



THÈSE

En vue de l'obtention du
DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par l'Université Toulouse 2 - Jean Jaurès

Présentée et soutenue par

Clément BLANC

Le 11 juillet 2023

**Un robot haptique pour la régulation émotionnelle des personnes
avec un trouble du spectre de l'autisme**

Ecole doctorale : **CLESCO - Comportement, Langage, Education, Socialisation,
Cognition**

Spécialité : **Neurosciences**

Unité de recherche :

**CERPPS -Centre d'Etudes et de Recherches en Psychopathologie et
Psychologie de la Santé**

Thèse dirigée par

Viviane KOSTRUBIEC et Jean-christophe BUISSON

Jury

Mme Claire WARDAK, Rapporteur

M. Julien LAGARDE, Rapporteur

Mme Magali BATTY, Examinatrice

M. Dennis MOTTET, Examineur

Mme Viviane KOSTRUBIEC, Directrice de thèse

M. Jean-Christophe BUISSON, Co-directeur de thèse

Université de Toulouse – Jean Jaurès

Laboratoire CERPPS

THÈSE

En vue de l'obtention du grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ

Spécialité Neurosciences

Un robot haptique pour la régulation émotionnelle des personnes avec un trouble du spectre de l'autisme.

Présentée et soutenue publiquement

Le 11 juillet 2023

Directeurs de recherche

Viviane Kostrubiec & Jean-Christophe Buisson

Jury

Julien Lagarde, Maître de conférence-HDR, Université de Montpellier, Rapporteur

Claire Wardak, Chargée de recherche, Université de Tours, Rapporteur

Magali Batty, Professeure, Université de Toulouse, Examinatrice

Denis Mottet, Professeur, Université de Montpellier, Examineur

Viviane Kostrubiec, Maitresse de conférence-HDR, Université de Toulouse, Directrice de thèse

Jean-Christophe Buisson, Professeur, Université de Toulouse, Co-Directeur de thèse

Remerciements

En premier lieu, j'aimerais tout particulièrement remercier ma directrice de thèse, la Maître de Conférence-HDR **Viviane Kostrubiec** et mon co-directeur de thèse, le **Professeur Jean-Christophe Buisson**, de m'avoir offert l'opportunité de réaliser cette expérience de doctorat et de m'avoir accompagné tout au long de ces années. Votre bienveillance, votre écoute, vos conseils et votre expertise furent précieux tout au long de ce parcours et m'ont permis d'approfondir mes réflexions et compétences dans le domaine de la recherche. Tout simplement, un grand merci.

Merci à la Chargée de Recherche **Claire Wardak**, au Maître de Conférence-HDR **Julien Lagarde** et aux Professeurs **Magali Batty** et **Dennis Mottet** d'avoir accepté d'être membre de ce jury et d'avoir expertisé ce travail de thèse. Merci pour les échanges et les questionnements que vous soulèverez.

J'adresse également mes remerciements à **Meryem Boumaza** et **Delphine Rouquet** pour leur disponibilité et leur aide tout au long de ce doctorat.

Une pensée toute particulière aux participants que j'ai rencontrés durant cette thèse et qui sans eux, ce manuscrit n'aurait jamais pu voir le jour. Donc, un grand merci à eux.

Je ne voudrais pas oublier de remercier les psychologues **Stéphanie Courty** et **Cécile de Launay** qui m'ont chaleureusement accueilli dans leur cabinet et m'ont offert l'opportunité de réaliser une étude auprès d'enfants avec TSA.

Je remercie également **Manon** de m'avoir aidé à analyser les vidéos des enfants. Je sais bien que ça n'a pas été le travail le plus passionnant, mais il a été ô combien important.

Et maintenant que dire des doctorants et docteurs car bien évidemment cette expérience ne serait pas la même sans eux. Merci à eux pour leur entraide, leur soutien mais surtout pour tous les bons moments d'échange. Puis, lorsqu'on passe plusieurs années dans le même lieu, beaucoup sont devenus bien plus que des collègues. **Alizée, Cassandra, Clara, et Joséphine**, merci pour votre bonne humeur, votre joie de vivre et votre soutien. Merci à **Camille, Cécile, Elodie, Gaëlle, Julien et Valentin** pour tous les bons moments partagés, pour nos aventures qui m'ont permis de m'évader mais aussi pour les nombreux « cocos » accompagnés de rires et de joie.

Comment pourrais-je oublier **Cécile, Geoffrey, Paul et William**. Des amis rencontrés à la fac qui ont toujours été présents et avec qui j'ai passé de merveilleux moments. Merci pour les escapades et soirées

inoubliables. Tout simplement merci à tous pour ces bons souvenirs et votre amitié. Ces années sans vous n'auraient pas eu la même saveur.

Je souhaite aussi remercier mes parents **Claudine** et **Philippe** de m'avoir toujours soutenu et accompagné dans mes projets. Un grand merci à ma mère qui m'a aidé dans l'élaboration de la balle. Ce n'est pas avec mes talents de couturier que nous aurions obtenu une balle esthétique et agréable, donc merci. Merci aussi à elle pour les nombreuses relectures. Je pense également à ma sœur **Delphine** et à mon frère **Adrien** sans oublier les « pièces rapportées » **Camille** et **Justine** pour tous nos bons moments partagés. Un merci à mes **grands-parents** et tout le reste de ma famille.

Enfin, je tiens aussi à remercier toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à cette thèse.

Tables des matières

RÉSUMÉ	1
ABSTRACT	3
PARTIE THEORIQUE	5
1 TROUBLE DU SPECTRE DE L'AUTISME (TSA)	7
1.1 HISTORIQUE.....	7
1.2 ASPECTS CLINIQUES ET CRITERES DIAGNOSTIQUES.....	8
1.3 EPIDEMIOLOGIE.....	9
1.4 PARTICULARITES SENSORIELLES.....	10
1.5 COMORBIDITES.....	12
1.5.1 <i>Troubles moteurs</i>	13
1.5.2 <i>Troubles anxieux</i>	16
1.6 ETIOLOGIE : TROUBLES MULTIFACTORIELS.....	17
1.7 AUTOSTIMULATION ET ANXIETE.....	19
2 ROBOTIQUE	23
2.1 LA ROBOTIQUE AU SERVICE DES PERSONNES AVEC TSA.....	23
2.1.1 <i>Hypothèses fondatrices de la robot-assistance</i>	24
2.1.2 <i>État des lieux</i>	25
2.1.3 <i>Limite des travaux actuels</i>	27
2.2 LA NOUVELLE DONNE : LES ROBOTS ADAPTATIFS.....	28
3 LE SENS HAPTIQUE	31
3.1 TERMINOLOGIE ET DEFINITION.....	31
3.2 LE SENS DU TOUCHER.....	31
3.2.1 <i>Le toucher, un sens essentiel dans notre vie</i>	31
3.2.2 <i>Physiologie du toucher</i>	34
3.2.3 <i>Type de toucher</i>	36
3.3 LES VIBRATIONS.....	37
3.3.1 <i>Perception vibro-tactile</i>	37
3.3.2 <i>Propriétés émotionnelles</i>	38
3.3.3 <i>Dispositif et robots haptiques</i>	41
4 COORDINATION MOTRICE	45
4.1 DEFINITIONS ET GENERALITES.....	45
4.2 APPROCHE DYNAMIQUE AU REGARD DE L'APPROCHE COGNITIVE.....	45
4.3 SYSTEMES ET AUTO-ORGANISATION.....	47
4.4 COORDINATION MOTRICE INTRA-PERSONNELLE.....	50
4.5 MODELISATION DE LA COORDINATION : MODELE HKB.....	51
4.6 COORDINATION MOTRICE INTER-PERSONNELLE.....	52
4.7 LES EFFETS SOCIAUX-AFFECTIFS DU MOUVEMENT COORDONNE.....	54
4.7.1 <i>La coordination motrice favorise les comportements pro-sociaux</i>	55
4.7.2 <i>Régulation émotionnelle par le mouvement</i>	57
4.7.3 <i>Mécanismes neuronaux sous-jacents</i>	60
4.8 LE MOUVEMENT COORDONNE CHEZ LES PERSONNES AVEC TSA.....	62
4.8.1 <i>Coordination intrapersonnelle et interpersonnelle</i>	62
4.8.2 <i>Synchronisation au niveau cérébral</i>	63
5 LA REPONSE ELECTRODERMALE, UN ESTIMATEUR DE L'EVEIL EMOTIONNEL	67
5.1 DEFINITIONS ET GENERALITES.....	67

5.2	ANATOMIE ET PHENOMENES PHYSIOLOGIQUES	68
5.2.1	<i>Anatomie de la peau</i>	68
5.2.2	<i>Le système nerveux autonome</i>	69
5.2.3	<i>Rôle et formation de la sueur</i>	71
5.3	PRINCIPE DE L'ACTIVITE ELECTRODERMALE.....	74
5.4	MESURE DE L'ACTIVITE ELECTRODERMALE	75
5.4.1	<i>Enregistrements endosomatiques : potentiel cutané</i>	75
5.4.2	<i>Enregistrements exosomatiques</i>	76
5.5	LES COMPOSANTES DE L'ACTIVITE ELECTRODERMALE	79
5.6	ÉLECTRODES ET SITE D'ENREGISTREMENT	82
5.7	PARADIGMES EXPERIMENTAUX.....	83
5.8	UNE ACTIVITE ELECTRODERMALE ATYPIQUE CHEZ LES PERSONNES AVEC TSA	84
5.9	TRAITEMENT DU SIGNAL : DECOMPOSITION DE LA CONDUCTANCE CUTANEE.....	85
5.9.1	<i>Suppression des artefacts</i>	85
5.9.2	<i>Décomposition du signal.</i>	86
5.9.3	<i>Continuous Deconvolution Analysis (CDA)</i>	88
	PROBLEMATIQUE.....	91
	PARTIE EMPIRIQUE	93
	DEVELOPPEMENT DU ROBOT HAPTIQUE ET FONCTIONNEMENT DU CAPTEUR EDA.....	95
1.	EVOLUTION DU PROTOTYPE.....	97
2.	LES COMPOSANTS ELECTRONIQUES DU ROBOT HAPTIQUE	99
2.1	<i>Les senseurs : Force Sensitive Resistor (FSR)</i>	99
2.2	<i>Les actionneurs : vibrating motor disk</i>	100
3.	LE MODELE DE HOPF	101
4.	CAPTEUR DE L'ACTIVITE ELECTRODERMALE	102
	ETUDE 1	105
	HAPTIC COORDINATION: SQUEEZING A VIBRATING STRESS BALL DECREASES ANXIETY AND AROUSAL	105
	RESUME	107
	ABSTRACT	108
1.	INTRODUCTION	109
2.	METHODS	112
3.	RESULTS	120
4.	DISCUSSION.....	126
5.	CONCLUSION	128
	REFERENCES	130
	ETUDE 2	135
	THE EFFECT OF SQUEEZING A VIBRATING STRESS BALL: A COMPARATIVE STUDY BETWEEN ADULTS WITH TYPICAL DEVELOPMENT AND ADULTS WITH AN AUTISM SPECTRUM DISORDER	135
	RESUME	137
	ABSTRACT	138
1.	INTRODUCTION	139
2.	METHODS.....	145
3.	RESULTS	154
4.	DISCUSSION.....	163
5.	CONCLUSION	166
	REFERENCES	168
	ETUDE 3	175
	USING A HAPTIC DYNAMIC CLAMP TO REDUCE AROUSAL: PREFERENCE, AROUSAL, AND COORDINATION STABILITY ARE RELATED	175
	RESUME	177

ABSTRACT	178
1. INTRODUCTION	179
2. METHODS	183
3. RESULTS	191
4. DISCUSSION	196
5. CONCLUSION	198
REFERENCES	199
ETUDE 4	205
ACCEPTABILITY OF A VIBROTACTILE BALL AMONG CHILDREN WITH ASD DURING A SOCIAL SKILLS GROUP (EN COURS)	205
RESUME	207
ABSTRACT	208
1. INTRODUCTION	209
2. METHODE	210
3. RESULTATS	214
4. DISCUSSION	217
DISCUSSION GENERALE.....	219
BIBLIOGRAPHIE.....	231
ANNEXES	267

Table des figures

Figure 1. Dyade autistique (DSM-V).....	9
Figure 2. Relation entre le traitement sensoriel et les processus perceptuels et cognitifs.....	11
Figure 3. Symptômes et comorbidités chez les personnes avec TSA.	13
Figure 4. Illustration des différents types de robots existants	24
Figure 5. Illustration des différentes fibres nerveuses et des quatre types de mécanorécepteurs présents dans la peau.	34
Figure 6. Vitesse d'adaptation des différents mécanorécepteurs.	35
Figure 7. Modèle « circumplex » de Russell, avec les deux dimensions horizontale et verticale représentant respectivement la valence et l'arousal.	39
Figure 8. Lien entre les paramètres vibrotactiles et les réponses affectives (arousal et valence).	41
Figure 9. Exemples de dispositifs et robots haptiques..	42
Figure 10. Photo d'une Termitière (A) et son organisation intérieure (B).....	47
Figure 11. A. Schéma des systèmes à état. B. Schéma des systèmes complexes.	48
Figure 12. Diagramme schématique des catégories de contraintes qui guident l'émergence du patron de coordination.....	49
Figure 13. Illustration de la phase relative mesurée en degrés.	50
Figure 14. Illustration des patrons de coordination stables. A. Patron de coordination en phase. B. Patron de coordination en anti-phase.	51
Figure 15. Illustrations de différents paradigmes expérimentaux évaluant la dynamique des coordinations motrices interpersonnelles.....	53
Figure 16. A. Protocole expérimental. B. Les nouveau-nés passent plus de temps à regarder les visages dans la condition synchrone.	55
Figure 17. Les 6 étapes du processus émotionnel selon Damasio	58
Figure 18. Illustration de la théorie de Damasio.	59
Figure 19. A. Protocole expérimental. B. Résultat de l'activité électrodermale.....	60

Figure 20. Illustration des mécanismes cérébraux impliqués dans la contraction motrice	61
Figure 21. Paradigme de coordination réalisé chez des enfants TD et TSA.	63
Figure 22. A. Schéma illustrant la connectivité cérébrale dans le groupe contrôle. B. Schéma illustrant une connectivité plus faible entre les aires corticales frontales et postérieures dans le groupe TSA. ...	64
Figure 23. Illustration de l'anatomie des glandes sudoripares eccrines dans les différentes couches cutanées.	68
Figure 24. Schéma illustrant la composition du système nerveux autonome.	69
Figure 25. Voies du système nerveux central responsables de l'activité électrodermale	70
Figure 26. Anatomie de la glande sudoripare eccrine.	71
Figure 27. Formation de la sueur par les glandes sudoripares eccrines.	73
Figure 28. Représentation des flux ioniques lors de la sécrétion de la sueur par les glandes eccrines.	73
Figure 29. Modélisation de la conductivité des canaux excréteurs des glandes sudoripares par un ensemble de résistances connectées en parallèle.	75
Figure 30. Schéma illustrant le principe de l'EDA enregistré par une méthode exosomatique	76
Figure 31. Schéma de l'exemple du barrage.	77
Figure 32. Décomposition de l'EDA en composantes tonique et phasique.	80
Figure 33. Schéma des composantes de la réponse électrodermale.	81
Figure 34. Un exemple de réponse spécifique (ER-SCR) suite à la présentation d'un stimulus.	82
Figure 35. Sites de placement des électrodes recommandés pour la mesure de l'activité électrodermale sur la main.	83
Figure 36. Relation entre le signal nerveux sudomoteur et le signal de conductance cutanée.	87
Figure 37. Extraction de l'activité phasique.	89
Figure 38. Évolution du prototype	97
Figure 39. Dispositif expérimental chez les adultes.	98
Figure 40. Dispositif expérimental chez les enfants.	99
Figure 41. Fonctionnement d'un moteur à vibration à masse rotative excentrique.	101
Figure 42. Senseurs utilisés pour l'enregistrement de la réponse électrodermale	102
Figure 43. Dispositif expérimental pour mesurer la réponse électrodermale.	103

Table des tableaux

Tableau 1. Caractéristiques des différents mécanorécepteurs d'après (Johnson, 2001; Kaczmarek et al., 1991). récepteur (1 : petit, 2 : large).....	36
Tableau 2. Ce tableau indique la tension en fonction de la force en Newton (N) avec une alimentation 5V (VCC) et une résistance (R) 10K Ω	100

Résumé

Les stéréotypies motrices, longtemps ignorées par les thérapeutes, pourraient être des stratégies de défense dans lesquelles s'absorbent les personnes avec un trouble du spectre de l'autisme (TSA) afin de réguler leur éveil émotionnel. Se pose alors la question : comment aider une personne avec TSA à expérimenter un monde plus ordonné, moins angoissant, propice à l'action planifiée et à la création de liens sociaux ? La possibilité suggérée dans cette thèse consiste à aider les personnes avec TSA à exploiter l'effet apaisant du mouvement coordonné. Nous proposons que les effets socio-émotionnels positifs de la coordination inter-personnelle puissent être reproduits chez des personnes au développement typique (TD) et avec TSA interagissant avec un robot haptique adaptatif : un automate qui détecterait et maintiendrait automatiquement la fréquence préférentielle de l'individu avec lequel il interagit. Comme ces stéréotypies peuvent stigmatiser les personnes avec TSA dans des situations sociales, les cliniciens cherchent à leur donner une forme socialement acceptable. Ainsi, au lieu d'un robot humanoïde, nous avons opté pour la construction d'une balle anti-stress robotisée, un objet portable, que l'on pourrait à court-terme proposer aux acteurs de terrain.

La **première étude** a pour objectif d'évaluer comment l'interaction avec une balle anti-stress vibrante impacte l'anxiété et l'arousal chez des participants TD. Nos résultats indiquent que la balle a joué un rôle dans le soulagement du stress : l'activité électrodermale (EDA) et l'anxiété ont diminué après cette interaction haptique. Nous avons également observé que la stabilité de la coordination haptique a eu un effet sur l'arousal : lorsque la coordination était la plus stable, l'EDA était la plus élevée. Dans l'ensemble, les participants ont apprécié l'interaction avec une balle aux vibrations d'intensité rythmique, avec une préférence pour des vibrations plus lentes que leur fréquence de pression préférée.

La **deuxième étude** porte sur l'impact de la balle vibrante robotisée sur l'anxiété et l'arousal chez des participants avec TSA en comparaison à des participants TD. L'interaction avec la balle a réduit l'EDA uniquement dans le groupe TD et a diminué l'anxiété dans les deux groupes. L'effet de la coordination haptique sur l'arousal était déterminé par la stabilité. En général, les participants ont apprécié l'interaction avec la balle vibrante et ont préféré des fréquences lentes.

La **troisième étude** vise à étudier les effets d'une balle vibrante adaptative sur les préférences et l'arousal. Les résultats ont mis en évidence une relation entre la stabilité de la coordination haptique et l'arousal. Il est à noter que les participants ont montré une préférence pour la version adaptative de la balle plutôt que celles qui vibraient à une fréquence plus lente ou plus rapide que la fréquence préférée du participant.

Enfin, la **quatrième étude** se consacre à évaluer l'acceptabilité et les effets de différents types de balle anti-stress (adaptative et non adaptative) sur les comportements pro-sociaux chez des enfants avec TSA participant à un groupe d'entraînement aux habiletés sociales. Nos données préliminaires ont indiqué que les enfants avec TSA ont porté un intérêt pour une balle produisant des vibrations. Plus précisément, ils ont préféré interagir avec une balle anti-stress robotisée adaptative. De surcroît, cette préférence s'accompagne d'une augmentation de comportements socialement adaptés.

Pour conclure, en tenant compte des préférences et des besoins individuels, ce robot haptique pourrait aider les personnes avec TSA à mieux gérer leur anxiété, et à favoriser l'établissement de relations sociales.

Mot clés : Trouble du spectre de l'autisme, coordination haptique, robotique, perception-action, activité électrodermale, anxiété.

Abstract

Motor stereotypies, long ignored by therapists, could be defense strategies in which individuals with Autism Spectrum Disorder (ASD) immerse themselves to regulate their emotional arousal. This raises the question: how can we help individuals with ASD experience a more orderly and less distressing world, conducive to planned action and social connections? The possibility suggested in this thesis is to assist individuals with ASD in harnessing the soothing effect of coordinated movement. We propose that the positive socio-emotional effects of interpersonal coordination can be replicated in both typically developing (TD) individuals and individuals with ASD interacting with an adaptive haptic robot: an automated system that would automatically detect and maintain the preferred frequency of the individual it interacts with. As these stereotypies can stigmatize individuals with ASD in social situations, clinicians aim to provide them with socially acceptable forms. Therefore, instead of a humanoid robot, we have chosen to construct a robotic stress ball, a portable object that could be offered to field practitioners in the short term.

The first study aims to evaluate how interaction with a vibrating stress ball impacts anxiety and arousal in TD participants. Our results indicate that the ball played a role in stress relief: electrodermal activity (EDA) and anxiety decreased after haptic interaction. We also observed that the stability of haptic coordination had an effect on arousal: when coordination was most stable, EDA was highest. Overall, participants enjoyed the interaction with a ball generating rhythmic intensity vibrations, with a preference for slower vibrations than their preferred pressure frequency.

The second study focuses on the impact of the vibrating robotic ball on anxiety and arousal in participants with ASD compared to TD participants. Interaction with the ball reduced EDA only in the TD group and decreased anxiety in both groups. The effect of haptic coordination on arousal was determined by stability. In general, participants enjoyed the interaction with the vibrating ball and preferred slower frequencies.

The third study aims to examine the effects of an adaptive vibrating ball on preferences and arousal. The results highlighted a relationship between the stability of haptic coordination and arousal. It is worth noting that participants showed a preference for the adaptive version of the ball rather than those vibrating at a slower or faster frequency than their preferred frequency.

Finally, the fourth study focuses on evaluating the acceptability and effects of different types of stress balls (adaptive and non-adaptive) on prosocial behaviors in children with ASD participating in a social skills training group. Our preliminary data indicated that children with ASD showed an interest in a ball producing vibrations. Specifically, they preferred interacting with an adaptive robotic stress ball. Moreover, this preference was accompanied by an increase in socially adaptive behaviors.

In conclusion, taking into account individual preferences and needs, this haptic robot could help individuals with ASD better manage their anxiety and foster the establishment of social relationships.

Key words: Autism Spectrum Disorder, haptic coordination, robot, perception-action, electrodermal activity, anxiety.

PARTIE THEORIQUE

1 Trouble du spectre de l'autisme (TSA)

Dans ce premier chapitre, nous allons nous consacrer à la découverte du TSA, ses aspects cliniques tout en évoquant brièvement l'épidémiologie ainsi que son étiologie. Par la suite, nous aborderons plus en détails les particularités sensorielles ainsi que les comorbidités. Enfin, nous terminerons ce chapitre en explorant les autostimulations comme moyen d'auto-régulation émotionnel, une thématique qui s'intègre dans ce travail de thèse.

1.1 Historique

D'un point de vue historique, Léo Kanner publie en 1943 la première description de l'autisme. Il décrit les enfants de sa clinique comme ayant peu d'intérêt à l'égard d'autres personnes. Les enfants suivis par Kanner étaient surtout intéressés ou même obsédés par des objets et avaient une routine ou une résistance au changement. Kanner utilisa le terme « infantile autism » pour décrire ce trouble (Kanner, 1943). Un an plus tard, un pédiatre autrichien, Hans Asperger, écrivait un autre article décrivant un groupe d'enfants qui partageait plusieurs des mêmes caractéristiques, mais avec une sévérité plus légère et des capacités intellectuelles plus élevées. Dès lors, son nom est associé à une forme d'autisme de haut niveau, le syndrome d'Asperger (Klin, 2003). Au fil des ans, la définition et le diagnostic de l'autisme a connu de multiples évolutions pour inclure la notion de « spectre » et aboutir au terme de « Trouble du Spectre de l'Autisme » (TSA) qui fait aujourd'hui référence. La compréhension du TSA a aussi grandement évolué : jadis considéré comme un trouble rare et sévère, il est actuellement reconnu comme un trouble neurodéveloppemental qui se manifeste sur un large continuum de sévérité. De nos jours, ce trouble est largement accepté comme une affection complexe, envahissante et hétérogène, aux étiologies, sous-types et trajectoires développementales multiples.

Le diagnostic actuel reste basé sur l'observation de comportements atypiques, avec des critères de déficits dans la communication et les interactions sociales mais aussi, avec des comportements restreints et répétitifs (American Psychiatric Association, 2013). En plus de ces critères diagnostiques, de nombreuses personnes avec TSA souffrent de troubles perceptivo-moteurs associés (Bogdashina, 2013; Fournier et al., 2010). L'ensemble de ces anomalies font obstacle à l'intégration sociale et scolaire : à peine 20% des enfants TSA sont scolarisés en milieu ordinaire (CEFF France, 2015) et 64% d'entre eux n'ont accès à aucune forme d'apprentissage (Le Callenec & Chapel, 2016). Cette discrimination à l'égard des enfants avec TSA (défaut d'éducation, de scolarisation et de formation professionnelle) a valu à la France cinq condamnations successives par le Conseil de l'Europe. Le TSA est devenu un problème majeur de santé et une grande cause nationale depuis 2012.

1.2 Aspects cliniques et critères diagnostiques

Selon les critères diagnostiques du DSM-V (American Psychiatric Association, 2013), le TSA est défini par deux groupes de symptômes. Le premier groupe de symptômes inclut une altération des interactions sociales et un déficit de la communication sociale qui peuvent affecter aussi bien les capacités verbales que non verbales (Figure 1). Ainsi, un comportement oculaire atypique (avec peu d'intérêt pour la région des yeux), une posture corporelle atypique (non adaptée au contexte), un manque de réciprocité sociale ou émotionnelle, ou bien encore une absence dans la recherche à partager leurs plaisirs, reflètent les multiples comportements non verbaux inadapés dans le TSA (American Psychiatric Association, 2013). Des déficits de la communication verbale sont également retrouvés chez les personnes avec TSA. Effectivement, il peut y avoir un retard ou une absence totale du langage, ou bien au contraire, certains vont le développer précocement et très bien. Dans le cas où le langage se développe, l'intonation, le rythme, la structure grammaticale peuvent être anormaux. Une perturbation dans la pragmatique peut également être soulignée, d'où la difficulté à comprendre des aspects non littéraux du langage comme l'humour ou l'ironie (American Psychiatric Association, 2013).

Le second groupe de symptômes est définie par un caractère restreint et répétitif des comportements et des intérêts (Figure 1). Il inclut non seulement les mouvements corporels stéréotypés tels que le tapotement des mains ou le balancement du corps, mais aussi les particularités du langage qui peuvent être idiosyncrasiques, stéréotypés et répétitifs (écholalie). Une adhésion à des routines ou à des rituels bien spécifiques, de même qu'une résistance au changement sont également à souligner. Effectivement, les personnes avec TSA ont parfois besoin de prendre le même itinéraire ou de manger la même nourriture tous les jours. De même, une grande détresse en cas de petits changements peut être observée. Il est à noter que les particularités sensorielles font désormais partie intégrante de ce deuxième groupe de symptômes (American Psychiatric Association, 2013). Elles seront détaillées par la suite.

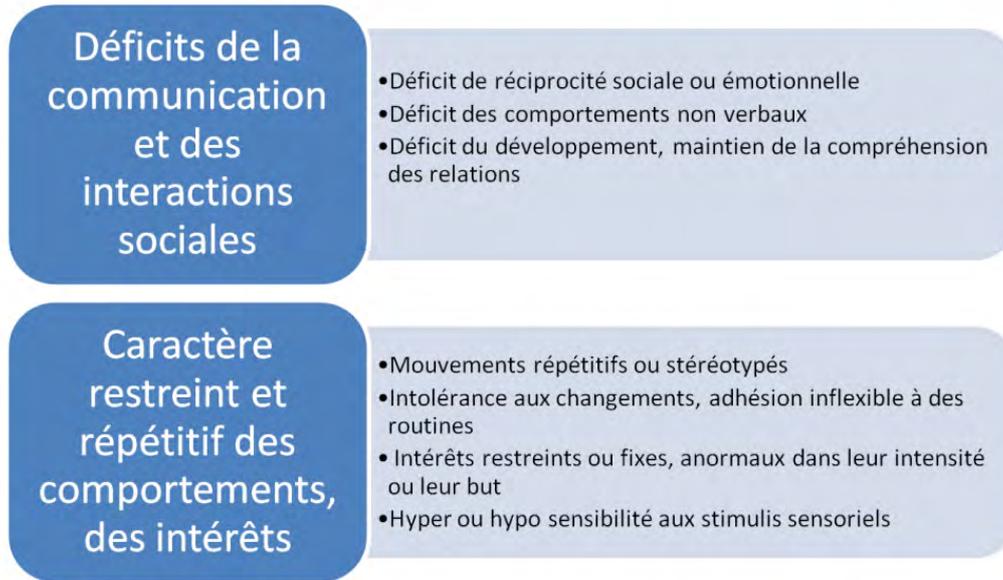


Figure 1. *Dyade autistique (DSM-V).* Issue de <https://comprendrelautisme.com/le-diagnostic-de-lautisme/les-criteres/le-dsm-5-dyade-autistique/>.

Le dépistage et le diagnostic précoce sont des sujets de préoccupations majeurs. Les symptômes du TSA se manifestent habituellement dans la petite enfance, au plus tard dans les trois premières années de vie. La confirmation du diagnostic est multidisciplinaire et peut se décomposer en deux étapes. Une première qui consiste à recueillir des symptômes de TSA avec un entretien médical, entretien avec les parents, observations de l'enfant et l'utilisation d'outils tels que l'ADI-R (Autism Diagnostic Interview, Lord et al., 1994) et l'ADOS (Autism Diagnostic Observation Schedule, Lord et al., 1989). Ces deux outils d'aide au diagnostic font aujourd'hui référence. Le premier, outil fréquemment utilisé en recherche, est un entretien semi-structuré avec les parents permettant de recueillir des informations sur la symptomatologie du moment mais aussi sur la vie entière. A lui seul, il ne permet pas d'établir un diagnostic, il est complété par l'ADOS-2 qui est un outil semi-structuré d'observation des comportements dit déficitaires qui caractérisent le TSA. La deuxième étape de la confirmation du diagnostic est consacrée à l'élimination des diagnostics différentiels et à la recherche de symptômes associés, à l'aide d'examen cliniques : bilan neuropsychiques, EEG, bilan génétique, etc...

1.3 Epidémiologie

Les estimations de la prévalence du TSA dans la population font l'objet de controverses. Aujourd'hui, le TSA touche environ 1% de la population générale, avec une prédominance chez les

hommes par rapport aux femmes (Baxter et al., 2015). En France, cela représente environ 700 000 personnes avec TSA. Depuis plusieurs décennies, le nombre de cas est en forte augmentation et diverses hypothèses ont été avancées pour expliquer ce phénomène. Parmi les possibilités les plus fréquemment évoquées, figurent l'élargissement des critères de diagnostic, une plus grande sensibilisation au trouble, le diagnostic à un âge plus précoce ou bien, une réelle augmentation de la fréquence du TSA (Matson & Kozlowski, 2011).

Le sex ratio est de quatre garçons pour une fille (Fombonne & al, 2003). Effectivement, le TSA est plus courant chez les garçons que chez les filles et les raisons de cette différence restent peu claires. Cependant, certaines études suggèrent que le ratio pourrait être plus proche de 3 : 1 ou même 2 : 1 en raison d'un sous-diagnostic des femmes (Kim et al., 2011; Loomes, Hull et Mandy, 2017). Il semblerait que les femmes utilisent des stratégies telles que le camouflage social qui consiste à masquer des aspects de soi-même pour s'intégrer dans les interactions sociales des personnes non autistes (Hull et al., 2017). Bien que non exclusives aux femmes, ces stratégies de compensation sont également présentes chez les hommes mais moins effectives.

1.4 Particularités sensorielles

Pourtant identifiées comme symptômes caractéristiques par Kanner, les particularités sensorielles se sont vues oubliées au profit des études sur les déficits sociaux, donnant lieu à de nombreuses théories et hypothèses (S. Leekam, 2016). Ce n'est que ces dernières années que de nombreuses études se focalisant sur le domaine sensoriel ont confirmé et montré des particularités sensorielles dans le TSA (Baum et al., 2015). Elles ont par ailleurs été ajoutées au DSM-5 et sont désormais identifiées comme critères diagnostiques et reconnues comme faisant partie des symptômes « core » du TSA (American Psychiatric Association, 2013). Selon les estimations, les particularités sensorielles seraient présentes chez environ 69% à 93% des enfants et adultes avec TSA et touchent toutes les modalités sensorielles (Baranek et al., 2005; S. R. Leekam et al., 2007). La méta-analyse de Ben-Sasson et al. (2009) réalisée sur 14 études confirme que les symptômes sensoriels sont plus importants chez les enfants avec TSA en comparaison avec leurs pairs au développement typique. Ces symptômes sensoriels peuvent être divisés en deux patterns : l'hyposensibilité et l'hypersensibilité (Delacato, 1974). L'hyposensibilité réfère à une absence ou à une diminution de réponse à un stimulus sensoriel. Ainsi, les enfants qui ont des hyposensibilités peuvent ne pas répondre à un stimulus pourtant saillant pour les autres. De plus, elles peuvent amener l'enfant à une fascination pour certains stimuli sensoriels tels des objets en mouvements ou des lumières vives. L'hypersensibilité est une réponse excessive, exagérée à un stimulus sensoriel, pouvant conduire à la détresse, l'évitement et l'hypervigilance (Mazurek et al., 2013). Temple Grandin, une personne avec TSA de haut niveau témoigne : *quand j'étais enfant, la cloche de l'école me rendait*

complètement folle. Je la sentais comme la roulette du dentiste. Sans exagération : le son provoquait une sensation à l'intérieur de mon crâne comme la douleur qui vient de la roulette du dentiste. Il est à souligner qu'une personne avec TSA peut expérimenter à la fois des hyper et hyposensibilités pour un même sens. Par exemple, une personne peut avoir une hypersensibilité à une fréquence particulière de sons et en même temps présenter une hyposensibilité aux voix des personnes l'entourant. Bien que les particularités sensorielles semblent être plus importantes pendant l'enfance (Ben-Sasson et al., 2009), elles perdurent toute la vie et impactent grandement les interactions sociales.

Avant d'explorer la perception sensorielle chez les personnes avec TSA, il convient de définir ce qu'est la perception sensorielle. Elle peut être définie comme le processus par lequel un individu collecte les informations sensorielles du monde environnant, les interprète et les comprend. Ce processus s'articule en plusieurs étapes (Figure 2). La première étape de cette chaîne allant d'un organe sensoriel à la cognition est la perception du stimulus sensoriel. La deuxième étape correspond à la sensation qui est uniquement un processus de l'ordre du ressenti. A ce niveau élémentaire, les récepteurs sensoriels sont stimulés par les stimuli environnementaux. Cette information est par la suite relayée au niveau cérébral pour créer une représentation neuronale, un processus appelé : la perception (Perrone, 2007). C'est un processus qui permet de traduire les sensations en objet de perception sensoriel. Enfin, la dernière étape réfère à la cognition, c'est-à-dire le traitement des informations sensorielles par une partie spécifique du cortex avec le recrutement des éléments de mémoire. Autrement dit, c'est l'intégration par le système nerveux des différentes informations sensorielles traitées par nos différents sens en un percept global cohérent. Par exemple, lorsqu'un chat miaule, c'est sûrement parce qu'il a faim et il faut donc lui donner à manger.

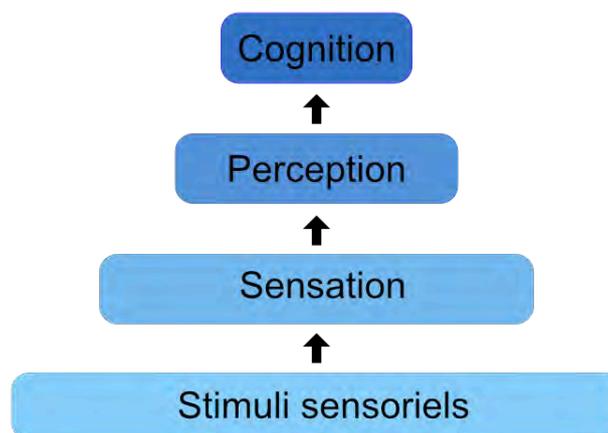


Figure 2. Relation entre le traitement sensoriel et les processus perceptuels et cognitifs.

Olga Bogdashina s'est intéressée à la perception sensorielle chez les personnes avec TSA et comment cela affecte leur perception du monde environnant. Il a pu être montré que les personnes avec TSA ont une difficulté à faire un tri des informations sensorielles qui leur parviennent, c'est-à-dire

sélectionner les informations sensorielles pertinentes au profit de celles non pertinentes (Bogdashina, 2003). Par exemple, les personnes avec TSA peuvent percevoir avec la même intensité des bruits de fond tels que le vent, le bruit de la circulation ou des conversations lointaines, que la voix de la personne avec laquelle ils discutent. Cette particularité à ne pas distinguer des informations de premier plan et d'arrière-plan n'est pas spécifique à l'auditif et est retrouvée dans d'autres modalités sensorielles. Du fait de la difficulté de hiérarchisation des informations, certaines personnes avec TSA perçoivent le monde de manière fragmentée car le cerveau reçoit trop d'informations qu'il ne peut traiter simultanément. Comme en témoigne Donna Williams, une personne avec TSA : *j'ai toujours su que le monde était fragmenté. Ma mère était une odeur et une texture, mon père était un ton et mon frère aîné était quelque chose en mouvement.*

La théorie de la Cohérence Centrale (Frith, 1989) tente d'apporter des éléments de réponse à ce phénomène. Elle peut se définir comme la capacité à traiter les informations de manière globale et contextualisée. En effet, le monde dans lequel nous vivons nous expose en permanence à de multiples informations qui sont traitées par nos différents sens. Ces informations sont combinées et intégrées par le système nerveux en un percept global cohérent. Par exemple, là où une personne avec une cohérence centrale fonctionnelle verrait une forêt parmi une étendue d'arbres, une personne avec une faible cohérence centrale ne verrait que les arbres individuellement. Selon Frith, les personnes avec TSA percevraient davantage les différentes parties d'un tout sans forcément en former une image globale. C'est pourquoi, certaines personnes avec TSA peuvent reproduire des paysages d'un réalisme époustouflant car ils portent une attention particulière aux détails et n'ont pas hiérarchisé les informations visuelles. Cette attention aux détails plutôt qu'au percept global peut avoir des avantages mais peut également entraîner des difficultés à interpréter et à répondre de manière adéquate à une situation sociale donnée. Plusieurs études ont mis en évidence qu'un traitement sensoriel atypique aux stimuli prédisait plus tard les compétences d'attention conjointe, le développement du langage (Baranek et al., 2013) et des niveaux plus élevés de déficience sociale chez les adultes avec TSA (Hilton et al., 2012). Par exemple, un enfant qui a une hypersensibilité aux sons peut se retirer des environnements socio-communicatifs trop stimulants, ce qui le privera d'une expérience sociale, pouvant résulter en une rupture des interactions sociales. Ainsi, les caractéristiques sociales et sensorielles dans le TSA exerceraient une influence réciproque.

1.5 Comorbidités

Le trouble déficitaire de l'attention avec hyperactivité (TDAH), le trouble obsessionnel-compulsif (TOC), la déficience intellectuelle et l'anxiété sont les principales comorbidités psychologiques présentes chez les personnes avec TSA (Figure 3). Il est à souligner que la cooccurrence

du TDAH et du TSA est fréquente et ces deux troubles présentent de nombreuses similitudes biologiques, comportementales et neuropsychologiques (Antshel et al., 2016). La 5^{ème} édition du DSM en tient compte et il est désormais possible pour les cliniciens de poser un diagnostic de TSA dans le contexte du TDAH. Les troubles tels que l'anxiété et la dépression sont souvent concomitants en raison des défis auxquels les personnes avec TSA sont confrontées dans la vie quotidienne, comme l'isolement social et les difficultés de communication. Parmi les comorbidités physiologiques peuvent être citées les troubles moteurs, l'épilepsie, les troubles du sommeil, les problèmes gastro-intestinaux et la déficience du système immunitaire. L'anxiété et les troubles moteurs définissant le cadre théorique de cette thèse, ces deux comorbidités sont détaillées dans les sous-chapitres suivants.

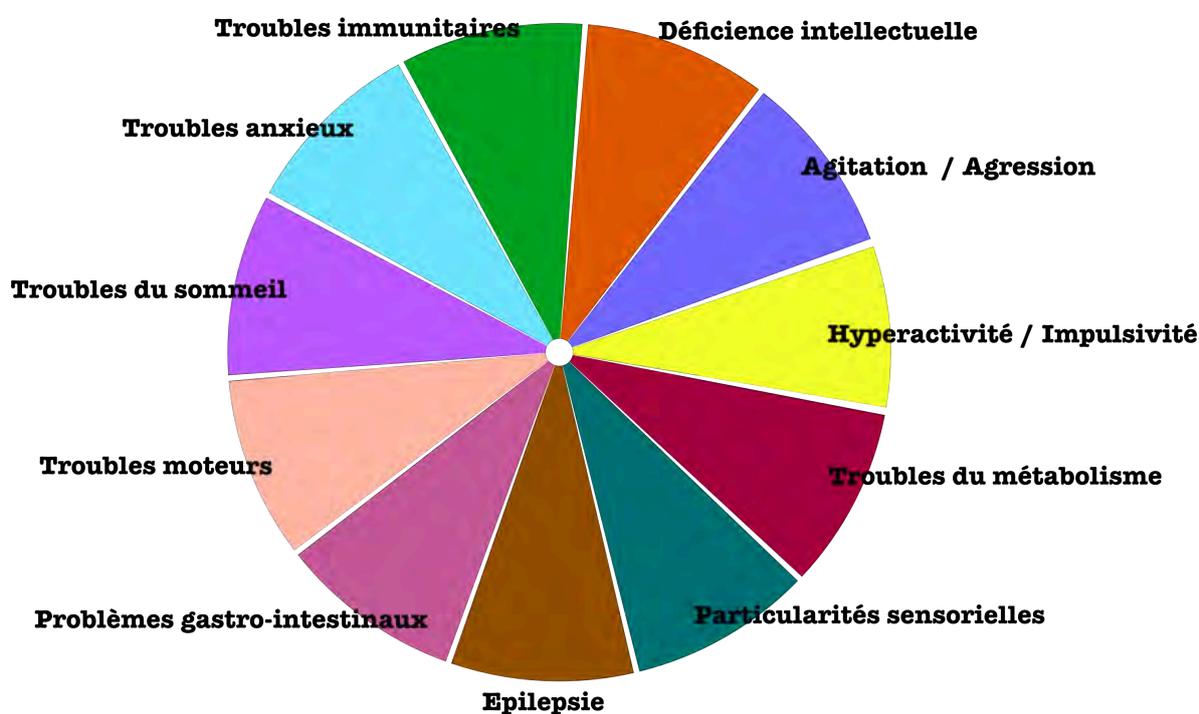


Figure 3. Symptômes et comorbidités chez les personnes avec TSA. Issue de Antshel et al., 2016.

1.5.1 Troubles moteurs

Pourtant pointées du doigt par Kanner (1943) dans ses premières descriptions « certains étaient un peu gauches dans leurs démarches et leurs activités motrices globales », les anomalies motrices sont longtemps demeurées hors des centres d'intérêt des chercheurs (Gowen & Hamilton, 2013). Dans ce contexte, un intérêt croissant s'est porté sur le fonctionnement moteur dans le TSA. Un large éventail

d'études a ainsi vu le jour, permettant d'apporter des preuves convaincantes en regard des anomalies motrices qui pourraient être une composante du phénotype du TSA (Hilton et al., 2012).

Les personnes avec TSA présentent-elles des déficits moteurs ? La réponse est positive. Bien qu'absentes des critères diagnostiques, il semble que les déficiences motrices soient la règle plutôt que l'exception et sont présentes chez environ 59% (Dewey et al., 2007) à 79% (Green et al., 2009) des enfants avec TSA. En 1996, Leary et Hill ont attiré l'attention sur ces difficultés motrices et leurs complexités, dans le sens où elles peuvent aussi bien s'exprimer dans un mouvement simple (i.e., hocher la tête) que dans la réalisation de mouvements plus complexes (i.e., combiner des actions pour réaliser une tâche) (Leary & Hill, 1996). La méta-analyse réalisée sur 51 études par Fournier et al. (2010) révèle la présence d'anomalies motrices chez les personnes avec TSA, en comparaison à des individus au développement typique. La baisse des performances motrices est retrouvée dans des tâches impliquant la coordination, la posture, la marche... (Fournier et al., 2010). D'autres revues se sont consacrées à l'évaluation de la motricité globale et à la perception de ses propres compétences motrices dans le TSA (Emck et al., 2009), à examiner des différences de mouvement qui limitent l'activité motrice (Downey & Rapport, 2012) et aux capacités d'imitation chez les personnes avec TSA, en comparaison à des individus au développement typique (Williams et al., 2004). La méta-analyse de Miyahara en 2013 reprend les revues évoquées ci-dessus et permet ainsi de mieux apprécier les difficultés motrices chez les personnes TSA. Selon cette méta-analyse, les performances motrices des personnes avec TSA sont en deçà des performances de la population typique (Miyahara, 2013). Récemment, Kaur, Srinivasan, et Bhat (2018) confirment la présence de difficultés dans plusieurs aspects des compétences motrices telles que la posture et l'équilibre, la motricité fine et globale, et notent également des difficultés de coordination et de planification motrice chez les enfants avec TSA. Ces études nous offrent ainsi une vue d'ensemble sur des aspects différents du mouvement. Malgré l'absence de méthodologie commune, elles s'accordent toutes à dire que les compétences motrices chez les personnes avec TSA sont moindres, comparées à celles d'individus au développement typique, notamment dans les domaines classiquement décrits que sont la motricité globale et la motricité fine (Downey & Rapport, 2012; Emck et al., 2009; Fournier et al., 2010; Miyahara, 2013; Williams et al., 2004).

Le témoignage des personnes avec TSA renforce ces observations. Elles mettent en avant des difficultés du contrôle moteur : *en comparant mon esprit à un ordinateur, c'est comme si j'avais la carte d'entrée mais que la carte de sortie est toute brouillée*, des aberrations dans l'exécution des commandes : *quand je sais que je devrais sourire, parfois je sais que je ne souris pas, mais fronce des sourcils* et la conscience que les personnes avec TSA ont de leurs troubles : *dès le début d'une action, j'étais conscient de mon incapacité à accéder à la planification motrice et j'étais perdu dans un silence moteur inacceptable*" (Robledo et al., 2012), ou encore : *mon enfance n'a pas été facile car je n'avais aucun moyen de communiquer. (-) J'ai pointé du doigt des cartes et je me suis touché le nez, mais je n'avais*

aucun moyen de dire ce que je pensais profondément, que je comprenais tout, mais que j'étais enfermé à l'intérieur (Kedar, 2014).

D'un point de vue développemental, les troubles moteurs sont parmi les premiers déficits observables chez les bébés qui peuvent être ultérieurement diagnostiqués TSA (Bedford et al., 2016). Une des études pionnières réalisées par Adrien et collaborateurs en 1993, a évalué les vidéos de 12 enfants avec TSA et 12 enfants au développement typique. Avant l'âge d'un an, l'analyse des vidéos a révélé un déficit d'expression faciale et une hypotonie dans le groupe des enfants postérieurement diagnostiqués TSA (Adrien et al., 1993). Toujours en visionnant des vidéos familiales, des chercheurs ont observé des différences dans l'utilisation du corps pour explorer l'environnement chez les bébés qui présenteront plus tard un TSA (Baranek, 1999). Ces derniers avaient des anomalies de postures, des anomalies de locomotion, tout comme des difficultés de synchronisation (Baranek, 1999; Ozonoff et al., 2008). Ces anomalies motrices pourraient ainsi être un signe, indiquant que la trajectoire développementale de l'enfant ne suit pas une route typique.

Une meilleure connaissance de l'héritabilité et de l'implication de facteurs génétiques dans le TSA (Abrahams & Geschwind, 2008) a conduit les chercheurs à s'intéresser aux familles dont un enfant était déjà diagnostiqué TSA. Ces études prospectives réalisées chez les enfants à risque de développer un TSA permettent ainsi d'obtenir des données sur la précocité des symptômes du TSA. L'étude longitudinale de Landa et collaborateurs en 2013, réalisée sur 235 enfants avec ou sans haut risque de TSA, indique une trajectoire développementale atypique dans le groupe TSA. Un ralentissement du développement moteur, incluant la motricité fine et globale est observé vers l'âge de 14 mois (Landa et al., 2013). Staples et Reid (2010) rapportent eux aussi un retard de développement moteur chez les enfants avec TSA. Le niveau de développement en motricité globale chez les enfants avec TSA de 10 ans était comparable à celui d'enfants TD de 5 ans (Staples & Reid, 2010). Certains auteurs suggèrent qu'une motricité atypique durant la plus petite enfance pourrait constituer un marqueur précoce pour le dépistage du TSA. Selon Iverson et collaborateurs (2019), les scores de motricité fine à l'âge de 6 mois sont prédictifs des symptômes TSA à l'âge de 36 mois.

Autant de raisons qui font que l'hypothèse de la déficience motrice dans l'autisme est soutenue par une large partie de la communauté scientifique. Les études rétrospectives et prospectives décrivent une trajectoire développementale atypique avec un retard des acquisitions. Les vulnérabilités de motricité fine et globale des nourrissons peuvent avoir des conséquences importantes sur le développement ultérieur non seulement dans le domaine moteur mais également dans le domaine socio-émotionnel. Malgré le caractère précoce de ces anomalies motrices, à ce jour, ils ne sont pas spécifiques aux TSA et ne peuvent donc constituer un marqueur diagnostic.

1.5.2 Troubles anxieux

L'anxiété et la dépression sont parmi les troubles affectifs les plus répandus associés au TSA (Joshi et al., 2010; Simonoff et al., 2008; van Steensel et al., 2011). Cependant, les estimations de la prévalence de l'anxiété chez les adultes avec TSA varient considérablement, certaines études faisant état de 14%, d'autres de 84% (Mazefsky et al., 2008; van Steensel & Heeman, 2017). Dans une méta-analyse de 83 études, van Steensel et Heeman (2017) ont rapporté que les jeunes avec TSA présentent des niveaux d'anxiété significativement plus élevés que les jeunes au développement typique. De même, la différence des niveaux d'anxiété entre les enfants avec TSA et ceux au développement typique augmente avec l'âge mais aussi lorsque les enfants avec TSA ont un quotient intellectuel élevé (van Steensel & Heeman, 2017). Il se peut que les enfants plus âgés avec TSA, et dont le niveau de fonctionnement cognitif est plus élevé, soient plus conscients de leurs difficultés. Des niveaux plus importants d'anxiété chez les personnes avec TSA ont été associés à une moindre satisfaction dans la vie, à des difficultés sociales plus importantes (Gotham et al., 2015) et à la solitude (White & Roberson-Nay, 2009). Les raisons de ces taux élevés d'anxiété dans la population TSA restent cependant spéculatives et des recherches ont commencé à s'intéresser à la régulation des émotions (RE) en tant que facteur de risque pour la santé mentale chez les personnes avec TSA (Weiss et al., 2014; White et al., 2014).

La RE est un processus complexe qui peut être définie comme « la capacité à moduler l'excitation et les réponses émotionnelles au service d'un comportement adaptatif et socialement approprié » (Gross & Thompson, 2007) et implique l'activation de ressources attentionnelles, comportementales et physiologiques (Levenson, 1994). Il est admis qu'une régulation émotionnelle fonctionnelle est caractérisée par une « up-régulation » des émotions positives et une « down-régulation » des émotions négatives (Gross, 2002). Généralement, nous accueillons plus ouvertement nos émotions positives et à l'inverse nous essayons de réguler nos émotions négatives afin de nous sentir mieux. Ainsi, une dysrégulation des émotions peut se produire lorsque les émotions sont régulées de manière inappropriée et inefficace et peut ainsi se manifester par une affectivité négative ou une irritabilité (Mazefsky et al., 2013).

Dans ce cadre, le rôle de la RE dans la manifestation de l'anxiété chez les personnes avec TSA suscite un intérêt croissant. De nombreuses études font état de différences dans l'utilisation de stratégies pour la RE entre les personnes avec TSA et celles au développement typique (Cai et al., 2018). Les jeunes avec TSA déclarent utiliser moins de stratégies de RE et les employer de manière moins flexible (Cai et al., 2018). Ils ont également tendance à s'appuyer sur des stratégies potentiellement inadaptées comme la rumination, l'évitement et le déni (Mazefsky & White, 2014). Les données principalement axées sur des échantillons verbaux, ont montré une association entre l'anxiété et une altération de la RE. Ces altérations ont été impliquées dans les comportements perturbateurs tels que l'irritabilité, les crises de colère et l'agressivité chez les jeunes avec TSA (Cai et al., 2018). En outre, une fois contrariés, les

enfants avec TSA le restent plus longtemps malgré les efforts d'apaisement, ce qui suggère une persistance de l'émotion (Konstantareas & Stewart, 2006). Plus récemment, Conner et al. (2020) ont examiné la relation entre la RE et l'anxiété chez les enfants avec TSA qui pouvaient présenter ou non une déficience intellectuelle. Comme attendu, les résultats indiquent que l'altération de la RE permet de prédire les niveaux d'anxiété et il apparaît que la sévérité des symptômes TSA est associée à une augmentation de l'anxiété, en accord avec des études précédentes (Conner et al., 2020; Swain et al., 2015; Uljarević & Evans, 2017). Des chercheurs proposent alors que la déficience de la RE peut refléter un mécanisme, ou une voie de développement de l'anxiété (Conner et al., 2020). Si tel est le cas, la RE pourrait bien être une cible d'intervention pour prévenir ou moduler l'anxiété chez les jeunes avec TSA. Une étude récente a effectivement suggéré qu'améliorer la RE diminue l'anxiété chez les adolescents avec TSA (Conner et al., 2019).

Par ailleurs, une multitude d'études supportent l'hypothèse selon laquelle une altération de la RE pourrait être inhérente au TSA (Konstantareas & Stewart, 2006; Mazefsky et al., 2013; Mazefsky & White, 2014; Samson et al., 2014). Il a été démontré que les comportements, intérêts et activités restreintes et répétitives étaient liés à la dysrégulation des émotions (Berkovits et al., 2017; Samson et al., 2014). Autrement dit, cela pourrait indiquer que les personnes avec TSA présentent des difficultés dans la régulation de leurs émotions en raison de leurs difficultés à inhiber les comportements en cours (Mazefsky et al., 2012). Cette hypothèse ne fait cependant pas l'unanimité. Alternativement, il est proposé que la dysrégulation des émotions dans le TSA engendre des mécanismes compensatoires s'exprimant par des comportements restreints et répétitifs. Ainsi, ces comportements pourraient être la manifestation d'un système de régulation des émotions déficient (Goldin et al., 2008).

1.6 Étiologie : troubles multifactoriels

A l'heure actuelle, le TSA n'a pas de cause unique reconnue. Étant donné la complexité de ce trouble et la grande hétérogénéité, l'étiologie du TSA est probablement multifactorielle impliquant à la fois des facteurs génétiques et non génétiques tels que des facteurs neurobiologiques et environnementaux prénataux et postnataux (Chen et al., 2015).

Facteurs génétiques : Le séquençage du génome humain a permis de mettre en évidence l'importance de la composante génétique dans le TSA avec l'établissement d'une liste d'environ 1000 gènes associés à un risque de développer un TSA. Ces gènes, enregistrés dans une base de données (SFARI gene), sont notés en fonction de leur association avec le risque de TSA et classés en quatre catégories différentes allant d'un risque important de TSA à candidat susceptible : S syndromique, catégorie 1, catégorie 2, et catégorie 3 (SAUER, 2021). Ainsi, les 126 gènes classés dans la catégorie S incluent des mutations qui

augmentent très fortement le risque de développer un TSA. À l'inverse, la catégorie 3 incluant 506 gènes sont eux, des candidats susceptibles d'être associés au TSA.

Les études épidémiologiques réalisées sur des familles et des jumeaux supportent l'importance de la génétique dans le TSA. Dans les familles présentant des cas existants de TSA, les jeunes frères et sœurs des membres de la famille courent un risque accru de TSA (approximativement 20%), encore plus pour les enfants de sexe masculin (Ozonoff et al., 2011). En outre, l'héritabilité dans le TSA est estimée à 0,7 – 0,8. Il est à noter qu'une héritabilité égale à 1 signifie que la variation observée au sein d'une population est entièrement due aux gènes. Ces données soulignent l'implication de la génétique dans le TSA mais laissent une place aux facteurs environnementaux qui pourraient eux aussi jouer un rôle.

Facteurs environnementaux : L'âge parental, l'état nutritionnel et métabolique de la mère, les infections pendant la grossesse, le stress prénatal et l'exposition à certaines toxines tels que les métaux lourds ou médicaments sont des facteurs non génétiques qui pourraient augmenter le risque de TSA (Sauer et al., 2021). L'exposition à certains de ces facteurs environnementaux pourrait avoir des conséquences dramatiques et jouer un rôle crucial dans l'apparition de troubles neurodéveloppementaux. La présence de ces facteurs durant les stades prénataux et périnataux peut avoir un impact sur le développement du fœtus et du nouveau-né (Matson et al., 2011). Par exemple, une exposition prénatale à l'acide valproïque a été associée à une augmentation significative du risque de développer un TSA (Christensen et al., 2013).

Facteurs neurobiologiques : Depuis plusieurs années, de nombreuses études neuro-anatomiques et fonctionnelles ont été conduites chez les personnes avec TSA permettant de démontrer l'origine neurodéveloppementale du TSA (Donovan & Basson, 2017). Des anomalies cérébrales aussi bien au niveau anatomique que physiologique ont été mises en évidence. Par exemple, Courchesne et al. (2005, 2011) ont démontré une augmentation accrue du volume cérébral chez les nourrissons et les enfants avec TSA, mais une diminution de celui-ci à l'adolescence. De même, Haar et collaborateurs (2016) ont rapporté une augmentation de la circonférence crânienne et des volumes corticaux (e.g., cortex frontal et temporal) et sous-corticaux tel que l'amygdale chez des enfants âgés de 1 à 4 ans, qui par la suite ont été diagnostiqués TSA. Les particularités anatomiques retrouvées dans ces régions interviennent dans le développement des capacités sociales, émotionnelles, linguistiques et de communication. Par exemple, de nombreuses études ont exploré le rôle de l'amygdale dans le TSA. Les troubles de l'interaction sociale, de la prédiction de la récompense, de la mémoire émotionnelle et de la reconnaissance des visages ainsi que émotions dans le TSA peuvent donc être le signe d'un dysfonctionnement de l'amygdale et des structures associées (Davis & Whalen, 2001). Étant donné que la surcroissance anormale se produit au moment des premiers signes comportementaux et cliniques détectables de l'autisme, il est supposé que les défauts neuronaux qui provoquent cette surcroissance pourraient être les bases neurales de l'autisme (Donovan & Basson, 2017).

De plus, des études en Imagerie par Résonance Magnétique de Connectivité Fonctionnelle (IRMfc) ont démontré des anomalies de connectivité entre différentes aires cérébrales chez les personnes avec TSA (Just, 2004). Ces anomalies pourraient expliquer la difficulté qu'ont les personnes avec TSA à différencier les informations pertinentes du bruit de fond ; contribuant de ce fait aux particularités perceptives et sensorielles dans le TSA. Un déséquilibre entre la neurotransmission excitatrice et inhibitrice a également été démontré dans le TSA (Rubenstein & Merzenich, 2003). Ce ratio accru entre l'excitation et l'inhibition neuronale pourrait être responsable du traitement sensoriel atypique mais aussi des comportements sociaux et émotionnels perturbés dans le TSA (Rubenstein & Merzenich, 2003).

1.7 Autostimulation et anxiété

Les symptômes « cores » du TSA, notamment les comportements répétitifs pourraient être attribués à une difficulté du développement sensori-moteur (Haswell et al., 2009; Leary & Hill, 1996). Delacato (1974) suggère que l'atypie du traitement sensoriel pourrait être à l'origine de certains comportements du TSA, faisant ainsi de la stimulation une réponse motrice nécessaire pour moduler l'incohérence perceptive. De même, Ornitz (1974) émet l'hypothèse que la stimulation motrice (i.e., comportements stéréotypés) est primordiale pour réguler les entrées sensorielles incohérentes. Ces comportements reflèteraient la tentative de l'enfant de réduire son niveau d'arousal (i.e, auto-régulation) ou au contraire de l'augmenter (i.e., recherche de sensations). Longtemps réprimés par les thérapeutes, ces gestes commencent à être envisagés comme des régulateurs de stress dans les populations souffrant d'anxiété et de surexcitation (Keller et al., 2021). Il a pu être montré que certains comportements répétitifs tels que se balancer ou battre des mains sont des stratégies de défense utilisées par les personnes avec TSA pour réguler leurs émotions (Kapp et al., 2019). Kedar (2012), une personne avec TSA témoigne : *la stéréotypie motrice est le divertissement, l'évasion, la compulsion est la façon la plus simple de faire face aux frustrations de l'autisme.*

Plus récemment, la Théorie du Monde Intense propose que la personne avec TSA se sent envahie par des sensations trop précises, trop intenses et impossibles à ordonner (Lawson et al., 2014; Markram & Markram, 2010) provoquant ainsi, une surcharge qui exacerbe l'hyper-éveil émotionnel (Bogdashina, 2013). Selon le témoignage d'une personne avec TSA : *je me sens submergé par des sensations, des émotions et des pensées qui courent dans ma tête et je cherche désespérément tout ce qui peut me soulager et me fournir un point de focalisation unique pour apporter de la clarté* (Forshaw, 2020). Entravant la régulation comportementale, il peut être à l'origine de crises d'angoisse impressionnantes, pouvant conduire les personnes avec TSA jusqu'à l'agression ou l'automutilation. L'autostimulation peut donc fournir une rétroaction familière et fiable générée par soi-même, en réponse aux difficultés rencontrées

dans des circonstances imprévisibles, accablantes et nouvelles (Lawson et al., 2014; Pellicano & Burr, 2012). À ce titre, l'autostimulation peut non seulement soulager une stimulation sensorielle excessive, mais aussi une excitation émotionnelle telle que l'anxiété (S. R. Leekam et al., 2011).

Cependant, comme ces stéréotypies peuvent stigmatiser les personnes avec TSA dans des situations sociales, les cliniciens cherchent à leur donner une forme socialement acceptable. Ils se tournent dorénavant vers de nouvelles technologies, en particulier la robotique, en espérant un support. Techniquement performants, les robots sont souvent construits en négligeant les réalités du terrain (Kostrubiec & Kruck, 2020). Par exemple, Paro est un robot doux au toucher incluant des capteurs tactiles qui répondent au toucher de l'utilisateur et déclenchent des mouvements qui semblent réalistes. En interagissant avec Paro, les utilisateurs se sont alors sentis apaisés par ce dernier (Wada & Shibata, 2006). Il convient cependant de souligner que porter en public un robot ayant l'apparence d'un phoque n'est pas le plus pratique et attire forcément l'attention sur son utilisateur. Ainsi, en cas d'anxiété pouvant survenir dans les lieux publics, cette solution ne serait pas appropriée et pourrait même aggraver le niveau de stress des utilisateurs. L'alternative socialement plus acceptable que nous proposons dans le travail de cette thèse, est une balle anti-stress robotisée qui génère des vibrations rythmiques.

Points clés du chapitre

- Le TSA est un trouble neurodéveloppemental qui se manifeste sur un large continuum de sévérité et perdure toute la vie.
- Le TSA touche environ 1% de la population générale et définit comme problème majeur de santé depuis 2012.
- Présentent chez environ 80% des personnes avec TSA, les particularités sensorielles sont désormais intégrées dans le DSM-V et reconnues comme faisant partie intégrante des symptômes core du TSA.
- Des difficultés motrices sont présentes chez les personnes avec TSA, ce qui peut entraîner une cascade de trouble socio-émotionnels.
- L'anxiété est parmi le trouble affectif le plus répandu chez les personnes avec TSA entraînant des conséquences socio-émotionnelles.
- Longtemps réprimées par les thérapeutes, la production des autostimulations chez les personnes avec TSA sont vues comme un moyen de régulation de stress.

2 Robotique

L'élaboration d'un robot haptique étant le cœur même de ce travail de thèse, il apparaît nécessaire de développer ce domaine. Nous allons donc parcourir ensemble l'historique de la robotique au service des personnes avec TSA en passant par les hypothèses fondatrices. Nous parlerons ensuite des nombreux robots créés pour les personnes avec TSA, des interventions mises en place et de leurs limites. Nous terminerons ce chapitre en évoquant les robots de demain, connus sous le nom de robots adaptatifs.

2.1 La robotique au service des personnes avec TSA

Prendre soin des personnes avec TSA exige une assistance continue et intense, souvent épuisante pour les aidants. Ils se tournent dorénavant vers de nouvelles technologies, en particulier la robotique, en espérant un support. La robot-assistance dans le TSA n'est pas récente. Elle a débuté en 1976 avec l'étude pionnière de Weir et Emmanuel (1976) où les enfants avec TSA jouaient avec un robot téléguidé, nommé « Lego ». Quelques années plus tard, le projet AURORA (Dautenhahn, 1999) voit le jour et donne un élan considérable à la robot-assistance. Ce projet avait pour but de développer un robot afin d'aider les personnes avec TSA à interagir avec le monde social.

Durant les dernières décennies, les progrès rapides de la technologie offrent des possibilités d'innovation prometteuses pour l'intervention dans le TSA. A ce jour, plus d'une trentaine de robots ont été conçus à leur intention (Cabibihan et al., 2013). Un robot est un automate équipé de senseurs (i.e., capteurs) et d'actionneurs (i.e., moteurs) qui intègre les informations de l'environnement et génère en retour des actions afin d'aider les personnes. La conception de ces robots peut varier de formes animales (« Diskcat », « Jumbo » (Michaud et al., 2003) ; « Paro » (Wada & Shibata, 2006)) à des formes humanoïdes (« KASPAR » (Robins et al., 2009) ; « Nao » (Gillesen et al., 2011)) avec une gamme de capacités motrices et de communication (Figure 4). L'adjectif « social » est ajouté lorsque le robot est pourvu d'une interface sociale lui permettant ainsi de générer des comportements sociaux semblables à ceux produits par les humains (mimer des émotions par exemple).

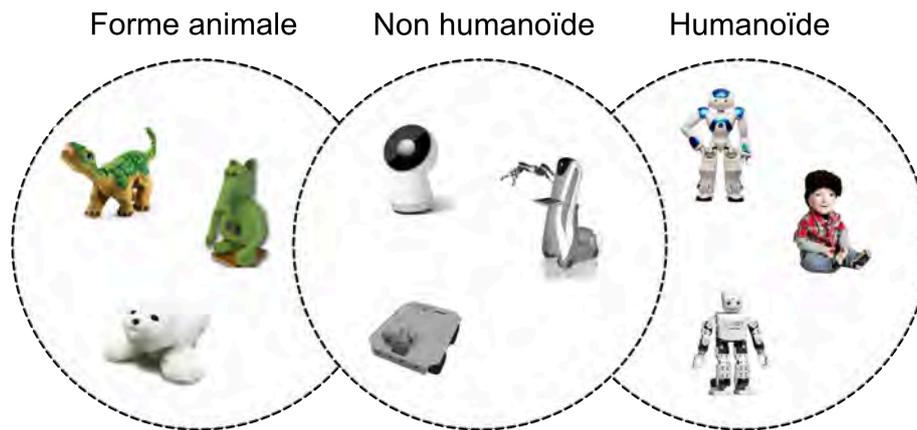


Figure 4. Illustration des différents types de robots existants : Pléo, Probot, Paro, Jibo, Care-O-bot, Labo-1, Nao, Kaspar, Edbot (gauche-droite).

2.1.1 Hypothèses fondatrices de la robot-assistance

Le principe de la robot-assistance et ses hypothèses qui en découlent reposent sur l'idée principale que l'utilisation de robots pourrait contribuer à atténuer les anomalies socio-affectives dans le TSA (Simut et al., 2016). Généralement, trois hypothèses sont retenues dans ce domaine.

Selon l'hypothèse de « facilitation », l'interaction avec un jouet robotique imposerait moins de défis perceptuo-moteurs que l'interaction avec un humain (Dautenhahn, 1999). Les personnes avec TSA ont souvent des difficultés dans l'interprétation des indices sociaux, une intolérance au dynamisme de l'environnement et aux stimuli multimodaux. Les robots étant simples dans leurs expressions faciales et verbales mais aussi plus prévisibles dans leurs comportements, l'enfant avec TSA ne sera pas intimidé par la complexité de la communication non-verbale et verbale présente lors d'une interaction sociale. Par exemple, lorsque les compétences sociales à rééduquer sont présentées par un robot au lieu d'un être humain, les enfants avec TSA apprennent et comprennent mieux la tâche (Ricks & Colton, 2010).

Selon l'hypothèse « motivationnelle », les personnes avec TSA accordent une préférence aux stimuli non sociaux plutôt qu'aux humains (Chevallier et al., 2012). Ils seraient ainsi plus motivés à interagir avec un jouet robotique. Ces observations sont utilisées pour augmenter l'efficacité des interventions : lorsque les compétences sociales visées sont modélisées par un robot plutôt que par un humain, les enfants avec TSA comprennent mieux la tâche (Cabibihan et al., 2013).

Enfin, selon l'hypothèse de « médiateur social », le robot pourrait servir de médiateur dans une interaction triadique (Feil-Seifer & Matarić, 2009). Les compétences sociales apprises avec l'aide du robot peuvent ensuite être transférées vers le partenaire humain. L'idée étant de permettre à l'enfant avec TSA de généraliser les compétences acquises à l'ensemble de son cercle social, le robot jouant ainsi un rôle de passerelle. Une étude longitudinale sur une période de plusieurs mois a montré que les enfants avec TSA ont commencé à utiliser le robot humanoïde comme médiateur, un objet d'attention partagée. De plus, une fois qu'ils se sont familiarisés avec le robot, les enfants ont interagi avec l'expérimentateur et ont cherché activement à partager leur expérience avec lui (Robins et al., 2005).

2.1.2 État des lieux

Les hypothèses fondatrices de la robot-assistance dans le TSA sont soutenues par des études de cas qui mettent en avant des effets encourageants. Par exemple, le robot KASPAR a été utilisé dans une étude de cas auprès d'un enfant avec TSA. Lorsqu'il a découvert KASPAR, l'enfant a montré un grand intérêt pour le robot. Il se livrait régulièrement à l'exploration tactile des surfaces de celui-ci et il avait une fascination pour les yeux et les paupières de KASPAR. Plus tard, cela a conduit l'enfant à toucher et à explorer ses propres yeux ainsi qu'à explorer les yeux et le visage de son professeur. Enfin, après plusieurs séances d'interactions avec KASPAR, l'enfant a commencé à partager son enthousiasme avec son professeur en lui tendant la main et en lui demandant non verbalement de se joindre au jeu. Tout laisse à penser que l'enfant avec TSA a utilisé le robot pour explorer l'environnement et communiquer avec les personnes autour de lui (Robins et al., 2009). Les observations dans deux autres études de cas aboutissent à la même conclusion, à savoir un attrait pour le robot et une amélioration des comportements sociaux (Kozima et al., 2007; Simut et al., 2016).

De nombreuses études ont ainsi vu le jour, partageant l'idée que les robots sociaux peuvent jouer plusieurs rôles et présentent des avantages importants dans la thérapie des enfants avec TSA (Cabibihan et al., 2013; Pennisi et al., 2016). Par exemple, l'étude de Kim et al. (2013) a pu montrer que l'utilisation du robot dinosaure Pléo dans une interaction triadique avait des effets bénéfiques pour les enfants avec TSA. La communication verbale s'était améliorée et les enfants se dirigeaient davantage vers l'adulte lorsque le partenaire d'interaction était un robot, par rapport à un partenaire d'interaction humain ou un jeu présenté sur une tablette tactile (Kim et al., 2013). L'objectif des séances thérapeutiques d'interaction enfant-robot est de permettre aux enfants de surmonter leurs déficiences et d'acquérir une meilleure compréhension du monde. Par le biais de jeux et d'activités attrayantes, les robots peuvent interagir avec les enfants afin de leur faire acquérir des compétences, servir de médiateur social, susciter des comportements spécifiques et fournir des encouragements avec un feedback positif lorsqu'une tâche est accomplie avec succès. La revue de Pennisi et al. (2016) portant sur 29 études a mis en évidence que les

enfants avec TSA présentent de meilleures performances lorsqu'ils interagissent avec un robot plutôt qu'avec un humain. De même, certains enfants avec TSA présentaient des comportements sociaux envers le robot et de meilleures performances d'imitation si l'expérimentateur utilisait un robot. Il est à noter que quelques études ont apporté des conclusions inverses, ou non concluantes (Pennisi et al., 2016). Selon la revue de littérature de Huijnen et al. (2016), les objectifs thérapeutiques visés par la robot-assistance dans le TSA sont principalement les interactions sociales, le jeu et la communication. Les interventions mettent généralement en jeu la reconnaissance et l'expression des émotions, le tour de parole, l'attention conjointe, l'imitation, le mouvement ou encore le jeu libre (Huijnen et al., 2016).

La compréhension des **expressions faciales et corporelles** chez les personnes avec TSA n'est pas toujours une compétence acquise (American Psychiatric Association, 2013). Les interactions avec autrui peuvent impliquer une stimulation sensorielle excessive chez l'enfant avec TSA. C'est dans ce type de situation que l'interaction avec un robot trouve son intérêt, puisque les robots sont programmés pour ne montrer qu'un petit ensemble d'émotions de base. Celles-ci sont communiquées à l'enfant par des activités simples, ce qui élimine toute surcharge sensorielle (Robins et al., 2009). Une étude de cas incluant trois enfants avec TSA a montré que l'utilisation du robot Paro peut améliorer l'identification des émotions de base, telles que la tristesse et la joie (Pop et al., 2013).

Le **tour de parole**, déficient chez les enfants avec TSA, est une compétence essentielle pour l'interaction et la communication avec autrui. Les enfants avec TSA trouvent difficile de partager des choses et de se livrer à des conversations normales (Ricks & Colton, 2010). Généralement, ils se focalisent uniquement sur leurs propres idées sans tenir compte des propos de leur partenaire. Les activités avec des robots aident les enfants à développer cette compétence, en leur apprenant à attendre les réponses d'un partenaire avant de faire une action. Cela peut se faire en faisant participer l'enfant à des jeux simples avec le robot, par exemple, l'enfant envoie un ballon au robot, puis le robot renvoie le ballon à l'enfant (Costa et al., 2010). De même, Robins et al. (2005) ont montré que l'utilisation d'un petit robot humanoïde peut servir de médiateur pour améliorer les compétences de tour de parole (Robins et al., 2005).

L'attention conjointe peut être définie comme l'action conjointe de deux personnes qui fixent le même objet d'intérêt par le regard, ou qui le désignent par un geste (Trevarthen, 2001). Cette capacité à maintenir l'attention sur un seul objet est altérée chez les enfants avec TSA. Par exemple, dans l'étude de Kozima et al. (2007), le robot Keepon est utilisé pour guider l'attention de l'enfant avec TSA sur un objet spécifique de sorte qu'il puisse facilement suivre la direction du regard du robot. Au fur et à mesure des séances, l'enfant est capable d'initier l'acte de guider l'attention du robot et certains enfants ont même étendu ce comportement afin d'interagir avec le thérapeute (Kozima et al., 2007).

L'imitation permet à l'enfant d'apprendre de nouvelles compétences physiques et verbales. C'est également par ce biais qu'il acquiert de nouvelles caractéristiques comportementales. Ainsi, pour un enfant avec TSA, un robot peut enseigner cette compétence en le faisant participer à des jeux d'imitations simples. Les résultats de l'étude de Zheng et al, (2014) ont montré que les enfants avec TSA étaient plus engagés dans l'activité d'imitation avec le robot qu'avec l'humain et les performances étaient relativement meilleures (Zheng et al., 2014).

Le **développement moteur** durant l'enfance a des répercussions sur le développement social, cognitif et sur la communication dans l'autisme (Leary & Hill, 1996). Une étude a mis en place une intervention sur le mouvement assisté par la robotique, dont l'objectif était d'explorer les effets de deux types d'interventions, robotique et rythmique, sur l'amélioration de la motricité fine et globale, la coordination motrice et l'imitation. Un entraînement de huit semaines a ainsi été proposé à 36 enfants avec TSA. Les résultats mettent en évidence des améliorations en motricité globale et en coordination motrice dans le groupe robot et des améliorations en motricité fine dans le groupe de comparaison (Srinivasan et al., 2015).

2.1.3 Limite des travaux actuels

Ces dernières années, une multitude d'études ont vu le jour, toutes tentant de prouver l'efficacité de la robot assistance dans le TSA mais à ce jour, aucune revue de littérature n'apporte de conclusion ferme. Effectivement, de nombreuses études présentent des biais méthodologiques (i.e., absence de groupe contrôle, échantillon trop faible...), ne permettant pas de conclure avec sûreté à la réelle efficacité de la robot-assistance dans la population TSA (Pennisi et al., 2016). Plus précisément, dans la revue de littérature de Pennisi et al. (2016), portant sur 758 études, seulement 28 ont été retenues. En analysant les résultats plus en détails, 13 études indiquent que les enfants avec TSA présentent de meilleures performances lorsqu'ils interagissent avec le robot plutôt qu'avec un humain, 2 études montrent des effets similaires et 2 autres études suggèrent des résultats inverses.

Malgré la construction de nombreux prototypes dédiés aux personnes avec TSA, les robots ne sont donc toujours pas employés en clinique. Bien qu'ils soient techniquement performants, leur construction est souvent réalisée sans tenir compte des contraintes et des conditions réelles du terrain. (Kostrubiec & Kruck, 2020). Comment conduire une rééducation les yeux rivés sur l'interface de contrôle du robot et non pas sur l'enfant ? Comment interagir avec une personne via un robot alors que chaque action doit être écrite puis envoyée, le temps entre l'envoi et l'exécution de la commande pouvant prendre un temps considérable ? Le principal problème des robots actuels réside donc dans leur autonomie : ils n'interagissent pas directement avec l'humain. Effectivement, la propriété majeure qui différencie les robots est l'autonomie. Elle fait référence à la capacité de l'automate à réaliser ses propres

processus et opérations (Beer et al., 2014). Certains robots ont un bas niveau d'autonomie et fonctionnent en « boucle ouverte », c'est-à-dire qu'ils utilisent des comportements préprogrammés et au moment de l'interaction, ils sont soit commandés à distance par un humain, soit exécutent les comportements préprogrammés sous une forme simple. Lors d'une intervention, leur fonctionnement exige la présence d'un technicien qui sélectionne et lance les commandes contrôlant les comportements de l'automate (Bekele et al., 2014).

A l'inverse, certains robots fonctionnent en « boucle fermée », c'est-à-dire qu'ils modifient leur comportement en réaction aux interactions avec l'environnement et aux données des capteurs (Beer et al., 2014). Ces robots peuvent non seulement réagir de manière autonome mais aussi adapter leur comportement au fil du temps en fonction de l'interaction. Le défi actuel consiste donc à développer des robots appartenant à cette nouvelle génération de robots autonomes et adaptatifs, similaire à SPRITE, (Clabaugh et al., 2019) pouvant interagir directement avec l'humain et à terme s'y adapter et s'enrichir de cette interaction. Il est supposé que les systèmes en « boucle fermée » offrent une interaction plus souple et potentiellement plus naturelle, mais ont rarement été consacrés à des applications spécifiques chez les personnes avec TSA.

