HAL
open science

Cartographie de la perception tactile des textures tridimensionnelles par un doigt artificiel instrumenté

Abdenaceur Abdouni

To cite this version:

Abdenaceur Abdouni. Cartographie de la perception tactile des textures tridimensionnelles par un doigt artificiel instrumenté. Autre. Université de Lyon, 2018. Français. NNT : 2018LYSEE002 . tel-03231624

HAL Id: tel-03231624

https://theses.hal.science/tel-03231624

Submitted on 21 May 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre NNT : 2018LYSEE002

THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON
opérée conjointement
au sein de l'Ecole centrale de Lyon
et de l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne

Ecole Doctorale N° 488
Science Ingénierie Santé

Spécialité
Mécanique et Ingénierie

Soutenue publiquement/à huis clos le 23/01/2018, par :
Abdenaceur Abdouni

Cartographie de la perception tactile des textures tridimensionnelles par un doigt artificiel instrumenté.

Devant le jury composé de :

MARQUIS-FAVRE, Catherine	HDR/Dr	ENTPE	Présidente
PIOT, Olivier	HDR/Pr	Université de Reims	Rapporteur
TAKADOUM, Jamal	HDR/Pr	ENSMM	Rapporteur
DIDIER, Clémentine	MCF/DR	ENISE	Examinatrice
PAILLER-MATTEI, Cyril	MCF/DR	Université Claude Bernard	Examinateur
FRIDRICI, Vincent	MCF/DR	École centrale de Lyon	Examinateur
VINCIGUERRA, Christine	HDR/Pr	Université Claude Bernard	Examinatrice
Zahouani, Hassan	HDR/Pr	ENISE	Directeur de thèse

Spécialités doctorales :	Responsables :
SCIENCES ET GENIE DES MATERIAUX	K. Wolski Directeur de recherche
MECANIQUE ET INGENIERIE	S. Drapier, professeur
GENIE DES PROCEDES	F. Gruy, Maître de recherche
SCIENCES DE LA TERRE	B. Guy, Directeur de recherche
SCIENCES ET GENIE DE L'ENVIRONNEMENT	D. Graillot, Directeur de recherche
MATHEMATIQUES APPLIQUEES	O. Roustant, Maître-assistant
INFORMATIQUE	O. Boissier, Professeur
IMAGE, VISION, SIGNAL	

EMSE : Enseignants-chercheurs et chercheurs autorisés à diriger des thèses de doctorat (titulaires d'un doctorat d'État ou d'une HDR)

AVRIL	Stéphane	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
BATTON-HUBERT	Mireille	PR2	Sciences et génie de l'environr	FAYOL
BENABEN	Patrick	PR1	Sciences et génie des matériau	CMP
BERNACHE-ASSOLLAN	Didier	PR0	Génie des Procédés	CIS
BIGOT	Jean Pierre	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
BILAL	Essaid	DR	Sciences de la Terre	SPIN
BOISSIER	Olivier	PR1	Informatique	FAYOL
BORBELY	Andras	MR(DR2)	Sciences et génie de l'environr	SMS
BOUCHER	Xavier	PR2	Génie Industriel	FAYOL
BRODHAG	Christian	DR	Sciences et génie de l'environr	FAYOL
BURLAT	Patrick	PR2	Génie Industriel	FAYOL
COURNIL	Michel	PR0	Génie des Procédés	DIR
DARRIEULAT	Michel	IGM	Sciences et génie des matériau	SMS
DAUZERE-PERES	Stéphane	PR1	Génie Industriel	CMP
DEBAYLE	Johan	CR	Image Vision Signal	CIS
DELAFOSSE	David	PR1	Sciences et génie des matériau	SMS
DESRAYAUD	Christophe	PR2	Mécanique et ingénierie	SMS
DOLGUI	Alexandre	PR0	Génie Industriel	FAYOL
DRAPIER	Sylvain	PR1	Mécanique et ingénierie	SMS
FEILLET	Dominique	PR2	Génie Industriel	CMP
FOREST	Bernard	PR1	Sciences et génie des matériau	CIS
FORMISYN	Pascal	PR0	Sciences et génie de l'environr	DIR
FRACZKIEWICZ	Anna	DR	Sciences et génie des matériau	SMS
GARCIA	Daniel	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
GERINGER	Jean	MA(MDC)	Sciences et génie des matériau	CIS
GIRARDOT	Jean-jacques	MR(DR2)	Informatique	FAYOL
GOEURIOT	Dominique	DR	Sciences et génie des matériau	SMS
GRAILLOT	Didier	DR	Sciences et génie de l'environr	SPIN
GROSSEAU	Philippe	DR	Génie des Procédés	SPIN
GRUY	Frédéric	PR1	Génie des Procédés	SPIN
GUY	Bernard	DR	Sciences de la Terre	SPIN
GUYONNET	René	DR	Génie des Procédés	SPIN
HAN	Woo-Suck	CR	Mécanique et ingénierie	SMS
HERRI	Jean Michel	PR1	Génie des Procédés	SPIN
INAL	Karim	PR2	Microélectronique	CMP
KERMOUCHE	Guillaume	PR2	Mécanique et Ingénierie	SMS
KLOCKER	Helmut	DR	Sciences et génie des matériau	SMS
LAFOREST	Valérie	MR(DR2)	Sciences et génie de l'environr	FAYOL
LERICHE	Rodolphe	CR	Mécanique et ingénierie	FAYOL
LI	Jean Michel		Microélectronique	CMP
MALLIARAS	Georges	PR1	Microélectronique	CMP
MOLIMARD	Jérôme	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
MONTHEILLET	Franck	DR	Sciences et génie des matériau	SMS
PERIER-CAMBY	Laurent	PR2	Génie des Procédés	DFG
PIJOLAT	Christophe	PR0	Génie des Procédés	SPIN
PIJOLAT	Michèle	PR1	Génie des Procédés	SPIN
PINOLI	Jean Charles	PR0	Image Vision Signal	CIS
POURCHEZ	Jérémy	CR	Génie des Procédés	CIS
ROUSTANT	Olivier	MA(MDC)		FAYOL
STOLARZ	Jacques	CR	Sciences et génie des matériau	SMS
SZAFNICKI	Konrad	MR(DR2)	Sciences et génie de l'environr	CMP
TRIA	Assia		Microélectronique	CMP
VALDIVIESO	François	MA(MDC)	Sciences et génie des matériau	SMS
VIRICELLE	Jean Paul	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
WOLSKI	Krzystof	DR	Sciences et génie des matériau	SMS
XIE	Xiaolan	PR0	Génie industriel	CIS

ENISE : Enseignants-chercheurs et chercheurs autorisés à diriger des thèses de doctorat (titulaires d'un doctorat d'État ou d'une HDR)

BERGHEAU	Jean-Michel	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
BERTRAND	Philippe	PU	Génie des procédés	ENISE
DUBUJET	Philippe	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
FEULVARCH	Eric	MCF	Mécanique et Ingénierie	ENISE
FORTUNIER	Roland	PR	Sciences et Génie des matéria	ENISE
HAMDI	Hédi	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
LYONNET	Patrick	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
RECH	Joël	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
SI LARBI	Amir	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
SMUROV	Igor	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
TOSCANO	Rosario	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
ZAHOUANI	Hassan	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE

Mise à jour : 03/11/2015

PR 0	Professeur classe exceptionnelle
PR 1	Professeur 1ère classe
PR 2	Professeur 2ème classe
PU	Professeur des Universités

Ing.	Ingénieur
MCF	Maître de conférences
MR (DR2)	Maître de recherche
CR	Chargé de recherche

SMS	Sciences des Matériaux et des Structures
SPIN	Sciences des Processus Industriels et Naturels
FAYOL	Institut Henri Fayol
CMP	Centre de Microélectronique de Provence

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier le directeur de cette thèse, M. Hassan Zahouani, pour m'avoir fait confiance malgré les faibles connaissances que j'avais en novembre 2014 dans les domaines biophysique et mécanique, puis pour m'avoir guidé, encouragé, conseillé, fait beaucoup voyager pendant presque trois ans tout en me laissant une grande liberté et en me faisant l'honneur de me déléguer plusieurs responsabilités dont j'espère avoir été à la hauteur.

Dans un deuxième temps, je remercie tous ceux et celles qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de cette thèse. Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance au organismes suivantes : Agence nationale de la recherche, École Centrale de Lyon, Laboratoire de Tribologie et Dynamique des Systèmes, Centre de Formation Plasturgie, CMSI du groupe TEXEN, MULTIBASE DOW CORNING, École nationale d'ingénieurs de Saint-Étienne, École doctorale Science Ingénierie Santé.

Je tiens, enfin, à remercier Monsieur Roberto Vargiolu et Monsieur Cyril Pailler-Mattei qui ont soutenu ce sujet de thèse, assez inhabituel, en développement des dispositifs et interprétation des données.

A cette salve de remerciement, il me faut ajouter celles et ceux qui ont rythmés mes journées durant ces trois années.

Commençons tout naturellement par les membres de mon « équipe » :

Merci à Coralie Thieulin (Roumia), ma collègue de bureau et amie, pour ces trois années très fructueuses à différents points de vue : voyage, discussions (merci pour mes progrès en Français).

Merci également à Mehdi Djaghloul (EL Jack) pour ses conseils, sa disponibilité, sa transmission des connaissances, et son amitié. Un grand merci à la maman de Mehdi (Nedjma).

Un très grand merci aux personnes qui ont participé de près ou de loin aux tests (best volunteers).

Je voudrais également remercier particulièrement :

Messieurs Gaëtan Bouvard et Thomas Malhomme, pour leur aide durant ce travail, mais aussi pour tous les moments de détente, et notamment les parties de billard, desquelles je (et mon partenaire) sortions très souvent vainqueurs.

Isabelle Tixier, Laura Jay, Helene Schoch, Serge Zara, Marieme Fall Jean-Christophe Abry, Guillaume Moreau, Haifa Sallem, Mickael Sylvestre, Emna Amaied, Julliette Jamart, Simon Tupin et hriouech amal pour leur participation ponctuelle à divers niveaux et au bon déroulement de ce travail.

A mes amis Eve Escoffier, Jeremy, Amaury, Mohamed Hafri, Mohamed Maouchi, Akram Mecheri, Abdelwahab, Youcef, Oussama et Ahmed de leur témoignage d'amitié ce jour.

Enfin, je ne pourrais finir ces remerciements sans penser à ma famille, mon père, ma mère, mes frères, ma sœur, mes grandes tantes, dont l'affection, l'amour, le soutien et l'encouragement constants m'ont été d'un grand réconfort et ont contribué à l'aboutissement de ce travail.

Pour conclure, avec une certaine émotion et beaucoup de sincérité je voudrais remercier toutes les personnes ayant soutenu et apprécié mon travail.

Table des matières

Introduction générale

Chapitre 1 L'état de l'art

1.1. Introduction 9
1.2. Le doigt humain 9
1.2.1. L'anatomie du doigt 9
A. Les os 9
B. Les articulations 10
C. L'ongle 10
D. Les tendons multiples 11
E. La peau 11
1.2.1.1. La structure de la peau 11
1.2.1.1.1 Topographie de la peau 11
1.2.1.1.2 Épiderme 12
A. Stratum corneum 12
B. Épiderme vivant 13
1.2.1.1.3 Jonction dermo-épidermique 14
1.2.1.1.4 Derme 15
1.2.1.1.5 Hypoderme 15
1.2.1.2. Les récepteurs sensoriels cutanés 16
1.2.1.2.1 Le toucher est médiatisé par les mécanorécepteurs dans la peau 16
1.2.1.2.2 Caractéristiques du champ réceptif 17
1.2.1.2.3 Propriétés d'adaptation 18
A. Corpuscule de Meissner (affèrent FAI) 18
B. Corpuscules de Pacini (FAII afférent) 19
C. Disque de Merkel (SAI afférente) 20
D. Corpuscule de Ruffini (SAII afférente) 20
1.2.1.2.4 Distribution des mécanorécepteurs 21
1.2.1.2.5 Morphologie et localisation des mécanorécepteurs 22
1.2.1.3. Les glandes sudoripares eccrines et apocrines 24
1.3. La perception tactile : effet de l'âge et du sexe 25

1.3.1. Le mécanisme du toucher 25
1.3.2. Le système nerveux : effet de l'âge et du sexe 26
A. Système nerveux central en fonction de vieillissement 27
B. Le système nerveux périphérique 27
1.3.3. Le toucher : effet de l'âge et du sexe 28
1.4. Conclusion 30
1.5. Références 30

Chapitre 2 Biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe

2.1. Introduction et objectifs 43
2.2. Matériels et Méthodes 43
2.2.1. Dispositifs in vivo utilisés pour l'étude 43
2.2.1.1. Système d'indentation classique 43
2.2.1.2. Système de jet d'air sans contact 48
2.2.1.3. L'aire de contact apparente 54
2.2.1.4. Le microscope confocal et l'analyse en ondelettes : topographie de la pulpe du doigt 54
2.2.1.5. L'aire de contact réelle 56
2.3. Protocole expérimental 58
2.3.1. Description du panel pour l'étude 58
2.3.2. Paramètres des essais 58
2.3.3. Analyses statistiques 59
2.4. Résultats et Discussion : évolution des paramètres biophysiques du doigt 59
2.4.1. Propriétés de contact du doigt humain : effet de l'âge et du sexe 60
2.4.2. Propriétés mécaniques du doigt humain : effet de l'âge et du sexe 60
2.4.3. Propriétés de la topographie du doigt humain : effet de l'âge et du sexe 63
2.4.4. L'aire de contact et la perception tactile : effet de l'âge et du sexe 66
2.4.4.1.L'aire de contact apparente 66
2.4.4.2.L'aire de contact réelle 67
2.5. Conclusion 69
2.6. Références 71

Chapitre 3 Impact des propriétés biophysiques du doigt sur la perception tactile : Effet de l'âge et du sexe

3.1. Introduction et objectifs 79

3.2. Matériels et Méthodes 80

3.2.1. Développement d'un dispositif : le doigt humain instrumenté 80

3.2.2. Développement d'un nouvel algorithme pour l'évaluation de la douceur : Mel-Frequency Cepstral Coefficients 81

3.3. Protocole expérimental 85

3.3.1. Description du panel pour l'étude 86

3.3.2. Echantillons 86

3.3.3. Analyses statistiques 87

3.4. Résultats et discussion 87

3.4.1. Comparaison des algorithmes 87

3.4.2. Les paramètres vibratoires en fonction des gestes de toucher (Latéral, longitudinal) et biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe 89

3.4.2.1. Toucher latéral en fonction de la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe 93

3.4.2.2. Toucher longitudinal en fonction de la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe 93

3.4.3. Les gestes du toucher en fonction de la perception tactile (Latéral, longitudinal) et la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe 94

3.4.3.1. Les gestes du toucher (latéral, longitudinal) et la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sex 94

3.4.3.2. Les gestes du toucher (Latéral, longitudinal) et la perception tactile : effet de l'âge et du sexe 96

3.5. Conclusion 98

3.6. Références 99

Chapitre 4 L'émotion et la perception tactile

4.1. Introduction et objectifs 104

4.2. Matériels et Méthodes 104

4.2.1. Développement de dispositifs : le doigt humain instrumenté avec un laser Doppler 104

4.2.1. Développement d'un nouvel algorithme : analyse fréquentielle du signal de flux sanguin 108

4.2.2. Protocole expérimental 111

4.2.2.1. Description du panel pour l'étude 111

4.2.2.2. Echantillons 111

4.2.2.3. Procédure de tests 113

4.3. Résultats et Discussion 114

4.3.1. La perception tactile 114

4.3.2. Emotion 116
4.4. Conclusion 118
4.5. Références 119

Chapitre 5 Bio-mimétisme du doigt artificiel : effet de l'âge et du sexe

5.1. Introduction et objectifs 124
5.2. Matériels et Méthodes 124
5.2.1. Le doigt artificiel 124
5.2.1. Développement d'un dispositif : effet de l'âge et du sexe 126
5.2.2.1. Evaluation des propriétés biophysiques du doigt artificiel 126
A. Les propriétés mécaniques 126
B. Topographie 127
C. Les propriétés de contact 128
5.2.2.2. Protocole expérimental 128
A. Echantillons 128
B. Paramètres d'essai 129
C. Analyses statistiques 129
5.2.3. Résultats et discussion 130
5.2.3.1. Test d'efficacité du doigt artificiel 130
A. Evaluation des propriétés tactiles des papiers (douceur) 130
B. Evaluation des propriétés tactiles des plastiques (douceur) 130
C. Objectivation du toucher des matériaux plastiques avec le doigt artificiel 131
D. Comparaison du système tribo-haptique et du doigt artificiel 133
E. Comparaison doigt humain / système tribo-haptique / doigt artificiel 136
5.3. Conclusion 137
5.4. Références 138

Conclusion générale

Introduction générale

Le sens du toucher peut sembler relativement basique, mais chez les humains, il trouve un niveau de sophistication frappant dans sa complexité et son utilité. Le toucher implique tout notre corps et offre une prise de conscience d'une gamme de caractéristiques distinctes et importantes du monde. Grâce au toucher, nous pouvons manipuler et interagir avec des objets petits et complexes. Le toucher est également l'un de nos conduits primaires de plaisir et de la douleur. Compte tenu de ces nombreux rôles et de sa complexité inhérente, le sens du toucher offre un terrain riche et fertile pour une investigation philosophique. Le toucher est une donnée subjective, tributaire de l'âge, du sexe, de l'humeur, de la sensibilité et des mots utilisés pour décrire la perception ressentie, propres à l'histoire de chacun.

Dans les couches distinctes de la peau sans poils, palmaire et des tissus sous-cutanés sous-jacents, existent des terminaisons nerveuses sensorielles appelées mécanorécepteurs qui répondent aux propriétés spatiales et temporelles du chargement sur le doigt. Chaque type de récepteur est sensible à des caractéristiques particulières des conditions de contact (par exemple, des vibrations, des mouvements de frottement) et transmet l'information au cerveau où une "image tactile" peut être formée. Dans la littérature, les chercheurs ont remarqué des différences évidentes dans chaque phase du toucher en raison de l'âge et du sexe. Même si les effets de l'âge et du sexe sur la perception tactile étaient l'un des sujets principaux de la littérature, les résultats obtenus nécessitent beaucoup plus de travail pour les bien comprendre.

L'objectif de cette thèse est de répondre aux questions suivantes :

- Est-il possible d'objectiver le toucher ?
- Existe-t-il un moyen de générer artificiellement le toucher et de prendre en considération les effets de l'âge et du sexe ?
- Comment se manifeste l'émotion durant le toucher ? Et quels paramètres biophysiques permette d'accéder à son objectivation ?

Pour répondre à ces questions, nous proposons cinq chapitres,

Le premier chapitre, rappellera les phases du mécanisme du toucher. Nous détaillerons tous les éléments qui sont concernées par les processus du toucher (peau, mécanorécepteurs, glandes sudoripares et système nerveux central). Enfin, nous étudierons les effets de l'âge et du sexe, en particulier sur chaque phase du toucher et leur influence sur la perception tactile en général.

Le deuxième chapitre rapportera une étude détaillée sur les influences de l'âge et du sexe sur les propriétés biophysiques du doigt humain et leur effet sur la perception tactile. Les propriétés biophysiques du doigt seront divisées en trois paramètres principaux : propriétés de contact, propriétés mécaniques et propriétés topographiques. Ces paramètres seront introduits pour étudier l'aire de contact apparente et réelle pendant le processus du toucher. Les influences de l'âge et du sexe sur la perception tactile seront étudiés par l'introduction de l'aire de contact apparente et réelle.

Le troisième chapitre va s'intéresser à l'objectivation du toucher par les signaux de vibration et d'effort émis par le doigt humain pendant le processus du toucher. De plus, nous développerons un nouvel algorithme de traitement du signal pour analyser le signal vibratoire et obtenir de nouveaux coefficients qui pourraient être représentatifs des caractéristiques de la surface touchée. Enfin, nous utiliserons les paramètres biophysiques pour comprendre leurs effets sur les signaux obtenus à partir du doigt et pour la compréhension de l'effet des gestes du toucher sur la perception tactile.

Pour le quatrième chapitre, comme le toucher n'est pas limité par le contact physique entre le doigt et l'objet, alors il existe d'autres paramètres tels que l'émotion qui doivent être pris en considération. Ceci sera étudié via les résultats du flux sanguin. Un laser Doppler sera utilisé pour mesurer les changements de flux sanguin en fonction de la surface touchée. Un algorithme d'analyse fréquentielle sera développé pour nous aider à comprendre ces variations.

Dans le cinquième chapitre, on utilisera l'ensemble des résultats obtenus dans les chapitres précédents afin de concevoir un doigt artificiel capable de mimer le doigt humain d'un âge et sexe donné. À la fin de ce chapitre, nous définirons la méthodologie pour développer un doigt artificiel de n'importe quel âge et n'importe quel sexe. Des échantillons en plastique seront utilisés pour valider l'efficacité du doigt artificiel afin d'objectiver le toucher en le comparant aux résultats humains du même âge et du même sexe.

Les travaux de cette thèse se sont déroulés dans le cadre d'un projet ANR « PlasticTouchDevice ». Les différents développements ont permis d'apporter des solutions scientifiques aux besoins et exigences des professionnels de la plasturgie et ainsi, de garantir une productivité certaine via des produits de qualité, à haute valeur ajoutée pour les besoins du marché en objectivation du toucher. Le projet PlasticTouchDevice a abouti au développement de solutions technologiques et méthodologiques innovantes.