En l'état actuel des connaissances, aucune revue de littérature n'a confirmé l'efficacité de la robot-assistance dans le TSA. Il ressort très clairement que les études menées jusqu'à présent dans ce domaine sont encore insuffisantes. Il est nécessaire de clarifier si le sexe, le QI et l'âge des participants affectent le résultat de la thérapie et si les effets bénéfiques peuvent encore être observés en dehors du contexte expérimental. Cependant, cela ne signifie évidemment pas qu'elle ne peut être bénéfique pour certaines personnes avec TSA et peut tout de même offrir une alternative aux thérapeutes.

2.2 La nouvelle donne : les robots adaptatifs

L'enjeu d'aujourd'hui consiste donc à développer des robots capables de faire preuve d'un haut niveau d'autonomie, de sorte qu'il ne soit plus nécessaire de contrôler chacune de ses actions. Ils doivent être capables d'exécuter une séquence de mouvements souhaités sans être contrôlés en continu par le thérapeute. Parmi les robots actuels qui peuvent fonctionner en « boucle fermée », figurent HapticCreature, Pléo, Keepon ou Paro. Ils sont équipés de nombreux capteurs leur permettant de détecter des informations, notamment tactiles et auditives, et y répondre de manière adaptée avec des mouvements ou des sons. Utilisant le sens du toucher, le célèbre phoque robotisé de Wada et Shibata (2006), Paro, vise à améliorer le bien-être de l'utilisateur en réduisant le stress et l'anxiété. Doux au toucher, Paro comprend des capteurs tactiles qui réagissent au toucher de l'utilisateur et déclenchent les mouvements du phoque qui semblent plus vrai que nature. Lorsqu'on lui gratte la tête, il pousse également des petits cris de contentement. Les utilisateurs ont pu facilement s'attacher à Paro et être

apaisés par ce dernier (Wada & Shibata, 2006). Le robot-dinosaure Pléo, grâce à ses dizaines de capteurs, peut se déplacer, réagir à son environnement et exprimer différentes émotions. Lorsqu'on le caresse, il remue la queue, balance la tête et ouvre la bouche lorsqu'on lui présente de la nourriture. Il se comporte comme un animal de compagnie qui explore, apprend et nécessite de l'attention. Le robot « HapticCreature » est un robot qui imite un petit animal de compagnie, tel un chat ou un chien. Il interagit avec le monde principalement par le biais du toucher et régule son état émotionnel en fonction de l'interprétation de ses données sensorielles. Par exemple, lorsqu'un humain, assis avec le robot sur ses genoux le caresse doucement, le robot est en capacité de considérer cette interaction comme agréable et apaisante et peut refléter cet apaisement par une respiration lente, par des oreilles légèrement raidies et par un doux ronronnement (Yohanan & MacLean, 2012). En revanche, ces robots sont très coûteux et difficilement transportables avec soi. Ainsi, la possibilité d'offrir un robot qui serait autonome, facile à transporter, qui pourrait s'adapter aux préférences de chacun et s'enrichir de cette interaction, semble être un robot idéal.

Points clés du chapitre

- L'hypothèse fondatrice de la robot-assistance propose que des robots puissent contribuer à atténuer les anomalies centrales du TSA : les anomalies socio-affectives.
- Les buts thérapeutiques les plus souvent ciblés par la robot-assistance sont les interactions sociales, la communication et le jeu.
- La robotique est utilisée comme support pour prendre soin des personnes avec TSA, mais les robots actuels ne répondent pas toujours au besoin des cliniciens.
- Il existe un besoin de développer des robots autonomes et adaptatifs pouvant interagir directement avec l'homme et s'enrichir de cette interaction.

3 Le sens haptique

La conception d'un robot haptique faisant l'objet de cette thèse, nous aborderons quelques généralités avant de nous tourner vers les bienfaits du sens du toucher dans les interactions sociales et principalement sur le retentissement affectif de ce dernier. Pour mieux appréhender ce sens essentiel à notre survie, nous allons parcourir ensemble sa physiologie et les types de toucher. Ces généralités seront essentielles pour comprendre comment des stimuli vibrotactiles véhiculent des informations affectives. Enfin, nous évoquerons les dispositifs haptiques existants et leurs effets anti-stress.

3.1 Terminologie et définition

Le terme « haptique » se réfère à la combinaison du système perceptif lié au toucher et à la kinesthésie associée aux mouvements d'exploration (Lederman & Klatzky, 2009). Le terme « kinesthésique » ou perception proprioceptive est souvent utilisé pour décrire les informations provenant des forces et des positions ressenties par les muscles et les articulations. La perception cutanée fait référence aux récepteurs sensoriels contenus dans la peau qui détectent les sensations de vibrations, de température, de douleur, etc. Selon Rigal (2002) : *le sens haptique résulte de l'activité simultanée et coordonnée des récepteurs tactiles et kinesthésiques qui fournissent de l'objet une perception unique en trois dimensions*. Typiquement, l'utilisation du toucher pour explorer et reconnaître un objet est un processus haptique, souvent appelé : toucher haptique. Prenons l'exemple suivant : imaginez-vous une situation où vos yeux sont fermés et un objet est placé devant vous. Immédiatement, à l'aide de vos doigts et de votre main, vous allez explorer l'objet afin de déterminer ses propriétés (i.e., formes, aspect, structure, etc.). Ainsi, nous utilisons les informations proprioceptives de notre main pour découvrir l'objet dans son intégralité. Le toucher haptique va donc dépendre du système perceptif cutané, limité à la zone de contact avec l'objet, et de la façon dont il est exploré. Autrement dit, le système haptique utilise les informations fournies par les mécanorécepteurs présents dans la peau en combinaison avec les mécanorécepteurs présents au niveau des muscles, tendons et articulations.

3.2 Le sens du toucher

3.2.1 Le toucher, un sens essentiel dans notre vie

Le sens du toucher joue définitivement un rôle dans plusieurs fonctions et sa privation peut engendrer des conséquences dramatiques. Une étude célèbre a examiné la privation sensorielle chez des enfants dans des orphelinats en manque de personnel en Roumanie (Carlson & Earls, 1997). Les auteurs ont constaté que les enfants privés de toucher, présentaient des niveaux de cortisol (hormone du stress) particulièrement élevés et un développement cognitif étonnamment bas pour leur âge. Malheureusement, le retard développemental causé par cette déprivation tactile semble persister

plusieurs années après l'adoption (Beckett et al., 2006). Étant donné le développement précoce du système tactile, et son rôle majeur au début de la vie, le toucher pourrait très bien constituer une base pour le développement ultérieur d'autres compétences.

D'un point de vue développemental, la sensation du toucher commence bien avant la naissance. C'est la première modalité sensorielle à se développer in-utéro, aux alentours de la 12^{ème} semaine de gestation, faisant ainsi du toucher une composante essentielle pour le développement ultérieur de l'enfant (Humphrey 1964, Bremner et Spence, 2017). Durant la grossesse, il n'est pas inhabituel d'observer des mères caresser leurs abdomens. Cette stimulation tactile, souvent liée à l'état mental et émotionnel de la mère, exerce une faible pression qui entraîne un mouvement de l'environnement intra-utérin et de ce fait stimule et touche passivement le fœtus. En réponse à ces stimulations sensori-motrices indirectes, le fœtus répond par une augmentation des mouvements, notamment durant le troisième trimestre (Marx & Nagy, 2017). Ainsi, par le biais du toucher, un échange non verbal peut se mettre en place.

Après la naissance, le nouveau-né continue à recevoir de nombreuses expériences tactiles : il est câliné, allaité pour certains. Ces expériences sont non seulement essentielles pour le développement de l'enfant, mais aussi importantes pour calmer l'enfant contre la douleur et l'inconfort (Bellieni et al., 2007). De plus, les bienfaits du contact peau à peau, une pratique recommandée pour les nouveau-nés qui consiste à déposer le bébé directement sur sa mère, poitrine contre poitrine, sont multiples. Elle aide le nourrisson à réguler sa température, son rythme cardiaque, sa respiration, faciliter l'allaitement et diminuer ses pleurs (Ferber, Feldman & Makhoul, 2008). Cette stimulation tactile est également bénéfique pour la mère (Neu et al., 2009) et entraîne une augmentation de la libération d'ocytocine, une hormone connue pour ses effets prosociaux et de bien-être (Hertenstein et al., 2009). Ensemble, ces observations indiquent que *le toucher est une modalité importante par laquelle les nourrissons et les mères communiquent, c'est aussi un moyen vital par lequel les nourrissons s'autorégulent*, comme le soulignent Moszkowski et Stack (2007). Dans cette étude, Moszkowski et Stack (2007) ont adopté le paradigme « still face, SF » très souvent utilisé pour examiner le rôle du toucher (Tronick et al., 1978). L'interaction dyadique mère-bébé (âgé de 5 mois) est divisée en trois périodes. Dans la première, la mère doit interagir normalement (i.e., utilisation d'expressions faciales, du toucher et de la voix) avec son bébé. Dans la deuxième période nommée SF, elle doit regarder son bébé avec une expression faciale neutre, ne pas le toucher, ni communiquer avec lui. Dans la dernière période, la mère interagit de nouveau normalement avec son bébé. Les résultats montrent que le comportement de toucher du nourrisson (e.g., caresse, essuyer, saisir ...) variait en fonction des changements de disponibilité de la mère. Lorsque la mère était disponible, un comportement de toucher passif était surtout utilisé par les nourrissons qui passaient une grande partie de leur temps à toucher leur mère. En revanche, durant la période SF, lorsque la mère n'était pas disponible, les nourrissons utilisaient davantage de

comportements tactiles actifs, apaisants et passaient plus de temps à se toucher. Les différences de comportements tactiles des nourrissons d'une période à l'autre, suggèrent que le toucher est un sens important par lequel les nourrissons régulent et transmettent leur état affectif (Moszkowski & Stack, 2007).

Plusieurs études ont documenté les bienfaits comportementaux et physiologiques du toucher. Stack et Muir (1990) ont constaté que les nourrissons qui sont touchés durant le paradigme « still-face », sourient davantage et pleurent moins que les nourrissons qui ne sont pas touchés. De même, Peláez-Nogueras, Gewirtz et al. (1996) ont mesuré dans une situation sociale les préférences des nourrissons. Les chercheurs ont utilisé deux ensembles de stimuli : une compilation de stimuli incluant des informations faciales, des vocalisations et le toucher d'un adulte et une compilation ne comprenant pas de toucher. Les nourrissons qui ont été touchés ont affiché plus de sourires, plus de vocalisations et ont passé moins de temps à pleurer que les nourrissons qui n'ont pas bénéficié de la stimulation tactile (Peláez-Nogueras et al., 1996). Ces effets bénéfiques du toucher sur le comportement sont également retrouvés au niveau physiologique. En utilisant le paradigme « still-face », Feldman et al. (2010b) ont montré que le toucher atténue le stress chez les enfants ; le stress étant mesuré par le niveau de cortisol. D'autres études mettent en avant les effets réconfortants du toucher. Des niveaux d'ocytocine plus élevés et une pression artérielle plus faible sont observés chez les femmes qui dans leur histoire ont reçu plus de câlins de leur partenaire (Light et al., 2005). Le toucher peut également être utilisé pour communiquer ses émotions. Par exemple, dans l'étude de Hertenstein et al. (2006), les chercheurs ont assigné à un groupe de participants le rôle « d'encodeur » et affecté à un autre groupe, le rôle de « décodeur ». Les « encodeurs » devaient exprimer une émotion parmi une liste de mots en touchant l'avant-bras du « décodeur ». Dans cette liste y figurait bonheur, tristesse, surprise, dégoût, colère, peur, sympathie, amour, fierté, envie et gratitude. Afin d'éviter tout contact visuel, le « décodeur » était séparé de « l'encodeur ». Il était ensuite demandé au « décodeur » de choisir l'émotion exprimée via le toucher par « l'encodeur ». Les résultats ont montré que différents types de toucher étaient utilisés pour traduire différentes émotions, et que les « décodeurs » étaient capables d'identifier les émotions, avec une précision allant de 48 % à 83 % (Hertenstein et al., 2006). Cette fourchette est comparable à la précision du décodage des émotions transmises par les informations faciales et vocales (Elfenbein & Ambady, 2002). Quelques années plus tard, la même équipe (Hertenstein et al., 2009) a mis en évidence que le taux de précision pouvait être augmenté lorsque les « encodeurs » étaient autorisés à toucher une quelconque partie du corps pour exprimer l'émotion.

3.2.2 Physiologie du toucher

Afin d'obtenir une vue d'ensemble du sens du toucher, nous allons maintenant aborder sa physiologie. Le corps humain possède plusieurs types d'organes sensoriels cutanés et proprioceptifs qui répondent tous différemment aux stimuli sensoriels. La détection de l'information est donc médiée par différents types de récepteurs qui véhiculent ensuite l'information vers les cortex somatosensoriels via différents types de fibres nerveuses (Abraira & Ginty, 2013). Une description exhaustive de tous les récepteurs et types de fibres nerveuses ne faisant pas l'objet de cette thèse, nous allons nous focaliser sur les fibres A β et les fibres C (Figure 5). Au niveau de la peau glabre de la main, quatre types de mécanorécepteurs sont présents : corpuscules de Pacini, corpuscules de Meissner, disques de Merkel et corpuscules de Ruffini (Figure 5). Ces mécanorécepteurs transmettent rapidement l'information sensorielle du toucher via des fibres nerveuses A β myélinisées. Au niveau de la peau velue (classe de la peau la plus abondante), des afférences mécanoréceptives de fibres C à faible seuil, non myélinisées, appelées afférences C-tactiles (CT) sont retrouvées. Les fibres C sont connectées à des terminaisons libres, sans structures particulières, appelées mécanorécepteurs C et ont une vitesse de conduction environ 50 fois plus lente que les afférences A β myélinisées. Elles sont presque totalement absentes des sites de peau glabre, comme la paume de la main (Watkins et al., 2021).

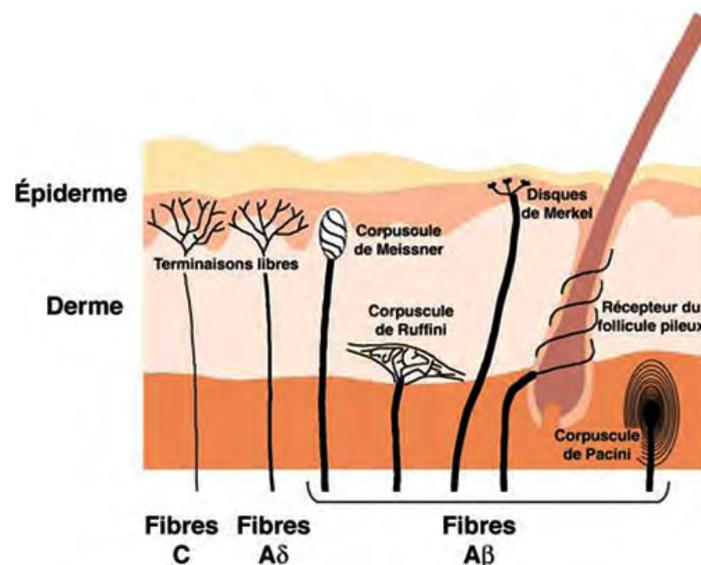


Figure 5. Illustration des différentes fibres nerveuses et des quatre types de mécanorécepteurs présents dans la peau. Issue de https://palli-science.com/sites/default/files/G_livre/capteurs.png

Les différents types de mécanorécepteurs sont classés en fonction de leur fréquence de sensibilité, de leur vitesse d'adaptation, de la taille de leur champ récepteur, de la vitesse à laquelle ils s'adaptent et de leur situation au sein des couches cutanées (Johnson, 2001; Kaczmarek et al., 1991). Alors que

certaines mécanorécepteurs se déclenchent rapidement lorsqu'un stimulus est présenté pour la première fois puis reste silencieux en présence d'une stimulation continue, d'autres génèrent une décharge soutenue en présence d'un stimulus en cours. Ces différences fonctionnelles permettent aux mécanorécepteurs de fournir des informations sur les qualités statiques, via des récepteurs à adaptation lente et dynamiques, via des récepteurs à adaptation rapide, d'un stimulus (Figure 6).

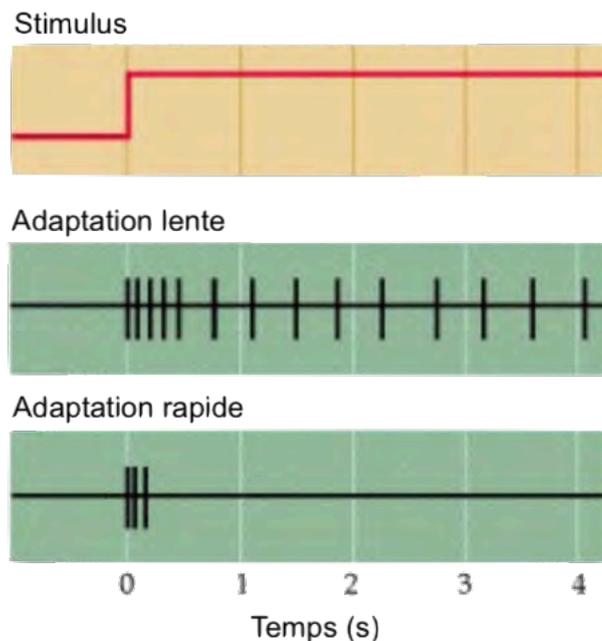


Figure 6. *Vitesse d'adaptation des différents mécanorécepteurs. Les récepteurs dits 'SA' (Slowly adapting) déchargent tant que le stimulus est présent. Les récepteurs dits 'RA' (Rapid adapting) répondent uniquement au début et souvent à la fin de la présentation du stimulus.*

Parmi les quatre types de mécanorécepteurs, nous allons retrouver les corpuscules de Pacini (RA2) qui sont situés profondément dans la peau et répondent préférentiellement aux pressions profondes et aux vibrations à haute fréquence. Ces récepteurs ont de grands champs récepteurs et s'adaptent rapidement. Les corpuscules de Meissner (RA1) sont un autre type de récepteur sensoriel à adaptation rapide et ont de petits champs réceptifs. Ces fibres répondent aux vibrations à basse fréquence et au tapotement sur la peau. Les disques de Merkel (SA1) sont à adaptation lente, ce qui signifie qu'ils répondent en permanence tant que le stimulus est présent. Ces récepteurs répondent aux pressions et ont de petits champs récepteurs. Les corpuscules de Ruffini (SA2) s'adaptent lentement, répondent à l'étirement de la peau et ont de grands champs récepteurs. Le Tableau 1 récapitule plusieurs propriétés de ces mécanorécepteurs.

	Cellules de Merkel	Corpuscule de Meisner	Corpuscule de Ruffini	Corpuscule de Pacini
Classification	SA1	RA1	SA2	RA2
Fréquence de sensibilité (Hz)	1 - 16	2 - 60	100 - 500	40 - 500
Taille du champ récepteur (mm ²)	2 - 100	1 - 100	10 - 500	10 - 1000
Taille des récepteurs (cm ²)	70	140	9	21
Sensation perçue	Tact, Pression	Tact, Pression	Etirement	Vibration

Tableau 1. Caractéristiques des différents mécanorécepteurs d'après (Johnson, 2001; Kaczmarek et al., 1991). La classification de ces mécanorécepteurs s'appuie principalement sur leur vitesse d'adaptation (SA : lente, RA : rapide) ainsi que sur la taille de leur champ récepteur (1 : petit, 2 : large).

3.2.3 Type de toucher

Précédemment, nous avons pu observer que l'Homme sera amené à utiliser le toucher pour explorer le monde, interagir, développer des relations avec autrui, communiquer et réguler ses émotions (Montagu, 1986). Dans le cadre de cette thèse, nous allons nous focaliser sur deux types de toucher qui sont le toucher discriminant et le toucher affectif.

La **fonction discriminante** du système tactile est sous-tendue par les quatre types de mécanorécepteurs précédemment cités dans la peau glabre de la main qui transmettent des informations tactiles via des afférences myélinisées A β . Le toucher discriminatif permet la transduction et le traitement rapide des stimulations tactiles, codant les propriétés spatiales et temporelles des objets manipulés telles que la pression, la vibration, le glissement et la texture (McGlone et al., 2014) qui sont ensuite transmises aux cortex somatosensoriels primaires et secondaires (McGlone et al., 2007)

Plus récemment, plusieurs études ont révélé la présence d'un système tactile complémentaire servant à transmettre les caractéristiques sociales et affectives du toucher plutôt que ses caractéristiques spatiales et temporelles : c'est le **toucher affectif**. Les caractéristiques agréables du toucher semblent recruter les mécanorécepteurs C. Ils répondent notamment à des stimulations tactiles douces et une vitesse de caresse comprise entre 1 et 10 cm/s semble être optimale pour recruter ces récepteurs. De plus, cette vitesse a été associée à un jugement agréable (Croy et al., 2021; Löken et al., 2009). Les mécanorécepteurs C jouent donc un rôle fondamental dans la détection et la transmission de stimulations agréables, via les fibres CT qui véhiculent l'information vers l'insula (Olausson et al., 2002).

Nous disposons donc d'un système tactile rapide médié par les fibres nerveuses A β , majoritairement présent au niveau de la peau glabre qui serait à la base d'une fonction discriminatoire et d'un autre système tactile, plus lent, médié par les fibres CT, principalement présent au niveau de la peau velue, qui serait impliqué dans le toucher affectif. Néanmoins, il a pu être montré qu'une stimulation de la peau glabre de la main peut également engendrer un sentiment agréable (Cruciani et al., 2021). Cette perception pourrait être due à la présence d'une faible densité de fibres CT au niveau de la peau glabre, autrefois assumées absentes (Watkins et al., 2021). Cependant, des patients dont le tractus CT a été sectionné perçoivent toujours le toucher affectif (Marshall et al., 2019), suggérant ainsi une implication des fibres A, via une activation de l'insula et de l'amygdale (Gothard & Fuglevand, 2022). A l'heure actuelle, les mécanismes sous-tendant le caractère agréable du toucher ne sont pas totalement élucidés.

Au travers de ces études, nous avons pu noter que les bienfaits du toucher sont multiples : il favorise aussi bien l'attachement, les liens de confiance que le bien être émotionnel. Les nombreux récepteurs présents au niveau de la peau assurent aussi bien la fonction affective que discriminante du toucher mais assurent surtout le lien entre notre corps et le monde extérieur. Ces stimuli de natures variées sont transformés en influx nerveux et acheminés vers le cerveau qui produit une réponse adaptée, se traduisant par exemple par une diminution du stress. Jusqu'à présent, nous avons donc abordé les effets bénéfiques du toucher dans un contexte social, mais qu'en est-il pour des stimuli non sociaux tels que des vibrations.

3.3 Les vibrations

Un stimulus vibrotactile est généralement défini par plusieurs paramètres : la fréquence, la forme de l'onde, l'amplitude, l'enveloppe et la durée. La fréquence de la vibration est exprimée en Hz et fait référence aux taux de cycles de déplacement du dispositif générant la vibration. La forme d'onde d'un stimulus vibrotactile affecte sa perception. Par exemple, les formes d'ondes carrés sont perçues avec plus d'intensité que les formes d'ondes sinusoïdales ou triangulaires (van Erp, 2002). La perception du rythme peut être modulée en modifiant l'amplitude dans le temps, aussi appelée enveloppe. Ainsi, l'ensemble de ces paramètres physiques participent à la perception d'un stimulus vibrotactile et leurs modifications permettent de concevoir une multitude de stimuli vibrotactiles.

3.3.1 Perception vibro-tactile

La manière dont le cerveau humain reçoit et comprend les stimuli vibratoires est un processus complexe. L'un des cadres les plus établis dans la perception vibrotactile est la théorie des quatre canaux : ce sont principalement les corpuscules de Meisner (RA1) et les corpuscules de Pacini (RA2) qui réagissent à la perception vibrotactile dans la peau glabre (Tableau 1). La sensibilité aux stimuli

vibrotactiles est représentée par le seuil de détection absolu, c'est-à-dire la plus faible intensité du stimulus que l'homme peut percevoir (Verrillo, 1984). Chacun des mécanorécepteurs possède des seuils absolus différents qui répondent préférentiellement à une fréquence particulière. En revanche, si un stimulus est suffisamment fort pour stimuler plusieurs mécanorécepteurs, tous ces canaux répondent et contribuent à la perception. Par exemple, les RA2 répondent aux vibrations directes et aux vibrations transmises à travers le corps à une gamme de fréquences allant de 10 à 400 Hz (répondant préférentiellement à environ 200 Hz). Les corpuscules de Meissner répondent davantage aux vibrations à 30-50 Hz (Johnson, 2001). Il est à noter que les RA2 présentent à la fois une sommation spatiale et temporelle, c'est-à-dire que la sensibilité à un stimulus augmente avec la surface en contact avec la peau (i.e., sommation spatiale) et que cette sensibilité s'améliore avec la durée du stimulus jusqu'à saturation (i.e., sommation temporelle).

Le corps contient également des fibres sensorielles proprioceptives. Les fuseaux musculaires détectent l'étirement d'un muscle et comprennent des types de fibres qui répondent de manière continue ou dynamique. Ces fibres afférentes répondent à des vibrations jusqu'à environ 220 Hz (type I) et 100 Hz (type II) (Fallon & Macefield, 2007). Les organes tendineux de Golgi détectent la tension musculaire et certaines recherches suggèrent qu'ils réagissent aux vibrations lors de la contraction musculaire à des fréquences de 20 à 120 Hz (Fallon & Macefield, 2007). Des vibrations générées au niveau de la main peuvent donc atteindre toutes ces fibres afférentes. De plus, la majorité des études utilisant des stimuli vibrotactiles a utilisé la main comme cible, car celle-ci est considérée comme l'une des parties du corps la plus sensible aux stimuli tactiles (Hale & Shanney, 2004). En gardant à l'esprit l'objectif de ce travail de thèse, un robot haptique capable de générer des vibrations aux alentours de 200Hz permettrait de stimuler les RA2 au niveau de la main et d'assurer une bonne perception de ces dernières.

3.3.2 Propriétés émotionnelles

3.3.2.1 Modèle circumplex de Russell

Comme de nombreuses études travaillant sur les stimuli vibrotactiles, ce travail de thèse suit de près la théorie de Russell selon laquelle l'émotion est composée de deux dimensions. Les cliniciens et les chercheurs notent depuis longtemps la difficulté des gens à évaluer, discerner et décrire leurs propres émotions (Saarni, 1999). Cette difficulté suggère que les individus ne ressentent pas ou ne reconnaissent pas les émotions comme des entités isolées et discrètes, mais qu'ils reconnaissent plutôt les émotions comme des expériences ambiguës et se chevauchant. À l'instar du spectre de la couleur, les émotions semblent manquer de frontières discrètes qui différencient clairement une émotion d'une autre. Les sujets décrivent rarement ressentir une émotion positive spécifique sans prétendre également ressentir d'autres émotions positives (Watson et Clark, 1992). Ces intercorrélations entre les émotions sont abordées de front par des modèles dimensionnels de l'affect.

Selon le modèle proposé par Russell (1980), seulement deux dimensions seraient nécessaires pour représenter les émotions. Chaque émotion serait déterminée par une valeur émotionnelle ou valence (désagréable/agréable) ainsi qu'un degré d'intensité ou d'activation, arousal. Russell va modéliser ces différents états émotionnels sous la forme d'un cercle à deux axes perpendiculaires créant une parcelle à quatre quadrants (Feldman-Barrett & Russell, 2009). Ce modèle circulaire, dénommé « circumplex » permet d'identifier 28 émotions telles que l'excitation, le calme, la tristesse ou encore le stress (Figure 7). Chaque expérience affective est la conséquence d'une combinaison linéaire de ces deux systèmes indépendants, qui est alors interprétée comme représentant une émotion particulière. La peur, par exemple, est conceptualisée comme un état neurophysiologique impliquant généralement la combinaison d'une valence négative et d'un arousal accru dans le SNC. A l'heure actuelle, ce modèle est probablement le plus commun pour mesurer l'expérience subjective émotionnelle et a été largement utilisé dans les études précédentes sur le toucher affectif (Hasegawa et al., 2019; Yool et al., 2015). Les réponses d'arousal et de valences subjectives d'un participant peuvent être rapprochées d'émotions ou d'états émotionnels plus spécifiques en fonction des quadrants définis par le modèle de Russell.

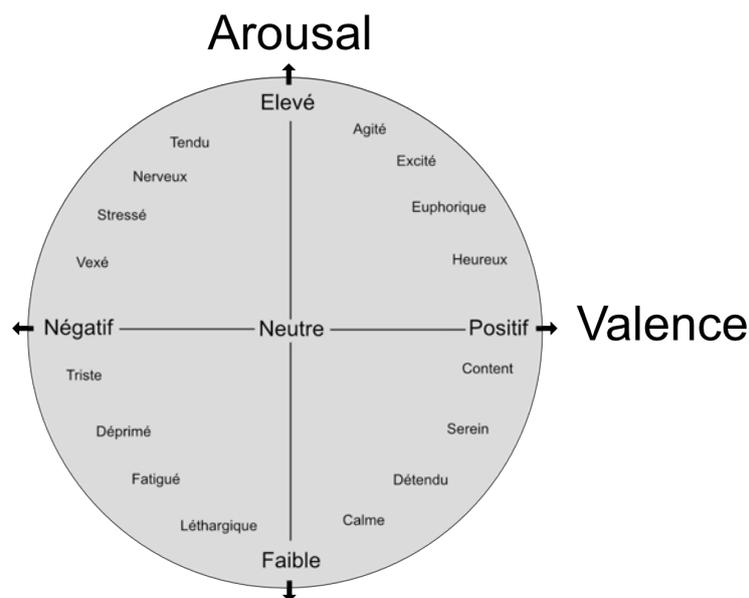


Figure 7. Modèle « circumplex » de Russell, avec les deux dimensions horizontale et verticale représentant respectivement la valence et l'arousal. Issue de Feldman-Barrett & Russell (2009).

3.3.2.2 Vibrations et émotion

Une sensation vibrotactile signifie généralement une stimulation de la surface de la peau à une certaine fréquence à l'aide d'actionneurs tels que des vibreurs. La sensation vibrotactile est l'une des formes les plus importantes de retour haptique dans les interfaces homme-machine, utilisée dans les smartphones ainsi que pour les jeux ou encore la réalité virtuelle. Au-delà des fonctions informatives ou

d'alertes, les vibrations peuvent être utilisées pour transmettre des réponses affectives aux utilisateurs (Hasegawa et al., 2019). Effectivement, quelques études ont utilisé les vibrations pour fournir un retour sensoriel aux utilisateurs en espérant une modulation de leur état émotionnel. Il a été démontré par exemple, que les stimuli vibrotactiles suscitent des réponses affectives telles que le plaisir ou l'excitation (Hasegawa et al., 2018; Schneider et al., 2016). Par conséquent, la communication affective par le biais de dispositifs haptiques peut être améliorée en ajoutant un retour vibrotactile. En 2013, l'étude de Seifi et al. s'est intéressée aux propriétés émotionnelles des stimuli vibrotactiles. Différentes fréquences et rythme de vibrations étaient proposés aux participants. A travers une multitude d'échelles évaluant plusieurs dimensions de l'affect, les auteurs ont mesuré la réponse subjective au schéma rythmique et à la fréquence des vibrations. Ils ont identifié que les vibrations longues étaient généralement perçues comme « douces, calmes et agréables » alors que les vibrations courtes étaient qualifiées de « brutales, alarmantes et déplaisantes » (Seifi & MacLean, 2013). Quelques années plus tard, Yoo et al., (2015) se penchent sur la relation entre la réponse émotionnelle et plusieurs paramètres physiques (i.e., fréquence, amplitude, durée et enveloppe) caractérisant la vibration. En faisant varier ces paramètres, les participants pouvaient ainsi percevoir plusieurs types de vibrations qu'ils devaient ensuite noter sur une échelle permettant d'évaluer l'arousal et la valence de ces vibrations. Les résultats ont indiqué que l'amplitude et la durée avaient un effet positif sur l'arousal alors que la fréquence avait un effet positif sur la valence (Yool et al., 2015; Figure 8). Plus récemment, Hasegawa et al. (2019) confirment en partie ces résultats, indiquant que l'amplitude et la fréquence sont les deux paramètres les plus importants à prendre en considération pour l'élaboration d'un stimulus vibrotactile. De ces études est née une librairie de vibrations (VibViz) qui permet d'apprécier le lien entre l'impact affectif de la vibration et ses paramètres physiques (Seifi et al., 2015).

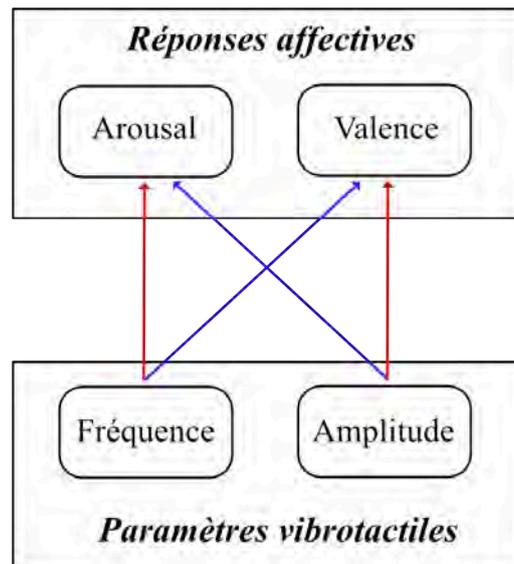


Figure 8. Lien entre les paramètres vibrotactiles et les réponses affectives (arousal et valence). Les flèches bleues représentent un effet positif, les rouges un effet négatif. Inspiré de Hasegawa et al. (2019).

3.3.3 Dispositif et robots haptiques

Au cours de ces dernières années, les progrès technologiques ne cessent de se développer apportant des idées toujours plus ambitieuses les unes que les autres. Ayant reconnu que le toucher est un puissant vecteur d'apaisement (Eid & Al Osman, 2016; Smith & MacLean, 2007), la robotique a commencé à ajouter des qualités tactiles aux automates pour les transformer en agents antistress (Sefidgar et al., 2016; Yohanan & MacLean, 2009). Par exemple, le robot « HapticCreature » constitue un exemple de cet effort (Yohanan & MacLean, 2009) (Figure 9F). Dans ce domaine, une attention particulière a été accordée aux interfaces produisant une stimulation vibrotactile (Azevedo et al., 2017, voir également Zhou et al., 2020). Par exemple, l'étude de Zhou et collaborateurs en 2020 a examiné si la rétroaction du rythme cardiaque fournie par un appareil haptique, avait un effet positif sur les réactions physiologiques et sur l'anxiété mesurée à l'aide d'un questionnaire d'auto-évaluation (Figure 9B). Leurs résultats montrent que la vibration du type « rythme cardiaque » a influencé la variabilité de la fréquence cardiaque des utilisateurs, produisant un effet relaxant. En revanche, aucun effet n'a été trouvé sur la mesure subjective de l'anxiété (Zhou et al., 2020). D'autres dispositifs du même type ont été développés spécifiquement pour réguler l'anxiété des utilisateurs. Par exemple, Azevedo et al. (2017) ont testé l'effet relaxant d'un nouveau dispositif nommé « doppel ». C'est un dispositif portable qui délivre des vibrations tactiles de type battement de cœur à un rythme lent au niveau du poignet (Figure 9D). Les auteurs ont évalué son effet relaxant sur l'arousal et les rapports subjectifs d'état d'anxiété pendant l'anticipation d'un discours public, une tâche expérimentale validée qui est connue pour induire l'anxiété.

Le groupe ayant bénéficié du dispositif présentait une réponse physiologique plus faible et un niveau d'anxiété plus faible, en comparaison à un groupe contrôle (T. Azevedo et al., 2017).

D'autres études récentes se sont intéressées au toucher haptique afin d'améliorer le bien-être de l'utilisateur. En interagissant avec Paro, un robot sous l'apparence d'un phoque, les utilisateurs se sont alors sentis apaisés par ce dernier (Wada & Shibata, 2006). Quelques années plus tard, Paredes et Chan (2011) ont développé un système intitulé « CalmMeNow », utilisant plusieurs modalités dans l'objectif de calmer l'utilisateur lors de situations stressantes (Figure 9C). Le système a introduit quatre interventions différentes visant à calmer les utilisateurs lorsqu'ils étaient stressés, dont la stimulation haptique. Cependant, les vibrations n'étaient pas dynamiques et ne se sont pas avérées plus efficaces que les autres solutions, comme jouer à un petit jeu après un moment stressant (Paredes & Chan, 2011). Dans cet exemple, la question demeure de savoir si les vibrations dynamiques peuvent aider à calmer l'utilisateur et si elles constituent l'intervention la plus efficace. Récemment, un autre dispositif haptique, nommé « Good Vibes » a été développé par Kelling et ses collègues en 2016 afin de réguler le stress. Le système se compose de trois composants : un brassard intégré avec des actionneurs (i.e., vibreurs), un moniteur de fréquence cardiaque et une application de montre intelligente (Figure 9A). En utilisant des modèles de vibrations dynamiques, les auteurs ont démontré que les participants ayant reçu une stimulation haptique sous la forme de vibration ont connu une diminution de la fréquence cardiaque par rapport à ceux qui ne l'ont pas eu (Kelling et al., 2016).

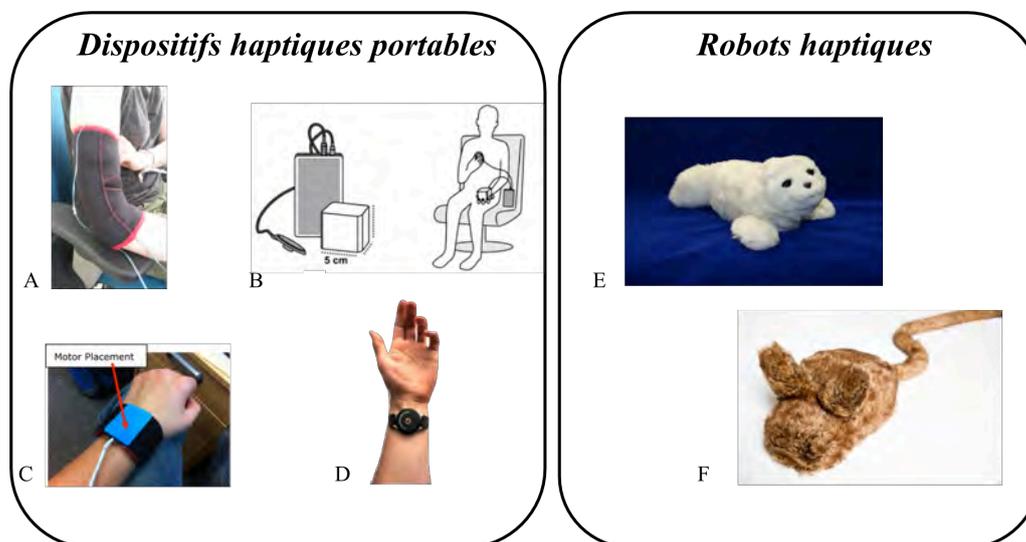


Figure 9. Exemples de dispositifs et robots haptiques. A. « Good vibes » (Kelling et al., 2016). B. « Hearbeat vibration » (Zhou et al., 2020). C. « Calm me now » (Paredes & Chan, 2011). D. « Doppel » (T. Azevedo et al., 2017). E. « Paro » (Wada & Shibata, 2006).

Dans l'ensemble, ces données nous indiquent que l'utilisation d'un dispositif haptique utilisant la rétroaction sensorielle sous la forme de vibrations peut influencer les états physiologiques. Cependant, dans ces procédures expérimentales, les stimuli vibrotactiles avaient une durée courte allant de quelques millisecondes à quelques secondes. De plus, les participants devaient évaluer l'impact affectif des interfaces vibrotactiles en tenant leur main immobile en contact avec le dispositif générant la vibration. Ces procédures manquent de validité écologique : les robots haptiques sont destinés à être pressés, caressés, tapotés, frottés, etc. L'interaction homme-robot fait appel à ce que l'on appelle le toucher actif (Gibson, 1962). Dans les situations de toucher actif, les mécanorécepteurs ne recueillent pas passivement les entrées tactiles : ils recueillent, structurent et modulent activement la sensation tactile (Blakemore et al., 1998 ; Gibson, 1962 ; Lederman & Taylor, 1972 ; Turvey, 1996). Il est donc nécessaire de prendre en compte la dynamique du mouvement humain pour vérifier si elle affecte l'expérience vibrotactile de l'utilisateur.

Points clés du chapitre

- Le sens du toucher constitue une composante essentielle dans le développement de l'être humain.
- Le toucher affectif fournit un canal par lequel il est possible de communiquer et réguler ses émotions et constitue un puissant vecteur d'apaisement.
- Le toucher haptique se réfère à la combinaison du système perceptif lié au toucher et au système proprioceptif.
- Les dispositifs haptiques intègrent des qualités tactiles en espérant promouvoir les effets affectifs et apaisant du toucher.
- Les vibrations constituent le retour haptique le plus utilisé dans les recherches actuelles et suscitent des réponses affectives.

4 Coordination motrice

Le mouvement coordonné étant l'un des piliers de cette thèse, nous allons maintenant nous intéresser à la coordination. Les principaux cadres théoriques de la coordination seront décrits ici en mettant l'accent sur l'approche dynamique. Enfin, nous discuterons du lien entre la coordination et les comportements sociaux-émotionnels aussi bien dans la population typique que TSA.

4.1 Définitions et généralités

Le terme **coordination** se réfère à « l'agencement des parties d'un tout en vue d'obtenir un résultat déterminé » (e.g., la coordination de plusieurs administrations pour assurer le bon fonctionnement d'une institution). Ce terme fait souvent écho à la notion de synchronisation qui est définie par la réunion dans le temps et l'espace de plusieurs éléments. Étant donné la proximité de ces deux définitions, nous utiliserons de manière interchangeable ces deux termes. Appliquée au domaine de la motricité, la coordination peut se définir comme l'interaction réciproque entre différents éléments composant le système biologique. Cette définition renvoie au problème de l'organisation de cette multitude d'éléments : comment contrôler les mouvements d'un système d'une telle complexité ? Nicolas Bernstein (1967), un physiologiste russe, aborde ce problème en s'intéressant aux degrés de liberté redondants qui composent le corps humain. Il définit la coordination comme étant la coordination des degrés de liberté redondants pour en faire un système contrôlable. Au lieu d'être contrôlés un par un, les degrés de liberté, une fois agencés en patron de coordination, peuvent être contrôlés comme un tout. Au niveau du système moteur, le problème des degrés de liberté concerne les mouvements possibles de tous les composants (e.g., muscles, tendons, articulations, etc.) Ainsi, selon le niveau d'analyse considéré, macroscopique ou microscopique, les degrés de liberté peuvent varier considérablement. Allant d'une centaine au niveau des articulations à plusieurs centaines au niveau des muscles, les degrés de liberté atteignent plusieurs milliards au niveau cellulaire (Newell, 1996). En conséquence, le mouvement coordonné est le produit de la mise en œuvre d'une multitude de degrés de liberté à travers plusieurs systèmes (Turvey, 1990). Face à la redondance des degrés de liberté, il peut exister plusieurs coordinations fonctionnellement équivalentes pour une même tâche (Newell & McDonald, 1994). Cependant, toutes les coordinations ne sont pas réalisées avec la même facilité et nous verrons que les individus présentent des préférences de coordinations.

4.2 Approche dynamique au regard de l'approche cognitive

Au cours des décennies, plusieurs cadres théoriques se sont développés pour tenter d'expliquer comment l'activité motrice est produite et contrôlée et comment les nombreux degrés de liberté sont

coordonnés et maîtrisés. Afin de mieux appréhender ce phénomène de coordination, nous allons discuter deux approches théoriques. La première approche nommée « cognitive des coordinations » sera abordée brièvement. La seconde, intitulée « approche dynamique des coordinations » sera parcourue plus en détail car elle constitue les bases conceptuelles et le cadre d'interprétation de ce travail de thèse.

L'approche cognitive considère que les différents éléments du système moteur reçoivent et exécutent les informations en provenance du système nerveux central (SNC). Autrement dit, le SNC sélectionne et paramétrise un programme moteur nécessaire pour la réalisation du mouvement et prescrit ainsi de façon détaillée l'action des structures motrices. Cette vision repose sur un contrôle « top-down », supposant l'existence d'une hiérarchie du SNC aux structures motrices par laquelle les structures sous-jacentes sont sous le contrôle de structures sus-jacentes. Dans ce cadre, le programme moteur est considéré comme préétabli avec un nombre fini d'étapes successives. Cette approche prône de ce fait une vision mécaniste, en concevant la motricité comme programmée centralement et spécifiquement, c'est-à-dire des instructions spécifiques pour chaque muscle, soit un programme moteur pour chaque mouvement (Keele, 1968). Pour les adeptes de l'approche dynamique, cette vision cognitive amène à plusieurs réflexions (Turvey et al., 1978). Face à la multitude des degrés de liberté présents au niveau du système musculosquelettique, il semble difficilement envisageable qu'une programmation centrale puisse gérer la surcharge informationnelle nécessaire pour contrôler un tel nombre de degrés de liberté lors d'une action motrice complexe. Un autre problème se pose si nous nous intéressons à la relation entre l'instruction et l'action motrice. Selon le contexte, un même programme peut avoir des conséquences différentes (Bernstein, 1967). Les informations provenant de l'environnement, qui pourtant peuvent contribuer à la modification des conditions initiales de l'action et donc exiger la modification du programme, ne sont prises que partiellement en compte dans cette approche. En outre, par une conception prescriptive, elle considère le SNC comme responsable unique de l'initiation et du contrôle de la motricité.

Plutôt que de considérer la coordination comme un processus centralement organisé et centralement planifié, **l'approche dynamique** l'envisage comme un phénomène de nature auto-organisé (Kelso, 1995 ; Kelso & Schöner, 1988 ; Kugler & Turvey, 1987). Selon cette approche, la coordination résulte de l'influence réciproque des différents éléments constituant les systèmes, et non pas le produit direct d'une instruction externe. Cette absence de programme (i.e., absence d'intervention prescriptive) constitue une des principales caractéristiques différenciant la programmation, suggérée par l'approche cognitive, de l'auto-organisation, suggérée par l'approche dynamique. Pour mieux appréhender ces deux notions, prenons l'exemple des insectes sociaux, notamment les termites. Comment expliquer les termitières qui sont des structures extrêmement complexes, constituées d'arches, de salles, de planchers superposés, etc. (Figure 10). Une lecture « cognitive » suppose que la construction de la termitière est régie par l'influence d'une termite très intelligente, extérieure aux

ouvrières, capable de concevoir au préalable les plans (i.e., le programme) et d'en communiquer la logique à ses congénères. Il s'agit là d'une hypothèse hautement improbable (Kugler & Turvey, 1987). L'approche dynamique, quant à elle, propose que la termitière puisse émerger par l'influence réciproque des comportements individuels de chaque termite, sans planification préalable. En effet, les termites déposent des traces de phéromones qui vont attirer ses congénères et ainsi de suite. Cette interaction dynamique entre les termites va progressivement promouvoir l'élaboration et l'émergence d'une structure hautement organisée. Cet exemple permet d'illustrer qu'un produit extrêmement organisé peut émerger spontanément de l'interaction des éléments constituant le système, c'est-à-dire sans programme préalablement défini.

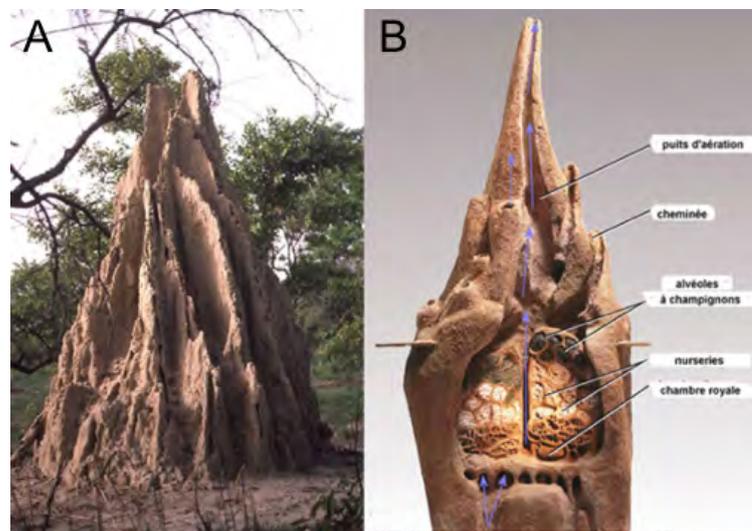


Figure 10. Photo d'une Termitière (A) et son organisation intérieure (B). Issue de : <https://spftpe.wordpress.com/category/partie-2/>.

4.3 Systèmes et auto-organisation

Appliqué à la science du mouvement et du vivant, le corps humain est composé d'un ensemble de systèmes (e.g., nerveux, cardiovasculaire, musculosquelettique, respiratoire, etc.) qui interagissent entre eux et avec l'environnement. S'intéressant aux systèmes, ils peuvent être définis comme un ensemble dont les éléments le constituant peuvent être identifiés et dénombrés (Camazine et al., 2001). Alors que certains systèmes sont qualifiés « à état » car ils transforment simplement une entrée à une sortie (Figure 11A), d'autres sont dits « complexes » puisqu'ils sont composés d'une multitude d'éléments qui interagissent entre eux (Figure 11B).

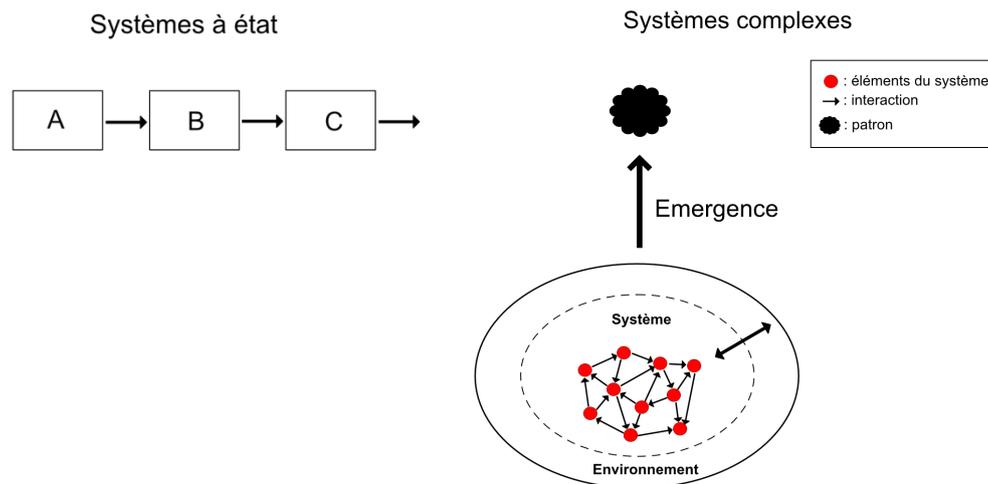


Figure 11. A. Schéma des systèmes à état. B. Schéma des systèmes complexes.

L'idée princeps de la théorie dynamique, s'appuyant sur le concept fondamental de l'auto-organisation, propose que tout système soit composé d'une multitude de sous-systèmes et leur influence réciproque permet l'émergence d'une forme particulière de mouvement, un patron de coordination spécifique (Bingham, Schmidt, Turvey, & Rosenblum, 1991). Ainsi, un système auto-organisé complexe présente des propriétés émergentes, c'est-à-dire des processus de formation de patrons qui ne peuvent être expliqués par l'étude des composants individuels de ce système mais qui résultent plutôt de l'interaction de ces composants. Autrement dit, l'émergence de ces patrons ne peut être vue sous la forme d'une simple addition de la contribution de chaque élément composant le système (Cazamine, 2001). Par exemple, le système neuro-musculo-squelettique est composé de millions de connexions nerveuses, de centaines de muscles et d'os offrant une redondance et une abondance d'interactions possibles entre ces différents sous-systèmes (e.g., nerveux, musculaire) confrontés à des contraintes. Par ces échanges, l'action motrice résultante est l'émergence d'un patron de coordination stable au niveau macroscopique. Les contraintes sont de natures diverses et jouent un rôle déterminant sur l'émergence de la coordination du système. Newell (1986) distingue trois catégories de contraintes : celles liées à l'organisme (i.e., propriétés intrinsèques de l'individu), celles liées à l'environnement et enfin celles liées à la tâche (Figure 12). Ces contraintes définissent les conditions limites aux patrons de coordination émergents : en restreignant l'étendue des coordinations possibles, elles conditionnent la dynamique du mouvement (Kugler et al., 1980). La modification d'un seul paramètre est suffisante pour faire perdre cet état stable et amène à un nouvel assemblage des éléments constitutifs du système vers un nouveau type stable d'organisation (Kelso, 1995). Les contraintes ont donc un impact sur la stabilité du patron qui détermine comment il résiste aux perturbations. Il existe de ce fait un nombre imposant de

coordinations potentielles pour un même but d'action, permettant la flexibilité des comportements. Ainsi, dans certaines situations, ces contraintes influencent notre choix implicite quant à l'utilisation de la coordination : nous allons utiliser plus ou moins une façon de faire.

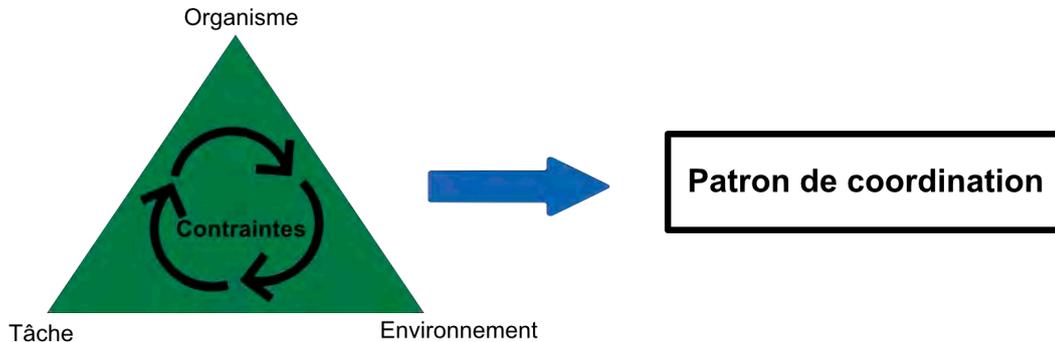


Figure 12. *Diagramme schématique des catégories de contraintes qui guident l'émergence du patron de coordination (d'après Newell, 1986).*

Ces phénomènes de coordination dans le domaine vivant ont été mis en évidence chez les poissons, grâce aux travaux précurseurs de Von Holst (1937). Il s'est intéressé à la coordination des nageoires dorsales et latérales des poissons. Chaque nageoire peut être vue comme un système avec ses propres caractéristiques qui peut interagir avec les autres. En bloquant tour à tour chacune des nageoires, il a pu effectivement observer que leurs fréquences de battements étaient différentes. En revanche, une fois libérées, les nageoires interagissaient entre elles. Malgré la différence initiale de fréquence des battements, une coordination entre les nageoires émerge par l'adoption d'une fréquence de battements commune. Pour la première fois, ces travaux montrent l'existence d'une coordination entre différents segments d'un être vivant (Von Holst, 1937).

Tout laisse à penser, que la coordination entre les différents membres d'un humain pourrait être observée et expliquée de la même façon. De nombreuses recherches au cours de la dernière décennie ont démontré que des patterns stables de coordination inter-membres (i.e., coordination intra-personnelle) peuvent être modélisés en supposant que ces comportements reposent sur des processus dynamiques d'auto-organisation. Il est intéressant de noter que des patrons de coordination similaires à ceux trouvés dans la coordination inter-membres, se produisent dans des mouvements rythmiques coordonnés entre deux personnes (i.e., coordination inter-personnelle) (Schmidt & Turvey, 1994). Le processus de coordination étant l'un des piliers de cette thèse, nous allons parcourir ensemble quelques études pionnières afin d'obtenir une vue d'ensemble.

4.4 Coordination motrice intra-personnelle

La coordination intra-personnelle a été investiguée sous l'approche dynamique des coordinations. Chez le sujet typique, la coordination correspond à un processus spontané qui s'installe et se développe de son propre chef, sans apprentissage. D'abord focalisés sur la coordination bi-manuelle (Kelso et al., 1981, Kelso, 1984), les chercheurs se sont intéressés à la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs d'un même individu (Baldissera, Cavallari, & Civaschi, 1982 ; Jeka & Kelso, 1995 ; Salesse, Temprado, & Swinnen, 2005). Prenons l'exemple de la coordination entre les index d'un individu (Kelso et al., 1981). Les participants avaient pour consigne de déplacer leurs index en réalisant des oscillations dans un plan vertical. Dans cette situation, seulement deux patrons de coordination stables apparaissent : le patron en phase et le patron en anti-phase (Kelso et al., 1981). La phase est définie comme la relation entre deux signaux de même fréquence, mesurée en degrés. La variable communément utilisée pour capturer la coordination est la phase relative (φ_{rel}) (Figure 13). Elle est calculée par la différence de phase entre les deux mouvements et peut varier de 0° à 360° .

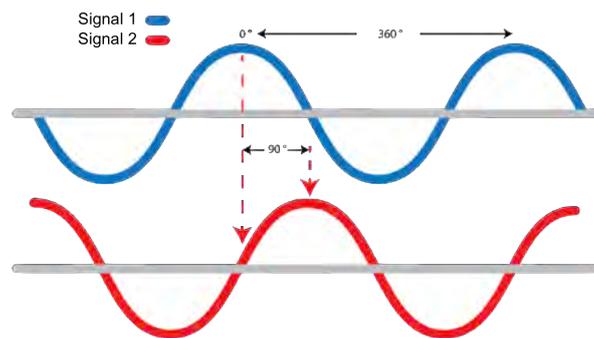


Figure 13. *Illustration de la phase relative mesurée en degrés. Issue de <https://ivctechnologies.com/2019/08/29/vibration-phase-analysis-why-every-analyst-should-understand-it/>.*

Un patron de coordination en phase (i.e., activation simultanée des muscles homologues, $\varphi_{rel} = 0^\circ$) se caractérise par un déplacement des index dans la même direction (Figure 14A). A l'inverse, une coordination en anti-phase (i.e., $\varphi_{rel} = 180^\circ$) est définie par un déplacement des index dans des sens opposés (Figure 14B). Cette variable permet ainsi d'évaluer l'organisation spatio-temporelle entre ces deux mouvements et témoigne de l'état du système à un instant t et de sa dynamique. Il est à noter qu'au-delà d'une certaine fréquence de mouvement (i.e., fréquence critique), un changement de patron de coordination se produit. Alors que le patron en phase reste stable lorsque la fréquence est augmentée, le patron en anti-phase devient instable et un passage automatique vers un patron en phase s'opère (Haken,

Kelso, & Bunz, 1985 ; Kelso, 1984). Le patron en phase est alors considéré plus stable que le patron en anti-phase, c'est-à-dire qu'il résiste mieux aux perturbations.

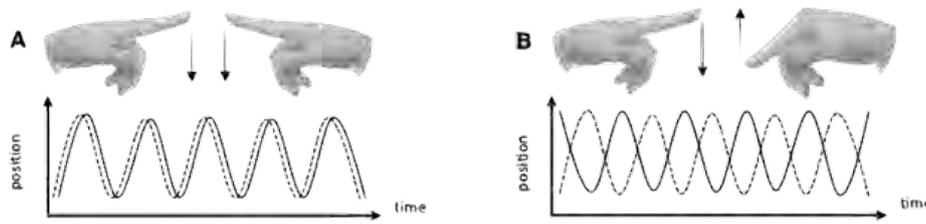


Figure 14. Illustration des patrons de coordination stables. A. Patron de coordination en phase. B. Patron de coordination en anti-phase. Les courbes représentent l'évolution des index dans le temps.

4.5 Modélisation de la coordination : modèle HKB

Ces observations expérimentales ont été modélisées afin de mieux appréhender et comprendre l'émergence de la coordination. Publié pour la première fois en 1985 (Haken, Kelso, et Bunz 1985), le modèle HKB, développé à l'origine pour rendre compte d'un phénomène intra-personnel (Kelso, 1984), s'est avéré représentatif d'un large éventail d'applications dans le mouvement humain (e.g. comportements sensori-moteurs et interpersonnels) constituant ainsi un cadre théorique pour l'étude de la dynamique de coordination. Ce modèle HKB permet de prédire l'émergence de ces comportements reposant sur des propriétés dynamiques semblables à celles observées dans les systèmes d'oscillateurs couplés (Fuchs, Jirsa, Haken, & Kelso, 1996; Haken et al., 1985; Kelso, 1984; Schöner, Haken, & Kelso, 1986). Chaque index est considéré comme un oscillateur, possédant ses propres caractéristiques. On parle alors d'un système d'oscillateurs couplés, puisque les deux oscillateurs interagissent. Si la force de couplage est forte, la coordination entre les deux index sera alors absolue. En revanche, si elle est faible, la coordination est relative. La notion de force de couplage renvoie à l'intensité de l'interaction, c'est-à-dire la force de la coordination. Cette force de couplage permet donc à un système de produire des patrons de coordination stables. Pour témoigner de la dynamique de coordination, deux autres paramètres sont fréquemment utilisés : la stabilité et la précision. La stabilité est mesurée par la variabilité de la φ_{rel} : plus un patron est stable, moins elle varie (Schöner et al., 1986). Elle dépend principalement de la différence entre les fréquences intrinsèques des oscillateurs couplés, appelé detuning ($\Delta\omega$) : au fur et à mesure que le detuning augmente, la stabilité chute presque linéairement (Amazeen et al., 1995 ; Schmidt et al., 1998). La précision de la coordination est quant à elle mesurée par l'erreur absolue, c'est-à-dire la différence absolue entre la φ_{rel} requise et la φ_{rel} .

Les modèles d'oscillateurs sont intéressants car ils permettent l'émergence du phénomène de coordination, mais sont difficiles à configurer dans le sens où il faut ajuster les paramètres afin que l'oscillateur se synchronise avec le signal d'entrée. L'inconvénient de ces modèles classiques repose sur les défaillances de « phase-locking ». Ce phénomène se produit lorsque la fréquence de l'oscillateur est proche de la fréquence du signal d'entrée, conduisant ainsi à la synchronisation. La distance entre les deux fréquences qui permet le « phase-locking » est dépendante de la force de couplage ; plus celle-ci sera forte, plus la coordination sera élevée. Ainsi, si la distance entre la fréquence intrinsèque de l'oscillateur et celle de l'entrée périodique est trop éloignée, l'oscillateur sera influencé mais ne se synchronisera pas. Autrement dit, quand les paramètres sont en dehors de la région « phase-locking », la synchronisation n'émerge pas. Pour pallier ce problème, Righetti et collaborateurs (2006) ont développé un modèle adaptatif fondé sur des équations de l'oscillateur non linéaire de Hopf (Righetti et al., 2006). Un aspect majeur et intéressant de ce modèle réside dans le fait qu'il peut aller au-delà du phénomène de « phase-locking ». L'oscillateur est capable d'apprendre et de s'adapter à la fréquence des signaux d'entrée, dans le sens où le système peut modifier ses propres paramètres afin d'apprendre les fréquences environnementales. En ajoutant cette plasticité au système, l'émergence de la synchronisation n'est plus limitée aux fréquences proches, principales limites des modèles précédents. De plus, une fois la fréquence du signal d'entrée apprise, l'oscillateur continue d'osciller à cette même fréquence même si elle disparaît.

En accord avec les données de Von Holst (1937), nous avons pu observer que la coordination entre deux segments corporels d'un même individu peut émerger. Dans le cas des coordinations intra-personnelles, le couplage est mécanique et d'origine neuro-musculaire. Nous allons à présent nous intéresser à une forme de coordination plus complexe où le couplage est perceptif. Il s'agit de la coordination entre les mouvements de deux personnes, aussi connue sous le nom de coordination inter-personnelle.

4.6 Coordination motrice inter-personnelle

Les patrons de coordination préférentiels pré-équipants le système neuro-musculo-squelettique permettent d'initialiser des coordinations stables et stéréotypées avec l'environnement. L'étude pionnière réalisée par Schmidt et collaborateurs en 1990 s'est intéressée à la coordination interpersonnelle dans une approche dynamique. Ils avaient pour objectif de démontrer qu'un couplage visuel entre deux personnes engendre une coordination des mouvements entre ces deux acteurs. Le paradigme utilisé était le suivant : les deux participants, assis côte à côte, devaient effectuer un mouvement de flexion/extension d'une seule jambe, au rythme d'un métronome (Figure 15A). Toujours en maintenant le rythme du métronome, les participants devaient coordonner leurs mouvements de

jambes soit en phase, soit en anti-phase. Au cours de chaque essai, la fréquence du métronome augmentait permettant ainsi de manipuler indirectement la coordination. Les résultats ont mis en évidence deux patrons de coordination stables (i.e., en phase et anti-phase) entre les mouvements des deux sujets. En revanche, une plus grande stabilité du patron en phase a été observée du fait d'une transition automatique du patron en anti-phase vers en phase lorsque le métronome atteignait une fréquence critique (Schmidt et al., 1990). Cette première étude investiguant la coordination interpersonnelle confirme que ce type de coordination repose sur des principes dynamiques semblables à ceux décrits précédemment par le modèle HKB.

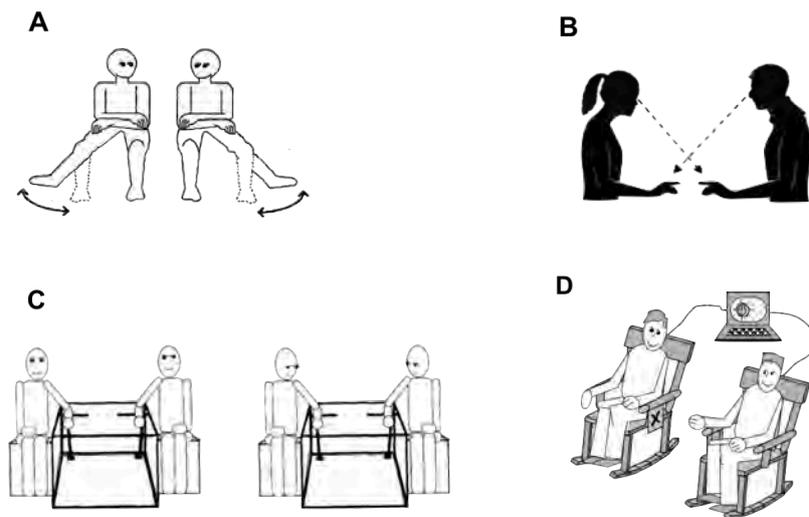


Figure 15. Illustrations de différents paradigmes expérimentaux évaluant la dynamique des coordinations motrices interpersonnelles. **A.** Coordination des jambes (Schmidt et al., 1990). **B.** Coordination des index (Schmidt et al., 1998). **C.** Coordination avec des pendules manuelles avec (à droite) ou sans information visuelle (à gauche). **D.** Coordination avec des chaises à bascules (Richardson et al., 2007).

Par la suite, plusieurs études s'inscrivant dans cette même approche théorique ont confirmé ces résultats en évaluant la coordination entre différents segments corporels de deux individus (Figure 15). Dans un essai expérimental classique, deux sujets typiques se regardant l'un l'autre sont priés d'osciller un effecteur, l'index de la main dominante par exemple (Schmidt et al., 1998) (Figure 15B). Aucune autre instruction n'est donnée. Parmi l'infinité de patrons de coordination pouvant théoriquement être générés dans cette situation, deux seulement sont produits de façon stable : le patron en phase et l'anti-phase (Schöner et al., 1986). Ce résultat souligne l'importance de la composante perceptive, notamment la vision dans l'émergence du processus de coordination. En effet, au travers du paradigme de

coordination inter-personnelle intentionnelle et non intentionnelle, il a été montré que le couplage perceptif joue un rôle primordial dans l'émergence des patrons de coordination. Dans le premier cas, la consigne est explicite et le participant est informé de l'objectif de la tâche alors que dans la deuxième situation, aucune consigne relative à la coordination ne lui est donnée. Par exemple, Schmidt & O'Brien (1997) ont utilisé le paradigme des pendules manuels pour illustrer la coordination inter-personnelle non intentionnelle. Il était demandé aux sujets d'osciller un pendule à leurs fréquences préférentielles sans porter attention à l'autre personne, puis en regardant le pendule de l'autre personne (Figure 15C). Les résultats indiquent que l'information visuelle entraîne un rapprochement des fréquences individuelles et l'émergence de patrons de coordination stables en phase et en anti-phase (Schmidt & O'Brien, 1997). De même, en modulant la consigne donnée aux participants, Richardson et al. (2007) ont évalué le caractère intentionnel et non intentionnel de la coordination inter-personnelle. Deux personnes étaient assises côte à côte et avaient pour consigne soit de coordonner leurs mouvements en phase ou en anti-phase (i.e., coordination intentionnelle), soit de se balancer à leur propre rythme (i.e., coordination non intentionnelle) (Figure 15D). L'information visuelle des participants sur les mouvements de leur co-acteur a également été manipulée, afin d'examiner comment l'information visuelle module la force de la coordination inter-personnelle. Comme prévu, les auteurs ont montré que la coordination non intentionnelle était moins stable que la coordination intentionnelle. Dans le cas de la coordination intentionnelle, les participants sont informés du but de la tâche, faisant de celle-ci une contrainte. Le couplage perceptif entre les deux participants étant fort, ils arrivent à maintenir les patrons de coordination requis. En revanche, lorsque la consigne n'est pas explicite (i.e., coordination non intentionnelle), le couplage entre les deux participants est alors plus faible, conduisant à une coordination intermittente. Comme le souligne Schmidt & O'Brien (1997), la coordination non intentionnelle est seulement une propriété implicite qui émerge de la situation. Finalement, les tâches intentionnelles et non intentionnelles ont souvent été utilisées afin de rendre compte des interactions sociales, dans lesquelles des phénomènes de coordinations inter-personnelles surviennent entre les protagonistes (Schmidt & Richardson, 2008).

4.7 Les effets sociaux-affectifs du mouvement coordonné

Au premier abord, nous serions tentés de penser que la synchronie est simplement un prérequis physique pour l'exécution d'activités collaboratives dépendant du timing, comme deux personnes soulevant une charge lourde. Cependant, il semblerait que la synchronisation se produisant entre des individus ait un retentissement qui s'étend au-delà de l'interaction synchrone elle-même, elle favoriserait les comportements pro-sociaux et affectifs.

4.7.1 La coordination motrice favorise les comportements pro-sociaux

Depuis quelques années, des travaux se sont intéressés à la coordination comme moyen potentiel par lequel l'Homme développe des liens sociaux avec autrui. Dès les premiers mois de vie, les nourrissons adoptent spontanément, bien que temporairement, une posture ou des vocalisations similaires durant une conversation avec leur mère ou un pair (Bernieri et al., 1988; McGarva, 2003). Effectivement, les nouveau-nés coordonnent leurs mouvements corporels avec la parole humaine presque immédiatement après la naissance (Condon & Sander, 1974) et les enfants âgés de 4 et 9 mois coordonnent leurs regards et leurs vocalisations en fonction du moment où les mères commencent ou arrêtent de parler (Feldstein et al., 1993). Lors d'une interaction entre la mère et son bébé, les battements cardiaques des deux protagonistes se synchronisent (Feldman, 2007). De plus, les nouveau-nés accordent une préférence pour la synchronie (Filippetti et al., 2013). En examinant le comportement visuel des nouveau-nés exposés à des vidéos d'un visage caressé en synchronie ou en asynchronie avec le leur (Figure 16A), les auteurs ont montré que les nouveau-nés préfèrent regarder la condition synchronique plutôt qu'asynchronique (Filippetti et al., 2013; Figure 16B).

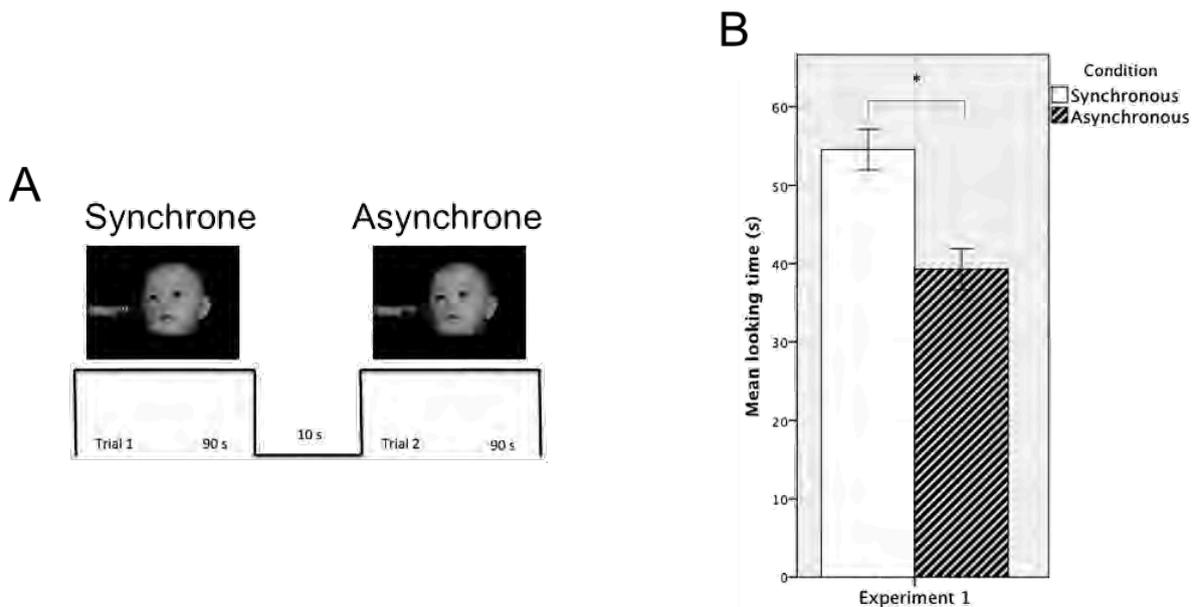


Figure 16. *A. Protocole expérimental. B. Les nouveau-nés passent plus de temps à regarder les visages dans la condition synchronique. Issue de Filippetti et al. (2013).*

Des effets à long terme de la synchronisation parent-nourrisson sur le développement pendant l'enfance et jusqu'à l'adolescence ont été constatés. Par exemple, le suivi d'enfants âgés de 3 mois à 13 ans a souligné le rôle de la synchronie dans le façonnement de la capacité d'empathie de l'adolescent, suggérant que la synchronie sensibilise les nourrissons à la résonance émotionnelle qui sous-tend les

relations humaines tout au long de la vie (Feldman, 2007). Par ailleurs, plusieurs études ont utilisé la musique comme outil pour promouvoir le lien social et la cohésion de groupe. Kirschner & Tomasello (2010) ont proposé à des enfants de danser autour d'un étang (représenté par une couverture bleue) avec l'expérimentateur, tout en chantant et en jouant des instruments en rythme avec leur chant. Ils étaient par la suite invités à réaliser le test d'aide spontanée (i.e., un test où un des deux enfants a un accident soudain, offrant le choix à son partenaire de l'aider ou de continuer sa propre activité de jeu) ainsi que le test de coopération (i.e., un jeu comprenant une tâche pouvant être résolue individuellement ou en coopération). A travers ce paradigme, les auteurs ont montré que les enfants âgés de 4 ans, engagés dans une activité musicale commune, ont affiché un comportement prosocial accru et une capacité d'empathie accrue (Kirschner & Tomasello, 2010). Dans la continuité de ces travaux, Cirelli et al. (2014) ont démontré que les nourrissons âgés de 14 mois ayant été bercés au rythme de la musique en synchronie avec l'expérimentateur, étaient plus susceptibles de s'engager dans un comportement altruiste et d'aider l'expérimentateur, en comparaison aux nourrissons qui ont été auparavant bercés avec de la musique de manière asynchrone avec ce dernier. En outre, Rabinowitch et Knafo-Noam font le constat que les enfants qui avaient participé à une interaction synchrone considéraient leur partenaire comme étant plus semblable et plus proche d'eux-mêmes, que les enfants n'ayant pas eu d'interaction ou ayant participé à une interaction asynchrone (Rabinowitch & Knafo-Noam, 2015). Mises en relation, ces données révèlent que l'interaction synchrone peut modifier positivement les attitudes sociales entre les protagonistes, suggérant un mécanisme potentiel par lequel la synchronie renforce les liens sociaux avec autrui.

Les interactions sociales représentent une portion non négligeable de nos activités quotidiennes et des études mettent en avant l'importance de la coordination motrice comme une condition préalable essentielle à la réussite des interactions sociales (Schmidt et al., 2011). La méta-analyse de Mogan et al. (2017) portant sur 42 études a montré que les mouvements synchrones promeuvent les comportements sociaux, renforcent le lien social, améliorent la cognition sociale et augmentent l'affect positif. Effectivement, la synchronisation a un impact positif sur les comportements sociaux des personnes en interaction, se manifestant par une tendance accrue à offrir de l'aide, à coopérer et promeut le sentiment d'affiliation, d'appréciation entre les acteurs (Valdesolo & DeSteno, 2011). De même, Wiltermuth & Heath (2009) ont mis en évidence les effets prosociaux de la coordination. Les auteurs ont fait varier le niveau de synchronie (i.e., des conditions synchrones et des conditions asynchrones) lors de deux activités : une première où les participants devaient marcher dans le campus et une seconde où ils étaient invités à chanter et déplacer des tasses. A l'issue de ces activités, des tâches évaluant la coopération étaient proposées. Les résultats indiquent que la coordination a non seulement conduit à une amélioration de la coopération mais aussi, à l'augmentation du sentiment d'une identité commune, de faire partie de la même équipe où des sacrifices individuels ont été effectués pour le bénéfice du groupe (Wiltermuth & Heath, 2009).

A l'occasion d'un échange social, le processus de coordination est responsable de la synchronisation gestuelle entre des personnes différentes: spontanément, on marche, on applaudit et on danse de concert (McNeill, 1995). Ainsi, des individus synchrones seraient davantage en mesure de s'entraider, de déclencher des comportements altruistes, favorisant les liens sociaux et les comportements pro-sociaux (Hove & Risen, 2009a). Par exemple, les adultes typiques, jugent plus aimables les partenaires avec lesquels ils étaient engagés dans une action synchrone de tapping (Hove & Risen, 2009a). Une autre étude confirme ces données et démontre que des adultes pédalant sur des vélos en synchronie conduit à une augmentation de leurs sentiments d'empathie envers leurs partenaires, en comparaison aux groupes ayant pédalés dans des conditions asynchrones (Sharon- David, Mizrahi, Rinott, Golland, & Birnbaum, 2019).

4.7.2 Régulation émotionnelle par le mouvement

Précédemment, nous avons pu observer que les compétences motrices et plus spécifiquement la coordination sont essentielles au bon déroulement de nos relations sociales. Nous allons maintenant nous intéresser à l'importance du mouvement coordonné pour réguler son état émotionnel et les mécanismes neuronaux sous-jacents impliqués. Une description exhaustive des concepts et théories des émotions ne faisant pas l'objet de cette thèse, nous nous focaliserons uniquement sur la théorie postulant que les émotions découlent des réponses corporelles. Originellement, postulée par James (1884), cette notion a été reformulée en termes neurophysiologiques par Damasio. Très peu d'événements physiologiques se produisent isolément. Par exemple, suite à une situation stressante, notre fréquence cardiaque augmente, nos pupilles se dilatent, nos muscles se contractent, etc. Des signaux sont envoyés vers et depuis le cerveau pour réguler et être régulés par ces phénomènes. Selon Damasio, le processus émotionnel se déroule en plusieurs étapes (Figure 17). Le traitement d'un stimulus émotionnel va engendrer une activation des cortex sensoriels au niveau cérébral permettant la perception de l'imagerie mentale du stimulus en question (étape 1). Cette stimulation active également des réseaux neuronaux dans d'autres aires cérébrales dont l'amygdale et le cortex cingulaire, zones impliquées dans le traitement émotionnel des stimuli (étape 2). Ces aires cérébrales vont ensuite stimuler d'autres zones cérébrales (e.g. hypothalamus) afin d'engendrer une réponse corporelle adéquate au stimulus émotionnel (étape 3). En découlera une cascade de réponses telle qu'une modification du comportement moteur et plus généralement une modification physiologique du corps (e.g., libération d'hormones) qui modifie le milieu interne de l'organisme (étape 4). Enfin ces signaux sont traités par le cerveau notamment au niveau du cortex somato-sensoriel afin d'induire le sentiment de l'émotion qui se produit dans le corps (étape 5).

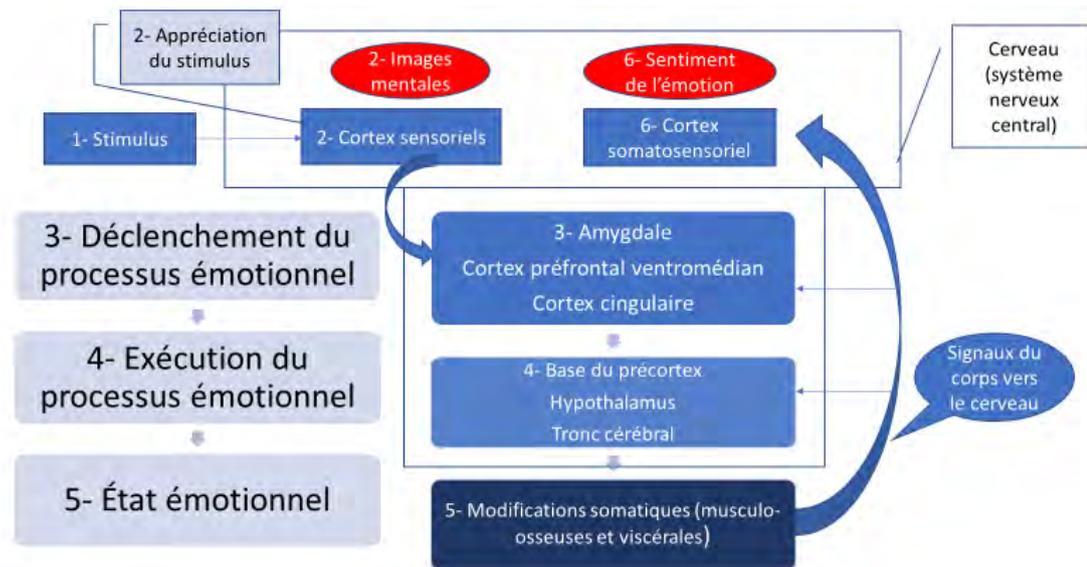


Figure 17. Les 6 étapes du processus émotionnel selon Damasio. Issue de (Lacroux, 2022).

Autrement dit, Damasio suggère que l'état actuel du corps est transmis au cerveau par les processus de proprioception (i.e., perception consciente ou non de la position des différentes parties du corps) et d'intéroception (i.e., entrée afférente représentant l'état physiologique : thermique, métabolique), créant dans le cerveau des modèles d'activation neuronaux uniques (Figure 18). Ces derniers représentent des émotions qui guident le comportement et influencent les décisions (Damasio et al., 2000). Il est ainsi possible de réguler ses émotions par un contrôle délibéré du comportement moteur. En modifiant certains aspects du comportement moteur, comme l'intensité et la durée d'une activité physique, des changements dans l'activation du système autonome (e.g., augmentation de la fréquence cardiaque) et dans les processus métaboliques se produisent (Shafir, 2016). Ces changements sont transférés au cerveau par intéroception et génèrent une myriade de réponses physiologiques (e.g., des modifications des niveaux d'hormones, de neurotransmetteurs etc.), qui contribuent à la réduction du stress, de l'anxiété. En plus de ces modifications quantitatives, des changements qualitatifs du comportement moteur (e.g., modification de la posture, des mouvements, des expressions faciales, etc.) peuvent également modifier l'état émotionnel. Ce mécanisme semble être basé sur les informations proprioceptives que le cerveau reçoit et sur les associations existantes entre certaines entrées proprioceptives et des émotions spécifiques (Hennenlotter et al., 2009). En outre, des données en imagerie, notamment l'activation des neurones miroirs supportent cette théorie de régulation des émotions par le mouvement. Il a été suggéré que l'observation de mouvements entraîne chez l'observateur les mêmes émotions ressenties et exprimées par la personne en mouvement (Niedenthal, 2007 ; Gallese et Sinigaglia, 2011). Ainsi, promouvoir certains comportements moteurs peut être une

stratégie non négligeable pour permettre la régulation de nos émotions en conjonction avec les processus cognitifs.

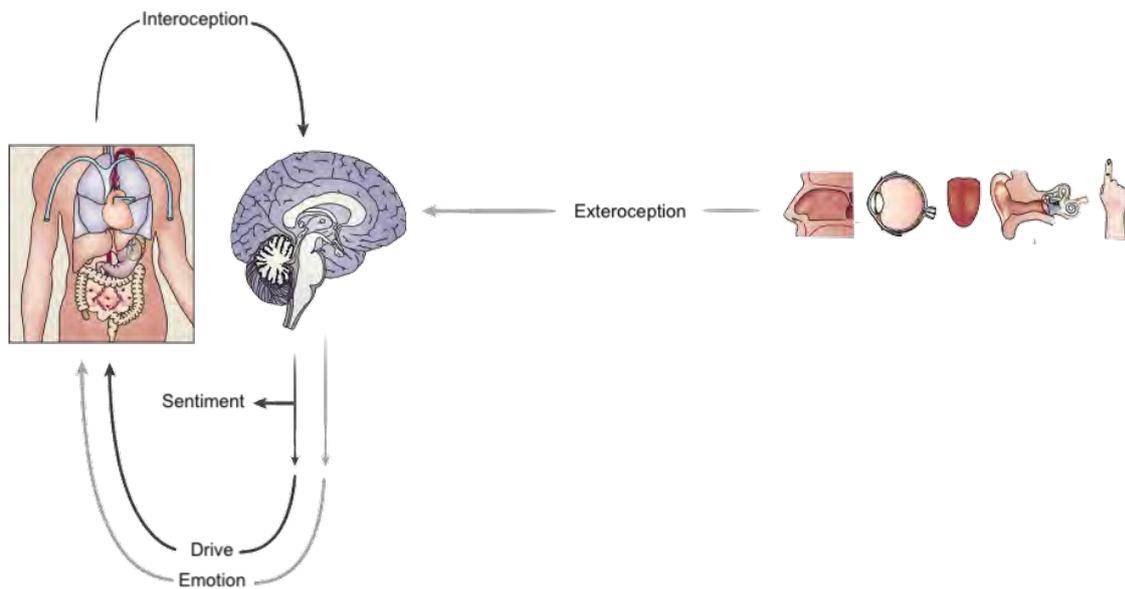


Figure 18. Illustration de la théorie de Damasio. Issue de Damasio et al., 2016.

A notre connaissance, une seule étude s'est intéressée au lien entre le mouvement coordonné et la régulation émotionnelle. Dans cette étude (Zhang et al., 2016), les auteurs ont porté leur attention sur la variation de la réponse émotionnelle durant un mouvement coordonné entre un participant et un agent virtuel affiché sur un écran (Figure 19A). Les participants avaient pour consigne de coordonner en phase ou en anti-phase leurs index avec celui de l'agent virtuel. Cependant, le mouvement de l'index de l'agent virtuel pouvait ou non être concordant avec l'objectif instruit au participant. Les résultats ont montré que la stabilité de coordination était associée à l'arousal. En effet, dans une situation de coordination visuelle bilatérale stable, l'arousal était plus important (Zhang et al., 2016) (Figure 19B).

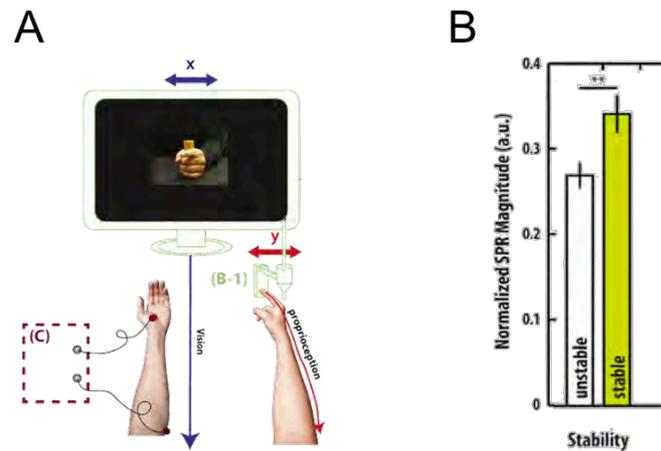


Figure 19. *A. Protocole expérimental. B. Résultat de l'activité électrodermale.*

D'un point de vue de la théorie dynamique de coordination, la relation peut être bidirectionnelle : la stabilité augmente l'arousal et en retour, l'arousal stabilise la coordination. Les deux versants de cette influence réciproque ont été étudiés. Il a été démontré que la coordination stable des mouvements pendant une interaction sociale a une influence positive sur l'état affectif ultérieur des personnes (Hove & Risen, 2009b; Lakens & Stel, 2011; Tschacher et al., 2014; Valdesolo & DeSteno, 2011). Inversement, les émotions peuvent conduire à des modèles d'interaction sociale stables (Connell & Thompson, 1986). Les études en imagerie soutiennent également l'idée d'une relation bidirectionnelle : une coordination stable favorise l'émotion (Fairhurst et al., 2013) et l'émotion, favorise l'interaction sociale et la compréhension interpersonnelle (Nummenmaa et al., 2012). Il apparaît ainsi que l'émotion et le mouvement sont des aspects complémentaires qui façonnent notre fonctionnement socio-émotionnel.

4.7.3 Mécanismes neuronaux sous-jacents

A travers les résultats des études précédemment citées, il se dégage que la motricité et le fonctionnement émotionnel sont étroitement liés. L'effet bénéfique des balles anti-stress, souvent utilisées par des personnes avec TSA, reposerait sur un mécanisme impliquant la contraction motrice. De nombreuses études rapportent que les contractions unilatérales de la main produisent des effets comportementaux particuliers après leur exécution (Cross-Villasana et al., 2015; Harmon-Jones, 2006; Kenwood et al., 1998), mais le mécanisme sous-jacent est controversé.

Plusieurs études suggèrent que les contractions unilatérales de la main induisent une activation de l'hémisphère cérébral controlatéral. Par exemple, l'étude d'Harmon-Jones (2006) a montré que la

contraction de la main droite suscite un sentiment de bien-être. Les participants étaient priés de serrer une balle avec la main gauche ou droite pendant que l'activité cérébrale était mesurée par électroencéphalographie. Un questionnaire évaluant leur réaction émotionnelle était ensuite proposé. Les résultats mettent en valeur une diminution du rythme alpha qui reflète une activation corticale dans l'hémisphère controlatéral. Ainsi, il a été supposé que les effets émotionnels et motivationnels produits par les contractions résultent de l'activation des zones frontales controlatérales (Harmon-Jones, 2006). Il semblerait cependant qu'une contraction de la main droite ou de la main gauche n'induit pas les mêmes effets émotionnels. Une contraction unilatérale du côté droit suscite un état émotionnel positif et inversement, une contraction à gauche induit un état émotionnel négatif. Il est supposé que les contractions unilatérales activent les hémisphères cérébraux controlatéraux et éveillent les fonctions respectives des hémisphères en matière d'émotion et de comportement (Kenwood et al., 1998).

Plus récemment, Cross-Villasana et al. (2015) proposent une théorie alternative. Plutôt que d'attribuer les effets de la contraction unilatérale à l'activation hémisphérique controlatérale, ils proposent que ces contractions induisent un état généralisé de réduction de l'activité corticale bilatérale. Un électroencéphalogramme a permis d'analyser l'activité cérébrale des participants avant, pendant la contraction de la main sur une balle et après. Pendant les contractions, les auteurs ont noté une diminution bilatérale du rythme alpha autour des régions sensori-motrices ; indiquant une activation corticale. Après les contractions, ils ont constaté une diminution durable de l'activité corticale en dessous de la ligne de base, qui était plus prononcée si la main gauche avait été utilisée. Ces résultats suggèrent que les effets secondaires comportementaux induits par les contractions unilatérales des mains sont médiées par une activité corticale réduite. En d'autres termes, les contractions répétées de la main sur un objet activent massivement des mécanismes inhibiteurs réduisant globalement l'activité neuronale après le mouvement (Cross-Villasana et al., 2015). Ces mécanismes inhibiteurs protègeraient le cerveau contre la surcharge informationnelle et favoriseraient l'acheminement des signaux neuronaux essentiels pour la tâche en cours en bloquant des signaux non pertinents (Jensen & Mazaheri, 2010) (Figure 20).

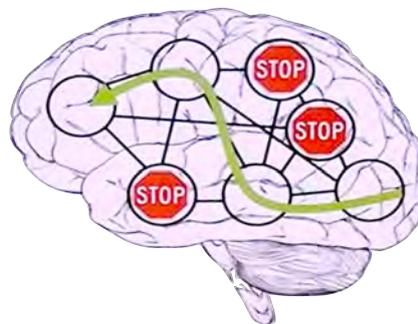


Figure 20. *Illustration des mécanismes cérébraux impliqués dans la contraction motrice. Les aires essentielles pour la réalisation de la tâche sont activées alors que les aires non essentielles sont inhibées.*

4.8 Le mouvement coordonné chez les personnes avec TSA

Connaissant l'importance du système moteur et son rôle dans les interactions sociales, de nombreuses études ont été conduites afin de mieux comprendre le lien entre la motricité et les comportements sociaux-émotionnels dans la population TSA.

4.8.1 Coordination intrapersonnelle et interpersonnelle

Tout d'abord, des anomalies de la production rythmique chez des personnes avec TSA ont été mises en évidence. Dans une tâche de coordination bi-manuelle, où la coordination entre les deux membres homologues (e.g., mains) d'une même personne est évaluée, les enfants avec TSA produisent moins de configurations motrices requises que les enfants typiques (Isenhower et al., 2012). L'étude de Moran en 2013 montre également une difficulté de coordination du mouvement (sauter sur deux jambes) avec un signal auditif chez les personnes avec TSA (Moran et al., 2013). Kostrubiec et al. (2018) ont mis en évidence une relation entre les anomalies de coordination avec un stimulus auditif et la sévérité des symptômes du TSA. De Marchena et Eigsti (2010) ont évalué la coordination des gestes communicatifs avec la parole chez les adolescents avec TSA et contrairement aux adolescents au développement typique, ces derniers se sont moins bien coordonnés (de Marchena & Eigsti, 2010).

Ces anomalies de coordination intra-personnelle se répercutent dans des situations sociales où les enfants sont en dyades. Par exemple, Dawson et collaborateurs (1991) ont noté que les sourires produits par les enfants avec TSA coïncident moins bien avec ceux produits par la mère, en comparaison à des enfants au développement typique. En revanche, les auteurs ont noté que les enfants avec TSA sourient autant que les enfants au développement typique (Dawson et al., 1991). De même, au cours d'un jeu libre, en face à face, entre les mères et les nourrissons âgés de 4 mois, les enfants à risque de TSA synchronisent moins bien leurs gestes avec les mouvements de leur mère que les enfants sans risque (Yirmiya et al., 2006)

Certains auteurs accordent même un rôle fondamental aux déficiences motrices, notamment la coordination dans la contribution des symptômes « cores » du TSA (Fitzpatrick et al., 2017b; Koehne et al., 2016; Marsh et al., 2013; Whyatt & Craig, 2013a). Fitzpatrick et collaborateurs (2013) postulent que la coordination motrice est un prérequis nécessaire pour une interaction sociale réussie. Les auteurs ont montré que les adolescents avec TSA possédaient de moindres capacités de synchronisation motrice sociale, à la fois spontanément et intentionnellement, par rapport aux adolescents au développement typique (Fitzpatrick et al., 2013, 2017; Marsh et al., 2013) (Figure 21). De même, Romero et al. (2018) ont noté que les anomalies de coordination inter-personnelle sont liées aux anomalies sociales du TSA. Les résultats ont mis en évidence une corrélation entre le niveau de coordination motrice sociale spontanée et la capacité de réponse à l'attention conjointe, mais aussi à la coopération et à la théorie de l'esprit (Romero et al., 2018).

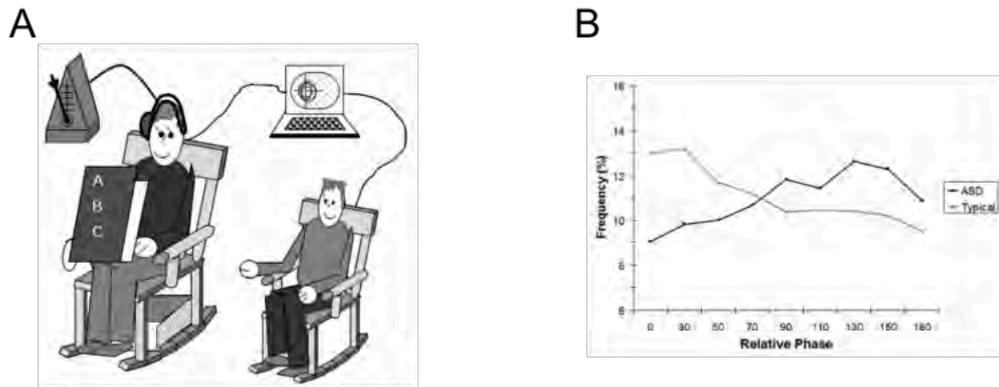


Figure 21. *Paradigme de coordination réalisé chez des enfants TD et TSA. A. Les parents et les enfants étaient assis dans des fauteuils à bascule. Le parent lisait une histoire à l'enfant tout en se berçant à un rythme prescrit par un métronome qu'eux seuls pouvaient entendre. Les mouvements de balancement des parents et des enfants ont été enregistrés. B. Analyse de la phase relative. Les enfants TD se sont balancés plus souvent en phase avec leurs parents que les enfants avec TSA. Issue de Marsh et al., 2013.*

En outre, dans un paradigme de coordination pendulaire, les adolescents avec TSA se synchronisent à un degré moindre avec leurs parents, tant spontanément qu'intentionnellement, en comparaison au groupe typique (Fitzpatrick et al., 2016). Un manque de synchronisation du discours avec celui du partenaire, ainsi qu'une absence de synchronisation de gestes avec la parole sont également rapportés dans cette population (Trevarthen & Daniel, 2005). De même, dans un paradigme de coordination sociale non intentionnelle, où un enfant et un adulte se balancent côte à côte sur deux chaises à bascule, les enfants avec TSA produisent moins souvent le patron de coordination en phase avec l'adulte que les enfants au développement typique (Marsh et al., 2013). Ainsi, il est probable que les difficultés motrices et plus particulièrement les difficultés de coordination, puissent entraîner une cascade de troubles, notamment socio-émotionnels chez les personnes avec TSA.

4.8.2 Synchronisation au niveau cérébral

Les études en IRMf ont permis de mettre en évidence des anomalies de connectivité dans le TSA donnant lieu à la théorie « cortical underconnectivity » (Just, 2004). Il a pu être démontré que la connectivité entre les régions frontales et postérieures du cerveau était plus faible chez les personnes avec TSA, en comparaison aux personnes au développement typique (Just et al., 2012) (Figure 22). Effectivement, de nombreuses données affirment la présence d'une connectivité excessive à courte distance au sein des régions corticales (e.g. cortex frontal et pariétal) et une faible connectivité à longue distance entre les structures cortico-corticales (e.g. cortex frontal et occipital) ou cortico-sous-corticales

(e.g. cortex moteur primaire, prémoteur, ganglions de la base ...) (Mostofsky et al., 2009). Par exemple, une connexion longue distance anormale entre les aires motrices et visuelles pourrait expliquer les faibles compétences d'imitation chez les personnes avec TSA (Nebel et al., 2016). De même, une plus grande variabilité et une mauvaise synchronisation des mouvements peuvent être liées à des connexions cortico-cérébelleuses et cortico-striatales anormales (Mostofsky et al., 2009). Dans une tâche de visualisation d'un film illustrant des interactions sociales, Salmi et al. (2013) ont mesuré l'activité cérébrale chez les personnes avec TSA. Les résultats ont montré que de multiples aires cérébrales réagissent de manière individualiste, se synchronisent moins chez les personnes avec TSA par rapport aux personnes au développement typique (Salmi et al., 2013).

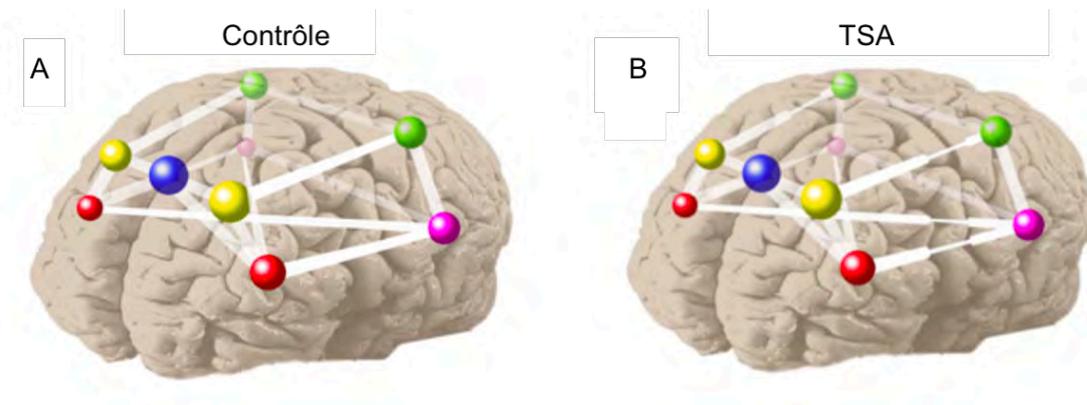


Figure 22. A. Schéma illustrant la connectivité cérébrale dans le groupe contrôle. B. Schéma illustrant une connectivité plus faible entre les aires corticales frontales et postérieures dans le groupe TSA. Issue de (Just, 2004).

D'autre part, de nombreux scientifiques suggèrent une altération du système des neurones miroirs (MNS : *mirror neuron system*), permettant d'expliquer en partie le lien moteur – social/cognitif dans le TSA (Dapretto et al., 2006; Iacoboni & Dapretto, 2006; Oberman & Ramachandran, 2007). Le MNS est un réseau qui comprend des neurones dans plusieurs aires cérébrales, qui s'activent lorsque nous regardons un partenaire social effectuer une action, mais aussi lorsque nous-même effectuons cette même action (Rizzolatti & Craighero, 2004). Ce codage commun entre perception et action permet à l'observateur d'encoder le but de l'action ainsi que ses caractéristiques motrices, jouant ainsi un rôle primordial dans l'imitation motrice d'un partenaire social (Rizzolatti et al., 2001). Plus récemment, il a été proposé qu'un réseau plus large de neurones miroirs, comprenant de multiples zones dans d'autres aires cérébrales sous-tendent d'autres compétences sociocognitives et émotionnelles, notamment la théorie de l'esprit (Hamilton, 2006), l'empathie (Dapretto et al., 2006) et la synchronisation interpersonnelle (Vicaria & Dickens, 2016).

Points clés du chapitre

- La motricité joue un rôle primordial dans le développement socio-émotionnel de l'enfant.
- L'approche dynamique considère que le corps humain est composé d'une multitude de sous-systèmes et leur interaction réciproque permet l'émergence d'un patron de coordination spécifique.
- La coordination est un phénomène spontané et capturé par la phase relative.
- Il existe deux patrons de coordination stables : patron en phase et patron en anti-phase.
- La coordination interpersonnelle favorise les comportements pro-sociaux : empathie, altruisme, coopération, etc.
- La difficulté de coordination motrice chez les personnes avec TSA pourrait entraîner des troubles socio-émotionnels.
- Au niveau cérébral, des anomalies de connectivité sont retrouvées chez les personnes avec TSA et la synchronisation entre certaines aires cérébrales est moindre.
- Prenant conscience du lien étroit entre mouvement et émotion, cela offre l'opportunité de réguler les émotions par le mouvement
- L'effet bénéfique des balles anti-stress reposerait sur des mécanismes cérébraux identifiés.

5 La réponse électrodermale, un estimateur de l'éveil émotionnel

Dans ce dernier chapitre, nous allons explorer l'activité électrodermale (EDA). Après une brève introduction, nous rentrerons dans le vif du sujet en discutant des phénomènes physiologiques mis en jeu. Nous aborderons ensuite le principe sur lequel repose l'EDA tout en détaillant les paradigmes expérimentaux mis en place pour la mesurer. Les études réalisées chez les personnes avec TSA seront également parcourues. Pour terminer, nous aborderons les nouvelles méthodes d'analyse du signal de l'EDA.

5.1 Définitions et généralités

Le corps humain manifeste de multiples indications lors de situations alarmantes qui sont connues sous le nom de signaux physiologiques. Ces signaux physiologiques comprennent la fréquence cardiaque, la température corporelle, le diamètre de la pupille, la respiration et l'activité électrodermale (Gil, 2009). Les variations de ces derniers peuvent mettre en évidence un état problématique tel que le stress, l'anxiété, ou toute autre forme d'excitation émotionnelle. Parmi ces nombreux signaux, cette thèse se concentre uniquement sur l'étude de la variation de la réponse électrodermale (EDA pour *electrodermal activity*), comme indicateur de stress ou d'anxiété. La mesure de l'EDA offre ainsi une fenêtre sur les réponses de la branche sympathique du système nerveux autonome (M. E. Dawson et al., 2007).

Introduit pour la première fois en 1966 par Johnson et Lubin, le terme « activité électrodermale » est utilisé pour décrire des variations électriques de la peau, associées à l'activité des glandes sudoripares. Ces dernières, sous le contrôle du système nerveux sympathique, sont activées par des décharges nerveuses d'origine centrale (Boucsein, 2012). Ainsi, l'EDA permet d'évaluer une manifestation du traitement émotionnel de manière non invasive et objective dans le sens où le sujet ne peut pas intervenir intentionnellement sur les manifestations physiologiques de ses émotions. Comme nous l'avons mentionné précédemment, l'état émotionnel peut être décrit selon deux termes : la valence et l'activation ou arousal (Russell, 1980). La valence permet de distinguer les émotions positives, agréables, comme la joie, des émotions négatives, désagréables, comme la colère. L'activation représente l'intensité de l'émotion ou le niveau d'excitation corporelle, qui transparaît par diverses réactions physiologiques, telles que l'accélération du rythme cardiaque ou la transpiration (Russell, 2003). De ce point de vue, il est primordial de souligner que les changements de l'EDA peuvent être le résultat de nombreux types d'activations. En observant ces changements, il est impossible de conclure sans connaissance préalable si la personne est fâchée, heureuse, surprise, stressée, etc. Bien que l'EDA puisse présenter des aspects différents en fonction du type d'émotion, c'est l'activation (arousal) de l'émotion et non sa valence, qui lui est reliée (Boucsein, 2012). Au cours du dernier siècle, la communauté scientifique a développé diverses méthodes d'enregistrements de l'EDA ainsi que diverses

méthodes d'analyse afin d'évaluer au mieux les manifestations physiologiques liées aux émotions (Boucsein, 2012).

5.2 Anatomie et phénomènes physiologiques

Il est bien au-delà de la portée de cette thèse de donner une description exhaustive des caractéristiques complexes de la peau. Seules les parties de la peau et les phénomènes physiologiques impliqués dans l'EDA sont discutés.

5.2.1 Anatomie de la peau

La Figure 23 illustre les éléments qui constituent la peau. La couche la plus superficielle est appelée l'épiderme et se compose d'une multitude de couches, dont la cornée. La couche la plus profonde s'intitule l'hypoderme et entre ces deux couches se trouve le derme (McGrath et al., 2004). Alors que le derme et l'hypoderme sont des couches riches en vaisseaux sanguins et en liquide interstitiel possédant ainsi une bonne conductivité électrique, les couches épidermiques supérieures (notamment la cornée) sont constituées de structures cellulaires relativement sèches, mortes et ne sont pas nécessairement entourées de beaucoup de liquide. Par conséquent, l'épiderme serait principalement responsable de la résistance de la peau et son état d'hydratation est d'une grande importance pour la mesure de l'EDA (Boucsein, 2012).

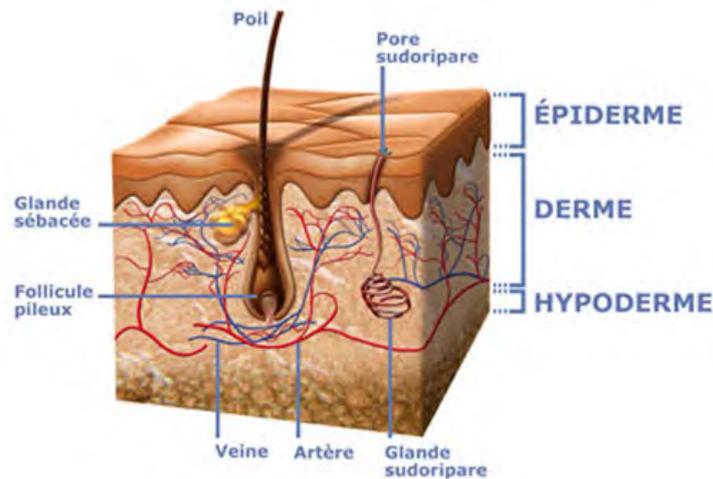


Figure 23. Illustration de l'anatomie des glandes sudoripares eccrines dans les différentes couches cutanées. Issue de <https://club.doctissimo.fr/latchica/electrolyse-epilation-definitive-718336/photo/dermos-25015941.html>

5.2.2 Le système nerveux autonome

Le système nerveux autonome étant impliqué dans la sécrétion sudorale par les glandes sudoripares eccrines, nous allons l'aborder brièvement. Pour rappel, le système nerveux se décompose en deux grandes parties : le système nerveux central et le système nerveux périphérique. Ce dernier comprend le système nerveux somatique et le système nerveux autonome. Le système nerveux autonome contrôle les fonctions respiratoires, digestives et cardiovasculaires : il agit sur la motricité, les sécrétions viscérales, les glandes exocrines et endocrines et la vasomotricité. La partie efférente du système nerveux autonome est divisée en trois composantes : le système nerveux entérique, le système nerveux sympathique et le système nerveux parasympathique (Glick et al., 2019) (Figure 24). Le **système nerveux sympathique** représente un système mobilisateur de réponse rapide, facilitant l'action motrice immédiate (*fight or flight*). L'augmentation de l'activité sympathique est associée à des indicateurs corporels d'excitation autonome tels qu'une augmentation de la fréquence cardiaque, de la pression artérielle et de la sudation. Le **système nerveux parasympathique** régule lui, les processus à évolution lente et est souvent associé à la notion de *rest and digest* (repos).

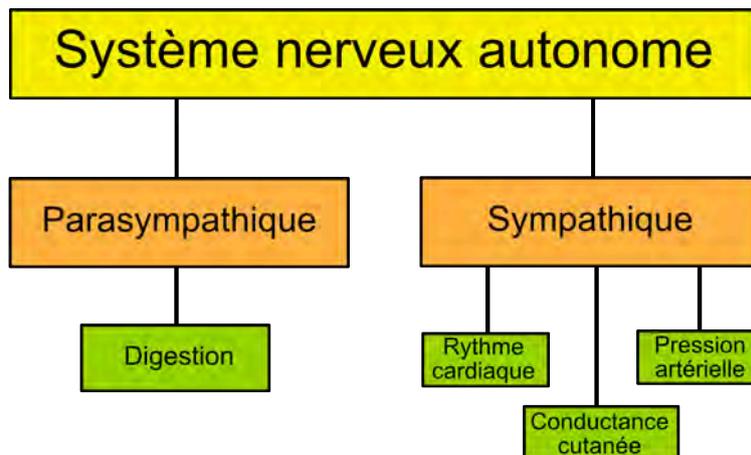


Figure 24. Schéma illustrant la composition du système nerveux autonome.

Ainsi, comme d'autres processus d'autorégulation végétative (i.e., température corporelle, tension artérielle, motilité intestinale, etc.) la sécrétion de sueur ne peut être contrôlée consciemment. Historiquement, il a été supposé que l'activité électrodermale fût à la fois contrôlée par le système nerveux parasympathique et par le système nerveux sympathique. Ceci était partiellement dû à l'acétylcholine, neurotransmetteur habituellement impliqué dans le système nerveux parasympathique, plutôt que la noradrénaline, typiquement associée à l'activité du système nerveux sympathique (Christie,

1981). Aujourd'hui, la prédominance de l'innervation sympathique cholinergique est communément admise, même si certaines fibres adrénérgiques existent également à proximité (Shields et al., 1987).

Les influences activatrices ou inhibitrices du système nerveux sympathique sont réparties dans différentes parties du cerveau, rendant les voies et les mécanismes neuronaux impliqués dans le contrôle de l'activité électrodermale nombreux et complexes. Selon Boucsein (2012), trois sous-structures du système nerveux central contrôlent l'EDA : (1) les structures limbiques (i.e., hypothalamus, gyrus cingulaire, hippocampe) impliquées dans les réactions émotionnelles et la thermorégulation, (2) le cortex moteur et les ganglions de la base impliqués dans la locomotion et enfin, (3) la formation réticulée impliquée dans le contrôle du niveau d'éveil (Figure 25). Par exemple, une activation du système limbique pourrait refléter une activité électrodermale liée à des processus émotionnels. Ainsi, différentes fonctions peuvent être associées à l'EDA à partir des sources pouvant provoquer une activation du système nerveux sympathique.

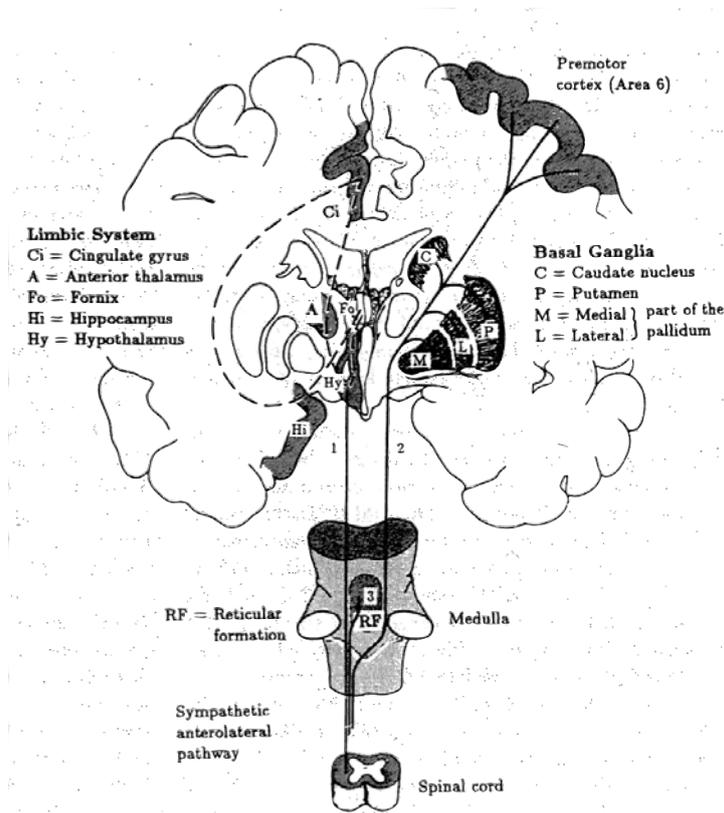


Figure 25. Voies du système nerveux central responsables de l'activité électrodermale. Issue de Boucsein, 1992.

5.2.3 Rôle et formation de la sueur

L'Homme étant homéotherme, sa température reste constante quelles que soient les variations du milieu extérieur. Le mécanisme de sudation constitue donc un mécanisme indispensable au bon fonctionnement de l'organisme. Il existe chez l'Homme, deux sortes de glandes sudoripares, toutes deux responsables de la production de la sueur : les glandes sudoripares apocrines et les glandes sudoripares eccrines, impliquées dans la mesure de l'EDA. La distinction entre ces deux types est habituellement fondée sur leur localisation et leur fonction (Robertshaw, 1991).

Les glandes sudoripares eccrines se trouvent à la frontière entre le derme et l'hypoderme. Elles sont constituées d'un glomérule (situé dans le derme) et d'un tube excréteur traversant l'épiderme pour se terminer par un pore s'ouvrant à la surface de la peau (Figure 26). Il est connu que la fonction première de ces glandes est la thermorégulation, contrôlée par le système nerveux sympathique (M. E. Dawson et al., 2007). Suite à une élévation de la température centrale détectée par les thermorécepteurs périphériques, l'envoi de signaux via les nerfs sympathiques de l'hypothalamus vers les glandes sudoripares eccrines permet une diminution de la température interne par le phénomène de sudation (Charkoudian, 2003). Parallèlement, une vasodilatation des vaisseaux sanguins (i.e., augmentation du débit sanguin) se met en place afin de favoriser la perte de chaleur (Charkoudian, 2003). En revanche, il convient de noter qu'il est possible d'observer une sudation en l'absence de vasodilatation expliquant de ce fait le phénomène de sueur froide, aussi appelé émotive, qui apparaît en l'absence d'élévation thermique. Effectivement, les neurones responsables de la sudation et de la vasomotricité (vasodilatation/vasoconstriction) sont différents (Macefield & Wallin, 1996).

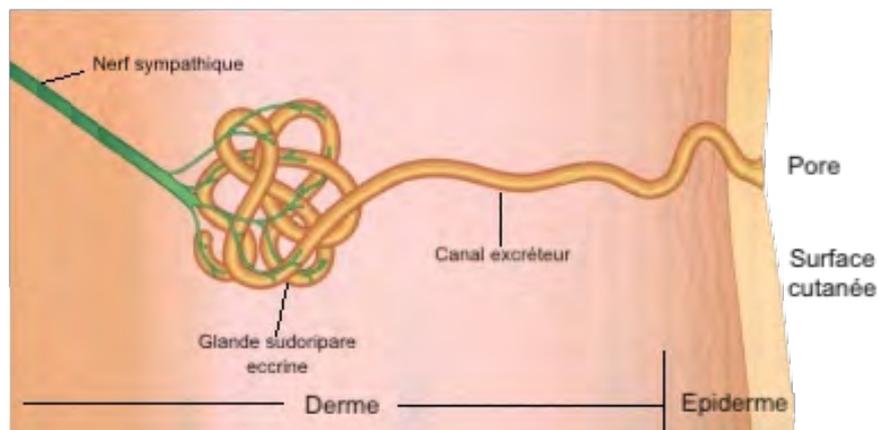


Figure 26. Anatomie de la glande sudoripare eccrine.

Le phénomène de sudation n'est donc pas uniquement déclenché par une élévation de la température centrale, les émotions peuvent également entraîner l'apparition d'une sudation. L'innervation des glandes sudoripares eccrines aux sites palmaire et plantaire, différente de l'innervation des glandes sudoripares du reste du corps, les rendent plus impliquées dans l'expression du comportement (i.e., réponse à des stimuli émotionnels) que dans la régulation thermique. Dans une étude menée auprès de 34 participants, Kerassidis (1994) a démontré qu'à des températures ambiantes allant jusqu'à 60°C, la quantité de transpiration thermique palmaire et plantaire est négligeable par rapport à celle du thorax et du front. En revanche, lorsqu'une situation stressante était provoquée par des calculs mathématiques, une importante sudation palmaire et plantaire pouvait alors être observée. Il est généralement admis que ces sites sont liés à l'activité émotionnelle des glandes sudoripares eccrine plutôt que thermorégulatrices, bien que d'autres parties du corps puissent également participer à la transpiration émotionnelle (Boucsein, 2012). Ces glandes eccrines suscitent donc un grand intérêt chez les psychophysiologistes et attireront particulièrement notre attention étant donné leurs implications dans le processus de sudation lié à l'éveil émotionnel.

La production de la sueur s'effectue en deux temps. Tout d'abord, la sueur dite primitive est élaborée au niveau du glomérule de la glande eccrine à partir du plasma qui provient de la vascularisation présente autour de la glande (Figure 27). L'émission de signaux via les nerfs sympathiques par l'hypothalamus permet ainsi de libérer de l'acétylcholine qui se lie aux récepteurs présents sur les glandes sudoripares eccrines (Illigens & Gibbons, 2009). Cette activation sympathique conduit à une augmentation de la sueur primitive extraite du plasma sanguin (Mélissopoulos & Levacher, 2012). Elle permet au sodium présent dans le sang de passer à l'intérieur de la glande puis, l'eau traverse passivement permettant ainsi de créer la sueur primitive. Dans un deuxième temps, cette sueur primitive va subir des phénomènes de réabsorption pour donner vie à la sueur définitive. Au cours de sa remontée dans le canal excréteur, elle va peu à peu changer de composition. Elle finira par traverser la peau par les pores présents à la surface de l'épiderme permettant ainsi de réguler la température corporelle par un phénomène d'évaporation. Tout au long de ce processus de transport, diverses espèces chimiques (e.g., hormones, ions, métabolites, acides, petites protéines et peptides) commencent à pénétrer dans le canal excréteur par des mécanismes de transports actif/passif du liquide interstitiel ou des vaisseaux sanguins voisins, modifiant ainsi la composition de la sueur (Legner et al., 2019) (Figure 27).

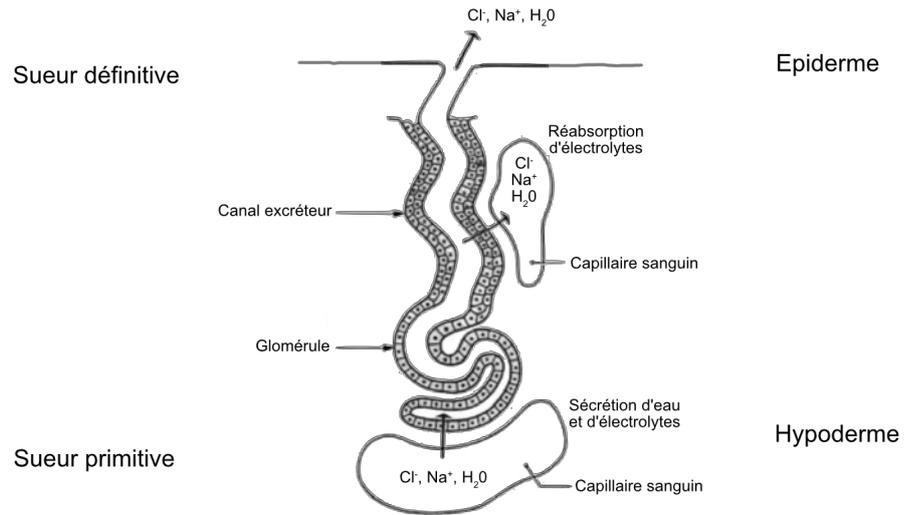


Figure 27. Formation de la sueur par les glandes sudoripares eccrines.

Il est à noter que la sueur est composée à 99% d'eau (H_2O), 0,5% de minéraux (magnésium, sodium ...) et 0,5% de matières organiques (urée, ammoniaque ...). Sa composition en fait donc un très bon conducteur électrique. Pour mesurer l'EDA, nous tirons donc profit des propriétés électriques de la peau : les variations de concentrations ioniques vont modifier la résistance/conductance cutanée (Figure 28). Ces points sont abordés plus en détails dans la partie suivante.

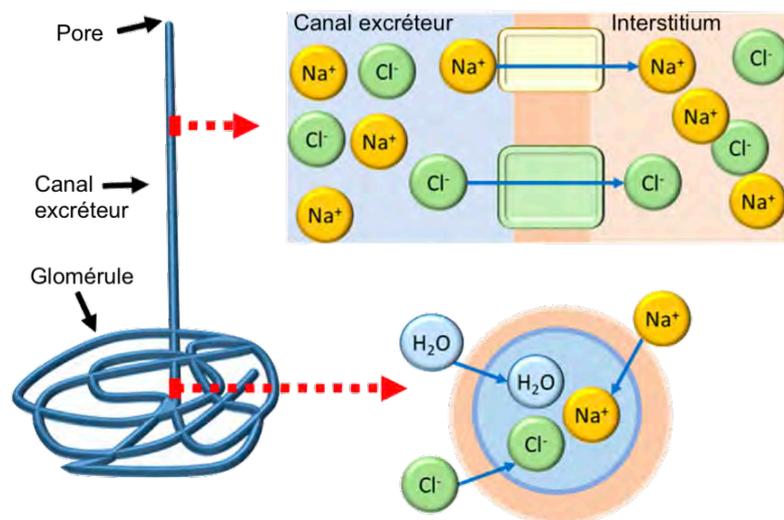


Figure 28. Représentation des flux ioniques lors de la sécrétion de la sueur par les glandes eccrines. Issue et adaptée de (Legner et al., 2019).

5.3 Principe de l'activité électrodermale

Tout d'abord, pour mieux appréhender les phénomènes physiologiques de l'activité électrodermale, je vous propose quelques définitions. Un **courant électrique** est défini comme un déplacement d'ensemble de porteurs de charges électriques, généralement des électrons, mais aussi des ions, au sein d'un matériau conducteur (e.g., la sueur au sein du canal excréteur de la glande eccrine). Lorsque les charges électriques se déplacent, elles acquièrent ou perdent de l'énergie. On exprime cette variation d'énergie, entre deux points, à l'aide de la différence de potentiel ou **tension** (U), mesurée en volts. Suivant les conducteurs, le courant s'y propage avec plus ou moins de difficulté : c'est la **résistance électrique** (R). Elle traduit la propriété d'un corps à s'opposer au passage d'un courant électrique. La **conductance électrique** est la capacité d'un corps, soumis à une différence de potentiel, à laisser passer une certaine quantité de courant électrique.

La peau et les glandes sudoripares possèdent toutes deux des propriétés résistives et capacitives (i.e., de conductance) qui ont été modélisées électriquement (Edelberg, 1993). Une façon d'illustrer le principe de l'EDA repose sur la représentation des canaux excréteurs (i.e., la portion tubulaire des glandes qui s'ouvrent à la surface de la peau) comme un ensemble de résistances branchées en parallèle (Figure 29). Selon l'activité des glandes eccrines, la sueur produite progresse dans les canaux à différentes hauteurs et dans diverses glandes. Au fur et à mesure que la sueur remplit ces canaux, ils deviennent de meilleurs conducteurs du fait de la composition (eau, ions) de cette dernière. Le canal peut ainsi être vu comme une résistance variable où plus le conduit est rempli, plus sa résistance est faible. L'épiderme, notamment la cornée, est également considéré comme une résistance variable, en fonction de son degré d'hydratation. Avec une augmentation de la sudation, l'hydratation cornéenne augmente grâce à la présence des pores, conduisant à des changements de la résistance cutanée. Autrement dit, la résistance cutanée varie avec l'activité des glandes sudoripares, c'est-à-dire que plus l'activité des glandes sudoripares est importante, plus il y a de sudation et donc moins de résistance cutanée. De ce fait, des variations de production de la sueur et ses variations de concentrations ioniques qui en résultent, modifient la valeur de la résistance et engendrent un changement observable de l'activité électrodermale. Dans d'autres termes, la résistance de la couche cornéenne dépend de sa teneur en électrolyte (ions). En conséquence, la résistance électrique de la peau peut varier considérablement, selon l'activité eccrine présente et passée (Macefield & Wallin, 1996).

Conventionnellement, la mesure la plus courante d'un signal EDA n'est pas la résistance, mais la conductance ; la conductance étant l'opposé de la résistance et est mesurée en microsiemens (uS). La conductance facilite l'interprétation du signal, car plus l'activité des glandes sudoripares est importante, plus la conductance cutanée est élevée. Nous reviendrons sur ce point dans la partie 5.4 « Mesure de l'activité électrodermale ».

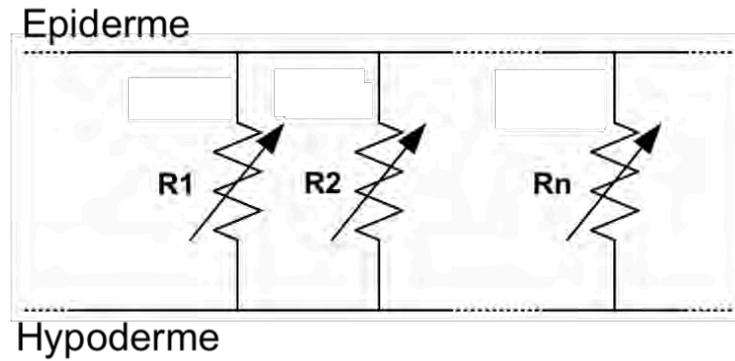


Figure 29. Modélisation de la conductivité des canaux excréteurs des glandes sudoripares par un ensemble de résistances connectées en parallèle. Les résistances sont représentées par $R1/R2/Rn$.

5.4 Mesure de l'activité électrodermale

Tout a commencé il y a maintenant plus d'un siècle lorsque deux chercheurs, Charles Féré (1888) et Ivan Tarchanoff (1890), ont observé des changements électriques à la surface de la peau. Charles Féré, un physicien français, constate qu'en appliquant un faible courant électrique entre deux électrodes placées à la surface de la peau, il est alors possible d'observer une diminution de la résistance cutanée en réponse à divers stimuli (visuels, olfactifs, auditifs, etc.). Féré pensait que c'était le résultat de frottements sur la peau sèche. Pourtant, Jacques-Arsène d'Arsonval, physicien avec lequel il collabore, se rend compte que le changement de résistance est lié à la sudation (d'Arsonval, 1888). La peau devient momentanément un meilleur conducteur électrique lorsque des stimuli externes sont présentés. Ainsi, ce que nous appelons aujourd'hui le « phénomène Féré » devrait être appelé plus correctement et à plus juste titre « le phénomène de Féré-d'Arsonval ». Quelques années plus tard, dans la présentation de ses travaux, un physicien russe nommé Ivan Tarchanoff (1890), indique qu'il est possible de mesurer les changements de potentiels électriques même en l'absence d'une source d'énergie externe (Tarchanoff, 1890). Ce phénomène est connu sous le nom de « phénomène de Tarchanoff ». C'est ainsi que les deux méthodes d'enregistrement de l'activité électrodermale furent découvertes et sont celles utilisées à l'heure actuelle. Elles sont aujourd'hui respectivement connues sous le nom de méthode exosomatique et méthode endosomatique.

5.4.1 Enregistrements endosomatiques : potentiel cutané

L'enregistrement de potentiels cutanés ne nécessite pas l'application d'un courant électrique externe et est donc nommée méthode endosomatique. Le principe est de mesurer la différence de

potentiel entre 2 électrodes, l'une dite active et l'autre, passive ou inactive. Selon les recommandations de Fowles et al. (1981), l'électrode active positive est placée sur l'éminence hypothénar (Figure 35). L'électrode active négative est placée sur l'avant-bras à 10 cm du poignet. Ce sont donc des différences de potentiels électriques présents à la surface de la peau qui sont mesurés ; on parle alors d'enregistrement de potentiel cutané (SP pour *skin potential*). La technique en SP (endosomatique), bien que facile à mettre en œuvre, est très sensible aux conditions environnementales et donne lieu à des enregistrements biphasiques peu stables et difficiles à analyser (Naveteur et Sequeira- Martinho, 1991). Du fait de ces limites, la méthode exosomatique, décrite ci-après, est la plus utilisée.

5.4.2 Enregistrements exosomatiques

La méthode exosomatique implique de faire circuler un faible courant ou tension électrique constant (non perçu par le sujet) entre deux points rapprochés de la surface cutanée (Figure 30A). Dans ce cas, la mesure est basée sur le comportement des tissus ou organes sous l'effet de cet apport extérieur (Figure 30B). Les méthodes d'enregistrement exosomatique appliquent soit un courant continu (DC) soit un courant alternatif (AC) sur la peau (le courant alternatif étant très peu utilisé). En mesure DC, l'EDA peut être enregistrée en unités de résistance cutanée (SR pour *skin resistance*) ou en unités de conductance cutanée (SC pour *skin conductance*).

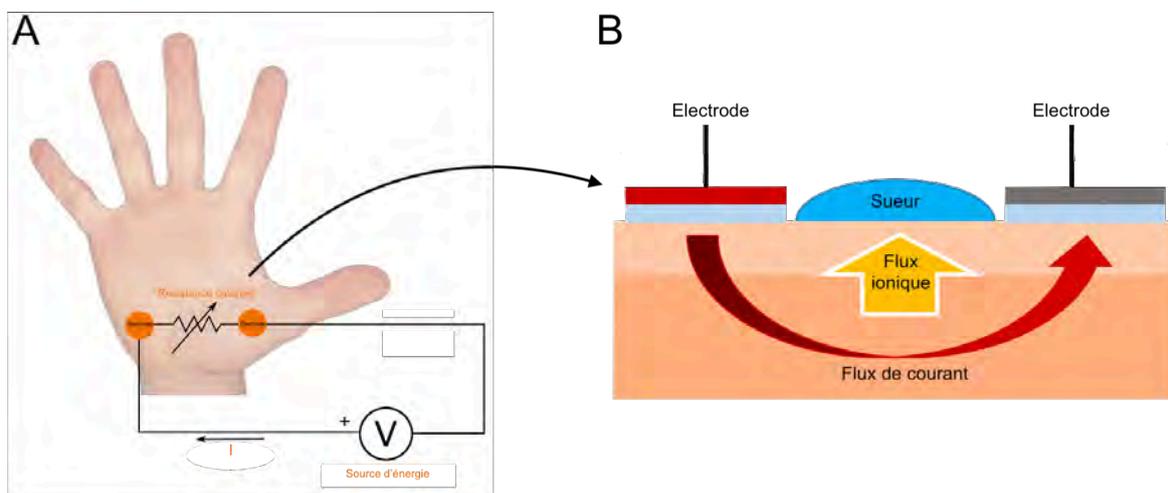


Figure 30. Schéma illustrant le principe de l'EDA enregistrée par une méthode exosomatique. **A.** La tension continue U est appliquée entre deux électrodes (cercles orange). Le courant (I) traverse la peau et est mesuré indirectement au travers de la chute de tension au niveau de la résistance (R). **B.** L'apport d'une source d'énergie extérieure permet de mesurer et d'enregistrer les propriétés électriques de la peau (conductance/résistance) grâce à une paire d'électrodes.

La méthode d'enregistrement exosomatique repose sur le principe de la loi d'Ohm (1.1) qui est une loi physique mettant en relation 3 éléments : la valeur d'une résistance (R en ohms), le courant qui la traverse (I en Ampère) et la tension entre ses bornes (U en Volt).

$$U = R \cdot I \quad (1.1)$$

Pour mieux appréhender ces éléments, je vous propose une analogie avec l'exemple du barrage d'eau. Dans un barrage, une réserve d'eau se déverse par une ouverture dans une autre réserve d'eau (Figure 31). La différence d'altitude (ou de hauteur) entre ces deux bassins d'eau peut représenter la différence de potentiel, autrement dit, la tension (U). L'ouverture permettant à l'eau de traverser d'un réservoir à un autre peut être symbolisée par la résistance (R). Plus le diamètre de l'ouverture sera petit, plus la résistance sera élevée et inversement. Enfin, le courant (I) représente la quantité d'eau qui passe après l'ouverture du réservoir. Sans cette différence d'altitude, l'eau stagnerait et c'est grâce à cette différence de hauteur que l'eau circule (Figure 31).

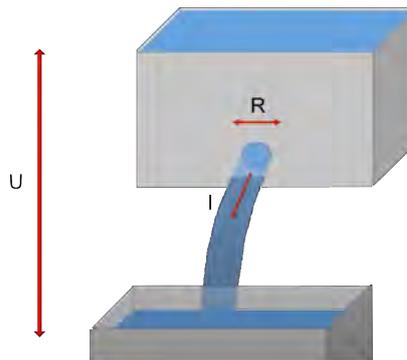


Figure 31. Schéma de l'exemple du barrage. La tension, exprimée en Volt est symbolisée par U. La résistance, exprimée en Ohm est représentée par R. Le courant, exprimé en ampère est indiqué par I.

Ainsi, en appliquant la loi d'Ohm (1.1) dans le cadre de cette méthode exosomatique, le courant (I) circulant entre les électrodes (et nécessairement à travers la résistance) est égal à la tension (U) appliquée aux électrodes divisée par la résistance (R) de la peau du participant (1.2).

$$I = \frac{U}{R} \quad (1.2)$$

Étant donné que la tension (U) est constante, le courant varie proportionnellement à la valeur de $1/R$. Cette réciproque de la résistance est appelée la conductance (1.3) ; la conductance étant exprimée par :

$$G = \frac{I}{U} \quad (1.3)$$

Par conséquent, le flux de courant circulant à travers la peau est considéré comme étant proportionnel à la conductance (1.4).

$$I = U \cdot G \quad (1.4)$$

Pour résumer, si la tension appliquée est maintenue constante aux bornes des électrodes, alors il est possible de mesurer le courant qui varie directement avec la réciproque de la résistance cutanée, à savoir la conductance. Autrement dit, si l'on maintient une tension constante aux bornes des électrodes, le courant varie proportionnellement à la conductance (1.4). L'activité électrodermale peut être exprimée en conductance ou en résistance par la relation :

$$R = \frac{1}{G} \quad (1.5)$$

Il n'y a donc théoriquement pas de différence entre les deux et il suffit de calculer l'inverse de l'un pour connaître l'autre (1.5). Mais, il est habituel de parler de **résistance** lorsque :

- la source appliquée est un courant constant (I), c'est-à-dire dont l'intensité entre les deux électrodes reste identique,
- on mesure la tension aux bornes des deux électrodes,
- puis on divise cette valeur par celle du courant injecté pour connaître la résistance (exprimée en $k\Omega$) des tissus traversés par le courant ;

et de parler de **conductance** lorsque :

- la source appliquée est une tension constante entre les deux électrodes,
- on mesure l'intensité du courant les traversant,
- puis on divise cette valeur par celle de la tension constante pour connaître la conductance (exprimée en μS) des tissus traversés par le courant.

Toute fluctuation du flux de courant est due à une modification des propriétés électriques de la peau, et donc de l'activité des glandes sudoripares. Plusieurs points sont à considérer lors de l'analyse de la réponse électrodermale. L'unité d'expression de l'EDA ne dépend pas de la méthode employée. Quelle que soit la méthode de mesure, les résultats peuvent aussi bien être exprimés en résistance (souvent

exprimée en kilo-Ohm : $k\Omega$) qu'en conductance (généralement exprimée en micro-Siemens : μS). De manière générale, il a été recommandé dans la littérature (Boucsein, 2012; Fowles et al., 1981) d'utiliser une tension constante ainsi que des unités en conductance afin de standardiser les données. Il est à noter que le voltage imposé pour cette mesure doit être suffisant pour que l'intensité du courant soit facilement mesurable, mais doit être limité pour ne pas interférer avec la production sudorale et ne pas favoriser la polarisation des électrodes (Pabst et al., 2016). Certains travaux suggèrent que la tension appliquée devrait être d'environ 0,5 V (Fowles et al., 1981) bien que d'autres recherches aient découvert qu'une valeur d'environ 0,2 V est suffisante (Pabst et al., 2016). En gardant à l'esprit la sécurité des participants afin d'éviter toute blessure pouvant être causée par les courants DC, il est préférable d'appliquer une valeur très faible aux électrodes.

5.5 Les composantes de l'activité électrodermale

Il est intéressant et même surprenant de noter que de nombreux aspects de la réponse électrodermale (RED), encore d'intérêts aujourd'hui, ont été décrits dès les premières publications. Par exemple, la distinction entre les différentes composantes de l'EDA avait déjà été faite dans les travaux pionniers. L'EDA est constituée de deux composantes : la composante tonique, la composante phasique. La composante tonique fluctue lentement sur une échelle de temps de dizaines de secondes à minutes. Il se réfère au niveau électrique de base qui est en constant mouvement dû à des fluctuations lentes des concentrations ioniques et traduit l'expression électrique cutanée de l'action tonique du système sympathique sur les glandes sudoripares. Tout laisse à penser que les changements de la composante tonique reflètent des changements généraux dans l'excitation autonome. De plus, cette composante varie considérablement selon les individus et, chez le même individu, d'une session d'enregistrement à l'autre (Boucsein, 2012). En d'autres termes, il n'est pas clair si la mesure de la composante tonique peut être considérée comme « élevée » ou « faible » pour cet individu. Cela a amené certains chercheurs à conclure que la mesure de cette composante en soi n'est pas si informative. L'autre composante dite phasique, s'ajoute aux changements toniques et montre des fluctuations nettement plus rapides et de plus grandes amplitudes. Les variations de la composante phasique sont visibles sous forme de « pics » (Figure 32). La réponse phasique est également sensible à des événements émotionnellement stimulants. Ces sursauts se produisent entre 1 et 3 secondes après la présentation du stimulus émotionnel (Dawson et al., 2001).

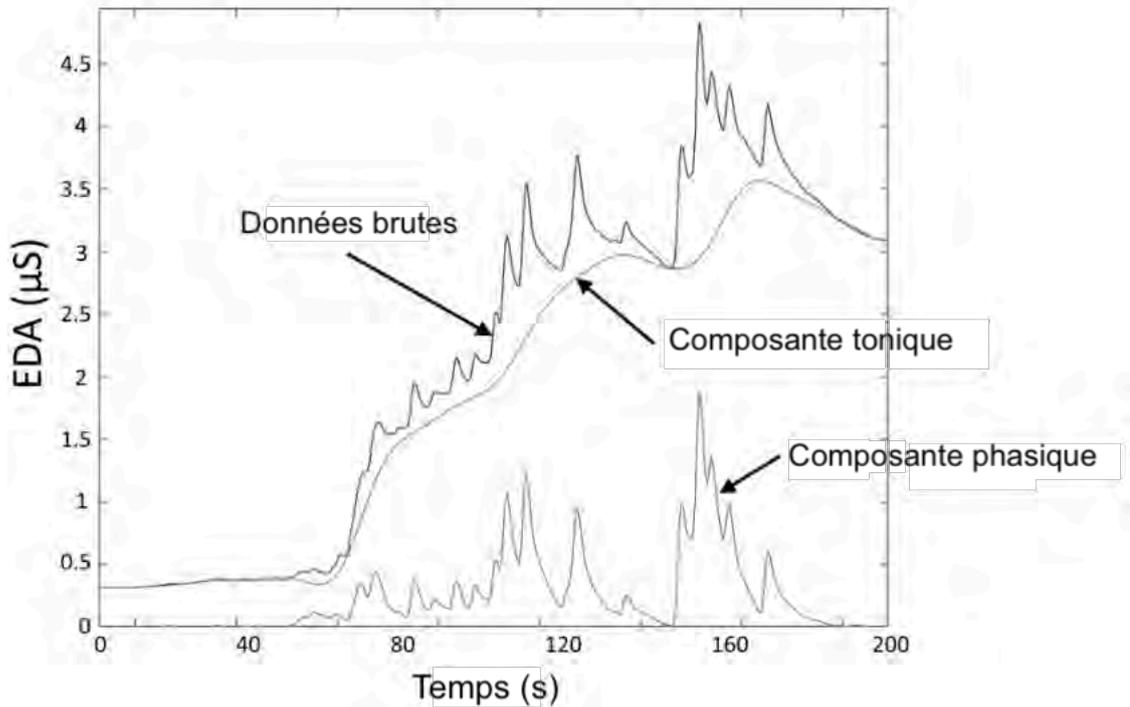


Figure 32. Décomposition de l'EDA en composantes tonique et phasique. Issue de (Posada-Quintero & Chon, 2020).

Étant donné que les variations électriques peuvent se présenter sous une forme phasique ou tonique, on peut donc distinguer six sortes de RED selon qu'elles soient enregistrées en variation de tension, de conductance ou de résistance (Figure 33). Pour SC (*skin conductance*) et SR, (*skin resistance*), il existe à la fois des processus phasiques et toniques, d'où la réponse de conductance cutanée SCR (*skin conductance response*) et le niveau de conductance cutanée SCL (*skin conductance level*) ainsi que la réponse de résistance cutanée SRR (*skin resistance response*) et le niveau de résistance cutanée SRL (*skin response level*). À l'inverse, la méthode endosomatique n'a qu'une seule mesure : SP (*skin potential*), et peut à nouveau être rapportée comme un processus phasique, SPR (*skin potential response*) ou tonique, SPL (*skin potential level*).

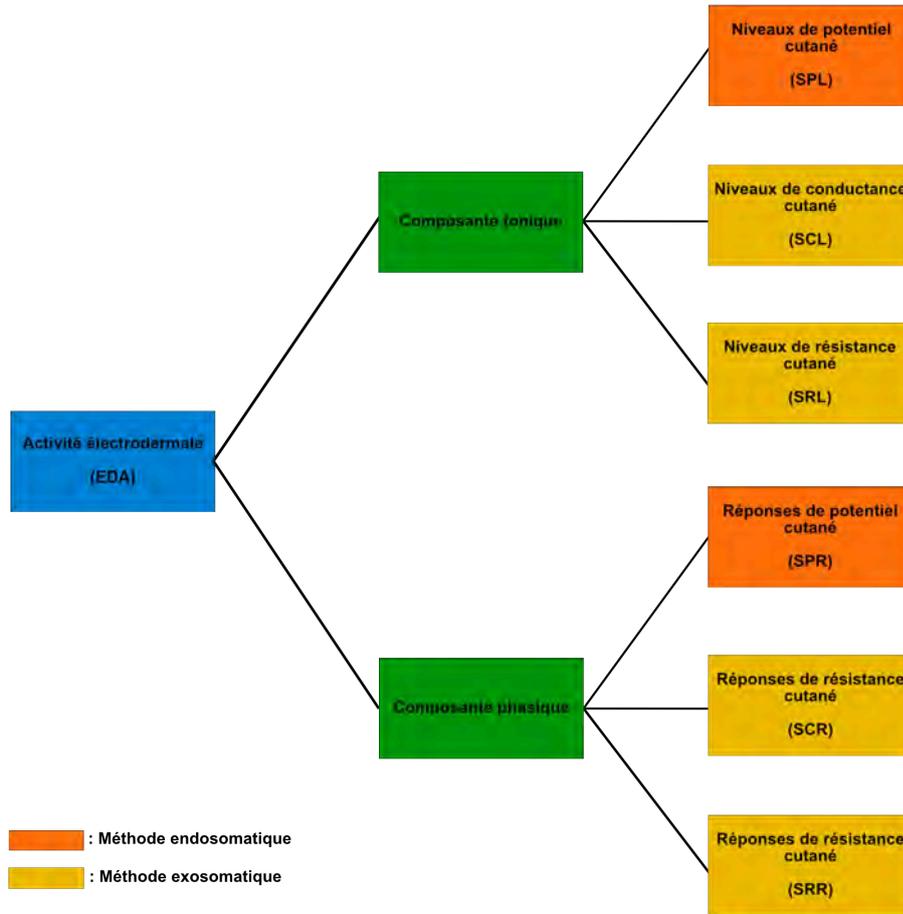


Figure 33. Schéma des composantes de la réponse électrodermale.

Il convient de noter que les réponses de conductance/résistance cutanée peuvent être spécifiques (ER-SCR ou ER-SRR) ou non spécifiques à un stimulus (NS-SCR ou NS-SRR). Les réponses non spécifiques ou spontanées se produisent spontanément à une vitesse de 1 à 3 réponses par minute au repos et 20 réponses par minute dans une situation « high arousal ». Ces réponses observées ne sont en aucun cas la conséquence d'un stimulus déclencheur (Boucsein, 2012). Les réponses spécifiques, aussi dites provoquées sont quant à elles observables en réaction à des stimulations contrôlables par le dispositif expérimental (Figure 34). Pour discerner les réponses spécifiques des réponses dites « spontanées » et s'affranchir d'un bruit de fond, la majorité des auteurs établissent un minimum de 0,05 ou 0,04 μS comme seuil pour définir un SCR significatif. Ainsi ne sont prises en considération que les réponses d'amplitudes suffisantes, dépassant donc ce seuil arbitraire (Posada-Quintero & Chon, 2020).

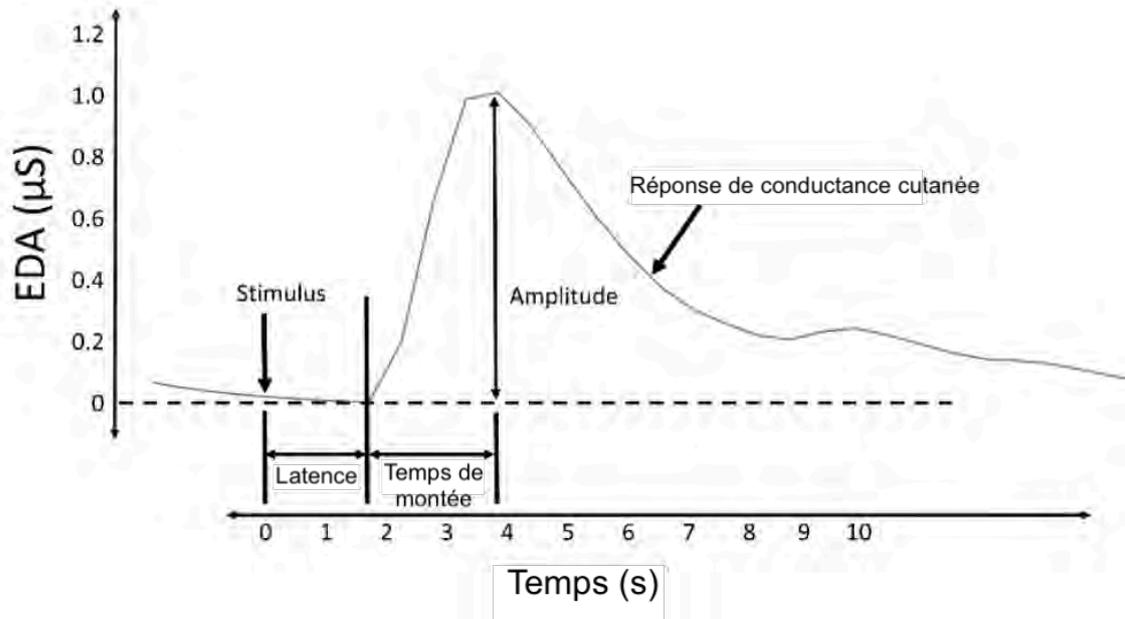


Figure 34. Un exemple de réponse spécifique (ER-SCR) suite à la présentation d'un stimulus. Issue de (Posada-Quintero & Chon, 2020).

5.6 Électrodes et site d'enregistrement

Le choix des bonnes électrodes est une étape essentielle dans l'enregistrement de l'EDA. Certaines contraintes majeures telles qu'un faible degré de polarisation au passage d'un courant ou encore une résistance à l'interface électrode-électrolyte faible sont à prendre en considération lors du choix des électrodes (McAdams, 2006). De ce fait, ce sont les électrodes argent/argent chlorure (Ag/AgCl) qui répondent le mieux à ces contraintes et s'avèrent être les plus satisfaisantes pour l'enregistrement de l'activité électrodermale (Society for Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures, 2012).

Alors que les glandes sudoripares sont présentes sur presque toutes les parties du corps, certaines zones répondent plus fortement à la stimulation émotionnelle. En particulier, les paumes des mains, les doigts et la plante des pieds sont des sites d'enregistrement préférentiels compte tenu de la densité élevée des glandes sudoripares dans ces régions (Shields et al., 1987 ; Critchley, 2002). Par exemple, le placement d'électrodes sur deux doigts adjacents de la main non dominante (index et majeur) permet de mesurer une activité électrodermale, de sorte que les participants sont toujours capables d'utiliser leur main dominante pour l'exécution de la tâche d'intérêt. Sur la main, ce sont les phalanges moyennes et distales ou encore les éminences thenar et hypothenar qui sont privilégiées (Boucsein, 2012) (Figure 35).

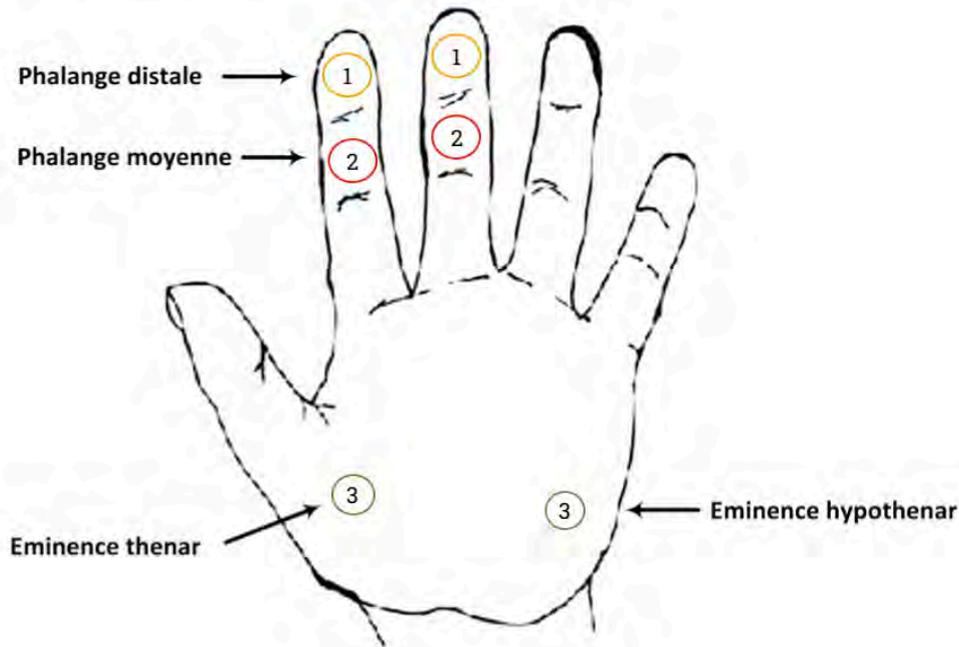


Figure 35. Sites de placement des électrodes recommandés pour la mesure de l'activité électrodermale sur la main.

5.7 Paradigmes expérimentaux

Maintenant que nous avons défini et décrit les différentes composantes de l'EDA, nous pouvons nous intéresser aux paradigmes expérimentaux mis en place pour évaluer l'état émotionnel des participants en mesurant l'EDA. Avant de susciter une modification de l'état émotionnel, il convient d'établir une baseline où aucun stimuli n'est présenté. L'activité électrodermale recueillie pendant cette période allant généralement de 2 à 4 minutes, reflète le niveau tonique et permet d'apprécier les NS-SCR (Boucsein, 2012). Par la suite, différentes tâches et stimuli peuvent être utilisés pour étudier les variations de l'EDA. Par exemple, T. Azevedo et al., (2017) ont montré une activité électrodermale plus faible pendant une tâche d'anticipation à un discours public (i.e., une situation stressante) dans le groupe qui avait bénéficié d'un nouveau dispositif vibro-tactile. Une autre méthode largement utilisée et acceptée pour induire des états émotionnels est l'utilisation d'images. En effet, l'International Affective Picture System (IAPS ; Lang et al., 2005), une base de données d'images standardisées et catégorisées de photographies en couleur, a été utilisée par de nombreuses études (Bernat et al., 2008; Gatti et al., 2018; Rhudy et al., 2007; Zangróniz et al., 2017). Dans ce contexte, les images sont généralement présentées les unes à la suite des autres durant 6 secondes avec un intervalle inter-stimulus (ISI) se situant entre 20 et 60 s (M. E. Dawson et al., 2007). Plus récemment, il a été montré que la présentation

unique de plusieurs stimuli pendant une courte période pourrait favoriser la continuité de l'état émotionnel (Uhrig et al., 2016). Néanmoins, l'utilisation de ces paradigmes permet de mesurer la réponse phasique à un stimulus émotionnel.

Il est à noter que d'autres bases de données sont en libre accès et ne sont pas soumises au copyright tel que l'Open Affective Standardized Image Set (OASIS) (Kurdi et al., 2017). A l'instar de l'IAPS, chacune des images de l'OASIS est associée à sa valence et son degré d'arousal, quantifiés à partir d'évaluations subjectives auto-déclarées. A notre connaissance, aucune étude n'a utilisé cette base de données pour induire une variation de l'état émotionnel, mesurée par l'EDA.

5.8 Une activité électrodermale atypique chez les personnes avec TSA

Bien que la mesure de l'EDA soit bien tolérée dans le TSA (Ferguson et al., 2019; O'Haire et al., 2015), les études existantes dans ce domaine sont rares et les résultats sont mitigés. Elles rapportent aussi bien une augmentation (Hirstein et al., 2001) qu'une non altération des niveaux de conductance cutanée basale (Levine et al., 2012), une diminution de la réponse électrodermale à des images affectives (Mathersul et al., 2013), une réponse électrodermale atypique (hypo et hyperactivités) à des visages humains (Hirstein et al., 2001) et une activité électrodermale comparable à celle observée chez les personnes TD (Vernetti et al., 2020).

Généralement, l'EDA revient à la ligne de base peu après la présentation d'un stimulus « excitant ». Cependant, chez certains enfants avec TSA, l'EDA ne revient pas à son niveau de base, suggérant qu'une réponse importante au stress peut continuer à affecter le comportement longtemps après l'apparition d'un événement stressant (Hirstein et al., 2001). Dans ce cadre, des études se sont intéressées à la relation entre les symptômes TSA et le niveau d'arousal évalué par l'EDA (Ferguson et al., 2019; McCormick et al., 2014; Prince et al., 2017). Prince et al. (2017) ont examiné la conductance cutanée chez les enfants de 2 ans avec TSA en comparaison à des enfants TD dans un contexte de jeux naturels. Les enfants avec TSA présentaient une élévation plus importante de la conductance cutanée et cet arousal accru était associé à une augmentation des comportements restreints et répétitifs (Prince et al., 2017). En revanche, l'étude de McCormick et al. (2014) peint un tableau totalement différent. Les résultats démontrent que les enfants âgés de 3 ans avec TSA présentent une réponse électrodermale comparable à celle de leurs pairs TD, lors d'un jeu libre et en réponse à des stimuli sensoriels de diverses modalités (i.e. visuelles, auditives, tactiles et olfactives). Bien que les parents des enfants avec TSA aient signalé davantage de réponses anormales aux stimuli sensoriels et davantage de comportements répétitifs, ces mesures n'étaient pas significativement corrélées à l'EDA (McCormick et al., 2014). Plus récemment, Vernetti et al. (2020) ont évalué l'activité sympathique chez les enfants âgés de 2 ans à l'aide

de la conductance cutanée. Le fait de susciter la colère, la frustration ou la joie a provoqué une augmentation similaire de l'arousal dans le groupe TSA et le groupe au développement typique. Aucune corrélation entre le degré des réponses sympathiques et la sévérité des symptômes TSA n'a été établie (Verneti et al., 2020). De même, les résultats d'autres recherches aboutissent à la même conclusion, à savoir une activité électrodermale comparable entre les enfants avec TSA et les enfants TD en réponse à des stimuli anxigènes (Levine et al., 2012; Panju et al., 2015).

Autant d'études qui font que les changements de l'EDA en réponse à un stimulus émotionnel varient considérablement dans la population TSA. L'hétérogénéité de ces résultats physiologiques pourrait en partie être expliquée par la méthodologie des études. La différence d'âge des participants, le diagnostic, la procédure expérimentale, les stimuli « stressants » contribuent à l'interprétation de ces résultats controversés. Ainsi, la théorie d'un dysfonctionnement du système nerveux autonome ne devrait pas être considérée comme une caractéristique dominante du TSA (Barbier et al., 2022).