Chapitre 1 L'état de l'art

Table des matières

1.1. Introduction 9
1.2. Le doigt humain 9
1.2.1. L'anatomie du doigt 9
A. Les os 9
B. Les articulations 10
C. L'ongle 10
D. Les tendons multiples 11
E. La peau 11
1.2.1.1. La structure de la peau 11
1.2.1.1.1 Topographie de la peau 11
1.2.1.1.2 Épiderme 12
A. Le stratum corneum 12
B. Épiderme vivant 13
1.2.1.1.3 Jonction dermo-épidermique 14
1.2.1.1.4 Derme 15
1.2.1.1.5 Hypoderme 15
1.2.1.2. La peau, un organe sensoriel 16
1.2.1.2.1 Le toucher est médiatisé par les mécanorécepteurs dans la peau 16
1.2.1.2.2 Caractéristiques du champ réceptif 17
1.2.1.2.3 Propriétés d'adaptation 18
A. Corpuscule de Meissner (afférence FAI) 18
B. Corpuscules de Pacini (afférence FAII) 19
C. Disque de Merkel (afférence SAI) 20
D. Corpuscule de Ruffini (afférence SAII) 20
1.2.1.2.4 Distribution des mécanorécepteurs 21
1.2.1.2.5 Morphologie et localisation des mécanorécepteurs 22
1.2.1.3. Les glandes sudoripares eccrines et apocrines 24
1.3. La perception tactile : effet de l'âge et du sexe 25
1.3.1. Le mécanisme du toucher 25
1.3.2. Le système nerveux : effet de l'âge et du sexe 26
A. Système nerveux central en fonction du vieillissement 27
B. Le système nerveux périphérique 27
1.3.3. Le toucher : effet de l'âge et du sexe 28
1.4. Conclusion 30
1.5. Références 30

Table des figures

Figure 1.2-1 L'anatomie de la main [10], [11]. 10
Figure 1.2-2 L'anatomie du doigt [12]. 10
Figure 1.2-3 La peau avec ses différentes couches [15]..... 12
Figure 1.2-4 Morphologie de le stratum corneum. (A) dessin schématique[15]. (B) section cryostat de la peau humaine traitée avec le tampon alcalin de Sorensen et le bleu de méthylène [24]. 13
Figure 1.2-5 Morphologie de l'épiderme. Dans le dessin schématique, le noyau (N), les filaments de kératine (KF), les desmosomes (D) et les granules lamellaires (LG) sont représentés. La section histologique est tirée de la peau d'une jeune femme, obtenue [28], [29]. 14
Figure 1.2-6 Ultrastructure de la jonction dermo-épidermique[33]. 14
Figure 1.2-7 La structure de la peau en détail [33]. 16
Figure 1.2-8: Schématisation du système nerveux sensoriel de la peau [33]. 17
Figure 1.2-9 Le corpuscule de Meissner [33]. 19
Figure 1.2-10 La capsule de Pacini [33]. 20
Figure 1.2-11 Les disques de Merkel [33]. 20
Figure 1.2-12 Les corpuscules de Ruffini [33]. 21
Figure 1.2-13 La répartition des types de récepteurs dans la main humaine. Le nombre de fibres nerveuses sensorielles innervant dans une zone est indiqué par la densité de points [39]. 22
Figure 1.2-14 Les champs réceptifs dans la peau glabre [69]. 23
Figure 1.2-15 La glande sudoripares humaine A) La glande sudoriparale eccrines et ses principaux segments sont présentés dans une présentation schématique [87]. Les chiffres à gauche indiquent les segments :(1) conduit intra-épidermique spiralé supérieur de l'acrosyringium. (2) une courbe inférieure du conduit de transpiration de l'acrosyringium. (3) conduit intradermique. (4) portion de conduit intraglandulaire. (5) portion du conduit sécrétoire. B) Cette glande complète a été isolée dans notre laboratoire pour l'isolement cellulaire ultérieur. Les parenthèses désignent les différents segments selon la présentation schématique. 25
Figure 1.3-1 Les caractéristiques spatiales et fréquentielles de réponse des mécanorécepteurs cutanés. 26

1.1. Introduction

L’étude des mécanismes de la sensation a commencé en 1925 lorsque Edgar Adrian et Yngve Zotterman ont enregistré des potentiels d'action dans un nerf sensoriel impliqué dans le déclenchement d’un récepteur de fuseau musculaire [1]–[6]. Ils ont découvert que le nerf transmettait l'information du récepteur par la modulation de la fréquence des impulsions électriques. Par la suite, Zotterman et d'autres chercheurs ont introduit la notion de l’énergie nerveuse spécifique, approche initiée par Johannes Müller au début du XIXe siècle. Ce concept affirme que les récepteurs morphologiquement distincts transforment l’information en des formes particulières d'énergie et la transmettent au cerveau à travers des fibres nerveuses dédiées. Les études de Zotterman ont démontré, par exemple, que la douleur n'est pas le résultat de la sur-stimulation d'un récepteur cutané généralisé, mais d'une activité électrique transmise par des récepteurs sensoriels spécifiques appelés nocicepteurs.

Dans ce chapitre, nous allons étudier le toucher en fonction de l'âge et du sexe. Nous nous appuierons sur la littérature pour décrire le processus du toucher et pour comprendre chaque phase séparément (structure de la peau, récepteurs sensoriels cutanés, système nerveux central). Ce chapitre est fondamental car il est la base de toutes les hypothèses de la thèse.

1.2. Le doigt humain

1.2.1. L'anatomie du doigt

La main humaine possède une structure très complexe d’une grande utilité. On peut distinguer deux aspects très important pour la main : sa capacité à contrôler les mouvements et sa qualité d’acquisition sensorielle.

Dans n'importe quel mécanisme, les capacités fonctionnelles animées ou inanimées se rapportent à la fois aux caractéristiques structurelles et à la nature du système de contrôle disponible pour la gestion des fonctions séparément ou en combinaisons multiples. L'analyse des caractéristiques de la main nécessite donc une compréhension des caractéristiques sensorielles et mécaniques. La littérature sur l'anatomie de la main est très abondante [7]–[9], et il n'est pas possible dans un chapitre court de décrire tous les éléments en détail. Il est toutefois utile de revoir la construction basique des os, des articulations et de l'appareil neuromusculaire qui régissent les mouvements et les forces. Il existe vingt-quatre groupes musculaires, contrôlés par différentes voies nerveuses motrices et sensorielles, avec leurs riches potentialités de connexions centrales. Les groupes musculaires additionnés au système osseux et articulaire permettent à la main d’avoir d'innombrables modes d'action. A l’exception du pouce, les doigts sont très similaires en anatomie. Tous sont composés d'os, d'articulations, de nerfs, de peau et d'autres tissus importants (Figure 1.2-1, Figure 1.2-2).

A. *Les os*

La conception anatomique est essentiellement la même pour les doigts, avec des exceptions concernant le pouce. Les quatre doigts principaux contiennent des os métacarpiens, qui forment la plus grande partie de la main et s'étendent jusqu'aux articulations (les phalanges). Ces phalanges sont constituées de trois os. La phalange proximale est l'os entre le nœud et la première articulation du doigt. La phalange du milieu s'étend entre la première et la deuxième articulation. La phalange distale est l'os au bout du doigt. Le pouce est très semblable aux autres doigts, à l’exception de la phalange moyenne qui est inexistante. De ce fait, le pouce a deux articulations au lieu de trois.

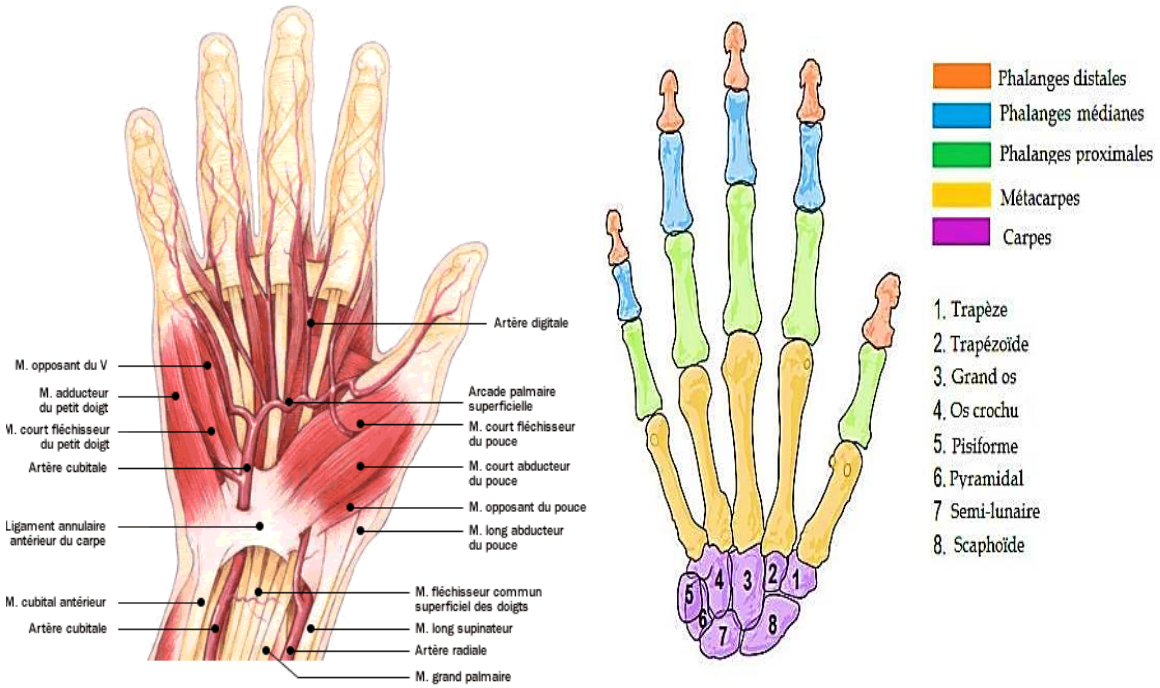


Figure 1.2-1 L'anatomie de la main [10], [11].

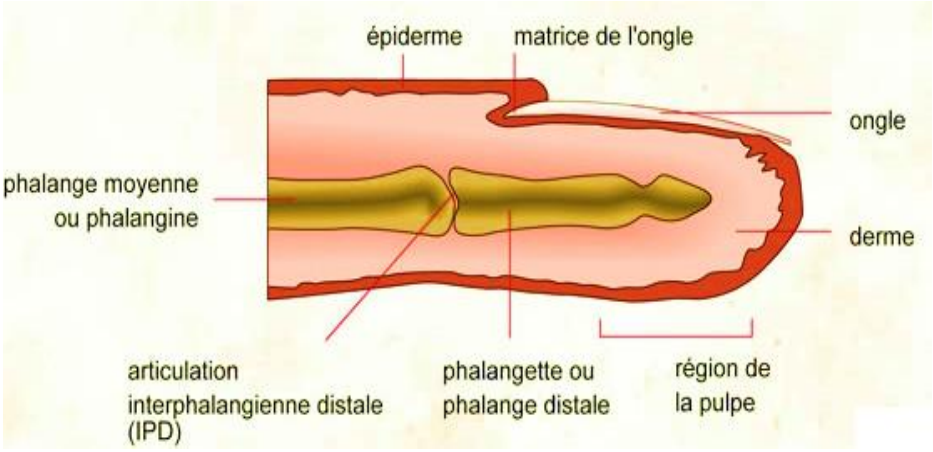


Figure 1.2-2 L'anatomie du doigt [12].

B. *Les articulations*

Les trois articulations des quatre doigts sont les articulations métacarpo-phalangiennes, et les deux articulations pour le pouce sont les articulations inter-phalangiennes : distale et proximale. Ces articulations sont condyloïdes, ce qui signifie que la surface arrondie d'un os s'intègre dans la cavité elliptique d'un autre. Le pouce a également une articulation inter-phalangienne, et il a une articulation carpo-métacarpienne sur le nœud, qui lui permet un mouvement d'avant en arrière et un mouvement latéral.

C. *L'ongle*

Il est produit par les cellules vivantes de la peau dans le doigt. Il se compose de plusieurs parties :

- la plaque de l'ongle (la partie visible de l'ongle) ;

- le lit de l'ongle (la peau en dessous de la plaque de l'ongle) ;
- la cuticule (le tissu qui recouvre la plaque et les jantes de la base de l'ongle) ;
- les plis des ongles (plis de la peau qui encadrent et soutiennent l'ongle sur trois côtés) ;
- la lunule (la demi-lune blanchâtre à la base de l'ongle) ;
- la matrice (la partie cachée de l'ongle sous la cuticule).

Les ongles grandissent à partir de la matrice. Ils sont composés en grande partie de kératine, une protéine dure (également présente dans la peau et les cheveux). À mesure que de nouvelles cellules se développent dans la matrice, les cellules plus anciennes sont poussées, compactées et prennent la forme endurcie et endommagée familière de l'ongle.

D. *Les tendons multiples*

Les tendons multiples, tels que le *flexor digitorum superficialis* et *profondus*, relient les os aux muscles. Il y a aussi des nerfs et des artères entre la peau et les os.

E. *La peau*

La structure de la peau est complexe. Elle comprend, avec ses annexes, tous les tissus histologiques, sauf les tissus osseux et cartilagineux.

1.2.1.1. La structure de la peau

Les propriétés de la peau varient considérablement et dépendent du site du corps, de l'âge, de l'ethnie et du sexe. Des facteurs individuels comme l'exposition à l'irradiation UV, l'utilisation de crèmes, la santé et l'état nutritionnel individuel peuvent également affecter les propriétés de la peau. De la surface (de la peau) vers l'intérieur, la peau est composée de l'épiderme, du derme et de l'hypoderme (Figure 1.2-3). L'épiderme est principalement composé de cellules migrant vers la surface de la peau. La partie la plus externe de l'épiderme est le *stratum corneum*, il est considéré comme une couche distincte en raison de ses propriétés de barrière spécifique. Il se compose de cellules non viables et est considéré comme très rigide et ridé. L'autre partie de l'épiderme, l'épiderme viable, est également ridée. La couche sous-jacente, le derme, se compose en grande partie d'un réseau fibreux très dense pilotant le comportement mécanique de la peau totale. La couche de la peau la plus profonde, l'hypoderme ou le tissu adipeux sous-cutané, se compose d'un tissu conjonctif gras.

Toutes les couches de la peau contiennent des microstructures comme les vaisseaux sanguins, les vaisseaux lymphatiques, les terminaisons nerveuses, les glandes sudoripares et les follicules capillaires. L'influence de ces structures sur les propriétés mécaniques peut être considérée comme négligeable par rapport au comportement mécanique de l'ensemble causé par les composants principaux des couches de la peau. Comme cette thèse s'intéresse aux propriétés biophysiques des couches de la peau du doigt, l'anatomie et la physiologie de ses couches présentent un intérêt particulier.

1.2.1.1.1 *Topographie de la peau*

La topographie de la surface de la peau est formée par l'association de sillons, d'orifices folliculaires, de pores de sueur et de cornéocytes. Sur la plupart des sites du corps, les principaux sillons, appelés lignes primaires, sont situés entre 70-200 µm de profondeur, et suivent au moins deux directions. Les orifices folliculaires sont situés à la jonction des sillons. Les pores de sueur se trouvent principalement sur les plateaux ou dans des sillons plus superficiels, appelés lignes secondaires, de 20 à 70 µm de profondeur. Le troisième type de sillons sépare les groupes de cornéocytes entre eux. Le réseau de sillons varie selon l'âge et le sexe [13]. La fonction principale des sillons est considérée comme mécanique. Plus ils sont profonds plus ils sont raides, et leur gamme d'extension physiologique est élevée [14]. La direction de l'extensibilité maximal est perpendiculaire à la direction des sillons

principaux [14]. En conséquence, la couche cornée *in vivo* est difficilement étirable mais seulement dépliable. Les sillons ne peuvent pas être ignorés lorsque des méthodes sont développées pour caractériser mécaniquement le *stratum corneum* et l'épiderme [14].

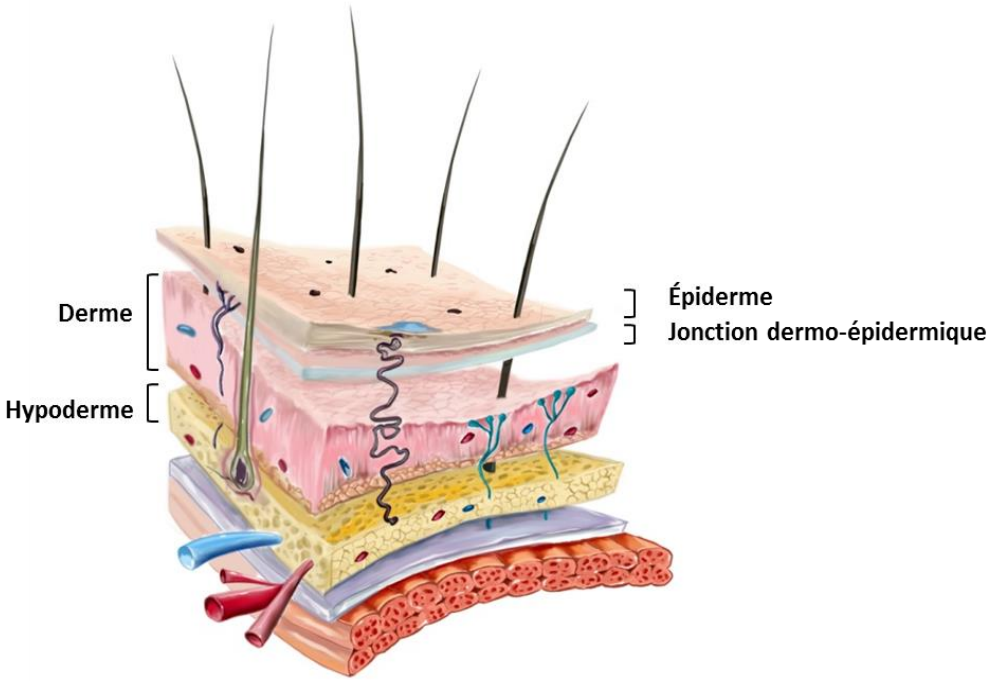


Figure 1.2-3 La peau avec ses différentes couches [15].

1.2.1.1.2 ***Épiderme***

A. *Le stratum corneum*

Le *stratum corneum* est composé de cornéocytes, qui sont des cellules plates hexagonales sans noyau. Les cornéocytes sont maintenues par des lipides et des desmosomes dans ce qu'on appelle couramment une structure de briques et de mortier (voir Figure 1.2-4). Ils ont des diamètres qui vont de 25 à 45 µm et des épaisseurs d'environ 0,3-0,7 µm [16], [17]. Le *stratum corneum* se compose de 15-25 couches de cornéocytes, ce qui donne une épaisseur de couche totale d'environ 10 à 25 µm [14], [16], [18]. Les lipides du *stratum corneum* sont composés principalement de céramides, cholestérols, et d'acides gras organisés en structures lamellaires à la surface des cornéocytes. Les espaces intercellulaires, par exemple la distance entre les cornéocytes voisins, sont d'environ 0,1-0,3 µm [17]. Les desmosomes constituent des liens inter cornéocytes qui sont formés par des protéines et des lipides. Ils assurent l'intégrité du *stratum corneum* [19]. Les lipides constituent une barrière imperméable en évitant la perte d'eau de l'épiderme sous-jacent.

Le *stratum corneum* et l'épiderme viable sont continuellement renouvelés tous les 6 à 30 jours [20]. Les cellules desquament et sont remplacées par de nouvelles. Les changements dans la structure, la composition et la fonction des cornéocytes se produisent pendant qu'ils migrent vers la surface externe de la peau. Les cellules des couches plus profondes du *stratum corneum* sont plus épaisses et ont des matrices plus densément enveloppées de kératines. Par conséquent, la partie plus profonde du *stratum corneum* a une influence majeure sur le comportement mécanique global de la peau. Les cellules du *stratum corneum* les plus éloignées ont une enveloppe kératinisée rigide et dans la même zone, les desmosomes subissent une dégradation protéolytique. Malgré le fait que les cornéocytes ne soient pas vivants, le *stratum corneum* est considéré comme étant entièrement fonctionnel, en particulier en termes de propriétés de barrière. De plus, il conserve les fonctions métaboliques [21]. Les propriétés mécaniques du *stratum corneum* et de l'épiderme viable sont influencées par les conditions environnementales telles que l'humidité relative (HR) et la température. De plus, l'application d'eau

pure, soit par hydratation ou émollient modifie l'état d'hydratation de la couche cornée, et entraîne des changements significatifs de ses propriétés mécaniques. Dans des conditions normales, l'hydratation du *stratum corneum* varie de 5 à 10% près de la surface et jusqu'à 30% près de la transition avec l'épiderme viable. L'eau liée aux protéines et aux lipides représente 20 à 30% du volume total d'eau. Le volume total d'eau varie entre 30% et 60% HR, et il peut considérablement augmenter [22]. Lorsqu'il est complètement hydraté, le *stratum corneum* gonfle et peut atteindre deux fois son épaisseur normale. Dans une situation *in vitro*, le *stratum corneum* peut même atteindre jusqu'à 400% son épaisseur d'origine [23].

A B

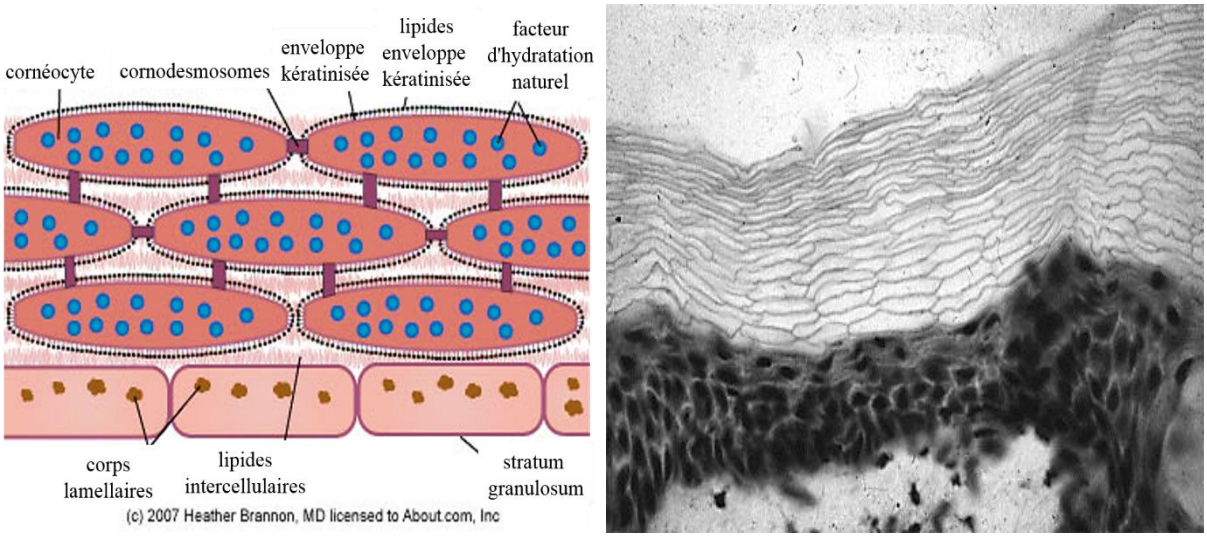


Figure 1.2-4 Morphologie de le stratum corneum. (A) dessin schématique[15]. *(B) section cryostat de la peau humaine traitée avec le tampon alcalin de Sorensen et le bleu de méthylène* [24].

B. *Épiderme vivant*

L'épiderme vivant est une structure en couches, composée de trois couches ou "strates". La majeure partie des cellules épidermiques sont les kératinocytes, qui migrent vers la surface de la peau où elles deviennent non vivantes. D'autres types de cellules existent dans l'épiderme vivant, telles que les mélanocytes, les cellules de Langerhans et les cellules de Merkel. Les kératinocytes changent de forme, de taille et de propriétés physiques lorsqu'ils migrent vers la surface de la peau. En effet, la morphologie d'un kératinocyte individuel dépend de sa position dans l'épiderme et de son état de différenciation. Elle se reflète dans les différentes couches: le *stratum germinativum*, le *stratum spinosum* et le *stratum granulosum* (voir Figure 1.2-5). La couche la plus profonde est le *stratum germinativum* dans lequel la division cellulaire se produit. Il se compose de 1 à 3 couches de petites cellules cubiques. Dans la couche suivante, le *stratum spinosum*, les cellules sont plus grandes et de nature polyédrique et sont reliées par des desmosomes, qui sont des structures stratifiées symétriques. Les kératinocytes adoptent une morphologie plus aplatie à des couches supérieures de *stratum spinosum*. Dans cette couche, ils sont associés à des granulés lamellaires, qui sont des organites synthétiques lipidiques. Ils migrent vers la périphérie de la cellule et finissent par être extrudés dans le compartiment intercellulaire dans la couche suivante, la *stratum granulosum*. À cette étape de la différenciation, la dégradation des mitochondries et des noyaux est apparente et le cytoplasme des cellules aplaties devient de plus en plus rempli de masses et de filaments de kératohyaline. En plus, la membrane cellulaire devient progressivement plus épaisse. L'épaisseur de l'épiderme vivant varie approximativement entre 30-100 µm [25], pour 5 et 10 couches de cellules. Les cellules sont reliées entre elles par des desmosomes très forts dans le tissu compact. Les espaces intercellulaires occupent moins de 2% du volume [14], [26]. Par conséquent, l'intégrité mécanique de l'épiderme viable est considérée comme plus forte que les autres tissus mous [27]. En raison de sa structure non vascularisée, les cellules épidermiques sont nourries à partir du plasma qui provient des vaisseaux sanguins dermiques, de sorte que les nutriments sont transportés à travers la jonction dermo-épidermique.