5.9 Traitement du signal : décomposition de la conductance cutanée

Tout d'abord, il est important que le taux d'échantillonnage soit ajusté pour obtenir des données exploitables. Les fréquences contenues dans les SCR seraient inférieures à 0.5 Hz (Fahrenberg, Walschburger, Foerster, Myrtek, & Müller, 1983). La fréquence d'échantillonnage peut donc être faible sans que le signal résultant soit altéré. Le théorème d'échantillonnage de Nyquist-Shannon indique qu'un échantillonnage à la fréquence F_e ne peut transmettre sans perte d'information que les fréquences inférieures à $\frac{F_e}{2}$. Autrement dit, il faut utiliser une fréquence d'échantillonnage au moins deux fois supérieure à la fréquence caractéristique du signal.

5.9.1 Suppression des artefacts

La présence d'artefacts est définie comme « *des changements dans le signal enregistré qui ne sont pas causés par la source du signal en question* » (Boucsein, 2012). La principale source d'artefacts peut être liée à un mouvement du sujet durant la phase d'enregistrement, ou à un déplacement des électrodes. Il convient donc d'identifier et de supprimer ces artefacts. Le recours à un processus d'interpolation linéaire permet une reconstruction du segment altéré du signal, corrigeant ainsi l'artefact.

5.9.2 Décomposition du signal.

Une SCR montre une forte pente vers le sommet et une lente baisse vers la ligne de base (Figure 35) (M. E. Dawson et al., 2007). Cependant, en fonction des stimuli, il est fréquent que les SCR apparaissent comme des salves, de sorte qu'un signal EDA est représenté comme une séquence de SCR consécutifs. Dans ce cas, les frontières entre les différents SCR sont floues et peuvent être masquées par la réponse précédente. En effet, les SCR peuvent survenir à la hausse ou à la décroissance de stimuli existants, ce qui rend très difficile de déterminer si ces réponses correspondent à un nouveau stimulus ou font partie d'événements précédents. À cet égard, certains travaux ont défini des stratégies différentes pour tous les cas de chevauchement possibles. La méthode standard de détection de pic (*TTP : Through-to-peak*) définit l'amplitude SCR comme la différence des valeurs SC à son pic et au creux antérieur (Boucsein, 2012). Par convention, les SCR qui surviennent dans une fenêtre de réponse prédéfinie (i.e., 1 à 3 secondes après le début du stimulus) et qui satisfont également à un critère d'amplitude minimale ($0,05 \mu\text{S}$) sont considérées comme étant déclenchées par le stimulus (M. E. Dawson et al., 2007 ; Levinson et Edelberg, 1985). Néanmoins, cette méthode peut conduire à une sous-estimation de l'amplitude des SCR consécutives, en fonction de la proximité entre les réponses (Benedek & Kaernbach, 2010b). Récemment, de nouvelles études ont abordé ce problème en décomposant le signal EDA en ses deux composantes, en utilisant une opération de déconvolution (Benedek & Kaernbach, 2010). Bien que cette approche nécessite un traitement du signal plus intensif, elle a rapporté de meilleures performances que d'autres qui traitent directement les données brutes EDA. Par conséquent, nous avons adopté cette méthodologie dans ce travail de thèse.

Ces nouvelles approches sont fondées sur des modèles mathématiques qui formulent des hypothèses psychophysiologiques sur la manière dont les données observées sont générées par des processus centraux (Bach and Friston, 2012). Par exemple, le « modèle forward » formule la relation SNA (Système Nerveux Autonome) \rightarrow SN (*Sudomotor Nerve*) \rightarrow SCR. Ce type de modèle prédit le déroulement temporel de données (SCR) à partir d'un processus central connu (SN). Cependant, nous sommes confrontés à la situation inverse : nous connaissons les données SCR observées mais pas SN, et cherchons à estimer le déroulement temporel SN qui a généré ces données SCR. Pour ce faire, il faut retourner le modèle « forward » pour arriver à la relation SN \leftarrow SCR. Ce processus, appelé « model inversion » fournit des estimations de SN, compte tenu de la SCR. C'est dans ce cadre que différentes approches ont été élaborées afin d'estimer le signal d'origine (SN) à partir du signal de surface (SCR). Elles permettent de décomposer les données de conductance cutanée afin d'obtenir des estimations plus précises des amplitudes SCR (Alexander et al., 2005; Benedek & Kaernbach, 2010a). Ces approches ont pour objectif commun de réduire l'impact des effets de superposition et obtenir un indicateur plus adéquat de l'activité sympathique.

Avant de s'intéresser à la méthode d'analyse proposée par Alexander et al. (2005), il convient de définir deux opérations mathématiques : la convolution et la déconvolution. Comme pour l'addition qui prend 2 nombres en entrée et en produit un troisième, la convolution prend 2 signaux comme entrée et en produit un troisième. La déconvolution n'est autre que l'opération inverse à la convolution. Alexander et al. (2005) ont donc proposé une méthode d'analyse automatisée basée sur le processus mathématique de déconvolution. La méthode est basée sur l'hypothèse que l'activité des nerfs sudomoteurs déchargent (*bursts sudomoteur*) avec des constantes de temps courtes qui déclenchent des SCR présentant des constantes de temps plus longues (Figure 36). Il soutient que les données électrodermales sont le résultat d'un processus de convolution de l'activité des nerfs sudomoteurs, correspondant à une « driver function » et d'une « IRF : impulse response function » (i.e., augmentation de la conductivité de la peau due à la sécrétion de sueur, SCR). La déconvolution des données SC avec une fonction de réponse impulsionnelle appropriée (IRF; également appelée fonction de transfert) révèle une « driver function » qui se conforme à une séquence de *bursts* sudomoteurs ayant une constante de temps beaucoup plus courte que les SCR (Figure 36). Il est à noter que l'IRF représente la forme SCR de base qui résulterait d'une impulsion unitaire.

Cependant, la déconvolution repose sur la condition préalable qu'il existe un IRF stable, c'est-à-dire une forme SCR standardisée. Or, les recherches sur les différences de temps de montée et de récupération de la SCR indiquent que la forme de la SCR montre non seulement une variabilité interindividuelle significative, mais également une variabilité intra-individuelle tout aussi significative (Breault et Ducharme, 1993 ; Edelberg et Muller, 1981 ; Janes et al., 1985). Une fonction Bateman (i.e., fonction bi-exponentielle) avec les paramètres $\tau_1 = 0,75s$ et $\tau_2 = 2s$ s'est avérée représenter une IRF adéquate dans cette procédure de déconvolution.

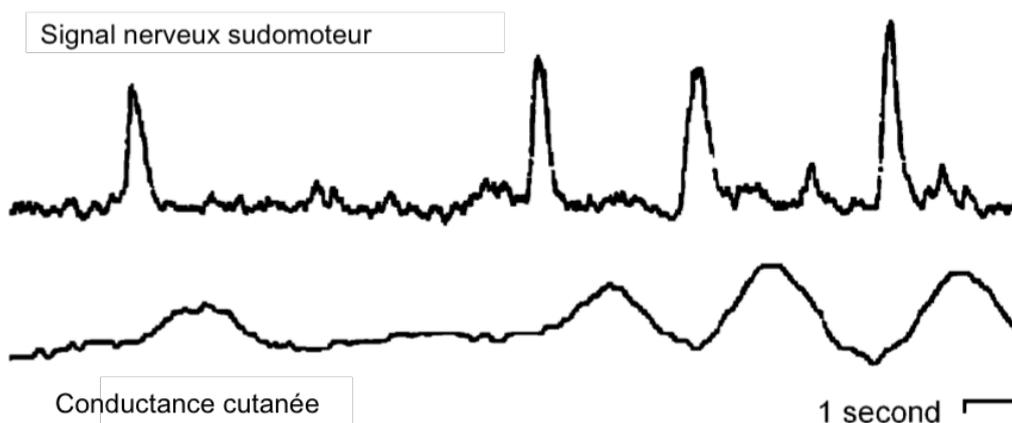


Figure 36. Relation entre le signal nerveux sudomoteur et le signal de conductance cutanée. Des pics discrets de l'activité nerveuse sont suivis de changements de constante de temps plus lents dans le signal de conductance cutanée. Issue de Alexander et al. (2005).

5.9.3 Continuous Deconvolution Analysis (CDA)

Reposant sur les travaux d'Alexander et al. (2005) et de Lim et al. (1997), Benedek & Kaernbach (2010) propose un modèle basé sur un algorithme de déconvolution standard (CDA). Ils abordent le problème de la forme variable de la SCR en termes de fonctions de Bateman (Benedek & Kaernbach, 2010b). La présente approche abandonne le concept de réponses uniques et discrètes au profit d'une mesure continue de l'activité phasique, qui est supposée être un indicateur adéquat de l'activité sympathique. Cette approche vise à établir une mesure continue qui reflète plus étroitement les propriétés d'origine de l'activité des nerfs sudomoteurs sous-jacents ; c'est-à-dire un signal continu avec une activité de base stable et des pics compacts d'activité accrue (Benedek & Kaernbach, 2010b). La procédure d'extraction comprend essentiellement trois étapes : la déconvolution des données SC et l'estimation ultérieure de l'activité tonique et phasique.

Déconvolution SC. Le signal de SC recouvre une activité tonique et une activité phasique (Boucsein, 1992). L'activité nerveuse sudomotrice provoque la sécrétion de sueur et déclenche ainsi un changement spécifique de la conductivité cutanée. En termes mathématiques, l'activité des nerfs sudomoteurs peut être considérée comme un « driver », déclenchant une séquence d'impulsions distinctes (bursts sudomoteur), qui déclenchent une réponse impulsionnelle spécifique (IRF) (i.e., SCR). En supposant que l'activité phasique recouvre une activité tonique variant lentement (Boucsein, 2012), elles peuvent être représentées par la convolution d'une fonction « driver » avec le même IRF ; l'activité SC peut donc être représentée par la relation suivante :

$$SC = (\text{Driver}_{\text{tonique}} + \text{Driver}_{\text{phasique}}) * \text{IRF} \quad (1)$$

La déconvolution inverse le processus de convolution. La déconvolution des données SC résulte en une fonction « driver » qui englobe une fraction phasique ainsi qu'une fraction tonique. Si l'un d'entre eux peut être estimé, les autres sont trouvés implicitement :

$$\frac{SC}{\text{IRF}} = \text{Driver}_{SC} = (\text{Driver}_{\text{tonique}} + \text{Driver}_{\text{phasique}}) \quad (2)$$

Estimation de l'activité tonique. L'EDA tonique peut être observée en l'absence de toute activité phasique (Boucsein, 2012). Cependant, les SCR ont une pente de récupération lente qui peut masquer une activité tonique. La détection de pics sur le « driver » permet de définir des intervalles de temps (i.e., section inter-impulsions) pouvant être considérés comme reflétant le « driver tonique ». Ces intervalles de temps entre des impulsions phasiques distinctes peuvent alors être utilisés pour estimer

l'activité tonique (Benedek & Kaernbach, 2010b). L'activité tonique SC est récupérée par convolution du *driver* tonique avec l'IRF.

Estimation de l'activité phasique. Selon l'équation (2), le *driver* phasique peut maintenant être calculé en soustrayant le *driver* tonique du signal total. Cette opération résulte en un signal, qui montre une ligne de base virtuellement nulle et des déflexions positives (Figure 37). L'inconvénient de cette méthode est que le « *driver* » peut devenir négatif pour certaines SCR conduisant à une interprétation difficile en termes d'activité des nerfs sudomoteurs (Benedek and Kaernbach, 2010). Ces négativités peuvent provenir de la sélection d'une IRF sous-optimale ou d'artefacts dans les données SC enregistrées. Néanmoins, elles nous fournissent des informations sur la qualité de l'algorithme d'extraction et des données SC d'origine (Benedek and Kaernbach, 2010). Là encore, les données SC phasiques peuvent être récupérées par convolution du « *driver* phasique » avec l'IRF.

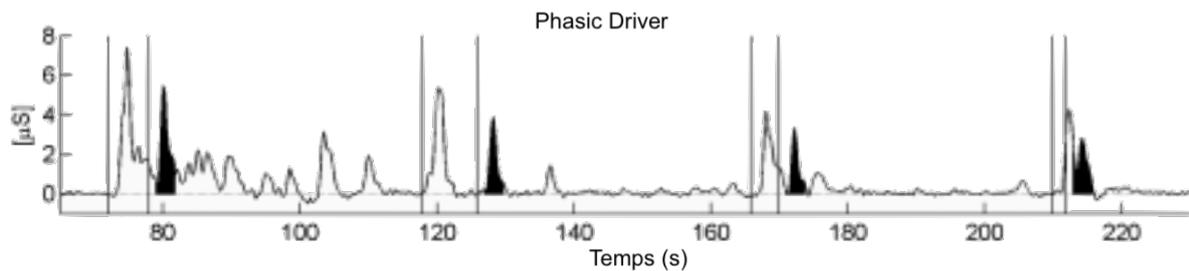


Figure 37. Extraction de l'activité phasique. Le *driver* phasique montre une baseline virtuellement nulle où sont présentes des déflexions positives (réponses phasiques, SCR). Issue de (Benedek & Kaernbach, 2010b).

Points clés du chapitre

- L'EDA permet d'évaluer une manifestation du traitement émotionnel de manière non invasive et "objective".
- Le signal EDA reflète l'action du système nerveux sympathique sur les glandes sudoripares eccrines qui sécrètent la sueur.
- L'EDA est mesuré en appliquant un faible voltage entre deux électrodes placées au niveau des doigts.
- Une stimulation émotionnelle se traduira par une augmentation de la conductance cutanée

Problématique

La majorité des études s'intéressant à l'utilisation de la robotique dans le TSA cible généralement les comportements pro-sociaux et les robots actuels manquent souvent d'autonomie. De plus, nous avons pu observer que les stéréotypies motrices, longtemps négligées par les thérapeutes, semblent être un moyen de réguler l'état émotionnel. L'objectif général de cette thèse consiste donc à élaborer et développer un robot appartenant à la nouvelle génération des robots autonomes et adaptatifs, similaire à SPRITE (Clabaugh et al., 2019) pouvant interagir directement avec l'humain et à terme s'y adapter et s'enrichir de cette interaction. En d'autres termes, nous avons pour objectif d'aider les personnes avec TSA à exploiter l'effet apaisant du mouvement coordonné.

A notre connaissance, aucune étude n'a cherché à envisager l'interrelation entre la coordination motrice et l'éveil émotionnel du point de vue de la personne avec TSA et une seule étude (Zhang et al., 2016) a tenté d'exploiter l'éventuel effet de la coordination perceptivo-motrice sur le niveau d'éveil émotionnel (arousal) chez des personnes typiques. Afin d'apporter des données à cet égard, nos travaux expérimentaux portent sur les personnes typiques et les personnes avec TSA. Dans ce travail de thèse, nous nous sommes basés sur la coordination impliquant le sens haptique, c'est-à-dire le sens du toucher et du mouvement. Nous avons fait le choix de construire le robot haptique sous la forme d'une balle anti-stress ; choix motivé par l'hypothèse de routage par inhibition (Jensen & Mazaheri, 2010) : les sensations haptiques produites par les contractions répétées de la main sur un objet, activent massivement des mécanismes inhibiteurs réduisant globalement l'activité neuronale après le mouvement (Cross-Villasana et al., 2015). Ces mécanismes inhibiteurs protégeraient le cerveau contre la surcharge informationnelle et favoriseraient l'acheminement des signaux neuronaux essentiels pour la tâche en cours, en bloquant des signaux non pertinents (Jensen & Mazaheri, 2010). L'effet bénéfique des balles anti-stress, souvent utilisées par des personnes avec TSA, reposerait sur ce mécanisme.

L'une des caractéristiques diagnostiques des personnes avec TSA sont les stéréotypies motrices : battements des mains, balancement du corps, etc. (American Psychiatric Association, 2013). Longtemps réprimés par les thérapeutes, ces gestes commencent à être envisagés comme des régulateurs de stress dans les populations souffrant d'anxiété et de surexcitation (Keller et al., 2021). Cependant, comme ces stéréotypies peuvent stigmatiser les personnes avec TSA dans des situations sociales, les cliniciens cherchent à leur donner une forme socialement acceptable. Presser une balle générant des vibrations peut être une alternative utile. Fort de ces observations, nous avons pour objectif de tester l'impact de notre balle anti-stress robotisée, générant des vibrations sur l'hyperéveil émotionnel des personnes avec TSA.

Dans une première étude, nous avons évalué l'effet de la coordination haptique sur l'anxiété et l'arousal. Les participants ont regardé une image stressante ou apaisante, puis ont pressé de façon répétée

une balle vibrante pendant 20 secondes. En utilisant un paradigme pré-post avec un groupe de contrôle, nous avons analysé l'impact de la balle vibrante sur l'anxiété et l'arousal, évalués respectivement par le State-Trait Anxiety Inventory et l'activité électrodermale. L'interrelation entre coordination et arousal a été évaluée en manipulant la stabilité de coordination haptique. Les données ont été discutées à la lumière du modèle de partage des ressources attentionnelles de Kahneman.

Dans notre deuxième étude, nous avons proposé notre balle anti-stress robotisée aux personnes avec TSA. En utilisant le même protocole pré/post que précédemment, nous avons analysé l'effet de la balle vibrante sur l'anxiété et l'arousal chez des participants TSA et TD grâce à des mesures physiologiques et subjectives. L'expérience sensorielle subjective des participants lors de l'interaction avec la balle robotisée a également été analysée. La stabilité de coordination ayant été manipulée, les relations entre coordination et arousal, mais aussi anxiété et sensorialité sont discutées et ce dans le cadre des théories du TSA.

Dans une troisième étude, nous avons développé une balle anti-stress vibrante à presser, appelée Viball, contrôlée par l'oscillateur de Hopf non linéaire et adaptatif de Righetti dédiée à la régulation de l'arousal. Les participants typiques ont pressé Viball qui adapte sa fréquence de vibration à la fréquence des pressions exercées. La Viball a été comparée à trois autres balles non-adaptatives, paramétrées pour vibrer à une fréquence inférieure, égale ou supérieure à la fréquence préférée des participants. Tout en pressant la balle, les participants regardaient des images stressantes ou apaisantes et leur activité électrodermale était enregistrée. En proposant ce paradigme, nous avons analysé la préférence des participants au regard des différentes balles. Les relations entre coordination, arousal ont été analysées et les données ont été discutées dans le cadre de la dynamique de coordination.

Dans la quatrième étude exploratoire, nous avons évalué l'effet de la Viball sur les comportements pro-sociaux chez des enfants et adolescents avec TSA participant à un groupe d'habiletés sociales. Les participants ont interagi avec trois balles durant un temps de parole : Viball, une balle non adaptative et une balle ne générant pas de vibration. A l'aide d'une grille d'observation, nous avons noté et évalué un ensemble de comportements durant l'interaction avec les différentes balles. L'effet de la Viball sur une amélioration de comportements ciblés a été comparé aux autres balles et la préférence au regard des balles a également été analysée.

PARTIE EMPIRIQUE

**DEVELOPPEMENT DU ROBOT
HAPTIQUE ET
FONCTIONNEMENT DU
CAPTEUR EDA**

1. Evolution du prototype

Pour point de départ, nous nous sommes interrogés sur le retour haptique que devrait fournir notre robot. Au vu de la littérature sur la sensation vibro-tactile et ses effets affectifs, il nous est apparu pertinent d'utiliser la vibration comme feedback sensoriel. Est venue ensuite la question de la forme de notre robot. Nous avons choisi de développer notre robot haptique sous la forme d'une balle anti-stress, choix motivé par l'hypothèse de routage par inhibition (Jensen & Mazaheri, 2010).

Intégrant la sensation vibro-tactile et la forme d'une balle anti-stress, nous avons élaboré différents prototypes du robot haptique (Figure. 38 de A à C) avant de parvenir au produit final (Figure. 38D et E), l'objectif étant d'obtenir un rendu sensoriel agréable. Nous avons donc essayé de nombreux contenus et contenants tels que des billes avec de la farine, le tout enveloppé par un ballon en plastique (Figure. 38A) une balle en tissu remplie de ouate (Figure. 38B). Un autre prototype a été élaboré à l'aide de tissus remplis de ouate et de billes de polystyrènes (Figure. 38C). L'inconvénient de ces prototypes résidait dans le fait que les personnes avaient une sensation trop importante de l'électronique présente dans la balle. Pour pallier cette limite, nous avons donc décidé de construire un nouveau robot haptique de la façon suivante : une première balle en tissu remplie de ouate contenant l'électronique a été créée, puis nous avons enveloppé cette balle par une autre balle faite avec du velours. Entre le tissu et le velours, nous avons ajouté de la ouate et des billes de polystyrène afin d'avoir un rendu agréable au toucher. Le prototype fournissant le meilleur rendu sensoriel a donc été conçu sous la forme d'une « balle dans une balle ». Avec ce design, ce prototype étant de loin le meilleur en termes de rendu sensoriel, nous avons donc opté pour celui-ci (Figure. 38D/E). Il est à souligner que nous avons décidé de construire un support en bois de 25 cm × 15 x 4 cm sur lequel repose la balle afin de masquer et protéger le système électronique, mais également pour la sécurité de l'utilisateur (Figure 38.E).

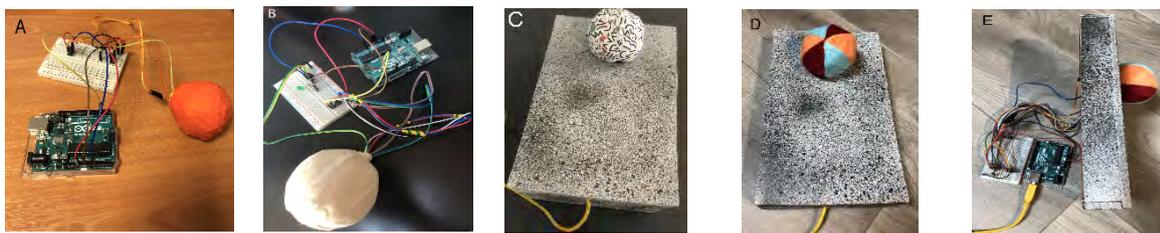


Figure 38. *Évolution du prototype A. Premier prototype du robot haptique élaboré avec des billes, de la farine et des ballons en plastique. B. Prototype du robot haptique élaboré avec de la ouate et du tissu. C. Prototype du robot haptique élaboré avec de la ouate, des billes de polystyrène et du tissu. D. Prototype du robot haptique élaboré avec de la ouate, des billes de polystyrène et du velours. E. Construction du support sur lequel repose la balle afin de masquer l'électronique, pour une meilleure prise en main mais également pour la sécurité de l'utilisateur.*

Ce travail de thèse incluant des participants adultes et enfants, nous avons donc dû adapter notre robot haptique à la population visée. Les participants adultes ont expérimenté une balle anti-stress de 30 g et de 7 cm de diamètre, recouverte de velours, remplie de ouate et de billes de polystyrène (Figure 39.D). Nous avons câblé et inséré à l'intérieur de la première balle en tissu un circuit composé de quatre capteurs de pression (Interlink modèle 402 FSR, Figure. 39A) et trois actionneurs générant des vibrations (Vibrating Mini Motor Disc, Figure. 39B), une résistance de 10 K-ohms. Le tout connecté à un breadboard (Figure. 39C), lui-même connecté à une carte électronique équipée d'un microcontrôleur Arduino Uno (ATMEGA328P MCU, Figure. 39D). L'ensemble du montage expérimental est illustré sur la figure 39E.

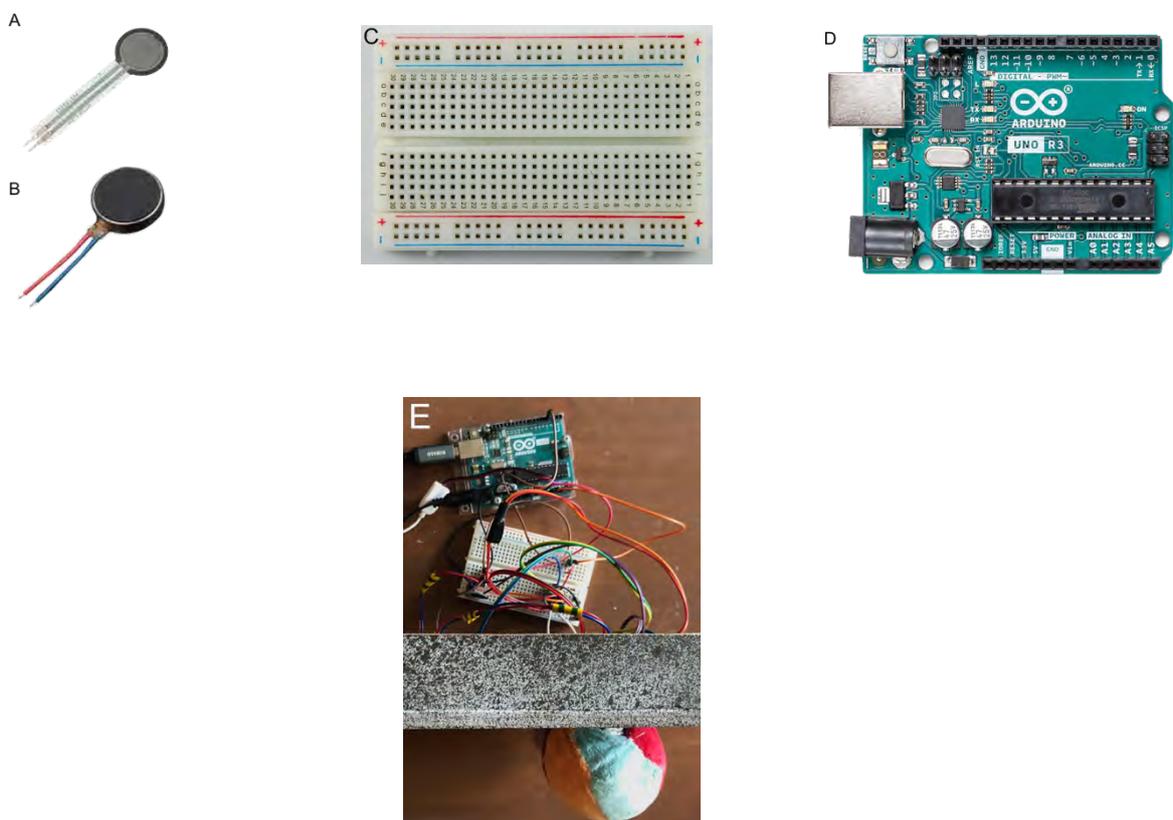


Figure 39. *Dispositif expérimental chez les adultes. A. Senseur nommé Force Sensitive Résistor (FSR). B. Actionneurs (vibreurs). C. Breadboard. D. Arduino Uno. E. Montage expérimental : les senseurs et les actionneurs sont connectés au Breadboard lui-même connecté à l'Arduino Uno.*

Pour les enfants, nous avons adapté la taille de la balle robotisée à 6 cm de diamètre, 20 g, recouverte de velours et remplie de ouate et de billes de polystyrène (Figure. 40A). Le boîtier en bois a lui aussi été adapté et mesure 14 x 10 x 7 cm (Figure. 40B). Du fait de la plus petite taille de la balle,

nous avons inséré deux capteurs de pressions et deux vibreurs, connectés de la même manière que pour la balle proposée aux adultes (Figure. 40C).



Figure 40. *Dispositif expérimental chez les enfants. A. Balle robotisée proposée aux enfants. B. Support en bois sur lequel repose la balle. C. Montage expérimental : les senseurs et les actionneurs sont connectés au breadboard lui-même connecté à l'Arduino Uno, le tout intégré dans la boîte.*

Le programme contrôlant les senseurs et les actionneurs a été écrit en C++, implémenté sur Arduino IDE et chargé sur le microcontrôleur. Les senseurs enregistrent les variations de pression et envoient ces données vers le microcontrôleur. Ce dernier contient un système d'équations (i.e., modèle adaptatif de Hopf) qui coordonnent ou non, selon les conditions de la procédure expérimentale, les vibrations du robot aux pressions répétées exercées sur sa surface par l'utilisateur.

2. Les composants électroniques du robot haptique

2.1 Les senseurs : Force Sensitive Resistor (FSR)

Les senseurs que nous avons utilisés sont appelés Force Sensitive Résistor (FSR). Leur simplicité de mise en œuvre, leur finesse (de l'ordre de 0,5 mm), leur faible coût en ont fait des éléments déterminants dans le choix de leur utilisation. Ces senseurs fonctionnent comme une résistance variable qui change sa valeur résistive en fonction de la pression appliquée. Lorsqu'il n'y a pas de pression, le capteur ressemble à une résistance infinie. Plus la pression appliquée est élevée, plus la résistance entre les deux bornes sera faible. Dans notre configuration, une extrémité du FSR est connectée à l'alimentation (5V) et l'autre à une résistance pull-down de 10K Ω qui est elle-même reliée à la masse (ground, GND). Le point entre le FSR et la résistance pull-down est connecté à l'entrée analogique du micro-contrôleur Arduino Uno. Cette résistance pull-down est utilisée pour fixer la tension et ainsi assurer que l'entrée est à 0V lorsque le senseur n'est pas pressé. Si le sujet applique une force sur le

FSR, un certain voltage sera alors appliqué sur l'entrée. Si l'utilisateur relâche la pression, la résistance pull-down ramène l'entrée à la masse. Ainsi, la lecture de la tension analogique varie donc de 0V à environ 5V. Le fonctionnement du FSR est le suivant : lorsque le sujet applique une force, la résistance du FSR diminue, le courant traversant les deux résistances augmente entraînant une augmentation de la tension aux bornes de la résistance fixe de 10K (Tableau 2). Ce principe peut être représenté par l'équation suivante : $V_0 = VCC * (R / (R + FSR))$. Autrement dit, la tension est inversement proportionnelle à la résistance FSR (Tableau 2).

Force (N)	Force Sensitive Resistor (FSR)	FSR + Resistance (R)	Voltage aux bornes de R
Aucune	Infini	Infini	0V
0.2	30 K Ω	40 K Ω	1.3 V
1	6 K Ω	16 K Ω	3.1 V
10	1 K Ω	11 K Ω	4.5 V
100	250 Ω	10.25 K Ω	4.9 V

Tableau 2. Ce tableau indique la tension en fonction de la force en Newton (N) avec une alimentation 5V (VCC) et une résistance (R) 10K Ω .

2.2 Les actionneurs : vibrating motor disk

En ce qui concerne le retour haptique, nous avons opté pour des actionneurs de type moteur à vibration à masse rotative excentrique. Ces moteurs sont l'une des technologies haptiques les plus largement utilisées. Ils utilisent le champ magnétique d'un courant électrique pour entraîner une masse qui est décentrée du point de rotation, permettant ainsi de créer une force déséquilibrée (Figure 41). Son faible poids, sa taille (10mm de diamètre) et sa faible épaisseur de l'ordre de 2,5mm en ont fait des atouts majeurs pour l'élaboration de notre robot haptique. De plus, ils utilisent une faible tension de fonctionnement (2 – 5V), et ne sont pas aussi gourmands en énergie que d'autres actionneurs.

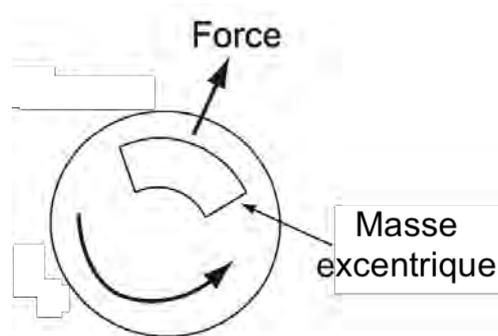


Figure 41. Fonctionnement d'un moteur à vibration à masse rotative excentrique.

3. Le modèle de Hopf

Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes appuyés sur un modèle mathématique fondé sur des équations de l'oscillateur non linéaire adaptatif de Hopf (Righetti et al., 2006). L'ensemble du processus d'apprentissage et l'extraction de la fréquence d'entrée sont totalement intégrés dans la dynamique du système qui est régi par les équations différentielles suivantes :

$$\dot{x} = (\mu - r^2)x - \omega y + \varepsilon F \quad (1)$$

$$\dot{y} = (\mu - r^2)y + \omega x \quad (2)$$

$$\text{avec } r = \sqrt{x^2 + y^2}$$

et une règle d'apprentissage des fréquences :

$$\dot{\omega} = -\varepsilon F \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2}} \quad (3)$$

Le paramètre μ contrôle l'amplitude des oscillations et ω correspond à la fréquence intrinsèque de l'oscillateur (plus ω est élevé et plus la fréquence des vibrations est élevée). Cela signifie que sans perturbation ($\varepsilon = 0$), le système oscille à la fréquence intrinsèque, soit à $\omega \text{ rads}^{-1}$. Cet oscillateur est couplé à une force périodique F , qui dans notre projet correspond aux pressions exercées par le sujet. Enfin, le paramètre ε correspond à la vitesse d'apprentissage pour faire converger la fréquence intrinsèque vers la fréquence du signal d'entrée (F). Il est à noter que plus ε sera élevé, plus l'erreur d'adaptation sera élevée. Bien que le modèle adaptatif de Hopf (Righetti et al., 2006) soit plastique dans le sens où le paramètre de fréquence (ω) s'ajuste de lui-même, les autres doivent néanmoins être configurés. Nous avons configuré le paramètre ε à 0 (robot non adaptatif) ou à 2 (robot adaptatif), μ à 2 et ω était variable en fonction de la fréquence spontanée du sujet, estimée au début de chaque expérience. En effet, la fréquence de vibration du robot a été adaptée pour chaque participant.

4. Capteur de l'activité électrodermale

Afin d'évaluer la réponse électrodermale, différents dispositifs compatibles avec l'Arduino ont été testés (Figure 42), le problème majeur étant l'observation d'interférences entre les actionneurs (vibreurs) et les senseurs. Nous avons finalement opté pour le senseur proposé par BITalino (Figure 42B) qui a démontré son efficacité en termes de résistance à l'interférence et à la sensibilité au cours des pré-tests.

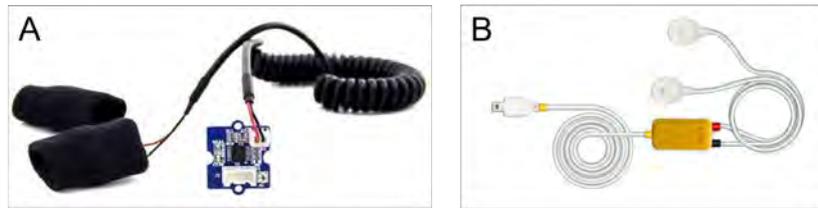


Figure 42. Senseurs utilisés pour l'enregistrement de la réponse électrodermale : **A.** Grove-sensor. **B.** BITalino EDA sensor.

Le capteur BITalino EDA est capable de mesurer avec précision les propriétés électriques de la peau qui varient selon l'éveil émotionnel du participant. Le capteur EDA (entouré en vert sur la Figure 43) a une tension de fonctionnement de 3,3V. Il est équipé de connecteurs UC-E6 qui permettent de le connecter à deux électrodes Ag/AgCl (entouré en bleu sur la Figure 43) et à l'Arduino UNO (entouré en orange sur la Figure 43) avec un connecteur composé de 3 câbles : l'un connecté à 3,3V, un autre à la masse (GND) et le dernier à une entrée analogique de l'Arduino. Pour garantir une utilisation sûre du capteur EDA, l'Arduino a été alimenté par huit piles de 1,5 V via un jack. De plus, cette alimentation externe permet de réduire le bruit. Chaque électrode a un diamètre de contact de 24 mm, une épaisseur de 1 mm, et est remplie d'un hydrogel conducteur et adhésif. Les électrodes étaient positionnées sur la face interne des phalanges moyennes de l'index et du majeur de la main non dominante du participant. N'existant pas de « norme d'or » (Pabst et al., 2016.), mais en gardant à l'esprit la sécurité des participants afin d'éviter toute blessure pouvant être causées par les courants DC, ce capteur délivre via les électrodes un courant de 0,132V à la peau. Avec cette configuration (Figure 43), le capteur EDA est prêt à acquérir des données et repose sur la mesure exosomatique. Il est à noter que cette procédure d'acquisition des données électrodermales est conforme aux recommandations du rapport de 2012 du « Comité ad hoc de la Society for Psychophysiological Research ».

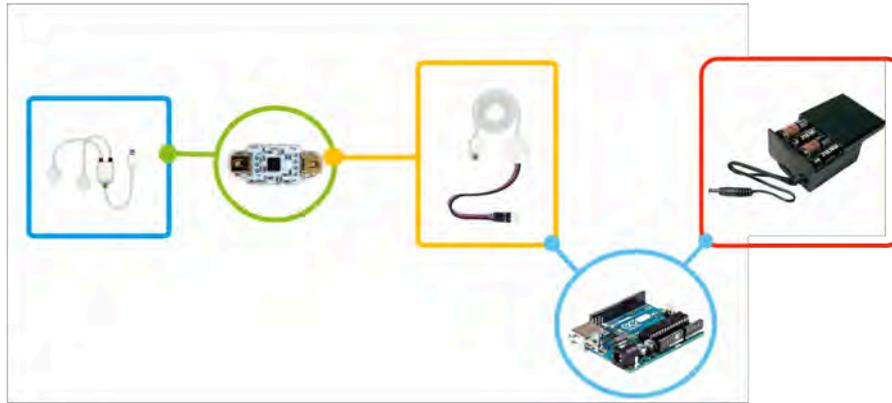


Figure 43. *Dispositif expérimental pour mesurer la réponse électrodermale.*

Les valeurs brutes du capteur EDA BITalino sont comprises entre 0 et $2^n - 1$ (n = résolution d'échantillonnage). Dans ce projet, nous utilisons un Arduino UNO REV3 dont la résolution de l'ADC (Analog to Digital Converter) est de 10 bits. Ainsi, les valeurs brutes varient entre 0 et 1023. Ces dernières sont converties dans l'unité de mesure d'origine du capteur (μS) à l'aide de la fonction de transfert suivante :

$$EDA (\mu S) = \frac{ADC}{2^n} \times VCC$$

avec : EDA (μS)	signal EDA en microsiemens (μS)
ADC	valeurs brutes du capteur
n	résolution d'échantillonnage (10 bits)
VCC	Tension de fonctionnement (3.3V)

En d'autres termes, le signal analogique a été envoyé à Arduino Uno, numérisé à 33Hz par un convertisseur analogique-numérique (ADC), et convertit la résistance de la peau (unité en ohm, Ω) en conductivité (unité en microSiemens, μS), allant de 2 à 25 μS , avec une résolution de 10 bits.

ETUDE 1

Haptic coordination: squeezing a vibrating stress ball decreases anxiety and arousal

Clement Blanc¹, Jean-Christophe Buisson², Jeanne Kruck¹, Viviane Kostrubiec^{1,3}

¹ Center for Studies and Research on Health Psychopathology and Psychology (CERPPS), University of Toulouse 2 Jean Jaurès, Toulouse, France

² Institut de Recherche en Informatique de Toulouse – UMR 5505, CNRS – University of Toulouse 3 Paul Sabatier, Toulouse, France

³ University of Toulouse 3 Paul Sabatier, Toulouse, France

Résumé

Nous avons évalué l'effet de la coordination haptique sur l'anxiété et l'arousal. Les participants ont regardé une image stressante ou apaisante, puis ont pressé à plusieurs reprises une balle anti-stress vibrante pendant 20 secondes. En utilisant un paradigme pré-post avec un groupe témoin, nous avons montré que presser la balle vibrante réduisait l'anxiété et l'arousal, évalués respectivement par l'Inventaire d'anxiété État-Trait et l'activité électrodermale. La stabilité de la coordination haptique a été manipulée en faisant varier le désaccord entre la fréquence spontanée du participant et la fréquence intrinsèque de vibration de la balle. La stabilité de la coordination a affecté l'arousal et le stress a affecté la stabilité. Les données ont été discutées à la lumière du modèle de partage des ressources attentionnelles de Kahneman.

Mots clés : Coordination haptique, anxiété, robotique, activité électrodermale, perception-action

Abstract

We evaluated the effect of haptic coordination on anxiety and arousal. Participants looked at a stressful or calming picture and then repeatedly squeezed a vibrating stress ball for 20 s. Using a pre-post paradigm with a control group, we showed that squeezing the vibrating ball reduced anxiety and arousal, as assessed by the State-Trait Anxiety Inventory and electrodermal activity, respectively. The stability of haptic coordination was manipulated by varying the detuning between the preferred squeezing frequency and the intrinsic frequency of ball vibration. Coordination stability affected arousal and stress affected stability. The data were discussed in the light of Kahneman's attentional resource sharing model.

Keywords: Haptic coordination, anxiety, robotic, electrodermal activity, perception-action

1. Introduction

More than one in three adults (35-39%) worldwide experience stress or worries each day (GALLUP, 2020). Among the evidence-based methods of coping with unpleasant overarousal is *self-generated touch*: petting animals (Pendry & Vandagriff, 2019), knitting (Riley et al., 2013), self-brushing (Matiz et al., 2020), facial self-touch (Mueller et al., 2019) or self-squeezing in ‘hug machine’ (Edelson et al., 1999). Tennis players who dynamically squeeze their racket best resist the pressure of sports competition (Beckmann et al., 2021)(Beckmann et al., 2013). Self-generated touch is thought to activate mechanisms of emotional regulation: brain research suggested that repeated hand squeezing triggers inhibitory bouts of alpha rhythms protecting the nervous system against overarousal (Cross-Villasana et al., 2015)(Jensen & Mazaheri, 2010). We decided thus to develop a small, inexpensive, portable robotic toy, a *vibrating stress ball* to be squeezed, hoping that it may act as a stress reducer. Fully aware of the immaturity of our prototype, we present here the very first blueprint of this project, undertaken under the theoretical umbrella of Coordination Dynamics (Kelso, 1995), and of the circumplex model of emotion (Russell, 1980).

1.1 Affective haptics in robotics

Having acknowledged that touch is a powerful vector of calming (Heirtenstein, 2006; Smith and Maclean, 2007; Eid and Al Osman, 2016), social robotics has begun to add tactile qualities to automatons to transform them into stress relievers (Paredes & Chan, 2011; Kelling et al., 2016). The fur-covered robot Paro, (Wada and Shibata, 2006) or the purring ‘haptic creature’ (Sefidgar, 2016) are typical achievements of this endeavor. In this field, special attention has been given to interfaces producing vibrotactile stimulation (Azevedo et al., 2017, see also Zhou et al., 2020). Experimental studies examined the link between the affective impact of vibrations (e.g., pleasantness, arousal) and their engineering parameters (e.g., frequency, amplitude, waveform). Authors developed vibration libraries (eg. VibViz) linking vibrotactile patterns to affects (Seifi et al., 2015).

In these experimental procedures, however, participants were asked to assess the affective impact of vibrotactile interfaces while holding their hand motionless in contact with vibration generator. These procedures lack ecological validity: haptic robots are meant to be squeezed, stroked, patted, rubbed, etc.

(Yohanan & MacLean, 2012). Human-robot interaction engages so-called Active touch (Gibson, 1962). In Active-touch situations, mechanoreceptors do not passively collect tactile inputs: they actively gather, pattern, and modulate the tactile sensation (Blakemore et al., 1998; Gibson, 1962; Lederman & Taylor, 1972; Prescott et al., 2011; Turvey, 1996). We need thus to consider the dynamics of human movement to verify if it affects the user's vibrotactile experience. In the present work, we intend to assess whether and how the dynamics of hand squeezing modulates the affective impact of the vibrating stress ball.

1.2 Measuring affects

To evaluate the affective impact of vibrotactile interfaces, social robotics often adopt the circumplex model (Russell, 1980). In this model, all affects are placed inside a circle divided into four quadrants by two axes: the axis of arousal (high-low) and the axis of valence (positive-negative). Emotions such as stress and anxiety appear inside the quadrant of high arousal and negative valence, whereas calm and serenity are considered as its opposite. In experimental settings, arousal is objectively assessed by electrodermal activity (EDA), and valence by standardized psychometric scales. We expect that squeezing the vibrating ball reduces arousal and anxiety, evaluated by the two complementary methods.

EDA is measured by applying a constant voltage (U) between two electrodes placed on the skin. The intensity (I) of the electric current flowing between the electrodes depends on the resistive skin properties. The main modulator of skin resistance (R) is the sweat secreted by the sweat glands. If the participant is aroused, his/her sweat glands open, the conductive sweat fills the sweat ducts, and the resistance of the skin drops. As a result, the more the individual is excited, the lower the skin resistance (R in $K\Omega$), and the skin conductance (SCR in μS) is higher, in accordance with Ohm's law ($I = U/R$; Boucsein, 2012a).

In a typical paradigm dedicated to assessing emotion-related variations of the EDA, participants are first instructed to relax for the SCR to reach baseline. Then, they are asked to watch emotion-inducing stimuli (Bernat et al., 2006). One to three seconds after the onset of an emotion-inducing stimulus, SCR exhibits an event-related (ie. phasic) rise peaking 0.2 to 1 μS above its baseline and then it returns to the resting level (Dawson et al. 2007). To meet these timeframes, we displayed emotion-inducing pictures for 6 seconds, followed by a 20-second inter-stimulus interval, where participants rested staring at a

black screen. Each trial thus made it possible to observe the rising and the return of SCR towards its baseline. *We expect SC to increase more when a stressful picture, rather than a calming image is displayed (Hypothesis 1). We also expect that after interacting with the vibrating ball, SC will decrease (Hypothesis 2).*

To evaluate anxiety and arousal we used the State-Trait Anxiety Inventory (STAI-Y-1), a self-rating scale of high reliability and validity, capturing anxious thoughts ('I feel frightened', 'I am tense') at the very moment of assessment (Spielberger, Gorsuch, Lushene, Vagg, & Jacobs, 1983). It is the most commonly used test of the state of anxiety in applied research (Grös et al., 2007). We complemented this measure with the Pleasure, Arousal, Dominance (PAD) scale, developed to explore user experience in environmental psychology and marketing research (Mehrabian and Russell, 1974). *We expect that anxiety decreases after interacting with the robotic ball (Hypothesis 3) and that users enjoy playing with the object (Hypothesis 4).*

1.3 Haptic coordination and affect

When squeezing a ball, the compression forces produced by the fingers generate reaction forces at the point of contact with the object (Wu et al., 2018). This creates a perception-action loop, where the squeezing hand produces force feedback captured by mechanoreceptors. To analyze what happens inside this perceptual-motor loop, it is useful to consider the repetitively squeezing hand as a palm-finger oscillator unilaterally coupled by force feedback to the ball. Under such an umbrella, our robotic stress ball is seen as another oscillator, vibrating thanks to inserted actuators. Through the lens of Coordination Dynamics (Kelso, 1995), the two oscillators form a haptic coordination system, supposed to exhibit the well-known dynamic of coupled nonlinear oscillators (Kay et al., 1991; Kugler et al., 1980).

Nonlinear coupling between two oscillators leads their oscillations to a 1:1 phase locking, most often resulting in a synchronous, in-phase coordination pattern (Haken et al., 1985). The most popular variable capturing this coordination is *relative phase (RP)*: the spatiotemporal lag between the oscillations produced by the oscillators in each movement cycle (Schöner & Kelso, 1988). If RP variability is weak the coordination is *stable*. Coordination stability mainly depends on the difference between the intrinsic

frequencies of coupled oscillators ($\omega_1 - \omega_2$), called *detuning* ($\Delta\omega$): As the detuning grows, stability drops almost linearly (Amazeen et al., 1995; Mitra et al., 1997; Schmidt et al., 1998).

Previous work on person-to-person coordination, *via* bilateral visual coupling, showed that stable coordination patterns are associated to positive affect (Tschacher et al., 2014), positive evaluation of the partner (Cheng et al., 2020; Hove & Risen, 2009; Launay et al., 2014), pleasure (Varni et al., 2010) and empathy (Rennung & Göritz, 2016). Children who were cradled synchronously (stable coordination pattern) or asynchronously (less stable coordination pattern) with a teddy bear then preferred to play with the teddy bear that was used in the synchronous condition (Tunçgenç et al., 2015).

Recently, Zhang et al. (2016) showed that the stability of coordination is associated with arousal. We tried here to generalize this effect, documented in person-to-person coordination, to non-social interactions. The question is whether the stability of the haptic coordination between the palm-finger oscillator and the vibrating ball affects the arousal generated by the observation of stressful pictures. To vary coordination stability, we used the detuning paradigm (Amazeen et al., 1995; Mitra et al., 1997; Schmidt et al., 1998). The frequency of the vibrating ball was increased and decreased in steps above and below the preferred frequency of squeezing of the participant. *We expect that the stability of haptic coordination drops as detuning rises (Hypothesis 5). We also expect that there is a relationship between detuning and SC, evaluating the affective experience of the user (Hypothesis 6).*

2. Methods

2.1. Participants

A total of 28 volunteers took part in this study. The experimental group was composed of 14 participants between the ages of 23-38 (9 males, 1 left-handed, mean age = 29.57, sd = 4.95) and the control group consisted of 14 participants between the ages of 24-35 (7 Males, all right-handed, mean age = 27.35, sd = 3.22). All were naïve as to the purpose of the experiment and were not paid for their participation. They had normal or corrected to normal vision. None reported tactile impairments or neurological, psychological, or psychiatric disorders. All participants provided written informed consent to participate in this study, which was approved by the Research Ethics Committee of the Federal

University of Toulouse (No. 2020-278), and conformed to the principles expressed in the Declaration of Helsinki. We excluded data from three participants in the electrodermal analysis: two persons due to motion corrupted finger data and one person probably hypo-responsive.

2.2. Material

2.2.1. Vibrating stress ball

The prototype of the vibrating ball was designed as a stress ball of 300 g and 7cm in diameter, covered with velvet and filled with wadding and polystyrene beads. We wired together and inserted inside the ball a circuit composed of four pressure sensors (*Interlink model 402 FSR*), four actuators generating vibrations (*Vibrating Mini Motor Disc*), a resistance of 10 K-ohms, and an Arduino Uno microcontroller (ATMEGA328P MCU). The program controlling actuators were written in C++, implemented on Arduino IDE, and loaded on the microcontroller. The pressure-dependent decrease of resistance recorded by sensors (in Ohms) were sent to the microcontroller at the rate of 9600 baud. The microcontroller also generated vibrations, governed by a mathematical model loaded on the device (see below). The whole circuit was inserted into an 8.5 cm × 5 cm plastic support.

2.2.2. Hopf model

To generate vibrations in our ball, we used the easy-to-control nonlinear Hopf oscillator, often exploited in gait simulations (Ahmadi et al., 2009; Buchli et al., 2006; Righetti et al., 2009). Its dynamics are governed by the following set of ordinary differential equations:

$$\dot{x} = (\mu - r^2)x - \omega y + \epsilon F \quad \text{Equation 1}$$

$$\dot{y} = (\mu - r^2)y - \omega x$$

$$r = \sqrt{x^2 + y^2}$$

where x and y are the states of the system, μ controls the amplitude, $A = \sqrt{\mu}$, ω the intrinsic frequency of oscillations; F the driving force and ϵ refers to the amount of perturbations. After a series of pilot attempts, we decided to set μ to 2 and ϵ to zero. The oscillator exhibits thus a limited cycle attractor, with radius $\sqrt{\mu}$ and a stable intrinsic frequency ω . During the experiment, the state variables were updated by the Euler method, whereas x , ranging between -2 and 2, was used to control vibrations of

the motor disc and stored for further analysis. To manipulate the intrinsic frequency of the model, six detuning conditions were created regarding the intrinsic frequency of each participant: three conditions where the ball vibrated above (aug60, aug40, aug20) and three where the ball vibrated below (dim20, dim40, dim60) the preferred frequency of squeezing of participant. The labels 'dim20' and 'aug20' means that the preferred frequency of the participant was lowered by 20%.

2.2.3. Electrodermal activity sensor

The EDA BITalino sensor is equipped with UC-E6 connectors that allow it to be connected to two Ag/AgCl electrodes and to the Arduino with a connector composed of 3 cables, one connected to 3.3V, another to the ground (GND) and the last one to an analog input of the Arduino. To guarantee safe use of the EDA sensor, the Arduino was powered with eight batteries of 1.5 V *via* a jack. Each electrode has a contact diameter of 24mm, 1mm thickness, and is filled with a conductive and adhesive hydrogel. The electrodes, positioned on the inner side of the middle phalanges of the index and middle fingers of the participant's non-dominant hand, applied to the skin a current of 0.132V. The analog signal was sent to Arduino Uno, digitalized at 33Hz by Analog to Digital Converter (ADC), and converted skin resistance (ohm, Ω) to conductivity (microSiemens, μS), ranging from 2 to 25 μS , at the resolution of 10 bits.

2.2.4. Visual stimuli

Forty-eight pictures from the *Open Affective Standardized Image Set* (OASIS), an open-access library, have been chosen to trigger the desired levels of arousal and valence (Kurdi et al., 2017). In line with the Russel model (Russel, 1980), each of these images is associated with its valence and its degree of arousal, quantified from self-reported subjective ratings on a 1-7 Likert scale. These levels ranged from 'very negative' (1) to 'very positive' (7) for valence, and from 'very low' (1) to 'very high' (7) for arousal. We selected 24 images of high valence-low arousal corresponding to calm and 24 images of low valence-high arousal corresponding to stress. In this picture set, images selected to elicit calm were associated with the levels of arousal lower than 3 and to levels of valence extending from 4.5 to 5.5. Images selected as triggering stress were linked to levels of arousal greater than 4.5 and of valence less than 3. These pictures were displayed at the center of a black screen (see Figure. 1, left).

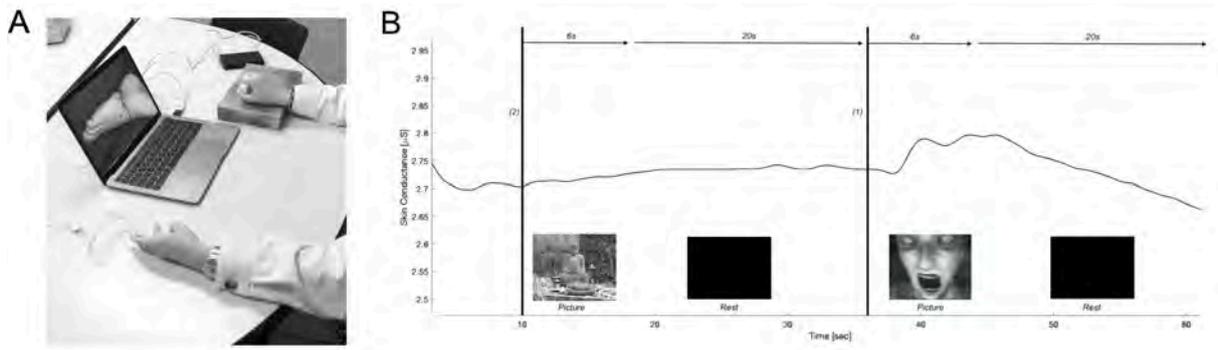


Fig. 1. A. Experimental setup (left). **B.** Skin conductance variation to stressful or calming images during pre-test condition. Black vertical bar depicts the onset of stimulus (1: stressful, 2: calming).

2.2.5. Preference test

A preference test was created to determine the most calming vibration frequency of the ball. For each frequency, the ball was programmed to vibrate for 10 seconds to create the tactile sensation. Then five emoji were presented in a horizontal line, associated to five preference assessments ranging from very stressful (1) to very relaxing (5) on a Likert scale. The participant selected an assessment by sliding the cursor.

2.2.6. Experimental setup

All instructions were displayed in white on a black screen. Each picture appeared for 6s on full screen, followed by a black screen for the 20s. The flow of the experimental procedure and the preference test were controlled by a custom program written in Python (3.8) and the pygame library. The program also controlled the robot and stored the data sent by the microcontroller, sampled at 33 Hz, to the computer (13-inch Macbook Pro) for further analysis.

2.2.7. Psychology tests

The STAI-Y-1 questionnaire, composed of 20 items (eg. “I am worried”; “I feel calm”) was used to evaluate the anxiety state. Each item is rated on a 4-point scale ranging from “not at all” to “very much so” (Gauthier & Bouchard, 1993); high scores reflect high anxiety levels. The French translation of STAI-Y-1, validated by Gauthier and Bouchard (1993), was applied. To evaluate the emotional state of participants, we used the Mehrabian’s Pleasure, Arousal, Dominance (PAD) scale (Mehrabian and Russell, 1974), validated in French by Detandt (2017). The instrument contains 18 items assessing

participant's reactions to an environmental object along three dimensions: pleasure *vs.* displeasure, arousal *vs.* non-arousal, and dominance *vs.* submissiveness. Each item corresponds to a pair of antonymous adjectives (eg. pleased-annoyed) to be rated on a nine-point Likert scale, ranging from -4 to +4.

We developed a sensory analysis questionnaire of vibrotactile sensation based on an Osgood differential scale and pre-existing questionnaires (Muramatsu et al., 2013; Muramatsu & Niitsuma, 2013; Okamoto et al., 2013; Strohmeier & Hornbæk, 2017) (Gunther & OModhrain, 2003; Hasegawa et al., 2019; Picard et al., 2003). Participants were instructed to describe their hedonic and sensory experience with the ball using 23 pairs of opposing descriptor words (eg familiar - unfamiliar). The rating scale, therefore, ranges from -4 to +4, 0 representing the central segment of the scale. For example, for the "pleasant-unpleasant" pair, if the participant rated the vibrotactile experience with the haptic robot as extremely pleasant, then they should circle the number 4 on the left. The questionnaire appears in Appendix 1.

2.3. Procedure

Once the proper functioning of the device and its communication with Arduino had been verified, the participant was asked to complete the STAI-Y-1 questionnaire. Then he had to sit in front of a computer screen, take the robot in his dominant hand, find a comfortable position, and familiarize himself with this ball by squeezing it several times. After the familiarization, the experimenter attached electrodes to the palmar side of the phalanges of the middle and index fingers of his non-dominant hand, in line with conventional guidelines (Braithwaite et al., 2015), and the experiment began.

The experimental procedure involved 5 steps (Figure 2): (1) spontaneous frequency test, (2) baseline, (3) pre-test, (4) interaction with robot, and (5) post-test. In the end, all questionnaires, including STAI-Y-1, were administered. EDA was recorded during these steps 2- to 5 in both groups.

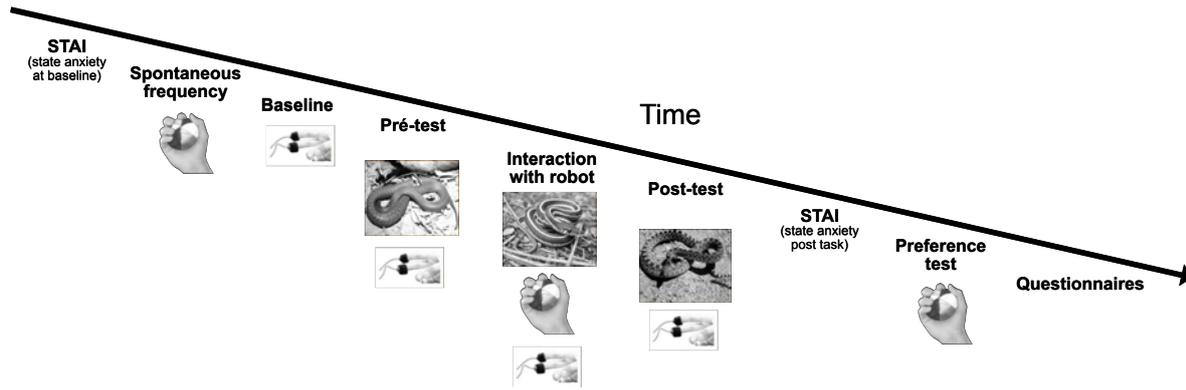


Fig. 2. Timeline of the experimental procedure.

On the spontaneous frequency test, participants were asked to squeeze the haptic robot at their own pace for 20 seconds, then stop. This condition, repeated 4 times, allowed the experimenter to determine the spontaneous frequency of each participant and to introduce the frequency parameter (ω) into the model. Then, during the baseline, participants were instructed to rest with their eyes fixed on the middle of the screen for 3 minutes, with no stimuli presented.

Immediately after, the experiment continued according to the pre-post procedure. In each of the pre-test and post-test trials, a randomly drawn picture was displayed on the screen for 6 seconds, then removed for 20 seconds, the participant being merely instructed to look at the screen. After the pre-test, participants from the experimental group interacted with the robot according to similar procedure: a picture was displayed for 6 seconds, then removed, and the subjects were asked to repetitively press the ball for 20 seconds, then to rest motionless looking at the black screen for the next 20 seconds to recover from previous stimulus (See Figure 2). Participants from the control group were submitted to the same procedure, except that they did not interact with the robot, that is, they simply looked at the black screen for 20sec.

There was 12 pre-test and 12 post-test trials. Each test involved six stressful and six calming pictures, presented at random. Between the pre-test and post-test occurred four blocks of six interaction trials. Each block involved six vibration frequencies ranging from aug60 to dim60 or from dim60 to aug60, 3 stressful and 3 calming pictures. Frequencies and pictures were selected at random provided that for each frequency, there were 2 stressful and 2 calming pictures. After the post-test, the EDA sensors were

removed, and participants completed the preference test and all the psychological tests. The whole experimental procedure lasted nearly 1 hour.

2.4. Data analysis

2.4.1. Electrodermal activity

The values acquired by the sensor were transformed in conductivity according to the transfer function:

$$EDA (\mu S) = \frac{\frac{ADC}{2^n} \times VCC}{0.12} \quad \text{Equation 2}$$

Then, the EDA raw signals were analyzed with Matlab (R2018a, Mathworks, Natick, MA, USA) using Ledalab v3.4.7 software (<http://ledalab.de>). First, the data were downsampled to 11 Hz, cleaned of artifacts using a fitting spline, and filtered with an adaptative smoothing. Next, the rapid, event-related phasic components SCR were extracted from the slower, tonic component (SCL) using Continuous Deconvolution Analysis (CDA) introduced by (Benedek & Kaernbach, 2010). To neutralize individual differences in conductance changes and to allow for meaningful intra-subject comparisons, we computed z-scores (Ben-Shakhar, 1985) using means and standard deviations of the participant's conductance changes within each condition (pre-test, interaction trials, post-test). According to the convention, SCRs occurring within the five-second response window starting 1 second after the onset of the stimulus and ending 6 seconds after the start of the stimulus and rising above the minimum amplitude criterion of 0.05 μS were considered as having been triggered by the stimulus (Dawson et al., 2007; Levinson and Edelberg, 1985). After this signal processing, we analyzed three indexes of EDA: 'SCR' which correspond to the average phasic activity, 'AmpSum' and to the Sum of SCR-amplitudes of significant SCRs within the response window and 'PhasicMax' which is the maximum value of phasic activity within the response window.

2.4.2 Robot-human coordination

The signals collected by the force-sensitive resistor were mean-centered, detrended, and low-pass filtered using a second-order dual-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 20 Hz. We evaluated then the *instantaneous frequency* of pressures produced by the participant, using the Matlab `unbuild`

function (instfreq). Coordination between the human pressures and the ball vibrations was assessed by *continuous relative phase* using the Hilbert transform (Rosenblum et al., 2001). To avoid transients, the first two and last two seconds of the time series were removed from the analysis. For each trial, the variance of RPs was calculated using circular statistics (Batschelet, 1981). Low variability illustrates a stable coordination pattern. When humans and robot were not phase-locked, phase wrapping appears. To account for this effect, we calculated the range, that is the difference between the lowest and the highest value, of unwrapped RP: larger the Unwrap_RP larger the phase wrapping.

2.4.3. Psychological tests

For each participant, we calculated the average STAI-Y-1 score before and after the interaction with the haptic robot. We also collected the scores for each pair of adjectives from the PAD scale and from the sensory analysis questionnaire. Finally, we analyzed the preference test by averaging responses obtained for each frequency of vibrations.

2.4.4. Statistical analysis

To ensure that our ‘stressful’ images raised EDA, we performed a 2 (Images= {Stressful, Calming}) ANOVA on the z-scores of SCR, AmpSum and PhasicMax. Then, we evaluated the effect of the ball on arousal. In the first step, we calculated the difference between pre-test and post-test on the z-scores in SCR, AmpSum and PhasicMax. In the second step, a 2 (Images) X 2 (Group = {Control, Experimental}) ANOVA on all the EDA indexes was carried out. We finally checked the effect of the ball on anxiety using 2 (Conditions = {pre-test, post-test}) X 2 (Group) ANOVA on the average STAI-Y-1 score. If appropriate, we followed the analysis by post-hocs tests with Holm adjustment for multiple comparisons.

We focused on the user experience with the robot. For each pair of adjectives in PAD scale, we tested whether PAD scores differed from zero using one-sample t-test and adjusting p-values with the Benjamini-Hochberg (BH) adjustment for multiple comparisons. The same analysis was undertaken for the sensory questionnaire. Finally, we evaluated the effect of the frequency of vibration using a 6 (Frequencies) ANOVA on the preference test. This analysis was followed by post-hoc tests with Holm's correction for multiple comparisons.

We analyzed the haptic coordination in the experimental group. A 6 (Frequencies) X 2 (Images) ANOVA was performed on instantaneous frequency to test whether the frequency of ball vibrations or the stress affected the frequency of hand pressures. Then, the same ANOVA was carried out on the SD of the relative phase and on the range of unwrapped RP to check whether the stability of haptic coordination was affected by the detuning and the stress-inducing images. This analysis was followed by polynomial quadratic contrasts for frequencies to test the change of the stability in RP as a function of detuning. We finally performed six customized contrasts, using a pair of +1 and -1 coefficients, to compare RP stability when participant looked at stressful and at calming images.

To end the whole analysis, we focused on the EDA collected during the interaction with the robot in the experimental group. We carried out a 6 (Frequencies) X 2 (Images) ANOVA on SCR to test whether the frequency of vibrations modulates EDA.

Before all these analyses, we ensured that all variables were normally distributed, using Shapiro-Wilk test ($p < 0.05$). Given that all factors with repeated measures have two levels, the sphericity assumption was always fulfilled. For all ANOVAs, Images, Conditions and Frequencies corresponded to repeated measures factors. For all results, only significant effects at $p < 0.05$ are reported.

3. Results

3.1. EDA increases for stressful pictures

An individual trial exemplifying the variation of SCR in response to calming and stressful images is displayed on the Figure 1 (B). The 2 (Images) ANOVA performed on SCR revealed a main effect of Images ($F(1,49) = 16.30, p < 0.01$), Phasicmax ($F(1,49) = 13.143, p < 0.001$) and Ampsum ($F(1,49) = 16.382, p < 0.001$): the three EDA indices were higher for stressful than for calming pictures.

3.2. Interacting with the ball lowers SCR

Figure 3 (top panels) illustrate SCR as a function of Images and Group in the pre-test and post-test condition. The 2 (Images) X 2 (Group) ANOVA carried out on the pre-post difference in SCR evidenced a main effect of Images ($F(1,23) = 4.582, p < 0.05$) and an Images x Group interaction ($F(1,23) = 4.948,$

$p < 0.05$). Subsequent post-hoc analyses using Holm correction revealed that in the experimental group, the pre-post difference was lower for stressful than for calming images ($p < 0.003$, Figure 3A). As for the control group, SCR did not change significantly between pre-test and post-test (Figure 3B).

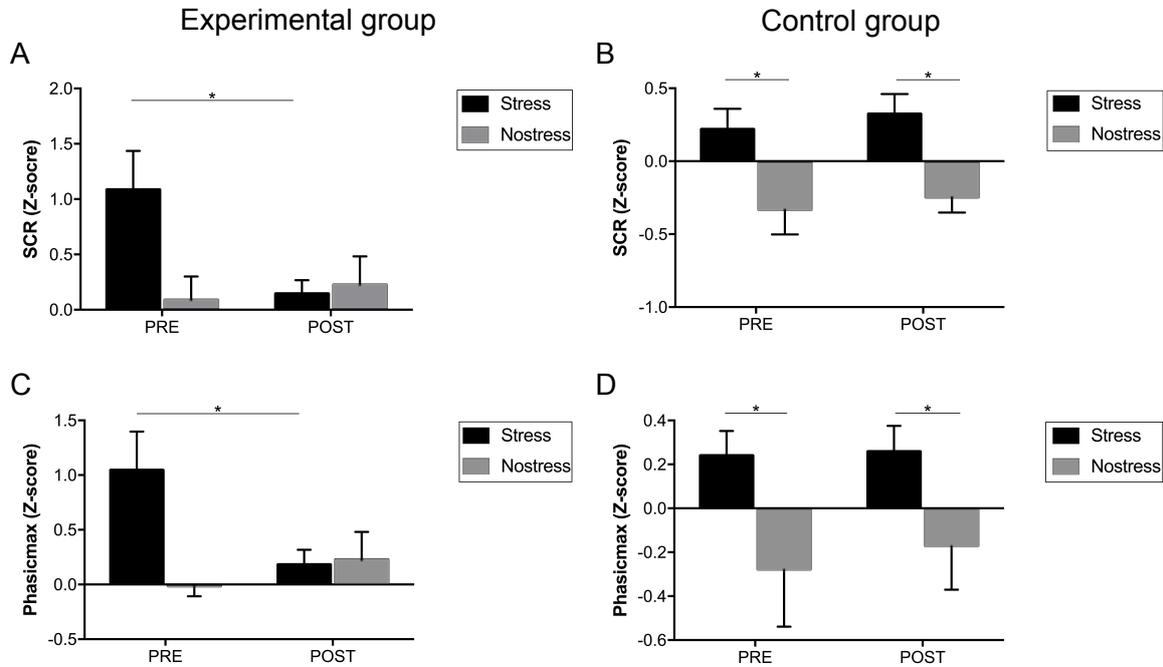


Fig. 3. A. Skin conductance response within response window (SCR, Z-score) recorded before and after interacting with the haptic robot. **B.** Skin conductance response within response window (SCR, Z-score) recorded before and after but without interaction with the haptic robot. **C.** Maximum of phasic activity within response window (Phasicmax, Z-score) recorded before and after interacting with the haptic robot. **D.** Maximum of phasic activity within response window (SCR, Z-score) recorded before and after but without interaction with the haptic robot. Vertical bars depict the standard error of the mean (SEM), asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

3.3. Interacting with the ball lowers Phasicmax

Figure 3 (bottom panels) illustrate Phasicmax as a function of Conditions and Images. The same ANOVA realized on the pre-post difference highlighted a main effect for Images ($F(1,23) = 5.947$, $p < 0.001$) and an Images \times Group interaction ($F(1,23) = 4.320$, $p < 0.05$). Further post-hoc analysis with Holm correction of the latter interaction showed that, in the experimental group, Phasicmax was lower in

the post-test than in the pre-test condition ($p < 0.01$, Figure 3C). Phasimax did not change between pre-test and post-test in the control group (Figure 3D). Finally, the same ANOVA performed on Ampsum index only exhibited a main effect for Images only ($F(1,23) = 4.972$, $p < 0.05$).

3.4. Interacting with robot lowers anxiety

STAI-Y-1 scores as a function of Group and Conditions are depicted on Figure 4. First, the 2 (Conditions) X 2 (Group) ANOVA evidenced a main effect of Conditions ($F(1,26) = 8.373$, $p < 0.01$) and a Conditions x Group interaction ($F(1,26) = 6.165$, $p < 0.03$) on STAI-Y-1 score. Post-hoc analysis with Holm adjustment revealed that STAI score was lower after the interaction with the ball in the experimental group only ($p < 0.004$).

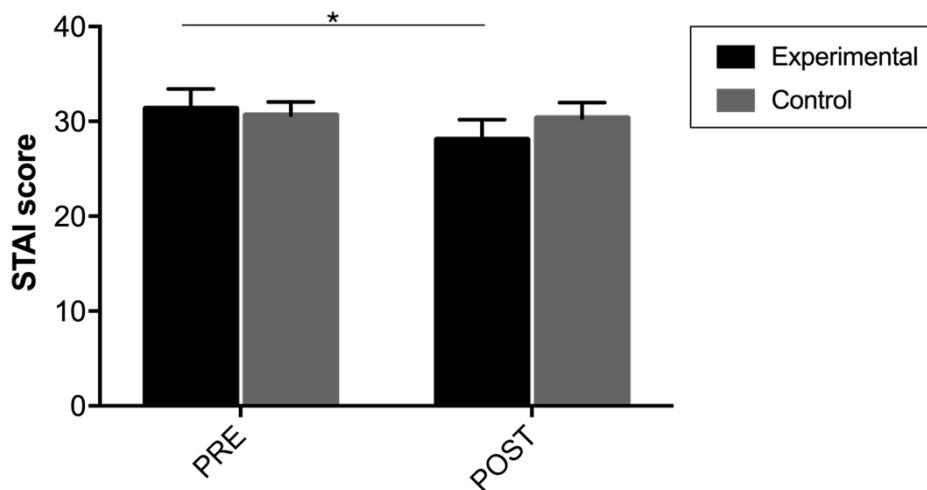


Fig. 4. STAI-Y-1 score between pre-test and post-test condition in both groups. Vertical bars depict standard error of the mean (SEM), asterisks indicate the statistical significance levels (* for 0.05).

3.5. Users enjoyed playing with the ball

One-sample t-tests evidenced that PAD scores felt below zero for pairs of adjectives on the pleasure and arousal subscales ($p < 0.05$). Participants reported they felt ‘pleased’, ‘amused’, ‘satisfied’, ‘hopeful’, ‘content’, ‘happy’ (Figure 5A), “wide awake”, “calm” and “animated” (Figure 5B). The same analysis carried out on the sensory questionnaire revealed five significant judgements: participants

described their vibrotactile experience as ‘pleasant’, ‘comfortable’, ‘attractive’, ‘affective’, ‘soothing’ (Figure 5C), ‘undulating’, ‘soft’, ‘energetic’, and ‘elastic’ ($p < 0.05$).

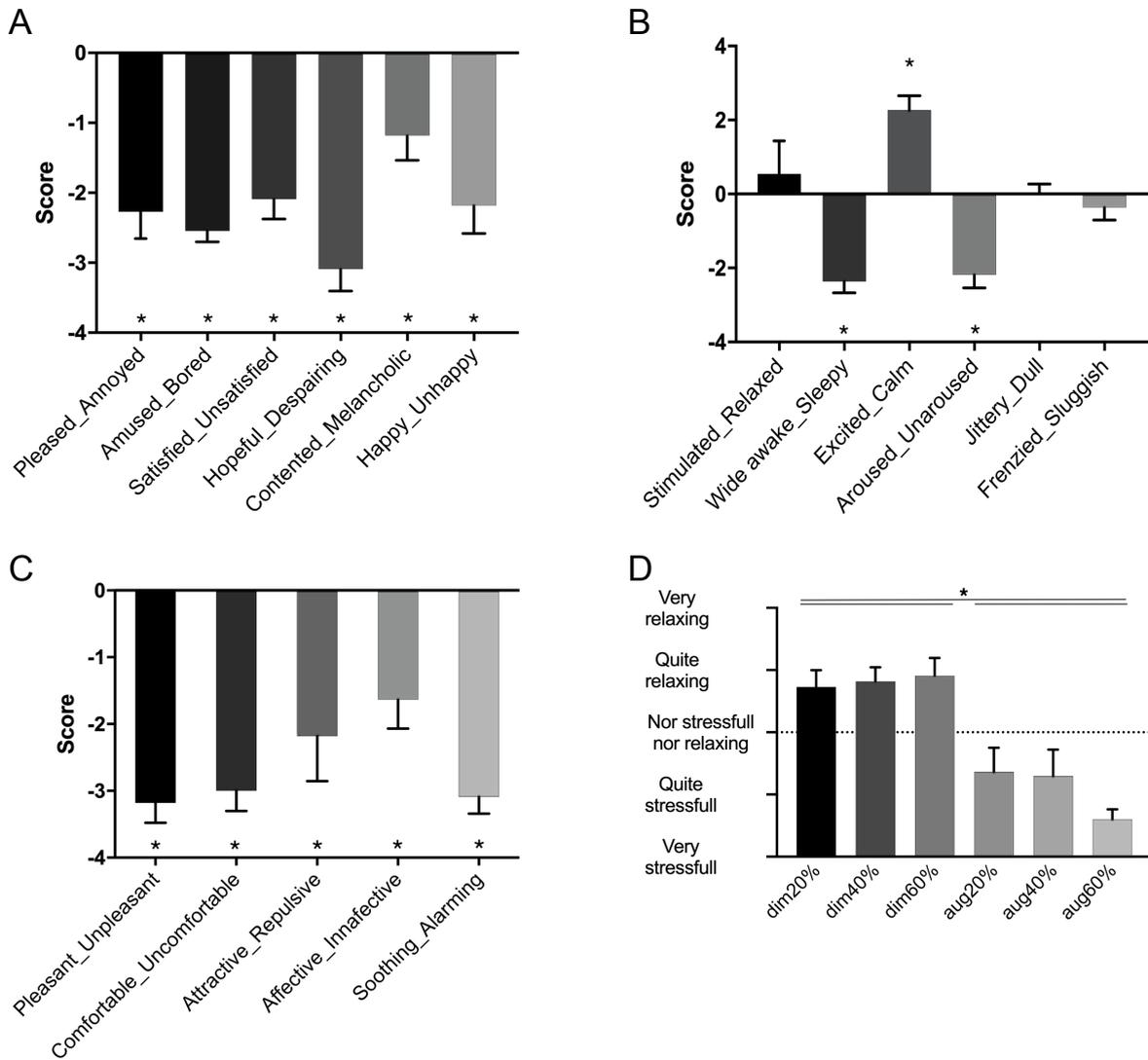


Fig. 5. **A.** Pleasure subscale (PAD). **B.** Arousal subscale (PAD). **C.** Adjectives used to describe the vibrotactile sensation produced by the haptic robot. **D.** Emotional state according to different vibration frequencies. Vertical bars depict standard error of the mean (SEM), asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

3.6. *Slow frequencies are preferred*

The 6 (Frequencies) ANOVA on preference scores exhibited a significant effect of Frequencies ($F(5.40) = 12.00, p < 0.001$). Holm's post-hoc analysis showed that slower frequencies (-20%, -40%, -60%) were rated as more relaxing ($p < 0.005$) comparing to faster ones (+ 20%; + 40%, + 60%), (Figure 5D).

3.7. *Instantaneous frequency was changed*

The 6 (Frequencies) X 2 (Images) ANOVA carried out on the instantaneous frequency displayed the main effect of Frequencies ($F(5.65) = 4.698, p < 0.001$), meaning that participants tend to coordinate themselves with the robot. Spontaneous frequencies of the participants were quite variable, ranging from 0.27 to 1.48 Hz with standard deviation of 0.33.

3.8. *Detuning and stress modulate RP variability*

Figure 6A pictures the effect of Frequencies and Images on RP variability. The 6 (Frequencies) X 2 (Images) ANOVA carried out on the SD of RP evidenced a main effect of Frequencies ($F(5.65) = 4.302, p < 0.002$) and a Frequencies x Images interaction ($F(5.65) = 2.390, p < 0.05$). Polynomial contrast on Frequencies revealed a significant quadratic trend ($t(65) = 3.919, p < 0.001$). Customized contrast exhibited a significant difference between stressful and calming pictures at aug40 ($t(69.201) = -2.286, p < 0.025$).

The same ANOVA performed on the range of unwrapped RP (Figure 6B) exhibited a main effect of Frequencies ($F(5.65) = 2.754, p < 0.03$), and a Frequencies x Stimulus interaction ($F(5.65) = 2.847, p < 0.03$). Polynomial contrast on Frequencies revealed a significant quadratic trend, ($t(65) = 2.209, p < 0.031$). Customized contrast highlighted a significant difference between stressful and calming images at aug60 ($t(36.965) = -2.588, p < 0.014$).