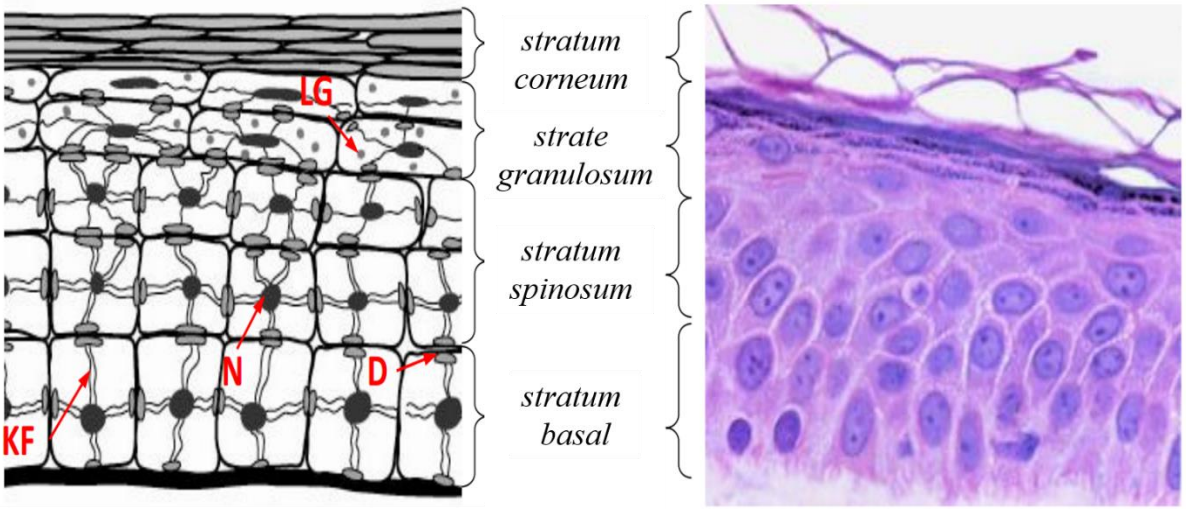


Figure 1.2-5 Morphologie de l'épiderme. Dans le dessin schématique, le noyau (N), les filaments de kératine (KF), les desmosomes (D) et les granules lamellaires (LG) sont représentés. La section histologique est tirée de la peau d'une jeune femme, obtenue [28], [29].

1.2.1.1.3 ***Jonction dermo-épidermique***

La limite entre le derme et l'épiderme s'appelle la jonction dermo-épidermique. Elle constitue une barrière physique pour les cellules et les grandes molécules. On peut identifier quatre zones distinctes dans cette jonction forte : premièrement, la membrane plasmique des kératinocytes basaux qui contient les hémidesmosomes ; deuxièmement, la *lamina lucida* ; troisièmement, la *lamina densa* ; et finalement, la zone fibrillaire qui contient des fibres d'ancrage [30] (voir Figure 1.2-6). Le degré d'attachement est renforcé grâce à des parties de l'épiderme pénétrant dans le derme papillaire en gros cônes, appelés crêtes ou papilles [31]. Sa faiblesse majeure vient de la *lamina lucida* [32]. Sur une ligne droite, la longueur de la jonction dermo-épidermique varie de 1,1 à 1,3 mm [14].

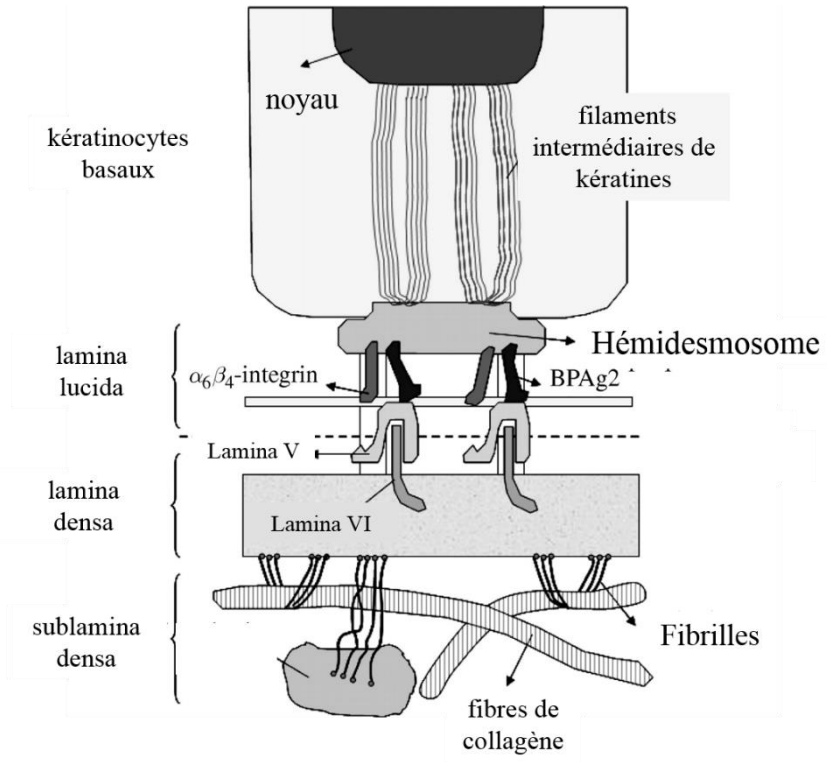


Figure 1.2-6 Ultrastructure de la jonction dermo-épidermique[33].

1.2.1.1.4 *Derme*

Le derme peut être divisé en deux parties : le derme papillaire et le derme réticulaire. Le derme papillaire est la partie la plus fine du derme, (10% du derme) avec une épaisseur de 1 à 4 mm. Cette sous-couche n’est constituée que de fibres élastiques et de substance fondamentale. Son contenu en eau et le volume vasculaire montrent des variations physiologiques qui peuvent modifier le comportement mécanique de la peau dans son ensemble. De plus, les fibres de collagène et d'élastine ont tendance à être plus minces et mal arrangés dans la région papillaire et se connectent à la jonction dermo-épidermique [27]. Dans le derme réticulaire, les fibres de collagène sont orientées horizontalement [27]. La fonction principale du derme est mécanique. Comme le derme réticulaire peut s'étendre jusqu'à environ 25% en étirant les fibres de collagène, il a la possibilité d'être comprimé en raison de la capacité à se déplacer latéralement. Le réseau de fibres élastiques assure une récupération complète de la forme et de l'architecture des tissus après déformation. La substance fondue amorphe agit comme un gel visqueux, qui ne se sépare pas du derme, même sous haute pression. La tension permanente dans le derme réticulaire génère le plissement des structures supérieures et donc de la surface de la peau [27].

1.2.1.1.5 *Hypoderme*

L'hypoderme est défini comme la couche de tissu adipeux située entre le derme et les fascias des muscles. Son épaisseur varie selon le site anatomique, l'âge, le sexe, l’ethnie et l'état nutritionnel de l'individu. Le tissu adipeux sous-cutané est structurellement et fonctionnellement bien intégré au derme à travers les réseaux nerveux, vasculaires et la continuité des appendices épidermiques, tels que les cheveux et les terminaisons nerveuses. La masse du tissu adipeux sous-cutané est une association de cellules remplies de lipides et des adipocytes blancs, qui sont maintenus dans un maillage de fibres de collagène. Cependant, seulement un tiers du tissu adipeux contient des adipocytes matures [34]. Le reste étant des cellules stromales-vasculaires comprenant des fibroblastes, des leucocytes, des macrophages et des préadipocytes. Le tissu adipeux a peu de matrice extracellulaire par rapport à d'autres tissus conjonctifs.

La grappe stockée est la composante prédominante des adipocytes où la goutte lipidique peut dépasser 50 µm. Le cytoplasme et le noyau apparaissent comme un bord mince à la périphérie de la cellule (voir Figure 1.2-7). Le diamètre de l'adipocyte blanc entier est variable, entre 30 et 70 µm [34]. Les collections d'adipocytes blancs comprennent des lobules de graisse, dont chacun est fourni par une artériole et entouré de septa de tissu conjonctif. Chaque adipocyte est en contact avec au moins un capillaire, ce qui fournit l'échange de métabolites et permet aux adipocytes de fonctionner de manière efficace. Il est intéressant de noter que le tissu adipeux sous-cutané du bas du tronc et de la région de la cuisse fessière a une surface fascial mince en divisant en portions superficielles et profondes. Des différences morphologiques sont observées entre ces deux couches de tissu adipeux [35]. Les propriétés mécaniques du tissu adipeux sous-cutané permettent à la peau de se déplacer dans son ensemble à la fois horizontalement et verticalement. En plus, elles aident à l'atténuation et à la dispersion de la pression appliquée de l'extérieur.

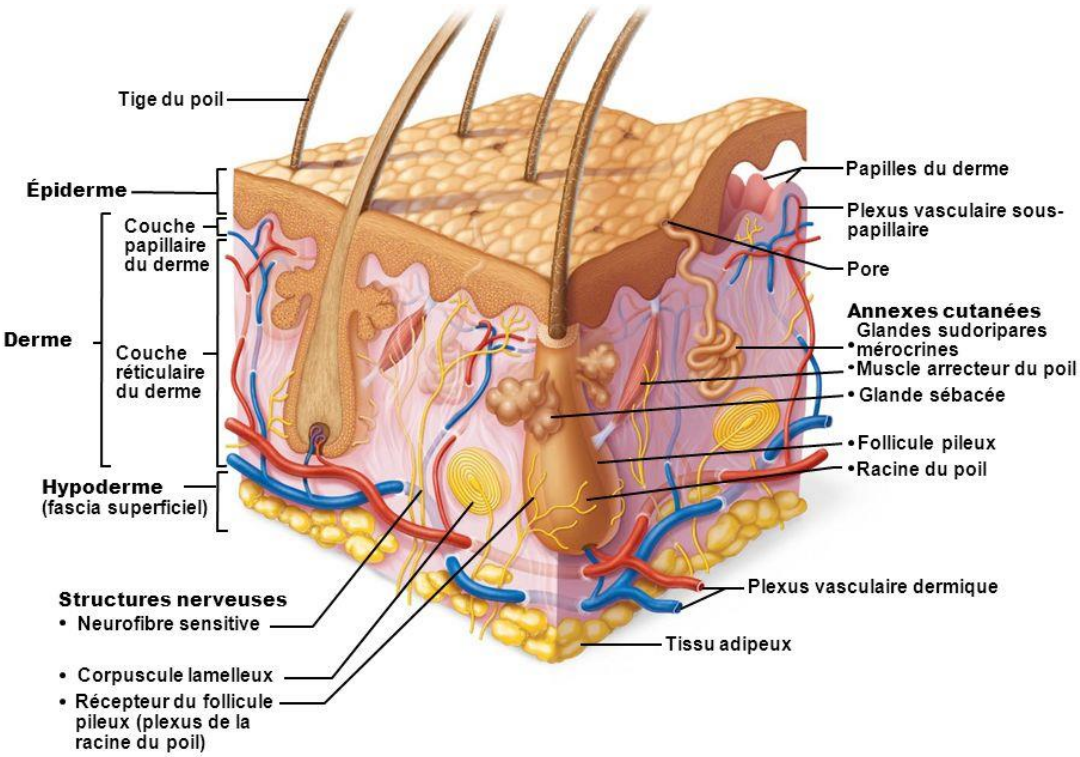


Figure 1.2-7 La structure de la peau en détail [33].

1.2.1.2. La peau, un organe sensoriel

Le sens du toucher provient des modèles de déclenchement des récepteurs cutanées en réponse aux perturbations mécaniques de la peau. Les distorsions de la surface de la peau génèrent des ondes mécaniques qui se propagent à travers la peau jusqu'aux terminaisons des mécanorécepteurs sous-jacents. Ces distorsions sont transformées en énergie électrique sous la forme de potentiels d'action, puis transmises au système nerveux central. Dans le cerveau, ces signaux sont interprétés comme produisant des expériences sensorielles [36]. Les attributs de l'expérience sensorielle dépendent de la fréquence et de la durée du déclenchement des récepteurs ainsi que de la composition de la population des afférences recrutées. Chaque classe de récepteur est sensible à différentes caractéristiques tactiles (l'accélération, la pression, l'étirement, les vibrations, etc.), qui créent une expérience tactile robuste (Figure 1.3-1). Les récepteurs tactiles envoient des informations aux neurones par le système nerveux central. La plupart des signaux du toucher vont jusqu'au cerveau avant qu'ils ne puissent être traités et compris.

1.2.1.2.1 *Le toucher est médiatisé par les mécanorécepteurs dans la peau*

La sensibilité tactile est plus grande sur la peau sans poils (glabre) comme les doigts, la surface palmaire de la main, la plante du pied et les lèvres [37]–[39]. La peau glabre se caractérise par un ensemble régulier de crêtes formées par des plis de l'épiderme. Les crêtes sont disposées dans des motifs circulaires appelés empreintes digitales et contiennent une matrice dense de mécanorécepteurs. Ces récepteurs permettent le sens du toucher. Ils sont excités par compression de la peau ou par le mouvement à travers sa surface. La profondeur de compression dépend de la force exercée par l'objet sur la peau ainsi que sa géométrie. Tous les mécanorécepteurs détectent ces changements dans le contour de la peau (Figure 1.2-8).

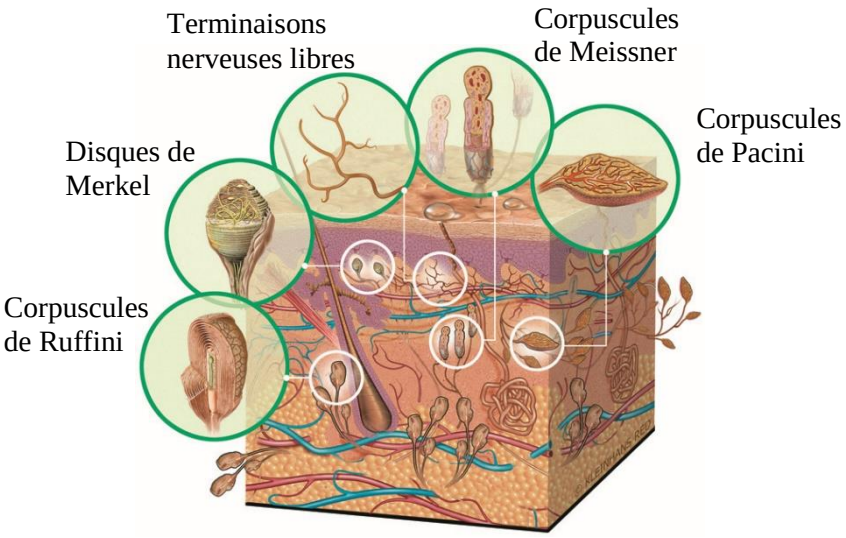


Figure 1.2-8: Schématisation du système nerveux sensoriel de la peau [33].

Les mécanorécepteurs et les nerfs associées sont les unités fondamentales du système nerveux pour la transduction et la transmission du retour tactile au cerveau (Figure 1.2-8). La combinaison du nerf sensoriel et du mécanorécepteur constitue l'unité sensorielle. Les unités sensorielles sont communément appelées afférences cutanées. Les afférences cutanées se distinguent des autres modalités sensorielles par leur grande sensibilité et spécificité aux déformations mécaniques de la peau. Lorsque des vibrations, des pressions ou des étirements sont appliqués sur la peau, les déformations mécaniques engendrées sont transmises à travers le tissu cutané en direction de mécanorécepteurs. Chaque extrémité contient des canaux ioniques sensibles à l'étirement qui s'ouvrent lorsque la membrane est déformée. Cela conduit à la dépolarisation de la membrane et à la génération de potentiels d'action qui se déplacent vers le système nerveux central (SNC). Quatre mécanorécepteurs spécialisés, qui innervent la peau glabre des mains [40] et des pieds [41] ont été identifiés. La morphologie et la profondeur de terminaison des différents mécanorécepteurs sont différentes [42], [43]. Il est bien établi que chaque des récepteurs cutanés codifie préférentiellement des stimuli tactiles distincts [43]. Cependant la plupart des stimuli tactiles évoquent une réponse de la population des afférences, avec une activité couvrant les différentes classes des afférences [44]. L'existence de canaux tactiles distincts et se chevauchant permet de fournir un éventail de commentaires tactiles ; semblablement à la vision de couleur fournie par les différents photorécepteurs dans la rétine. La compréhension actuelle des contributions des récepteurs cutanés à la sensibilité tactile est largement étudiée dans la littérature [45]–[48], aussi bien sur des chats [41], [42], [49], que sur la main humaine [38], [39], [50].

Les afférences cutanées sont classées en fonction de leur capacité à répondre à différents stimuli tactiles (adaptation rapide ou adaptation lente) ainsi que leurs caractéristiques de champ réceptif (type I ou type II) [40]. Cette section met en évidence l'adaptation spécifique des classes et les champs réceptifs.

1.2.1.2.2 ***Caractéristiques du champ réceptif***

Les afférences cutanées à adaptations rapides (FA) et lentes (SA) sont également classées comme type I (FAI et SAI) ou type II (FAII et SAII) en fonction de leurs caractéristiques de champ réceptif [39], [51]. Un champ réceptif représente la zone de la peau, généralement ronde ou ovale, sur laquelle une afférence est le plus facilement excitée. Chaque champ réceptif est unique en taille, en forme, en nombre et en localisation de points où la sensibilité est maximale (Figure 1.2-14). Ces caractéristiques de champ réceptif résultent de la morphologie et de l'emplacement des terminaisons des mécanorécepteurs. Les afférences de type I se ramifient lorsqu'elles pénètrent dans la peau et se terminent par de multiples mécanorécepteurs [39], [52]. En conséquence, les afférences de type I ont généralement de petits champs réceptifs avec des bordures nettes et de multiples points chauds (Figure 1.2-14) [39], [41], [52]. Les afférences de FAI contiennent généralement 12 à 17 points où la sensibilité est maximale alors que les afférences de SAI en contiennent 4 à 7, qui sont censés correspondre au

nombre de terminaisons de mécanorécepteurs typiques de chaque classe [53]. En revanche, les afférences de type II ne se ramifient pas dans la peau et innervent un simple mécanorécepteur relativement grand. De cette façon, les afférences de type II sont classés selon leurs grands champs réceptifs, avec des bordures indiscriminées et une zone unique de sensibilité maximale [41]. En particulier, les afférences FAII sont exceptionnellement sensibles aux vibrations appliquées à l'intérieur, mais aussi à distance de leurs champs réceptifs. Les afférences SAII répondent également aux stimuli éloignés mais sont insensibles aux vibrations. Les afférences SAII sont uniques dans leur sensibilité à l'étirement cutané appliqué dans leurs champs réceptifs [41]. Les propriétés des champs réceptifs des afférences de type I les rendent idéales pour fournir une rétroaction tactile avec une résolution spatiale élevée. Les afférences de type II sont adaptées aux différentes formes de rétroaction tactile [39]. La présence des propriétés de champ réceptif unique permet à chaque classe d’afférence cutanée de fournir des caractéristiques distinctes de retour tactile au système nerveux central et permet de classer correctement les unités en type I et type II pendant les enregistrements unitaires.

1.2.1.2.3 ***Propriétés d'adaptation***

Les afférences cutanées sont classées comme des adaptations rapides ou adaptations lentes en fonction de leur capacité à se déclencher en réponse à des stimuli soutenus [40], [54]. Les afférences d’adaptation rapide se déclenchent généralement au début d’une compression soutenue et à nouveau dès qu’elle est terminée, c'est ce que l'on appelle une réponse à l'arrêt. Les afférences de FA sont sensibles au taux de changement des stimuli mécaniques et continuent à se déclencher tout au long de la phase dynamique durant la compression, mais elles s’arrêtent de se déclencher une fois qu’elle est soutenue [40], [42]. À l'inverse, les afférences d’adaptation lente continuent de se déclencher tout au long du processus de compression [42]. La fréquence de décharge des afférences SA est liée à l'amplitude du stimulus appliqué, alors que la fréquence de décharge de FA est liée à l'accélération pendant la compression.

En plus des compressions, les afférences cutanées s'adaptent aux stimuli vibratoires. L'exposition prolongée aux stimuli vibratoires peut provoquer des augmentations réversibles du seuil de déclenchement a *posteriori* en raison d'une accumulation d'ions calcium dans le terminal [55]. L'accumulation de calcium hyper-polarise le terminal, ce qui nécessite un stimulus de dépolarisation plus important pour obtenir des potentiels d'action ultérieurs [55]. De cette façon, l'hyperpolarisation augmente le seuil de détection et/ou le temps de réfraction. Dans la littérature, on a montré que les fréquences l'adaptation augmentent, cette observation est corrélée avec l'afflux d'ions calcium dans le terminal [55]. Dans la main, l'exposition aux vibrations a montré un impact plus important sur le déclenchement de SAI par rapport aux afférences FAI [56]. Le seuil de déclenchement de moins de la moitié des afférences FAI est diminué sous l’action de vibrations continues durant 10 min. Celui-ci est réduit pour la totalité des SAI, et ils recouvrent complètement leur activité au bout de 20 min [56].

De plus, les afférences "SAI" s'adaptent plus rapidement aux stimuli vibratoires que les afférences "FAI" et "FAII" [57]. Cette découverte paradoxale (les afférences de SA s'adaptent plus rapidement) démontre l'existence de différents mécanismes derrière l'adaptation statique et dynamique (vibration). La structure des terminaisons des mécanorécepteurs FA, facilite leur adaptation rapide aux compressions soutenues, et leur permet également de récupérer rapidement et de continuer à réagir aux stimuli vibratoires. En revanche, les afférences SAI s'adaptent à la pression et aux vibrations soutenues de la même manière, en raison de l'écoulement d'ions dans le terminal du récepteur [57]. On distingue quatre types de mécanorécepteurs dans la peau :

A. *Corpuscule de Meissner (afférence FAI)*

Les corpuscules de Meissner sont associés aux afférences FAI (Figure 1.2-9). Ils sont en partie encapsulés. Ce sont des structures en forme de bobine qui se forment au nerf [58]. Ils sont situés superficiellement, dans les papilles dermiques de la peau glabre où ils sont intégrés structurellement dans le tissu environnant [59]. La taille, l'emplacement et l'innervation des corpuscules de Meissner donnent des petits champs réceptifs, avec des frontières distinctes et de multiples points où la sensibilité est maximale (Figure 1.2-14). Chaque corpuscule de Meissner se compose de cellules épithéliales

modifiées, qui forment des couches lamellaires aplaties. Grâce à ces couches, les branches terminales non myélinisées de nerf sont intégrées. Dans cet agencement, une déformation mécanique de la peau provoque le cisaillement des cellules lamellaires les unes par rapport aux autres. Ce cisaillement déforme les terminaux et les oblige à se dépolariser. Lorsqu'une force appliquée est maintenue, les cellules lamellaires restent fixées dans une position déplacée ce qui coupe la pression sur le terminal. En conséquence, les afférences primaires produisent des décharges transitoires, adaptées rapidement en réponse aux changements de la force appliquée sur la peau. Les corpuscules de Meissner sont particulièrement sensibles aux mouvements dans leurs champs réceptifs et les populations des afférences FAI peuvent coder de façon fiable la vitesse de déplacement à travers la peau [43].