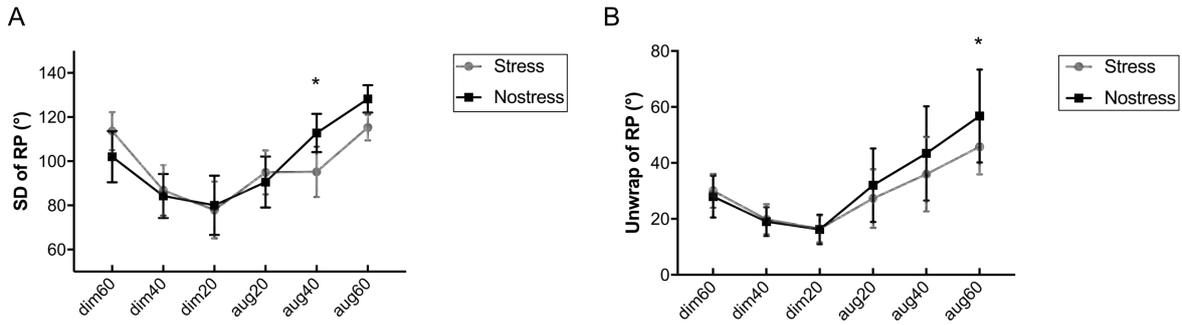


Fig. 6. A. Variability of relative phase (SD of RP) B. Unwrap of relative phase. Vertical bars depict standard error of the mean (SEM), asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

3.9. Detuning modulate SCR

Figure 7 illustrates the effect of Frequencies and Images on SCR. The 6 (Frequencies) X 2 (Images) ANOVA performed on the SCR only evidenced a main effect of Frequencies ($F(5,50) = 2.733, p < 0.03$). Simple contrast on Frequencies revealed a significant effect on the comparison dim60-dim20 ($t(50) = 2.244, p < 0.03$). It is noteworthy that a tendency toward statistical significance was also observed for the Frequencies x Images interaction ($p = 0.054$).

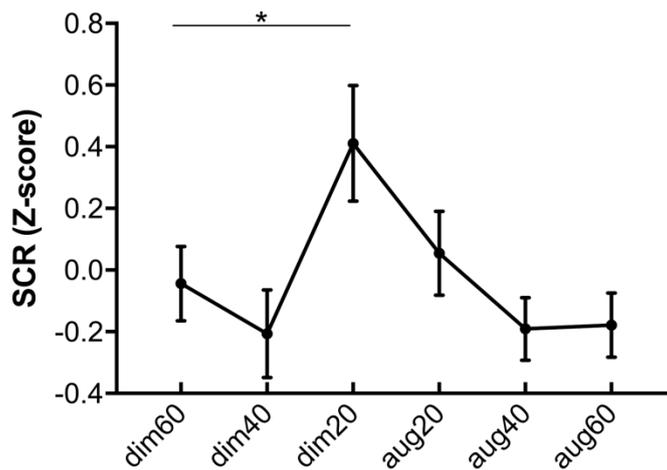


Fig. 7. Variation of skin conductance response (Z-score) to different robot vibrations. Vertical bars depict standard error of the mean (SEM), asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

4. Discussion

Using a pre-post paradigm with a control group, we assessed the effect of squeezing a vibrating ball on anxiety and arousal. Participants were exposed to calming or stressful images, which modulated their arousal (cf. Hypothesis 1). In the stress-inducing condition, arousal decreased when the vibrating ball was squeezed (cf., hypothesis 2). The haptic interaction also reduced anxiety (cf., Hypothesis 3). Overall, users enjoyed the interaction (cf. Hypothesis 4), preferring slow ball vibration, however. There was also a relationship between arousal and coordination stability, modulated by the detuning between hand squeezing and ball vibration (hypotheses 5-6).

4.1. Stress balls as stress relievers

Our data showed that participants preferred the ball to vibrate at frequencies lower than their spontaneous frequency. Moreover, the variability between the spontaneous frequencies of participants was quite large. This implies that future anti-stress robots should record and adapt their vibrations to human movements. Fortunately, Hopf's model can be easily extended in this direction: Righetti et al., (2009) developed an adaptive Hopf oscillator that locks in phase with the frequency of the input.

If stress balls are intended for use in clinical populations, they should produce rapid, noticeable, and systematic anxiety decreases. Simple, non-vibrating balls have been showed to reduce stress during hemodialysis (Kasar et al., 2020), but failed to do so during dental treatment (Torres-Gomez et al., 2021) and skin surgery (Yanes et al., 2018). Linking the subjective experience to physical parameters is tricky: what works for a particular individual depends on that person's preferences. In (Torres-Gomez et al., 2021) study, participants commented that the stress ball used was either too firm, too big, or too small, which could have prevented them from benefiting from its use. Our data suggest that trying to relate the user's vibrotactile experience to engineering parameters, the participants' preferred frequencies should be taken into account.

4.2. Arousal and stability

Arousal, movement, and anxiety were already linked in the literature (Pendry & Vandagriff, 2019; Riley et al., 2013), (Matiz et al., 2020)(Edelson et al., 1999). We add to this evidence by sketching a linkage between arousal and coordination stability. Our data showed that when the haptic coordination

between hand squeezing and vibrating ball was most stable, arousal was greater. Likewise, when arousal was raised by watching stressful pictures, the stability of coordination increased.

Such a relationship between stability and arousal was also reported by Zhang et al., (2016). In Zhang's study, participants oscillated their index while watching a virtual partner do the same. In the bilateral visual coordination, for stable coordination patterns, arousal was greater. Our data flesh out this picture by sketching a bidirectional link between stability and stress/arousal: not only does stability affect arousal but in turn, stress affects stability.

This experimental evidence is part of a bigger picture illustrating the interplay between neuromuscular and 'mental' processes in coordination. For stable coordination patterns attentional cost is low (Temprado et al., 1999) (Kostrubiec et al., 2013), metabolic energy expenditure reduced (Lay et al., 2005), and, as it appears now, arousal heightened. To further explain our data, we may thus refer to the well-known (Kahneman, 1973) model of attention.

Let's imagine the 20-second period following the image removal as a dual-task period, where the participant must divide his/her attentional resources between maintaining the image in short-term memory and squeezing the ball. When the frequency of the ball is low, the haptic coordination is stable and produced at a low attentional cost: attention is free to maintain the memory of the picture so that arousal remains height. Now, when the frequency of movements is high and coordination stability low, attentional resources are exceeded. Participant must choose between focusing attention on the movement or on the memory of the picture. Possibly, s/he is more likely to devote his/her attention to stabilizing coordination after viewing stressful images.

4.3. Ambitions, limits, and future directions

At the beginning of this project, we decided to develop a prototype of a vibrating stress ball, instead of studying haptic processes in a laboratory context. The risk was to build just an immature proof of concept, the gain lay in the possibility a rich range of meaningful issues might be revealed that would have otherwise remained hidden.

While our study focuses on the frequency of ball vibrations, many other parameters deserve to be studied: not only the vibrotactile parameters, such as the amplitude or the waveform of vibration, but

also the tactile properties of the materials composing the ball: the roughness of its cover, the viscoelasticity, granularity and deformability of its padding, etc. (Cavdan et al., 2019; Muramatsu et al., 2013) Because the sensory and hedonic analyses of stress balls are lacking, we were inspired by studies of Seo and Aravidan (2015, Iii et al., 2009; Yohanan and MacLean, 2012), and performed numerous trials and errors, to select presumably most pleasant materials for our robot. All in all, although participants rated our robotic ball as 'undulating', 'soft', 'energetic', 'elastic', and overall pleasant, further studies should be developed to select the best materials to be used for stress balls.

This is of paramount importance given that the vibrating ball was developed with the idea of offering it as a stress reliever for people with autism spectrum disorder (ASD), displaying unusual sensory and hedonic preferences (Bogdashina, 2010). One of the diagnostic features of ASD are motor stereotypies, called 'stims': hand-flapping, body rocking, etc. (DSM-V, 2013). Long suppressed by therapists, they start to be envisioned as stress regulators in the population often suffering from anxiety and overarousal (Keller et al., 2021). However, because the stims may stigmatize persons with ASD in social situations, clinicians seek to give them a socially acceptable form. Squeezing the vibrating balls may be a helpful alternative, provided the ball is perfectly safe and resistant to perforation. Further studies should involve not only larger sample sizes, but also persons displaying motor stereotypies and the disorders of anxiety and arousal.

The greatest challenge lies in the manipulation of anxiety levels. We noted that the lower increase in EDA could be due to the repeated presentation of stressful stimuli. Even though all the images are different, the participant could grow accustomed to the affective impact of the stimuli and therefore the first image will not have the same emotional impact as the last. Future studies should take place in more ecological, anxiety-provoking contexts.

5. Conclusion

We evaluated the effect of squeezing a vibrating stress ball on anxiety and arousal. Participants watched stressful or calming pictures and then squeezed the ball for 20 s. As predicted, the ball acted as a stress reliever: EDA and anxiety decreased after this haptic interaction. Interestingly, the stability of

haptic coordination affected arousal: when coordination was most stable, EDA was greatest. Overall, participants enjoyed interacting with the vibrating ball, giving preference to vibrations below their preferred movement frequency.

Acknowledgements. We thank Teresa Blicharska for proofreading, spell checking and grammar checking of the manuscript. The authors wish to thank all persons who participated in this study.

Funding Statement. This work was funded by APR19 and the Occitane Region - Doctoral grants.

Competing Interests. The authors declare that they have no competing interests.

Authors' Contributions.

CB: conceptualization, methodology, software, investigation, data curation, formal analysis, resources, writing - original draft, visualization

JCB: conceptualization, software, resources, supervision, writing – review and editing

JK: conceptualization, supervision, writing – review and editing

VK: funding acquisition, conceptualization, supervision, writing – review and editing, project administration

References

- Ahmadi, A., Mangieri, E., Maharatna, K., & Zwolinski, M. (2009). Physical realizable circuit structure for adaptive frequency Hopf oscillator. *2009 Joint IEEE North-East Workshop on Circuits and Systems and TAISA Conference*, 1-4. <https://doi.org/10.1109/NEWCAS.2009.5290482>
- Amazeen, P. G., Schmidt, R. C., & Turvey, M. T. (1995). Frequency detuning of the phase entrainment dynamics of visually coupled rhythmic movements. *Biological Cybernetics*, *72*(6), 511-518. <https://doi.org/10.1007/BF00199893>
- Batschelet, E. (1981). *Circular statistics in biology*. Academic Press.
- Beckmann, J., Fimpel, L., & Wergin, V. V. (2021). Preventing a loss of accuracy of the tennis serve under pressure. *PLOS ONE*, *16*(7), e0255060. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0255060>
- Beckmann, J., Gröpel, P., & Ehrlenspiel, F. (2013). Preventing motor skill failure through hemisphere-specific priming : Cases from choking under pressure. *Journal of Experimental Psychology: General*, *142*(3), 679-691. <https://doi.org/10.1037/a0029852>
- Benedek, M., & Kaernbach, C. (2010). A continuous measure of phasic electrodermal activity. *Journal of Neuroscience Methods*, *190*(1), 80-91. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.04.028>
- Bernat, E., Patrick, C. J., Benning, S. D., & Tellegen, A. (2006). Effects of picture content and intensity on affective physiological response. *Psychophysiology*, *43*(1), 93-103. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2006.00380.x>
- Bogdashina, O. (2010). *Autism and the edges of the known world: Sensitivities, language, and constructed reality*. Jessica Kingsley.
- Boucsein, W. (2012). *Electrodermal Activity*. Springer US. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1126-0>
- Braithwaite, J. J., Watson, D. G., Jones, R., & Rowe, M. (2015). *A Guide for Analysing Electrodermal Activity (EDA) & Skin Conductance Responses (SCRs) for Psychological Experiments*. <https://doi.org/10.1007/s10948-012-1909-2>
- Buchli, J., Righetti, L., & Ijspeert, A. J. (2006). Engineering entrainment and adaptation in limit cycle systems : From biological inspiration to applications in robotics. *Biological Cybernetics*, *95*(6), 645-664. <https://doi.org/10.1007/s00422-006-0128-y>
- Cavdan, M., Doerschner, K., & Drewing, K. (2019). The many dimensions underlying perceived softness : How exploratory procedures are influenced by material and the perceptual task. *2019 IEEE World Haptics Conference (WHC)*, 437-442. <https://doi.org/10.1109/WHC.2019.8816088>
- Cheng, M., Kato, M., Saunders, J. A., & Tseng, C. (2020). Paired walkers with better first impression synchronize better. *PLOS ONE*, *15*(2), e0227880. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0227880>
- Detandt, S. (s. d.). *A French Translation of the Pleasure Arousal Dominance (PAD) Semantic Differential Scale for the Measure of Affect and Drive*. 15.
- DSM-V. (2013). American Psychiatric Association Diagnostic and Statistical Manual of Mental

- Disorders. In *SpringerReference*. Springer-Verlag.
http://www.springerreference.com/index/doi/10.1007/SpringerReference_179660
- Edelson, S. M., Edelson, M. G., Kerr, D. C. R., & Grandin, T. (1999). Behavioral and Physiological Effects of Deep Pressure on Children With Autism : A Pilot Study Evaluating the Efficacy of Grandin's Hug Machine. *The American Journal of Occupational Therapy*, *53*(2), 145-152.
<https://doi.org/10.5014/ajot.53.2.145>
- GALLUP. (2020). *Global Emotions Report*. www.gallup.com
- Grös, D. F., Antony, M. M., Simms, L. J., & McCabe, R. E. (2007). Psychometric properties of the State-Trait Inventory for Cognitive and Somatic Anxiety (STICSA) : Comparison to the State-Trait Anxiety Inventory (STAI). *Psychological Assessment*, *19*(4), 369-381.
<https://doi.org/10.1037/1040-3590.19.4.369>
- Haken, H., Kelso, J. A., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, *51*(5), 347-356.
- Hove, M. J., & Risen, J. L. (2009). It's All in the Timing : Interpersonal Synchrony Increases Affiliation. *Social Cognition*, *27*(6), 949-960. <https://doi.org/10.1521/soco.2009.27.6.949>
- Jensen, O., & Mazaheri, A. (2010). Shaping Functional Architecture by Oscillatory Alpha Activity : Gating by Inhibition. *Frontiers in Human Neuroscience*, *4*.
<https://doi.org/10.3389/fnhum.2010.00186>
- Kahneman, D. (1973). *Attention and Effort* (Prentice-Hall).
- Kasar, K. S., Erzincanli, S., & Akbas, N. T. (2020). The effect of a stress ball on stress, vital signs and patient comfort in hemodialysis patients : A randomized controlled trial. *Complementary Therapies in Clinical Practice*, *41*, 101243. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2020.101243>
- Keller, R., Costa, T., Imperiale, D., Bianco, A., Rondini, E., Hassiotis, A., & Bertelli, M. O. (2021). Stereotypies in the Autism Spectrum Disorder : Can We Rely on an Ethological Model? *Brain Sciences*, *11*(6), 762. <https://doi.org/10.3390/brainsci11060762>
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns : The self-organization of brain and behavior*. MIT Press.
- Kostrubiec, V., Danna, J., & Zanone, P.-G. (2013). Co-variation between graphic pattern stability and attentional cost : A clue for the difficulty to produce handwritten traces. *Human Movement Science*, *32*(5), 1010-1025. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.12.005>
- Kurdi, B., Lozano, S., & Banaji, M. R. (2017). Introducing the Open Affective Standardized Image Set (OASIS). *Behavior Research Methods*, *49*(2), 457-470. <https://doi.org/10.3758/s13428-016-0715-3>
- Launay, J., Dean, R. T., & Bailes, F. (2014). Synchronising movements with the sounds of a virtual partner enhances partner likeability. *Cognitive Processing*, *15*(4), 491-501.
<https://doi.org/10.1007/s10339-014-0618-0>
- Lay, B. S., Sparrow, W. A., & O'Dwyer, N. J. (2005). The metabolic and cognitive energy costs of stabilising a high-energy interlimb coordination task. *Human Movement Science*, *24*(5-6),

- 833-848. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.10.009>
- Matiz, A., Guzzon, D., Crescentini, C., Paschetto, A., & Fabbro, F. (2020). The role of self body brushing vs mindfulness meditation on interoceptive awareness : A non-randomized pilot study on healthy participants with possible implications for body image disturbances. *European Journal of Integrative Medicine*, *37*, 101168. <https://doi.org/10.1016/j.eujim.2020.101168>
- Mueller, S. M., Martin, S., & Grunwald, M. (2019). Self-touch : Contact durations and point of touch of spontaneous facial self-touches differ depending on cognitive and emotional load. *PLOS ONE*, *14*(3), e0213677. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0213677>
- Muramatsu, Y., Niitsuma, M., & Thomessen, T. (2013). Building a cognitive model of tactile sensations based on vibrotactile stimuli. *2013 IEEE 4th International Conference on Cognitive Infocommunications (CogInfoCom)*, 149-154. <https://doi.org/10.1109/CogInfoCom.2013.6719231>
- Pendry, P., & Vandagriff, J. L. (2019). Animal Visitation Program (AVP) Reduces Cortisol Levels of University Students : A Randomized Controlled Trial. *AERA Open*, *5*(2), 233285841985259. <https://doi.org/10.1177/2332858419852592>
- Rennung, M., & Göritz, A. S. (2016). Prosocial Consequences of Interpersonal Synchrony : A Meta-Analysis. *Zeitschrift Für Psychologie*, *224*(3), 168-189. <https://doi.org/10.1027/2151-2604/a000252>
- Righetti, L., Buchli, J., & Ijspeert, A. J. (2009). Adaptive Frequency Oscillators and Applications. *The Open Cybernetics & Systemics Journal*, *3*(2), 64-69. <https://doi.org/10.2174/1874110X00903020064>
- Riley, J., Corkhill, B., & Morris, C. (2013). The Benefits of Knitting for Personal and Social Wellbeing in Adulthood : Findings from an International Survey. *British Journal of Occupational Therapy*, *76*(2), 50-57. <https://doi.org/10.4276/030802213X13603244419077>
- Rosenblum, M., Pikovsky, A., Kurths, J., Schäfer, C., & Tass, P. (2001). Phase synchronisation : From theory to data analysis. In *Handbook of biological physics* (F. Moss&S. Gielen, p. 279-321). Elsevier.
- Russell, J. A. (1980). A circumplex model of affect. *Journal of Personality and Social Psychology*, *39*(6), 1161-1178. <https://doi.org/10.1037/h0077714>
- Schmidt, R. C., Bienvenu, M., Fitzpatrick, P. A., & Amazeen, P. G. (1998). A comparison of intra- and interpersonal interlimb coordination : Coordination breakdowns and coupling strength. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *24*(3), 884-900. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.24.3.884>
- Sch ner, G., & Kelso, J. A. S. (1988). A synergetic theory of environmentally-specified and learned patterns of movement coordination : I. Relative phase dynamics. *Biological Cybernetics*, *58*(2), 71-80. <https://doi.org/10.1007/BF00364153>
- Seifi, H., Zhang, K., & MacLean, K. E. (2015). VibViz : Organizing, visualizing and navigating

- vibration libraries. *2015 IEEE World Haptics Conference (WHC)*, 254-259. <https://doi.org/10.1109/WHC.2015.7177722>
- Temprado, J.-J., Zanone, P.-G., Monno, A., & Laurent, M. (1999). Attentional load associated with performing and stabilizing preferred bimanual patterns. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *25*(6), 1579-1594. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.25.6.1579>
- Torres-Gomez, J., Arnason, Sc., Hoopes, Wl., & Vandewalle, Ks. (2021). Management of dental anxiety via distraction technique. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, e350-e356. <https://doi.org/10.4317/jced.57660>
- Tschacher, W., Rees, G. M., & Ramseyer, F. (2014). Nonverbal synchrony and affect in dyadic interactions. *Frontiers in Psychology*, *5*. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01323>
- Varni, G., Volpe, G., & Camurri, A. (2010). A System for Real-Time Multimodal Analysis of Nonverbal Affective Social Interaction in User-Centric Media. *IEEE Transactions on Multimedia*, *12*(6), 576-590. <https://doi.org/10.1109/TMM.2010.2052592>
- Wu, J. Z., Sinsel, E. W., Warren, C. M., & Welcome, D. E. (2018). An evaluation of the contact forces on the fingers when squeezing a spherical rehabilitation ball. *Bio-Medical Materials and Engineering*, *29*(5), 629-639. <https://doi.org/10.3233/BME-181013>
- Yanes, A. F., Weil, A., Furlan, K. C., Poon, E., & Alam, M. (2018). Effect of Stress Ball Use or Hand-holding on Anxiety During Skin Cancer Excision: A Randomized Clinical Trial. *JAMA Dermatology*, *154*(9), 1045. <https://doi.org/10.1001/jamadermatol.2018.1783>
- Yohanan, S., & MacLean, K. E. (2012). The Role of Affective Touch in Human-Robot Interaction: Human Intent and Expectations in Touching the Haptic Creature. *International Journal of Social Robotics*, *4*(2), 163-180. <https://doi.org/10.1007/s12369-011-0126-7>
- Zhang, M., Dumas, G., Kelso, J. A. S., & Tognoli, E. (2016). Enhanced emotional responses during social coordination with a virtual partner. *International Journal of Psychophysiology*, *104*, 33-43. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2016.04.001>

ETUDE 2

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

Clément Blanc¹, Jean-Christophe Buisson², Jeanne Kruck¹, Viviane Kostrubiec^{1,3}

¹ Center for Studies and Research on Health Psychopathology and Psychology (CERPPS), University of Toulouse 2 Jean Jaurès, Toulouse, France

² Institut de Recherche en Informatique de Toulouse – UMR 5505, CNRS – University of Toulouse 3 Paul Sabatier, Toulouse, France

³ University of Toulouse 3 Paul Sabatier, Toulouse, France

Résumé

Nous avons évalué l'effet de la coordination haptique sur l'anxiété et l'arousal. Les participants ont regardé une image stressante ou apaisante, puis ont pressé à plusieurs reprises une balle anti-stress vibrante pendant 20 secondes. En utilisant un paradigme pré-post, nous avons évalué respectivement l'anxiété et l'activation à l'aide de l'Inventaire d'anxiété État-Trait et de l'activité électrodermale. Nous avons montré que l'arousal était modulé par les images stressantes ou apaisantes dans les deux groupes. De plus, les participants avec TSA avaient un niveau d'arousal plus élevé au repos que les participants typiques. Dans l'ensemble, les participants ont apprécié l'interaction avec la balle vibrante et ont évalué les vibrations lentes comme relaxantes. Enfin, nous avons constaté que la stabilité de la coordination haptique affectait l'arousal et que le traitement sensoriel affectait l'anxiété. La stabilité de la coordination haptique a été manipulée en faisant varier le désaccord entre la fréquence spontanée du participant et la fréquence intrinsèque de vibration de la balle.

Mots clés : coordination haptique, anxiété, robotique, trouble du spectre de l'autisme, activité électrodermale, perception-action

Abstract

We evaluated the effect of haptic coordination on anxiety and arousal. Participants looked at a stressful or calming picture and then repeatedly squeezed a vibrating stress ball for 20 s. Using a pre-post paradigm, we assessed anxiety and arousal, by the State-Trait Anxiety Inventory and electrodermal activity, respectively. We showed that arousal was modulated by stressful or calming images in both groups. Moreover, participants with ASD had a higher level of arousal at rest, compared to TD. Overall, participants enjoyed the interaction with the vibrating ball and rated slow vibrations as relaxing. Finally, we found that coordination stability affected arousal, and sensory processing affected anxiety. The stability of haptic coordination was manipulated by varying the detuning between the preferred squeezing frequency and the intrinsic frequency of ball vibration.

Keywords: Haptic coordination, anxiety, robotic, autism spectrum disorder, electrodermal activity, perception-action

1. Introduction

Each day, over a third of adults, experience stressful events (GALLUP, 2020). When stress becomes persistent and characterized by excessive worrying, it can lead to anxiety and have detrimental effects on mental and physical health. In Autism Spectrum Disorder (ASD), the prevalence of anxiety is high, with the estimates of prevalence varying from 14% to 85% (Mazefsky et al., 2008; van Steensel & Heeman, 2017). Stress in ASD has been associated with lower life satisfaction and greater social difficulties (Gotham et al., 2015), and loneliness (White & Roberson-Nay, 2009). In the search for stress reducers in ASD, we constructed a robotic ball to be squeezed and we tested its effect on emotional arousal in persons with ASD and in typically developed controls using operational tools of Coordination Dynamics (Kelso, 1995).

1.1 Emotional dysregulation in ASD

Autism Spectrum Disorder is a neurodevelopmental disorder with deficits in communication and social interactions and with restricted and repetitive behaviors (DSM-V). In addition to these diagnostic criteria (DSM-V), many individuals with ASD suffer from anxiety (Bogdashina, 2013; Fournier et al., 2010). The difficulties are manifested by emotional hyperarousal and, in severe cases, lead to impressive anxiety attacks, aggression, or even self-harm. They are related to sensory overwhelming, as testified by a person with ASD: "I feel overwhelmed with sensations, emotions, and thoughts racing through my head and I desperately seek anything that will give me relief and provide a single point of focus to bring clarity" (Forshaw, 2020).

The high levels of anxiety in ASD were related to anomalous patterns of brain activation in an emotion-induced context and to disrupted cognitive, physiological, and neural mechanisms of emotional regulation (Berkovits et al., 2017; Konstantareas & Stewart, 2006; Mazefsky et al., 2013; Mazefsky & White, 2014; Samson et al., 2014). Because of this disruption, individuals with ASD specifically rely on perceptual-motor strategies of anxiety reduction, such as self-generated touch.

Experimental work in TD individuals evidenced that petting animals (Pendry & Vandagriff, 2019), knitting (Riley et al., 2013), self-brushing (Matiz et al., 2020), self-squeezing in 'hug machine' (Edelson et al., 1999) or even simply produce repetitive movements (Troisi, 2002) are stress reducing. Brain

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

research suggested that haptic sensations produced by repeated hand contractions trigger inhibiting bouts of alpha rhythms (Cross-Villasana et al., 2015) protecting the nervous system against emotional overarousal (Jensen & Mazaheri, 2010).

In this light, restricted and repetitive behaviors such as rocking and flapping serve as perceptual-motor strategies for stress reduction in ASD (Kapp et al., 2019). In social situations, however, they can stigmatize individuals with ASD, so clinicians are looking for a socially acceptable form for them. Hoping to exploit the calming effect of self-generated touch on stress, we developed a robotic, vibrating stress ball to be squeezed (Blanc et al., 2022, in press).

1.2 Robotics in ASD

Robotic assistance in ASD began in 1976 with the pioneering study by Weir and Emanuel (1976) in which children with ASD played with a remote-controlled robot named "Lego". A few years later, the AURORA project (Dautenhahn, 1999) was born and gave considerable impetus to the field. During the following decades, more than 30 robots have been designed for them (Cabibihan et al., 2013). The design of these robots can vary from animal-like forms ("Diskcat", "Jumbo" (Michaud et al., 2003), "Paro" (Wada & Shibata, 2006)), to humanoid forms ("KASPAR" (Robins et al., 2007), "Nao" (Gillesen et al., 2011)) with a range of motor and socio-emotional capabilities. Most of these studies, however, focus on the learning of social skills (for a review, Cabibihan et al., 2013) and only a few rare works have been devoted to emotion. For example, children with ASD who used Keepon showed lower level of emotional response intensity, compared to the control group (Costescu et al., 2017). Similarly, Javed & Park, (2019) showed that using Romo, a penguin robot, had beneficial effects on emotion regulation for children with ASD.

Despite the construction of numerous prototypes dedicated to ASD (Cabibihan et al., 2013; E. S. Kim et al., 2013; Pennisi et al., 2016), robots are still not used in clinics. Technically efficient, they are often built without considering the realities of the field (Kostrubiec & Kruck, 2020). Wearing a seal-like or a dinosaur-like robot in public is not the most convenient and necessarily draws attention to its user. Thus, in the case of anxiety that may arise in public places, this solution would not be appropriate

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

and may even worsen the users' stress levels. A small robotic ball generating vibrations appears as a more socially acceptable stress reductor.

1.3 Affective haptics

To design the robotic vibrating ball, we turned to affective robotics. Since the 2000s they have sought to exploit vibrotactile interfaces to induce emotions (Kelling et al., 2016; Hasegawa, 2019; Paredes & Chan, 2011; Wada & Shibata, 2006; T. Azevedo et al., 2017; Zhou et al., 2020; Sefidgar et al., 2016). A vibration library (i.e., VibViz) was created to allow one to assess the relationship between the physical parameters of vibration (e.g., frequency, amplitude, waveform) and its affective impact (e.g., pleasant, comfortable, etc. ; (Seifi et al., 2015). Based on these observations, Kelling et al. (2016) developed a sleeve embedded with actuators producing of dynamic vibration patterns, "Good Vibes", to help people who suffer from stress. Azevedo et al., (2017) and Zhou et al. (2020) demonstrated that a simple heartbeat vibration provided by a haptic device regulates physiological response.

The experimental procedures used, stemming from psychophysics (Verrillo, 1985), lacked ecological validity, as participants were only asked to evaluate the affective impact of vibrotactile stimuli while keeping their hand motionless. In contrast, haptic robots involve active touch (Gibson, 1962) through squeezing, stroking, patting, and rubbing (Yohanan & MacLean, 2012). In active touch situations, mechanoreceptors do not passively receive tactile inputs: carried by motor effectors, they actively collect, structure, and modulate tactile sensation (Blakemore et al., 1998; Gibson, 1962; Lederman & Taylor, 1972; Turvey, 1996). Therefore, it is necessary to consider the human hand movement to see if it affects the user's vibrotactile experience.

1.4 Vibrating ball and haptic coordination

In our experimental paradigm, vibrating actuators are inserted inside an elastic ball to be squeezed. The hand applies a force to compress the ball, which then exerts an equal and opposite force on the hand due to its elasticity. This force may be seen as a restoring force, causing the hand to oscillate back and forth around its initial position as the ball is squeezed and released. The vibration of actuators produces additional elastic and vibrational forces propagating in different directions.

Actuators vibration was generated using the *nonlinear Hopf oscillator*, often exploited in gait simulations (Ahmadi et al., 2009; Buchli et al., 2006; Righetti et al., 2009). The originality of the model lies in its ability to simulate the behavior of living systems. Firstly, because of its nonlinearity, it displays a *preferred oscillation frequency* that remains stable despite any disturbances that may arise. Secondly, it can learn new preferred frequencies from environmental stimuli.

The whole system consisting of a hand squeezing the vibrating ball controlled by the Hopf model can be viewed as a two-part system of force-coupled oscillators, which can be analyzed using Coordination Dynamics. (Kelso, 1995). For forty years, researchers from this framework developed theoretical and operational tools to describe coupling in living systems. It has been shown that the coupling between two oscillators can be captured by *relative phase*, RP (Kugler et al., 1980). RP measures, in degrees, the spatiotemporal lag between two oscillators in each movement cycle (Schöner & Kelso, 1988): when two oscillators act in synchrony, it amounts to 0° RP.

The most meaningful property of coupling is its stability, that is, its resistance to change induced by perturbations of any nature. If the coupling is *stable* the resulting *coordination* pattern does not vary and the RP variability is weak, and inversely (Schöner & Kelso, 1988). When a person coordinates with a human or a nonlinear, human-like model instead of an unresponsive stimulus, the coordination tends to be more stable because both partners actively contribute to protecting it from perturbations (Kelso et al., 2009; Kostrubiec et al., 2018). Coordination stability influences emotion. It has been evidenced that the most stable coupling, at 0° RP, induces positive feelings (Zhang et al. 2016).

1.5 Experimental paradigm

In the present study, we asked whether the stability of the haptic coordination between the palm-finger oscillator and the vibrating ball affects emotional arousal. Arousal was elicited by the observation of stressful pictures. To vary coordination stability, we used the well-known detuning paradigm (Amazeen et al., 1995; Mitra et al., 1997; Schmidt et al., 1998). Detuning refers to the mismatch between the preferred, or *intrinsic frequency* of oscillators coupled in a system. In a typical experiment, two individuals face each other while each oscillates a lever with a distinct intrinsic frequency. The detuning between the levers is gradually increased and, as it grows, coupling stability drops almost linearly

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

(Amazeen et al., 1995; Schmidt et al., 1998). In our experiment, the frequency of the vibrating ball was increased and decreased in steps above and below the preferred frequency of squeezing of the participant. We supposed that the stability of the ball-hand coordination modulates arousal in typically developing and autistic persons.

1.6 Measuring affect physiologically and subjectively

In affective robotics, to evaluate the affective impact of vibrotactile interfaces, previous studies often adopted the famous circumplex model (Russell, 1980). In this model, affective states are placed inside a circle divided into four quadrants by two axes: the axis of arousal (high-low) and the axis of valence (positive-negative). Valence distinguishes pleasant emotions, such as joy or serenity, from unpleasant ones, such as anger or boredom. Arousal is reflected in various physiological reactions, such as increased heart rate, temperature, respiration, or sweating, depending on the activity of the sympathetic “fight or flight” system (Dawson et al., 2007). The affective state is thus assessed by using two complementary methods: *electrodermal activity* (EDA) to evaluate arousal and standardized psychometric test, such as *State-Trait Anxiety Inventory for Adults*, STAI-Y-1 (Spielberger, Gorsuch, Lushene, Vagg, & Jacobs, 1983) or *Pleasure-Arousal-Dominance* scale, PAD (Mehrabian and Russell, 1974), to evaluate both valence and arousal.

In this study, following Zhang et al., (2016), we focused mainly on arousal, which was assessed by exosomatic EDA. Operationally, EDA is measured by placing two electrodes on the skin and giving them distinct electric charges to create a voltage difference between them. This causes an electrical current of small intensity (I) to flow between the electrodes whose amount depends on the resistive properties of the skin. The amount of resistance (R) depends on the presence of sweat inside the sweat duct in the skin. If the sympathetic system arouses the body, the sweat glands open, the sweat is released, fills the sweat ducts, and the skin resistance drops (Boucsein, 2012a). EDA sensor records the applied voltage and the intensity of the electrical current, and automatically calculates the resistance of the skin using the Ohm law ($R = U/I$). By convention, instead of skin resistance, researchers report its inverse: skin conductance ($1/\text{resistance} = \text{conductance}$ in microSiemens). In the case of arousal, where skin resistance drops, skin conductance increases.

In a typical paradigm dedicated to assessing emotion-related variations of the EDA, participants are first instructed to relax for the electrodermal activity to reach baseline. Then, they are asked to watch emotion-inducing stimuli (Bernat et al., 2006). One to three seconds after the onset of an emotion-inducing stimulus, SCR exhibits an event-related (ie. phasic) rise peaking 0.2 to 1 μ S above its baseline and then it returns to the resting level in 20 seconds (Dawson et al. 2007). To meet these timeframes, we displayed emotion-inducing pictures for 6 seconds, followed by a 20-second inter-stimulus interval, where participants rested staring at a black screen. Each trial thus made it possible to observe the rising and the return of SCR towards its baseline. EDA measurement is well tolerated in ASD (Ferguson et al., 2019; O’Haire et al., 2015).

1.7 Goal and hypotheses

To sum up, our goal was to investigate the stress-reducing potential of a robotic ball that can be squeezed. To this end, we designed the ball with an elastic, vibrating structure and examined whether the stability of coordination between the ball and the hand modulates this potential effect. These effects were tested using a pre-post paradigm. We hypothesized that baseline EDA is higher in the ASD group than in the TD group, and that stressful images increase EDA, in particular in the ASD group. We expected a relationship between the sensory profile of a participant and his\her level of anxiety. We posited that the interaction with the ball lowers EDA and anxiety, in particular in ASD group. We also hypothesized that the detuning between the intrinsic frequency of the ball and the preferred frequency of the participant affect modulate EDA. We finally expected that participants enjoy to play with the robot. All these hypotheses are listed in Table 1.

Table 1. Hypotheses and associated results.

Hypothesis	Result
Baseline EDA is higher in the ASD group than in the TD group	Yes
Stressful images increase EDA, in particular in the ASD group	Stressful images increased EDA in both groups.
There is a relationship between the sensory profile of a participant and his/her level of anxiety	Yes
The interaction with the ball lowers EDA and anxiety, in particular in the ASD Group	Interaction with the ball lowered EDA only in the TD group and lowered anxiety in both groups.
The detuning modulates EDA	Yes
Participants enjoy playing with the robot	Yes

2. Methods

2.1. Participants

A total of 25 volunteers took part in this study. The TD group was composed of 14 participants between the ages of 23-38 (9 males, 1 left-handed, mean age = 29.57, sd = 4.95) and the ASD group consisted of 11 participants between the ages of 21-42 (4 Males, 1 left-handed, mean age = 27.35, sd = 8.41). Such sample size in the ASD group is similar to those used in the papers published to date (ex: Kumazaki et al., 2018; Marino et al., 2020)(Warren et al., 2015). All were naïve as to the purpose of the experiment and were not paid for their participation. They had normal or corrected to normal vision. None reported tactile impairments or neurological, psychological, or psychiatric disorders. All participants provided written informed consent to participate in this study, which was approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Toulouse (No. 2020-278), and conformed to the principles expressed in the Declaration of Helsinki. We excluded data from four participants (three

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

in the typical developmental group and one in the ASD group) in the electrodermal analysis: two persons due to motion-corrupted finger data and two persons probably hypo-responsive.

2.2. Material

2.2.1. Vibrating stress ball

The vibrating ball prototype was fully described in our previous study (Blanc et al., 2022). It was designed as a stress ball of 30g and 7cm in diameter covered with velvet, and filled with wadding and polystyrene beads. Inside the wall, were inserted four pressure sensors (*Interlink model 402 FSR*) and four actuators generating vibrations (*Vibrating Mini Motor Disc*). These components were wired to a board and then connected to an Arduino Uno microcontroller (ATMEGA328P MCU). A C++ program governed by a mathematical model allowing to control of actuators was written and implemented into the microcontroller. It recorded the pressure-dependent decrease of resistance recorded by sensors (in Ohms) that were sent to the microcontroller at the rate of 9600 baud.

2.2.2. Hopf model

To generate vibrations in our ball, we used the easy-to-control nonlinear Hopf oscillator, often exploited in gait simulations (Ahmadi et al., 2009; Buchli et al., 2006; Righetti et al., 2009). Its dynamics are governed by the following set of ordinary differential equations:

$$\begin{aligned}\dot{x} &= (\mu - r^2)x - \omega y + \epsilon F && \text{Equation 1} \\ \dot{y} &= (\mu - r^2)y - \omega x \\ r &= \sqrt{x^2 + y^2}\end{aligned}$$

where x and y are the states of the system, μ controls the amplitude, ω the intrinsic frequency of oscillations; F the driving force and ϵ refers to the amount of perturbations. After a series of pilot attempts, we decided to set μ to 2 and ϵ to zero. The oscillator exhibits thus a limited cycle attractor, with radius $\sqrt{\mu}$ and a stable intrinsic frequency ω . During the experiment, the state variables were updated by the Euler method, whereas x , ranging between -2 and 2, was used to control vibrations of the motor disc and stored for further analysis. To manipulate the intrinsic frequency of the model, six detuning conditions were created regarding the intrinsic frequency of each participant: three conditions

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

where the ball vibrated below (dim60, dim40, dim20) and three where the ball vibrated above (aug20, aug40, aug60) the preferred frequency of squeezing of the participant. The labels 'dim20' means that the preferred frequency of the participant was lowered by 20% and 'aug20' means that the preferred frequency of the participant was augmented by 20%.

2.2.3. *Electrodermal activity sensor*

The BITalino sensor was used to measure and record EDA; please refer to our previous study for more technical details about the device (Blanc et al., 2022). The EDA BITalino sensor is equipped with UC-E6 connectors that allow it to be connected to two Ag/AgCl electrodes and to the Arduino. To guarantee safe use of the EDA sensor, the Arduino was powered with eight batteries of 1.5 V *via* a jack. In our electronic design, this sensor measured DC exosomatic EDA by applying a small current of 0.132V to the skin under a pair of electrodes with contact diameter of 24mm. The electrodes are attached to the inner side of the middle phalanges of the index and middle fingers of the participant's non-dominant hand. The analog signal was sent to Arduino, sampled at 33Hz by Analog to Digital Converter (ADC), and converted skin resistance (ohm, Ω) to conductivity (microSiemens, μS), ranging from 2 to 25 μS , at the resolution of 10 bits.

2.2.4. *Visual stimuli*

Similar to our previous study (Blanc et al., 2022), we used forty-eight pictures from *Open Affective Standardized Image Set* (OASIS), an open-access library of 900 images with normative ratings on two affective dimensions: valence and arousal (Kurdi and al., 2017). In line with the Russel model (Russel, 1980), each image was associated with its valence and arousal, quantified from self-reported subjective ratings on a 1-7 Likert scale: from 'very negative' (1) to 'very positive' (7) for valence and from 'very low' (1) to 'very high' (7) for arousal. We selected twenty-four images with arousal greater than 4.5 and valence lesser than 3 to elicit stress. Another twenty-four images were chosen to elicit calm with a level of arousal lower than 3 and the levels of valence extending from 4.5 to 5.5.

2.2.5. *Preference test*

To investigate which frequency of the ball was the most soothing, a preference test was created. For each frequency, a reminder of 10s of the frequency vibration ball was programmed. Then five emoji

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

were presented in a horizontal line, associated with five preference assessments ranging from very stressful (1) to very relaxing (5) on a Likert scale. The participant selected an assessment by sliding the cursor.

2.2.6. Experimental setup

All instructions were displayed in white on a black screen. Each picture appeared for 6s on full screen, followed by a black screen for the 20s. The flow of the experimental procedure and the preference test were controlled by a custom program written in Python (3.8) and the pygame library. The program also controlled the robot and stored the data sent by the microcontroller, sampled at 33 Hz, to the computer (13-inch Macbook Pro) for further analysis.

2.2.7. Psychology tests

The STAI-Y-1 is a self-administered questionnaire commonly used to evaluate the anxiety state (Spielberger, Gorsuch, Lushene, Vagg, & Jacobs, 1983). It is composed of 20 items (eg. “I am worried”; “I feel calm”) and each item is rated on a 4-point scale ranging from “not at all” to “very much so”. High scores reflect high anxiety levels. The French translation of STAI-Y-1, validated by Gauthier & Bouchard (1993), was applied. High scores reflect high anxiety levels.

We also used the Mehrabian’s Pleasure, Arousal, Dominance (PAD) scale (Mehrabian and Russell, 1974), validated in French by Detandt (2017) to evaluate the emotional state of participants. The PAD is a self-administered questionnaire containing 18 items assessing participant’s reactions to an environmental object along three dimensions: pleasure *vs.* displeasure, arousal *vs.* non-arousal, and dominance *vs.* submissiveness. Each item corresponds to a pair of antonymous adjectives (eg. pleased-annoyed) and is rated on a nine-point Likert scale, ranging from -4 to +4.

We used the French translation of the Glasgow Sensory Questionnaire (GSQ) (Sapey-Triomphe et al., 2018) to assess the frequency of different sensory experiences. The GSQ is a self-administered questionnaire for adults containing 42 items to investigate both hyposensitivity (21 items) and hypersensitivity (21 items) in seven sensory modalities: touch, taste, vision, olfaction, audition, proprioception and vestibular sensation (Robertson and Simmons 2013). In each modality, three

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

questions assess hyposensitivity and three others hypersensitivity. Each question is scored according to a five-point Likert scale ranging from 1 (Never) to 5 (Always).

We finally created a sensory analysis questionnaire to investigate the vibrotactile sensation based on an Osgood differential scale and pre-existing questionnaires (Muramatsu et al., 2013; Muramatsu & Niitsuma, 2013; Okamoto et al., 2013; Strohmeier & Hornbæk, 2017) (Gunther & OModhrain, 2003; Hasegawa et al., 2019; Picard et al., 2003). This is a self-administered questionnaire containing 23 pairs of opposing descriptor words (eg familiar - unfamiliar). The rating scale, therefore, ranges from -4 to +4, 0 representing the central segment of the scale. The questionnaire evaluates the participant's hedonic and sensory experience with the ball. For instance, for the "pleasant-unpleasant" pair, if the participant rated the vibrotactile experience as extremely pleasant, then they should circle the number 4 on the left.

Dependent variables	Interpretation
STAI-Y-1 (State Trait Anxiety Inventory)	High scores reflect high anxiety levels
PAD (Pleasure, Dominance, Arousal)	The larger the absolute value, the more extreme the evaluation.
GSQ (Glasgow Sensory Questionnaire)	The higher the score, the more atypical the sensory experiences
Sensory questionnaire	The larger the absolute value, the more extreme the evaluation.
ISCR (area under curve)	High values reflect high arousal
n.peaks (number of EDA peaks)	
SCR (Skin Conductance Response)	
Ampsum (Sum of SCR-amplitude)	
Phasicmax (Maximum value of EDA)	
SD of RP (Variability of relative phase)	Low variability indicates stable coordination

Table 2. Tests and interpretations‡

2.3. Procedure

The experimental timeline appears in Figure 1. The participant was asked to complete the STAI-Y-1 questionnaire. Then, once the proper functioning of the device and its communication with Arduino had been verified, a familiarization step was proposed. The participant was asked to sit in front of a computer screen, take the robot in his dominant hand, find a comfortable position, and familiarize himself with the ball by squeezing it several times. After the familiarization, the experimenter attached electrodes to the palmar side of the phalanges of the middle and index fingers of his non-dominant hand, in line with conventional guidelines (Braithwaite et al., 2015), and the experiment began.

The experimental procedure involved 5 steps (Figure 1): (1) spontaneous frequency test, (2) baseline, (3) pre-test, (4) interaction with the robot, and (5) post-test. In the end, all questionnaires, including STAI-Y-1, were administered. EDA was recorded during these steps 2- 5 in both groups.

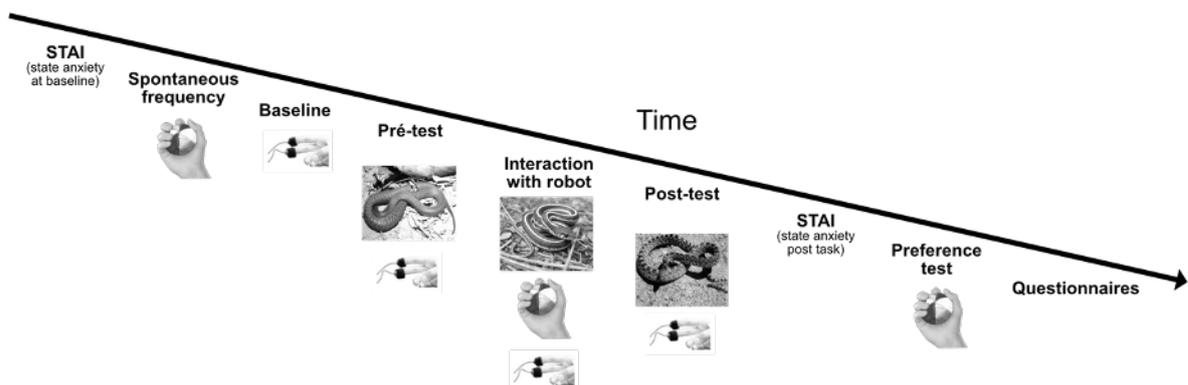


Figure 1. Timeline of the procedure.

In the spontaneous frequency test, participants were asked to squeeze the haptic robot at their own pace for 20 seconds, then stop. This condition, repeated 4 times, allowed the experimenter to determine the spontaneous frequency of each participant and to introduce the frequency parameter (ω) into the nonlinear Hopf model. Then, a baseline was administered where participants were instructed to rest with their eyes fixed on the middle of a black screen for 3 minutes, with no stimuli of any kind. This allowed the experimenter to record the baseline EDA.

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

The experiment continued according to the pre-post procedure. In each of the pre-test and post-test trials, the participant was merely instructed to look at the screen where pictures were displayed. A picture was displayed full screen for 6 seconds, then removed for the next 20 seconds. After the pre-test, participants interacted with the robot according to a similar procedure: a picture was displayed full screen for 6 seconds, then removed, and the subjects were asked to repetitively press the ball for 20 seconds, then to rest motionless looking at the black screen for the next 20 seconds to recover from the previous stimulus (See Figure 2).

There were 12 pre-test and 12 post-test trials. Each test involved six stressful and six calming pictures, presented randomly. Between the pre-test and post-test occurred four blocks of six interaction trials. In each block, six vibration frequencies ranging from aug60 to dim60 or from dim60 to aug60, 3 stressful and 3 calming pictures were presented. For each frequency, 2 stressful and 2 calming pictures were selected.

After the post-test, the EDA sensors were removed, and participants completed the preference test and all the psychological tests. The whole experimental procedure lasted 1 hour.

2.4. Data analysis

2.4.1. Electrodermal activity

The values acquired by the sensor were transformed in conductivity according to the transfer function:

$$EDA (\mu S) = \frac{\frac{ADC}{2^R} \times VCC}{0.12} \quad \text{Equation 2}$$

Then, the EDA raw signals were analyzed with Matlab (R2018a, Mathworks, Natick, MA, USA) using Ledalab v3.4.7 software (<http://ledalab.de>). First, the data were downsampled to 11 Hz, cleaned of artifacts using a fitting spline, and filtered with an adaptative smoothing. According to Fahrenberg, Walschburger, Foerster, Myrtek, & Müller (1983), the frequencies present in SCR are expected to be below 0.5 Hz. To accelerate the signal analysis process, it is appropriate to use a low sampling frequency. To ensure that no information is lost during the sampling process, the Nyquist-Shannon sampling theorem dictates that the sampling frequency (F_e) must be at least twice the maximum

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

frequency of the signal being sampled. Several studies in the literature, such as Bach et al. (2009), Bufo et al. (2022), and Daviaux et al. (2020), have used a sampling frequency of 10 Hz. Next, using the Continuous Deconvolution Analysis (CDA) (Benedek & Kaernbach, 2010) method was used to decompose the signal in components and extracted the rapid, event-related phasic components SCR from the slower, tonic component (SCL).

Taking into consideration the intra-subject variability when it comes to electrodermal activity, we computed z-scores (Ben-Shakhar, 1985) using means and standard deviations of the participant's conductance changes within each condition (pre-test, interaction trials, and post-test). According to the convention, SCRs occurring within the five-second response window after the onset of the stimulus and rising above the minimum amplitude criterion of $0.05 \mu\text{S}$ were considered as having been triggered by the stimulus (Dawson et al., 2007; Levinson and Edelberg, 1985). After this signal processing, we analyzed five indexes of EDA: area under the curve 'ISCR', number of EDA peaks 'n. peaks', 'SCR' which corresponds to the average phasic activity, the Sum of SCR-amplitudes of significant SCRs within the response window 'Ampsum' and 'PhasicMax' which is the maximum value of phasic activity within the response window.

2.4.2 Robot-human coordination

The signals collected by the force-sensitive resistor were mean-centered, detrended, and low-pass filtered using a second-order dual-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 20 Hz. We evaluated then the *instantaneous frequency* of pressures produced by the participant, using the Matlab `unbuild` function (`instfreq`). Coordination between the human pressures and the ball vibrations was assessed by *continuous relative phase* using the Hilbert transform (Rosenblum et al., 2001). To avoid transients, the first two and last two seconds of the time series were removed from the analysis. For each trial, the variance of RPs was calculated using circular statistics (Batschelet, 1981). Low variability illustrates a stable coordination pattern.

2.4.3 Psychological tests

We calculated the average STAI-Y-1 score for each participant before and after the interaction with the haptic robot. We also collected the scores for each pair of adjectives from the PAD scale and from the

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

sensory analysis questionnaire. Regarding the GSQ, we calculated the total score and the score for each modality. Finally, we analyzed the preference test by averaging responses obtained for each frequency of vibrations.

2.4.4. Statistical analysis

First, we conducted an independent t-test on the number of EDA peaks and the log score of ISCR, Ampsum to compare EDA during the baseline between both groups. Then, to ensure that our 'stressful' images raised EDA, we performed a 2 (Images= {Stress, Nostress}) \times 2 (Group = {TD, ASD}) ANOVA on the z-scores of SCR, AmpSum and PhasicMax. To evaluate the effect of the vibrating ball on arousal, we compared the pre-test and post-test on the z-scores in SCR, AmpSum and PhasicMax. To this end, a 2 (Images) \times 2 (Group) \times 2 (Conditions = {pre-test, post-test}) ANOVA on all the EDA indexes was carried out. We finally checked the effect of the ball on anxiety using a 2 (Conditions) \times 2 (Group) ANOVA on the average STAI-Y-1 score. If appropriate, these analyses were followed by post-hocs tests with Holm adjustment for multiple comparisons.

After the analysis of arousal and anxiety, we focused on the sensorial profile of participants looking at the GSQ questionnaire. First, we tested whether the total score of GSQ differed between TD and ASD group using an independent sample t-test. Then, we were interested in evaluating the relationship between sensorial profile and anxiety. Correlational analyses were then conducted between GSQ, STAI, and EDA (no distinction between groups).

Moreover, we focused on the user experience with the robot. For each pair of adjectives in PAD scale, we tested whether PAD scores differed from zero using a one-sample t-test and adjusting p-values with the Benjamini-Hochberg (BH) adjustment for multiple comparisons. The same analysis was undertaken for the sensory questionnaire. Finally, we evaluated the effect of the frequency of vibration using a 6 (Frequencies) ANOVA on the preference test. This analysis was followed by posthoc tests with Holm's correction for multiple comparisons.

Then, we analyzed the haptic coordination in both groups. A 6 (Frequencies) \times 2 (Images) \times 2 (Group) ANOVA was performed on instantaneous frequency to test whether the frequency of ball vibrations or the images affected the frequency of hand pressures. Then, the same ANOVA was carried out on the SD of

the relative phase and on the range of unwrapped RP to check whether the stability of haptic coordination was affected by the detuning and the stress-inducing images. This analysis was followed by polynomial quadratic contrasts for frequencies to test the change of the stability in RP as a function of detuning. We finally performed six customized contrasts, using a pair of +1 and -1 coefficients, to compare RP stability when participants looked at stressful and calming images.

To end the whole analysis, we focused on the EDA collected during the interaction with the robot. We carried out a 6 (Frequencies) \times 2 (Images) \times 2 (Group) ANOVA on SCR to test whether the frequency of vibrations modulates EDA.

Before all these analyses, we ensured that all variables were normally distributed, using the Shapiro-Wilk test ($p < 0.05$). Given that all factors with repeated measures have two levels, the sphericity assumption was always fulfilled. For all ANOVAs, Images, Conditions, and Frequencies corresponded to repeated measures factors. For all results, only significant effects at $p < 0.05$ are reported.

3. Results

3.1. EDA baseline differs between groups

Independent sample t -test performed on log score of three indexes of EDA during the baseline between TD and ASD groups revealed that participants with TD had a lower number of EDA peaks ($t = 2,765$, $p < 0.01$), lower ISCR ($t = 2,765$, $p < 0.02$) and lower Ampsum ($t = 2,023$, $p < 0.05$) than participants with ASD (Figure 2).

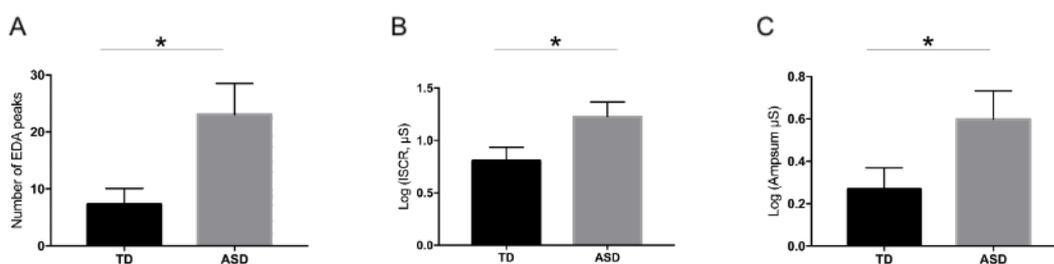


Figure 2. Level of arousal estimated by EDA indexes in both groups at rest. **A.** Number of spontaneous peaks of EDA. **B.** Log score of ISCR (area under the curve) of EDA. **C.** Log score of Ampsum

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

(amplitude of peaks). Vertical bars depict the standard error of the mean (SEM), and asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

3.2. EDA increases for stressful pictures in both groups

The 2 (Images) \times 2 (group) ANOVA performed on SCR revealed a main effect of Images ($F(1,19) = 19.734, p < 0.001$) (Figure 3), Phasicmax ($F(1,19) = 24.007, p < 0.001$) and Ampsum ($F(1,19) = 15.942, p < 0.001$): the three EDA indices were higher for stressful than for calming pictures in TD and ASD groups (Figure 3).



Figure 3. Level of arousal (Z score of SCR) while viewing stressful images in TD and ASD groups. Vertical bars depict the standard error of the mean (SEM), and asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

3.3. Interacting with the ball lowers EDA only in the TD group

The 2 (Images) \times 2 (Conditions) \times 2 (Group) ANOVA carried out on SCR evidenced an Images \times Conditions \times Group interaction ($F(1,19) = 5.165, p < 0.05$). Subsequent post-hoc analyses using Holm correction revealed that in the TD group, SCR was lower in the post-test than in the pre-test during stressful images ($p < 0.003$, Figure 4A). As for the ASD group, SCR did not change significantly between the pre-test and post-test (Figure 4B).

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

The same ANOVA realized on Phasicmax highlighted an Images \times Conditions \times Group interaction ($F(1.19) = 5.691, p < 0.05$). Further posthoc analysis with Holm correction of this interaction showed that, in the TD group, Phasicmax was lower in the post-test than in the pre-test condition ($p < 0.01$). Phasicmax did not change between the pre-test and post-test in the ASD group.

Finally, the same ANOVA performed on the Ampsum index exhibited an Images \times Conditions \times Group interaction ($F(1.19) = 4.918, p < 0.05$). Post-hoc analysis with Holm correction indicated that, in the TD group, Ampsum decreased in post-test with stressful images ($p < 0.01$, Figure 4C). That significant change was not observed in the ASD group (Figure 4D)

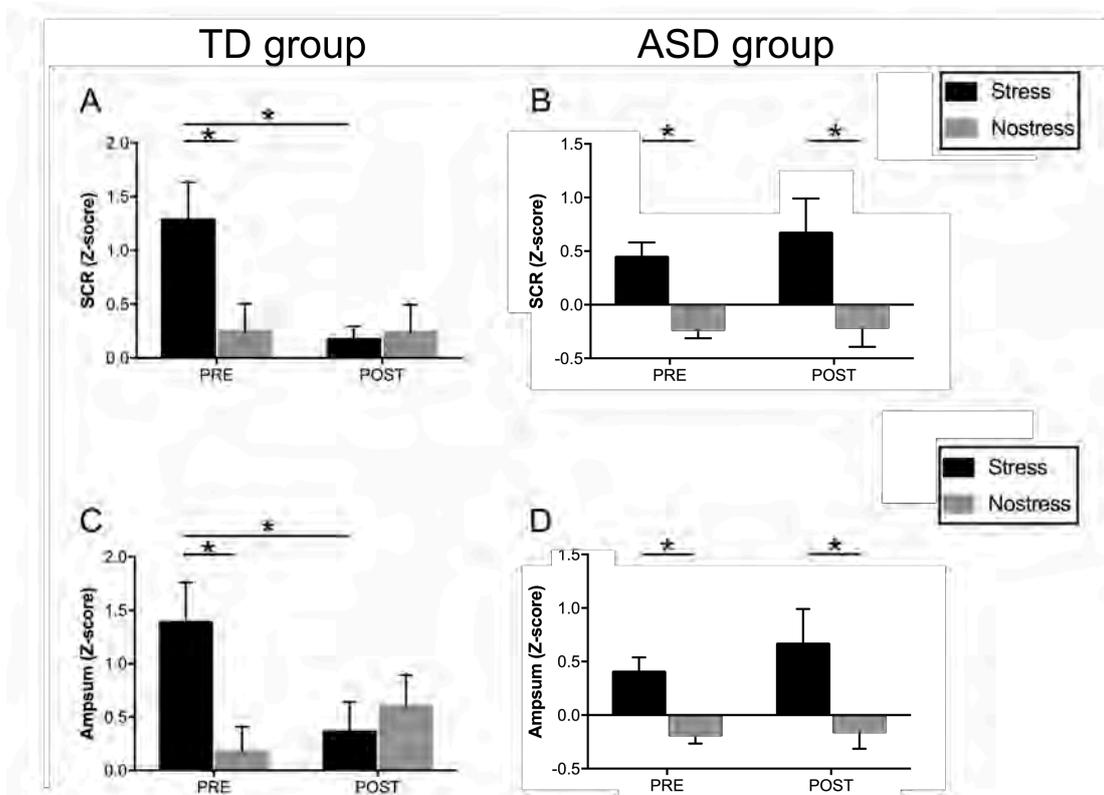


Figure 4. A/B Skin conductance response within the response window (SCR, Z-score) recorded before and after interacting with the haptic robot in the TD group (A) and the ASD group (B). C/D. The sum of SCR-amplitudes of significant response within response window (Ampsum, Z-score) recorded before and after interacting with the haptic robot in TD group (C) and ASD group (D). Vertical bars depict the standard error of the mean (SEM), and asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

3.4. Interacting with robot lowers anxiety

STAI-Y-1 scores as a function of Group and Conditions are depicted in Figure 5. The 2 (Conditions) \times 2 (Group) ANOVA evidenced a main effect of Conditions ($F(1,23) = 13.313, p < 0.001$) and Group ($F(1,23) = 12.480, p < 0.003$) on STAI-Y-1 score. STAI score was higher in the ASD group but after the interaction with the ball, it decreased in both groups.

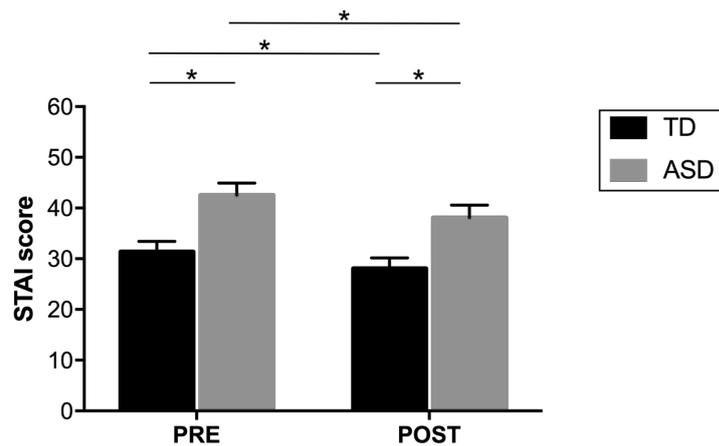


Figure 5. STAI-Y-1 score between pre-test and post-test conditions in both groups. Vertical bars depict the standard error of the mean (SEM), and asterisks indicate the statistical significance levels (* for 0.05).

3.5. A relationship between sensorial profile, anxiety, and arousal

Independent sample *t*-test performed on the total score of GSQ between TD and ASD groups revealed that participants with TD had a lower score of GSQ than participants with ASD ($t = 6.154, p < 0.001$, figure 6).

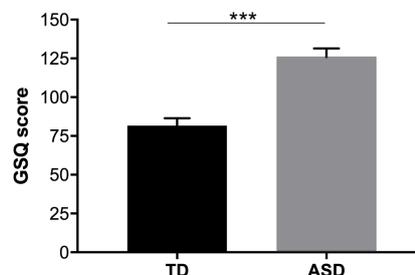


Figure 6. Comparison of GSQ score between TD and ASD participants. Vertical bars depict the standard error of the mean (SEM), and asterisks indicate the statistical significance levels (* for 0.05).

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

Correlational analyses between the total score of GSQ and the score of STAI revealed that participants who had a high score of GSQ also scored high in STAI (pre-test) ($r = 0.621$, $p < 0.001$, figure 7A) and STAI (post-test) ($r = 0.447$, $p = 0.025$, figure 7B). This might indicate a relationship between the sensorial profile of participants and anxiety.

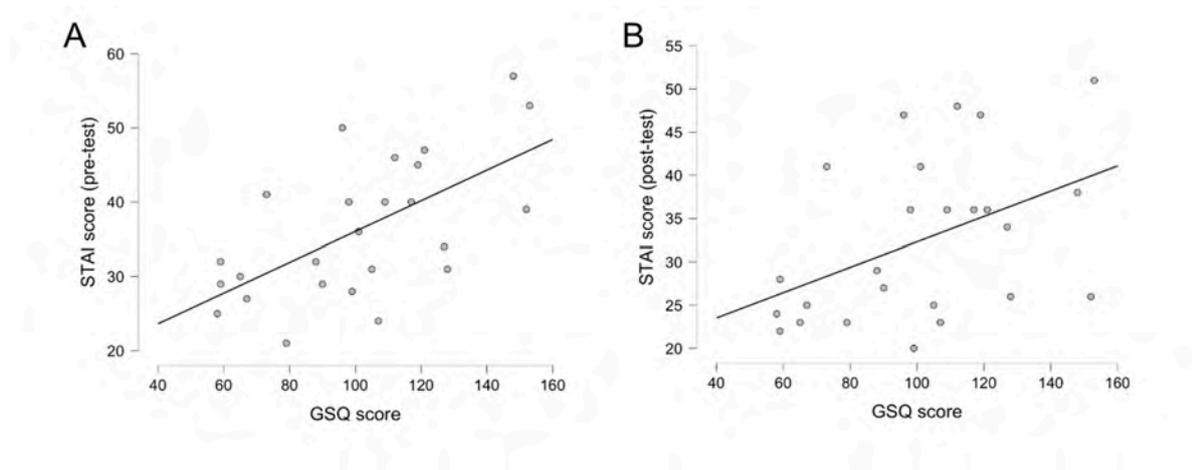


Figure 7. A. Correlation between the score of STAI (pre) and GSQ score. B. Correlation between the score of STAI (post) and GSQ score.

The same analysis performed between the score of GSQ and the difference between the pre-test and post-test of EDA (SCR in z-score) showed that participants who had a high score of GSQ had a low pre-post difference of EDA ($r = -0.453$, $p < 0.05$) indicating that participants with atypical sensoriality may not take benefit from the ball (Figure 8).

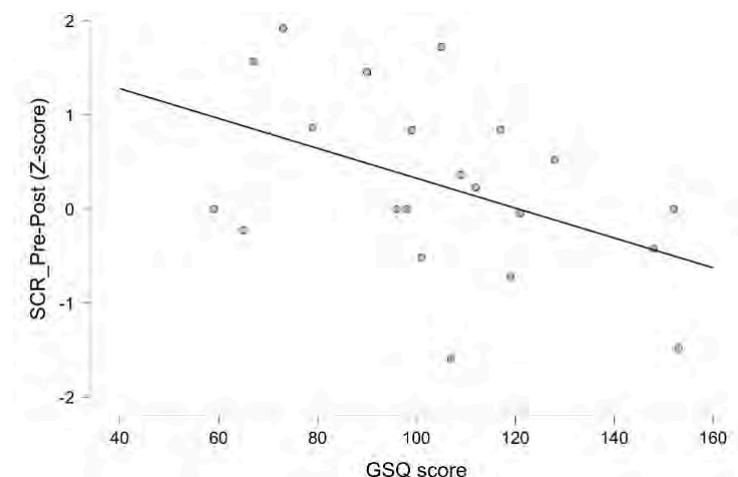


Figure 8. Correlation between the difference pre-post of EDA (SCR in z-score) and GSQ score.

The same analysis performed between a score of GSQ and the ISCR index of EDA during the baseline showed that participants who had a high score of GSQ also had a log score of ISCR high ($r = 0.415$, $p < 0.05$, figure 9) indicating that participants with atypical sensoriality may have higher EDA level. To take this analysis further, we separated participants based on GSQ score into hypersensitive and hypersensitive individuals and ruled the correlation analysis again. We found a correlation between the ISCR index of EDA during the baseline only for hypersensitive individuals ($r = 0.413$, $p < 0.04$).

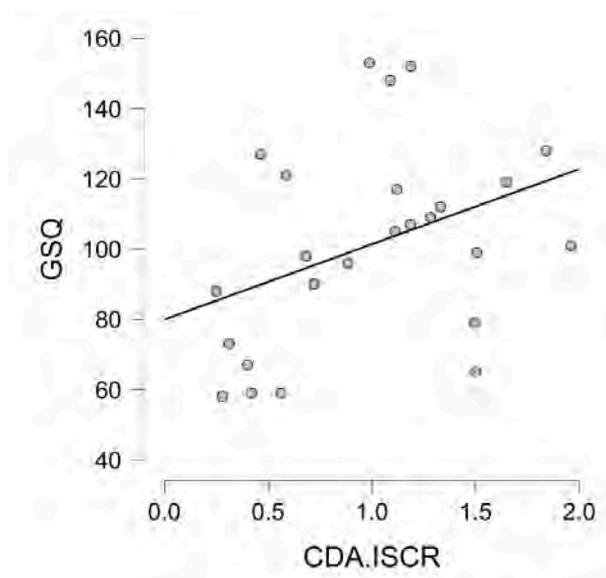


Figure 9. Correlation between level of arousal at rest (ISCR, area under curve) and GSQ score.

3.5. Users enjoyed playing with the ball

The analysis performed on the PAD questionnaire showed that TD participants felt ‘pleased’, ‘amused’, ‘satisfied’, ‘hopeful’, ‘content’, ‘happy’ (Figure 10, left panel), “wide awake”, “calm” and “animated”. Participants with ASD also felt “satisfied”, “hopeful”, “happy” and “calm” (Figure 10, right panel).

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

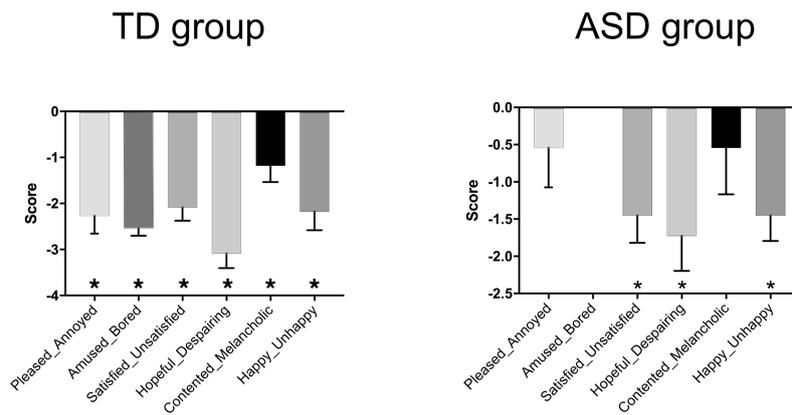


Figure 10. Pleasure subscale (PAD) in the TD group (left panel) and ASD group (right panel). Vertical bars depict the standard error of the mean (SEM), and asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

The same analysis carried out on the sensory questionnaire revealed five significant judgments in both groups: participants described their vibrotactile experience as ‘pleasant’, ‘comfortable’, ‘attractive’, ‘affective’, and ‘soothing’ ($p < 0.05$, figure 11).

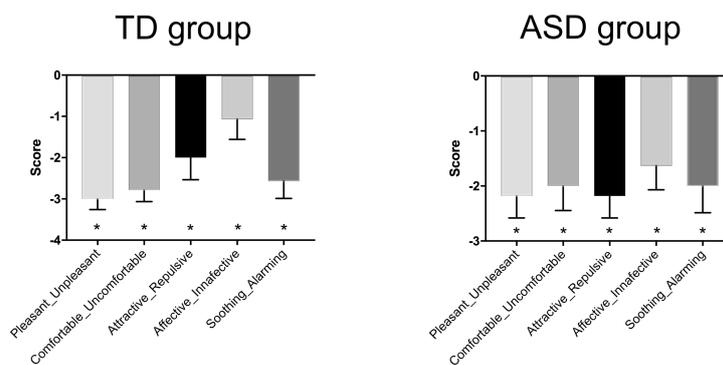


Figure 11. Adjectives were used to describe the vibrotactile sensation produced by the haptic robot in the TD group (left panel) and the ASD group (right panel). Vertical bars depict the standard error of the mean (SEM), and asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

3.6. Slow frequencies are preferred in both groups

The 6 (Frequencies) X 2 (Group) ANOVA on preference scores exhibited a significant effect of Frequencies ($F(5,40) = 10.911, p < 0.001$). Holm's posthoc analysis showed that slower frequencies (dim20%, dim40%, dim60%) were rated as more relaxing ($p < 0.005$) compared to faster ones (aug20%; aug40%, aug60%) in TD and ASD group (Figure 12).

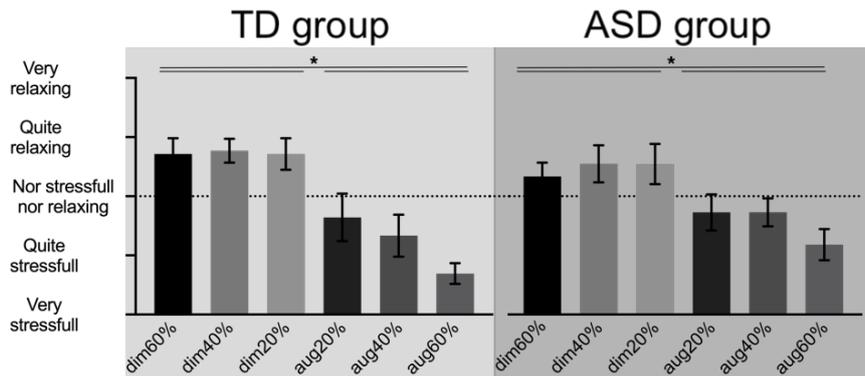


Figure 12. Emotional rating of different vibration frequencies in the TD group and in ASD group. Vertical bars depict the standard error of the mean (SEM), and asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

3.7. Individual frequencies

Spontaneous frequencies of participants were quite variable, ranging from 0.27 to 1.48 Hz with a standard deviation of 0.33 for the TD group and ranging from 0.23 to 1.07 Hz with a standard deviation of 0.21 for the ASD group. The 6 (Frequencies) × 2 (Images) × 2 (Group) ANOVA carried out on the instantaneous frequency displayed the main effect of Frequencies ($F(5,115) = 3.210, p < 0.01$). Further polynomial contrast evidenced that individual frequencies increased following a linear trend ($t(115) = 3.101, p < 0.002$), meaning that participants tend to adopt their frequency to the robot.

3.8. Detuning and stress modulate RP variability

The 6 (Frequencies) \times 2 (Images) \times 2 (Group) ANOVA carried out on the SD of RP evidenced a main effect of Frequencies ($F(5.115) = 4.128, p < 0.002$) and a Frequencies \times Images \times Group interaction ($F(5.23) = 2.860, p < 0.02$). Customized contrast exhibited a significant difference between stressful and no stress at aug40 ($t(69.201) = -2.286, p < 0.025$) and a significant difference between dim60 and dim40 ($t(115.00) = 2.060, p < 0.05$) and dim 20 ($t(115.00) = 2.749, p < 0.01$) in TD group (Figure 13, left panel). This analysis also revealed a significant difference between dim 60 and dim40 ($t(115.00) = 2.094, p < 0.05$) and dim20 ($t(115.00) = 2.162, p < 0.05$) in the ASD group (Figure 13, right panel).

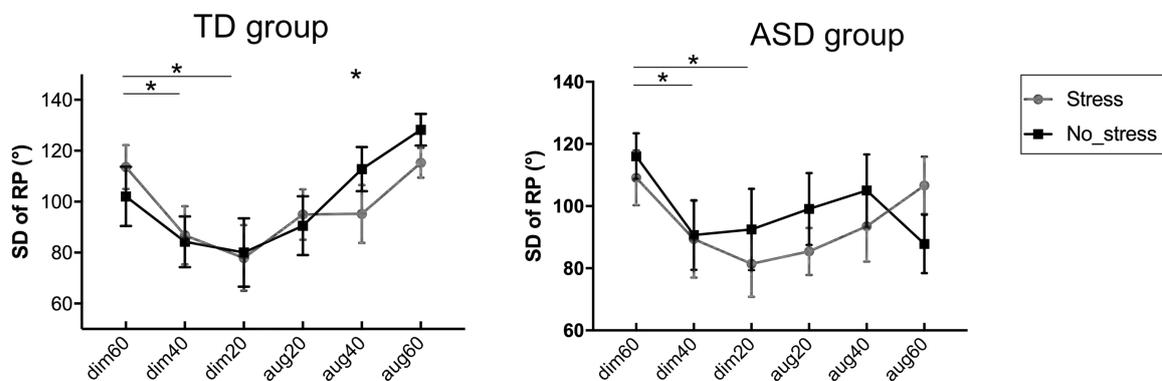


Figure 13. Variability of relative phase (SD of RP) in TD group (left panel) and ASD group (right panel). Vertical bars depict the standard error of the mean (SEM), and asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

3.9. Detuning and images modulate SCR

The 6 (Frequencies) \times 2 (Images) \times 2 (Group) ANOVA carried out on the SCR during the interaction with the haptic robot evidenced a main effect of Frequencies \times Group interaction ($F(5.95) = 3.482, p < 0.006$) and a Frequencies \times Images \times Group interaction ($F(5.95) = 2.860, p < 0.03$). Customized contrasts comparing TD and ASD group revealed that for stressful images, participants with ASD had higher arousal in dim60 ($t(110.915) = 2.405, p < 0.02$, figure 14) and for no stress images, they had lower arousal in dim20 condition ($t(113.719) = -3.792, p < 0.001$, figure 14). Moreover, in the TD group,

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

customized contrast comparing stress and no stress images revealed that arousal was lower while viewing stressful images in dim20 condition ($108.987 = -1.965, p < 0.05$), but higher in aug20 condition ($108.987 = 2.137, p < 0.04$).

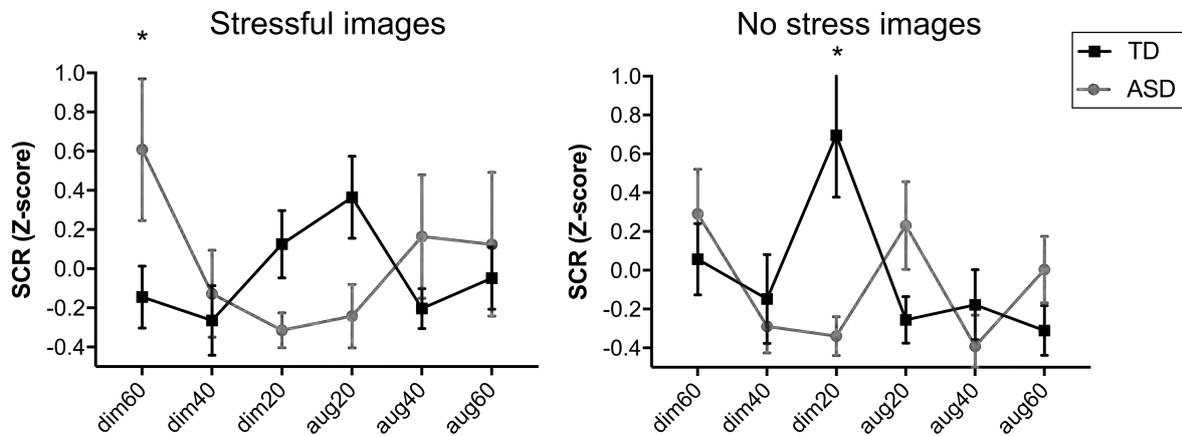


Figure 14. Variation of skin conductance response (Z-score) to different robot vibrations while viewing stressful images (left panel) and no stress images (right panel) in both groups. Vertical bars depict the standard error of the mean (SEM), and asterisks indicate statistical significance levels (* for 0.05).

4. Discussion

Using a pre-post paradigm, we assessed the effect of squeezing a vibrating ball on anxiety and arousal in participants with ASD and with TD. As expected, baseline EDA was higher in the ASD group than in the TD group, and stressful images increased EDA. There was also a relationship between the sensory profile of a participant and his/her level of anxiety. The interaction with the ball lowered EDA in the control group only, contrary to our hypotheses, and lowered anxiety in both groups. As suggested, the nature of the images (stressful vs no stress) and the detuning affected EDA, and participants enjoyed the interaction with the vibrating ball, rating slow vibration frequencies as the most relaxing.