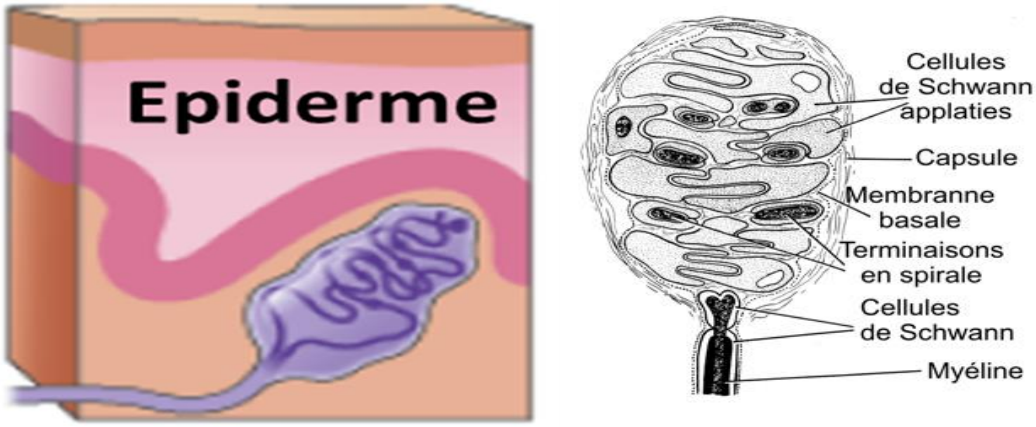


Figure 1.2-9 Le corpuscule de Meissner [33].

B. *Corpuscules de Pacini (afférence FAII)*

Les corpuscules de Pacini sont associés aux afférences FAII (Figure 1.2-10). Ce sont des grands mécanorécepteurs encapsulés, situés à travers le derme et le tissu sous-cutané à la fois poilu et glabre [59]. Ils font généralement 0,5 à 2 mm de long, 0,7 mm de large et contiennent 20 à 70 couches de cellules remplies de fluide et organisées en lamelles [59]. Les couches lamellaires fournissent des propriétés élastiques, et les couches fluides assurent des propriétés visqueuses à la capsule. Cet agencement viscoélastique atténue les faibles vitesses, tout en facilitant la transmission de composants à haute vitesse de déformation de la peau jusqu'au noyau de la capsule [42]. Les déformations de la peau à haute vitesse déplacent le fluide visqueux, ce qui facilite la transmission de la force à travers les couches lamellaires. En revanche, la faible vitesse ou les déformations soutenues agissent principalement sur les couches lamellaires élastiques, qui génèrent peu de force visqueuse. Les composants élastiques peuvent stocker de l'énergie élastique et produire une force visqueuse qui provoque une décharge des afférences sensorielles [60]. En effet, la capsule agit comme un filtre mécanique, diminuant la durée de chaque potentiel du générateur à moins de 6 ms, ce qui rend les afférences FAII rapidement adaptables et extrêmement sensibles aux vibrations à haute fréquence [60]. Chaque afférence primaire FAII se termine à l'intérieur du cœur d'un seul corpuscule de Pacini. La grande taille, l'emplacement profond et l'innervation unique de chaque corpuscule de Pacini donnent aux FAII des grands champs réceptifs avec un point unique où la sensibilité est maximale et unique (Figure 1.2-14).

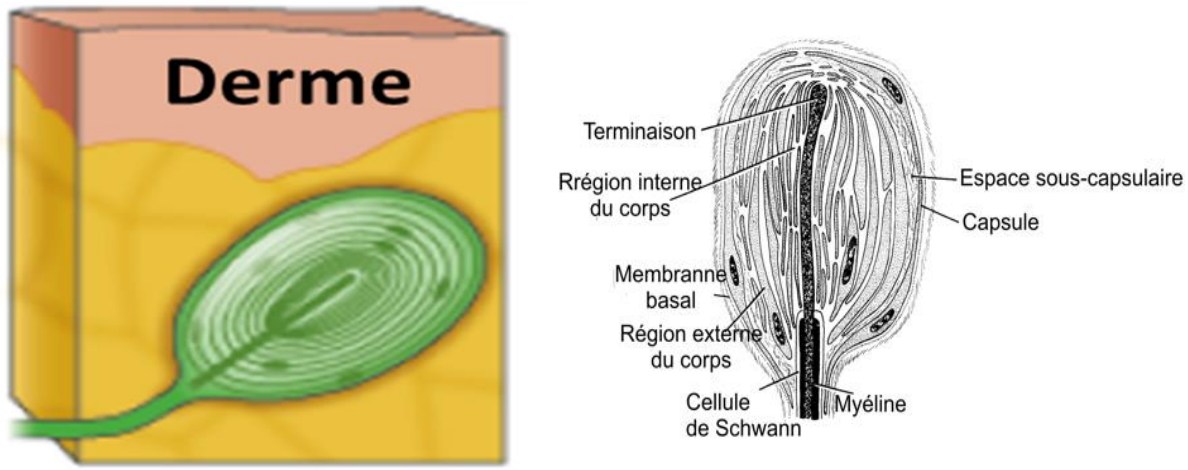


Figure 1.2-10 La capsule de Pacini [33].

C. *Disque de Merkel (afférence SAI)*

Le complexe de Merkel est associé aux afférences SAI (Figure 1.2-11). Il se compose d'un récepteur non encapsulé, la cellule de Merkel, qui entoure le disque terminal appelé disque de Merkel [42]. Les cellules de Merkel sont situées superficiellement dans la couche basale de l'épiderme, orientée avec son long axe parallèle à la surface de la peau [61]. Les afférences SAI se ramifient largement dans le derme où ils perdent également leur gaine de myéline [59]. Les afférences SAI peuvent donc innerver de 10 à 100 cellules de Merkel, ce qui se traduit par un modèle de réponse irrégulière et de multiples points où la sensibilité est maximale dans leurs champs réceptifs (Figure 1.2-14) [62]. L'agencement superficiel des cellules de Merkel donne aux afférences SAI des champs réceptifs relativement petits avec des frontières bien définies. Les protubérances du corps cellulaire de Merkel sont étroitement couplées avec les kératinocytes environnants [61]. Ce couplage serré rend les cellules de Merkel sensibles aux distorsions du tissu environnant. En réponse aux stimuli mécaniques localisés, les cellules de Merkel libèrent des neuropeptides. Le taux et la durée de la libération de neuropeptides sont liés à la magnitude et au temps durant lequel la cellule de Merkel reste déformée. De cette façon, la cellule de Merkel agit comme un mécanorécepteur à adaptation lente.

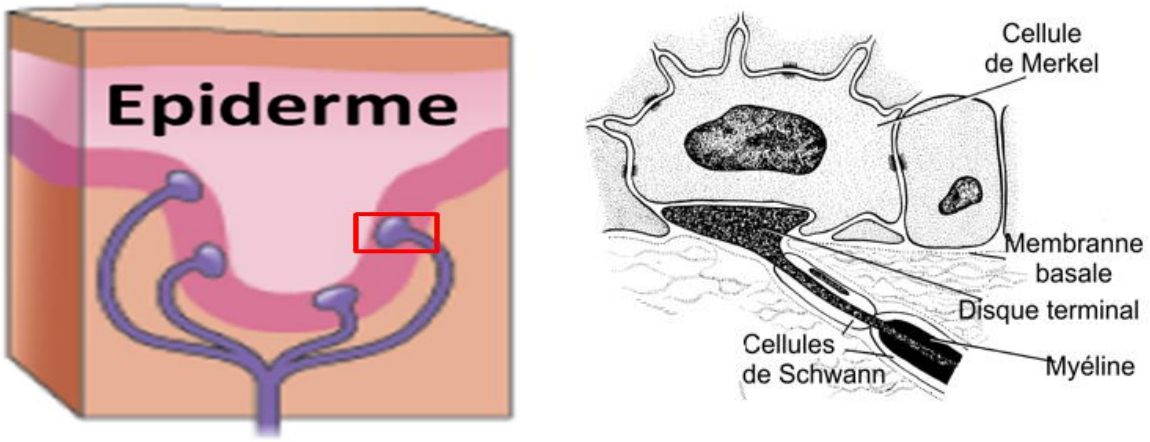


Figure 1.2-11 Les disques de Merkel [33].

D. *Corpuscule de Ruffini (afférence SAII)*

Les corpuscules de Ruffini sont associés aux afférences SAII (Figure 1.2-12). Ce sont des mécanorécepteurs encapsulés en forme de fuseau qui résident profondément dans le derme de la peau glabre et non glabre. Ils ont généralement 3 à 5 couches de lamelles et ont une longueur de 0,5 à 2 mm [59]. Chaque afférence SAII innerve une seule terminaison de Ruffini. L'emplacement profond du

corpuscule de Ruffini et l'innervation unique donnent aux afférences SAII de vastes champs réceptifs avec un seul point où la sensibilité est maximale (Figure 1.2-14). Les extrémités de Ruffini résident dans leur long axe parallèle à la surface de la peau. Ils sont ancrés par des fibres de collagène qui s'étendent longitudinalement à travers la capsule de chaque pôle où elles se combinent avec des fibres cutanées [42]. Dans la capsule, les fibres de collagène s'entrelacent avec les branches terminales non myélinisées de l'afférence SAII. Cet agencement facilite la transmission de la déformation de la peau à travers les fibres de collagène jusqu'aux terminaux de Ruffini [42]. L'étirement de la peau tire les fibres de collagène ensemble, elles se compriment et dépolarisent mécaniquement l'afférence. Les fibres de collagène compriment le terminal de Ruffini jusqu'à ce que l'étirement soit stoppé. L'orientation parallèle et l'intégration des fibres de collagène dans la capsule rendent les terminaisons de Ruffini particulièrement sensibles à l'étirement latéral de la peau avec une adaptation lente.

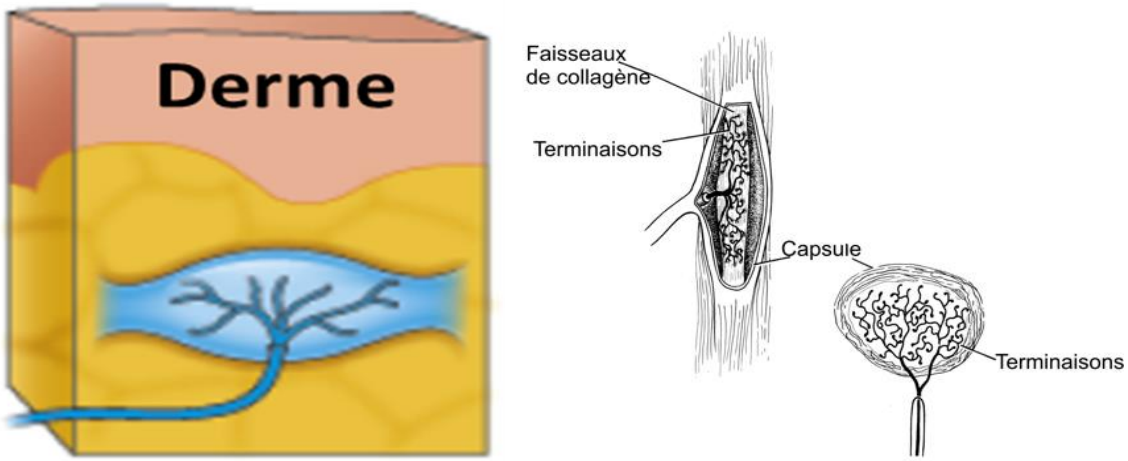


Figure 1.2-12 Les corpuscules de Ruffini [33].

1.2.1.2.4 ***Distribution des mécanorécepteurs***

La perception tactile (capacité à détecter de petits changements dans l'amplitude du stimulus) et l'acuité tactile (capacité à distinguer les points spatialement répartis sur la surface de la peau) sont influencées par la répartition des mécanorécepteurs dans la peau. Les caractéristiques spatiales et temporelles des stimuli tactiles sont représentées par la réaction des afférences cutanées [63]. Les zones de la peau avec une densité élevée des afférences, comme le bout des doigts, auront une forte probabilité que les stimuli multiples se retrouvent dans des champs réceptifs distincts (discrimination élevée en deux points) et pour activer les unités les plus sensibles (seuil de perception faible) (Figure 1.2-14). Dans la littérature, l'acuité tactile comparée entre les hommes et les femmes, est inversement proportionnelle avec la taille du bout du doigt. En effet, il a été observé que les participants ayant les tailles de doigts plus petites (quel que soit leur sexe) avaient une meilleure acuité [64]. En d'autres termes, la quantité de mécanorécepteurs est similaire entre les personnes [65], la relation inverse entre l'acuité tactile et la taille du bout du doigt met en évidence l'importance de la densité des afférences dans la mesure de l'acuité tactile. Des estimations de densité des afférences ont été faites pour la peau glabre de la main, en fonction des données provenant d'enregistrements unitaires et d'une analyse histologique du nerf médian [66].

Dans la main, il y a environ 17 000 afférences cutanées innervant la peau glabre de la main [37]. Les estimations pour la main ont montré que la densité variait dans un gradient proximal-distal de la surface ; où une augmentation abrupte de la densité des afférences est observée dans les bouts des doigts par rapport aux phalanges moyennes et à la paume [37]. La densité des mécanorécepteurs dans les bouts des doigts a été estimée à 241 unités/cm^2. Les estimations pour la paume sont de 58 unités/cm^2 [37]. Ce gradient de densité est démontré pour les afférences de type I, alors que la distribution des afférences de

type II n'est pas significativement différente entre les doigts et la paume. Dans le bout du doigt, les afférences FAI et SAI ont des densités d'environ 140 unités/cm^2 et 75 unités/cm^2 respectivement. Pour la paume de la main, on trouve 25 unités/cm^2 pour FAI et 15 unités/cm^2 pour les afférences SAI. Au contraire, les afférences FAII et SAII ont des densités constantes autour de 20 unités/cm^2 à travers la main [37]. Une étude supplémentaire des mêmes auteurs a confirmé cette relation distale proximale et rapporte la densité des afférences de type I (FAI et SAI combinées). Ils ont montré une densité de 33 unités/cm^2 et 67 unités/cm^2 dans la paume et au milieu du doigt. La densité maximale est atteinte pour le bout du doigt : 211 unités/cm^2 [51]. Il est intéressant de noter que le seuil de perception tactile des vibrations est positivement proportionnel à l'augmentation de la densité des afférences de type I [67].

De plus, la densité des afférences de type I dans la main est beaucoup plus élevée que les afférences de type II. Le type I représente environ 68% de la totalité, les FAI étant les plus abondantes [51]. Les estimations varient selon les études, mais les afférences FAI, SAI, FAII et SAII sont habituellement représentées respectivement par des pourcentages de 43%, 25%, 13% et 19% du nombre total des afférences [37], [40], [51], [66].

Sur la Figure 1.2-13, le nombre de fibres nerveuses sensorielles innervant une zone est indiqué par la densité de pointage (RA s'adaptant rapidement, SA s'adaptant lentement). Les corpuscules de Meissner (RA) et les récepteurs de disque de Merkel (SA I) sont les récepteurs les plus nombreux. Ils sont répartis de manière préférentielle sur la moitié distale du bout du doigt. Les corpuscules de Pacini (PC) et de Ruffini (SA II) sont beaucoup moins présents. Ils sont répartis de manière plus uniforme sur la main, montrant peu de différenciation entre les régions distales et proximales. Le doigt est la région de la peau la plus densément innervée dans le corps humain, recevant environ 300 fibres nerveuses par centimètre carré. Le nombre des fibres mécanorécepteurs est réduit à 120 unités /cm^2 dans les premières phalanges, et de 50 unités/cm^2 dans la paume [39].

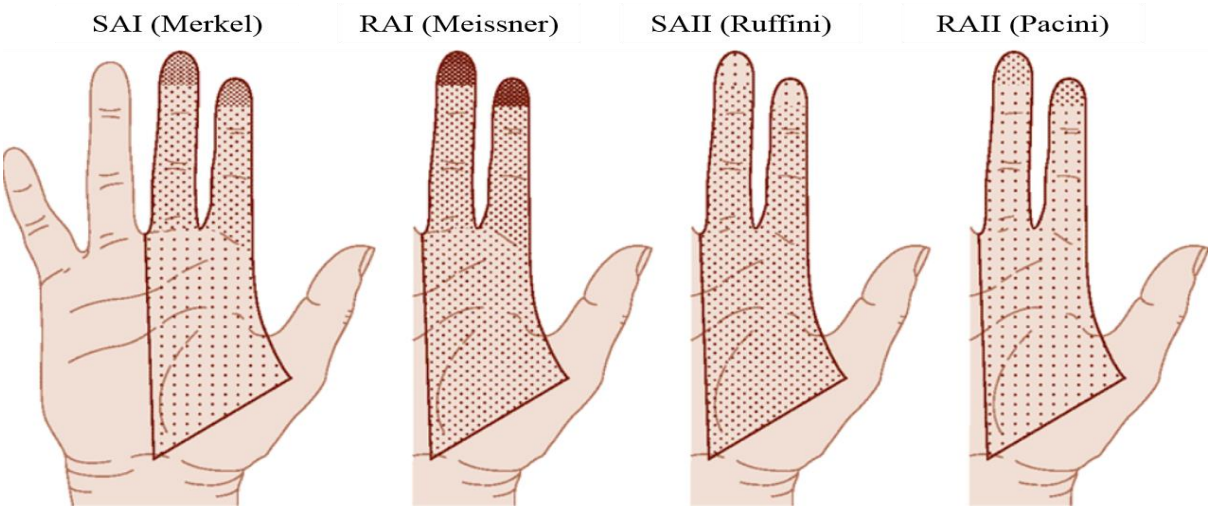


Figure 1.2-13 La répartition des types de récepteurs dans la main humaine. Le nombre de fibres nerveuses sensorielles innervant dans une zone est indiqué par la densité de points [39].

1.2.1.2.5 ***Morphologie et localisation des mécanorécepteurs***

Les classes des afférences cutanées ont des terminaisons munies de mécanorécepteurs morphologiquement distinctes, ce qui permet à chaque classe d'interpréter des caractéristiques tactiles spécifiques. L'adaptation unique et les propriétés du champ réceptif de chaque classe sont dues à la morphologie et à la profondeur de terminaison des mécanorécepteurs [59]. Les mécanorécepteurs cutanés sont classés en deux classes : encapsulés et non encapsulés [42]. Les mécanorécepteurs encapsulés comprennent les corpuscules de Meissner, les corpuscules de Pacini et les corpuscules de Ruffini, où les terminaisons ont un revêtement de tissu conjonctif [59], [68]. La structure capsulaire interagit directement par transduction des stimuli mécaniques. Les mécanorécepteurs encapsulés

résident dans le derme et/ou le tissu sous-cutané. En revanche, les mécanorécepteurs non encapsulés, les cellules de Merkel, sont situés dans la couche basale de l'épiderme. Les cellules de Merkel interagissent de façon synaptique avec leurs nerfs, plutôt que par la stimulation mécanique directe [62]. La Figure 1.2-14 montre la variation des mécanorécepteurs dans la peau glabre selon la taille et la structure de leurs champs réceptifs. Chaque zone colorée sur les mains indique le champ réceptif d'une fibre nerveuse sensorielle [69].

Le disque de Merkel dans la peau superficielle et le corpuscule de Ruffini dans la couche sous-cutanée s'adaptent lentement. Le disque de Merkel a un petit champ réceptif très localisé, tandis que le corpuscule de Ruffini a un grand champ réceptif (violet clair) avec une zone centrale de sensibilité maximale (violet foncé). En fonction de leur emplacement, les terminaisons individuelles de Ruffini sont excitées par un étirement de la peau dans des directions spécifiques, comme l'indiquent les flèches. Le corpuscule de Meissner dans la peau superficielle et le corpuscule Pacini dans la couche sous-cutanée s'adaptent rapidement. Les corpuscules de Meissner sur le bout des doigts ont des champs réceptifs en moyenne 2 à 3 mm de diamètre, tandis que les champs réceptifs sur la paume ont un diamètre de 10 mm. Les champs réceptifs des corpuscules Pacini couvrent de plus grandes surfaces sur les doigts ou la paume (rose clair) mais ont une zone centrale de sensibilité maximale située directement au-dessus du récepteur (rouge).

La Figure 1.2-14 montre une vue étendue des champs réceptifs des mécanorécepteurs dans les couches superficielles et profondes de la peau glabre. La sensibilité relative à la pression est indiquée comme une carte de contour, dans laquelle les régions les plus sensibles sont indiquées en rouge et les zones les moins sensibles en rose. Les champs réceptifs dans les couches superficielles de la peau présentent de nombreux points de grande sensibilité, marquant les positions des corpuscules de Meissner ou des récepteurs de disques de Merkel.

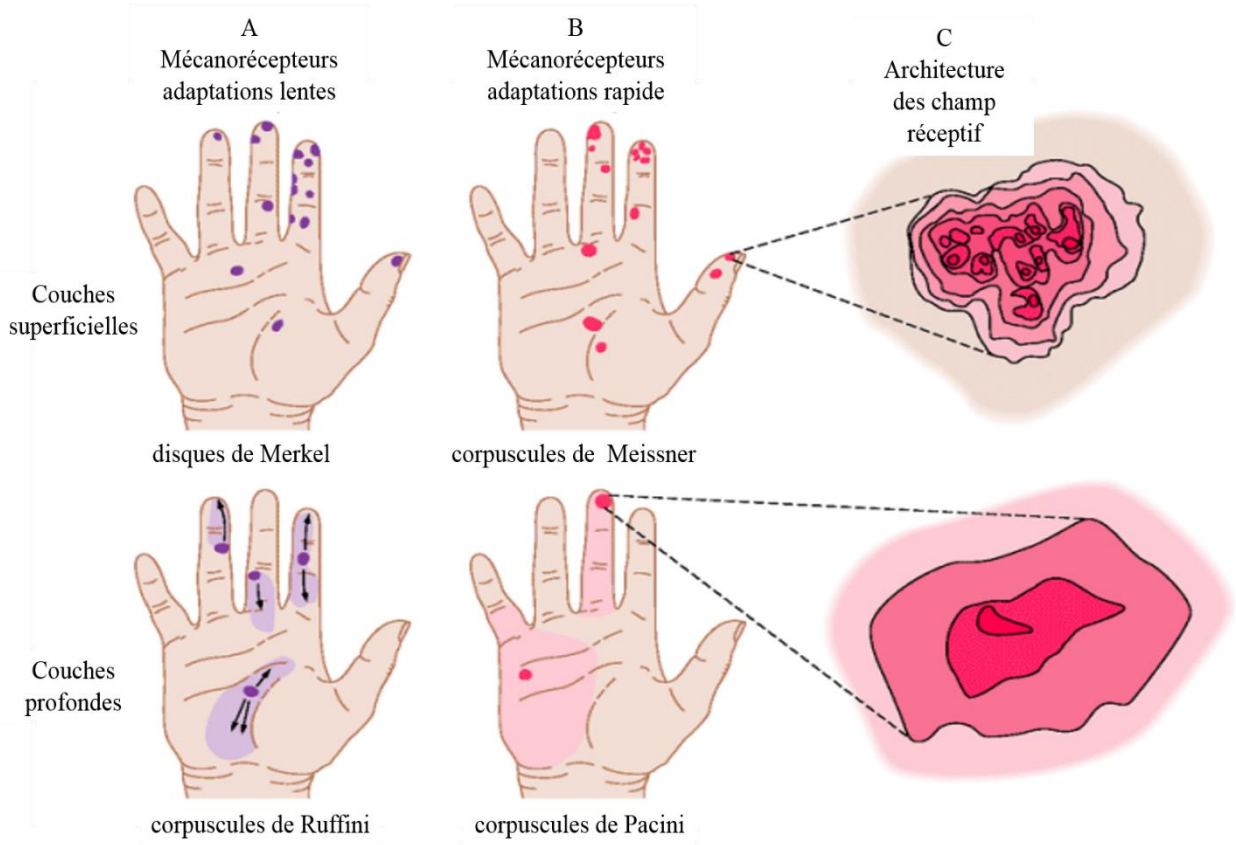


Figure 1.2-14 Les champs réceptifs dans la peau glabre [69].

1.2.1.3. Les glandes sudoripares eccrines et apocrines

Environ 2 à 4 millions de glandes sudoripares sont dispersées sur le corps humain [70]. Les glandes sudoripares sont classées selon leur morphologie et leur mode de fonctionnement comme des glandes sudoripares eccrines et apocrines. La densité la plus élevée des glandes sudoripares eccrines peut être trouvée sur les paumes, les plantes de pied, les aisselles ou le front. Les glandes sudoripares sont absentes au niveau des lèvres et des ongles, … [71], [72].

Les glandes sudoripares eccrines sont importantes dans la thermorégulation du corps humain. La température corporelle est abaissée par évaporation de la sueur. Les glandes sudoripares peuvent produire jusqu'à 10 litres de sueur par jour. La sueur excrétée est un fluide inodore, clair et hypotonique. Il contient du sodium, du potassium, du chlorure, du calcium, des acides aminés, du lactate, de l'urée et des immunoglobulines [73]. Les patients dépourvus de glandes sudoripares souffrent d'une augmentation de la température corporelle dans les environnements chauds ou pendant les activités physiques. Ils sont victimes de brûlures profondes ou de dysplasie ectodermique anhidrotique congénitale [74]–[79]. Le développement des glandes sudoripares eccrines est détectable au cours du troisième mois d'embryogenèse [80]–[83]. On observe une prolifération épithéliale à partir de crêtes épidermiques et des cordons solides s'allongent dans le derme.

Les glandes sudoripares apocrines sont situées dans des zones comme l'aisselle, la région péri-anale, le scrotum et le prépuce. Ces glandes produisent un liquide épais, laiteux et inodore, riche en protéines, ammoniac, lipides et hydrates de carbone. Une odeur caractéristique est produite lorsque les bactéries résidant sur la peau décomposent le fluide produit [70]. La glande sudoripare eccrine se compose de deux segments principaux : un conduit et un domaine sécrétoire (Figure 1.2-15).

Le canal excréteur s'étend à travers le derme et s'ouvre sur l'épiderme [82], [84]–[86]. Il est composé de deux couches cellulaires, une première couche de cellules périphériques et une deuxième couche de cellules internes. Le canal est segmenté dans des conduits intra-glandulaires enroulés, intradermiques droits et spirales intra-épidermiques, connus sous le nom d'acrosyringium [87]. Une couche cellulaire basale (externe) et une couche luminale (interne) forment le conduit. Les cellules luminaires réabsorbent des solutés comme le chlorure de sodium et le lactate du fluide isotonique produit par le domaine sécrétoire [88]–[91]. Le seul domaine sécrétoire de la couche enroulée est composé de cellules myoépithéliales, de cellules sécrétoires sombres et claires. La majorité de la sueur, de l'eau et des électrolytes est sécrétée par ces cellules. La fonction des cellules foncées n'est pas connue, même si des chercheurs ont observé qu'elles sécrètent des glycoprotéines dans la sueur [92]. Bien sûr, ce manque de connaissance s'explique par l'absence d'un modèle animal approprié pour étudier la biologie des glandes sudoripares.

Chez les jeunes, des chercheurs ont découvert que les glandes sudoripares contribuaient plus que d'autres cellules à la fermeture de la plaie. Chez les personnes âgées, la cohésion des cellules n’est pas aussi bonne que chez les jeunes [93]. Ainsi, comme il y a moins de cellules et qu’elles sont plus espacées les unes des autres, il y a un retard dans la fermeture de la plaie et un épiderme réparé plus mince chez la peau âgée [93]. Les glandes sudoripares ne sont pas moins actives chez les personnes âgées, mais les structures de la peau sont moins capables de supporter les nouvelles cellules qui ont été générées [93].

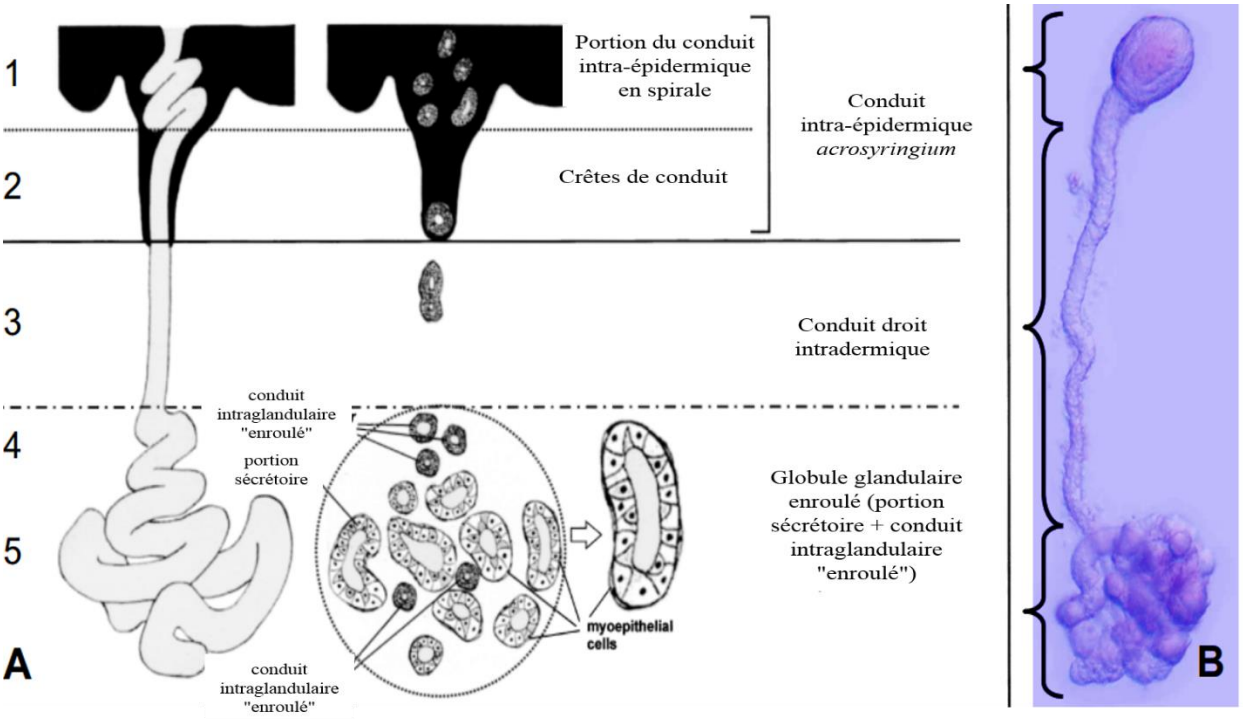


Figure 1.2-15 La glande sudoripares humaine A) La glande sudoriparale eccrines et ses principaux segments sont présentés dans une présentation schématique [87]. *Les chiffres à gauche indiquent les segments :(1) conduit intra-épidermique spiralé supérieur de l'acrosyringium. (2) une courbe inférieure du conduit de transpiration de l'acrosyringium. (3) conduit intradermique. (4) portion de conduit intraglandulaire. (5) portion du conduit sécrétoire. B) Cette glande complète a été isolée dans notre laboratoire pour l'isolement cellulaire ultérieur. Les parenthèses désignent les différents segments selon la présentation schématique.*

1.3. La perception tactile : effet de l'âge et du sexe

1.3.1. Le mécanisme du toucher

Les classes des afférences cutanées démontrent des réponses uniques à la stimulation vibratoire en raison de leurs taux d'adaptation variables. Essentiellement, les stimuli de vibration fournissent des paramètres contrôlables (fréquence, amplitude, durée, configuration spatiale, température de la peau). En contrôlant soigneusement les paramètres de stimulation de vibration, des études ont montré l'existence de quatre canaux psychophysiques distincts, associés aux quatre classes des afférences cutanées qui font appel à la perception tactile de la main [94]. De plus, les courbes de réglage des vibrations, qui représentent la capacité des afférences cutanées à la main à répondre à différentes combinaisons d'amplitude et fréquence ont été établies [95]. Les vibrations mécaniques sont inhérentes aux stimuli naturels et à l'étude du codage des vibrations des afférences cutanées. En réponse à des fréquences mécaniques uniques, les différentes classes des afférences cutanées sont uniques dans leur seuil de réponse absolu. Un modèle de réponse régulier indique un code neuronal qui capture pleinement la nature périodique d'un stimulus appliqué. Lorsque la fréquence appliquée est dans la plage optimale d'une afférence, la transition entre la réponse et l'intégration de l'information peut se produire sur un pas de quelques micromètres. Cependant, lorsque la fréquence appliquée est en dehors de cette plage, l'intégration de l'information peut encore être atteinte, mais sur une large gamme d'amplitudes [96].

La transmission des vibrations à travers la peau dépend de la fréquence et elle est influencée par l'activation des mécanorécepteurs sous-jacents [97]. Cette relation entre la fréquence de stimulation et la répartition des vibrations mécaniques à travers la peau a été explorée à l'aide d'un modèle à deux dimensions et multicouches en éléments finis avec une amplitude de vibrations constante de 0,5 mm. Le

modèle a trouvé des vibrations à haute fréquence (63-250 Hz) pour induire des tensions profondes dans la peau, tandis que les fréquences inférieures (<31,5 Hz) ont été contraintes aux couches superficielles [97]. Ces profondeurs de transmission correspondent à l'emplacement des mécanorécepteurs sensibles aux fréquences élevées (corpuscule Pacini) et à la basse fréquence (corpuscule Meissner). Les afférences FAII, associées aux corpuscules de Pacini, font partie de la classe la plus sensible aux vibrations à haute fréquence (> 100 Hz) et présentent une capacité de déclenchement optimal autour de 250 Hz [42], [95]. Les études psychophysiques ont également confirmé que les afférences de FAII servent à la perception des vibrations à haute fréquence dans la main [94]. Les afférences FAI sont également sensibles aux vibrations dans une plage optimale entre 8 et 64 Hz, tandis que les afférences SA répondent de manière préférentielle aux vibrations de basse fréquence. Les afférences de SAI se sont révélées les plus faciles à répondre entre 2 à 32 Hz et les afférences de SAII réagissent de manière optimale à 0,5 Hz [95]. Théoriquement, les afférences SAII ne sont pas censés contribuer au seuil de perception des vibrations à n'importe quelle fréquence, tandis que les réponses des afférences pour déterminer les seuils perceptifs sont de moins de 4 Hz pour SAI, compris entre 4Hz et 40 Hz pour FAI et supérieure à 40 Hz pour FAII [94]. Il est important de noter que ces données de réponse psychophysique ont été établies sur la main humaine.

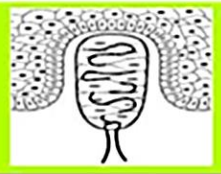
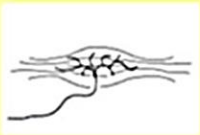
Récepteur	Type de fibres	Champ récepteur	Fréquences vibratoires	Type de perception	Schéma
Récepteurs deMerkel	Adaptation lente (perception durant la présence du stimulus)	Petit : 1 mm	0.3 à 3 Hz	Pression lente : petits détails, légers chocs…	
Corpuscules deMeissner	Adaptation rapide (perception ne dure pas)	Petit	3 à 40 Hz	Pression plus rapide : tremblements, frottement…	
Cylindres deRuffini	Adaptation lente (perception durant la présence du stimulus)	Grand : 8 mm	15 à 400 Hz	Etirement	
Corpuscules dePacini	Adaptation rapide (perception ne dure pas)	Grand	100 à 500 Hz	Vibrations rapides	

Figure 1.3-1 Les caractéristiques spatiales et fréquentielles de réponse des mécanorécepteurs cutanés.

1.3.2. Le système nerveux : effet de l'âge et du sexe

Le système nerveux comprend le cerveau, la moelle épinière et un réseau complexe de neurones [98]–[100]. Ce système est responsable de l'envoi, de la réception et de l'interprétation des informations de toutes les parties du corps. Le système nerveux surveille et coordonne la fonction organique interne et répond aux changements dans l'environnement extérieur. Ce système peut être divisé en deux parties: le système nerveux central et le système nerveux périphérique.

Système nerveux central : Le système nerveux central (SNC) est le centre de traitement du système nerveux [101]. Il reçoit des informations à partir de système nerveux périphérique et lui envoie

également. Les deux principaux organes du SNC sont le cerveau et la moelle épinière. Le cerveau traite et interprète les informations sensorielles envoyées par la moelle épinière. Le cerveau et la moelle épinière sont protégés par trois couches de tissu conjonctif appelé les méninges.

Système nerveux périphérique : Il existe deux types de cellules dans le système nerveux périphérique [98], [100]. Ces cellules portent des informations sensorielles et des cellules nerveuses motrices du système nerveux central (SNC). Les cellules du système nerveux sensoriel envoient des informations au SNC à partir d'organes internes ou de stimuli externes. Les cellules du système nerveux moteur portent des informations du SNC vers les organes, les muscles et les glandes. Le système nerveux moteur est divisé en système nerveux somatique et système nerveux autonome. Le système nerveux somatique contrôle le muscle squelettique ainsi que les organes sensoriels externes tels que la peau. Ce système est considéré comme volontaire car les réponses peuvent être contrôlées consciemment. Les réflexes du muscle squelettique sont une exception. Ce sont des réactions involontaires à des stimuli externes.

Le système nerveux autonome contrôle les muscles involontaires, tels que les muscles lisses et cardiaques. Ce système s'appelle aussi le système nerveux involontaire. Le système nerveux autonome peut être divisé en deux parties : la partie parasympathique et la partie sympathique. La partie parasympathique contrôle diverses fonctions qui comprennent l'inhibition de la fréquence cardiaque, la contraction des pupilles et la contraction de la vessie.

Les nerfs de la partie sympathique ont souvent un effet opposé lorsqu'ils sont situés dans les mêmes organes que les nerfs parasympathiques. Les nerfs de la partie sympathique accélèrent la fréquence cardiaque, dilatent les pupilles et relâchent la vessie. Le système sympathique est également impliqué dans la réponse au vol ou au combat. Il s'agit d'une réponse au risque potentiel qui entraîne une accélération de la fréquence cardiaque et une augmentation du taux métabolique.

A. *Système nerveux central en fonction du vieillissement*

La masse du cerveau masculin diminue en moyenne de 200 grammes entre la troisième à la dixième décennie de la vie. Cette perte s’accélère entre la sixième et la septième décennie. Cette perte de masse a été attribuée à la dégénérescence neuronale et à la gliose de remplacement [102], bien que cela n'ait pas été prouvé. La plupart des études suggèrent que la plus grande partie de l'épuisement des neurones corticaux se produit entre les septième et neuvième décennies, ce qui est corréler à la diminution du poids du cerveau.

Ces changements, et probablement d'autres, contribuent au ralentissement du traitement central des stimuli sensoriels qui peuvent être observés par des évaluations neuropsychologiques. L'acquisition plus lente de nouvelles informations ainsi que la baisse de l'intelligence fluide (c'est-à-dire la capacité de raisonnement « sur le terrain ») se produisent également avec l'âge [103].

B. *Le système nerveux périphérique*

Les changements dans le vieillissement du système nerveux périphérique ont été plus clairement signalés dans la littérature. Il s'agit notamment de la dégénérescence de la corne antérieure, de la jonction neuromusculaire, des ganglions musculaires et dorsaux [104] ainsi qu'une réduction de la densité des fibres myélinisées dans les racines spinales accompagnées d'une prolifération de cellules satellites [105]. La réduction des fibres myélinisées dans le faisceau gracile est plus apparente au niveau du rostral suggérant qu'avec un âge croissant, il y a une dégénérescence distale des fibres nerveuses passant centralement [104]. Le vieillissement entraîne également une perte progressive de cellules et de fibres dans la voie d'écoulement sympathique, avec une perte estimée à 8% de corps cellulaires pré-ganglionnaires par décennie dans les colonnes intermédiaires de la région médio corticale [106]. Dans le système nerveux périphérique, la réduction du nombre total de fibres et de la densité des nerfs antérieurs tibial et sural a été rapportée [107]–[109].

La capacité de régénération est maintenue tout au long de la vie, mais elle tend à être retardée et moins efficace avec l'âge [110]. Le ralentissement de la vitesse de conduction motrice et sensorielle avec le vieillissement est en corrélation avec ces changements histologiques. Les caractéristiques cliniques

sont une diminution du sens des vibrations, des entraves de la cheville déprimée et une sensation tactile altérée.

1.3.3. Le toucher : effet de l’âge et du sexe

Le vieillissement est associé à des réductions allant jusqu'à 50-60% dans les principales fonctions de la peau, y compris la protection, l'excrétion, la sécrétion, l'absorption, la thermorégulation, la pigmentogénèse, la régulation des processus immunologiques et la réparation des plaies [33]. Le vieillissement est également associé à un déclin progressif de la perception sensorielle cutanée expliquée par différents moyens [111]–[113], y compris la mécano-sensibilité [114]–[117]. Le sens du toucher est composé de nombreux systèmes précédemment décrits.

Le déclin perceptuel des fonctions cutanées est considéré comme une signature typique des changements physiologiques, structurels et métaboliques inhérents au vieillissement [118]–[120]. Le taux de vieillissement de la peau chez un individu peut également être influencé de façon spectaculaire par des facteurs personnels et environnementaux tels que l'alimentation, l'exercice, les facteurs psychosociaux et la quantité d'exposition à la lumière ultraviolette [121]. Dans la catégorie du vieillissement normal, une distinction peut être faite entre le vieillissement habituel et le vieillissement réussi. Le vieillissement habituel correspond aux facteurs extrinsèques qui augmentent les effets du vieillissement intrinsèque. Le vieillissement réussi est le fait que les facteurs extrinsèques jouent un rôle neutre ou positif [122]. Cette section décrit le vieillissement cutané axé sur les structures impliquées dans les différentes phases de la perception tactile.

Il existe deux procédés qui induisent le vieillissement de la peau : intrinsèque et extrinsèque. Un processus stochastique qui implique un dommage cellulaire aléatoire, à la suite de mutations pendant les processus métaboliques en raison de la production de radicaux libres est également impliqué. Le vieillissement extrinsèque est causé par des facteurs environnementaux tels que l'exposition au soleil, la pollution atmosphérique, le tabagisme, l'abus d'alcool et une mauvaise nutrition. Le vieillissement intrinsèque reflète l'origine génétique et dépend du temps. Diverses expressions du vieillissement intrinsèque comprennent une peau lisse et amincie avec des lignes d'expression exagérées. La peau à l'extrême âge se caractérise par des dégâts photographiques sous forme de rides, de lésions pigmentées, d'hypopigmentations inégales et de kératoses actiniques. La protection en temps opportun est très importante, y compris les crèmes solaires, ainsi que l'évitement de l'exposition à une irradiation UV intense. Un réseau d'antioxydants tels que les vitamines E et C, la coenzyme Q10, l'acide alpha-lipoïque, le glutathion et d'autres peuvent réduire les signes de vieillissement.

Le vieillissement intrinsèque est le processus de vieillissement qui se déroule au cours des années indépendamment des influences extérieures. Après l'âge de 20 ans, le pourcentage de collagène produit dans le derme est moindre chaque année [123]. Les fibres de collagène et d'élastine deviennent plus épaisses, plus rigides, ce qui entraîne une peau moins élastique et fragile [124]. À l'âge de vingt ans, le processus d'exfoliation de la peau diminue de 28%, ce qui provoque l'accumulation de cellules mortes dans la peau qui s'accumulent pendant des périodes plus longues. À l'âge de trente ans, le transfert de l'humidité du derme vers l'épiderme est ralenti et les cellules adipeuses commencent à se rétrécir. Ces effets font que la peau semble terne et mince. À l'âge de quarante ans, le collagène n'est plus produit. Les fibres de collagène et d'élastine se cassent, épaississent, se raidissent, se groupent et perdent leur élasticité. Cela se traduit par des rides. Enfin, à l’âge de cinquante ans, la peau devient sèche et est facilement blessée, endommagée ou cassée car les glandes sébacées (huile) ont diminué de taille. Chez les femmes, la ménopause entraîne une diminution des niveaux d'œstrogènes, laissant la peau plus sèche, plus mince, plus sensible et moins tonique.

Un deuxième type de vieillissement est le vieillissement extrinsèque. Contrairement à la cause antérieure du vieillissement de la peau, elle peut être contrôlée car elle résulte de dommages environnementaux. Le vieillissement extrinsèque apparaît comme un épaississement de la couche carnifiée (couche externe de l'épiderme), des changements précancéreux (exemple de kératose actinique), cancer de la peau, formation de taches de rousseur et de taches solaires, et d'énormes pertes

de collagène, d'élastine et de glycosaminoglycanes (GAG). À la suite de ces processus, la peau devient rugueuse, inégale et ridée [123].

La capacité tactile de la peau résulte en partie de la présence de structures sensorielles cutanées distinctes, y compris le disque de Merkel et les corpuscules de Ruffini, de Meissner et de Pacini, innervés par de grandes fibres myélinisées et des terminaisons nerveuses libres [43], [125]–[127]. Les corpuscules de Pacini et de Meissner diminuent en nombre et ont une détérioration structurelle avec le vieillissement [128]–[131]. Ceci étant illustré par des preuves histologiques [58], [131]–[133]. Ces changements structurels dans la périphérie sont corrélés avec une diminution de la sensibilité tactile, comme en témoigne une réduction de la sensibilité aux vibrations [120], [134], [135] et au toucher [129]. Une détérioration des disques de Merkel a été également observée chez des rats durant leur vieillissement [136], [137], alors qu'il semble que les complexes de Merkel-neurite soient moins affectés [58], [131]–[133]. Une diminution du nombre de corpuscules de Ruffini a été signalée dans des ligaments chez des personnes âgées [138] et des lapins [139], ainsi que des marges irrégulières et aplaties [139]. Bien que les modifications liées à l'âge sur les corpuscules de Ruffini ne soient pas clairement décrites dans la peau, il est rapporté que la proportion entre les mécanorécepteurs à adaptation lente (disques de Merkel et corpuscules de Ruffini) et ceux à adaptation rapide (corpuscules de Pacini et de Meissner) varie avec le vieillissement avec un pourcentage plus faible pour les mécanorécepteurs à adaptation rapide [140].