4.1. Designing haptic robots as a stress reducer

In line with several studies (Feldman et al., 2011; Azevedo et al., 2017), we have shown that slow frequencies were rated as relaxing while fast frequencies were rated as stressful. Low rhythms reduce arousal by lowering blood pressure, slowing down breathing and heart rate (Thoma et al., 2013). This result suggests that, in real-life situations, a vibrating robot should adopt its parameters regarding the

spontaneous frequency of the user. Fortunately, the Hopf model can be easily extended in this direction: Righetti et al. (2009) developed an adaptive Hopf oscillator that phase-locks to the input frequency.

Moreover, our data showed that participants in both groups rated the interaction with the stress ball-generating vibrations as pleasant and even calming. This ensured us that the sensory characteristics (i.e., materials, size, vibrations, etc.) of our robotic ball are suitable for both neurotypical adults and adults with ASD. This was one of the main challenges of this study given that individuals with ASD have unusual sensory and hedonic preferences (Bogdashina, 2010). At the start of the study, we were concerned that the vibrating stress ball may not provide the specific sensory input the person with ASD was seeking, which could have led to frustration and anxiety.

4.2. Arousal and stability

Consistent with prior research, we have shown that as detuning increases, the stability of coordination decreases (Amazeen et al., 1995; Schmidt et al., 1998). This effect appeared in both TD and ASD groups. We generalized Zhang's results (Zhang et al., 2016) by assessing arousal at distinct movement frequencies. In the absence of stressful images, when haptic coordination between hand pressure and the vibrating ball was most stable, (i.e., a frequency reduced by 20% compared to the spontaneous frequency), arousal was higher for the TD. Of interest, the effect of movement frequency on arousal had a differential effect in ASD and TD participants. At slow movement frequencies (dim60 for ASD and dim20 for the TD group), persons with ASD were aroused by stressful images, and TD individuals by calming pictures. This effect calls for further investigation.

4.3 Anxiety and arousal in ASD.

In line with previous studies (Hollocks et al., 2019; Nimmo-Smith et al., 2020; van Steensel et al., 2011), we have shown that adults with ASD exhibited higher levels of anxiety compared to typically developing participants. Additionally, we found that participants with ASD had higher resting arousal levels compared to TD participants. In the literature, the idea of increased arousal levels in individuals with ASD was first proposed in the mid-1960s (Hutt and Hutt, 1965; Hutt et al., 1965) and more recently, Hirstein et al. (2001) confirmed an increase in basal skin conductance in ASD population. These evidences are in accordance with the Intense World Theory (Lawson et al., 2014; Markram & Markram,

2010). It explicates that individuals with ASD perceive the surrounding world as a continuous sensory assault, leading to sensations that are too precise, too intense, and impossible to organize, thus causing overload that promotes emotional hyperarousal. It is also congruent with the theory of abnormal amygdala functioning in ASD (Baron-Cohen et al., 2000; Dalton et al., 2005; Schultz, 2005; Kleinhans et al., 2010; Pelphey et al., 2011). For this reason, perhaps, in our study; the arousal was more difficult to lower in ASD than in TD individuals. Persons with ASD did not show a decrease in arousal following interaction with the robotic ball, in contrast to what the TD participants.

4.4 Anxiety and sensory profile.

Similar to previous studies (Baranek et al., 2005; Ben-Sasson et al., 2009; Bogdashina, 2013; Leekam et al., 2007), we found that participants with ASD had unusual sensory experiences in several modalities. It has been already suggested that atypical sensory processing of stimuli predicts later joint attention skills, language development (Baranek et al., 2013), and socio-emotional deficits in adults with ASD (Hilton et al., 2012). We extended this picture by showing that participants who had atypical sensory experiences had also the highest levels of anxiety and did not fully take benefit from the vibrating stress ball. The vibrating stress ball may have added to the sensory overload, rather than provide relief.

4.5. Ambitions, limitations, and future directions

Initially, our goal for this project was to create a vibrating stress ball prototype that could assist individuals during stressful situations. We aimed to design a tool that could benefit not only individuals with typical development but also those with ASD, which could be used in daily life. While our data suggests promise, there are still several tasks to be accomplished. The stress ball needs to be detached from its support and connection to the computer to function independently. It would be valuable to conduct tests in a more realistic environment once the ball is genuinely self-sufficient. Additionally, we must enhance our comprehension of the sensory experience of various materials used to cover or fill the ball.

The greatest challenge in our work lay in the manipulation of anxiety levels. Despite both groups exhibiting increased arousal while observing stressful images, participants could grow accustomed to

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

the emotional impact of the stimuli over time, resulting in reduced emotional reactivity to subsequent images. Future investigations should be conducted in more natural settings that induce anxiety to ensure ecological validity.

Another limit of our study is the small sample size. In the studies on persons with ASD reviewed by (Pennisi et al., 2016), the median sample size amounts to 4.5 (mean = 7.14, SD = 4). Those small sample sizes are due to the considerable, time-consuming effort required to design and administer a robot-assisted experiment, as well as the rapid pace of technological advancement. Long-lasting studies take the risk of technologies that have already been replaced with more efficient solutions (E. Kim et al., 2012). Heterogeneity of the autism population also explain this issue: researchers need to limit the inclusion criteria to a specific subgroup of individuals with autism to reduce variability, which results in a smaller sample size. Finally, for ethical reasons, it is essential to consider the technical limits of a robotic prototype first and only then develop fully-fledged studies on large samples. Further studies should also persons displaying motor stereotypies and the disorders of anxiety and arousal.

5. Conclusion

We evaluated the effect of squeezing a vibrating stress ball on anxiety and arousal. Participants watched stressful or calming pictures and then squeezed the ball for 20 s. Interaction with the ball lowered EDA only in the TD group and lowered anxiety in both groups. The stability of haptic coordination affected arousal. Overall, participants enjoyed interacting with the vibrating ball, giving preference to vibrations below their preferred movement frequency. From now on, we need to discover how to enhance the effect of the vibrating stress ball on arousal and anxiety.

Acknowledgements. The authors wish to thanks all persons who participated in this study.

Funding Statement. This work was funded by APR19 and the Occitane Region - Doctoral grants.

Competing Interests. The authors declare that they have no competing interests.

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

Authors' Contributions.

CB: conceptualization, methodology, software, investigation, data curation, formal analysis, resources, writing - original draft, visualization

JCB: conceptualization, software, resources, supervision, writing – review and editing

JK: conceptualization, supervision, writing – review and editing

VK: funding acquisition, conceptualization, supervision, writing – review and editing, project administration

References

- Ahmadi, A., Mangieri, E., Maharatna, K., & Zwolinski, M. (2009). Physical realizable circuit structure for adaptive frequency Hopf oscillator. *2009 Joint IEEE North-East Workshop on Circuits and Systems and TAISA Conference*, 1-4. <https://doi.org/10.1109/NEWCAS.2009.5290482>
- Amazeen, P. G., Schmidt, R. C., & Turvey, M. T. (1995). Frequency detuning of the phase entrainment dynamics of visually coupled rhythmic movements. *Biological Cybernetics*, *72*(6), 511-518. <https://doi.org/10.1007/BF00199893>
- Baranek, G. T., Parham, L. D., & Bodfish, J. W. (2005). Sensory and Motor Features in Autism : Assessment and Intervention. In F. R. Volkmar, R. Paul, A. Klin, & D. Cohen (Éds.), *Handbook of Autism and Pervasive Developmental Disorders* (1^{re} éd., p. 831-857). Wiley. <https://doi.org/10.1002/9780470939352.ch6>
- Baranek, G. T., Watson, L. R., Boyd, B. A., Poe, M. D., David, F. J., & McGuire, L. (2013). Hyporesponsiveness to social and nonsocial sensory stimuli in children with autism, children with developmental delays, and typically developing children. *Development and Psychopathology*, *25*(2), 307-320. <https://doi.org/10.1017/S0954579412001071>
- Batschelet, E. (1981). *Circular statistics in biology*. Academic Press.
- Benedek, M., & Kaernbach, C. (2010). A continuous measure of phasic electrodermal activity. *Journal of Neuroscience Methods*, *190*(1), 80-91. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.04.028>
- Ben-Sasson, A., Hen, L., Fluss, R., Cermak, S. A., Engel-Yeger, B., & Gal, E. (2009). A Meta-Analysis of Sensory Modulation Symptoms in Individuals with Autism Spectrum Disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, *39*(1), 1-11. <https://doi.org/10.1007/s10803-008-0593-3>
- Berkovits, L., Eisenhower, A., & Blacher, J. (2017). Emotion Regulation in Young Children with Autism Spectrum Disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, *47*(1), 68-79. <https://doi.org/10.1007/s10803-016-2922-2>
- Bernat, E., Patrick, C. J., Benning, S. D., & Tellegen, A. (2006). Effects of picture content and intensity on affective physiological response. *Psychophysiology*, *43*(1), 93-103. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2006.00380.x>
- Bogdashina, O. (2013). Sensory theory in autism makes sense : A brief review of the past and present research. *OA Autism*, *1*(1). <https://doi.org/10.13172/2052-7810-1-1-391>
- Boucsein, W. (2012). *Electrodermal Activity*. Springer US. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1126-0>
- Braithwaite, J. J., Watson, D. G., Jones, R., & Rowe, M. (2015). *A Guide for Analysing Electrodermal Activity (EDA) & Skin Conductance Responses (SCRs) for Psychological Experiments*. <https://doi.org/10.1007/s10948-012-1909-2>
- Buchli, J., Righetti, L., & Ijspeert, A. J. (2006). Engineering entrainment and adaptation in limit cycle systems : From biological inspiration to applications in robotics. *Biological Cybernetics*, *95*(6), 645-664. <https://doi.org/10.1007/s00422-006-0128-y>

- Cabibihan, J.-J., Javed, H., Ang, M., & Aljunied, S. M. (2013). Why Robots? A Survey on the Roles and Benefits of Social Robots in the Therapy of Children with Autism. *International Journal of Social Robotics*, 5(4), 593-618. <https://doi.org/10.1007/s12369-013-0202-2>
- Cross-Villasana, F., Gröpel, P., Doppelmayr, M., & Beckmann, J. (2015). Unilateral Left-Hand Contractions Produce Widespread Depression of Cortical Activity after Their Execution. *PLOS ONE*, 10(12), e0145867. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0145867>
- Dautenhahn, K. (s. d.). *ROBOTS AS SOCIAL ACTORS: AURORA AND THE CASE OF AUTISM*. 16.
- Dawson, M. E., Schell, A. M., Filion, D. L., & Berntson, G. G. (2007). The Electrodermal System. In J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. Berntson (Éds.), *Handbook of Psychophysiology* (3^e éd., p. 157-181). Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511546396.007>
- Detandt, S. (s. d.). *A French Translation of the Pleasure Arousal Dominance (PAD) Semantic Differential Scale for the Measure of Affect and Drive*. 15.
- Edelson, S. M., Edelson, M. G., Kerr, D. C. R., & Grandin, T. (1999). Behavioral and Physiological Effects of Deep Pressure on Children With Autism : A Pilot Study Evaluating the Efficacy of Grandin's Hug Machine. *The American Journal of Occupational Therapy*, 53(2), 145-152. <https://doi.org/10.5014/ajot.53.2.145>
- Ferguson, B. J., Hamlin, T., Lantz, J. F., Villavicencio, T., Coles, J., & Beversdorf, D. Q. (2019). Examining the Association Between Electrodermal Activity and Problem Behavior in Severe Autism Spectrum Disorder : A Feasibility Study. *Frontiers in Psychiatry*, 10, 654. <https://doi.org/10.3389/fpsy.2019.00654>
- Fournier, K. A., Hass, C. J., Naik, S. K., Lodha, N., & Cauraugh, J. H. (2010). Motor Coordination in Autism Spectrum Disorders : A Synthesis and Meta-Analysis. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 40(10), 1227-1240. <https://doi.org/10.1007/s10803-010-0981-3>
- Gauthier, J., & Bouchard, S. (1993). Adaptation canadienne-française de la forme révisée du State-Trait Anxiety Inventory de Spielberger. *Canadian Journal of Behavioural Science / Revue Canadienne Des Sciences Du Comportement*, 25(4), 559-578. <https://doi.org/10.1037/h0078881>
- Gillesen, J. C. C., Barakova, E. I., Huskens, B. E. B. M., & Feijs, L. M. G. (2011). From training to robot behavior : Towards custom scenarios for robotics in training programs for ASD. *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1-7. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975381>
- Gotham, K., Brunwasser, S. M., & Lord, C. (2015). Depressive and Anxiety Symptom Trajectories From School Age Through Young Adulthood in Samples With Autism Spectrum Disorder and Developmental Delay. *Journal of the American Academy of Child & Adolescent Psychiatry*, 54(5), 369-376.e3. <https://doi.org/10.1016/j.jaac.2015.02.005>
- Hilton, C. L., Zhang, Y., Whilte, M. R., Klohr, C. L., & Constantino, J. (2012). Motor impairment in sibling pairs concordant and discordant for autism spectrum disorders. *Autism*, 16(4), 430-441. <https://doi.org/10.1177/1362361311423018>

- Javed, H., & Park, C. H. (2019). Interactions With an Empathetic Agent : Regulating Emotions and Improving Engagement in Autism. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 26(2), 40-48. <https://doi.org/10.1109/MRA.2019.2904638>
- Jensen, O., & Mazaheri, A. (2010). Shaping Functional Architecture by Oscillatory Alpha Activity : Gating by Inhibition. *Frontiers in Human Neuroscience*, 4. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2010.00186>
- Kapp, S. K., Steward, R., Crane, L., Elliott, D., Elphick, C., Pellicano, E., & Russell, G. (2019). ‘People should be allowed to do what they like’ : Autistic adults’ views and experiences of stimming. *Autism*, 23(7), 1782-1792. <https://doi.org/10.1177/1362361319829628>
- Kelling, C., Pitaro, D., & Rantala, J. (2016). Good vibes : The impact of haptic patterns on stress levels. *Proceedings of the 20th International Academic Mindtrek Conference on - AcademicMindtrek '16*, 130-136. <https://doi.org/10.1145/2994310.2994368>
- Kelso, J. A. S., de Guzman, G. C., Reveley, C., & Tognoli, E. (2009). Virtual Partner Interaction (VPI) : Exploring Novel Behaviors via Coordination Dynamics. *PLoS ONE*, 4(6), Article 6. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0005749>
- Kim, E., Paul, R., Shic, F., & Scassellati, B. (2012). Bridging the Research Gap : Making HRI Useful to Individuals with Autism. *Journal of Human-Robot Interaction*, 26-54. <https://doi.org/10.5898/JHRI.1.1.Kim>
- Kim, E. S., Berkovits, L. D., Bernier, E. P., Leyzberg, D., Shic, F., Paul, R., & Scassellati, B. (2013). Social Robots as Embedded Reinforcers of Social Behavior in Children with Autism. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 43(5), 1038-1049. <https://doi.org/10.1007/s10803-012-1645-2>
- Konstantareas, M. M., & Stewart, K. (2006). Affect Regulation and Temperament in Children with Autism Spectrum Disorder. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 36(2), 143-154. <https://doi.org/10.1007/s10803-005-0051-4>
- Kostrubiec, V., Huys, R., & Zanone, P.-G. (2018). Joint dyadic action : Error correction by two persons works better than by one alone. *Human Movement Science*, 61, 1-18. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.06.014>
- Kostrubiec, V., & Kruck, J. (2020). Collaborative Research Project : Developing and Testing a Robot-Assisted Intervention for Children With Autism. *Frontiers in Robotics and AI*, 7, 37. <https://doi.org/10.3389/frobt.2020.00037>
- Kumazaki, H., Warren, Z., Swanson, A., Yoshikawa, Y., Matsumoto, Y., Ishiguro, H., Sarkar, N., Minabe, Y., & Kikuchi, M. (2018). Impressions of Humanness for Android Robot may Represent an Endophenotype for Autism Spectrum Disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 48(2), Article 2. <https://doi.org/10.1007/s10803-017-3365-0>
- Leekam, S. R., Nieto, C., Libby, S. J., Wing, L., & Gould, J. (2007). Describing the Sensory Abnormalities of Children and Adults with Autism. *Journal of Autism and Developmental*

- Disorders*, 37(5), 894-910. <https://doi.org/10.1007/s10803-006-0218-7>
- Marino, F., Chilà, P., Sfrassetto, S. T., Carrozza, C., Crimi, I., Failla, C., Busà, M., Bernava, G., Tartarisco, G., Vagni, D., Ruta, L., & Pioggia, G. (2020). Outcomes of a Robot-Assisted Social-Emotional Understanding Intervention for Young Children with Autism Spectrum Disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 50(6), Article 6. <https://doi.org/10.1007/s10803-019-03953-x>
- Matiz, A., Guzzon, D., Crescentini, C., Paschetto, A., & Fabbro, F. (2020). The role of self body brushing vs mindfulness meditation on interoceptive awareness : A non-randomized pilot study on healthy participants with possible implications for body image disturbances. *European Journal of Integrative Medicine*, 37, 101168. <https://doi.org/10.1016/j.eujim.2020.101168>
- Mazefsky, C. A., Folstein, S. E., & Lainhart, J. E. (2008). Overrepresentation of mood and anxiety disorders in adults with autism and their first-degree relatives : What does it mean? *Autism Research*, 1(3), 193-197. <https://doi.org/10.1002/aur.23>
- Mazefsky, C. A., Herrington, J., Siegel, M., Scarpa, A., Maddox, B. B., Scahill, L., & White, S. W. (2013). The Role of Emotion Regulation in Autism Spectrum Disorder. *Journal of the American Academy of Child & Adolescent Psychiatry*, 52(7), 679-688. <https://doi.org/10.1016/j.jaac.2013.05.006>
- Mazefsky, C. A., & White, S. W. (2014). Emotion Regulation. *Child and Adolescent Psychiatric Clinics of North America*, 23(1), 15-24. <https://doi.org/10.1016/j.chc.2013.07.002>
- Michaud, F., Duquette, A., & Nadeau, I. (2003). Characteristics of mobile robotic toys for children with pervasive developmental disorders. *SMC'03 Conference Proceedings. 2003 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Conference Theme - System Security and Assurance (Cat. No.03CH37483)*, 3, 2938-2943. <https://doi.org/10.1109/ICSMC.2003.1244338>
- O'Haire, M. E., McKenzie, S. J., Beck, A. M., & Slaughter, V. (2015). Animals may act as social buffers : Skin conductance arousal in children with autism spectrum disorder in a social context: Animals and Autism. *Developmental Psychobiology*, 57(5), 584-595. <https://doi.org/10.1002/dev.21310>
- Paredes, P., & Chan, M. (2011). CalmMeNow : Exploratory research and design of stress mitigating mobile interventions. *Proceedings of the 2011 Annual Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems - CHI EA '11*, 1699. <https://doi.org/10.1145/1979742.1979831>
- Pendry, P., & Vandagriff, J. L. (2019). Animal Visitation Program (AVP) Reduces Cortisol Levels of University Students : A Randomized Controlled Trial. *AERA Open*, 5(2), 233285841985259. <https://doi.org/10.1177/2332858419852592>
- Pennisi, P., Tonacci, A., Tartarisco, G., Billeci, L., Ruta, L., Gangemi, S., & Pioggia, G. (2016). Autism and social robotics : A systematic review: Autism and social robotics. *Autism Research*, 9(2), 165-183. <https://doi.org/10.1002/aur.1527>

- Righetti, L., Buchli, J., & Ijspeert, A. J. (2009). Adaptive Frequency Oscillators and Applications. *The Open Cybernetics & Systemics Journal*, 3(2), 64-69. <https://doi.org/10.2174/1874110X00903020064>
- Riley, J., Corkhill, B., & Morris, C. (2013). The Benefits of Knitting for Personal and Social Wellbeing in Adulthood : Findings from an International Survey. *British Journal of Occupational Therapy*, 76(2), 50-57. <https://doi.org/10.4276/030802213X13603244419077>
- Robins, B., Otero, N., Ferrari, E., & Dautenhahn, K. (2007). Eliciting Requirements for a Robotic Toy for Children with Autism—Results from User Panels. *RO-MAN 2007 - The 16th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, 101-106. <https://doi.org/10.1109/ROMAN.2007.4415061>
- Rosenblum, M., Pikovsky, A., Kurths, J., Schäfer, C., & Tass, P. (2001). Phase synchronisation : From theory to data analysis. In *Handbook of biological physics* (F. Moss&S. Gielen, p. 279-321). Elsevier.
- Russell, J. A. (1980). A circumplex model of affect. *Journal of Personality and Social Psychology*, 39(6), 1161-1178. <https://doi.org/10.1037/h0077714>
- Samson, A. C., Phillips, J. M., Parker, K. J., Shah, S., Gross, J. J., & Hardan, A. Y. (2014). Emotion Dysregulation and the Core Features of Autism Spectrum Disorder. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 44(7), 1766-1772. <https://doi.org/10.1007/s10803-013-2022-5>
- Sapey-Triomphe, L.-A., Moulin, A., Sonié, S., & Schmitz, C. (2018). The Glasgow Sensory Questionnaire : Validation of a French Language Version and Refinement of Sensory Profiles of People with High Autism-Spectrum Quotient. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 48(5), 1549-1565. <https://doi.org/10.1007/s10803-017-3422-8>
- Schmidt, R. C., Bienvenu, M., Fitzpatrick, P. A., & Amazeen, P. G. (1998). A comparison of intra- and interpersonal interlimb coordination : Coordination breakdowns and coupling strength. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 24(3), 884-900. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.24.3.884>
- Schneider, G., & Kelso, J. A. S. (1988). A synergetic theory of environmentally-specified and learned patterns of movement coordination : I. Relative phase dynamics. *Biological Cybernetics*, 58(2), 71-80. <https://doi.org/10.1007/BF00364153>
- Seifi, H., Zhang, K., & MacLean, K. E. (s. d.). *VibViz : Organizing, visualizing and navigating vibration libraries*. 6.
- T. Azevedo, R., Bennett, N., Bilicki, A., Hooper, J., Markopoulou, F., & Tsakiris, M. (2017). The calming effect of a new wearable device during the anticipation of public speech. *Scientific Reports*, 7(1), 2285. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-02274-2>
- van Steensel, F. J. A., & Heeman, E. J. (2017). Anxiety Levels in Children with Autism Spectrum Disorder : A Meta-Analysis. *Journal of Child and Family Studies*, 26(7), 1753-1767. <https://doi.org/10.1007/s10826-017-0687-7>

The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder

- Verrillo, R. T. (1985). Psychophysics of vibrotactile stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 77(1), Article 1. <https://doi.org/10.1121/1.392263>
- Wada, K., & Shibata, T. (2006). Living with Seal Robots in a Care House—Evaluations of Social and Physiological Influences. *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 4940-4945. <https://doi.org/10.1109/IROS.2006.282455>
- Warren, Z., Zheng, Z., Das, S., Young, E. M., Swanson, A., Weitlauf, A., & Sarkar, N. (2015). Brief Report: Development of a Robotic Intervention Platform for Young Children with ASD. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 45(12), Article 12. <https://doi.org/10.1007/s10803-014-2334-0>
- White, S. W., & Roberson-Nay, R. (2009). Anxiety, Social Deficits, and Loneliness in Youth with Autism Spectrum Disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 39(7), 1006-1013. <https://doi.org/10.1007/s10803-009-0713-8>
- Yohanan, S., & MacLean, K. E. (2012). The Role of Affective Touch in Human-Robot Interaction: Human Intent and Expectations in Touching the Haptic Creature. *International Journal of Social Robotics*, 4(2), 163-180. <https://doi.org/10.1007/s12369-011-0126-7>
- Zhang, M., Dumas, G., Kelso, J. A. S., & Tognoli, E. (2016). Enhanced emotional responses during social coordination with a virtual partner. *International Journal of Psychophysiology*, 104, 33-43. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2016.04.001>
- Zhou, Y., Murata, A., & Watanabe, J. (2020). The Calming Effect of Heartbeat Vibration. *2020 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, 677-683. <https://doi.org/10.1109/HAPTICS45997.2020.ras.HAP20.157.5a2e1551>

ETUDE 3

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related

Clement Blanc¹, Jean-Christophe Buisson², Jeanne Kruck¹, Viviane Kostrubiec^{1,3}

¹ Center for Studies and Research on Health Psychopathology and Psychology (CERPPS), University of Toulouse 2 Jean Jaurès, Toulouse, France

² Institut de Recherche en Informatique de Toulouse – UMR 5505, CNRS – University of Toulouse 3 Paul Sabatier, Toulouse, France

³ University of Toulouse 3 Paul Sabatier, Toulouse, France

Résumé

Nous avons développé un dispositif dynamique haptique dédié à la régulation de l'arousal. Il prend la forme d'une balle anti-stress vibrante à presser, appelée Viball, contrôlée par l'oscillateur de Hopf non linéaire adaptatif de Righetti. Les participants ont pressé une Viball adaptative qui adapte sa fréquence de vibration à la fréquence préférée du participant. La Viball adaptative a été comparée à trois Viballs non adaptatives, paramétrées pour vibrer à une fréquence inférieure, égale ou supérieure à la fréquence préférée des participants. Tout en pressant la balle, les participants ont regardé des images stressantes ou apaisantes et leur activité électrodermale a été enregistrée. En utilisant le paradigme de préférence, nous montrons que les participants préféraient interagir avec la Viball adaptative plutôt qu'avec la balle qui vibrait le plus lentement et qui réduisait le plus fortement l'arousal. La stabilité de la coordination humain-balle était la plus élevée avec la Viball adaptative. Il y avait également une corrélation positive entre la stabilité de la coordination et l'arousal. Les données sont discutées à la lumière de l'interprétation énergétique de la dynamique de coordination.

Mot clés : coordination haptique, activité électrodermale, robotique, perception-action.

Abstract

We have developed a haptic dynamic clamp dedicated to the regulation of arousal. It takes the form of a vibrating stress ball to be squeezed, called Viball, controlled by Righetti's nonlinear adaptive Hopf oscillator. Participants squeezed an adaptive Viball which adapts its frequency of vibration to the current frequency of human squeezing. The adaptive Viball was compared to three non-adaptive Viballs, parametrized to vibrate at a lower, equal, or higher frequency than the participants' preferred frequency. While squeezing the ball, participants looked at stressful or calming pictures and their electrodermal activity was recorded. Using the preference paradigm, we show that participants preferred to interact with the adaptive Viball rather than with the most slowly vibrating ball that most strongly reduced arousal. The stability of the human-ball coordination was the highest with the adaptive Viball. There was also a positive correlation between the stability of coordination and arousal. The data are discussed in light of the energy-based interpretation of coordination dynamics.

Keywords: Haptic coordination, robotic, electrodermal activity, perception-action

1. Introduction

Under pressure, people often tend to produce repetitive movements to disengage themselves from the stressful situation (Troisi, 2002). Brain research suggested that haptic sensations produced by repeated hand contractions trigger inhibiting bouts of alpha rhythms (Cross-Villasana et al., 2015) that protect against *overarousal* (Jensen & Mazaheri, 2010). Hoping to exploit the calming effect of touch, researchers provided clinical populations with *stress balls* but obtained inconsistent results (Kasar et al., 2020a; Torres-Gomez et al., 2021a; Yanes et al., 2018a). Squeezing balls reduced stress during hemodialysis (Kasar et al., 2020b), but failed to do so for dental treatment (Torres-Gomez et al., 2021b) and skin surgery (Yanes et al., 2018b).

Our aim was to better understand and to optimize the impact of stress balls. To this end, we drew on affective robotics (Hasegawa et al., 2019) motor coordination research (Kelso, 1995), and sensory analysis (Clark et al., 2009) to develop a robotic, *vibrating ball* to be squeezed, which we called *Viball*. In our previous experimental study, we showed that a non-adaptive Viball lowers anxiety and arousal (Blanc et al., 2022). In the present experiment, we evaluated participants' arousal and preferences for adaptive and non-adaptive Viballs.

1.1 Affective regulation through vibrotactile stimulation

Touch is one of the most emotionally charged channels (Galbusera et al., 2019; Mogan et al., 2017; Salminen et al., 2008; Smith & MacLean, 2007): petting a purring cat reduces anxiety and arousal. Based on such observations, affective haptic systems have been designed to calm people through vibrotactile stimulation (Kelling et al., 2016; Hasegawa, 2019; Paredes & Chan, 2011; Wada & Shibata, 2006; T.Azevedo et al., 2017; Zhou et al., 2020; Sefidgar et al., 2016). Sefidgar (2016) developed an animal-like "haptic creature" that responds to touch with different forms of breathing and purring, thereby lowering heart rate and anxiety levels. Kelling et al. (2016) created a sleeve embedded with actuators producing dynamic vibration patterns, "Good Vibes", to help people who suffer from stress. T.Azevedo et al. (2017) and Zhou et al. (2020) demonstrated that a simple heartbeat vibration provided by a haptic device had a calming effect on physiological response. Seifi et al. (2015) developed vibration

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related libraries, VibViz, relating physical parameters of the stimulus, such as the frequency or amplitude of vibration, to the affective impact of vibrations.

Inspired by psychophysics, this line of research overlooked however that perception and action are related (Blakemore et al., 1998; Gibson, 1962), and that the impact of vibrotactile actuators could therefore depend on the user's movement. Using Viball, we thus began to analyze the impact of haptic coordination between the oscillation of the vibrotactile actuator inserted in the Viball and the oscillation of the human's squeezing hand. *Our general hypothesis is that haptic human-ball coordination affects preferences and arousal.*

1.2 Affective regulation through motor coordination

The affective impact of coordination has been widely studied in social research (see Rennung & Göritz, 2016) for a meta-analysis). Experimental findings repeatedly showed that after coordinated singing, dancing, or walking, participants judge their social partners as friendlier, closer, or more trustworthy than before (Fitzpatrick et al., 2013; Galbusera et al., 2019; Hove & Risen, 2009; Lakens, 2010; Lorenz et al., 2016; Mogan et al., 2017; Tschacher et al., 2014; Valdesolo & DeSteno, 2011; Wiltermuth & Heath, 2009). This robust, experimental finding generalizes from human-human to human-object relationships: 12-month-old children who have been cradled in synchrony or in asynchrony with a teddy bear then choose to play with the teddy bear that was used in the synchronous condition (Tunçgenç et al., 2015).

1.3 Measuring affective arousal: electrodermal activity

In affective robotics, affective states induced by vibrotactile stimulation are most often studied with the help of the famous *circumplex model* (Russell, 1980). In this model, affective states are located on two affective dimensions: valence and arousal. Valence distinguishes pleasant emotions, such as joy or serenity, from unpleasant ones, such as anger or boredom. Arousal is reflected in various physiological reactions, such as increased heart rate or sweating. Stemming from Russell's work, affective state can be assessed by using two complementary methods: *electrodermal activity* (EDA) which measures arousal, and standardized psychometric test to evaluate valence. In this study, following Zhang et al., (2016), we focused on arousal, assessing exosomatic EDA.

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related

To record the EDA, a low, constant voltage is applied to two electrodes placed on the skin. The skin then acts as a variable resistor to the current flow running from electrode to electrode. Because the voltage (U in volts) is kept constant, the current (I in amp) depends on skin resistance (R in ohms), in line with Ohm's law: $I = U/R$. The useful key fact is that under arousal, skin resistance is decreased by the secretion of sweat, a conductive fluid secreted by sweat glands under the control of the sympathetic nervous system (Boucsein, 2012). If the sympathetic system arouses the body, the sweat is released, fills the sweat ducts, and the skin resistance drops. By convention, instead of skin resistance recorded by EDA sensors, researchers report its inverse: skin conductance ($1/\text{resistance} = \text{conductance}$ in microSiemens). In the case of arousal, where skin resistance drops, skin conductance increases. We hypothesized that *EDA is modulated by the properties of haptic human-ball coordination*.

1.4 Measuring and manipulating haptic coordination

To manipulate the properties of coordination we exploited the conceptual and operational tools provided by Coordination Dynamics (Kelso, 1995)(Kelso et al., 1981). Coordination is a universal effect, occurring spontaneously between two oscillating elements of any nature, provided they are coupled by a flow of energy or information, notably the haptic flow (Kelso et al., 2001; Nessler & Gilliland, 2009; van der Wel et al., 2011). Typically, coordination is assessed by *relative phase*, RP (Haken et al., 1985; J. A. Kelso, 1984) a measure that captures in degrees the spatiotemporal lag between two oscillating components in each movement cycle. For instance, if the oscillators oscillate in-phase, where the lag is null and the peaks of the oscillators are synchronized, the RP is 0° . The key property of coordination is its stability, that is, its resistance to change induced by perturbations of any nature. Operationally, it is assessed by the variability of RP: coordination is stable when the variability is weak (Schöner & Kelso, 1988).

In our previous study (Blanc et al., 2022), the stability of motor coordination was manipulated through the widely used *detuning* paradigm (Amazeen et al., 1995; Schmidt et al., 1998). Detuning refers to the mismatch between the preferred *frequency* (i.e., the eigenfrequency) of *coupled* oscillators. We systematically varied the detuning between the participant's preferred frequency of squeezing and the

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related vibration eigenfrequency of the ViBall. Our data evidenced that the stability of coordination influenced EDA. A similar finding was reported by Zhang et al. (2016) studying human-human visual coordination.

Our previous study, however, investigated the effect of unilateral coordination, where the haptic information flowed from the ball to the human. In the present study, we opted for *bilateral coupling*, where the coupling information flows from the Viball to the human and from the human to the Viball. Our hope was to simulate and exploit the above-mentioned effects of human-to-human visual coupling. To this end, we transformed our Viball into a haptic *dynamic clamp*.

1.5 Haptic dynamic clamp

A dynamic clamp is a mathematical model implemented in a real robotic device and fed with real environmental information to interact with the real environment (Destexhe & Bal, 2009). In human coordination studies, the first dynamic clamp was built by Kelso et al. (2009; for subsequent studies, see Dumas et al., 2014; Kostrubiec et al., 2015; Zhang et al., 2016). Inspired by this work, we exploited the Hopf adaptive frequency oscillator introduced by Righetti et al. (2006) to create a Viball that automatically adjusts its eigenfrequency of vibration to the preferred frequency of the human user. Righetti's model uses the following set of nonlinear differential equations:

$$\begin{aligned}\dot{x} &= (\mu - r^2)x - \omega y + \epsilon F && \text{Equation 1} \\ \dot{y} &= (\mu - r^2)y - \omega x \\ r &= \sqrt{x^2 + y^2}\end{aligned}$$

where x and y refer to the states of the system, μ controls the amplitude of the oscillations, and ω is related to the intrinsic frequency of the oscillator: the higher ω is, the higher the frequency of the vibrations. The parameter ϵ corresponds to the learning rate to converge the intrinsic frequency to the frequency of the input signal (F). Without external input ($\epsilon = 0$), the system oscillates at its intrinsic frequency: $\omega \text{ rads}^{-1}$. When environmental input is inserted into the equations, the oscillator is coupled to an external periodic force F , which in our project corresponds to the pressure exerted by the subject. Simultaneously, the system modifies its frequency parameter ω in order to adopt the environmental *input*, following the rule:

$$\dot{\cdot} = \pm \epsilon * F\left(\frac{y}{r}\right)$$

Research on interpersonal coordination have demonstrated that we tend to favor people who actively coordinate with us. Therefore, we assumed that the adaptive ball, which also actively coordinates with the participant, would be preferred. *We expect thus participants to prefer interacting with the haptic dynamic clamp rather than with a non-adaptive vibrating ball. We also expect coordination stability to affect the preferences and EDA.*

1.6 Preference paradigm

To test our hypotheses, a preference paradigm was developed. Preference paradigms are widely exploited in sensory analysis in order to compare the quality of products and select the most useful or appealing ones (Clark et al., 2009). We wanted to check what type of Viball would be preferred by participants: the adaptive Viball, incorporating the Hopf adaptive frequency oscillator, or a non-adaptive ball vibrating at an equal, lower or higher frequency than the participant's preferred one. In the first condition, the ω was automatically adapted to the participant's current frequency, in the second, it was fixed at the participant's preferred frequency, in the third, ω was set to a value lower than the preferred one, and in the fourth, at a higher value than the preferred one. Immediately after the interaction participants were asked to choose the specific ViBall with which they wished to play again.

2. Methods

2.1. Participants

Twenty volunteers, aged 23 to 38 years (mean age = 25.8, sd = 4.56) took part in this study. The group was right-handed, included 13 females, naïve about the purpose of the experiment and not paid for their participation. All participants had normal or corrected to normal vision. None reported tactile impairments or neurological, psychological, or psychiatric disorders. All provided written informed consent to participate in this study that was approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Toulouse (No. 2020-278), and conformed to the principles expressed in the Declaration of Helsinki. We excluded data from four participants in the electrodermal analysis: two persons due to motion corrupted finger data and two persons who were probably hypo-responsive. In these two

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related subjects, the signal showed no variation regardless of the robot and image presented. This may be attributed to the physiology of the skin, specifically the thickness of the skin which might have prevented the electrical current from flowing properly. If we include these two participants, the results remain significant.

2.2. Material

2.2.1. Viball

The vibrating ball prototype was fully described in our previous study (Blanc et al., 2022). It was designed as an anti-stress ball, covered with velvet, and filled with wadding and polystyrene beads. We inserted inside four pressure sensors (*Interlink model 402 FSR*) and four actuators generating vibrations (*Vibrating Mini Motor Disc*). The long-term drift of the FSR 402 is $< 5\% \log_{10}$. The vibrators generated a pure tone vibration with a sinusoidal waveform of 183 Hz frequency and the amplitude was 1.1g. These components were wired to a board and then connected to an Arduino Uno microcontroller (ATMEGA328P MCU). A C++ program governed by a mathematical model was written and implemented in the microcontroller to control the actuators (see below). It recorded the pressure-dependent decrease of resistance recorded by the sensors (in Ohms) that were sent to the microcontroller at the rate of 9600 baud.

2.2.2. Hopf model parametrization

After a series of pilot attempts, we decided to set the amplitude parameter μ to 3, and the external input parameter ϵ to 2 for the adaptive robot and to 0 for the non-adaptive robot. In the case of $\epsilon = 0$, the oscillator thus exhibits a limit cycle attractor with radius $\sqrt{\mu}$ and a stable intrinsic frequency ω . In the case of $\epsilon = 2$, the intrinsic frequency ω converges to the frequency of the pressure exerted by the subject. During the experiment, the state variables were updated by the Euler method, whereas x , ranging between -2 and 2, was used to control vibrations of the motor disc and stored for further analysis. To manipulate the intrinsic frequency of the model, four Viballs were programmed based on the subject's spontaneous frequency: three non-adaptive Viballs (NA) and one adaptive Viball (A). Of the three non-adaptive Viballs, the first vibrated at the participant's spontaneous frequency (NAFS), the second at the

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related
spontaneous frequency decreased by 20% (NA-20), and the third at the spontaneous frequency increased
by 20% (NA+20).

2.2.3. Electrodermal activity sensor

The BITalino sensor was used to measure and record EDA; further technical details about the device can be found in our previous study (Blanc et al., 2022). The BITalino was connected to the Arduino microcontroller and to a couple of Ag/AgCl electrodes with a contact diameter of 24 mm through two UC-E6 connectors. In our electronic design, this sensor measured DC exosomatic EDA by applying a small current of 0.132V to the skin under the electrodes. The electrodes are attached to the inner side of the middle phalanges of the index and middle fingers of the participant's non-dominant hand. The analog signal was sent to Arduino, digitalized at 33 Hz by an Analog to Digital Converter (ADC), and converted skin resistance (ohm, Ω) to conductivity (microSiemens, μS), ranging from 2 to 25 μS , at the resolution of 10 bits.

2.2.4. Visual stimuli

We used pictures from the *Open Affective Standardized Image Set* (OASIS), an open-access library of 900 images with normative ratings on two affective dimensions: valence and arousal (Kurdi et al., 2017). The level of valence and arousal of each of these images was quantified from self-reported subjective ratings on a 1-7 Likert scale. These levels ranged from 'very negative' (1) to 'very positive' (7) for valence and from 'very low' (1) to 'very high' (7) for arousal. We selected eighty-seven images of high valence-low arousal corresponding to calm and eighty-seven images of low valence-high arousal corresponding to stress. Similar to our previous study (Blanc et al., 2022), images selected as triggering stress (see Figure 1) were linked to the levels of arousal greater than 4.5 and of valence lesser than 3. Images selected to elicit calm were associated with the levels of arousal lower than 3 and to the levels of valence extending from 4.5 to 5.5 (see Figure 2).

2.2.5. Experimental setup

All instructions and pictures were displayed at the center of a black screen. Each picture was displayed full screen for 6 seconds (see Fig. 1). In each trial, three distinct pictures of the same valence

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related and arousal appeared consecutively, separated by a black screen during 1 second of interstimulus interval. Each set of three figures was followed by a 20s black screen. To facilitate the discrimination of Viballs belonging to the NA, A, NA-20 and NA+20 conditions, they were represented on the screen using four distinct colors (see Figure 2). The flow of the experimental procedure was controlled by a customized program written in Python (3.8) and the pygame library. The program controlled the Viball and stored the data sent by the microcontroller, sampled at 33 Hz, to the computer (13-inch Macbook Pro) for further analysis.



Fig. 1 Experimental setup. The participant looks at the screen and squeezes the stress ball while his\her EDA is recorded by the BITalino sensor.

2.2.6. Psychology tests.

The STAI-Y-1 questionnaire, composed of 20 items (e.g. “I am worried”; “I feel calm”) was used to evaluate the anxiety state. Each item was rated on a 4-point scale ranging from “not at all” to “very much so” (Gauthier & Bouchard, 1993): high scores reflect high anxiety levels. The French translation of STAI-Y-1, validated by Gauthier and Bouchard (1993), was applied.

2.3. Procedure

First, each participant was asked to complete the STAI-Y-1 questionnaire. Once the proper functioning of the device and its communication with Arduino had been verified, the familiarization procedure began. The participant had to sit in front of a computer screen, take the robot in the dominant hand, find a comfortable position, and familiarize him/herself with the ball by squeezing it several times.

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related

After the familiarization phase, the experimenter attached the electrodes to the palmar side of the phalanges of the middle and index fingers of the participant's non-dominant hand, in line with conventional guidelines (Braithwaite et al., 2015), and the experiment began. The experimental procedure consisted of 6 steps (Figure 2): (1) completion of STAI-Y-1, (2) spontaneous frequency test, (3) baseline, (4 and 5) interaction with the Viball, (6) completion of STAI-Y-1. The EDA was recorded continuously from the baseline to the end of the interaction. After the last block, the STAI-Y-1 was administered.

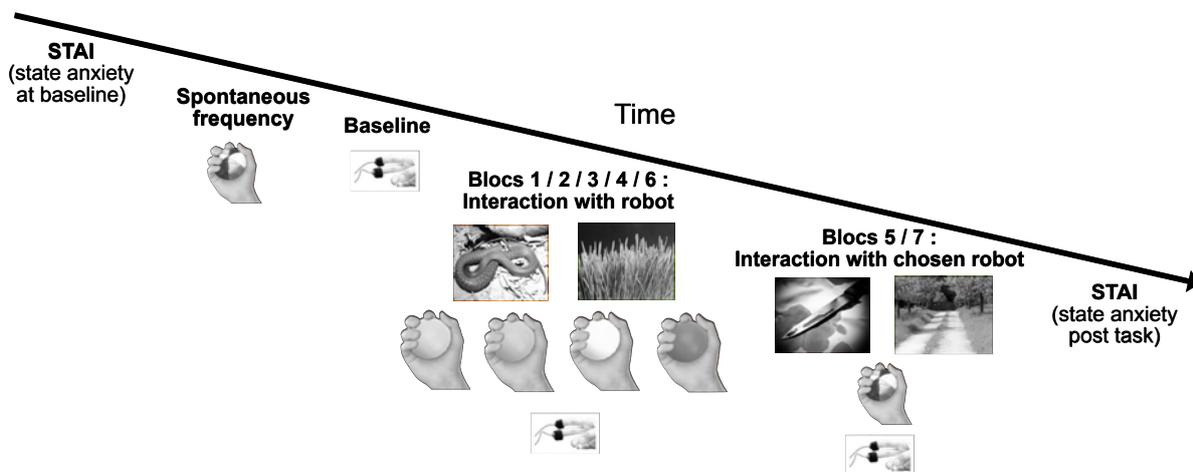


Fig. 2 Timeline of the experimental procedure. The pictures represent calming and stressful images used during the interaction with the Viball. The different colors of the Viballs refer to the different parameter settings of the Hopf oscillator: no vibration (multicolored ball), adaptive vibration and slower, equal, and faster than the participants' preferred frequency of squeezing. The EDA sensor illustrates the blocks where EDA was measured. See text for further details.

On the spontaneous frequency test, participants were asked to squeeze the Viball at their own pace for 20 seconds, and to stop. This condition, repeated 4 times, allowed the experimenter to determine the spontaneous frequency of each participant and to introduce the frequency parameter (ω) into the model. Then, during the baseline, participants were instructed to rest with their eyes fixed on the center of the screen for 3 minutes, with no stimuli presented.

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related

Immediately afterwards, the experimental trials began, using a procedure based on (Uhrig et al., 2016). Each trial was conducted as follows: three congruent images (stressful or calm) were successively presented for 6 seconds with 1 second of black screen between each image. The subject had to squeeze the robot during the 20 seconds of image presentation. This was followed by a period of 20 seconds without stimuli to allow the electrodermal activity to return to baseline.

Seven blocks of trials were administered in sequence: four *No-Choice* blocks (1,2,3,4), a *With-choice* block (5), a *No-Choice* block (6) and a *With-Choice* block (7) (see Figure 2). Each *No-Choice* block entailed ten trials presented at random: two trials for each type of ViBall and two trials without the vibrating device (None). For each pair of trials, one trial was presented with a stressful image and one trial with a non-stressful image. Before starting the *With-Choice* blocks, each participant interacted thus with each type of ViBall eight times.

Each *With-Choice* block included four trials, where participants were given the opportunity to choose the type of ViBall they wished to interact with. To facilitate selection, each type of ViBall was associated with a distinct color (see Figure 2). In each of the two *With-Choice* blocks, four trials were administered: two including stressful and two including non-stressful images. The participant's choice was recorded. Once all trials had been completed, the EDA sensors were removed and participants were asked to complete the psychological test. The whole experimental procedure lasted nearly 1 hour and a half.

2.4. Data analysis

2.4.1. Electrodermal activity

The data analysis procedure of EDA and robot-human coordination was fully described in our previous study (Blanc et al., 2022). The raw data acquired by the EDA sensor were skin resistance measures (ohm, Ω) that we transformed into conductivity units (microSiemens, μS) according to the transfer function (see Blanc et al., 2022). Then, EDA data were analyzed with Matlab (R2018a, Mathworks, Natick, MA, USA) using Ledalab v3.4.7 software (<http://ledalab.de>). First, the data were downsampled to 11 Hz, cleaned of artifacts using a fitting spline, and filtered with adaptive smoothing. According to Fahrenberg, Walschburger, Foerster, Myrtek, & Müller (1983), the frequencies present in

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related

SCR are expected to be below 0.5 Hz. To accelerate the signal analysis process, it is appropriate to use a low sampling frequency. To ensure that no information is lost during the sampling process, the Nyquist-Shannon sampling theorem dictates that the sampling frequency (F_s) must be at least twice the maximum frequency of the signal being sampled. Several studies in the literature, such as Bach et al. (2009), Bufo et al. (2022), and Daviaux et al. (2020), have used a sampling frequency of 10 Hz.

Afterwards, we employed a method known as Continuous Deconvolution Analysis (CDA), introduced by Benedek and Kaernbach (2010), to separate the skin conductance response (SCR) - a fast, event-related phasic component - from the skin conductance level (SCL) - a slower, tonic component. The tonic component (SCL) fluctuates slowly over a time scale of tens of seconds to minutes. It is measured during a baseline where the participant is not subjected to any stimulus. The phasic component (SCR) adds to the tonic changes and shows much faster and larger amplitude fluctuations. It can appear in response to an emotional stimulus about 1 to 3 seconds after the presentation of the stimulus. SCR exhibits an event-related rise peaking 0.2 to 1 μ S above its baseline and then it returns to the resting level.

We computed z-scores (Ben-Shakhar & Dolev, 1996) using means and standard deviations of the participant's conductance changes within each block to reduce intra-subject variability and allow meaningful comparisons. According to convention (Dawson et al., 2007; Levinson and Edelberg, 1985), SCRs were considered as having been triggered by the stimulus when occurring within the five-second response window and rising above the minimum amplitude criterion of 0.05 μ S. Once the signal processing had been completed, we analyzed two indexes of EDA: 'AmpSum' which corresponds to the Sum of SCR-amplitudes of significant SCRs within the response window and 'PhasicMax' which is the maximum value of phasic activity within the response window.

2.4.2 Robot-human coordination

The signals collected by the force-sensitive resistor were mean-centered, detrended, and low-pass filtered using a second-order dual-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 20 Hz. We then evaluated the *instantaneous frequency* of the pressure events produced by the participant, using the Matlab `unbuild` function (`instfreq`). Coordination between the human pressure and the ball vibrations

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related was assessed by *continuous relative phase* using the Hilbert transform (Rosenblum et al., 2001). To avoid transients, the first two and last two seconds of the time series were removed from the analysis. For each trial, the variance of RPs was calculated using circular statistics (Batschelet, 1981). Low variability illustrates a stable coordination pattern.

2.4.3. Psychological tests

For each participant, we calculated the average STAI-Y-1 score before and after the interaction with the haptic robot.

2.4.4. Statistical analysis

Statistical analysis aimed at answering four questions: (1) Which type of Viball was preferred? (2) How did the interaction with Viball modulate EDA? (3) How did the manipulation of Viball eigenfrequency affect the frequency of squeezing? (4) How did the haptic coordination affect EDA?

To evaluate preferences, we calculated the percentage of choices realized in With-Choice trials as a function of Viball (A, NAFS, NA-20, NA+20), and compared them using Fisher's exact test. This analysis was followed by Pairwise Fisher posthocs, adjusting the p-value for multiple comparisons. Then, we evaluated the effect of Viball on EDA, using a 5 (Viball = {NAFS, NA-20, NA+20, A, None}) \times 2 (Images = {stressful, calming}) ANOVA on the z-scores in AmpSum and PhasicMax and GlobalEDA. If appropriate, the analysis was followed by customized contrasts to compare the four types of Viball. To complete this analysis, we calculated correlations between the SD of RP and EDA, evaluated by AmpSum and PhasicMax, for each Viball.

In a third step, we analyzed squeezing frequency and haptic coordination. A 4 (Viball = {NAFS, NA-20, NA+20, A}) \times 2 (Images) ANOVA was carried out on squeezing frequency, its SD, RP and SD. If appropriate, this analysis was followed by post-hocs using a t-test with Holm correction, to adjust for multiple comparisons. Finally, we ensured that after interaction with the Viball, the participant's anxiety level had decreased, using a paired sample *t* test on the average STAI-Y-1 score.

Before all these analyses, we ensured that all variables were normally distributed, using the Shapiro-Wilk test ($p < 0.05$). Given that all factors with repeated measures have two levels, the sphericity assumption was always fulfilled. For all ANOVAs, images and ViBall corresponded to

repeated measures factors. For all results, only significant effects at $p < 0.05$ are reported. The statistical analysis was performed using JASP and R.

3. Results

3.1 Adaptive Viball was preferred

Fisher's exact test revealed that the type of ViBall influenced choice ($p < 0.005$) in each trial. Pairwise Fisher posthocs showed that the adaptive robot was the most frequently chosen option ($p < 0.05$ for all). NAFS and NA-20 were more often selected than NA+20 and None ($p < 0.05$ for all). (Fig.3). Participants consistently chose to select the same robot they used in the initial trial, despite being given the option to switch robots for each subsequent trial.

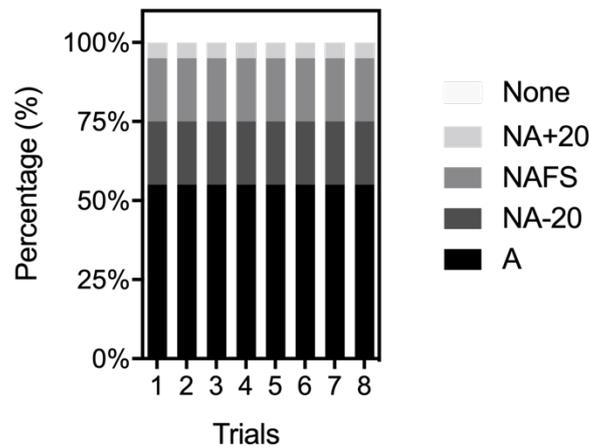


Fig. 3 Percentage of the robot chosen among the four robots proposed for each trial during the ‘choice’ blocks (5 and 7).

3.2 Interacting with Viball modulates EDA

The 5 (Viball) \times 2 (Images) ANOVA performed on Ampsum revealed a main effect of Viball ($F(4,60) = 2.636, p < 0.05$). Further analysis using customized contrast showed a significant difference between NAFS and None ($t(60) = 2.699, p < 0.01$) and between NAFS and NA-20 conditions ($t(60) =$

2.856, $p < 0.01$) (Fig.4A). The same ANOVA carried out on Phasicmax highlighted a main effect of Viball ($F(4,60) = 6.410$, $p < 0.001$). Customized contrast evidenced a significant difference between NA-20 and NAFS ($t(60) = 3.461$, $p < 0.001$), NA-20 and NA+20 ($t(60) = 2.661$, $p < 0.01$), None and NAFS ($t(60) = 4.259$, $p < 0.01$), None and NA+20 ($t(60) = 3.459$, $p < 0.001$) and None and A conditions ($t(60) = 2.643$, $p < 0.01$) (Fig.4B).

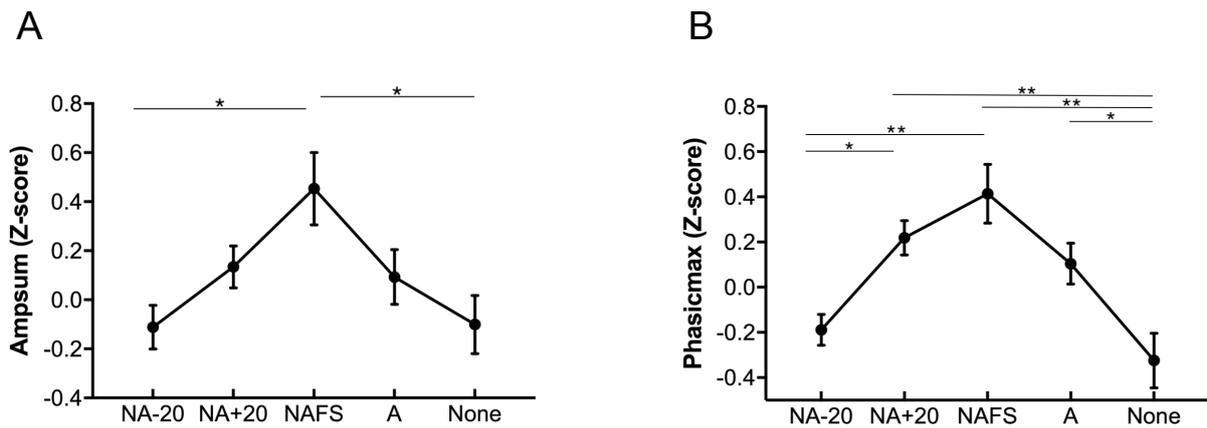


Fig. 4A Z-score of the sum of the amplitudes of the phasic EDA response (Ampsum) recorded during interaction with the different types of Viball. **B.** Z-score of the maximum phasic response (Phasicmax) of the EDA recorded during interaction with the different robots. For both graphics, NA-20 represents the non-adaptive robot vibrating at the spontaneous frequency decreased by 20%, NA+20: non-adaptive robot vibrating at the spontaneous frequency increased by 20%, NAFS: non-adaptive robot vibrating at the participant's spontaneous frequency, A: adaptive robot, and None: absence of the robot. Vertical bars represent standard error of the mean (SEM), asterisks represent statistical significance levels (* for 0.05, ** for 0.001).

The same 5 (Viball) \times 2 (Images) ANOVA performed on Global EDA during the rest period evidenced a main effect of Viball ($F(4,64) = 4.583$, $p < 0.01$). Customized contrast evidenced a significant difference between NA-20 and NAFS ($t(64) = 3.512$, $p < 0.001$), A and NAFS ($t(64) = 3.692$, $p < 0.01$), None and NAFS ($t(64) = 2.347$, $p < 0.05$) and A and NA+20 ($t(64) = 2.092$, $p < 0.05$) (Fig.5).

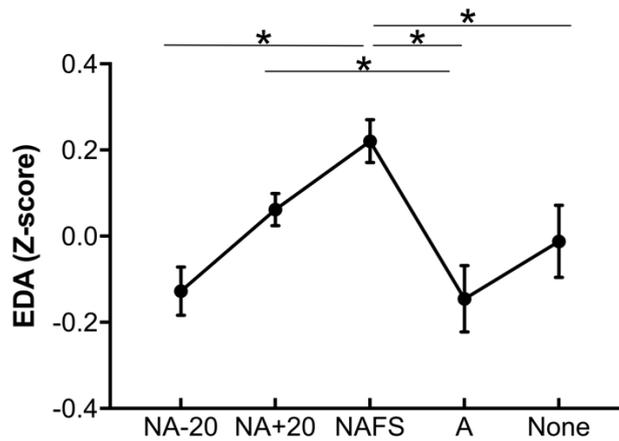


Fig. 5 Z-score of the global EDA including phasic and tonic response (GlobalEDA) recorded during the rest period. NA-20 represents the non-adaptive robot vibrating at the spontaneous frequency decreased by 20%, NA+20: non-adaptive robot vibrating at the spontaneous frequency increased by 20%, NAFS: non-adaptive robot vibrating at the participant's spontaneous frequency, A: adaptive robot. Vertical bars represent standard error of the mean (SEM), asterisks represent statistical significance levels (* for 0.05, ** for 0.001).

3.3 The type of Viball modulates squeezing frequency

The 4 (Viball) \times 2 (Images) ANOVA carried out on frequency evidenced an effect of Viball ($F(3,57) = 11.974, p < 0.001$). Post-hocs with Holm correction showed that the frequency was lower for NA-20 compared to NA+20 ($t = 5.845, p < 0.001$) and to NAFS ($t = 2.768, p < 0.05$). The frequency for A was lower compared to NA+20 ($t = 4.047, p < 0.001$) and for NAFS compared to NA+20 ($t = 3.077, p < 0.05$) (Fig.6A). The same ANOVA performed on frequency variability only showed an effect of Viball ($F(3,57) = 6.330, p < 0.001$). The same post-hocs evidenced that frequency variability was lower for A than for NAFS ($t = 4.266, p < 0.001$) (Fig.6B).

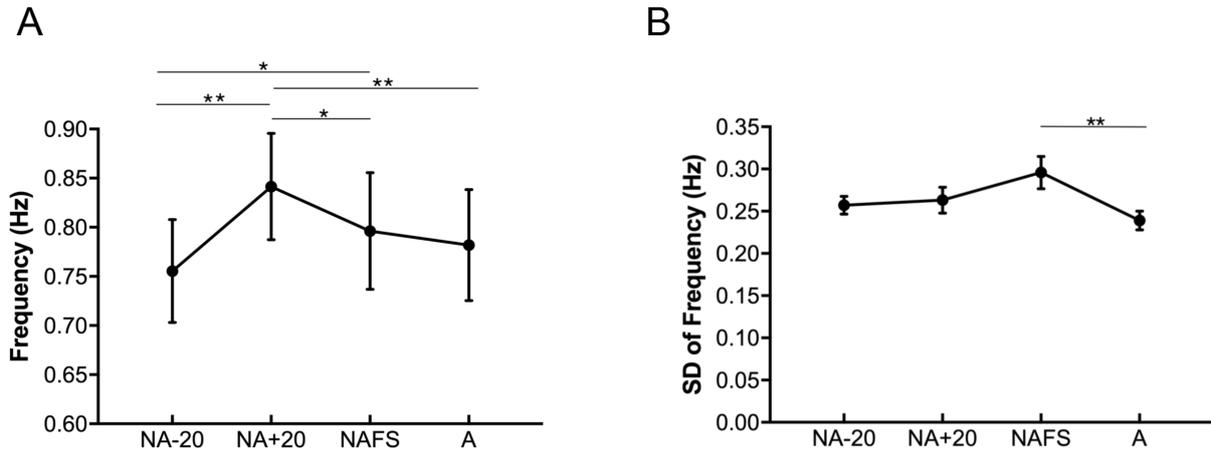


Fig. 6 **A** Frequency (Hz) as a function of Viball **B**. Variability of frequency (SD of frequency). For both graphics, NA-20 represents the non-adaptive robot vibrating at the spontaneous frequency decreased by 20%, NA+20: non-adaptive robot vibrating at the spontaneous frequency increased by 20%, NAFS: non-adaptive robot vibrating at the participant's spontaneous frequency, A: adaptive robot. Vertical bars represent standard error of the mean (SEM), asterisks represent statistical significance levels (* for 0.05, ** for 0.001).

3.4 The type of Viball modulates the variability of RP

The 4 (Viball) \times 2 (Images) ANOVA performed on the SD of RP evidenced a main effect of Viball ($F(3.57) = 8.493, p < 0.001$) and Images ($F(1.19) = 4.721, p < 0.05$). Further post-hocs with Holm correction revealed that the SD of RP was lower for A compared to the other three non-adaptive robots: A/NA-20 ($t = 3.995, p < 0.001$), A/NAFS ($t = 4.667, p < 0.001$), A/NA+20 ($t = 2.766, p < 0.05$) (Fig.7). There was also a positive correlation between EDA and SD of RP in A (Fig.8A) ($r = 0.462, p < 0.036$) and in NAFS conditions (Fig.8B) ($r = 0.643, p < 0.004$).

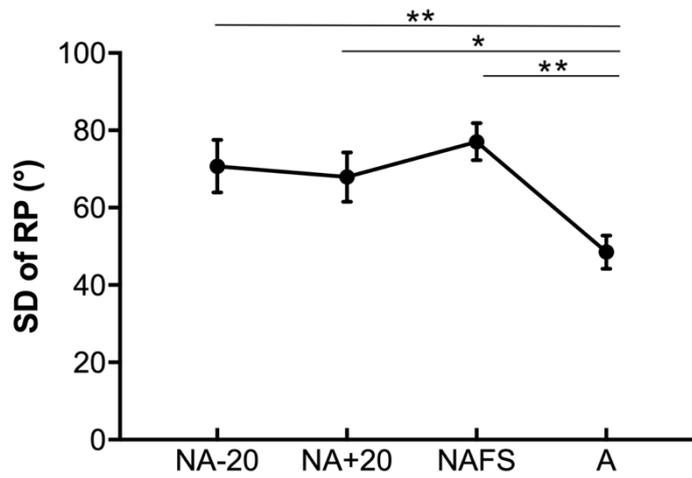


Fig. 7 Variability of relative phase (SD of RP). NA-20 represents the non-adaptive robot vibrating at the spontaneous frequency decreased by 20%, NA+20: non-adaptive robot vibrating at the spontaneous frequency increased by 20%, NAFS: non-adaptive robot vibrating at the participant's spontaneous frequency, A: adaptive robot. Vertical bars represent standard error of the mean (SEM), asterisks represent statistical significance levels (* for 0.05, ** for 0.001).

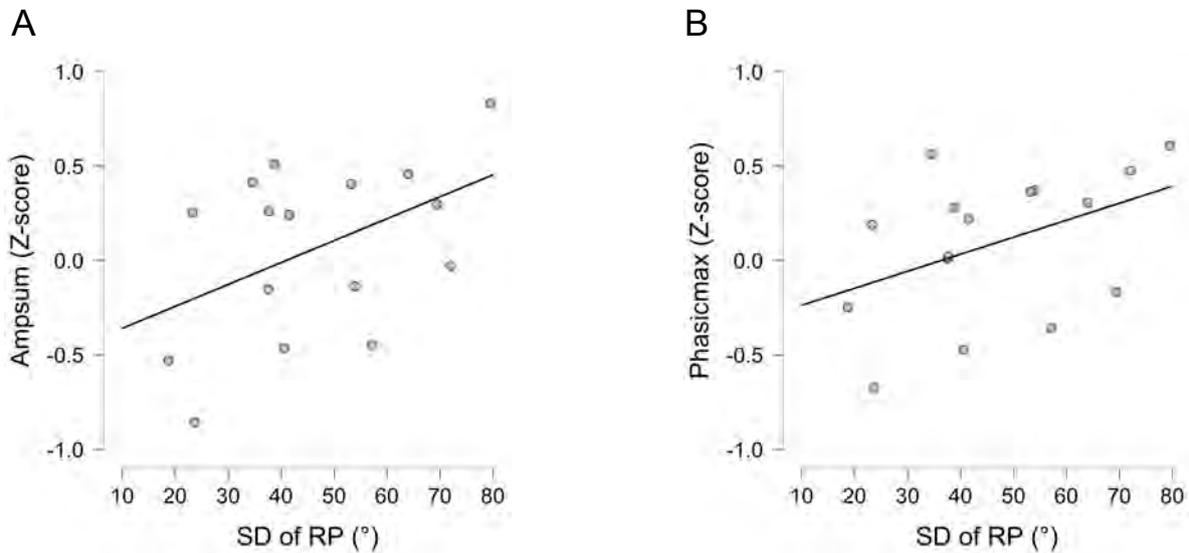


Fig. 8 Correlation between SD of RP in A and EDA, assessed by Ampsum (A) and Phasicmax (B).

4. Discussion

We developed a haptic dynamic clamp, a vibrating anti-stress ball adjusting its vibration frequency to the participant's frequency of squeezing. The aim was to know which type of device was preferred by the subjects: the adaptive Viball, or a non-adaptive ball vibrating at a lower, equal, or higher frequency than the preferred one. Our data evidenced that participants clearly preferred to interact with the adaptive device. The findings showed that in the adaptive condition, human-ball coordination was the most stable, but the adaptative ball was not the one that most strongly reduced arousal. There was also a positive correlation between the stability of human-ball coordination and EDA for the adaptive Viball and for the Viball vibrating at the preferred frequency.

4.1 Coordination and preference

Unsurprisingly, without any explicit instruction, participants spontaneously adjusted their squeezing frequency to the vibration of the ball. Spontaneous coordination is the key feature of the nonlinear oscillating systems (Fitzpatrick et al., 1996). It is also no surprise that the adaptive Viball resulted in the most stable haptic coordination: In this condition, the nonlinear Hopf model protected coordination against perturbations. What is important is that participants clearly preferred the adaptive Hopf model. This implies that they gave preference to the Viball that stabilized coordination than to the Viball acting as a mere metronome. Humans prefer stable coordination over a constant and predictable environmental signal.

Moreover, our participants preferred to interact with the Viball that promoted the stability of coordination rather than with the Viball that reduced arousal most strongly, i.e., with the adaptive Viball rather than with the Viball that vibrated more slowly than the subject's preferred frequency. Preferred frequency emerges from the coupling of multiple, nested related rhythms in the brain and the body (Rassi et al., 2019). Although slow rhythms are relaxing (Feldman et al., 2011; Blanc et al., 2022), adopting a slower rhythm than the eigenfrequency emerging from the hierarchy is experienced as being uneasy and difficult (Bååth & Madison, 2012).

4.2 Stability and arousal

Our second major finding, the positive relationship between stability and arousal, is part of a bigger picture. In the literature, the stability of coordination was associated to low attentional cost and low energy expenditure (Amazeen et al., 2005; Sparrow et al., 2007; Zanone et al., 2010). We completed this picture by correlating stability with arousal. All the three features -- arousal, energy, and attention - - depend on the functioning of the autonomic sympathetic system (Thorp & Schlaich, 2015)(Giuliano et al., 2018). It makes sense that they depend on stability in the same way.

The positive correlation between stability and arousal is also in strong agreement with the energy-based interpretation of coordination dynamics (Diedrich & Warren, 1995). In this theoretical frame, coordination arises inside self-organizing systems that spontaneously tend toward the most stable, least energy-consuming coordination states. The steady states can be pictured as valleys, or attractors, within a landscape of potential (Haken, 1993). Driving the system away from the steady states causes increases in energetic and attentional cost and, as we know now, in arousal.

Of interest, the relationship between stability and arousal manifests itself only close to the preferred frequency state. The arousal-stability dependency is not evidenced for frequencies lower and higher than the preferred one. This is no surprise: simple, theoretically expectable relationships between dynamic coordination features can vanish outside the most stable coordination regime (Mitra et al., 1997). In a metastable regime, for instance, most stable states, called attractors, lose their attractive properties (Kelso, 2012). One may speculate that this functioning offers coordination systems great plasticity: in distinct coordination regimes, it can display distinct patterns of features.

4.3. Ambitions, limitations, and future directions

At the beginning of this project, our ambition was to develop a prototype of a vibrating stress ball to help people in stressful situations. Our guess was that trying to develop a tool to be used in everyday life would lead us to reveal a rich range of meaningful issues that would otherwise remain hidden. To date, we have built a to-be-improved 'proof of concept', and tested it in a laboratory context. There is still a lot to do. The Viball must be freed from its support and its connection to the computer. We need to better understand the sensory rendering of various materials with which the ball is covered

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related or filled. Last but not least, even if there was a significant effect of squeezing frequency on arousal, we need to better understand how to amplify and manipulate this effect. In a real situation, only a Viball causing noticeable decreases in anxiety and arousal is useful. To increase both coordination stability and the calming effect of the Viball, an adaptive oscillator that progressively slows down and implicitly attracts the participant's spontaneous frequency toward a lower one should be tested.

5. Conclusion

We evaluated the effect of a haptic dynamic clamp, a vibrating ball to be squeezed, on preferences and arousal. Participants squeezed the ball for 20 seconds while watching stressful or calming pictures. In line with the energy-based interpretation of coordination dynamics, stability and arousal were positively correlated. Participants preferred to play with the adaptive Viball, rather than with the one that vibrated at the slowest frequency. We need now to discover how to enhance the effect of the Viball on arousal and anxiety.

Statements and Declarations

Acknowledgements. We thank Teresa Blicharska for proofreading, spell checking and grammar checking of the manuscript. The authors wish to thank all the persons who participated in this study.

Funding Statement. This work was funded by APR19 and the Occitanie Region - Doctoral grants.

Competing Interests. The authors declare that they have no competing interests.

Data availability statement. Data will be made available on personal request.

Authors' Contributions.

CB: conceptualization, methodology, software, investigation, data curation, formal analysis, resources, writing - original draft, visualization

JCB: conceptualization, software, resources, supervision, writing – review and editing

JK: conceptualization, supervision, writing – review and editing

VK: funding acquisition, conceptualization, supervision, writing – review and editing, project administration

References

- Amazeen, E. L., Ringenbach, S. D., & Amazeen, P. G. (2005). The effects of attention and handedness on coordination dynamics in a bimanual Fitts' law task. *Experimental Brain Research*, *164*(4), 484–499. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-2269-y>
- Amazeen, P. G., Schmidt, R. C., & Turvey, M. T. (1995). Frequency detuning of the phase entrainment dynamics of visually coupled rhythmic movements. *Biological Cybernetics*, *72*(6), Art. 6. <https://doi.org/10.1007/BF00199893>
- Bååth, R., & Madison, G. (2012). The Subjective Difficulty of Tapping to a Slow Beat. *Proceedings of the 12th International Conference on Music Perception and Cognition and the 8th Triennial Conference of the European Society for the Cognitive Sciences of Music*.
- Batschelet, E. (1981). *Circular statistics in biology*. Academic Press.
- Benedek, M., & Kaernbach, C. (2010). A continuous measure of phasic electrodermal activity. *Journal of Neuroscience Methods*, *190*(1), 80–91. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.04.028>
- Ben-Shakhar, G., & Dolev, K. (1996). Psychophysiological detection through the guilty knowledge technique: Effects of mental countermeasures. *Journal of Applied Psychology*, *81*(3), 273–281. <https://doi.org/10.1037/0021-9010.81.3.273>
- Blakemore, S. J., Wolpert, D. M., & Frith, C. D. (1998). Central cancellation of self-produced tickle sensation. *Nature Neuroscience*, *1*(7), Art. 7. <https://doi.org/10.1038/2870>
- Boucsein, W. (2012). *Electrodermal Activity*. Springer US. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1126-0>
- Braithwaite, J. J., Watson, D. G., Jones, R., & Rowe, M. (2015). *A Guide for Analysing Electrodermal Activity (EDA) & Skin Conductance Responses (SCRs) for Psychological Experiments*. <https://doi.org/10.1007/s10948-012-1909-2>
- Clark, S., Costello, M., Drake, M. A., & Bodyfelt, F. (A c. Di). (2009). *The sensory evaluation of dairy products* (2., ed). Springer.
- Cross-Villasana, F., Gröpel, P., Doppelmayr, M., & Beckmann, J. (2015). Unilateral Left-Hand Contractions Produce Widespread Depression of Cortical Activity after Their Execution. *PLOS ONE*, *10*(12), e0145867. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0145867>
- Destexhe, A., & Bal, T. (A c. Di). (2009). *Dynamic-clamp: From principles to applications*. Springer.
- Diedrich, F. J., & Warren, W. H., Jr. (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *21*(1), 183–202. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.21.1.183>
- Dumas, G., de Guzman, G. C., Tognoli, E., & Kelso, J. A. S. (2014). The human dynamic clamp as a paradigm for social interaction. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *111*(35), Art. 35. <https://doi.org/10.1073/pnas.1407486111>
- Feldman, R., Magori-Cohen, R., Galili, G., Singer, M., & Louzoun, Y. (2011). Mother and infant coordinate heart rhythms through episodes of interaction synchrony. *Infant Behavior and*

- Development*, 34(4), 569–577. <https://doi.org/10.1016/j.infbeh.2011.06.008>
- Fitzpatrick, P., Diorio, R., Richardson, M. J., & Schmidt, R. C. (2013). Dynamical methods for evaluating the time-dependent unfolding of social coordination in children with autism. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 7. <https://doi.org/10.3389/fnint.2013.00021>
- Fitzpatrick, P., Schmidt, R. C., & Carello, C. (1996). Dynamical patterns in clapping behavior. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 22(3), Art. 3. <https://doi.org/10.1037//0096-1523.22.3.707>
- Galbusera, L., Finn, M. T. M., Tschacher, W., & Kyselo, M. (2019). Interpersonal synchrony feels good but impedes self-regulation of affect. *Scientific Reports*, 9(1), 14691. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-50960-0>
- Gauthier, J., & Bouchard, S. (1993). Adaptation canadienne-française de la forme révisée du State–Trait Anxiety Inventory de Spielberger. *Canadian Journal of Behavioural Science / Revue Canadienne Des Sciences Du Comportement*, 25(4), 559–578. <https://doi.org/10.1037/h0078881>
- Gibson, J. J. (1962). Observations on active touch. *Psychological Review*, 69, 477–491.
- Giuliano, R. J., Karns, C. M., Bell, T. A., Petersen, S., Skowron, E. A., Neville, H. J., & Pakulak, E. (2018). Parasympathetic and sympathetic activity are associated with individual differences in neural indices of selective attention in adults. *Psychophysiology*, 55(8), e13079. <https://doi.org/10.1111/psyp.13079>
- Haken, H. (1993). Basic concepts of synergetics. *Applied Physics A Solids and Surfaces*, 57(2), Art. 2. <https://doi.org/10.1007/BF00331431>
- Haken, H., Kelso, J. A., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, 51(5), 347–356.
- Hasegawa, H., Okamoto, S., Ito, K., & Yamada, Y. (2019). Affective Vibrotactile Stimuli: Relation between Vibrotactile Parameters and Affective Responses. *International Journal of Affective Engineering*, 18(4), 171–180. <https://doi.org/10.5057/ijae.IJAE-D-18-00008>
- Hove, M. J., & Risen, J. L. (2009). It's All in the Timing: Interpersonal Synchrony Increases Affiliation. *Social Cognition*, 27(6), 949–960. <https://doi.org/10.1521/soco.2009.27.6.949>
- Jensen, O., & Mazaheri, A. (2010). Shaping Functional Architecture by Oscillatory Alpha Activity: Gating by Inhibition. *Frontiers in Human Neuroscience*, 4. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2010.00186>
- Kasar, K. S., Erzincanli, S., & Akbas, N. T. (2020a). The effect of a stress ball on stress, vital signs and patient comfort in hemodialysis patients: A randomized controlled trial. *Complementary Therapies in Clinical Practice*, 41, 101243. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2020.101243>
- Kasar, K. S., Erzincanli, S., & Akbas, N. T. (2020b). The effect of a stress ball on stress, vital signs and patient comfort in hemodialysis patients: A randomized controlled trial. *Complementary Therapies in Clinical Practice*, 41, 101243. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2020.101243>

- Kelling, C., Pitaro, D., & Rantala, J. (2016). Good vibes: The impact of haptic patterns on stress levels. *Proceedings of the 20th International Academic Mindtrek Conference on - AcademicMindtrek '16*, 130–136. <https://doi.org/10.1145/2994310.2994368>
- Kelso, J. A. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 246(6), R1000–R1004. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.1984.246.6.R1000>
- Kelso, J. A., Fink, P. W., DeLaplain, C. R., & Carson, R. G. (2001). Haptic information stabilizes and destabilizes coordination dynamics. *Proceedings. Biological Sciences / The Royal Society*, 268(1472), Art. 1472. <https://doi.org/10.1098/rspb.2001.1620>
- Kelso, J. A., Holt, K. G., Rubin, P., & Kugler, P. N. (1981). Patterns of human interlimb coordination emerge from the properties of non-linear, limit cycle oscillatory processes: Theory and data. *Journal of Motor Behavior*, 13(4), Art. 4.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior*. MIT Press.
- Kelso, J. A. S. (2012). Multistability and metastability: Understanding dynamic coordination in the brain. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 367(1591), Art. 1591. <https://doi.org/10.1098/rstb.2011.0351>
- Kelso, J. A. S., de Guzman, G. C., Reveley, C., & Tognoli, E. (2009). Virtual Partner Interaction (VPI): Exploring Novel Behaviors via Coordination Dynamics. *PLoS ONE*, 4(6), Art. 6. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0005749>
- Kostrubiec, V., Dumas, G., Zanone, P.-G., & Kelso, J. A. S. (2015). The Virtual Teacher (VT) Paradigm: Learning New Patterns of Interpersonal Coordination Using the Human Dynamic Clamp. *PLoS ONE*, 10(11), Art. 11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0142029>
- Kurdi, B., Lozano, S., & Banaji, M. R. (2017). Introducing the Open Affective Standardized Image Set (OASIS). *Behavior Research Methods*, 49(2), 457–470. <https://doi.org/10.3758/s13428-016-0715-3>
- Lakens, D. (2010). Movement synchrony and perceived entitativity. *Journal of Experimental Social Psychology*, 46(5), 701–708. <https://doi.org/10.1016/j.jesp.2010.03.015>
- Lorenz, T., Weiss, A., & Hirche, S. (2016). Synchrony and Reciprocity: Key Mechanisms for Social Companion Robots in Therapy and Care. *International Journal of Social Robotics*, 8(1), 125–143. <https://doi.org/10.1007/s12369-015-0325-8>
- Mitra, S., Amazeen, P. G., & Turvey, M. T. (1997). Dynamics of Bimanual Rhythmic Coordination in the Coronal Plane. *Motor Control*, 1(1), Art. 1. <https://doi.org/10.1123/mcj.1.1.44>
- Mogan, R., Fischer, R., & Bulbulia, J. A. (2017). To be in synchrony or not? A meta-analysis of synchrony's effects on behavior, perception, cognition and affect. *Journal of Experimental Social Psychology*, 72, 13–20. <https://doi.org/10.1016/j.jesp.2017.03.009>
- Nessler, J. A., & Gilliland, S. J. (2009). Interpersonal synchronization during side by side treadmill walking is influenced by leg length differential and altered sensory feedback. *Human Movement*

- Science*, 28(6), 772–785. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.04.007>
- Paredes, P., & Chan, M. (2011). CalmMeNow: Exploratory research and design of stress mitigating mobile interventions. *Proceedings of the 2011 Annual Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems - CHI EA '11*, 1699. <https://doi.org/10.1145/1979742.1979831>
- Rassi, E., Dorffner, G., Gruber, W., Schabus, M., & Klimesch, W. (2019). Coupling and Decoupling between Brain and Body Oscillations. *Neuroscience Letters*, 711, 134401. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2019.134401>
- Rennung, M., & Göritz, A. S. (2016). Prosocial Consequences of Interpersonal Synchrony: A Meta-Analysis. *Zeitschrift Für Psychologie*, 224(3), 168–189. <https://doi.org/10.1027/2151-2604/a000252>
- Rosenblum, M., Pikovsky, A., Kurths, J., Schäfer, C., & Tass, P. (2001). Phase synchronisation: From theory to data analysis. In *Handbook of biological physics* (F. Moss&S. Gielen, pp. 279–321). Elsevier.
- Salminen, K., Surakka, V., Lylykangas, J., Raisamo, J., Saarinen, R., Raisamo, R., Rantala, J., & Evreinov, G. (2008). Emotional and behavioral responses to haptic stimulation. *Proceeding of the Twenty-Sixth Annual CHI Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI '08*, 1555. <https://doi.org/10.1145/1357054.1357298>
- Sefidgar, Y. S., MacLean, K. E., Yohanan, S., Van der Loos, H. F. M., Croft, E. A., & Garland, E. J. (2016). Design and Evaluation of a Touch-Centered Calming Interaction with a Social Robot. *IEEE Transactions on Affective Computing*, 7(2), 108-121. <https://doi.org/10.1109/TAFFC.2015.2457893>
- Schmidt, R. C., Biennu, M., Fitzpatrick, P. A., & Amazeen, P. G. (1998). A comparison of intra- and interpersonal interlimb coordination: Coordination breakdowns and coupling strength. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 24(3), Art. 3. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.24.3.884>
- Schöner, G., & Kelso, J. A. S. (1988). A synergetic theory of environmentally-specified and learned patterns of movement coordination: I. Relative phase dynamics. *Biological Cybernetics*, 58(2), 71–80. <https://doi.org/10.1007/BF00364153>
- Smith, J., & MacLean, K. (2007). Communicating emotion through a haptic link: Design space and methodology. *International Journal of Human-Computer Studies*, 65(4), 376–387. <https://doi.org/10.1016/j.ijhcs.2006.11.006>
- Sparrow, W. A., Lay, B. S., & O'Dwyer, N. J. (2007). Metabolic and Attentional Energy Costs of Interlimb Coordination. *Journal of Motor Behavior*, 39(4), Art. 4. <https://doi.org/10.3200/JMBR.39.4.259-275>
- T. Azevedo, R., Bennett, N., Bilicki, A., Hooper, J., Markopoulou, F., & Tsakiris, M. (2017). The calming effect of a new wearable device during the anticipation of public speech. *Scientific*

- Reports*, 7(1), 2285. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-02274-2>
- Thorp, A. A., & Schlaich, M. P. (2015). Relevance of Sympathetic Nervous System Activation in Obesity and Metabolic Syndrome. *Journal of Diabetes Research*, 2015, 1–11. <https://doi.org/10.1155/2015/341583>
- Torres-Gomez, J., Arnason, S. C., Hoopes, W. L., & Vandewalle, K. S. (2021a). Management of dental anxiety via distraction technique. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 13(4), e350–e356. <https://doi.org/10.4317/jced.57660>
- Troisi, A. (2002). Displacement Activities as a Behavioral Measure of Stress in Nonhuman Primates and Human Subjects. *Stress*, 5(1), 47–54. <https://doi.org/10.1080/102538902900012378>
- Tschacher, W., Rees, G. M., & Ramseyer, F. (2014). Nonverbal synchrony and affect in dyadic interactions. *Frontiers in Psychology*, 5. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01323>
- Tunçgenç, B., Cohen, E., & Fawcett, C. (2015). Rock With Me: The Role of Movement Synchrony in Infants' Social and Nonsocial Choices. *Child Development*, 86(3), 976–984. <https://doi.org/10.1111/cdev.12354>
- Uhrig, M. K., Trautmann, N., Baumgärtner, U., Treede, R.-D., Henrich, F., Hiller, W., & Marschall, S. (2016). Emotion Elicitation: A Comparison of Pictures and Films. *Frontiers in Psychology*, 7. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.00180>
- Valdesolo, P., & DeSteno, D. (2011). Synchrony and the social tuning of compassion. *Emotion*, 11(2), 262–266. <https://doi.org/10.1037/a0021302>
- van der Wel, R. P. R. D., Knoblich, G., & Sebanz, N. (2011). Let the force be with us: Dyads exploit haptic coupling for coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 37(5), Art. 5. <https://doi.org/10.1037/a0022337>
- Wiltermuth, S. S., & Heath, C. (2009). Synchrony and Cooperation. *Psychological Science*, 20(1), 1–5. <https://doi.org/10.1111/j.1467-9280.2008.02253.x>
- Yanes, A. F., Weil, A., Furlan, K. C., Poon, E., & Alam, M. (2018a). Effect of Stress Ball Use or Hand-holding on Anxiety During Skin Cancer Excision: A Randomized Clinical Trial. *JAMA Dermatology*, 154(9), 1045. <https://doi.org/10.1001/jamadermatol.2018.1783>
- Yanes, A. F., Weil, A., Furlan, K. C., Poon, E., & Alam, M. (2018b). Effect of Stress Ball Use or Hand-holding on Anxiety During Skin Cancer Excision: A Randomized Clinical Trial. *JAMA Dermatology*, 154(9), 1045. <https://doi.org/10.1001/jamadermatol.2018.1783>
- Zanone, P. G., Kostrubiec, V., Albaret, J. M., & Temprado, J. J. (2010). Covariation of attentional cost and stability provides further evidence for two routes to learning new coordination patterns. *Acta Psychologica*, 133(2), Art. 2. <https://doi.org/10.1016/j.actpsy.2009.10.006>
- Zhang, M., Dumas, G., Kelso, J. A. S., & Tognoli, E. (2016). Enhanced emotional responses during social coordination with a virtual partner. *International Journal of Psychophysiology*, 104, 33–43. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2016.04.001>
- Zhou, Y., Murata, A., & Watanabe, J. (2020). The Calming Effect of Heartbeat Vibration. *2020 IEEE*

Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related

Haptics

Symposium

(HAPTICS),

677–683.

<https://doi.org/10.1109/HAPTICS45997.2020.ras.HAP20.157.5a2e1551>

ETUDE 4

Acceptability of a vibrotactile ball among children with ASD during a social skills group (en cours)

Clement Blanc¹, Jean-Christophe Buisson², Jeanne Kruck¹, Viviane Kostrubiec^{1,3}

¹ Center for Studies and Research on Health Psychopathology and Psychology (CERPPS), University of Toulouse 2 Jean Jaurès, Toulouse, France

² Institut de Recherche en Informatique de Toulouse – UMR 5505, CNRS – University of Toulouse 3 Paul Sabatier, Toulouse, France

³ University of Toulouse 3 Paul Sabatier, Toulouse, France

Résumé

Nous avons développé trois balles anti-stress destinées à réguler le stress chez des enfants avec TSA. Parmi les balles étaient proposées une balle adaptative, une balle non adaptative et une balle sans vibration. Les enfants ont pressé les différents types de balles durant un temps d'échange libre avec un psychologue lors d'un groupe d'entraînement aux habiletés sociales. En utilisant un paradigme de préférence, nous montrons que les enfants avec TSA ont préféré interagir avec la balle adaptative, en comparaison aux deux autres. De plus, le type de balle a eu un effet sur des comportements pro-sociaux. Les données sont discutées dans le cadre des théories de la robot-assistance dans le TSA.

Mots clés : Trouble du spectre de l'autisme, enfant, robotique, perception-action

Abstract

We developed three stress balls designed to help regulate stress levels in children with ASD, including an adaptive ball, a non-adaptive ball, and a ball without vibration. During a social skills training group, the children had the opportunity to squeeze each type of ball during a free exchange time with a psychologist. We utilized a preference paradigm and found that children with ASD displayed a clear preference for the adaptive ball over the other two options. Additionally, the type of ball used had an impact on pro-social behaviors. We discuss the implications of our findings within the context of theories related to robot-assistance in ASD.

Keywords: Autism spectrum disorder, child, robotic, perception-action, anxiety

1. Introduction

Cette dernière étude à visée exploratoire a pour objectif principal d'évaluer l'acceptabilité d'une balle vibrotactile auprès d'enfants et adolescents avec TSA participant à un groupe d'habiletés sociales. Ces dernières peuvent être définies comme des compétences permettant de communiquer et interagir avec autrui, à la fois verbalement et non verbalement et de produire une réponse adaptée à la situation. Pour les enfants et adolescents avec TSA, ces capacités sont parfois difficiles à appréhender. Afin de les aider à acquérir ces différents codes sociaux et à les appliquer, des ateliers de groupe dédiés aux habiletés sociales peuvent être proposés. Ces ateliers ont pour objectif de favoriser le développement de comportements sociaux adaptés en abordant différentes thématiques tels que les rapports amicaux, l'identification et la gestion des émotions, la gestion de conflits, etc ... Les groupes sont constitués en fonction de l'âge et des capacités individuelles des personnes avec TSA afin de favoriser la dynamique de groupe. Ainsi, cela donne la possibilité aux personnes avec TSA de s'entraîner aux interactions sociales. Une fois apprises, elles pourront par la suite être généralisées au sein de leur vie quotidienne.

Les outils utilisés dans ces groupes d'habiletés sociales sont très variés, allant du support écrit ou visuel, à des jeux ou même des exercices. De nombreuses études suggèrent que l'utilisation de robots pourraient également contribuer à atténuer les anomalies socio-affectives dans le TSA (Simut et al., 2016). Ces études s'inscrivent dans le cadre de l'hypothèse de « médiateur social » postulant qu'un robot pourrait servir de médiateur dans une interaction triadique (Feil-Seifer & Matarić, 2009). Par exemple, Robins et collaborateurs (2005) ont montré qu'après une période de familiarisation, les enfants avec TSA ont commencé à utiliser le robot humanoïde comme un médiateur, un objet d'attention partagé. En revanche, la majorité des robots actuels présentent des limites, notamment en termes d'autonomie.

Ainsi, durant ces ateliers de groupes d'habiletés sociales, nous avons décidé d'introduire une balle vibro-tactile adaptative : un automate produisant des vibrations qui se coordonnent automatiquement avec les pressions exercées par son utilisateur. Au lieu d'un robot humanoïde qui peut parfois être encombrant, nous avons opté pour la construction d'une balle anti-stress robotisée, un objet

portable. Nous proposons donc que les effets apaisant du mouvement coordonné (Galbusera et al., 2019; Mogan et al., 2017; Tschacher et al., 2014) peuvent être reproduits chez des enfants avec TSA. De plus, nous suggérons que l'interaction avec une balle anti-stress robotisée adaptative produit un effet d'apaisement qui facilitera les comportements pro-sociaux de l'enfant avec TSA.

2. Méthode

2.1 Participants

Au total, 14 enfants volontaires avec TSA ont participé à cette étude. Ils étaient âgés de 7 à 17 ans (12 garçons, tous droitiers, âge moyen = 11.21 ; sd = 2.91). Les groupes d'habiletés sociales étaient composé de 3 à 4 enfants par groupe (4 groupes au total). Tous étaient naïfs quant à l'objectif de l'expérience et n'ont pas été rémunérés pour leur participation. Ils avaient une vision normale ou corrigée à la normale. Aucun n'a signalé de déficiences tactiles ou de troubles neurologiques, psychologiques ou psychiatriques. Tous les participants ont fourni un consentement éclairé écrit pour participer à cette étude, qui a été approuvée par le Comité d'éthique de la recherche de l'Université fédérale de Toulouse (n° 2020-278), et conforme aux principes exprimés dans la Déclaration d'Helsinki. L'étude s'est déroulée à un cabinet de psychologue.

2.2 Matériels

2.2.1 Balle vibrante robotisée

La balle vibrante proposée aux enfants mesurait 6 cm de diamètre, pesait 20g et était recouverte de velours et remplie de ouate et de billes de polystyrène. Nous avons câblé ensemble et inséré à l'intérieur de la balle un circuit composé de deux capteurs de pression (Interlink modèle 402 FSR), deux actionneurs générant des vibrations (Vibrating Mini Motor Disc), une résistance de 10 K-ohms, et un microcontrôleur Arduino Uno (MCU ATMEGA328P). Le programme contrôlant les actionneurs a été écrit en C++, implémenté sur Arduino IDE, et chargé sur le microcontrôleur. La diminution de la résistance en fonction de la pression enregistrée par les capteurs (en Ohms) a été envoyée au microcontrôleur à la vitesse de 9600 bauds. Le microcontrôleur générait également des vibrations, régies par un modèle mathématique chargé sur le dispositif (voir ci-dessous).

2.2.2 Hopf model

Pour générer des vibrations dans notre balle, nous avons utilisé l'oscillateur non linéaire de Hopf (explicitement décrit dans le chapitre 8), facile à contrôler, souvent exploité dans les simulations de la marche (Ahmadi et al., 2009 ; Buchli et al., 2006 ; Righetti et al., 2009). En manipulant le paramètre ϵ , nous avons ainsi pu proposer aux enfants trois types de robots : adaptatif, non adaptatif et un robot sans vibration.

2.2.3 Test de préférence

A la fin de la séance, il était demandé à l'enfant : « Parmi toutes les balles, quelle est celle que tu as préférée ? ». Un rappel durant 10 secondes a pu être effectué pour certains enfants qui avaient besoin de se remémorer la vibration d'une balle spécifique.

2.2.4 Questionnaires

Un livret de 4 questionnaires a été proposé aux enfants et parents afin d'évaluer les fonctions exécutives (BRIEF, forme parent), le profil sensoriel (DUNN), l'anxiété (R-CMAS).

La BRIEF (Behavioral Rating Inventory of Executive Function) est un questionnaire permettant d'évaluer les différents aspects du fonctionnement exécutif des enfants et des adolescents à travers ses répercussions dans la vie quotidienne. Il contient 86 items regroupés en 8 échelles : inhibition, flexibilité, contrôle émotionnel, initiation, organisation matérielle, mémoire de travail, planification/organisation et contrôle.

Le profil sensoriel de Dunn (Dunn, 1999) est un questionnaire standardisé permettant de mesurer les capacités de traitement de l'information sensorielle et leurs répercussions dans la vie quotidienne. Il contient 125 items dans lesquels les parents évaluent les réponses de leurs enfants aux événements sensoriels qui se produisent dans la vie quotidienne. Ce questionnaire permet donc d'évaluer les informations sensorielles, la modulation sensorielle et les réponses comportementales et émotionnelles. Les réponses à chacun de ces items sont évaluées sur une échelle de Likert en 5 points,

dans laquelle 1 = toujours et 5 = jamais. Il est à noter que des scores peuvent être obtenus pour chaque modalité sensorielle (auditive, visuelle, vestibulaire, orale, tactile et multisensorielle).

La R-CMAS (Revised-Children's Manifest Anxiety Scale, Reynolds, 1999) est un questionnaire d'auto-évaluation de l'anxiété comprenant 37 items. A partir de la mesure globale du niveau d'anxiété de l'enfant, une évaluation plus spécifique de l'anxiété peut être obtenue sous la forme de trois sous-scores : « inquiétude / hypersensibilité », « anxiété physiologique », « préoccupations sociales / concentration ». A ces trois sous-échelles s'ajoute une échelle de mensonge permettant d'évaluer la validité des réponses.

2.3 Procédure

Cette étude s'est déroulée en plusieurs étapes durant un mois à un cabinet de psychologue. Nous avons rencontré les enfants une fois par semaine durant cette période. Lors de la première semaine (figure 1), nous avons discuté avec les enfants de chaque groupe afin de leur présenter l'étude. Durant la deuxième semaine, les enfants se sont familiarisés avec le matériel, à savoir la balle vibro-tactile. Pendant cette étape de familiarisation, nous leur avons également explicité le fonctionnement de la balle en leur montrant les différents composants : les vibreurs, les capteurs de pressions ainsi que la carte électronique. Lors de la troisième semaine, nous avons introduit les différents robots haptique. Il est à noter qu'habituellement, une séance se déroule de la façon suivante : un moment d'échange libre entre les enfants et les psychologues, suivi par une activité visant à travailler les habiletés sociales. En accord avec les psychologues nous avons décidés d'introduire notre jouet robotique durant la période d'échange libre (Figure 1). Les enfants ont donc interagi tour à tour avec les 3 balles : adaptative, non adaptative et la balle ne produisant pas de vibration. La durée d'interaction avec chacune des balles était d'environ 3 minutes. Une fois l'interaction avec les balles terminée, il était demandé à chaque enfant de choisir la balle qu'il avait préférée. La séance se poursuivait alors par l'activité comme à son habitude. Il est à noter que l'enfant était naïf vis-à-vis de la balle avec laquelle il interagissait et que la séance était filmée.

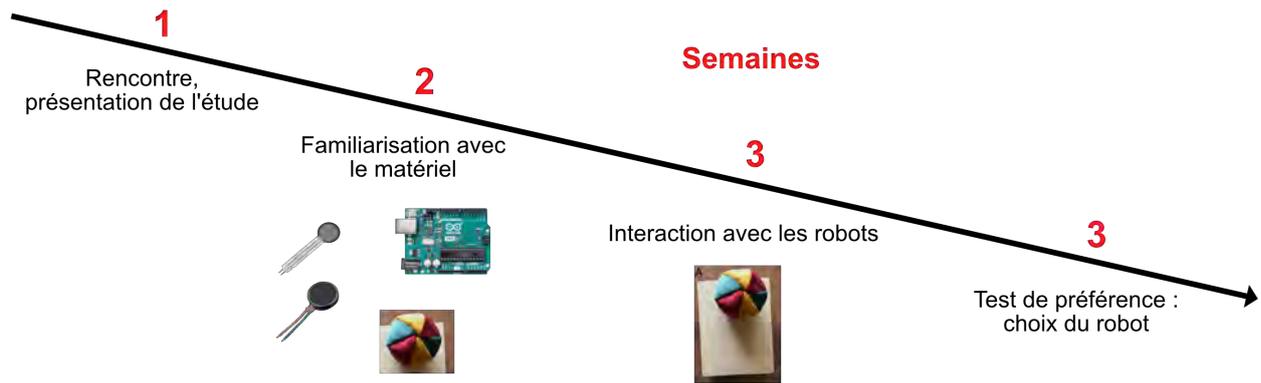


Figure 1. Procédure expérimentale.

2.4 Analyse des données

2.4.1 Analyse des vidéos

L'ensemble de la séance a été filmé à l'aide d'une caméra Sony Handycam HDR-CX240. Nous avons créé une grille d'observation afin d'analyser le comportement de chaque enfant durant l'interaction avec les différentes balles. Plus précisément, nous avons évalué le contact avec la balle, l'attention, les émotions et les compétences sociales, notamment le respect du tour de parole. Nous avons ensuite transformé les observations (comportements) en nombre entier afin de réaliser une analyse statistique. Pour le « contact avec la balle », nous avons notés : -1 = pressions intermittentes ; 0 = pas de contact ; 1 = pressions continues. De même, pour les « émotions » nous avons cotés : - 2 = très inadapté ; -1 = inadapté ; 0 = neutre, 1= adapté, 2= très adapté. Pour « l'attention », nous avons notés : -2 = perte d'intérêt ; -1 = décrochage attentionnel ; 0 = neutre ; 1 = attention focalisé balle ou conversation ; 2 : attention partagée. Enfin pour les « compétences sociales », nous avons notés : -1 = inadapté ; 0 = neutre ; 1 = adapté.

2.4.2 Analyse des questionnaires

Nous nous sommes également intéressés au profil des enfants à l'aide des questionnaires précédemment décrit. Chaque questionnaire a été coté par deux personnes différentes et les scores et sous-scores pour chaque questionnaire ont donc été calculé et analysés.

2.4.3 Analyse statistique

L'analyse statistique visait à répondre à trois questions : (1) Les enfants avec TSA acceptent-ils d'interagir avec une balle vibrotactile ? Si oui, quel type de balle vibro-tactile a été préféré par les enfants ? (2) Comment l'interaction avec les différents types de balles a modulé le comportement de l'enfant ? (3) Existe-t-il un lien entre le profil de l'enfant et sa préférence pour une balle ?

Pour évaluer la préférence, nous avons calculé le pourcentage de choix pour chaque robot (adaptatif, non adaptatif, balle sans vibration et rien), et nous les avons comparés à l'aide du test exact de Fisher. Cette analyse a été suivie par un post-hoc de Fisher par paire, en ajustant la valeur p pour les comparaisons multiples.

Ensuite, nous avons évalué l'effet des différentes balles sur un ensemble de comportements de l'enfant en utilisant une ANOVA à un facteur (Type de balle = {Adaptatif, Non adaptatif, Balle sans vibration, Rien}) sur les scores des « émotions », « contact avec la balle », « attention » et « compétence sociale ». Une analyse post-hoc utilisant un test t avec correction de Holm, pour ajuster les comparaisons multiples a été réalisée pour compléter l'analyse.

Avant toutes ces analyses, nous nous sommes assurés que toutes les variables étaient normalement distribuées, en utilisant le test de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$). Pour tous les résultats, seuls les effets significatifs à $p < 0,05$ sont rapportés. L'analyse statistique a été réalisée à l'aide de JASP et de R.

3. Résultats

3.1 Préférence pour la balle adaptative

Le test exact de Fisher a révélé que le type de balle influençait le choix ($p < 0,005$) dans chaque essai. Les post-hocs de Fisher par paire ont montré que la balle adaptative était l'option la plus fréquemment choisie ($p < 0,05$ pour tous). La balle non adaptative a été plus souvent choisie que rien ($p < 0,05$, Figure). Il est à noter qu'une absence de balle n'a jamais été choisie.

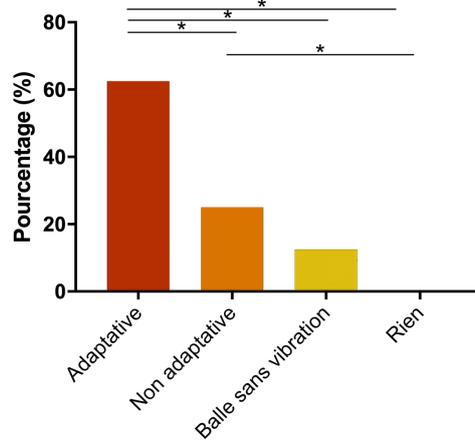


Figure 2. Préférence pour les différentes balles.

3.2 Effet du type de balle sur le contact avec la balle, les émotions et l'attention

L'ANOVA à un facteur (Type de balle) réalisé sur les « émotions » a révélé un effet de Type de balle ($F(3,21) = 4.373, p < 0.02$). Une analyse post-hoc supplémentaire avec une correction de Holm a indiqué une différence significative entre la balle adaptative et la balle sans vibration ($t = 2.957, p = 0.05$) ainsi qu'une différence significative entre la balle adaptative et rien ($t = 3.286, p = 0.05$).

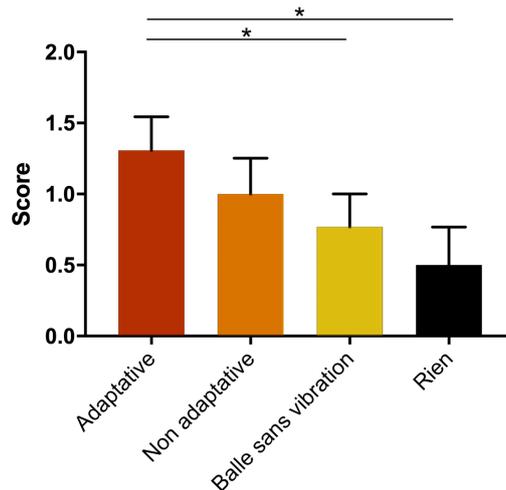


Figure 3. Effet du type de balle sur les émotions. Plus le score est élevé, plus les émotions sont adaptées à la situation. Les barres verticales représentent l'erreur standard de la moyenne (SEM), les astérisques indiquent les niveaux de signification statistique (* pour 0,05).

L'ANOVA à un facteur (Type de balle) effectué sur le « contact avec la balle » a indiqué un effet de Type de balle ($F(3,21) = 7.500, p < 0.001$). Une analyse post-hoc supplémentaire avec une correction de Holm a indiqué une différence significative entre la balle adaptative et la balle sans vibration ($t = 3.900, p < 0.002$), balle adaptative et rien ($t = 3.300, p < 0.02$), balle non adaptative et balle sans vibration ($t = 3.300, p < 0.02$), balle non adaptative et rien ($t = 2.700, p < 0.05$).

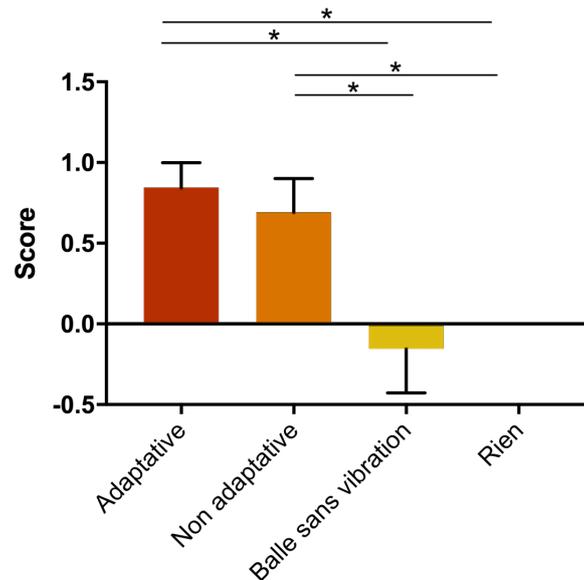


Figure 4. Effet du type de balle sur le contact avec cette dernière. Un score positif indique des pressions continues alors qu'un score négatif représente des pressions intermittentes. Un score nul illustre une absence de pression. Les barres verticales représentent l'erreur standard de la moyenne (SEM), les astérisques indiquent les niveaux de signification statistique (* pour 0,05).

L'ANOVA à un facteur (Type de balle) réalisé sur le « Attention » a montré un effet de Type de balle ($F(3,21) = 6.263, p < 0.003$). Une analyse post-hoc supplémentaire avec une correction de Holm a indiqué une différence significative entre la balle adaptative et la balle sans vibration ($t = 2.992, p < 0.05$), balle non adaptative et balle sans vibration ($t = 3.657, p < 0.01$), balle non adaptative et rien ($t = 2.992, p < 0.05$).

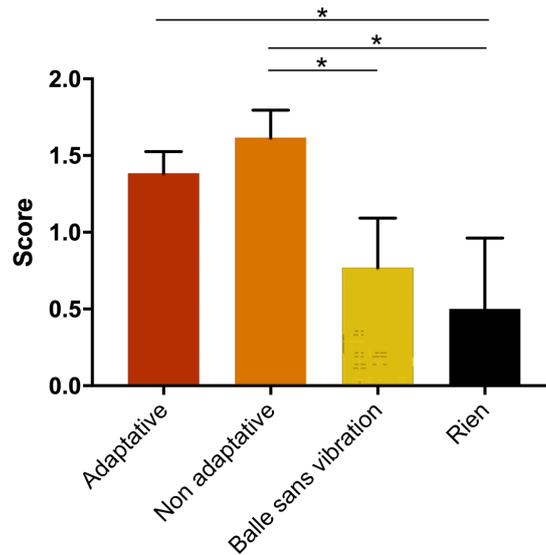


Figure 5. Effet du type de balle sur l'attention. Un score élevé indique la capacité à partager son attention. Les barres verticales représentent l'erreur standard de la moyenne (SEM), les astérisques indiquent les niveaux de signification statistique (* pour 0,05).

4. Discussion

A ce jour, nous n'avons pu analyser que les comportements à l'aide des vidéos et la préférence vis-à-vis du type de robot. Afin d'éviter une répétition et du fait que nous n'avons pas les données portant sur les questionnaires, nous avons fait le choix de discuter des données en notre possession dans le chapitre 9. Discussion générale. Néanmoins, une fois toutes les données recueillies, il convient de noter que cette étude fera l'objet d'un article scientifique.

DISCUSSION GENERALE

Dans le monde, plus d'un adulte sur trois (35-39 %) éprouve chaque jour une situation stressante (GALLUP, 2020). Dans la population TSA, la prévalence de l'anxiété est élevée et a été associée à une moindre satisfaction dans la vie, à de plus grandes difficultés sociales (Gotham et al., 2015) et à la solitude (White & Roberson-Nay, 2009). L'un des moyens pour réguler son état émotionnel est le toucher actif. Il a été démontré que le fait de caresser des animaux (Pendry & Vandagriff, 2019), de tricoter (Riley et al., 2013), de se toucher avec une brosse (Matiz et al., 2020) ou bien de se presser dans une "machine à câlins" (Edelson et al., 1999) apaise les utilisateurs. Outre le toucher, la coordination entre des partenaires typiques résulte en une augmentation de l'affect positif (Galbusera et al., 2019 ; Mogan et al., 2017 ; Tschacher et al., 2014) et les gens ont souvent tendance à produire des mouvements répétitifs pour se désengager d'une situation stressante (Troisi, 2002). De plus, la manifestation des stéréotypies motrices dans le TSA commence à être envisagée comme une stratégie d'auto-régulation (Kapp et al., 2019). Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a exploré l'effet apaisant du mouvement coordonné dans la population TSA. Les objectifs de cette thèse étaient donc multiples. Dans un premier temps, nous avons pour objectif de tester l'effet apaisant et l'acceptabilité d'une balle anti-stress robotisée générant des vibrations chez des adultes TD et TSA. Dans un deuxième temps, nous voulions évaluer les mêmes effets dans un contexte écologique.

A. Effet de la balle

A1. Effet apaisant de la balle sur l'anxiété et l'arousal

En utilisant un paradigme pré-post avec un groupe contrôle, nous avons montré que l'interaction avec notre balle anti-stress robotisée génère un effet d'apaisement. Elle diminue l'anxiété chez des participants TD (Etude 1) et cette diminution semble équivalente chez les participants avec TSA (Etude 2). L'interaction avec la balle diminue également l'arousal chez les participants TD (Etude 1). Cependant, cette diminution n'est pas observée chez les participants avec TSA (Etude 2), chez lesquels nous avons mis en évidence un arousal de base plus élevé et un niveau d'anxiété plus élevé que ceux du groupe TD (Etude 2).

Nos observations sont en accord avec les données préalablement publiées dans la littérature. En particulier, l'idée d'un niveau d'arousal accru chez les personnes avec TSA a été avancée au milieu des années soixante (Hutt & Hutt, 1964). Plus récemment, l'étude de Hirstein et al. (2001) a confirmé à nouveau cet effet. Cette augmentation de l'arousal de base peut être interprétée à la lumière de la théorie du fonctionnement atypique de l'amygdale dans le TSA (Baron-Cohen et al., 2000 ; Kleinmans et al., 2010 ; Pelphrey, et al., 2011). L'amygdale est un carrefour anatomique et fonctionnel dans le processus émotionnel dont le rôle ne se limite pas aux traitements des stimuli désagréables. En effet, des études ont montré que l'amygdale s'active en réponse à la fois aux stimuli agréables et désagréables (Costafreda

et al., 2008) et cette activation peut déclencher des réponses électrodermales en stimulant le système nerveux autonome (Boucsein, 2012; Picard et al., 2016). Dans le TSA, des différences tant structurelles que fonctionnelles de l'amygdale ont été observées, notamment une croissance excessive de son volume (Haar et al., 2016) et des activations atypiques lors de tâches émotionnelles et sociales (Amara et Corbett, 2003).

La non diminution de l'arousal chez des personnes avec TSA est aussi en accord avec la Théorie du Monde Intense (Lawson et al., 2014 ; Markram & Markram, 2010). Elle postule que les personnes avec TSA perçoivent le monde environnant comme un assaut sensoriel continu entraînant des sensations trop précises, trop intenses, impossibles à ordonner, provoquant ainsi une surcharge qui exacerbe l'hyper-éveil émotionnel (Bogdashina, 2013). En adéquation avec l'idée générale de cette théorie, nos données ont montré que les participants avec TSA présentent un niveau d'anxiété supérieur à celui des participants TD et que cette anxiété est liée aux particularités sensorielles (Etude 2) : les participants ayant des expériences sensorielles les plus atypiques avaient également les niveaux d'anxiété les plus élevés et ne bénéficiaient pas pleinement de l'effet de la balle anti-stress vibrante puisque cette dernière ne réduisait pas l'arousal.

Une telle relation entre les particularités sensorielles et l'anxiété a déjà été rapportée dans la population TSA (Green et al., 2013; Wigham et al., 2015). Green et al. (2013) ont constaté une activation accrue dans les zones sensorielles primaires du cerveau, qui était directement liée à une hypersensibilité sensorielle rapportée par les parents du groupe TSA. Les auteurs ont également noté une augmentation de l'activité dans les systèmes de régulation émotionnelle, y compris l'amygdale, suggérant un lien entre les anomalies du traitement sensoriel et la régulation des émotions telles que l'anxiété. Cependant, il n'est pas clair quels mécanismes causaux peuvent exister entre les particularités sensorielles et l'anxiété (Green & Ben-Sasson, 2010).

A2. Effet positif de la balle en situation réelle

Il ne suffit pas d'observer seulement un effet en situation contrôlée de laboratoire. Il convient également de l'évaluer en situation réelle. Les situations de laboratoire sont souvent artificielles et ne reflètent pas fidèlement la complexité du monde réel. Dans un contexte de laboratoire, les enfants avec TSA forment un groupe homogène, sélectionnés en vue de l'expérimentation. L'expérimentateur a été entraîné à suivre la procédure expérimentale, il a la possibilité de consacrer toute son attention à un seul enfant mais aussi à la tâche expérimentale et d'enregistrer une variété d'indices ; toutes ses actions sont rigoureusement régies par les instructions qui servent le but de l'expérience et toutes les actions de l'enfant sont contrôlées afin qu'elles puissent être comparées les unes aux autres au service de l'hypothèse expérimentale. Les processus spontanés, comme les gestes, les échanges verbaux ou les

fluctuations de l'attention sont éliminés afin de maximiser la validité interne de l'expérience. En revanche, dans une situation réelle, la procédure est menée sur un groupe d'enfants avec TSA hétérogène : ceux qui se trouvent dans le cabinet de psychologie. Le psychologue n'est pas entraîné à conduire l'expérience et cette tâche n'est pas son but principal : son rôle consiste à mener à bien la session clinique et à superviser plusieurs enfants, qui sont libres d'exprimer une variété de comportements. L'expérimentation se déroule de manière la moins intrusive possible afin de ne pas entraver l'objectif principal de la clinicienne, une contrainte qui limite le nombre et la nature de mesures enregistrées. Les comportements spontanés imprévus sont au centre d'intérêt car ils peuvent avoir une influence sur la validité externe de l'expérience. Dans une situation écologique, l'effet expérimental doit donc être extrêmement robuste pour pouvoir se manifester.

Dans le contexte naturel des séances d'entraînement aux habiletés sociales, notre balle avait un effet positif sur des enfants avec TSA. Lorsque les enfants interagissaient avec la balle vibrante, leurs émotions étaient plus adaptées à la situation. De même, ils étaient plus attentifs à la situation et faisaient preuve d'une attention partagée entre la conversation et l'interaction avec la balle (Etude 4). Nous pouvons supposer que la balle robotisée a eu un effet relaxant et une fois détendus et engagés avec la balle, les enfants ont commencé à se sentir à l'aise et plus enclins à interagir avec l'environnement social. Ces observations s'inscrivent dans le cadre de l'hypothèse de « médiateur social » stipulant que le robot pourrait offrir aux personnes avec TSA un environnement sûr, attrayant et réconfortant pour pratiquer et développer les compétences sociales (Feil-Seifer & Matarić, 2009). Par exemple, l'étude de Kim et al. (2013) a pu montrer que l'utilisation du robot dinosaure Pléo dans une interaction triadique encourage les comportements sociaux des enfants avec TSA.

Nos résultats sont néanmoins à nuancer en considérant l'effet Hawthorne. L'effet Hawthorne fait référence à la situation où les résultats observés ne sont pas dus aux facteurs expérimentaux mais à la conscience de participer à une expérience. En 1920, l'usine de montage de composants électroniques de Hawthorne a entrepris une série d'études, afin de trouver comment améliorer la productivité des ouvriers en manipulant, par exemple l'éclairage. Les chercheurs ont observé que les performances augmentaient non seulement lorsque les conditions étaient améliorées, mais également lorsqu'elles se dégradèrent. Le simple fait d'être inclus dans l'étude et de profiter de l'attention des expérimentateurs a amélioré la productivité des ouvriers (Whitehead T. N., 1938). Une autre possibilité peut nous laisser penser que nos résultats soient dus à l'effet de la nouveauté : la tendance des individus à réagir de manière favorable à une innovation. Pour éviter ces biais potentiels, nous avons procuré la balle vibrante à un cabinet de psychologue durant une longue période en demandant à la psychologue de laisser les enfants avec TSA décider s'ils souhaitent ou non manipuler la balle. Cette observation de terrain est en cours.

A3. Expérience hédonique et acceptabilité de la balle

Compte tenu des particularités sensorielles des personnes avec TSA, nous avons craint au début de ce travail que l'aspect sensoriel et les vibrations produites par la balle auraient pu être dérangeants pour certaines d'entre elles. Nos résultats ont toutefois montré que les participants avec TSA et TD ont jugé notre balle robotisée "utile", "douce", "attractive", "apaisante" et globalement agréable (Etudes 1 et 2). Les propriétés tactiles des matériaux choisis telles que, la rugosité de son revêtement, la viscoélasticité, la granularité et la déformabilité de son rembourrage semblaient convenir, aussi bien aux participants au développement typique qu'à ceux qui présentaient un TSA. Pour parvenir à ce résultat, les analyses antérieures sur les effets sensoriels et hédoniques des matériaux faisant encore défaut, nous nous sommes inspirés des études de Seo et Aravidan (2015) et Yohanan et MacLean, (2012). Nous avons également procédé par la méthode essai-erreur, avant de sélectionner ce qui nous a paru être les matériaux les plus agréables pour notre robot. Le bon choix des propriétés tactiles est crucial. Par exemple, dans l'étude de Torres-Gomez et collaborateurs (2021), les auteurs ont proposé une balle simple non vibrante durant des soins dentaires, afin de diminuer le stress. Les résultats montrent une absence d'effet de cette balle. Les participants ont indiqué que la balle anti-stress utilisée était, soit trop ferme, soit trop grosse, soit trop petite, ce qui aurait pu les empêcher de tirer profit de son utilisation.

Au début de l'expérimentation, nous craignons également que notre balle robotisée soit perçue comme un stimulus sensoriel supplémentaire à gérer, par des participants qui peuvent déjà être en état de surstimulation. Nos résultats nous ont toutefois rassuré à ce propos. Les personnes avec TSA ont préféré interagir avec la balle même lorsqu'ils avaient la possibilité de l'éviter. De même, aucun des enfants n'a refusé de jouer avec notre balle robotisée et ils ont même de façon générale porté un plus grand intérêt pour la balle produisant des vibrations. Plus précisément, ils ont préféré interagir avec une balle anti-stress robotisée adaptative.

A première vue, connaissant l'attirance des enfants avec TSA vers des dispositifs technologiques (Dautenhahn & Werry, 2004; Feil-Seifer & Matarić, 2009; Kumazaki et al., 2020), nos résultats ne sont en soi pas si surprenants. Cependant, en examinant cette question plus en détail, tout outil technologique n'est pas forcément accepté par les personnes avec TSA. La conception et les fonctionnalités du robot ont une influence significative sur son acceptabilité et son efficacité en thérapie (Cabibihan et al., 2013). Les enfants avec TSA peuvent être plus réceptifs à certaines caractéristiques telles que de belles couleurs, une forme ronde, ou des pièces mécaniques (de nombreux enfants sont très curieux de savoir comment le robot fonctionne). En revanche, ils peuvent être mal à l'aise avec d'autres, comme par exemple des couleurs trop vives. Le rendu sensoriel de notre balle robotisée anti-stress aurait pu constituer un frein, or, nos résultats semblent indiquer que les propriétés tactiles de notre robot anti-stress conviennent aux enfants avec TSA.

B. Coordination : fréquences, stabilité et arousal

B1. Vibrations lentes et apaisement

Notre étude nous a permis de jeter un regard précis sur les paramètres vibro-tactiles susceptibles d'entraîner un sentiment d'apaisement. S'intéressant aux rythmes de vibrations, en accord avec plusieurs études (Feldman et al., 2011 ; Azevedo et al., 2017), nous avons montré que les fréquences lentes ont été jugées comme étant relaxantes, alors que les fréquences rapides ont été perçues comme stressantes (Etudes 1 et 2). L'effet relaxant des fréquences de vibrations lentes a pu être notamment mis en évidence dans l'étude d'Azevedo et collaborateurs (2017). Les auteurs ont montré qu'en utilisant un dispositif générant des vibrations à un rythme 20% plus lent que la fréquence cardiaque du participant, cela entraînait un effet calmant, se manifestant à la fois par une diminution de l'arousal et de l'anxiété au cours d'une situation qui induit un stress (T. Azevedo et al., 2017). De même, il a été montré que le tempo musical joue un rôle important dans l'induction des émotions et entraîne des changements physiologiques (Gomez & Danuser, 2007; J. Trost et al., 2017). Par exemple, écouter un tempo plus lent entraîne une baisse de l'arousal et promeut des états émotionnels positifs ou calmes (Gabrielson, 2009). A l'inverse, des rythmes rapides sont associés à un arousal élevé et à des états émotionnels positifs et/ou stimulants tels que la joie, l'excitation, la surprise, la peur ou la colère (Gabrielson, 2009). Ainsi, la perception d'un rythme lent semble promouvoir un effet de relaxation.

B2. Modulation de la fréquence de pression

Sans instruction explicite, les participants ont modifié leur fréquence de pression pour s'adapter à la fréquence de vibration du robot. Cet effet est visible aussi bien chez des participants au développement typique (Etudes 1, 2 et 3) que chez des participants avec TSA (Etude 2). Toutefois, cette convergence vers la fréquence du robot n'était pas accompagnée de l'amélioration de la qualité de coordination : la coordination perdait en stabilité lorsque les fréquences du robot s'éloignaient de la fréquence spontanée du sujet (Etudes 1, 2). Nos données présentent l'effet de 'detuning' classique (Amazeen et al., 1995 ; Schmidt et al., 1998), conformément aux prévisions du modèle HKB (Haken, Kelso, Bunz, 1985).

En matière de préférences, un faible 'detuning' semblait plébiscité par les sujets : une très grande majorité des participants a donné sa préférence à la balle adaptative qui évite le detuning élevé (Etude 3). La préférence pour un robot adaptatif qui se coordonne automatiquement avec nos pressions n'est pas si surprenant. Dans un contexte social, les recherches sur la coordination interpersonnelle ont démontré que nous avons tendance à préférer les personnes qui se coordonnent activement avec nous (Fitzpatrick et al., 2013; Galbusera et al., 2019; Hove & Risen, 2009; Lakens, 2010; Lorenz et al., 2016; Mogan et al., 2017; Tschacher et al., 2014; Valdesolo & DeSteno, 2011; Wiltermuth & Heath, 2009). Ce phénomène observé dans les relations humain-humain se généralise aux relations humain-objet : des

enfants de 12 mois qui ont été bercés en synchronie ou en asynchronie avec un ours en peluche, choisissent ensuite de jouer avec l'ours en peluche qui a été utilisé dans la condition synchrone (Tunçgenç et al., 2015).

Ces observations s'ajoutent aux quelques études qui plaident en faveur des robots fonctionnant en boucle fermée, c'est-à-dire des robots qui adaptent leur comportement en réponse aux interactions avec leur environnement et aux données enregistrées par leurs capteurs (Bekele et al., 2014; Bonarini et al., 2016; Zheng et al., 2014). Les systèmes en boucle fermée, aussi appelés systèmes robotiques adaptatifs, sont supposés offrir des mécanismes technologiques pour soutenir des interactions plus flexibles et potentiellement plus naturalistes, mais ont rarement été employés à des applications spécifiques liées aux TSA. Ces systèmes peuvent non seulement réagir de manière autonome mais également adapter leurs comportements au fil du temps en fonction de l'interaction. Ainsi, l'interaction avec la balle robotisée adaptative promeut automatiquement le phénomène de coordination qui pourrait être responsable des effets pro-sociaux observés.

B3. Arousal, anxiété et coordination

Nos résultats ont démontré qu'il existe un lien entre la fréquence du mouvement et l'arousal chez les participants TD. Lorsque le participant TD presse la balle à la fréquence spontanée, l'arousal augmente (Etude 3). La gamme de fréquences proches de la fréquence spontanée semble spécifique : dans cette gamme, l'arousal est également modulé par le type de l'image (Etudes 1 et 2) et le type de robot (Etudes 1, 2 et 3). Nous avons notamment pu observer que l'arousal est modulé par le visionnage des images lorsque les participants ont interagi avec un robot dim20 et aug20. Il est donc possible de spéculer que pendant un mouvement à fréquence spontanée, l'attention du sujet est principalement accordée aux stimuli et non à la production du mouvement. Pour cette raison, l'arousal est le plus facilement modulable dans cette condition.

Comme nous l'avons mentionné précédemment, les participants TD ont préféré interagir avec une balle adaptative qui favorisait la stabilité de coordination, cependant, celle-ci ne réduisait pas le plus fortement l'arousal (Etude 3). Un regard plus précis sur les fréquences de vibrations du robot nous a indiqué que le niveau d'arousal était équivalent pour la balle adaptative et pour la balle NA+20 et moins élevé pour la balle NA-20. Ceci suggère qu'il serait intéressant de développer une balle adaptative qui attire implicitement son utilisateur vers une fréquence plus faible que sa fréquence spontanée. De cette manière, l'utilisateur pourrait bénéficier à la fois de la stabilité de coordination de la balle adaptative et des effets relaxants d'une fréquence faible, proche de la fréquence spontanée. La modification de certains paramètres du modèle de Hopf (Righetti et al. (2009) permettrait alors d'élaborer ce type de balle robotisée.

En revanche, il est intéressant de noter un profil différent dans le groupe TSA. La fréquence de vibration des différents types de robot n'a pas modulé l'arousal selon le type d'images. En effet, nous n'avons pas observé de différences en termes d'arousal entre les images stressantes et non stressantes. Une hypothèse plausible nous laisserait envisager que l'hyper-arousal préexistant chez les participants avec TSA, rend ces personnes plus résistantes aux manipulations susceptibles de diminuer cet éveil. Notre balle robotisée a ainsi pu être perçue comme un stimulus sensoriel supplémentaire chez des participants qui présentent déjà des particularités sensorielles.

C. Limites, défis et perspectives

C1. Limites techniques et expérimentales

Au début de ce projet, notre ambition était de développer un prototype d'une balle anti-stress vibrante pour aider les personnes dans des situations stressantes. Nous voulions développer un outil qui puisse être utilisé dans la vie quotidienne, non seulement pour les personnes au développement typique, mais aussi pour les personnes avec TSA. Bien que nos données soient prometteuses, il reste encore beaucoup à faire. Le développement technique du prototype actuel a demandé un investissement de temps considérable et cet effort est à poursuivre. À ce stade, le prototype est loin d'être mature. La balle est encore dépendante de son support et nécessite une connexion à un ordinateur pour fonctionner. Ceci entrave le maniement de la balle en situation réelle, empêchant par exemple l'enfant de se déplacer librement avec le jouet.

Nous voulons bien évidemment libérer notre balle de ces contraintes en intégrant à l'intérieur tous les composants électroniques pour en faire une balle anti-stress réellement autonome. Il reste cependant des problèmes techniques à résoudre : il conviendrait d'insérer une alimentation par batterie avec un système de recharge et reconsidérer l'organisation matérielle et le placement des capteurs, effecteurs et composants électroniques. La balle gagnerait ainsi en robustesse et l'enfant n'aurait plus besoin de la surveillance de l'adulte pour jouer en toute sécurité. Nous pouvons apporter quelques pistes de réflexions à ces problèmes en imaginant que l'électronique (carte, vibreurs, etc ...) pourrait être alimentée par une mini-batterie dissimulée à l'intérieur de la balle. Un système de scratch à la surface de celle-ci permettrait ainsi d'insérer un câble et de la recharger comme on recharge son téléphone ; une recharge par induction pourrait également fonctionner. Concernant le recueil des données, nous pourrions imaginer les récupérer par Bluetooth.

Afin d'arriver vers ce type de produit final, de nombreux autres paramètres méritent d'être étudiés : non seulement les paramètres vibrotactiles, tels que l'amplitude ou la forme d'onde de vibration, mais aussi les propriétés tactiles des matériaux composant la balle : la rugosité de sa couverture, la

viscoélasticité, la granularité et la déformabilité de son rembourrage, etc. Dans ce travail, les essais et la sélection de ces matériaux n'ont pas reposé sur des questionnaires normalisés et n'ont pas fait l'objet d'une étude en elle-même. Nous avons seulement demandé à quelques participants de juger le rendu sensoriel de plusieurs balles qui différaient par leurs propriétés tactiles : la force de vibration, le rembourrage, la matière de sa surface, sa dureté, sa taille, etc. Des études supplémentaires devraient être développées pour mieux comprendre le rendu sensoriel des différents matériaux avec lesquels la balle est recouverte et remplie, et ainsi, sélectionner les meilleurs matériaux à utiliser pour les balles anti-stress.

Un autre grand défi de cette thèse résidait dans la manipulation de l'arousal. Il peut s'avérer compliqué de stimuler un état de stress chez les participants tout en gardant à l'esprit un raisonnement éthique. Dans le cadre de cette thèse, nous avons fait le choix d'utiliser des images de la banque de données OASIS (Kurdi et al., 2017). Bien que dans les deux premières études les résultats indiquaient un niveau d'arousal plus élevé lors de la visualisation d'images stressantes, en comparaison à des images non stressantes, cet effet n'a pas été retrouvé dans l'étude 3. Les participants ont visualisé beaucoup plus d'images dans l'étude 3 que dans les deux premières études. Même si toutes les images sont différentes, le participant a pu s'habituer à l'impact émotionnel des stimuli et donc la première image n'aura pas le même impact émotionnel que la dernière. Il serait donc intéressant d'utiliser un autre protocole qui génère également de l'anxiété, tel que la tâche d'anticipation à un discours public utilisé dans Azevedo et al. (2017). Dans une situation réelle, seule une balle anti-stress robotisée entraînant des diminutions perceptibles de l'anxiété et de l'arousal est utile.

C2. Transférer les outils du laboratoire à la pratique : un défi

Réaliser une étude dans un contexte écologique nous tenait réellement à cœur. Bien que la route soit encore longue pour parvenir au robot final, il nous a semblé essentiel de tester l'efficacité et l'acceptabilité de notre prototype auprès d'enfants avec TSA. Cette étude exploratoire nous a permis d'apprécier les forces et les faiblesses de notre prototype en situation réelle, points auxquels nous n'aurions jamais pensé dans une étude classique de laboratoire. Notamment, nous avons observé qu'en situation réelle, l'enfant jouait avec la balle de façon inattendue, en tapotant la balle, en la pressant contre la joue, en exerçant une pression continue au lieu d'exercer des pressions répétées. Ces comportements non prévus ont mis au défi le fonctionnement du modèle de Hopf. Bien que la balle fût toujours adaptative, celle-ci générait en continue un fond de vibration et il est intéressant de noter que certains enfants cherchaient justement cette vibration continue.

C3. Perspectives et conclusion

Les études futures devraient impliquer non seulement des tailles d'échantillon plus importantes, mais également des personnes présentant des troubles moteurs et des troubles anxieux. Effectivement, nous pouvons supposer que la balle robotisée adaptative est susceptible d'aider des personnes présentant des difficultés de coordination, car ces personnes seront tout de même en mesure de bénéficier des effets émotionnels positifs de la coordination, du fait de la coordination automatique effectuée par le modèle de Hopf. Par ailleurs, nous devons mieux comprendre comment amplifier et manipuler l'effet de la fréquence de vibration et de pression sur l'arousal. Nos observations nous amènent à proposer dans une étude ultérieure, une balle robotisée adaptative qui ralentira progressivement et attirera implicitement la fréquence spontanée du participant vers une fréquence plus basse. Ainsi, nous supposons que l'utilisateur pourra bénéficier à la fois de la stabilité de coordination promue par le modèle adaptatif et de la diminution de son arousal due à un rythme de vibration plus lent.

Pour conclure, cette thèse avait pour objectif d'élaborer un robot haptique afin de réguler l'éveil émotionnel chez des personnes avec TSA. Nos études indiquent que notre balle anti-stress, générant des vibrations rythmiques, pourrait aussi bien aider les adultes au développement typique que ceux avec TSA à se détendre et se calmer. Ces effets bénéfiques sont également observés chez des enfants avec TSA dans une situation écologique. Ainsi, il semble possible de reproduire les effets socio-émotionnels positifs de la coordination interpersonnelle chez les individus interagissant avec un robot haptique adaptatif : un automate qui détecte et maintient automatiquement la fréquence préférentielle de l'individu avec lequel il interagit. Par conséquent, il serait intéressant de valoriser ce travail en établissant un partenariat avec une entreprise et en contactant une structure de valorisation telle que Toulouse Tech Transfert (TTT), qui facilite le transfert de prototypes issus de la recherche vers le monde industriel. Il est probable que le dispositif devra obtenir une homologation en tant que dispositif médical et acquérir de nombreuses certifications avant d'être commercialisé. Notre balle, dont l'un des principaux avantages réside dans sa forme socialement acceptable, pourrait donc être utilisée dans la vie quotidienne lors de situations stressantes, sans susciter de jugements négatifs de la part d'autres personnes.

BIBLIOGRAPHIE

- Abrahams, B. S., & Geschwind, D. H. (2008). Advances in autism genetics : On the threshold of a new neurobiology. *Nature Reviews Genetics*, 9(5), 341-355. <https://doi.org/10.1038/nrg2346>
- Abraira, V. E., & Ginty, D. D. (2013). The Sensory Neurons of Touch. *Neuron*, 79(4), 618-639. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2013.07.051>
- Alexander, D. M., Trengove, C., Johnston, P., Cooper, T., August, J. P., & Gordon, E. (2005). Separating individual skin conductance responses in a short interstimulus-interval paradigm. *Journal of Neuroscience Methods*, 8.
- Amaral DG, Corbett BA. The amygdala, autism and anxiety. *Novartis Found Symp.* 2003;251:177-87; discussion 187-97, 281-97. PMID: 14521193.
- Amazeen, P. G., Schmidt, R. C., & Turvey, M. T. (1995). Frequency detuning of the phase entrainment dynamics of visually coupled rhythmic movements. *Biological Cybernetics*, 72(6), 511-518. <https://doi.org/10.1007/BF00199893>
- American Psychiatric Association. (2022). *Diagnostic and statistical manual of mental disorders* (5th ed., text rev.). <https://doi.org/10.1176/appi.books.9780890425787>
- Antshel KM, Zhang-James Y, Wagner KE, Ledesma A, Faraone SV. An update on the comorbidity of ADHD and ASD: a focus on clinical management. *Expert Rev Neurother.* 2016;16(3):279-93. doi: 10.1586/14737175.2016.1146591.
- Bach DR, Friston KJ. Model-based analysis of skin conductance responses: Towards causal models in psychophysiology. *Psychophysiology.* 2013 Jan;50(1):15-22. doi: 10.1111/j.1469-8986.2012.01483.x.
- Baldissera, F., Cavallari, P., Marini, G., & Tassone, G. (1991). Differential control of in- phase and anti-phase coupling of rhythmic movements of ipsilateral hand and foot. *Experimental Brain Research*, 83, 375-380.
- Baranek, G. T. (s. d.). *Autism During Infancy : A Retrospective Video Analysis of Sensory-Motor and Social Behaviors at 9-12 Months of Age.* 12.
- Baranek, G. T., David, F. J., Poe, M. D., Stone, W. L., & Watson, L. R. (2005). *Sensory Experiences Questionnaire : Discriminating sensory features in young children with autism, developmental delays, and typical development.* 11.

- Baranek, G. T., Watson, L. R., Boyd, B. A., Poe, M. D., David, F. J., & McGuire, L. (2013). Hyporesponsiveness to social and nonsocial sensory stimuli in children with autism, children with developmental delays, and typically developing children. *Development and Psychopathology*, 25(2), 307-320. <https://doi.org/10.1017/S0954579412001071>
- Barbier, A., Chen, J.-H., & Huizinga, J. D. (2022). Autism Spectrum Disorder in Children Is Not Associated With Abnormal Autonomic Nervous System Function : Hypothesis and Theory. *Frontiers in Psychiatry*, 13, 830234. <https://doi.org/10.3389/fpsyt.2022.830234>
- Barnes CC, Pierce K. Neuron number and size in prefrontal cortex of children with autism. *JAMA*. 2011 Nov 9;306(18):2001-10. doi: 10.1001/jama.2011.1638.
- Baron-Cohen S, Ring HA, Bullmore ET, Wheelwright S, Ashwin C, Williams SC. The amygdala theory of autism. *Neurosci Biobehav Rev*. 2000 May;24(3):355-64. doi: 10.1016/s0149-7634(00)00011-7. PMID: 10781695
- Baum, S. H., Stevenson, R. A., & Wallace, M. T. (2015). Behavioral, perceptual, and neural alterations in sensory and multisensory function in autism spectrum disorder. *Progress in Neurobiology*, 134, 140-160. <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2015.09.007>
- Baxter, A. J., Brugha, T. S., Erskine, H. E., Scheurer, R. W., Vos, T., & Scott, J. G. (2015). The epidemiology and global burden of autism spectrum disorders. *Psychological Medicine*, 45(3), 601-613. <https://doi.org/10.1017/S003329171400172X>
- Beckett, C., Maughan, B., Rutter, M., Castle, J., Colvert, E., Groothues, C., Kreppner, J., Stevens, S., O'Connor, T. G., & Sonuga-Barke, E. J. S. (2006). Do the Effects of Early Severe Deprivation on Cognition Persist Into Early Adolescence? Findings From the English and Romanian Adoptees Study. *Child Development*, 77(3), 696-711. <https://doi.org/10.1111/j.1467-8624.2006.00898.x>
- Bedford, R., Pickles, A., & Lord, C. (2016). Early gross motor skills predict the subsequent development of language in children with autism spectrum disorder : Walking Predicts Language in ASD. *Autism Research*, 9(9), 993-1001. <https://doi.org/10.1002/aur.1587>

- Beer, J. M., Fisk, A. D., & Rogers, W. A. (2014). Toward a Framework for Levels of Robot Autonomy in Human-Robot Interaction. *Journal of Human-Robot Interaction*, 3(2), 74. <https://doi.org/10.5898/JHRI.3.2.Beer>
- Bekele, E., Crittendon, J. A., Swanson, A., Sarkar, N., & Warren, Z. E. (2014). Pilot clinical application of an adaptive robotic system for young children with autism. *Autism*, 18(5), 598-608. <https://doi.org/10.1177/1362361313479454>
- Belliemi, C. V., Cordelli, D. M., Marchi, S., Ceccarelli, S., Perrone, S., Maffei, M., & Buonocore, G. (2007). Sensorial Saturation for Neonatal Analgesia. *The Clinical Journal of Pain*, 23(3), 219-221. <https://doi.org/10.1097/AJP.0b013e31802e3bd7>
- Benedek, M., & Kaernbach, C. (2010a). Decomposition of skin conductance data by means of nonnegative deconvolution. *Psychophysiology*. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2009.00972.x>
- Benedek, M., & Kaernbach, C. (2010b). A continuous measure of phasic electrodermal activity. *Journal of Neuroscience Methods*, 190(1), 80-91. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.04.028>
- Ben-Sasson, A., Hen, L., Fluss, R., Cermak, S. A., Engel-Yeger, B., & Gal, E. (2009). A Meta-Analysis of Sensory Modulation Symptoms in Individuals with Autism Spectrum Disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 39(1), 1-11. <https://doi.org/10.1007/s10803-008-0593-3>
- Berkovits, L., Eisenhower, A., & Blacher, J. (2017). Emotion Regulation in Young Children with Autism Spectrum Disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 47(1), 68-79. <https://doi.org/10.1007/s10803-016-2922-2>
- Bernat, E., Patrick, C. J., & Benning, S. D. (2008). *Effects of picture content and intensity on affective physiological response*. 21.
- Bernstein, N. (1967). *The co-ordination and regulation of movement*. Elmsford, NY: Pergamon Press.
- Bernieri, F. J., Reznick, J. S., & Rosenthal, R. (1988). Synchrony, pseudosynchrony, and dissynchrony : Measuring the entrainment process in mother-infant interactions. *Journal of Personality and Social Psychology*, 54(2), 243-253. <https://doi.org/10.1037/0022-3514.54.2.243>
- Bingham, G. P., Schmidt, R. C., Turvey, M. T., & Rosenblum, L. D. (1991). Task dynamics and resource dynamics in the assembly of a coordinated rhythmic activity. *Journal of Experimental*

- Psychology: Human Perception and Performance*, 17(2), 359–381. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.17.2.359>
- Blakemore SJ, Wolpert DM, Frith CD. Central cancellation of self-produced tickle sensation. *Nat Neurosci*. 1998 Nov;1(7):635-40. doi: 10.1038/2870.
- Bogdashina, O. (2003). *Sensory perceptual issues in autism and Asperger syndrome: Different sensory experiences--different perceptual worlds*. Jessica Kingsley Publishers.
- Bogdashina, O. (2013). Sensory theory in autism makes sense : A brief review of the past and present research. *OA Autism*, 1(1). <https://doi.org/10.13172/2052-7810-1-1-391>
- Bonarini, A., Clasadonte, F., Garzotto, F., Gelsomini, M., & Romero, M. (2016). Playful interaction with Teo, a Mobile Robot for Children with Neurodevelopmental Disorders. *Proceedings of the 7th International Conference on Software Development and Technologies for Enhancing Accessibility and Fighting Info-Exclusion*, 223-231. <https://doi.org/10.1145/3019943.3019976>
- Bonnet, D., Ammi, M., & Martin, J.-C. (2011). Improvement of the recognition of facial expressions with haptic feedback. *2011 IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and Games*, 81-87. <https://doi.org/10.1109/HAVE.2011.6088396>
- Bonnet, L., Comte, A., Tatu, L., Millot, J.-L., Moulin, T., & Medeiros De Bustos, E. (2015). The role of the amygdala in the perception of positive emotions : An “intensity detector”. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 9. <https://doi.org/10.3389/fnbeh.2015.00178>
- Boucsein, W. (2012). *Electrodermal Activity*. Springer US. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1126-0>
- Breault C. Ducharme R. Effect of intertribal intervals on recovery and amplitude of electrodermal reactions. *Int J Psychophysiol* 1993;14(1):75–80.
- Bremner, A. J., & Spence, C. (2017). The development of tactile perception. In J. B. Benson (Ed.), *Advances in child development and behavior* (pp. 227–268). Elsevier Academic Press.
- Cabibihan, J.-J., Javed, H., Ang, M., & Aljunied, S. M. (2013). Why Robots? A Survey on the Roles and Benefits of Social Robots in the Therapy of Children with Autism. *International Journal of Social Robotics*, 5(4), 593-618. <https://doi.org/10.1007/s12369-013-0202-2>

- Cai, R. Y., Richdale, A. L., Uljarević, M., Dissanayake, C., & Samson, A. C. (2018). Emotion regulation in autism spectrum disorder : Where we are and where we need to go: ER in ASD: where we are & where we need to go. *Autism Research, 11*(7), 962-978. <https://doi.org/10.1002/aur.1968>
- Camazine, S., Ed. (2001) *Self-Organization in Biological Systems*. Princeton University Press, Princeton.
- Carlson, M., & Earls, F. (1997). Psychological and Neuroendocrinological Sequelae of Early Social Deprivation in Institutionalized Children in Romania. *Annals of the New York Academy of Sciences, 807*(1 Integrative N), 419-428. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1997.tb51936.x>
- Charkoudian, N. (2003). Skin Blood Flow in Adult Human Thermoregulation : How It Works, When It Does Not, and Why. *Mayo Clinic Proceedings, 78*(5), 603-612. <https://doi.org/10.4065/78.5.603>
- Chen JA, Peñagarikano O, Belgard TG, Swarup V, Geschwind DH. The emerging picture of autism spectrum disorder: genetics and pathology. *Annu Rev Pathol.* 2015;10:111-44. doi: 10.1146/annurev-pathol-012414-040405.
- Chevallier, C., Kohls, G., Troiani, V., Brodtkin, E. S., & Schultz, R. T. (2012). The social motivation theory of autism. *Trends in Cognitive Sciences, 16*(4), 231-239. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2012.02.007>
- Christensen, J., Grønberg, T. K., Sørensen, M. J., Schendel, D., Parner, E. T., Pedersen, L. H., & Vestergaard, M. (2013). Prenatal Valproate Exposure and Risk of Autism Spectrum Disorders and Childhood Autism. *JAMA, 309*(16), 1696. <https://doi.org/10.1001/jama.2013.2270>
- Christie MJ. Electrodermal activity in the 1980s: a review. *J R Soc Med.* 1981 Aug;74(8):616-22. doi: 10.1177/014107688107400812.
- Cirelli, L. K., Einarson, K. M., & Trainor, L. J. (2014). Interpersonal synchrony increases prosocial behavior in infants. *Developmental Science, 17*(6), 1003-1011. <https://doi.org/10.1111/desc.12193>
- Clabaugh, C., Mahajan, K., Jain, S., Pakkar, R., Becerra, D., Shi, Z., Deng, E., Lee, R., Ragusa, G., & Matarić, M. (2019). Long-Term Personalization of an In-Home Socially Assistive Robot for

- Children With Autism Spectrum Disorders. *Frontiers in Robotics and AI*, 6, 110.
<https://doi.org/10.3389/frobt.2019.00110>
- Condon, W. S., & Sander, L. W. (1974). Neonate Movement Is Synchronized with Adult Speech :
 Interactional Participation and Language Acquisition. *Science, New Series*, 183(4120), 99-101.
- Connell, J. P., & Thompson, R. (1986). Emotion and Social Interaction in the Strange Situation :
 Consistencies and Asymmetric Influences in the Second Year. *Child Development*, 57(3), 733.
<https://doi.org/10.2307/1130350>
- Conner, C. M., White, S. W., Beck, K. B., Golt, J., Smith, I. C., & Mazefsky, C. A. (2019). Improving
 emotion regulation ability in autism : The Emotional Awareness and Skills Enhancement
 (EASE) program. *Autism*, 23(5), 1273-1287. <https://doi.org/10.1177/1362361318810709>
- Conner, C. M., White, S. W., Scahill, L., & Mazefsky, C. A. (2020). The role of emotion regulation and
 core autism symptoms in the experience of anxiety in autism. *Autism*, 24(4), 931-940.
<https://doi.org/10.1177/1362361320904217>
- Costa, S., Santos, C., Soares, F., Ferreira, M., & Moreira, F. (2010). Promoting interaction amongst
 autistic adolescents using robots. *2010 Annual International Conference of the IEEE
 Engineering in Medicine and Biology*, 3856-3859.
<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5627905>
- Costafreda, S. G., Brammer, M. J., David, A. S., & Fu, C. H. Y. (2008). Predictors of amygdala
 activation during the processing of emotional stimuli : A meta-analysis of 385 PET and fMRI
 studies. *Brain Research Reviews*, 58(1), 57-70.
<https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2007.10.012>
- Courchesne E, Pierce K. Brain overgrowth in autism during a critical time in development: implications
 for frontal pyramidal neuron and interneuron development and connectivity. *Int J Dev Neurosci*.
 2005 Apr-May;23(2-3):153-70. doi: 10.1016/j.ijdevneu.2005.01.003.
- Critchley, H. D. (2002). Review : Electrodermal Responses: What Happens in the Brain. *The
 Neuroscientist*, 8(2), 132-142. <https://doi.org/10.1177/107385840200800209>

- Cross-Villasana, F., Gröpel, P., Doppelmayr, M., & Beckmann, J. (2015). Unilateral Left-Hand Contractions Produce Widespread Depression of Cortical Activity after Their Execution. *PLOS ONE*, *10*(12), e0145867. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0145867>
- Croy, I., Bierling, A., Sailer, U., & Ackerley, R. (2021). Individual Variability of Pleasantness Ratings to Stroking Touch Over Different Velocities. *Neuroscience*, *464*, 33-43. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2020.03.030>
- Cruciani, G., Zanini, L., Russo, V., Boccardi, E., & Spitoni, G. F. (2021). Pleasantness ratings in response to affective touch across hairy and glabrous skin : A meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *131*, 88-95. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2021.09.026>
- Damasio, A. R., Grabowski, T. J., Bechara, A., Damasio, H., Ponto, L. L. B., Parvizi, J., & Hichwa, R. D. (2000). Subcortical and cortical brain activity during the feeling of self-generated emotions. *Nature Neuroscience*, *3*(10), 1049-1056. <https://doi.org/10.1038/79871>
- Dapretto, M., Davies, M. S., Pfeifer, J. H., Scott, A. A., Sigman, M., Bookheimer, S. Y., & Iacoboni, M. (2006). Understanding emotions in others : Mirror neuron dysfunction in children with autism spectrum disorders. *Nature Neuroscience*, *9*(1), 28-30. <https://doi.org/10.1038/nn1611>
- Dautenhahn, K. (s. d.). *ROBOTS AS SOCIAL ACTORS: AURORA AND THE CASE OF AUTISM*. 16.
- Dautenhahn, K., & Werry, I. (2004). Towards interactive robots in autism therapy : Background, motivation and challenges. *Pragmatics & Cognition*, *12*(1), 1-35. <https://doi.org/10.1075/pc.12.1.03dau>
- Davis, M., & Whalen, P. J. (2001). The amygdala : Vigilance and emotion. *Molecular Psychiatry*, *6*(1), 13-34. <https://doi.org/10.1038/sj.mp.4000812>
- Dawson, G., Hill, D., Spencer, A., Galpert, L., & Watson, L. (1991). "Affective exchanges between young autistic children and their mothers": Erratum. *Journal of Abnormal Child Psychology*, *19*(1), 115. <https://doi.org/10.1007/BF00910569>
- Dawson, G., Webb, S. J., & McPartland, J. (2005). Understanding the Nature of Face Processing Impairment in Autism : Insights From Behavioral and Electrophysiological Studies. *Developmental Neuropsychology*, *27*(3), 403-424. https://doi.org/10.1207/s15326942dn2703_6

- Dawson, M. E., Schell, A. M., Filion, D. L., & Berntson, G. G. (2007). The Electrodermal System. In J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. Berntson (Éds.), *Handbook of Psychophysiology* (3^e éd., p. 157-181). Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511546396.007>
- Delacato, C. H. (1974). *The ultimate stranger: The autistic child*. Doubleday.
- de Marchena, A., & Eigsti, I.-M. (2010). Conversational gestures in autism spectrum disorders : Asynchrony but not decreased frequency. *Autism Research*, 3(6), 311-322. <https://doi.org/10.1002/aur.159>
- Dewey, D., Cantell, M., & Crawford, S. G. (2007). Motor and gestural performance in children with autism spectrum disorders, developmental coordination disorder, and/or attention deficit hyperactivity disorder. *Journal of the International Neuropsychological Society*, 13(02). <https://doi.org/10.1017/S1355617707070270>
- Donovan, A. P. A., & Basson, M. A. (2017). The neuroanatomy of autism—A developmental perspective. *Journal of Anatomy*, 230(1), 4-15. <https://doi.org/10.1111/joa.12542>
- Downey, R., & Rapport, M. J. K. (2012). Motor Activity in Children With Autism : A Review of Current Literature. *Pediatric Physical Therapy*, 24(1), 2-20. <https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31823db95f>
- Edelberg R. Muller M. Prior activity as a determinant of electrodermal recovery rate. *Psychophysiology* 1981;18(1):17–25.
- Edelberg, R. (1993). Electrodermal mechanisms: A critique of the two-effector hypothesis and a proposed replacement. In J.-C. Roy, W. Boucsein, D. C. Fowles, & J. H. Gruzelier (Eds.), *Progress in electrodermal research* (pp. 7–29). Plenum Press. https://doi.org/10.1007/978-1-4615-2864-7_2
- Edelson, S. M., Edelson, M. G., Kerr, D. C. R., & Grandin, T. (1999). Behavioral and Physiological Effects of Deep Pressure on Children With Autism : A Pilot Study Evaluating the Efficacy of Grandin's Hug Machine. *The American Journal of Occupational Therapy*, 53(2), 145-152. <https://doi.org/10.5014/ajot.53.2.145>
- Eid, M. A., & Al Osman, H. (2016). Affective Haptics : Current Research and Future Directions. *IEEE Access*, 4, 26-40. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2015.2497316>

- Elfenbein, H. A., & Ambady, N. (2002). Is there an in-group advantage in emotion recognition? *Psychological Bulletin*, *128*(2), 243-249. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.128.2.243>
- Emck, C., Bosscher, R., Beek, P., & Doreleijers, T. (2009). Gross motor performance and self-perceived motor competence in children with emotional, behavioural, and pervasive developmental disorders: A review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *51*(7), 501-517. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03337.x>
- Erp, Jan. (2002). Guidelines for the use of vibro-tactile displays in human computer interaction. Proceedings of Eurohaptics. 2002.
- Fahrenberg, J., Walschburger, P., Foerster, F., Myrtek, M., & Müller, W. (1983). An evaluation of trait, state, and reaction aspects of activation processes. *Psychophysiology*, *20*(2), 188–195. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1983.tb03286.x>
- Fairhurst, M. T., Janata, P., & Keller, P. E. (2013). Being and Feeling in Sync with an Adaptive Virtual Partner: Brain Mechanisms Underlying Dynamic Cooperativity. *Cerebral Cortex*, *23*(11), 2592-2600. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhs243>
- Fallon, J. B., & Macefield, V. G. (2007). Vibration sensitivity of human muscle spindles and golgi tendon organs. *Muscle & Nerve*, *36*(1), 21-29. <https://doi.org/10.1002/mus.20796>
- Feil-Seifer, D., & Matarić, M. J. (2009). Toward Socially Assistive Robotics for Augmenting Interventions for Children with Autism Spectrum Disorders. In O. Khatib, V. Kumar, & G. J. Pappas (Éds.), *Experimental Robotics* (Vol. 54, p. 201-210). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-00196-3_24
- Feldman, R. (2007). Parent-infant synchrony and the construction of shared timing; physiological precursors, developmental outcomes, and risk conditions. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, *48*(3-4), 329-354. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7610.2006.01701.x>
- Feldman Barrett, L., & Russell, J. (2009). Circumplex models of affect. In D. Sander and K.R. Scherer (Eds.). Oxford Companion to Emotion and the Affective Sciences. Oxford University Press.
- Feldstein, S., Jaffe, J., Beebe, B., Crown, C. L., Jasnow, M., Fox, H., & Gordon, S. (1993). Coordinated interpersonal timing in adult-infant vocal interactions: A cross-site replication. *Infant Behavior and Development*, *16*(4), 455-470. [https://doi.org/10.1016/0163-6383\(93\)80004-R](https://doi.org/10.1016/0163-6383(93)80004-R)

- Ferber SG, Feldman R, Makhoul IR. The development of maternal touch across the first year of life. *Early Hum Dev.* 2008 Jun;84(6):363-70. doi: 10.1016/j.earlhumdev.2007.09.019.
- Ferguson, B. J., Hamlin, T., Lantz, J. F., Villavicencio, T., Coles, J., & Beversdorf, D. Q. (2019). Examining the Association Between Electrodermal Activity and Problem Behavior in Severe Autism Spectrum Disorder: A Feasibility Study. *Frontiers in Psychiatry, 10*, 654. <https://doi.org/10.3389/fpsy.2019.00654>
- Filippetti, M. L., Johnson, M. H., Lloyd-Fox, S., Dragovic, D., & Farroni, T. (2013). Body Perception in Newborns. *Current Biology, 23*(23), 2413-2416. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2013.10.017>
- Fitzpatrick, P., Diorio, R., Richardson, M. J., & Schmidt, R. C. (2013). Dynamical methods for evaluating the time-dependent unfolding of social coordination in children with autism. *Frontiers in Integrative Neuroscience, 7*. <https://doi.org/10.3389/fnint.2013.00021>
- Fitzpatrick, P., Frazier, J. A., Cochran, D. M., Mitchell, T., Coleman, C., & Schmidt, R. C. (2016). Impairments of Social Motor Synchrony Evident in Autism Spectrum Disorder. *Frontiers in Psychology, 7*. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.01323>
- Fitzpatrick, P., Romero, V., Amaral, J. L., Duncan, A., Barnard, H., Richardson, M. J., & Schmidt, R. C. (2017). Evaluating the importance of social motor synchronization and motor skill for understanding autism: Synchrony and autism. *Autism Research, 10*(10), 1687-1699. <https://doi.org/10.1002/aur.1808>
- Fournier, K. A., Hass, C. J., Naik, S. K., Lodha, N., & Cauraugh, J. H. (2010). Motor Coordination in Autism Spectrum Disorders: A Synthesis and Meta-Analysis. *Journal of Autism and Developmental Disorders, 40*(10), 1227-1240. <https://doi.org/10.1007/s10803-010-0981-3>
- Fombonne E. Epidemiological surveys of autism and other pervasive developmental disorders: An update. *Journal of Autism and Developmental Disorders.* 2003;33:365–382.
- Fowles, D. C., Christie, M. J., Edelberg, R., Grings, W. W., Lykken, D. T., & Venables, P. H. (1981). Publication Recommendations for Electrodermal Measurements. *Psychophysiology, 18*(3), 232-239. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1981.tb03024.x>
- Frith, U. (1989). *Autism: Explaining the enigma*. Oxford: Blackwell.