En plus des changements morphologiques dans les récepteurs périphériques, d'autres anomalies du système sensoriel (seuils de détection, vitesses de conduction nerveuse, changements structurels des fibres sensorielles, densité des fibres nerveuses) se développent à cause du vieillissement. Ces influences sont également considérées comme impliquées dans l'augmentation des seuils de sensation tactile (atténuation de la sensation et de la sensibilité) chez les personnes âgées. En effet, une fois que l'information est détectée par les mécanorécepteurs dans la peau, ces informations sont transférées de la périphérie (la peau) au système nerveux central par les fibres nerveuses [141].

En bref, il existe des méthodes, comme le test sensoriel quantitatif (TSQ), permettant de déterminer les seuils de détection des stimuli sensoriels, y compris le toucher, les vibrations, les douleurs mécaniques et la chaleur. Les seuils de détection sont généralement indépendants du sexe, alors que les seuils de douleur sont significativement plus faibles chez les femmes que chez les hommes [142]. Avec le vieillissement, les seuils de détection mécanique augmentent pour le toucher, les vibrations et la pression [114], [128], [134], [142], [143].

D'autres études concernant les mécanorécepteurs cutanés dans la peau glabre ont révélé que la performance de la discrimination tactile spatiale à deux points diminue chez les personnes âgées, ce qui indique une dégradation claire de l'acuité tactile avec l'âge [129], [144], [145]. De plus, les seuils de détection des chocs (utilisés pour évaluer la détection tactile de petits points élevés (bosses) sur une surface lisse [146]), augmentent légèrement chez les sujets plus âgés et sont liés à une diminution de la densité du corpuscule de Meissner [147]. Cependant, divers paramètres peuvent affecter les résultats de ces études sur le toucher, tel que plusieurs caractéristiques des stimuli, la façon dont les stimuli sont appliqués, la nature subjective de la réponse du patient et de l'interprétation de l'examinateur, le degré de vigilance des participants. Ces différents paramètres peuvent masquer la vraie sensibilité et induire des conclusions erronées. En conséquence, ces méthodes permettent de détecter de grandes différences mais sont moins fiables pour les petits changements [148].

Les études électro-physiologiques ont révélé des valeurs inférieures de la vitesse de conduction nerveuse chez les sujets plus âgés [110], [149], et les animaux [150], en particulier dans les fibres myélinisées [110], [151], en raison de leur enveloppe de myéline vulnérable [110], [152]. Une réduction de l'épaisseur de myéline observée dans les nerfs périphériques, ainsi que les changements dans la structure de la myéline ont aussi été observés. Ils peuvent être attribués à une diminution de l'expression des principales protéines de myéline (protéine zéro, protéine de myéline périphérique 22 et protéine de base de myéline) [153], [154], et de la myélinogenèse modifiée [110]. La réduction des vitesses de conduction du nerf avec l’avancé de l'âge s'expliquent également par la diminution du diamètre de l'axone par rapport au diamètre des fibres [155]. En plus, une augmentation des formes irrégulières dans

les sections du nerf transversal, une dégénérescence axonale et une augmentation du collagène endoneuriel sont constatées sur le nerf sural humain [156].

1.4. Conclusion

La perception tactile est différente en fonction de l'âge et du sexe. D'une part, le vieillissement affecte les éléments morphologiques et les éléments impliqués dans la détection tactile, (le codage et/ou la transmission, ainsi que la peau). D'autre part, des différences claires de perception tactile entre hommes et femmes sont observées, détaillées et commentées dans la littérature.

L'effet de l'âge sur la perception tactile en passant par le système somato-sensoriel a largement été étudié. Cependant, il existe très peu de recherches qui ont été faite sur les propriétés du doigt. Dans les chapitres suivants, les effets de l'âge et du sexe seront étudiés en fonction des propriétés du doigt humain. Les résultats ainsi obtenus nous permettrons de mieux comprendre le phénomène de perception tactile et d'améliorer le développement et les performances d'un dispositif capable de mimer le toucher.

1.5. Références

[1] E. D. Adrian, "The impulses produced by sensory nerve endings," *J. Physiol.*, vol. 61, no. 1, pp. 49–72, 1926.

[2] E. D. Adrian, "Wedensky inhibition in relation to the 'all-or-none'principle in nerve," *J. Physiol.*, vol. 46, no. 4–5, pp. 384–412, 1913.

[3] E. D. Adrian, *The basis of sensation*. Christophers; London, 22 Berners Steeet, W. 1, 1928.

[4] E. D. ADRIAN, *The Mechanism of Nervous Action: Electrical Studies of the Neurone*. University of Pennsylvania Press, 1932.

[5] E. D. Adrian and D. W. Bronk, "Apparatus for demonstrating nerve and muscle action currents," *J. Physiol.*, vol. 66, p. 13P–14P, 1928.

[6] E. D. Adrian and Y. Zotterman, "The impulses produced by sensory nerve-endings: Part II. The response of a Single End-Organ," *J. Physiol.*, vol. 61, no. 2, pp. 151–171, Apr. 1926.

[7] A. Vargas, K. Chiapas-Gasca, C. Hernández-Díaz, J. J. Canoso, M. Á. Saavedra, J. E. Navarro-Zarza, P. Villaseñor-Ovies, and R. A. Kalish, "Clinical anatomy of the hand," *Reumatol. Clin.*, vol. 8, pp. 25–32, 2012.

[8] V. R. Hentz, "Atlas of Surgical Anatomy of the Hand," *N. Engl. J. Med.*, vol. 327, no. 13, p. 966, 1992.

[9] E. Y. Chao, *Biomechanics of the hand: a basic research study*. World Scientific, 1989.

[10] "Main : face palmaire," *Doctissimo*, 2014. [Online]. Available: http://www.doctissimo.fr/html/sante/atlas/fiches-corps-humain/main-face-palmaire.htm.

[11] J. Caprais, "Comment s'appellent les os de la main," *education.toutcomment*. [Online]. Available: https://education.toutcomment.com/article/comment-s-appellent-les-os-de-la-main-11487.html.

[12] "Toucher," *Lecorpshumain*. [Online]. Available: https://lecorpshumain.fr/organe-des-sens/toucher/toucher.html.

[13] J. M. Lagarde, C. Rouvrais, and D. Black, "Topography and anisotropy of the skin surface with ageing," *Ski. Res. Technol.*, vol. 11, no. 2, pp. 110–119, 2005.

[14] P. Agache and P. Humbert, *Measuring the skin*. Springer Science & Business Media, 2004.

[15] "Structures et rôles de la peau," *sante.lefigaro*. [Online]. Available: http://sante.lefigaro.fr/mieux-etre/beaute/structures-roles-peau/quoi-peau-est-elle-composee.

[16] K. A. Holbrook and G. F. Odland, "Regional differences in the thickness (cell layers) of the human stratum corneum: an ultrastructural analysis," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 62, no. 4, pp. 415–422, 1974.

[17] G. Plewig and R. R. Marples, "Regional differences of cell sizes in the human stratum corneum. Part I," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 54, no. 1, pp. 13–18, 1970.

[18] I. BRODY, "Ultrastructure of the stratum corneum," *Int. J. Dermatol.*, vol. 16, no. 4, pp. 245–256, 1977.

[19] A. V Rawlings, I. R. Scott, C. R. Harding, and P. A. Bowser, "Stratum corneum moisturization at the molecular level," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 103, no. 5, pp. 731–740, 1994.

[20] P. Agache, J. P. Boyer, and R. Laurent, "Biomechanical properties and microscopic morphology of human stratum corneum incubated on a wet pad in vitro," *Arch. Dermatol. Res.*, vol. 246, no. 3, pp. 271–283, 1973.

[21] P. M. Elias, "Stratum corneum defensive functions: an integrated view," *J. Gen. Intern. Med.*, vol. 20, no. 5, pp. 183–200, 2005.

[22] I. H. Blank, J. Moloney, A. G. Emslie, I. Simon, and C. Apt, "The diffusion of water across the stratum corneum as a function of its water content," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 82, no. 2, pp. 188–194, 1984.

[23] P. M. Elias and K. R. Feingold, *Skin barrier*. CRC Press, 2005.

[24] R. Marks, "The stratum corneum barrier: the final frontier," *J. Nutr.*, vol. 134, no. 8, p. 2017S–2021S, 2004.

[25] J. Sandby-Moller, T. Poulsen, and H. C. Wulf, "Epidermal thickness at different body sites: relationship to age, gender, pigmentation, blood content, skin type and smoking habits," *Acta Derm. Venereol.*, vol. 83, no. 6, pp. 410–413, 2003.

[26] F. H. Silver, L. M. Siperko, and G. P. Seehra, "Mechanobiology of force transduction in dermal tissue," *Ski. Res. Technol.*, vol. 9, no. 1, pp. 3–23, 2003.

[27] M. Geerligs, C. Oomens, P. Ackermans, F. Baaijens, and G. Peters, "Linear shear response of the upper skin layers," *Biorheology*, vol. 48, no. 3–4, pp. 229–245, 2011.

[28] W. Montagna, A. M. Kligman, and K. S. Carlisle, *Atlas of normal human skin*. Springer Science & Business Media, 2012.

[29] W. Montagna, A. M. Kligman, and K. S. Carlisle, "Epidermis," in *Atlas of Normal Human Skin*, Springer, 1992, pp. 7–95.

[30] R. E. Burgeson and A. M. Christianot, "The dermal-epidermal junction," *Curr. Opin. cell Biol.*, vol. 9, pp. 651–658, 997.

[31] L. Borradori and a Sonnenberg, "Structure and function of hemidesmosomes: more than simple adhesion complexes.," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 112, no. 4, pp. 411–8, Apr. 1999.

[32] R. A. Briggaman and C. E. Wheeler, "The epidermal-dermal junction," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 65, no. 1, pp. 71–84, 1975.

[33] P. Ciarletta, L. Foret, and M. Ben Amar, "The radial growth phase of malignant melanoma: multi-phase modelling, numerical simulations and linear stability analysis," *J. R. Soc. Interface*, vol. 8, no. 56, pp. 345–368, 2011.

[34] A. S. Avram, M. M. Avram, and W. D. James, "Subcutaneous fat in normal and diseased

states: 2. Anatomy and physiology of white and brown adipose tissue," *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 53, no. 4, pp. 671–683, 2005.

[35] W. Shen, H. Liu, M. Punyanitya, J. Chen, and S. B. Heymsfield, "Pediatric obesity phenotyping by magnetic resonance methods," *Curr. Opin. Clin. Nutr. Metab. Care*, vol. 8, no. 6, p. 595, 2005.

[36] M. S. Gandhi, R. Sesek, R. Tuckett, and S. J. M. Bamberg, "Progress in vibrotactile threshold evaluation techniques: a review," *J. Hand Ther.*, vol. 24, no. 3, pp. 240–256, 2011.

[37] R. S. Johansson and A. B. Vallbo, "Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin.," *J. Physiol.*, vol. 286, pp. 283–300, 1979.

[38] R. S. Johansson and Å. B. Vallbo, "Detection of tactile stimuli. Thresholds of afferent units related to psychophysical thresholds in the human hand.," *J. Physiol.*, vol. 297, p. 405, 1979.

[39] A. B. Vallbo and R. S. Johansson, "The tactile sensory innervation of the glabrous skin of the human hand," *Act. touch*, vol. 2954, pp. 29–54, 1978.

[40] M. Knibestöl and Å. B. Vallbo, "Single unit analysis of mechanoreceptor activity from the human glabrous skin," *Acta Physiol.*, vol. 80, no. 2, pp. 178–195, 1970.

[41] P. M. Kennedy and J. T. Inglis, "Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole," *J. Physiol.*, vol. 538, no. 3, pp. 995–1002, 2002.

[42] A. Iggo, "Cutaneous and subcutaneous sense organs," *Br. Med. Bull.*, vol. 33, no. 2, pp. 97–102, 1977.

[43] K. O. Johnson, "The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors," *Curr. Opin. Neurobiol.*, vol. 11, no. 4, pp. 455–461, 2001.

[44] R. G. Hallin, T. Carlstedt, and G. Wu, "Population behaviour of human cutaneous mechanoreceptive units," *Behav. Brain Res.*, vol. 135, no. 1, pp. 19–26, 2002.

[45] G. A. Tabot, S. S. Kim, J. E. Winberry, and S. J. Bensmaia, "Restoring tactile and proprioceptive sensation through a brain interface," *Neurobiol. Dis.*, vol. 83, pp. 191–198, 2015.

[46] V. B. Mountcastle, R. H. LaMotte, and G. Carli, "Detection thresholds for stimuli in humans and monkeys: comparison with threshold events in mechanoreceptive afferent nerve fibers innervating the monkey hand," *J Neurophysiol*, vol. 35, no. 1, pp. 122–136, 1972.

[47] J. Kekoni, H. Hämäläinen, J. Rautio, and T. Tukeva, "Mechanical sensibility of the sole of the foot determined with vibratory stimuli of varying frequency," *Exp. brain Res.*, vol. 78, no. 2, pp. 419–424, 1989.

[48] E. M. Hennig and T. Sterzing, "Sensitivity mapping of the human foot: thresholds at 30 skin locations," *Foot ankle Int.*, vol. 30, no. 10, pp. 986–991, 2009.

[49] H. Hämäläinen and A. Pertovaara, "Vibrotactile thresholds in mechanoreceptive afferents innervating the foot pad of the cat: the importance of stimulus frequency and duration," *Acta Physiol.*, vol. 120, no. 3, pp. 321–327, 1984.

[50] K. Hoffmann, M. Stuücker, T. Dirschka, S. Goörtz, S. El-Gammal, K. Dirting, A. Hoffmann, and P. Altmeyer, "Twenty MHz B-scan sonography for visualization and skin thickness measurement of human skin," *J. Eur. Acad. Dermatology Venereol.*, vol. 3, no. 3, pp. 302–313, 1994.

[51] Å. B. Vallbo and R. S. Johansson, "Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation," *Hum Neurobiol*, vol. 3, no. 1, pp. 3–14, 1984.

[52] J. A. Pruszynski and R. S. Johansson, "Edge-orientation processing in first-order tactile neurons," *Nat. Neurosci.*, vol. 17, no. 10, pp. 1404–1409, 2014.

[53] V. G. Macefield and I. Birznieks, "Cutaneous mechanoreceptors, functional behavior," in *Encyclopedia of neuroscience*, Springer, 2009, pp. 914–922.

[54] V. G. Macefield, "Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects," *Clin. Exp. Pharmacol. Physiol.*, vol. 32, no. 1-2, pp. 135–144, 2005.

[55] S. J. Bensmaia, Y.-Y. Leung, S. S. Hsiao, and K. O. Johnson, "Vibratory adaptation of cutaneous mechanoreceptive afferents," *J. Neurophysiol.*, vol. 94, no. 5, pp. 3023–3036, 2005.

[56] E. Ribot-Ciscar, J. P. Roll, M. F. Tardy-Gervet, and F. Harlay, "Alteration of human cutaneous afferent discharges as the result of long-lasting vibration," *J. Appl. Physiol.*, vol. 80, no. 5, pp. 1708–1715, 1996.

[57] Y. Y. Leung, S. J. Bensmaia, S. S. Hsiao, and K. O. Johnson, "Time-course of vibratory adaptation and recovery in cutaneous mechanoreceptive afferents," *J. Neurophysiol.*, vol. 94, no. 5, pp. 3037–3045, 2005.

[58] J. A. Vega, O. García-Suárez, J. A. Montaño, B. Pardo, and J. M. Cobo, "The Meissner and Pacinian sensory corpuscles revisited new data from the last decade," *Microsc. Res. Tech.*, vol. 72, no. 4, pp. 299–309, 2009.

[59] A. Iggo and K. H. Andres, "Morphology of cutaneous receptors," *Annu. Rev. Neurosci.*, vol. 5, no. 1, pp. 1–31, 1982.

[60] W. R. Loewenstein and M. Mendelson, "Components of receptor adaptation in a Pacinian corpuscle," *J. Physiol.*, vol. 177, no. 3, pp. 377–397, 1965.

[61] R. K. Winkelmann and A. S. Breathnach, "The merkel cell," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 60, no. 1, pp. 2–15, 1973.

[62] H. Haeberle and E. A. Lumpkin, "Merkel cells in somatosensation," *Chemosens. Percept.*, vol. 1, no. 2, p. 110, 2008.

[63] K. O. Johnson and S. S. Hsiao, "Neural mechanisms of tactual form and texture perception," *Annu. Rev. Neurosci.*, vol. 15, no. 1, pp. 227–250, 1992.

[64] R. M. Peters, E. Hackeman, and D. Goldreich, "Diminutive Digits Discern Delicate Details: Fingertip Size and the Sex Difference in Tactile Spatial Acuity," *J. Neurosci.*, vol. 29, no. 50, pp. 15756–15761, 2009.

[65] Y. K. Dillon, J. Haynes, and M. Henneberg, "The relationship of the number of Meissner's corpuscles to dermatoglyphic characters and finger size.," *J. Anat.*, vol. 199, no. 5, pp. 577–584, 2001.

[66] R. S. Johansson and Å. B. Vallbo, "Spatial properties of the population of mechanoreceptive units in the glabrous skin of the human hand," *Brain Res.*, vol. 184, no. 2, pp. 353–366, 1980.

[67] J. Lo and R. S. Johansson, "Regional differences and interindividual variability in sensitivity to vibration in the glabrous skin of the human hand," *Brain Res.*, vol. 301, no. 1, pp. 65–72, 1984.

[68] F. McGlone and D. Reilly, "The cutaneous sensory system," *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 34, no. 2, pp. 148–159, 2010.

[69] R. S. Johansson and Å. B. Vallbo, "Tactile sensory coding in the glabrous skin of the human hand," *Trends Neurosci.*, vol. 6, pp. 27–32, 1983.

[70] P. Groscurth, "Anatomy of sweat glands," in *Hyperhidrosis and botulinum toxin in*

dermatology, vol. 30, Karger Publishers, 2002, pp. 1–9.

[71] G. Szabo, "The regional anatomy of the human integument with special reference to the distribution of hair follicles, sweat glands and melanocytes," *Philos. Trans. R. Soc. London B Biol. Sci.*, vol. 252, no. 779, pp. 447–485, 1967.

[72] K. Sato, "The physiology, pharmacology, and biochemistry of the eccrine sweat gland," in *Reviews of Physiology, Biochemistry and Pharmacology, Volume 79*, Springer, 1977, pp. 51–131.

[73] M. Shibasaki and C. G. Crandall, "Mechanisms and controllers of eccrine sweating in humans," *Front. Biosci. (Schol. Ed).*, vol. 2, p. 685, 2010.

[74] P. H. Itin and S. K. Fistarol, "Ectodermal dysplasias," in *American Journal of Medical Genetics Part C: Seminars in Medical Genetics*, 2004, vol. 131, no. 1, pp. 45–51.

[75] C. Drögemüller, O. Distl, and T. Leeb, "X-linked anhidrotic ectodermal dysplasia (ED1) in men, mice, and cattle," *Genet. Sel. Evol.*, vol. 35, no. Suppl. 1, pp. S137–S145, 2003.

[76] O. Gaide and P. Schneider, "Permanent correction of an inherited ectodermal dysplasia with recombinant EDA," *Nat. Med.*, vol. 9, no. 5, pp. 614–618, 2003.

[77] M. Priolo, M. Silengo, M. Lerone, and R. Ravazzolo, "Ectodermal dysplasias: not only 'skin'deep," *Clin. Genet.*, vol. 58, no. 6, pp. 415–430, 2000.

[78] M. Loth, M. Waibel, and G. Albrecht, "Christ-Siemens-Touraine-Syndrom," *Der Hautarzt*, vol. 49, no. 6, pp. 505–508, 1998.

[79] S. R. Blecher, "Anhidrosis and Absence of Sweat Glands in Mice Hemizygous for the Tabby Gene; Supportive Evidence for the Hypothesis of Homology Between Tabby and Human Anhidrotic (Hypohidrotic) Ectodermal Dysplasia (Christ-Siemens-Touraine Syndrome)," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 87, no. 6, pp. 720–722, 1986.

[80] J. Ersch and T. Stallmach, "Assessing gestational age from histology of fetal skin: an autopsy study of 379 fetuses," *Obstet. Gynecol.*, vol. 94, no. 5, Part 1, pp. 753–757, 1999.

[81] I. Moll and R. Moll, "Changes of expression of intermediate filament proteins during ontogenesis of eccrine sweat glands," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 98, no. 5, pp. 777–785, 1992.

[82] K. Hashimoto, "The ultrastructure of the skin of human embryos," *Dermatology*, vol. 141, no. 1, pp. 49–53, 1970.

[83] K. Sato, W. H. Kang, K. Saga, and K. T. Sato, "Biology of sweat glands and their disorders. I. Normal sweat gland function," *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 20, no. 4, pp. 537–563, 1989.

[84] L. Langbein, B. Cribier, P. Schirmacher, S. Praetzel-Wunder, B. Peltre, and J. Schweizer, "New concepts on the histogenesis of eccrine neoplasia from keratin expression in the normal eccrine gland, syringoma and poroma," *Br. J. Dermatol.*, vol. 159, no. 3, pp. 633–645, 2008.

[85] H. J. Hurley, "The eccrine sweat glands: structure and function," *Biol. Ski.*, pp. 47–76, 2001.

[86] R. A. Ellis, "Eccrine sweat glands: electron microscopy, cytochemistry and anatomy," *Handb. der Haut-und Geschlechtskrankheiten, Ergänzungsw. I/1*, pp. 224–266, 1968.

[87] L. Langbein, M. A. Rogers, S. Praetzel, B. Cribier, B. Peltre, N. Gassler, and J. Schweizer, "Characterization of a novel human type II epithelial keratin K1b, specifically expressed in eccrine sweat glands," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 125, no. 3, pp. 428–444, 2005.

[88] M. M. Reddy and P. M. Quinton, "Localization of Cl-conductance in normal and Cl-impermeability in cystic fibrosis sweat duct epithelium," *Am. J. Physiol. Physiol.*, vol. 257, no. 4, pp. C727–C735, 1989.

[89] M. M. Reddy and P. M. Quinton, "Intracellular potassium activity and the role of potassium in transepithelial salt transport in the human reabsorptive sweat duct," *J. Membr. Biol.*, vol. 119, no. 3, pp. 199–210, 1991.

[90] M. M. Reddy and P. M. Quinton, "Intracellular Cl activity: evidence of dual mechanisms of cl absorption in sweat duct," *Am. J. Physiol. Physiol.*, vol. 267, no. 4, pp. C1136–C1144, 1994.

[91] M. M. Reddy, M. J. Light, and P. M. Quinton, "Activation of the epithelial Na+ channel (ENaC) requires CFTR Cl-channel function," *Nature*, vol. 402, no. 6759, pp. 301–304, 1999.

[92] K. Sato, "Biology of the eccrine sweat gland," in *Dermatology in Medicine*, McGraw-Hill, New York, 1993, pp. 221–241.

[93] L. Rittié, E. A. Farr, J. S. Orringer, J. J. Voorhees, and G. J. Fisher, "Reduced cell cohesiveness of outgrowths from eccrine sweat glands delays wound closure in elderly skin," *Aging Cell*, vol. 15, no. 5, pp. 842–852, 2016.

[94] S. J. Bolanowski Jr, G. A. Gescheider, R. T. Verrillo, and C. M. Checkosky, "Four channels mediate the mechanical aspects of touch," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 84, no. 5, pp. 1680–1694, 1988.

[95] R. S. Johansson, U. Landstrom, R. Lundstrom, U. Landstro, and R. Lundstro, "Responses of mechanoreceptive afferent units in the glabrous skin of the human hand to sinusoidal skin displacements," *Brain Res.*, vol. 244, no. 1, pp. 17–25, 1982.

[96] M. J. Rowe, D. J. Tracey, D. A. Mahns, V. Sahai, and J. J. Ivanusic, "MECHANOSENSORY PERCEPTION: ARE THERE CONTRIBUTIONS FROM BONE-ASSOCIATED RECEPTORS?," *Clin. Exp. Pharmacol. Physiol.*, vol. 32, no. 1-2, pp. 100–108, 2005.

[97] J. Z. Wu, K. Krajnak, D. E. Welcome, and R. G. Dong, "Analysis of the dynamic strains in a fingertip exposed to vibrations: Correlation to the mechanical stimuli on mechanoreceptors," *J. Biomech.*, vol. 39, no. 13, pp. 2445–2456, 2006.

[98] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, and T. M. Jessel, "Essentials of neural science and behavior," 1995.

[99] A. Peters and S. L. Palay, *The fine structure of the nervous system: neurons and their supporting cells*. Oxford University Press, USA, 1991.

[100] S. I. Fox, *Human Physiology 9th Editon*. McGraw-Hill press, New York, USA, 2006.

[101] P. Brodal, *The central nervous system: structure and function*. Oxford University Press, 2004.

[102] J. W. Fawcett and R. A. Asher, "The glial scar and central nervous system repair," *Brain Res. Bull.*, vol. 49, no. 6, pp. 377–391, 1999.

[103] N. Nusbaum, "Aging and sensory senescence," *South. Med. J.*, vol. 92, no. 3, pp. 267–275, 1999.

[104] A. Ohnishi, P. C. O'Brien, H. Okazaki, and P. J. Dyck, "Morphometry of myelinated fibers of fasciculus gracilis of man," *J. Neurol. Sci.*, vol. 27, no. 2, pp. 163–172, 1976.

[105] K. B. Corbin and E. D. Gardner, "Decrease in number of myelinated fibers in human spinal roots with age," *Anat. Rec.*, vol. 68, no. 1, pp. 63–74, 1937.

[106] P. A. Low, H. Okazaki, and P. J. Dyck, "Splanchnic preganglionic neurons in man," *Acta Neuropathol.*, vol. 40, no. 1, pp. 55–61, 1977.

[107] M. Swallow, "Fibre size and content of the anterior tibial nerve of the foot.," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 29, no. 3, pp. 205–213, 1966.

[108] D. J. O'sullivan and M. Swallow, "The fibre size and content of the radial and sural nerves.," *J.*

Neurol. Neurosurg. Psychiatry, vol. 31, no. 5, pp. 464–470, 1968.

[109] H. Tohgi, H. Tsukagoshi, and Y. Toyokura, "Quantitative changes with age in normal sural nerves," *Acta Neuropathol.*, vol. 38, no. 3, pp. 213–220, 1977.

[110] E. Verdú, D. Ceballos, J. J. Vilches, and X. Navarro, "Influence of aging on peripheral nerve function and regeneration," *J. Peripher. Nerv. Syst.*, vol. 5, no. 4, pp. 191–208, 2000.

[111] S. Guergova and A. Dufour, "Thermal sensitivity in the elderly: A review," *Ageing Res. Rev.*, vol. 10, no. 1, pp. 80–92, 2011.

[112] T. Taguchi, H. Ota, T. Matsuda, S. Murase, and K. Mizumura, "Cutaneous C-fiber nociceptor responses and nociceptive behaviors in aged Sprague–Dawley rats," *PAIN®*, vol. 151, no. 3, pp. 771–782, 2010.

[113] Y. Lin, S. Hsieh, C. Chao, Y. Chang, and S. Hsieh, "Influence of aging on thermal and vibratory thresholds of quantitative sensory testing," *J. Peripher. Nerv. Syst.*, vol. 10, no. 3, pp. 269–281, 2005.

[114] J. M. Thornbury and C. M. Mistretta, "Tactile sensitivity as a function of age," *J. Gerontol.*, vol. 36, no. 1, pp. 34–39, 1981.

[115] C. R. Woodman, E. M. Price, and M. H. Laughlin, "Selected Contribution: Aging impairs nitric oxide and prostacyclin mediation of endothelium-dependent dilation in soleus feed arteries," *J. Appl. Physiol.*, vol. 95, no. 5, pp. 2164–2170, 2003.

[116] M. M. Wickremaratchi and J. G. Llewelyn, "Effects of ageing on touch," *Postgrad. Med. J.*, vol. 82, no. 967, pp. 301–304, 2006.

[117] M. Wu, J. Fannin, K. M. Rice, B. Wang, and E. R. Blough, "Effect of aging on cellular mechanotransduction," *Ageing Res. Rev.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–15, 2011.

[118] N. A. Fenske and C. W. Lober, "Structural and functional changes of normal aging skin," *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 15, no. 4, pp. 571–585, 1986.

[119] M. A. Farage, K. W. Miller, P. Elsner, and H. I. Maibach, "Functional and physiological characteristics of the aging skin," *Aging Clin. Exp. Res.*, vol. 20, no. 3, pp. 195–200, 2008.

[120] D. Cerimele, L. Celleno, and F. Serri, "Physiological changes in ageing skin," *Br. J. Dermatol.*, vol. 122, no. s35, pp. 13–20, 1990.

[121] S. A. Thurstan, N. K. Gibbs, A. K. Langton, C. E. M. Griffiths, R. E. B. Watson, and M. J. Sherratt, "Chemical consequences of cutaneous photoageing," *Chem. Cent. J.*, vol. 6, no. 1, p. 34, 2012.

[122] J. W. Rowe and R. L. Kahn, "Human aging: usual and successful," *Science (80-.).*, vol. 237, pp. 143–150, 1987.

[123] S. Obagi, "Why does skin wrinkle with age? What is the best way to slow or prevent this process?," *Scientific American*, 2005. .

[124] M. Witmer, "Unrepaired skin molecules cause wrinkles as we age," 2006. .

[125] E. A. Lumpkin, K. L. Marshall, and A. M. Nelson, "The cell biology of touch," *J. Cell Biol.*, vol. 191, no. 2, pp. 237–248, 2010.

[126] Y. Roudaut, A. Lonigro, B. Coste, J. Hao, P. Delmas, and M. Crest, "Touch sense: functional organization and molecular determinants of mechanosensitive receptors," *Channels*, vol. 6, no. 4, pp. 234–245, 2012.

[127] B. Fromy, D. Sigaudo-Roussel, and J. L. Saumet, "Cutaneous neurovascular interaction involved in tactile sensation," *Cardiovasc. Hematol. Agents Med. Chem. (Formerly Curr. Med.*

Chem. Hematol. Agents), vol. 6, no. 4, pp. 337–342, 2008.

[128] G. A. Gescheider, S. J. Bolanowski, K. L. Hall, K. E. Hoffman, and R. T. Verrillo, "The effects of aging on information-processing channels in the sense of touch: I. Absolute sensitivity," *Somatosens. Mot. Res.*, vol. 11, no. 4, pp. 345–357, 1994.

[129] J. C. Stevens and M. Q. Patterson, "Dimensions of spatial acuity in the touch sense: changes over the life span," *Somatosens. Mot. Res.*, vol. 12, no. 1, pp. 29–47, 1995.

[130] N. Cauna and G. Mannan, "The structure of human digital pacinian corpuscles (corpuscula lamellosa) and its functional significance," *J. Anat.*, vol. 92, no. Pt 1, p. 1, 1958.

[131] C. F. Bolton, R. K. Winkelmann, and P. J. Dyck, "A quantitative study of Meissner's corpuscles in man," *Neurology*, vol. 16, no. 1, p. 1, 1966.

[132] R. C. Mathewson and P. B. Nava, "Effects of age on meissner corpuscles: A study of silver-impregnated neurites in mouse digital pads," *J. Comp. Neurol.*, vol. 231, no. 2, pp. 250–259, 1985.

[133] M. Paré, P. J. Albrecht, C. J. Noto, N. L. Bodkin, G. L. Pittenger, D. J. Schreyer, X. T. Tigno, B. C. Hansen, and F. L. Rice, "Differential hypertrophy and atrophy among all types of cutaneous innervation in the glabrous skin of the monkey hand during aging and naturally occurring type 2 diabetes," *J. Comp. Neurol.*, vol. 501, no. 4, pp. 543–567, 2007.

[134] R. T. Verrillo, S. J. Bolanowski, and G. A. Gescheider, "Effect of aging on the subjective magnitude of vibration," *Somatosens. Mot. Res.*, vol. 19, no. 3, pp. 238–244, 2002.

[135] S. D. Perry, "Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests," *Neurosci. Lett.*, vol. 392, no. 1, pp. 62–67, 2006.

[136] K. I. Baumann, W. Hamann, and M. S. Leung, "Mechanical properties of skin and responsiveness of slowly adapting type I mechanoreceptors in rats at different ages.," *J. Physiol.*, vol. 371, p. 329, 1986.

[137] B. T. Fundin, E. Bergman, and B. Ulfhake, "Alterations in mystacial pad innervation in the aged rat," *Exp. brain Res.*, vol. 117, no. 2, pp. 324–340, 1997.

[138] Y. Morisawa, "Morphological study of mechanoreceptors on the coracoacromial ligament," *J. Orthop. Sci.*, vol. 3, no. 2, pp. 102–110, 1998.

[139] S. T. Aydoğ, P. Korkusuz, M. N. Doral, O. Tetik, and H. A. Demirel, "Decrease in the numbers of mechanoreceptors in rabbit ACL: the effects of ageing," *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 14, no. 4, pp. 325–329, 2006.

[140] H. Reinke and H. R. Dinse, "Functional characterization of cutaneous mechanoreceptor properties in aged rats," *Neurosci. Lett.*, vol. 216, no. 3, pp. 171–174, 1996.

[141] J. Cole, M. C. Bushnell, F. McGlone, M. Elam, Y. Lamarre, Å. Vallbo, and H. Olausson, "Unmyelinated tactile afferents underpin detection of low-force monofilaments," *Muscle Nerve*, vol. 34, no. 1, pp. 105–107, 2006.

[142] R. Rolke, R. Baron, C. al Maier, T. R. Tölle, R.-D. Treede, A. Beyer, A. Binder, N. Birbaumer, F. Birklein, and I. C. Bötefür, "Quantitative sensory testing in the German Research Network on Neuropathic Pain (DFNS): standardized protocol and reference values," *Pain*, vol. 123, no. 3, pp. 231–243, 2006.

[143] B. Fromy, D. Sigaudo-Roussel, M.-L. Gaubert-Dahan, P. Rousseau, P. Abraham, D. Benzoni, G. Berrut, and J. L. Saumet, "Aging-associated sensory neuropathy alters pressure-induced vasodilation in humans," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 130, no. 3, pp. 849–855, 2010.

[144] T. Kalisch, P. Ragert, P. Schwenkreis, H. R. Dinse, and M. Tegenthoff, "Impaired tactile acuity in old age is accompanied by enlarged hand representations in somatosensory cortex," *Cereb. Cortex*, vol. 19, no. 7, pp. 1530–1538, 2009.

[145] J.-L. Lévêque, J. Dresler, E. Ribot-Ciscar, J.-P. Roll, and C. Poelman, "Changes in tactile spatial discrimination and cutaneous coding properties by skin hydration in the elderly," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 115, no. 3, pp. 454–458, 2000.

[146] R. H. LaMotte and J. Whitehouse, "Tactile detection of a dot on a smooth surface: peripheral neural events," *J. Neurophysiol.*, vol. 56, no. 4, pp. 1109–1128, 1986.

[147] W. R. Kennedy, M. M. Selim, T. S. Brink, J. S. Hodges, G. Wendelschafer-Crabb, S.-L. Foster, M. Nolano, V. Provitera, and D. A. Simone, "A new device to quantify tactile sensation in neuropathy," *Neurology*, vol. 76, no. 19, pp. 1642–1649, 2011.

[148] M. M. Selim, G. Wendelschafer-Crabb, J. S. Hodges, D. A. Simone, S. X.-L. Foster, G. F. Vanhove, and W. R. Kennedy, "Variation in quantitative sensory testing and epidermal nerve fiber density in repeated measurements," *PAIN®*, vol. 151, no. 3, pp. 575–581, 2010.

[149] A. Di Iorio, A. Cherubini, S. Volpato, E. Sparvieri, F. Lauretani, C. Franceschi, U. Senin, G. Abate, R. Paganelli, and A. Martin, "Markers of inflammation, vitamin E and peripheral nervous system function: the InCHIANTI study," *Neurobiol. Aging*, vol. 27, no. 9, pp. 1280–1288, 2006.

[150] E. Verdú, M. Butí, and X. Navarro, "Functional changes of the peripheral nervous system with aging in the mouse," *Neurobiol. Aging*, vol. 17, no. 1, pp. 73–77, 1996.

[151] P. Bouche, F. Cattelin, O. Saint-Jean, J. M. Leger, S. Queslati, D. Guez, A. Moulonguet, Y. Brault, J. P. Aquino, and P. Simunek, "Clinical and electrophysiological study of the peripheral nervous system in the elderly," *J. Neurol.*, vol. 240, no. 5, pp. 263–268, 1993.

[152] A. Peters, "The effects of normal aging on myelin and nerve fibers: a review," *J. Neurocytol.*, vol. 31, no. 8, pp. 581–593, 2002.

[153] R. C. Melcangi, V. Magnaghi, and L. Martini, "Aging in peripheral nerves: regulation of myelin protein genes by steroid hormones," *Prog. Neurobiol.*, vol. 60, no. 3, pp. 291–308, 2000.

[154] R. C. Melcangi, V. Magnaghi, I. Cavarretta, L. Martini, and F. Piva, "Age-induced decrease of glycoprotein Po and myelin basic protein gene expression in the rat sciatic nerve. Repair by steroid derivatives," *Neuroscience*, vol. 85, no. 2, pp. 569–578, 1998.

[155] M. H. Chase, J. K. Engelhardt, A. M. Adinolfi, and S. S. Chirwa, "Age-dependent changes in cat masseter nerve: an electrophysiological and morphological study," *Brain Res.*, vol. 586, no. 2, pp. 279–288, 1992.

[156] J. M. Jacobs and S. Love, "Qualitative and quantitative morphology of human sural nerve at different ages," *Brain*, vol. 108, no. 4, pp. 897–924, 1985.

Chapitre 2 Biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe

Table des matières

2.1. Introduction et objectifs 43
2.2. Matériels et Méthodes 43
2.2.1. Dispositifs *in vivo* utilisés pour l'étude 43
2.2.1.1. Système d'indentation classique 43
2.2.1.2. Système de jet d'air sans contact 48
2.2.1.3. L'aire de contact apparente 54
2.2.1.4. Le microscope confocal et l'analyse en ondelettes : topographie de la pulpe du doigt 54
2.2.1.5. L'aire de contact réelle 56
2.3. Protocole expérimental 58
2.3.1. Description du panel pour l'étude 58
2.3.2. Paramètres des essais 58
2.3.3. Analyses statistiques 59
2.4. Résultats et Discussion : évolution des paramètres biophysiques du doigt 59
2.4.1. Propriétés de contact du doigt humain : effet de l'âge et du sexe 60
2.4.2. Propriétés mécaniques du doigt humain : effet de l'âge et du sexe 60
2.4.3. Propriétés de la topographie du doigt humain : effet de l'âge et du sexe 63
2.4.4. L'aire de contact et la perception tactile : effet de l'âge et du sexe 66
2.4.4.1. L'aire de contact apparente 66
2.4.4.2. L'aire de contact réelle 67
2.5. Conclusion 69
2.6. Références 71

Table des figures

Figure 2.2-1 Représentation schématique du système d'indentation, il permet d'analyser la force d'adhérence entre un substrat et un indenteur sphérique. 44

Figure 2.2-2 (A) Dispositif d'indentation de doigt adapté. Différentes tailles des supports en plastique correspond à la morphologie des doigts. Ils sont utilisés pour bien positionner le doigt afin d'indenter toujours la même zone prédéterminée pour tous les sujets. (B) Courbe d'indentation représentative sur la peau du doigt. La première partie de la courbe correspond à la phase de chargement et la deuxième partie à la phase de déchargement. La force d'adhérence maximale F_{ad}, est la force requise pour rompre le contact entre l'indenteur et le doigt. 47

Figure 2.2-3 Comparaison entre un contact Hertzien et un contact adhésif sous la même charge FN (introduction de la charge fictive FN1) 48

Figure 2.2-4 Propagation d'un déplacement sous deux formes : comme une onde de compression (haut) ou de cisaillement (bas) 50

Figure 2.2-5 Concept de système d'indentation sans contact. (1) peau, (2) compresseur d'air, (3) régulateur de pression, (4) électrovanne, (5) pipette en verre, (6) laser linéaire 2D, (7) table tournante. 49

Figure 2.2-6 Image du système d'indentation sans contact avec la technique de fixation de doigt. Un support mou a été utilisé pour fixer le doigt pendant les mesures. Cette technique n'a pas appliqué de forces supplémentaires sur le doigt. Immobilisateur manuel (KLS martin) développé spécialement pour la chirurgie de la main, ce dernier a assuré la fixation et l'extension naturelle des doigts. 49

Figure 2.2-7 Image 3D de la déformation de la peau mesurée par le laser ligne. L'amplitude de déformation est tracée en fonction du temps (ms) et de la distance par rapport au point sollicité. (A), (B) configurations 1 et 2 respectivement. 51

Figure 2.2-8 Les directions prédéterminées pour étudier l'anisotropie des propriétés mécaniques. 52

Figure 2.2-9 Effet d'anisotropie en 3D du module de Young en fonction de la distance du point sollicité (mm) dans les deux directions. 53

Figure 2.2-10 Evaluation de la vitesse de propagation de l'onde par détection du relief du signal 53

Figure 2.2-11 Réplique d'empreinte digitale balayée par microscopie confocal chromatique. Quatre par quatre millimètres de la zone balayée dans la zone prédéterminée (2 cm x 2 cm) 55

Figure 2.2-12 Le chapeau mexicain. 56

Figure 2.2-13 La décomposition en ondelettes de l'image numérisée et la moyenne arithmétique de la topographie de surface à la longueur d'ondelettes. 56

Figure 2.2-14 (A) Dispositif de capteur d'empreinte digitale couplé à un capteur de force normale. Différentes tailles des supports en plastique correspond à la morphologie des doigts. Ces supports sont utilisés pour bien positionner le doigt afin que l'empreinte digitale se trouve au centre de la zone de lecture. (B) Une image obtenue avec le capteur d'empreinte digitale à 0.3N. (C) Une photo du doigt et le contour de la première phalange détecté avec le filtre de Canny. 57

Figure 2.3-1 Protocole utilisé pour les mesures de densité 59

Figure 2.4-1 Effets de l'âge et du sexe sur les propriétés de force adhésive. Analyses statistiques ANOVA et Pearson : r< 0,8 p <0,05. (R> 0,8 fortement corrélé, p <0,05 statistiquement significatif). 60

Figure 2.4-2 (A à D) Effets de l'âge et du sexe sur le module de Young dans les directions 0°, 90°, 180° et 270°. Analyses statistiques ANOVA et Pearson : r> 0,8 p <0,05, r> 0,8 p <0,05, r> 0,8 p <0,05 respectivement. (R> 0,8 fortement corrélé, p <0,05 statistiquement significatif). 61

Figure 2.4-3 Anisotropie des propriétés mécaniques des doigts en fonction des directions pour le groupe le plus jeune (groupe1) et le plus âgé (groupe4). 62

Figure 2.4-4 Anisotropie des propriétés mécaniques des doigts en fonction des directions en fonction de l'âge. (A) pour les femmes. (B) pour les hommes. 62

Figure 2.4-5 Moyenne arithmétique de la topographie de surface en fonction du sexe. (A à D) SMa en fonction de la longueur d'ondelettes pour G1, G2, G3 et G4. ANOVA analyse statistique : p<<0,05 pour tous les groupes d'âge. (P<0,05 statistiquement significatif)..... 64

Figure 2.4-6 Effet de l'âge sur SMa pour hommes et femmes respectivement. Analyse statistique ANOVA : p<<0,05 entre G1 et les autres groupes et p>0,05 entre G2, G3 et G4. (P<0,05 statistiquement significatif). 65

Figure 2.4-7 Effets de l'âge et du sexe sur les propriétés de l'aire de contact apparente. (A) Aire de contact apparente indenteur / doigt. Analyse statistique ANNOVA et Pearson : | r | >> 0.8 p << 0.05. (R> 0,8 fortement corrélé, p <0,05 statistiquement significatif). 67

Figure 2.4-8 (A) Effet de l'âge sur l'aire réelle de contact pour hommes et femmes. (B) Effet d'âge sur la taille des doigts pour hommes et femmes. 68

Figure 2.4-9 Effet de l'âge sur la densité pour hommes et femmes. 69

Table des tableaux

Tableau 2.2-1 Résumé des systèmes indentation rapportés dans la littérature 46

Tableau 2.3-1 Descriptif du panel d'étude 58

Tableau 2.4-1 SMa en fonction de l'âge et du sexe. Le tableau montre l'amplitude SMa maximale et la longueur d'ondelettes correspondante. 65

Tableau 2.4-2 Les tendances des effets de l'âge et le sexe sur les propriétés biophysiques des doigts. Le tableau résume les effets de l'âge et du sexe sur les propriétés biophysiques du doigt humain. (R> 0,8 fortement corrélée, p <0,05 statistiquement significatif) 66

Tableau 2.4-3 Résultats de l’aire de contact en fonction de l'âge, du sexe et de la force d'adhésion. Le tableau montre le pourcentage de correction dû à la force adhésive avec JKR 67

2.1. Introduction et objectifs

Différentes études ont analysé la réduction de la perception tactile avec l'âge et les différences entre les hommes et les femmes en fonction des caractéristiques du doigt. Les points principaux étudiés ont été la taille du doigt et la densité des reliefs dans l'empreinte digitale. Les résultats obtenus ont montré une densité du relief plus élevée pour les femmes [1], [2]. De plus, les auteurs ont observé une corrélation directe entre la taille du doigt et la perception tactile. Ils ont expliqué la différence de perception tactile entre les hommes et les femmes par la différence en termes de taille du doigt. Ils ont conclu que les femmes ont une meilleure perception car elles ont statistiquement des doigts plus petits que les hommes [3].