- Fuchs, A., Jirsa, V. K., Haken, H., & Kelso, J. A. S. (1996). Extending the HKB model of coordinated movement to oscillators with different eigenfrequencies. *Biological Cybernetics*, 74, 21-30.
- Gabrielson, A. In *Oxford Handbook of Music Psychology* (ed. Cross, I., Hallam, S., Thaut, M.) 141–150 (Oxford University Press, 2009).
- Galbusera, L., Finn, M. T. M., Tschacher, W., & Kyselo, M. (2019). Interpersonal synchrony feels good but impedes self-regulation of affect. *Scientific Reports*, 9(1), 14691. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-50960-0>
- Gallese V, Sinigaglia C. What is so special about embodied simulation? *Trends Cogn Sci*. 2011 Nov;15(11):512-9. doi: 10.1016/j.tics.2011.09.003.
- GALLUP. (2020). *Global Emotions Report*. www.gallup.com
- Gatti, E., Calzolari, E., Maggioni, E., & Obrist, M. (2018). Emotional ratings and skin conductance response to visual, auditory and haptic stimuli. *Scientific Data*, 5(1), 180120. <https://doi.org/10.1038/sdata.2018.120>
- Gibson, J. J. (1962). Observations on active touch. *Psychological Review*, 69(6), 477–491. <https://doi.org/10.1037/h0046962>
- Gil, S. (2009). *Comment étudier les émotions en laboratoire ?* 4, 10.
- Gillesen, J. C. C., Barakova, E. I., Huskens, B. E. B. M., & Feijs, L. M. G. (2011). From training to robot behavior : Towards custom scenarios for robotics in training programs for ASD. *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1-7. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975381>
- Glick, David & Glick, Gerald & Stein, Erica. (2019). The Autonomic Nervous System. 10.1093/med/9780198746645.003.0005.
- Goldin, P. R., McRae, K., Ramel, W., & Gross, J. J. (2008). The Neural Bases of Emotion Regulation : Reappraisal and Suppression of Negative Emotion. *Biological Psychiatry*, 63(6), 577-586. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2007.05.031>
- Gomez, P., & Danuser, B. (2007). Relationships between musical structure and psychophysiological measures of emotion. *Emotion*, 7(2), 377-387. <https://doi.org/10.1037/1528-3542.7.2.377>

- Gotham, K., Brunwasser, S. M., & Lord, C. (2015). Depressive and Anxiety Symptom Trajectories From School Age Through Young Adulthood in Samples With Autism Spectrum Disorder and Developmental Delay. *Journal of the American Academy of Child & Adolescent Psychiatry*, *54*(5), 369-376.e3. <https://doi.org/10.1016/j.jaac.2015.02.005>
- Gothard, K. M., & Fuglevand, A. J. (2022). The role of the amygdala in processing social and affective touch. *Current Opinion in Behavioral Sciences*, *43*, 46-53. <https://doi.org/10.1016/j.cobeha.2021.08.004>
- Gowen, E., & Hamilton, A. (2013). Motor Abilities in Autism : A Review Using a Computational Context. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, *43*(2), 323-344. <https://doi.org/10.1007/s10803-012-1574-0>
- Grapperon, J., Pignol, A.-C., & Vion-Dury, J. (2012). La mesure de la réaction électrodermale. *L'Encéphale*, *38*(2), 149-155. <https://doi.org/10.1016/j.encep.2011.05.004>
- Green, D., Charman, T., Pickles, A., Chandler, S., Loucas, T., Simonoff, E., & Baird, G. (2009). Impairment in movement skills of children with autistic spectrum disorders. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *51*(4), 311-316. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2008.03242.x>
- Green, S. A., & Ben-Sasson, A. (2010). Anxiety Disorders and Sensory Over-Responsivity in Children with Autism Spectrum Disorders : Is There a Causal Relationship? *Journal of Autism and Developmental Disorders*, *40*(12), 1495-1504. <https://doi.org/10.1007/s10803-010-1007-x>
- Green, S. A., Rudie, J. D., Colich, N. L., Wood, J. J., Shirinyan, D., Hernandez, L., Tottenham, N., Dapretto, M., & Bookheimer, S. Y. (2013). Overreactive Brain Responses to Sensory Stimuli in Youth With Autism Spectrum Disorders. *Journal of the American Academy of Child & Adolescent Psychiatry*, *52*(11), 1158-1172. <https://doi.org/10.1016/j.jaac.2013.08.004>
- Gross, J. J., & Thompson, R. A. (2007). Emotion Regulation: Conceptual Foundations. In J. J. Gross (Ed.), *Handbook of emotion regulation* (pp. 3–24). The Guilford Press.
- Haar S, Berman S, Behrmann M, Dinstein I. Anatomical Abnormalities in Autism? *Cereb Cortex*. 2016 Apr;*26*(4):1440-52. doi: 10.1093/cercor/bhu242.

- Haken, H., Kelso, J. A. S., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human movements. *Biological Cybernetics*, 51, 347-356.
- Hale, K. S. and Stanney, K. M. (2004). Deriving haptic design guidelines from human physiological, psychophysical and neurological functions. *Computer Graphics and Animation* 24 (2), 33–39
- Hamilton, A. F. d. C. (2006). Goal Representation in Human Anterior Intraparietal Sulcus. *Journal of Neuroscience*, 26(4), 1133-1137. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.4551-05.2006>
- Harmon-Jones, E. (2006). Unilateral right-hand contractions cause contralateral alpha power suppression and approach motivational affective experience. *Psychophysiology*, 43(6), 598-603. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2006.00465.x>
- Hasegawa, H., Itoh, K., Okamoto, S., Elfekey, H., & Yamada, Y. (2018). Colorful Tactile Stimuli. Association Between Colors and Tactile-Display Stimuli on Russell's Psychological Plane. In S. Hasegawa, M. Konyo, K.-U. Kyung, T. Nojima, & H. Kajimoto (Éds.), *Haptic Interaction* (Vol. 432, p. 47-52). Springer Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-10-4157-0_8
- Hasegawa, H., Okamoto, S., Ito, K., & Yamada, Y. (2019). Affective Vibrotactile Stimuli : Relation between Vibrotactile Parameters and Affective Responses. *International Journal of Affective Engineering*, 18(4), 171-180. <https://doi.org/10.5057/ijae.IJAE-D-18-00008>
- Haswell, C. C., Izawa, J., Dowell, L. R., Mostofsky, S. H., & Shadmehr, R. (2009). Representation of internal models of action in the autistic brain. *Nature Neuroscience*, 12(8), 970-972. <https://doi.org/10.1038/nn.2356>
- Hennenlotter, A., Dresel, C., Castrop, F., Ceballos-Baumann, A. O., Wohlschläger, A. M., & Haslinger, B. (2009). The Link between Facial Feedback and Neural Activity within Central Circuitries of Emotion—New Insights from Botulinum Toxin–Induced Denervation of Frown Muscles. *Cerebral Cortex*, 19(3), 537-542. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhn104>
- Hertenstein, M. J., Holmes, R., McCullough, M., & Keltner, D. (2009). The communication of emotion via touch. *Emotion*, 9(4), 566-573. <https://doi.org/10.1037/a0016108>
- Hertenstein, M. J., Keltner, D., App, B., Bulleit, B. A., & Jaskolka, A. R. (2006). Touch communicates distinct emotions. *Emotion*, 6(3), 528-533. <https://doi.org/10.1037/1528-3542.6.3.528>

- Hilton, C. L., Zhang, Y., Whilte, M. R., Klohr, C. L., & Constantino, J. (2012). Motor impairment in sibling pairs concordant and discordant for autism spectrum disorders. *Autism, 16*(4), 430-441. <https://doi.org/10.1177/1362361311423018>
- Hirstein, W., Iversen, P., & Ramachandran, V. S. (2001). Autonomic responses of autistic children to people and objects. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences, 268*(1479), 1883-1888. <https://doi.org/10.1098/rspb.2001.1724>
- Hove, M. J., & Risen, J. L. (2009a). It's All in the Timing : Interpersonal Synchrony Increases Affiliation. *Social Cognition, 27*(6), 949-960. <https://doi.org/10.1521/soco.2009.27.6.949>
- Hove, M. J., & Risen, J. L. (2009). It's All in the Timing : Interpersonal Synchrony Increases Affiliation. *Social Cognition, 27*(6), 949-960. <https://doi.org/10.1521/soco.2009.27.6.949>
- Huijnen, C. A. G. J., Lexis, M. A. S., Jansens, R., & de Witte, L. P. (2016). Mapping Robots to Therapy and Educational Objectives for Children with Autism Spectrum Disorder. *Journal of Autism and Developmental Disorders, 46*(6), 2100-2114. <https://doi.org/10.1007/s10803-016-2740-6>
- Hull, L., Petrides, K. V., Allison, C., Smith, P., Baron-Cohen, S., Lai, M.-C., & Mandy, W. (2017). "Putting on My Best Normal": Social Camouflaging in Adults with Autism Spectrum Conditions. *Journal of Autism and Developmental Disorders, 47*(8), 2519-2534. <https://doi.org/10.1007/s10803-017-3166-5>
- Humphrey, T. 1964. « Some correlations between the appearance of human fetal reflexes and the development of the nervous system », *Progress in Brain Research, 4*, p. 93-135.
- Hutt, C., and Hutt, S. J. (1964). Arousal and childhood autism. *Nature 204*, 908–909.
- Jacoboni, M., & Dapretto, M. (2006). The mirror neuron system and the consequences of its dysfunction. *Nature Reviews Neuroscience, 7*(12), 942-951. <https://doi.org/10.1038/nrn2024>
- Illigens, B. M. W., & Gibbons, C. H. (2009). Sweat testing to evaluate autonomic function. *Clinical Autonomic Research, 19*(2), 79-87. <https://doi.org/10.1007/s10286-008-0506-8>
- Isenhower, R. W., Marsh, K. L., Richardson, M. J., Helt, M., Schmidt, R. C., & Fein, D. (2012). Rhythmic bimanual coordination is impaired in young children with autism spectrum disorder. *Research in Autism Spectrum Disorders, 6*(1), 25-31. <https://doi.org/10.1016/j.rasd.2011.08.005>

- Iverson, J. M., Shic, F., Wall, C. A., Chawarska, K., Curtin, S., Estes, A., Gardner, J. M., Hutman, T., Landa, R. J., Levin, A. R., Libertus, K., Messinger, D. S., Nelson, C. A., Ozonoff, S., Sacrey, L.-A. R., Sheperd, K., Stone, W. L., Tager-Flusberg, H. B., Wolff, J. J., ... Young, G. S. (2019). Early motor abilities in infants at heightened versus low risk for ASD: A Baby Siblings Research Consortium (BSRC) study. *Journal of Abnormal Psychology, 128*(1), 69-80. <https://doi.org/10.1037/abn0000390>
- James, W. (1884). What Is an Emotion? *MInd, 9*, 188-205. <http://dx.doi.org/10.1093/mInd/os-IX.34.188>
- Janes C.L. Strock B.D. Weeks D.G. Worland J. The effect of stimulus significance on skin-conductance recovery. *Psychophysiology 1985;22*(2):138–146.
- Jeka, J. J., & Kelso, J. A. S. (1995). Manipulating symmetry in the coordination dynamics of human movement. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 21*, 360-374.
- Jensen, O., & Mazaheri, A. (2010). Shaping Functional Architecture by Oscillatory Alpha Activity: Gating by Inhibition. *Frontiers in Human Neuroscience, 4*. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2010.00186>
- Johnson, K. (2001). The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. *Current Opinion in Neurobiology, 11*(4), 455-461. [https://doi.org/10.1016/S0959-4388\(00\)00234-8](https://doi.org/10.1016/S0959-4388(00)00234-8)
- J. Trost, W., Labbé, C., & Grandjean, D. (2017). Rhythmic entrainment as a musical affect induction mechanism. *Neuropsychologia, 96*, 96-110. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2017.01.004>
- Joshi, G., Petty, C., Wozniak, J., Henin, A., Fried, R., Galdo, M., Kotarski, M., Walls, S., & Biederman, J. (2010). The Heavy Burden of Psychiatric Comorbidity in Youth with Autism Spectrum Disorders: A Large Comparative Study of a Psychiatrically Referred Population. *Journal of Autism and Developmental Disorders, 40*(11), 1361-1370. <https://doi.org/10.1007/s10803-010-0996-9>

- Just, M. A. (2004). Cortical activation and synchronization during sentence comprehension in high-functioning autism: Evidence of underconnectivity. *Brain*, *127*(8), 1811-1821. <https://doi.org/10.1093/brain/awh199>
- Just, M. A., Keller, T. A., Malave, V. L., Kana, R. K., & Varma, S. (2012). Autism as a neural systems disorder: A theory of frontal-posterior underconnectivity. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *36*(4), 1292-1313. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2012.02.007>
- Kaczmarek, K. A., Webster, J. G., Bach-y-Rita, P., & Tompkins, W. J. (1991). Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *38*(1), 1-16. <https://doi.org/10.1109/10.68204>
- Kanner, L. (s. d.). *EARLY INFANTILE AUTISM*. 7.
- Kapp, S. K., Steward, R., Crane, L., Elliott, D., Elphick, C., Pellicano, E., & Russell, G. (2019). 'People should be allowed to do what they like': Autistic adults' views and experiences of stimming. *Autism*, *23*(7), 1782-1792. <https://doi.org/10.1177/1362361319829628>
- Keele, S. W. (1968). Movement control in skilled motor performance. *Psychological Bulletin*, *70*(6, Pt.1), 387-403. <https://doi.org/10.1037/h0026739>
- Kelling, C., Pitaro, D., & Rantala, J. (2016). Good vibes : The impact of haptic patterns on stress levels. *Proceedings of the 20th International Academic Mindtrek Conference on - AcademicMindtrek '16*, 130-136. <https://doi.org/10.1145/2994310.2994368>
- Kelso, J. A. S. (1981). On the oscillatory basis of movement. *Bulletin of the Psychonomic Society*, *18*, 63.
- Kelso, J. A. S. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *American Journal of Physiology: Regulatory, Integrative, and Comparative*, *15*, R1000-R1004.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns*. London: The MIT Press.
- Kelso, J. A., & Schönner, G. (1988). Self-organization of coordinate movement patterns. *Human Movement Science*, *7*(1), 27-46. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(88\)90003-6](https://doi.org/10.1016/0167-9457(88)90003-6)
- Kenwood, C., Guirguis, M., & Herman, C. P. (s. d.). *Asymmetrical Hemispheric Activation and Behavioral Persistence : Effects of Unilateral Muscle Contractions*. 7.

- Kerassidis S. Is palmar and plantar sweating thermoregulatory? *Acta Physiol Scand.* 1994 Nov;152(3):259-63. doi: 10.1111/j.1748-1716.1994.tb09805.x.
- Kim YS, Leventhal BL, Koh YJ, Fombonne E, Laska E, Lim EC, Cheon KA, Kim SJ, Kim YK, Lee H, Song DH, Grinker RR. Prevalence of autism spectrum disorders in a total population sample. *Am J Psychiatry.* 2011 Sep;168(9):904-12. doi: 10.1176/appi.ajp.2011.10101532.
- Kim, E. S., Berkovits, L. D., Bernier, E. P., Leyzberg, D., Shic, F., Paul, R., & Scassellati, B. (2013). Social Robots as Embedded Reinforcers of Social Behavior in Children with Autism. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 43(5), 1038-1049. <https://doi.org/10.1007/s10803-012-1645-2>
- Kirschner, S., & Tomasello, M. (2010). Joint music making promotes prosocial behavior in 4-year-old children☆☆☆. *Evolution and Human Behavior*, 31(5), 354-364. <https://doi.org/10.1016/j.evolhumbehav.2010.04.004>
- Kleinhans NM, Richards T, Weaver K, Johnson LC, Greenson J, Dawson G, Aylward E. Association between amygdala response to emotional faces and social anxiety in autism spectrum disorders. *Neuropsychologia.* 2010 Oct;48(12):3665-70. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2010.07.022.
- Klin, A. (2003). Asperger syndrome : An update. *Revista Brasileira de Psiquiatria*, 25(2), 103-109. <https://doi.org/10.1590/S1516-44462003000200011>
- Koehne, S., Behrends, A., Fairhurst, M. T., & Dziobek, I. (2016). Fostering Social Cognition through an Imitation- and Synchronization-Based Dance/Movement Intervention in Adults with Autism Spectrum Disorder : A Controlled Proof-of-Concept Study. *Psychotherapy and Psychosomatics*, 85(1), 27-35. <https://doi.org/10.1159/000441111>
- Konstantareas, M. M., & Stewart, K. (2006). Affect Regulation and Temperament in Children with Autism Spectrum Disorder. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 36(2), 143-154. <https://doi.org/10.1007/s10803-005-0051-4>
- Kostrubiec, V., Huys, R., Jas, B., & Kruck, J. (2018). Age-dependent Relationship Between Socio-adaptability and Motor Coordination in High Functioning Children with Autism Spectrum Disorder. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 48(1), 209-224. <https://doi.org/10.1007/s10803-017-3326-7>

- Kostrubiec, V., & Kruck, J. (2020). Collaborative Research Project : Developing and Testing a Robot-Assisted Intervention for Children With Autism. *Frontiers in Robotics and AI*, 7, 37. <https://doi.org/10.3389/frobt.2020.00037>
- Kozima, H., Nakagawa, C., & Yasuda, Y. (2007). Children–robot interaction : A pilot study in autism therapy. In *Progress in Brain Research* (Vol. 164, p. 385-400). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(07\)64021-7](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(07)64021-7)
- Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1980). On the concept of coordinative structures as dissipative structures. I. Theoretical lines of convergence. In G. E. Stelmach & J. Requin (Eds.), *Tutorial in motor behavior* (pp. 3-47). Amsterdam, NL: North Holland.
- Kumazaki, H., Muramatsu, T., Yoshikawa, Y., Matsumoto, Y., Ishiguro, H., Kikuchi, M., Sumiyoshi, T., & Mimura, M. (2020). Optimal robot for intervention for individuals with autism spectrum disorders. *Psychiatry and Clinical Neurosciences*, 74(11), 581-586. <https://doi.org/10.1111/pcn.13132>
- Kurdi, B., Lozano, S., & Banaji, M. R. (2017). Introducing the Open Affective Standardized Image Set (OASIS). *Behavior Research Methods*, 49(2), 457-470. <https://doi.org/10.3758/s13428-016-0715-3>
- Lacroux, D. (2022). L'émotion entre corps et cerveau : James, LeDoux et Damasio. *Philonsorbonne*, 16, 121-142. <https://doi.org/10.4000/philonsorbonne.2275>
- Lakens, D. (2010). Movement synchrony and perceived entitativity. *Journal of Experimental Social Psychology*, 46(5), 701-708. <https://doi.org/10.1016/j.jesp.2010.03.015>
- Lakens, D., & Stel, M. (2011). If They Move in Sync, They Must Feel in Sync : Movement Synchrony Leads to Attributions of Rapport and Entitativity. *Social Cognition*, 29(1), 1-14. <https://doi.org/10.1521/soco.2011.29.1.1>
- Landa, R. J., Gross, A. L., Stuart, E. A., & Faherty, A. (2013). Developmental Trajectories in Children With and Without Autism Spectrum Disorders : The First 3 Years. *Child Development*, 84(2), 429-442. <https://doi.org/10.1111/j.1467-8624.2012.01870.x>
- Lawson, R. P., Rees, G., & Friston, K. J. (2014). An aberrant precision account of autism. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00302>

- Leary, M. R., & Hill, D. A. (s. d.). *Moving On : Autism and Movement Disturbance*. 16.
- Lederman, S. J., & Taylor, M. M. (1972). Fingertip force, surface geometry, and the perception of roughness by active touch. *Perception & Psychophysics*, 12(5), 401–408. <https://doi.org/10.3758/BF03205850>
- Lederman, S. J., & Klatzky, R. L. (2009). Haptic perception : A tutorial. *Attention, Perception & Psychophysics*, 71(7), 1439-1459. <https://doi.org/10.3758/APP.71.7.1439>
- Le Callennec, S., Chapel, F (2016). *Autisme - la grande enquête*. Les Arènes.
- Leekam, S. (2016). Social cognitive impairment and autism : What are we trying to explain? *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 371(1686), 20150082. <https://doi.org/10.1098/rstb.2015.0082>
- Leekam, S. R., Nieto, C., Libby, S. J., Wing, L., & Gould, J. (2007). Describing the Sensory Abnormalities of Children and Adults with Autism. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 37(5), 894-910. <https://doi.org/10.1007/s10803-006-0218-7>
- Leekam, S. R., Prior, M. R., & Uljarevic, M. (2011). Restricted and repetitive behaviors in autism spectrum disorders : A review of research in the last decade. *Psychological Bulletin*, 137(4), 562-593. <https://doi.org/10.1037/a0023341>
- Legner, C., Kalwa, U., Patel, V., Chesmore, A., & Pandey, S. (2019). Sweat sensing in the smart wearables era : Towards integrative, multifunctional and body-compliant perspiration analysis. *Sensors and Actuators A: Physical*, 296, 200-221. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2019.07.020>
- Levenson, R. W. (1994). Human Emotions: A Functional View. In P. Ekman, & R. J. Davidson (Eds.), *The Nature of Emotion: Fundamental Questions* (pp. 123-126). New York, NY: Oxford University Press.
- Levine, T. P., Sheinkopf, S. J., Pescosolido, M., Rodino, A., Elia, G., & Lester, B. (2012). Physiologic arousal to social stress in children with Autism Spectrum Disorders : A pilot study. *Research in Autism Spectrum Disorders*, 6(1), 177-183. <https://doi.org/10.1016/j.rasd.2011.04.003>
- Levinson, D. F., & Edelberg, R. (1985). Scoring criteria for response latency and habituation in electrodermal research: A critique. *Psychophysiology*, 22(4), 417–426. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1985.tb01626.x>

- Light, K. C., Grewen, K. M., & Amico, J. A. (2005). More frequent partner hugs and higher oxytocin levels are linked to lower blood pressure and heart rate in premenopausal women. *Biological Psychology*, *69*(1), 5-21. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2004.11.002>
- Lim C.L. Rennie C. Barry R.J. Bahramali H. Lazzaro I. Manor B. Decomposing skin conductance into tonic and phasic components. *Int J Psychophysiol* 1997;25:97–109.
- Löken, L. S., Wessberg, J., Morrison, I., McGlone, F., & Olausson, H. (2009). Coding of pleasant touch by unmyelinated afferents in humans. *Nature Neuroscience*, *12*(5), 547-548. <https://doi.org/10.1038/nn.2312>
- Loomes R, Hull L, Mandy WPL. What Is the Male-to-Female Ratio in Autism Spectrum Disorder? A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Am Acad Child Adolesc Psychiatry*. 2017 Jun;56(6):466-474. doi: 10.1016/j.jaac.2017.03.013.
- Lord, C., Rutter, M., Goode, S., Heemsbergen, J., Jordan, H., & Schopler, E. (1989). Autism diagnostic observation schedule: A standardized observation of communicative and social behavior. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, *19*, 185–212.
- Lord, C., Rutter, M., & Le Couteur, A. (1994). Autism Diagnostic Interview-Revised : A revised version of a diagnostic interview for caregivers of individuals with possible pervasive developmental disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, *24*(5), 659-685. <https://doi.org/10.1007/BF02172145>
- Lorenz, T., Weiss, A., & Hirche, S. (2016). Synchrony and Reciprocity : Key Mechanisms for Social Companion Robots in Therapy and Care. *International Journal of Social Robotics*, *8*(1), 125-143. <https://doi.org/10.1007/s12369-015-0325-8>
- Lykken DT, Venables PH. Direct measurement of skin conductance: a proposal for standardization. *Psychophysiology*. 1971 Sep;8(5):656-72. doi: 10.1111/j.1469-8986.1971.tb00501.x.
- Macefield, V. G., & Wallin, B. G. (1996). The discharge behaviour of single sympathetic neurones supplying human sweat glands. *Journal of the Autonomic Nervous System*, *61*(3), 277-286. [https://doi.org/10.1016/S0165-1838\(96\)00095-1](https://doi.org/10.1016/S0165-1838(96)00095-1)
- Malmivuo, J., & Plonsey, R. (s. d.). *Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*.

- Matson, J. L., & Kozlowski, A. M. (2011). The increasing prevalence of autism spectrum disorders. *Research in Autism Spectrum Disorders*, 5(1), 418–425. <https://doi.org/10.1016/j.rasd.2010.06.004>
- Markram, K., & Markram, H. (2010). The Intense World Theory – A Unifying Theory of the Neurobiology of Autism. *Frontiers in Human Neuroscience*, 4. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2010.00224>
- Marsh, K. L., Isenhower, R. W., Richardson, M. J., Helt, M., Verbalis, A. D., Schmidt, R. C., & Fein, D. (2013). Autism and social disconnection in interpersonal rocking. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 7. <https://doi.org/10.3389/fnint.2013.00004>
- Marshall, A. G., Sharma, M. L., Marley, K., Olausson, H., & McGlone, F. P. (2019). Spinal signalling of C-fiber mediated pleasant touch in humans. *ELife*, 8, e51642. <https://doi.org/10.7554/eLife.51642>
- Marx, V., & Nagy, E. (2017). Fetal behavioral responses to the touch of the mother's abdomen : A Frame-by-frame analysis. *Infant Behavior and Development*, 47, 83-91. <https://doi.org/10.1016/j.infbeh.2017.03.005>
- Mathersul, D., McDonald, S., & Rushby, J. A. (2013). Automatic facial responses to affective stimuli in high-functioning adults with autism spectrum disorder. *Physiology & Behavior*, 109, 14-22. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2012.10.008>
- Matiz, A., Guzzon, D., Crescentini, C., Paschetto, A., & Fabbro, F. (2020). The role of self body brushing vs mindfulness meditation on interoceptive awareness : A non-randomized pilot study on healthy participants with possible implications for body image disturbances. *European Journal of Integrative Medicine*, 37, 101168. <https://doi.org/10.1016/j.eujim.2020.101168>
- Matson, J. L., & Kozlowski, A. M. (2011). The increasing prevalence of autism spectrum disorders. *Research in Autism Spectrum Disorders*, 5(1), 418-425. <https://doi.org/10.1016/j.rasd.2010.06.004>
- Mazefsky, C. A., Folstein, S. E., & Lainhart, J. E. (2008). Overrepresentation of mood and anxiety disorders in adults with autism and their first-degree relatives : What does it mean? *Autism Research*, 1(3), 193-197. <https://doi.org/10.1002/aur.23>

- Mazefsky, C. A., Herrington, J., Siegel, M., Scarpa, A., Maddox, B. B., Scahill, L., & White, S. W. (2013). The Role of Emotion Regulation in Autism Spectrum Disorder. *Journal of the American Academy of Child & Adolescent Psychiatry*, 52(7), 679-688. <https://doi.org/10.1016/j.jaac.2013.05.006>
- Mazefsky, C. A., Pelphrey, K. A., & Dahl, R. E. (2012). The Need for a Broader Approach to Emotion Regulation Research in Autism : Applying an Emotion Regulation Framework in ASD. *Child Development Perspectives*, 6(1), 92-97. <https://doi.org/10.1111/j.1750-8606.2011.00229.x>
- Mazefsky, C. A., & White, S. W. (2014). Emotion Regulation. *Child and Adolescent Psychiatric Clinics of North America*, 23(1), 15-24. <https://doi.org/10.1016/j.chc.2013.07.002>
- Mazurek, M. O., Vasa, R. A., Kalb, L. G., Kanne, S. M., Rosenberg, D., Keefer, A., Murray, D. S., Freedman, B., & Lowery, L. A. (2013). Anxiety, Sensory Over-Responsivity, and Gastrointestinal Problems in Children with Autism Spectrum Disorders. *Journal of Abnormal Child Psychology*, 41(1), 165-176. <https://doi.org/10.1007/s10802-012-9668-x>
- McAdams, E. (2006). Bioelectrodes. In *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, J.G. Webster (Ed.). <https://doi.org/10.1002/0471732877.emd013>
- McCormick, C., Hessel, D., Macari, S. L., Ozonoff, S., Green, C., & Rogers, S. J. (2014). Electrodermal and Behavioral Responses of Children With Autism Spectrum Disorders to Sensory and Repetitive Stimuli : Responses to sensory and repetitive stimuli. *Autism Research*, 7(4), 468-480. <https://doi.org/10.1002/aur.1382>
- McGarva, A. R. (2003). [No title found]. *Journal of Psycholinguistic Research*, 32(3), 335-354. <https://doi.org/10.1023/A:1023547703110>
- McGlone, F., Vallbo, A. B., Olausson, H., Loken, L., & Wessberg, J. (2007). Discriminative touch and emotional touch. *Canadian Journal of Experimental Psychology / Revue Canadienne de Psychologie Expérimentale*, 61(3), 173-183. <https://doi.org/10.1037/cjep2007019>
- McGlone, F., Wessberg, J., & Olausson, H. (2014). Discriminative and Affective Touch : Sensing and Feeling. *Neuron*, 82(4), 737-755. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2014.05.001>
- McGrath, J. A., Eady, R. A. J., & Pope, F. M. (s. d.). *Anatomy and Organization of Human Skin*. 15.

- McNeill, V. H. (1995). *Keeping together in time : Dance and drill in human history* (Harvard University Press).
- Mélissopoulos, A., & Levacher, C. (2012). *La peau : Structure et physiologie* (2e éd.). Éd. Tec & doc-Lavoisier.
- Michaud, F., Duquette, A., & Nadeau, I. (2003). Characteristics of mobile robotic toys for children with pervasive developmental disorders. *SMC'03 Conference Proceedings. 2003 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Conference Theme - System Security and Assurance (Cat. No.03CH37483)*, 3, 2938-2943. <https://doi.org/10.1109/ICSMC.2003.1244338>
- Miller, L. J., Anzalone, M. E., Lane, S. J., Cermak, S. A., & Osten, E. T. (2007). Concept Evolution in Sensory Integration: A Proposed Nosology for Diagnosis. *The American Journal of Occupational Therapy*, 61(2), 135-140. <https://doi.org/10.5014/ajot.61.2.135>
- Miyahara, M. (2013). Meta review of systematic and meta analytic reviews on movement differences, effect of movement based interventions, and the underlying neural mechanisms in autism spectrum disorder. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 7. <https://doi.org/10.3389/fnint.2013.00016>
- Mogan, R., Fischer, R., & Bulbulia, J. A. (2017). To be in synchrony or not? A meta-analysis of synchrony's effects on behavior, perception, cognition and affect. *Journal of Experimental Social Psychology*, 72, 13-20. <https://doi.org/10.1016/j.jesp.2017.03.009>
- Montagu, Ashley. (1986). *Touching : the human significance of the skin*. New York : Perennial Library
- Moran, M. F., Foley, J. T., Parker, M. E., & Weiss, M. J. (2013). Two-legged hopping in autism spectrum disorders. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 7. <https://doi.org/10.3389/fnint.2013.00014>
- Mostofsky, S. H., Powell, S. K., Simmonds, D. J., Goldberg, M. C., Caffo, B., & Pekar, J. J. (s. d.). *Decreased connectivity and cerebellar activity in autism during motor task performance*. 13.
- Moszkowski, R. J., & Stack, D. M. (2007). Infant touching behaviour during mother–infant face-to-face interactions. *Infant and Child Development*, 16(3), 307-319. <https://doi.org/10.1002/icd.510>

- Naveteur, J., & Sequeira-Martinho, H. (1990). Reliability of bilateral differences in electrodermal activity. *Biological Psychology*, *31*(1), 47–56. [https://doi.org/10.1016/0301-0511\(90\)90077-A](https://doi.org/10.1016/0301-0511(90)90077-A)
- Nebel, M. B., Eloyan, A., Nettles, C. A., Sweeney, K. L., Ament, K., Ward, R. E., Choe, A. S., Barber, A. D., Pekar, J. J., & Mostofsky, S. H. (2016). Intrinsic Visual-Motor Synchrony Correlates With Social Deficits in Autism. *Biological Psychiatry*, *79*(8), 633-641. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2015.08.029>
- Neu, M., Laudenslager, M. L., & Robinson, J. (2009). Coregulation in Salivary Cortisol During Maternal Holding of Premature Infants. *Biological Research For Nursing*, *10*(3), 226-240. <https://doi.org/10.1177/1099800408327789>
- Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination. In M. G. Wade & H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: aspects of coordination and control* (pp. 341-360). Boston, MA: Martinus Nijhoff.
- Newell, K. M., & McDonald, P. V. (1994). Learning to Coordinate Redundant Biomechanical Degrees of Freedom. In *Interlimb Coordination* (p. 515-536). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-679270-6.50029-2>
- Niedenthal PM. Embodying emotion. *Science*. 2007 May 18;316(5827):1002-5. doi: 10.1126/science.1136930.
- Nummenmaa, L., Glerean, E., Viinikainen, M., Jääskeläinen, I. P., Hari, R., & Sams, M. (2012). Emotions promote social interaction by synchronizing brain activity across individuals. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *109*(24), 9599-9604. <https://doi.org/10.1073/pnas.1206095109>
- Oberman, L. M., & Ramachandran, V. S. (2007). The simulating social mind : The role of the mirror neuron system and simulation in the social and communicative deficits of autism spectrum disorders. *Psychological Bulletin*, *133*(2), 310-327. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.133.2.310>
- O’Haire, M. E., McKenzie, S. J., Beck, A. M., & Slaughter, V. (2015). Animals may act as social buffers : Skin conductance arousal in children with autism spectrum disorder in a social context:

- Animals and Autism. *Developmental Psychobiology*, 57(5), 584-595.
<https://doi.org/10.1002/dev.21310>
- Olausson, H., Lamarre, Y., Backlund, H., Morin, C., Wallin, B. G., Starck, G., Ekholm, S., Strigo, I., Worsley, K., Vallbo, Å. B., & Bushnell, M. C. (2002). Unmyelinated tactile afferents signal touch and project to insular cortex. *Nature Neuroscience*, 5(9), 900-904.
<https://doi.org/10.1038/nn896>
- Ornitz EM. The modulation of sensory input and motor output in autistic children. *J Autism Child Schizophr.* 1974 Sep;4(3):197-215. doi: 10.1007/BF02115226.
- Ozonoff, S., Young, G. S., Carter, A., Messinger, D., Yirmiya, N., Zwaigenbaum, L., Bryson, S., Carver, L. J., Constantino, J. N., Dobkins, K., Hutman, T., Iverson, J. M., Landa, R., Rogers, S. J., Sigman, M., & Stone, W. L. (2011). Recurrence Risk for Autism Spectrum Disorders : A Baby Siblings Research Consortium Study. *Pediatrics*, 128(3), e488-e495.
<https://doi.org/10.1542/peds.2010-2825>
- Pabst, O., Tronstad, C., Grimnes, S., & Fowles, D. (s. d.). *Comparison between the AC and DC measurement of electrodermal activity.* 12.
- Panju, S., Brian, J., Dupuis, A., Anagnostou, E., & Kushki, A. (2015). Atypical sympathetic arousal in children with autism spectrum disorder and its association with anxiety symptomatology. *Molecular Autism*, 6(1), 64. <https://doi.org/10.1186/s13229-015-0057-5>
- Paredes, P., & Chan, M. (2011). CalmMeNow : Exploratory research and design of stress mitigating mobile interventions. *Proceedings of the 2011 Annual Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems - CHI EA '11*, 1699.
<https://doi.org/10.1145/1979742.1979831>
- Peláez-Nogueras, M., Gewirtz, J. L., Field, T., Cigales, M., Malphurs, J., Clasky, S., & Sanchez, A. (1996). Infants' preference for touch stimulation in face-to-face interactions. *Journal of Applied Developmental Psychology*, 17(2), 199-213. [https://doi.org/10.1016/S0193-3973\(96\)90025-8](https://doi.org/10.1016/S0193-3973(96)90025-8)
- Pellicano, E., & Burr, D. (2012). When the world becomes 'too real' : A Bayesian explanation of autistic perception. *Trends in Cognitive Sciences*, 16(10), 504-510.
<https://doi.org/10.1016/j.tics.2012.08.009>

- Pelphrey KA, Shultz S, Hudac CM, Vander Wyk BC. Research review: Constraining heterogeneity: the social brain and its development in autism spectrum disorder. *J Child Psychol Psychiatry*. 2011 Jun;52(6):631-44. doi: 10.1111/j.1469-7610.2010.02349.x.
- Pendry, P., & Vandagriff, J. L. (2019). Animal Visitation Program (AVP) Reduces Cortisol Levels of University Students : A Randomized Controlled Trial. *AERA Open*, 5(2), 233285841985259. <https://doi.org/10.1177/2332858419852592>
- Pennisi, P., Tonacci, A., Tartarisco, G., Billeci, L., Ruta, L., Gangemi, S., & Pioggia, G. (2016). Autism and social robotics : A systematic review: Autism and social robotics. *Autism Research*, 9(2), 165-183. <https://doi.org/10.1002/aur.1527>
- Perrone, J. A.(2007). Sensation and perception. In A. Weatherall, M. Wilson, D. Harper & J. McDowall (Eds), *Psychology in Aotearoa/New Zealand* (pp.20-25). Auckland, New Zealand: Pearson Education New Zealand.
- Picard, R. W., Fedor, S., & Ayzenberg, Y. (2016). Multiple Arousal Theory and Daily-Life Electrodermal Activity Asymmetry. *Emotion Review*, 8(1), 62-75. <https://doi.org/10.1177/1754073914565517>
- Pop, C. A., Simut, R., Pintea, S., Saldien, J., Rusu, A., David, D., Vanderfaeillie, J., Lefeber, D., & Vanderborght, B. (2013). CAN THE SOCIAL ROBOT PROBO HELP CHILDREN WITH AUTISM TO IDENTIFY SITUATION-BASED EMOTIONS? A SERIES OF SINGLE CASE EXPERIMENTS. *International Journal of Humanoid Robotics*, 10(03), 1350025. <https://doi.org/10.1142/S0219843613500254>
- Posada-Quintero, H. F., & Chon, K. H. (2020). Innovations in Electrodermal Activity Data Collection and Signal Processing : A Systematic Review. *Sensors*, 20(2), 479. <https://doi.org/10.3390/s20020479>
- Prince, E. B., Kim, E. S., Wall, C. A., Gisin, E., Goodwin, M. S., Simmons, E. S., Chawarska, K., & Shic, F. (2017). The relationship between autism symptoms and arousal level in toddlers with autism spectrum disorder, as measured by electrodermal activity. *Autism*, 21(4), 504-508. <https://doi.org/10.1177/1362361316648816>

- Rabinowitch, T.-C., & Knafo-Noam, A. (2015). Synchronous Rhythmic Interaction Enhances Children's Perceived Similarity and Closeness towards Each Other. *PLOS ONE*, *10*(4), e0120878. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0120878>
- Rhudy, J. L., McCabe, K. M., & Williams, A. E. (2007). Affective modulation of autonomic reactions to noxious stimulation. *International Journal of Psychophysiology*, *63*(1), 105-109. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2006.09.001>
- Richardson MJ, Marsh KL, Isenhower RW, Goodman JR, Schmidt RC. Rocking together: dynamics of intentional and unintentional interpersonal coordination. *Hum Mov Sci.* 2007 Dec;*26*(6):867-91. doi: 10.1016/j.humov.2007.07.002.
- Ricks, D. J., & Colton, M. B. (2010). Trends and considerations in robot-assisted autism therapy. *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 4354-4359. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.2010.5509327>
- Ricky Emanuel and Sylvia Weir. 1976. Catalysing communication in an autistic child in a LOGO-like learning environment. In *Proceedings of the 2nd Summer Conference on Artificial Intelligence and Simulation of Behaviour (AISB'76)*. IOS Press, NLD, 118–129.
- Rigal, R. (2002). *Motricité humaine: fondements et applications pédagogiques (Vol. 1)*. Presses univ. Québec.
- Righetti, L., Buchli, J., & Ijspeert, A. J. (2006). Dynamic Hebbian learning in adaptive frequency oscillators. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, *216*(2), 269-281. <https://doi.org/10.1016/j.physd.2006.02.009>
- Riley, J., Corkhill, B., & Morris, C. (2013). The Benefits of Knitting for Personal and Social Wellbeing in Adulthood : Findings from an International Survey. *British Journal of Occupational Therapy*, *76*(2), 50-57. <https://doi.org/10.4276/030802213X13603244419077>
- Rizzolatti, G., & Craighero, L. (2004). THE MIRROR-NEURON SYSTEM. *Annual Review of Neuroscience*, *27*(1), 169-192. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.27.070203.144230>
- Rizzolatti, G., Fogassi, L., & Gallese, V. (2001). Neurophysiological mechanisms underlying the understanding and imitation of action. *Nature Reviews Neuroscience*, *2*(9), 661-670. <https://doi.org/10.1038/35090060>

- Robertshaw D. Apocrine sweat glands In: Goldsmith LA, editor. *Biochemistry and physiology of the skin*. New York: Oxford University Press, Inc; 1983. p. 642–653.
- Russell, J. A. (1980). A circumplex model of affect. *Journal of Personality and Social Psychology*, 39(6), 1161–1178. <https://doi.org/10.1037/h0077714>
- Robins, B., Dautenhahn, K., Boekhorst, R. T., & Billard, A. (2005). Robotic assistants in therapy and education of children with autism: Can a small humanoid robot help encourage social interaction skills? *Universal Access in the Information Society*, 4(2), 105-120. <https://doi.org/10.1007/s10209-005-0116-3>
- Robins, B., Dautenhahn, K., & Dickerson, P. (s. d.). *From Isolation to Communication: A Case Study Evaluation of Robot Assisted Play for Children with Autism with a Minimally Expressive Humanoid Robot*. 7.
- Robledo, J., Donnellan, A. M., & Strandt-Conroy, K. (2012). An exploration of sensory and movement differences from the perspective of individuals with autism. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 6. <https://doi.org/10.3389/fnint.2012.00107>
- Romero, V., Fitzpatrick, P., Roulier, S., Duncan, A., Richardson, M. J., & Schmidt, R. C. (2018). Evidence of embodied social competence during conversation in high functioning children with autism spectrum disorder. *PLOS ONE*, 13(3), e0193906. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193906>
- Rubenstein, J. L. R., & Merzenich, M. M. (2003). Model of autism: Increased ratio of excitation/inhibition in key neural systems: **Model of autism**. *Genes, Brain and Behavior*, 2(5), 255-267. <https://doi.org/10.1034/j.1601-183X.2003.00037.x>
- Saarni, C. (1999). *The development of emotional competence*. Guilford Press.
- Salesse R, Temprado JJ, Swinnen SP. Interaction of neuromuscular, spatial and visual constraints on hand-foot coordination dynamics. *Hum Mov Sci*. 2005 Feb;24(1):66-80. doi: 10.1016/j.humov.2004.12.002.
- Salmi, J., Roine, U., Glerean, E., Lahnakoski, J., Nieminen-von Wendt, T., Tani, P., Leppämäki, S., Nummenmaa, L., Jääskeläinen, I. P., Carlson, S., Rintahaka, P., & Sams, M. (2013). The brains

- of high functioning autistic individuals do not synchronize with those of others. *NeuroImage: Clinical*, 3, 489-497. <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2013.10.011>
- Samson, A. C., Phillips, J. M., Parker, K. J., Shah, S., Gross, J. J., & Hardan, A. Y. (2014). Emotion Dysregulation and the Core Features of Autism Spectrum Disorder. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 44(7), 1766-1772. <https://doi.org/10.1007/s10803-013-2022-5>
- Sauer, A. K., Stanton, J. E., Hans, S., & Grabrucker, A. M. (2021). Autism Spectrum Disorders : Etiology and Pathology. In Department of Biological Sciences, University of Limerick, Limerick, Ireland & A. M. Grabrucker (Éds.), *Autism Spectrum Disorders* (p. 1-16). Exon Publications.
<https://doi.org/10.36255/exonpublications.autismspectrumdisorders.2021.etiology>
- Schmidt, R. C., Carello, C., & Turvey, M. T. (1990). Phase transitions and critical fluctuations in the visual coordination of rhythmic movements between people. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 16(2), 227-247. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.16.2.227>
- Schmidt, R.C. and O'Brien, B. (1997) Evaluating the Dynamics of Unintended Interpersonal Coordination. *Ecological Psychology*, 9, 189-206. http://dx.doi.org/10.1207/s15326969eco0903_2
- Schmidt, R. C., Bienvenu, M., Fitzpatrick, P. A., & Amazeen, P. G. (1998). A comparison of intra- and interpersonal interlimb coordination : Coordination breakdowns and coupling strength. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 24(3), 884-900. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.24.3.884>
- Schmidt, R. C., & Richardson, M. J. (2008). Dynamics of Interpersonal Coordination. In A. Fuchs, & V. K. Jirsa (Eds.), *Coordination: Neural, Behavioral and Social Dynamics* (pp. 281-308). Berlin: Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-540-74479-5_14
- Schmidt, R. C., Fitzpatrick, P., Caron, R., & Mergeche, J. (2011). Understanding social motor coordination. *Human Movement Science*, 30(5), 834-845. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.05.014>

- Schneider, O. S., Seifi, H., Kashani, S., Chun, M., & MacLean, K. E. (2016). HapTurk : Crowdsourcing Affective Ratings of Vibrotactile Icons. *Proceedings of the 2016 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 3248-3260. <https://doi.org/10.1145/2858036.2858279>
- Schöner, G., Haken, H., & Kelso, J. A. (1986). A stochastic theory of phase transitions in human hand movement. *Biological Cybernetics*, 53(4), 247-257.
- Sefidgar, Y. S., MacLean, K. E., Yohanan, S., Van der Loos, H. F. M., Croft, E. A., & Garland, E. J. (2016). Design and Evaluation of a Touch-Centered Calming Interaction with a Social Robot. *IEEE Transactions on Affective Computing*, 7(2), 108-121. <https://doi.org/10.1109/TAFFC.2015.2457893>
- Seifi, H., Chun, M., & Maclean, K. E. (2018). Toward Affective Handles for Tuning Vibrations. *ACM Transactions on Applied Perception*, 15(3), 1-23. <https://doi.org/10.1145/3230645>
- Seifi, H., & MacLean, K. E. (2013). A first look at individuals' affective ratings of vibrations. *2013 World Haptics Conference (WHC)*, 605-610. <https://doi.org/10.1109/WHC.2013.6548477>
- Seifi, H., Zhang, K., & MacLean, K. E. (s. d.). *VibViz : Organizing, visualizing and navigating vibration libraries*. 6.
- Seo, J.H., & Aravindan, P. (2015). Designing Interactive Soft Toys for Children with Autism to Improve Communications Through Sensory Relaxation. *Interacción*.
- Shafir, T. (2016). Using Movement to Regulate Emotion : Neurophysiological Findings and Their Application in Psychotherapy. *Frontiers in Psychology*, 7. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.01451>
- Sharon-David, H., Mizrahi, M., Rinott, M., Golland, Y., & Birnbaum, G. E. (2019). Being on the same wavelength: Behavioral synchrony between partners and its influence on the experience of intimacy. *Journal of Social and Personal Relationships*, 36(10), 2983–3008. <https://doi.org/10.1177/0265407518809478>
- Shields, S. A., MacDowell, K. A., Fairchild, S. B., & Campbell, M. L. (1987). Is mediation of sweating cholinergic, adrenergic, or both? A comment on the literature. *Psychophysiology*, 24(3), 312–319. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1987.tb00301.x>

- Simonoff, E., Pickles, A., Charman, T., Chandler, S., Loucas, T., & Baird, G. (2008). Psychiatric Disorders in Children With Autism Spectrum Disorders: Prevalence, Comorbidity, and Associated Factors in a Population-Derived Sample. *Journal of the American Academy of Child & Adolescent Psychiatry, 47*(8), 921-929. <https://doi.org/10.1097/CHI.0b013e318179964f>
- Simut, R. E., Vanderfaeillie, J., Peca, A., Van de Perre, G., & Vanderborght, B. (2016). Children with Autism Spectrum Disorders Make a Fruit Salad with Probo, the Social Robot: An Interaction Study. *Journal of Autism and Developmental Disorders, 46*(1), 113-126. <https://doi.org/10.1007/s10803-015-2556-9>
- Smith, J., & MacLean, K. (2007). Communicating emotion through a haptic link: Design space and methodology. *International Journal of Human-Computer Studies, 65*(4), 376-387. <https://doi.org/10.1016/j.ijhcs.2006.11.006>
- Society for Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures. (2012). Publication recommendations for electrodermal measurements: Publication standards for EDA. *Psychophysiology, 49*(8), 1017-1034. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2012.01384.x>
- Srinivasan, S. M., Kaur, M., Park, I. K., Gifford, T. D., Marsh, K. L., & Bhat, A. N. (2015). The Effects of Rhythm and Robotic Interventions on the Imitation/Praxis, Interpersonal Synchrony, and Motor Performance of Children with Autism Spectrum Disorder (ASD): A Pilot Randomized Controlled Trial. *Autism Research and Treatment, 2015*, 1-18. <https://doi.org/10.1155/2015/736516>
- Staples, K. L., & Reid, G. (2010). Fundamental Movement Skills and Autism Spectrum Disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders, 40*(2), 209-217. <https://doi.org/10.1007/s10803-009-0854-9>
- Swain, D., Scarpa, A., White, S., & Laugeson, E. (2015). Emotion Dysregulation and Anxiety in Adults with ASD: Does Social Motivation Play a Role? *Journal of Autism and Developmental Disorders, 45*(12), 3971-3977. <https://doi.org/10.1007/s10803-015-2567-6>
- T. Azevedo, R., Bennett, N., Bilicki, A., Hooper, J., Markopoulou, F., & Tsakiris, M. (2017). The calming effect of a new wearable device during the anticipation of public speech. *Scientific Reports, 7*(1), 2285. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-02274-2>

- Torres-Gomez, J., Arnason, S. C., Hoopes, W. L., & Vandewalle, K. S. (2021a). Management of dental anxiety via distraction technique. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *13*(4), e350–e356. <https://doi.org/10.4317/jced.57660>
- Trevarthen, C., & Aitken, K. J. (2001). Infant intersubjectivity: Research, theory, and clinical applications. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, *42*(1), 3–48. <https://doi.org/10.1111/1469-7610.00701>
- Trevarthen, C., & Daniel, S. (2005). Disorganized rhythm and synchrony : Early signs of autism and Rett syndrome. *Brain and Development*, *27*, S25-S34. <https://doi.org/10.1016/j.braindev.2005.03.016>
- Troisi, A. (2002). Displacement Activities as a Behavioral Measure of Stress in Nonhuman Primates and Human Subjects. *Stress*, *5*(1), 47–54. <https://doi.org/10.1080/102538902900012378>
- Tronick E, Als H, Adamson L, Wise S, Brazelton TB. The infant's response to entrapment between contradictory messages in face-to-face interaction. *J Am Acad Child Psychiatry*. 1978 Winter;17(1):1-13. doi: 10.1016/s0002-7138(09)62273-1. PMID: 632477.
- Tschacher, W., Rees, G. M., & Ramseyer, F. (2014). Nonverbal synchrony and affect in dyadic interactions. *Frontiers in Psychology*, *5*. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01323>
- Turvey, M. T. (1990). Coordination. *American Psychologist*, *45*, 938-953
- Turvey, M. T. (1996). Dynamic touch. *American Psychologist*, *51*(11), 1134–1152. <https://doi.org/10.1037/0003-066X.51.11.1134>
- Turvey, M. T., Shaw, R. E., & Mace, W. (2022). Issues in the Theory of Action : Degrees of Freedom, Coordinative Structures and Coalitions. In J. Requin, *Attention and Performance VII* (1^{re} éd., p. 557-595). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9781003310228-35>
- Uhrig, M. K., Trautmann, N., Baumgärtner, U., Treede, R.-D., Henrich, F., Hiller, W., & Marschall, S. (2016). Emotion Elicitation : A Comparison of Pictures and Films. *Frontiers in Psychology*, *7*. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.00180>
- Uljarević, M., & Evans, D. W. (2017). Relationship between repetitive behaviour and fear across normative development, autism spectrum disorder, and down syndrome : Relationship between

- insistence on sameness and fear. *Autism Research*, *10*(3), 502-507.
<https://doi.org/10.1002/aur.1674>
- Valdesolo, P., & DeSteno, D. (2011). Synchrony and the social tuning of compassion. *Emotion*, *11*(2), 262-266. <https://doi.org/10.1037/a0021302>
- van Steensel, F. J. A., Bögels, S. M., & Perrin, S. (2011). Anxiety Disorders in Children and Adolescents with Autistic Spectrum Disorders : A Meta-Analysis. *Clinical Child and Family Psychology Review*, *14*(3), 302-317. <https://doi.org/10.1007/s10567-011-0097-0>
- van Steensel, F. J. A., & Heeman, E. J. (2017). Anxiety Levels in Children with Autism Spectrum Disorder : A Meta-Analysis. *Journal of Child and Family Studies*, *26*(7), 1753-1767. <https://doi.org/10.1007/s10826-017-0687-7>
- Verneti, A., Shic, F., Boccanfuso, L., Macari, S., Kane-Grade, F., Milgramm, A., Hilton, E., Heymann, P., Goodwin, M. S., & Chawarska, K. (2020). Atypical Emotional Electrodermal Activity in Toddlers with Autism Spectrum Disorder. *Autism Research*, *13*(9), 1476-1488. <https://doi.org/10.1002/aur.2374>
- Verrillo, R. T. (s. d.). *Psychophysics of vibrotactile stimulation*. 8.
- Vicaria, I. M., & Dickens, L. (2016). Meta-Analyses of the Intra- and Interpersonal Outcomes of Interpersonal Coordination. *Journal of Nonverbal Behavior*, *40*(4), 335-361. <https://doi.org/10.1007/s10919-016-0238-8>
- von Holst, E. (1973). The behavioral physiology of animal and man: The collected papers of Erich von Holst (R. Martin, Trans.) (Vol.1). Coral Gables, FL: University of Miami Press. (Original work published 1937).
- Wada, K., & Shibata, T. (2006). Living with Seal Robots in a Care House—Evaluations of Social and Physiological Influences. *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 4940-4945. <https://doi.org/10.1109/IROS.2006.282455>
- Watkins, R. H., Dione, M., Ackerley, R., Backlund Wasling, H., Wessberg, J., & Löken, L. S. (2021). Evidence for sparse C-tactile afferent innervation of glabrous human hand skin. *Journal of Neurophysiology*, *125*(1), 232-237. <https://doi.org/10.1152/jn.00587.2020>

- Watson, D., & Clark, L. A. (1992). Affects separable and inseparable: On the hierarchical arrangement of the negative affects. *Journal of Personality and Social Psychology*, 62(3), 489–505. <https://doi.org/10.1037/0022-3514.62.3.489>
- Weiss, J. A., Thomson, K., & Chan, L. (2014). A Systematic Literature Review of Emotion Regulation Measurement in Individuals With Autism Spectrum Disorder. *Autism Research*, 7(6), 629-648. <https://doi.org/10.1002/aur.1426>
- WHITEHEAD, T. N (1938). *The Industrial Worker*. Vol. I, pp. xiv, 265; Vol. II, pp. viii, 10, A1-L81. Cambridge, Mass.: Harvard University Press.
- White, S. W., Mazefsky, C. A., Dichter, G. S., Chiu, P. H., Richey, J. A., & Ollendick, T. H. (2014). Social-cognitive, physiological, and neural mechanisms underlying emotion regulation impairments : Understanding anxiety in autism spectrum disorder. *International Journal of Developmental Neuroscience*, 39(1), 22-36. <https://doi.org/10.1016/j.ijdevneu.2014.05.012>
- White, S. W., & Roberson-Nay, R. (2009). Anxiety, Social Deficits, and Loneliness in Youth with Autism Spectrum Disorders. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 39(7), 1006-1013. <https://doi.org/10.1007/s10803-009-0713-8>
- Whyatt, C. (s. d.). Sensory-motor problems in Autism. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 12.
- Wigham, S., Rodgers, J., South, M., McConachie, H., & Freeston, M. (2015). The Interplay Between Sensory Processing Abnormalities, Intolerance of Uncertainty, Anxiety and Restricted and Repetitive Behaviours in Autism Spectrum Disorder. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 45(4), 943-952. <https://doi.org/10.1007/s10803-014-2248-x>
- Williams, J. H. G., Whiten, A., & Singh, T. (2004). A Systematic Review of Action Imitation in Autistic Spectrum Disorder. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 34(3), 285-299. <https://doi.org/10.1023/B:JADD.0000029551.56735.3a>
- Wiltermuth, S. S., & Heath, C. (2009). Synchrony and Cooperation. *Psychological Science*, 20(1), 1-5. <https://doi.org/10.1111/j.1467-9280.2008.02253.x>
- Yirmiya, N., Gamliel, I., Pilowsky, T., Feldman, R., Baron-Cohen, S., & Sigman, M. (2006). The development of siblings of children with autism at 4 and 14 months : Social engagement,

- communication, and cognition. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, 47(5), 511-523.
<https://doi.org/10.1111/j.1469-7610.2005.01528.x>
- Yohanan, S., & MacLean, K. E. (2009). *A Tool to Study Affective Touch : Goals & Design of the Haptic Creature*. 6.
- Yohanan, S., & MacLean, K. E. (2012). The Role of Affective Touch in Human-Robot Interaction : Human Intent and Expectations in Touching the Haptic Creature. *International Journal of Social Robotics*, 4(2), 163-180. <https://doi.org/10.1007/s12369-011-0126-7>
- Yool, Y., Yoo, T., Kong, J., & Choi, S. (s. d.). *Emotional Responses of Tactile Icons : Effects of Amplitude, Frequency, Duration, and Envelope*. 6.
- Zangróniz, R., Martínez-Rodrigo, A., Pastor, J., López, M., & Fernández-Caballero, A. (2017). Electrodermal Activity Sensor for Classification of Calm/Distress Condition. *Sensors*, 17(10), 2324. <https://doi.org/10.3390/s17102324>
- Zhang, M., Dumas, G., Kelso, J. A. S., & Tognoli, E. (2016). Enhanced emotional responses during social coordination with a virtual partner. *International Journal of Psychophysiology*, 104, 33-43. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2016.04.001>
- Zheng, Z., Das, S., Young, E. M., Swanson, A., Warren, Z., & Sarkar, N. (2014). Autonomous robot-mediated imitation learning for children with autism. *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2707-2712. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2014.6907247>
- Zhou, Y., Murata, A., & Watanabe, J. (2020). The Calming Effect of Heartbeat Vibration. *2020 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, 677-683.
<https://doi.org/10.1109/HAPTICS45997.2020.ras.HAP20.157.5a2e1551>

ANNEXES

Liste des annexes

Annexe 1 : Accord du comité d'éthique	271
Annexe 2 : Appel à volontaires	272
Annexe 3 : Formulaire de consentement des études 1, 2 et 3.....	273
Annexe 4 : Formulaire de consentement de l'étude 4.....	275
Annexe 5 : Questionnaire d'analyse sensorielle	277
Annexe 6 : Questionnaire PAD (Pleasure, Arousal, Dominance).....	279
Annexe 7 : Questionnaire STAI (State Trait Anxiety Inventory)	280
Annexe 8 : Protocole des études 1 et 2.....	282
Annexe 9 : Protocole de l'étude 3	284
Annexe 10 : Exemple d'images utilisées dans les études 1, 2 et 3.....	285
Annexe 11 : Valorisation de la thèse.....	286

Annexe 1 : Accord du comité d'éthique

A l'attention de
KOSTRUBIEC Viviane

À Toulouse, le 4 février 2021

Affaire suivie par :
Christina WATKINS
CER-DRDV
Courriel : bureau-cer@univ-toulouse.fr
Tél. : 05 61 10 80 30

Objet : Avis de la commission pour le projet révisé 2020-278

Titre du projet soumis : Un robot haptique pour la rééducation des enfants autistes.

Porteur de projet : KOSTRUBIEC Viviane, laboratoire CERPPS, UTJJ

Madame,

Compte tenu des éléments fournis dans votre demande, le Comité d'Ethique pour les Recherches de l'Université de Toulouse émet l'avis suivant : Avis Favorable.

Nous rappelons, par ailleurs, qu'il relève de la responsabilité des chercheurs de se conformer à leurs obligations légales notamment en ce qui concerne les aspects d'homologation du lieu de recherche ou RGPD : Règlement Général sur la Protection des Données.

Le Comité d'Ethique rappelle au porteur de projet qu'il doit tenir compte des conditions sanitaires actuelles et mettre en œuvre un protocole sanitaire adapté en conformité avec les recommandations des tutelles.

Nous restons à votre disposition pour toute question.

Les membres du bureau CER.

Pr Jacques Py

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'JP'.

Dr Rémi Capa

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'R. Capa'.

Pr Maria Teresa Munoz Sastre

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'M. Teresa L.'.

Annexe 2 : Appel à volontaires



Un robot haptique pour réguler l'éveil émotionnel chez des personnes avec autisme



Appel à volontaires

Convaincus que les avancées de la robotique doivent être exploitées pour favoriser l'intégration pleine et durable des personnes avec un Trouble du Spectre de l'Autisme dans la société, nous proposons de développer et tester un robot haptique dédié à réduire l'anxiété. Il s'agit d'un petit robot conçu sous la forme d'une balle anti-stress qui, serré par l'utilisateur, répond par des vibrations.

• Population visée :

Nous recherchons des adultes âgés de **18 à 50 ans** :

- avec un **diagnostic de TSA** et **sans déficience intellectuelle**
- sans aucun diagnostic spécifique (**tout-venants**)

• Protocole :

La passation se déroule de la façon suivante :

- ✓ Un questionnaire évaluant l'anxiété
- ✓ Une mesure de l'éveil émotionnel
- ✓ Une interaction avec la balle robotisée



• Durée et lieu de passation :

L'étude dure environ 1 heure. Vous pourrez demander des pauses à tout moment. Elle peut se dérouler à la Maison de la Recherche de l'Université Toulouse Jean Jaurès ou dans un autre lieu qui vous convient.

• Contact : clement.blanc@univ-tlse2.fr

Si vous êtes intéressé ou pour toute autre question, n'hésitez pas à me contacter.

Annexe 3 : Formulaire de consentement des études 1, 2 et 3



CONTACT : Chercheur-étudiant en doctorat
Clément Blanc
Mail : clement.blanc@univ-tlse2.fr
Téléphone : 06 11 70 61 12

Responsable scientifique du projet
Viviane Kostrubiec
viviane.kostrubiec@univ-tlse3.fr
Téléphone : 05 61 55 64 65
Fonction : MCF- HDR

Affiliation : Centre d'Etudes et de Recherches en Psychopathologie et Psychologie de la Santé (CERPPS) ; Maison de la Recherche ; Allée Antonio Machado 31058, TOULOUSE Cedex 9

Co-responsable scientifique du projet
Jean-Christophe Buisson
jean-christophe.buisson@enseeiht.fr
Fonction : Professeur

Affiliation : Ecole Nationale Supérieure d'Electronique, d'Electrotechnique, d'Hydraulique, d'Informatique et de Télécommunication (ENSEEIH) ; 2 Rue Charles Camichel, 31000 Toulouse

Lieu de la recherche : Domicile ou cabinet libéral détenant l'habilitation à recevoir les personnes avec TSA (autistes).

Cette étude a obtenu un avis favorable (Dossier N°2020-278) du Comité d'Ethique de la Recherche de l'Université Fédérale de Toulouse.

Cette étude est financée par APR19 et la Région Occitane - Allocations Doctorale.

1. Buts de notre étude

- Trouver comment aider des adultes avec un Trouble du Spectre de l'Autisme à se calmer et à gérer leurs émotions.
- En participant à cette étude vous nous aiderez à mieux comprendre comment aider les adultes avec TSA à se calmer et à travailler plus efficacement.

2. Durée de l'étude

Vous participerez à l'étude pendant 1h30 minutes.
Vous pourrez demander une pause à tout moment.

3. Y a-t-il des risques ?

Non. Cette étude ne présente aucun risque ni aucun inconfort pour vous.

4. La balle-robot

- Clément va vous montrer une balle qui se tient dans une main. Voici sa photo :
- Vous pourriez toucher la balle, la presser, la manipuler comme vous le voulez.
- C'est une balle mécanique : elle vibre.



6. Images à regarder

- Clément vous montrera plusieurs images différentes. Il vous suffira simplement de les regarder.
- Voici un exemple d'image :



5. Electrodes à toucher

- Clément vous demandera de toucher des électrodes positionnées au niveau des doigts. Elles vont détecter si vous vous sentez calme ou énervé. Voici une photo d'une électrode :
- Vous ne ressentirez aucun désagrément en touchant les pastilles.



7. Une échelle des émotions et des questionnaires

- Clément vous montrera aussi une barre avec des chiffres. Il vous demandera de choisir le numéro qui décrit votre état émotionnel.
- Voici un exemple de cette échelle :



- Des questionnaires évaluant l'anxiété et l'expérience sensorielle avec la balle seront à compléter.

8. Vos droits de vous retirer de la recherche en tout temps

1. Votre contribution à cette recherche est volontaire.
2. Vous avez le droit d'annuler votre consentement et d'interrompre votre participation à tout moment.
3. Votre décision de participer, de refuser de participer, ou d'arrêter votre participation n'aura aucun effet sur les évaluations, prise en charge, soins, ou relations futures avec le professionnel accueillant l'étude, le laboratoire CERPPS, ou l'Université UT2 ou UT3.
4. Vous disposez à tout moment d'un droit d'accès aux données informatisées qui vous concerne (loi n° 2004-801 du 6 août 2004).
5. Lorsque cette recherche sera terminée, vous pourrez, si vous le souhaitez, être informé des résultats globaux (art L1122-1 du CSP) en prenant contact avec les investigateurs principaux de cette recherche (Dr. V. Kostrubiec ou Pr. J.C Buisson)

9. Vos droits à la confidentialité et au respect de la vie privée

1. Les données obtenues seront traitées avec la plus grande confidentialité et la publication des résultats ne comportera aucun résultat individuel pouvant vous identifier.
2. On cachera votre identité à l'aide d'un numéro aléatoire.
4. Toutes les données seront gardées dans un endroit sécurisé et seul le responsable scientifique et les chercheurs adjoints y auront accès ;
5. À tout moment vous aurez la possibilité de faire modifier ou supprimer les informations concernant votre participation en contactant le responsable scientifique du projet (loi Informatique et Libertés).

10. Vos droits de poser des questions en tout temps

Vous pouvez poser des questions au sujet de la recherche en contactant le responsable scientifique et le chercheur adjoint du projet par courrier électronique :
 viviane.kostrubiec@univ-tse3.fr ou jean-christophe.buisson@toulouse-inp.fr.

11. Consentement à la participation

En signant le formulaire de consentement, vous affirmez que vous avez lu et compris les renseignements ci-dessus, qu'on a répondu à vos questions et qu'on vous a dit que vous étiez libre d'annuler votre consentement ou de vous retirer de cette recherche quand vous le souhaitez.

12. A remplir par le participant :

Un exemplaire de ce document vous est remis, un autre exemplaire est conservé dans le dossier.

J'ai lu et compris les renseignements ci-dessus et j'accepte de participer à cette recherche.

Nom

Prénom

Date

Signature



Annexe 4 : Formulaire de consentement de l'étude 4



Un robot haptique pour apaiser des personnes autistes

Notice d'information et de consentement éclairé à destination des adultes

CONTACT : Chercheur-étudiant en doctorat
Clément Blanc
Mail : clement.blanc@univ-tlse2.fr
Téléphone : 06 11 70 61 12

Responsable scientifique du projet
Viviane Kostrubiec
viviane.kostrubiec@univ-tlse3.fr
Téléphone : 05 61 55 64 65
Fonction : MCF- HDR

Affiliation : Centre d'Etudes et de Recherches en Psychopathologie et Psychologie de la Santé (CERPPS) ; Maison de la Recherche ; Allée Antonio Machado 31058, TOULOUSE Cedex 9

Co-responsable scientifique du projet
Jean-Christophe Buisson
jean-christophe.buisson@enseeiht.fr
Fonction : Professeur

Affiliation : Ecole Nationale Supérieure d'Electronique, d'Electrotechnique, d'Hydraulique, d'Informatique et de Télécommunication (ENSEEIH) ; 2 Rue Charles Camichel, 31000 Toulouse

Lieu de la recherche : Domicile ou cabinet libéral détenant l'habilitation à recevoir les enfants avec TSA (autistes).

Cette étude a obtenu un avis favorable (Dossier N°2020-278) du Comité d'Ethique de la Recherche de l'Université Fédérale de Toulouse.

Cette étude est financée par APR19 et la Région Occitane - Allocations Doctorale.

Lis, stp., ce document pour comprendre :

- Pourquoi c'est intéressant pour toi de participer à l'étude.
- Qu'est-ce qu'on va faire ensemble pendant cette étude.
- Pourquoi tu n'as aucune raison d'avoir peur de participer à cette étude.
- Que personne ne portera de jugements sur toi et tes capacités durant cette étude.

1. Buts de notre étude

- Trouver comment aider des adultes comme toi à se calmer.
- Trouver comment aider des adultes comme toi à organiser leurs activités.

2. Ce que nous allons faire ensemble

- Il y aura un étudiant qui va t'accueillir et te guider. Il s'appelle **Clément**.
- Tu participeras aux jeux habituels avec les personnes que tu connais.
- Ce que nous te proposons, ne perturbera pas le déroulement de tes activités.



3. Faisons connaissance

- **Clément** va te montrer une balle qui se tient dans une main. Voici sa photo :
- Tu pourras toucher la balle, la presser, la manipuler comme tu le veux.
- **Clément** va aussi te montrer une pastille qui vibre, tu pourras la toucher aussi.



4. Amusons-nous

- Pendant que tu participes aux activités habituelles, **Clément** te proposera de tenir une balle robotisée qui vibre sur tes genoux.
- Nous voulons savoir si tu préfères tenir la balle ou pas. Si tu n'aimes pas la balle, tu pourras toujours la lâcher. Tu n'as aucune obligation.

5. Souriez, vous êtes filmé

- Pour savoir si tu aimes tenir la balle, la séance sera filmée. Il n'y aura aucun jugement porté sur toi ou tes performances,

nous jugeons uniquement l'intérêt de la balle pour toi.

- Les films seront analysés par **Clément** pour mieux comprendre comment t'aider. Personne d'autre ne les verra, ils seront gardés pendant 6 mois puis supprimés.

6. Durée de l'étude

Clément sera présent pendant 3 séances. Il sera ravi de faire ta connaissance !

7. A quoi sert cette étude ?

En participant à cette étude tu aideras **Clément** à comprendre comment aider des enfants comme à travailler plus efficacement. C'est bien d'aider les autres !

8. Y a-t-il des risques ?

Non. Cette étude ne présente aucun risque ni aucun inconfort pour toi.

9. Et les résultats ?

Les résultats de cette étude seront présentés à des colloques et seront décrits dans les articles.

10. Quels sont tes droits ?

1. Tu acceptes de participer à cette étude seulement si tu le veux bien.
2. À tout moment tu as le droit de tout arrêter et de rentrer chez toi.
3. Que tu décides de participer à cette étude ou pas, cette décision n'aura aucun impact sur les évaluations, prise en charge, soins, ou relations futures avec le cabinet de psychologie ou l'Université UT2 ou UT3.
4. À tout moment tu as le droit d'obtenir les données informatisées qui te concernent (loi n° 2004-801 du 6 août 2004).
5. Quand l'étude sera terminée, tu peux, si tu le veux, obtenir des résultats globaux (art L1122-1 du CSP). Il te suffira de contacter Dr. V. Kostrubiec, **Clément Blanc** ou Pr. J.C Buisson.



11. Ta vie privée est respectée

1. Avant de regarder tes résultats, **Clément** remplacera ton nom et prénom par un numéro : personne ne saura qu'il s'agit de toi.
2. Tes résultats seront gardés dans un endroit sécurisé. Seuls les scientifiques impliqués dans cette étude y auront accès.
3. À tout moment te pourra demander que tes résultats soient supprimés. Il suffit que tu le fasses savoir à Clément Blanc ou V. Kostrubiec (loi Informatique et Libertés).

12. Tu as le droit de poser des questions en tout temps

À tout moment, tu peux poser des questions à propos de cette étude par courrier électronique :

viviane.kostrubiec@univ-tse3.fr
jean-christophe.buisson@toulouse-inp.fr
jeanne.kruck@univ-tlse2.fr

13. Consentement à la participation

En signant ce document, tu declares que :

- Tu as lu et compris les renseignements ci-dessus.
- Qu'on a répondu à toutes tes questions.
- Qu'on t'a bien expliqué que tu suis libre à tout moment de tout arrêter et de te retirer de cette étude.

14. A remplir par l'enfant

Tu garderas un exemplaire de ce document. Un autre exemplaire sera conservé dans ton dossier confidentiel.

J'ai lu et compris les renseignements ci-dessus et j'accepte de participer à cette recherche.

Nom.....

Prénom

15. A remplir par le parent

Vous garderez un exemplaire de ce document. Un autre exemplaire sera conservé dans votre dossier confidentiel.

J'ai lu et compris les renseignements ci-dessus et j'accepte de participer à cette recherche.

Date

Signature



Annexe 5 : Questionnaire d'analyse sensorielle

Consigne : Veuillez décrire votre expérience vibro-tactile (du toucher) avec la balle. Dans ce but, pour chaque paire de mots-descripteurs antagonistes (ex : « agréable-désagréable ») cochez ou entourez un seul chiffre pour indiquer à quel point le mot-descripteur le plus proche (pointé par l'icône) illustre votre expérience. Par exemple, pour la paire « agréable-désagréable », si vous estimez l'expérience vibro-tactile avec la balle comme énormément agréable, entourez le chiffre 4 à gauche. Il n'y a pas de bonnes et de mauvaises réponses. Merci d'essayer de répondre au mieux.

Pendant l'interaction avec la balle, j'éprouvais une sensation vibro-tactile pouvant être qualifiée de :

	☞					☜					
Agréable	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Désagréable	
Familière	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Non familière, étrange	
Naturelle	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Artificielle,	
Confortable	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Non confortable	
Attractive	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Répulsive	
Affective	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Non affective	
Apaisante	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Alarmante	
Informationnel	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Non informationnel	
Utile, apportant une plus-value	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Inutile, superflue	
Brève, courte,	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Continue, longue, soutenue	

	↶						↷				
Ondulante, ronde	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Picotante, pointue	
Forte	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Faible	
Dure	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Douce	
Régulière	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Irrégulière	
Lisse	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Rugueuse, texturée	
Sans relief	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Avec relief	
Glissant	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Collant, adhésif	
Énergique	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Atone	
Élastique, pliable	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Non élastique, rigide	
Froid	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Chaud	
Sec	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Humide	
Lourd	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Léger	
Large, grand, volumineux	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Petit, étroit	
Mince	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Épais	

Annexe 6 : Questionnaire PAD (Pleasure, Arousal, Dominance)

Consigne : Veuillez décrire l'état émotionnel que vous avez expérimenté pendant l'interaction avec la balle. Dans ce but, pour chaque paire de mots-descripteurs (ex : « amusé(e)-ennuyé(e) ») cochez ou entourez un seul chiffre pour indiquer à quel point le mot-descripteur le plus proche (pointé par l'icône) illustre votre expérience. Par exemple, pour la paire « amusé(e)-ennuyé(e) », si vous vous êtes énormément amusé, entourez le chiffre 4 à gauche. Il n'y a pas de bonnes et de mauvaises réponses. Merci d'essayer de répondre au mieux.

Pendant l'interaction avec la balle, j'étais :

	☺					☹					
Content(e)	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Contrarié(e)	
Amusé(e)	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Ennuyé(e)	
Stimulé(e)	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Détendu(e)	
Contrôlant	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Être contrôlé(e)	
Bien réveillé(e)	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Somnolent(e)	
Maître de soi	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Pris en charge	
Influent(e)	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Influencé(e)	
Satisfait(e)	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Insatisfait(e)	
Confiant(e)	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Désespéré(e)	
Dominant(e)	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Soumis(e)	
Excité(e)	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Calme(e)	
Autonome(e)	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Guidé(e)	
Épanoui(e)	4	3	2	1	0	1	2	3	4	Mélancolique(e)	

Annexe 7 : Questionnaire STAI (State Trait Anxiety Inventory)

Consigne : Vous trouverez ci-dessous un certain nombre d'énoncés qui ont déjà été utilisés par les gens pour se décrire. Lisez chaque énoncé, puis en encerclant le qualificatif approprié, indiquez comment vous vous sentez maintenant, c'est-à-dire à ce moment précis. Il n'y a pas de bonnes ou des mauvaises réponses. Ne vous attardez pas trop longtemps sur un énoncé ou l'autre mais donnez la réponse qui vous semble décrire le mieux les sentiments que vous éprouvez présentement.

1. Je me sens calme.

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

2. Je me sens en sécurité.

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

3. Je suis tendu(e).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

4. Je me sens surmené(e).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

5. Je me sens tranquille

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

6. Je me sens bouleversé(e).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

7. Je suis préoccupé(e) actuellement par des malheurs possibles.

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

8. Je me sens comblé(e).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

9. Je me sens effrayé(e).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

10. Je me sens à l'aise.

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

11. Je me sens sur(e) de moi.

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

12. Je me sens nerveux(se).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

13. Je suis affolé(e).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

14. Je me sens indécis(e).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

15. Je suis détendu(e).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

16. Je me sens satisfait(e).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

17. Je suis préoccupé(e).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

18. Je me sens tout mêlé(e).

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

19. Je sens que j'ai les nerfs solides.

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

20. Je me sens bien.

Pas du tout Un peu Modérément Beaucoup

Annexe 8 : Protocole des études 1 et 2

Veillez regarder les différentes images
qui vont vous être présentées.

Bon courage !

Annexe 8.1 : Instruction durant le pré/post-test.

Des images vont apparaître et il faudra par la suite,
serrer la balle plusieurs fois à votre rythme.

Puis, un signal STOP va apparaître, il faudra alors
arrêter de serrer la balle.

Bon courage !

Annexe 8.2 : Instruction avant la phase test.

Serrez la balle plusieurs fois à votre rythme



Annexe 8.3 : Instruction durant la première période de la phase test.



Annexe 8.4 : Instruction durant la seconde période de la phase test.



Annexe 8.5 : Test de préférence.

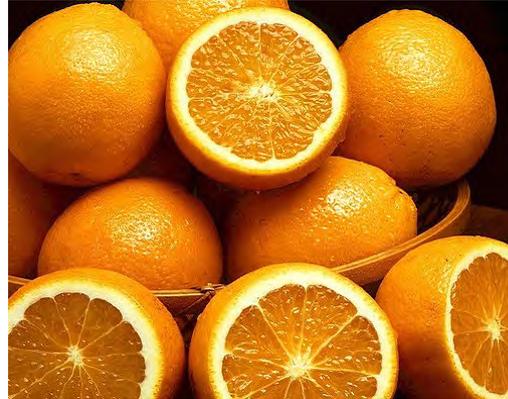
Annexe 9 : Protocole de l'étude 3

Annexe 9.1 : Instruction donné aux participants. La couleur de la balle changeait selon le type de balle.



Annexe 9.2 : Choix de balles proposé aux participants.

Annexe 10 : Exemple d'images utilisées dans les études 1, 2 et 3. *A gauche, une image stressante et à droite, une image non stressante. Les images sont issues de la banque d'images OASIS.*



Annexe 11 : Valorisation de la thèse

- **Communications orales**

Blanc, C., Kruck, J., Buisson, J-C., & Kostrubiec, V. (2020, janvier). *Coordination interpersonnelle et habiletés socio-émotionnelles chez des personnes avec un trouble du spectre de l'autisme*. Communication présentée à un séminaire du CERPPS, Toulouse, France.

Blanc, C., Kruck, J., Buisson, J-C., & Kostrubiec, V. (2022, juin). *Un jouet robotique pour réguler l'éveil émotionnel chez des enfants avec un trouble du spectre de l'autisme*. Communication présentée à F2MSH, Toulouse, France.

Kruck, J., Kostrubiec, V., Blanc, C., Buisson, JC, & (2021). *La recherche fondamentale s'invite dans la pratique : Utiliser des robots sociaux contrôlés par des modèles dynamiques à la rescousse des enfants autistes*. GIS Autisme et TND. 28 juin 2021.

- **Article scientifique publié**

Blanc, C., Kruck, J., Buisson, J-C., & Kostrubiec, V. Using a haptic dynamic clamp to reduce arousal: preference, arousal, and coordination stability are related. *Exp Brain Res* (2023).

- **Articles scientifiques soumis**

Blanc, C., Kruck, J., Buisson, J-C., & Kostrubiec, V. (2022). Haptic coordination: squeezing a vibrating stress ball decreases anxiety and arousal. Soumis dans Human Movement science.

Blanc, C., Kruck, J., Buisson, J-C., & Kostrubiec, V. (2023). The effect of squeezing a vibrating stress ball: a comparative study between adults with typical development and adults with an autism spectrum disorder. Soumis dans Experimental Brain Research

- **Articles scientifiques en cours de préparation**

Blanc, C., Kruck, J., Buisson, J-C., & Kostrubiec, V. Haptic coordination: squeezing a vibrating stress ball decreases anxiety and arousal. Acceptability of a vibrotactile ball among children with ASD during a social skills group.