Comme le doigt est l'outil principal de la perception tactile, une étude détaillée de ses propriétés biophysiques est essentielle pour comprendre les différences de perception tactile entre les hommes et les femmes et son affaiblissement avec l'âge. Nous avons abordé cette question en étudiant les effets de l'âge et du sexe sur les propriétés de contact, les propriétés mécaniques et la topographie du doigt humain.

Les mécanorécepteurs sont responsables de la perception tactile, et leur nombre est le même, indépendamment de la taille du doigt, donc la taille du doigt détermine leur densité [3]–[5]. En conclusion, l'aire de contact définit le nombre de mécanorécepteurs sollicités, et elle est proportionnelle à la perception tactile. L'aire de contact est liée à la force d'adhérence, à la topographie de la surface et aux propriétés mécaniques de la pulpe du doigt. La force adhésive est un paramètre dominant car elle peut augmenter l'aire de contact [6]. La topographie de la surface est un autre paramètre important car l'aire réelle de contact est définie par le contact entre les reliefs de l'empreinte digitale du doigt et la surface de l'objet [1], [2]. Il faut aussi tenir compte des propriétés mécaniques du doigt car elles déterminent la capacité du doigt à se déformer [6]. L'aire réelle de contact et les propriétés biophysiques du doigt humain ont été étudiées pour expliquer les effets de l'âge et du sexe sur la perception tactile.

Notre objectif est de mesurer chaque paramètre indépendamment, en éliminant les effets des autres paramètres qui pourraient avoir une influence sur les résultats obtenus. Afin de comprendre les effets de l'âge et du sexe sur les propriétés biophysiques du doigt humain, différentes techniques ont été développées pour mesurer chaque paramètre. Le test d'indentation a été utilisé pour corriger l'aire de contact apparente en mesurant la force d'adhésion. Le système d'indentation sans contact a été utilisé pour comprendre les propriétés mécaniques du doigt. La moyenne arithmétique de la topographie de la surface *(SMa)* a été proposée comme paramètre pour étudier la topographie de la surface du doigt. Enfin, un capteur d'empreinte digitale couplé à un capteur de force normale a été utilisé pour mesurer l'aire de contact réelle.

2.2. Matériels et Méthodes

2.2.1. Dispositifs *in vivo* utilisés pour l'étude

2.2.1.1. Système d'indentation classique

L'indentation est la technique la plus fréquemment utilisée pour étudier les propriétés mécaniques des matériaux *in-vivo*. Plusieurs systèmes d'indentation *in vivo* ont été développés pour une caractérisation facile des propriétés biomécaniques de la peau [7]–[10]. Ceux-ci incluent un simple dispositif de chargement/déchargement avec un indenteur. L'indentation détermine les propriétés du matériau après un contact physique entre un indenteur et le matériau. La charge et la profondeur de l'indentation sont mesurées en continu pendant le chargement et le déchargement (Figure 2.2-1 et Figure 2.2-2). Cela peut donner beaucoup d'informations sur les propriétés des matériaux. Les caractéristiques mécaniques d'un matériau en compression telles que : la raideur du contact, k_z, le module d'élasticité, E, et la force d'adhérence peuvent être obtenues à partir d'un essai d'indentation. Lors de cet essai, un indenteur rigide est enfoncé perpendiculairement à la surface d'un échantillon. Lors de ce test, la variation de la force normale appliquée, F_N, en fonction de l'enfoncement dans le matériau, δ, est

enregistrée. Généralement, la force appliquée est reliée à l'enfoncement par une loi puissance définie par : $F_N = K\ \delta^n$ où la constante, K, et l'exposant, n, dépendent théoriquement de la géométrie de l'indenteur et du comportement mécanique du matériau (Figure 2.2-1). Une représentation schématique des données typiquement obtenues avec un système d'indentation est présentée dans la Figure 2.2-2B.

Le système d'indentation a quelques limites, de ce fait, ce n'est pas la solution la plus appropriée pour étudier les propriétés mécaniques du matériau anisotrope. Dans la littérature, certaines limites du système d'indentation ont été démontrées (voir Tableau 2.2-1). D'une part, les paramètres communs aux différents systèmes d'indentation (géométrie et taille de l'indenteur, enfoncement dans le matériau, vitesse de pénétration, …) affectent la courbe d'indentation et par conséquent les propriétés mécaniques du matériau [11]. D'autre part, les propriétés physico-chimiques du matériau donnent un caractère adhésif à la surface. Ce dernier peut affecter les résultats, notamment les propriétés mécaniques [6]. Différents modèles mécaniques ont été utilisés pour étudier les effets de l'adhérence entre le matériau et l'indenteur. La première théorie de l'adhésion a été présentée par Johnson, Kendall et Roberts (JKR) en 1971. Ils ont introduit des forces adhésives dans l'aire de contact en étendant l'analyse hertzienne [6]. Une deuxième théorie, dans laquelle les forces d'adhérence n'agissent que dans une zone annulaire en dehors de l'aire de contact, a été présentée par Derjaguin, Muller et Toporov (DMT) en 1975 [12]. Tabor, en 1977, a démontré que la principale limite de la théorie DMT était que la déformation due à des forces d'attraction à l'intérieur du contact n'était pas prise en compte, alors que la théorie JKR ne les prenait pas en considération à l'extérieur du contact [13]. Le Tableau 2.2-1 présente les systèmes d'indentation qui ont été utilisés pour la mesure des propriétés mécaniques des tissus mous dans la littérature. Les avantages et les inconvénients de chaque système sont également donnés.

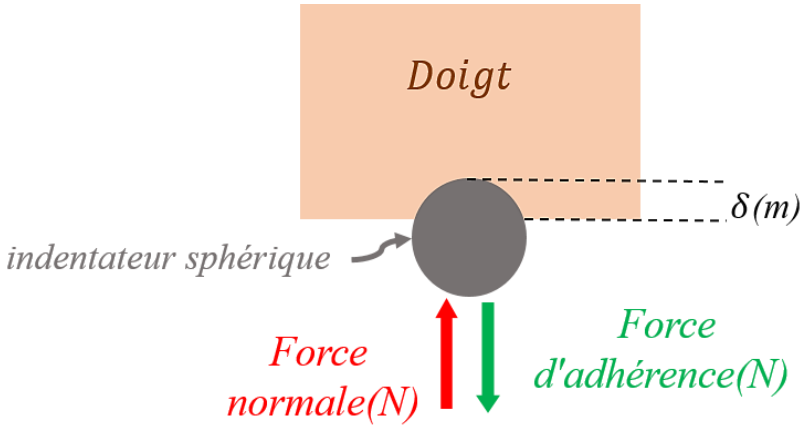


Figure 2.2-1 Représentation schématique du système d'indentation, il permet d'analyser la force d'adhérence entre un substrat et un indenteur sphérique.

Références	Principales caractéristiques du système	Tissus mous testés	Avantages (A) et Inconvénients (D)
Schade (1912) [14], Kirk et Kvorning (1949) [15], Chief (1950) [16] et Kirk and Chief (1962) [17]	Utilise un indenteur hémisphérique à charge fixe; déformation amplifiée par un levier et enregistrée avec un stylo	Tibia	(A) Le premier système d'indentation pour l'étude de l'élasticité de materiau mou (D) Système très primitif avec charge d'indentation fixe et ancienne méthode d'enregistrement de données

Lewis et al. (1965) [18]	Utilise un étrier de peau pour observer le changement d'épaisseur sous une force de serrage fixe. Une partie du tissu mou a été serrée par l'étrier et le tissu n'a pas été testé dans un état naturel	Peaux issues de divers sites corporels, y compris les extrémités supérieures et inférieures : main et pied	(A) Un étrier est largement accessible pour le test (D) Les résultats ont été affectés par un certain nombre de facteurs
Kydd et al. (1974) [19]	Mesure l'épaisseur initiale et la déformation des tissus mous par un transducteur ultrasonore. Force mesurée par jauge de contrainte	Surface antérieure du tibia	(A) La déformation a été mesurée par des signaux ultrasonores (D) Pas de synchronisation pour la force et la déformation
Ziegert et Lewis (1978) [20]	Utilise LVDT pour mesurer le déplacement et la jauge de contrainte pour mesurer le chargement	Surface antérieure du tibia	(A) Les pièces standard LVDT et le capteur de force ont été utilisés pour mesurer la force et la déformation (D) Le système a été conçu pour l'indentation dans la direction verticale
Bader et Bowker (1983) [21]	Utilise un potentiomètre pour mesurer le déplacement	Les tissus mous antérieurs de l'avant-bras et de la cuisse	(A) Les différents modèles ont été utilisés pour l'analyse (D) Le chargement ne peut pas être ajusté en continu
Fischer (1987a,b)[22], [23]	Mesure la déformation par le glissement d'un disque sur l'axe d'indentation ; charge mesurée par une jauge de force	Muscles du dos	(A) Facilité de fonctionnement manuel (D) Peut être appliqué uniquement sur une grande surface avec le gros anneau de 8 cm de diamètre
Mak et al. (1994) [24]	Utilise un moteur commandé par ordinateur afin d'obtenir une indentation automatique	Les tissus mous proche de l'articulation du genou	(A) Indentation automatique (D) uniquement pour l'indentation verticale
Ferguson-Pell et al. (1994) [25]	Contrôle la force d'indentation par une soupape pneumatique utilisant un système de rétroaction de force et une déformation correspondante observée	Peau	(A) La fonction de fluage est facile à réaliser (D) Aucune méthode appropriée pour la mesure de la déformation
Lyyra et al. (1995) [26]	Développe un système d'indentation arthroscopique avec une profondeur d'indentation fixe ; Force d'indentation utilisée comme indice de précision	Cartilage articulaire	(A) Capable d'être utilisé dans une opération arthroscopique (D) Pas de mesure continue de la force et de la déformation ; Incapable de mesurer l'épaisseur du cartilage

Vannah et Childress (1996) [27]	Indente le tissu avec une sonde cylindrique et LVDT pour mesurer la force d'indentation et la déformation	Les tissus musculaires dans la région du mollet	(A) Mobile pour tests (D) Pas de mesure de l'épaisseur initiale du tissu
Pathak et al. (1998) [28] et Silver-Torn (1999) [29]	Utilise un actionneur linéaire pour conduire l'indenteur ; l'opération pourrait être contrôlée	Les tissus mous des membres inférieurs	(A) Taux d'indentation facilement réglable (A) Incorporé en prothèse pour l'opération (D) Pas de mesure pour l'épaisseur
Vannah et al. (1999) [30]	Utilise une pompe à air pour obtenir une indentation cyclique, et la déformation est détectée par un capteur électromagnétique	Tissu mou de la jambe inférieure	(A) Capable de réaliser une cartographie (D) Aucun paramètre intrinsèque obtenu
Rome et Webb (2000) [31] et Rome et al. (2001) [32]	Mesure les propriétés mécaniques de la peau des pieds avec un système d'indentation spécialement conçu pour ça	Tissus mous plantaires	(A) Système spécialisé pour la mesure de la peau des pieds (D) Pas de mesure de l'épaisseur initiale
Klaesner et al. (2001, 2002)[33] [34]	Utilise un système de localisation spatiale 3D pour mesurer le déplacement de l'indenteur	Tissus mous plantaires	(A) Liberté multiple en opération (D) Pas assez mobile (D) Pas de mesure de l'épaisseur initiale
Lu et al. (2009) [35]	Utilise un indenteur de la taille d'un stylo avec un capteur spatial électromagnétique de pointe	Les tissus mous de l'abdomen	(A) Système très mobile (A) Capable de mesurer des tissus mous avec une grande épaisseur (D) Signal spatial facilement affecté par des composants métalliques
G. Boyer (2010) [36]	une méthode d'indentation sans contact	L'avant bras	(A) Système sans contact (A) Tests de longue durée de jet d'air. (D) Un capteur laser point. (D) pas d'impact.
M. Djaghloul (2014) [37]	un système d'impact par jet d'air, combine une me-sure et une caractérisation locale dans le plan normal par une mesure de propagation d'onde.	L'avant bras	(A) Système sans contact (D) Une vélocimètre laser pour mésurer la propagation d'onde

Tableau 2.2-1 Résumé des systèmes indentation rapportés dans la littérature

Malgré toutes ces limites, le système d'indentation reste un système très utilisé pour étudier les propriétés mécaniques d'un matériau, spécialement dans les cas où la force d'adhérence est négligeable. Dans notre étude, nous recherchons les propriétés biophysiques du doigt en fonction de l'effet de l'âge et du sexe, où nous avons déjà remarqué des propriétés adhésives. En raison de cela, nous avons utilisé le système d'indentation pour étudier uniquement la force d'adhérence du doigt (propriétés de contact).

Un dispositif d'indentation adapté, basé sur une technique développée précédemment pour les tissus cutanés *in vivo* et *ex vivo* [38], [39], a été conçu pour étudier les propriétés de contact du doigt. Le dispositif employé est représenté en Figure 2.2-2A. L'essai d'indentation consiste à enregistrer la profondeur de pénétration d'un indenteur rigide en fonction de la charge normale appliquée, F, lors d'une expérience de chargement/déchargement. A la fin de chaque essai d'indentation, on mesure la force d'adhérence maximale (ou force d'arrachement), F_{ad}, entre l'indenteur sphérique et le doigt. La force d'adhérence maximale est la force nécessaire pour rompre le contact entre l'indenteur et le doigt (Figure 2.2-2B). Elle reflète les propriétés physico-chimiques du contact doigt/indenteur. Elle pourrait donc influencer l'aire de contact entre les deux surfaces et agir sur la perception tactile. Le rayon de contact entre le doigt et l'indenteur a été estimé à l 'aide de la théorie JKR [6]. JKR est la théorie classique utilisée dans le cas de l'indentation des tissus cutanés [40].

La théorie de Hertz décrit le contact non adhésif [6], la théorie Johnson, Kendall, Roberts (JKR) prend en considération les forces d'adhérence dans le contact. Cette théorie améliore les travaux de Hertz en tenant compte de l'adhérence dans les problèmes de contact entre deux corps. La théorie JKR prend en compte les forces de surface à l'intérieur du contact et néglige leurs actions à l'extérieur (Figure 2.2-3). Dans le cas d'un contact sphère/doigt, les mesures permettent d'obtenir la force maximale d'adhérence, F_{ad}, la pénétration, δ, le rayon de contact, *a*, la pression moyenne, *Pm*, et la pression de contact , *p*(*r*). Pour un contact de type JKR, on définit le rayon de contact, *a*, tel que.

$$a = \sqrt[3]{\frac{3}{4}\frac{R}{E^*}(F_N + 2F_{ad} + 2\sqrt{F_{ad}(F_N + F_{ad})}} \quad ; \quad E^* = \frac{E}{1-\nu^2}$$

où R le rayon de courbure de l'indenteur sphérique, F_N, l'effort normal appliqué, E^*, Le module d'élasticité réduit.

A B

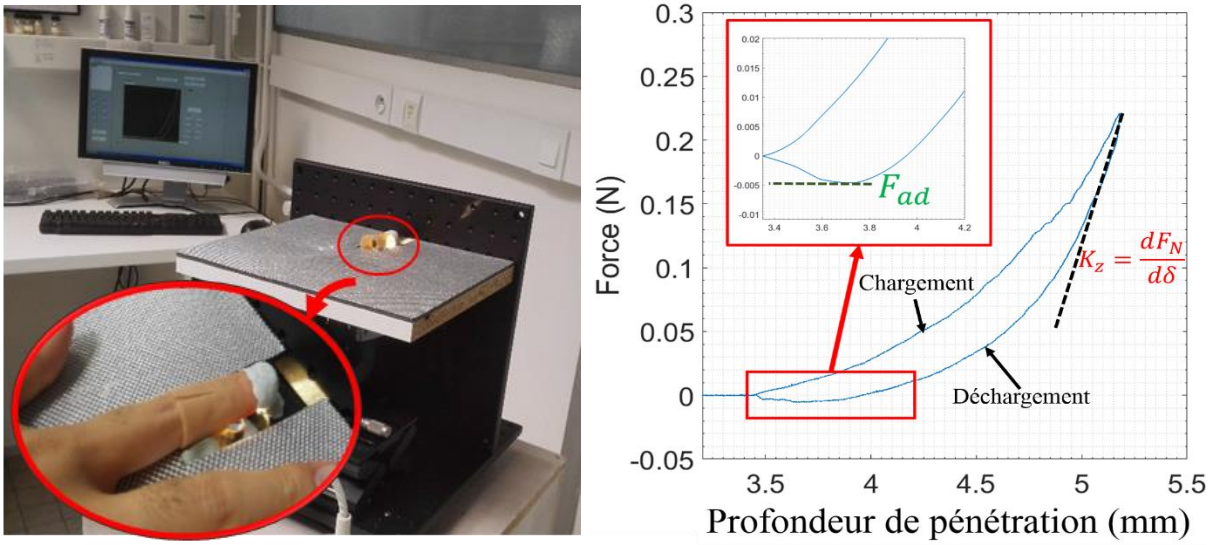


Figure 2.2-2 (A) Dispositif d'indentation de doigt adapté. Différentes tailles des supports en plastique correspond à la morphologie des doigts. Ils sont utilisés pour bien positionner le doigt afin d'indenter toujours la même zone prédéterminée pour tous les sujets. (B) Courbe d'indentation représentative sur la peau du doigt. La première partie de la courbe correspond à la phase de chargement et la deuxième partie à la phase de déchargement. La force d'adhérence maximale F_{ad}, est la force requise pour rompre le contact entre l'indenteur et le doigt [41].

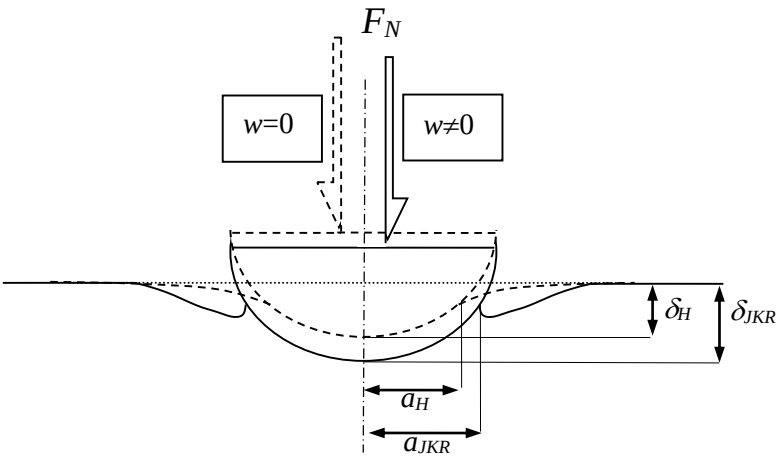


Figure 2.2-3 Comparaison entre un contact Hertzien et un contact adhésif sous la même charge FN (introduction de la charge fictive FN1).

2.2.1.2. Système d'indentation par jet d'air sans contact

L'étude des propriétés mécaniques de la peau par un système d'indentation classique est limitée en raison de la présence de la force d'adhésion et l'existence de l'anisotropie mécanique induite par la morphologie de l'empreinte digitale. C'est pourquoi, le nouveau système développé doit éviter les limites citées précédemment (voir section 2.2.1.1).

Un système d'indentation sans contact, basé sur les techniques utilisées en ophtalmologie, a été proposé [36]. L'appareil décrit dans la littérature, a été développé par notre équipe. A l'origine, cet appareil ne permettait d'accéder qu'à des tests de longue durée de jet d'air tels que des tests de fluage (plus de 10 secondes). La réaction de la peau pendant le maintien de la force et le retour libre après la coupure instantanée du flux ont été mesurées avec un capteur laser ponctuel. Ce test a permis de calculer les paramètres viscoélastiques de la peau. Pour notre étude, nous avons amélioré trois points dans l'appareil. Tout d'abord, nous pouvons accéder à des tests de courte durée, tels que des tests d'impact (4ms). Deuxièmement, nous pouvons contrôler la pression d'air exercée. Troisièmement, la déformation de la peau est observée avec un laser ligne qui a permis d'imager les ondes de cisaillement générées.

Le principe de notre système consiste à envoyer un jet d'air à la surface de la zone prédéterminée (1 cm x 2 cm) sur le doigt et à mesurer la déformation avec un laser linéaire (Keyence 7020) [42]. Le premier avantage est le retour libre de la peau sans aucune influence externe. De plus, il permet d'éviter l'effet adhésif inhérent aux propriétés de la peau du doigt [43]. Le dispositif développé permet d'accéder à des essais de courte durée tels que des essais d'impact (4 ms). La pression utilisée pour l'essai est également contrôlée. Enfin, la déformation de la peau observée avec le laser linéaire a permis de mesurer la vitesse de l'onde de cisaillement générée et ensuite calculer le module de Young. Un schéma détaillé du dispositif d'indentation sans contact est présenté sur la Figure 2.2-4.

Un compresseur d'air a été utilisé pour fournir un flux d'air contrôlé par un régulateur de pression. La durée de la sortie du flux d'air a été contrôlée par des électrovannes. L'air passe à travers une pipette en verre d'un diamètre intérieur de 1 mm. La distance entre l'extrémité de la pipette et l'échantillon a été fixée à 10 mm. Le système laser a été utilisé pour mesurer le déplacement vertical de la peau pendant l'essai avec une fréquence d'échantillonnage de 8 kHz. Le laser ligne est composé de 400 capteurs sur une longueur de 7 mm (Figure 2.2-5). Un logiciel a été développé avec le langage LabVIEW TM (National Instruments) pour contrôler le système.

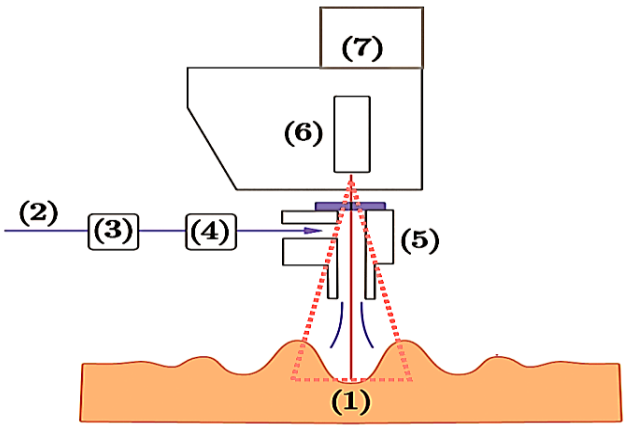


Figure 2.2-4 Concept de système d'indentation sans contact. (1) peau, (2) compresseur d'air, (3) régulateur de pression, (4) électrovanne, (5) pipette en verre, (6) laser linéaire 2D, (7) table tournante [41].

Le laser ligne est utilisé pour mesurer l'évolution de la déformation de la peau en fonction du temps. Les limites de la déformation mesurée de la peau avec ce laser sont ±3,5 mm. L'idée de ce système est d'observer la variation de la peau due à la déformation induite, donc le profil de base avant la déformation est essentiel. Pour ce faire, nous commençons d'abord l'enregistrement avec le laser pendant 50 ms avant de démarrer le système de jet d'air. Ce déclenchement est géré automatiquement sous LabVIEW.

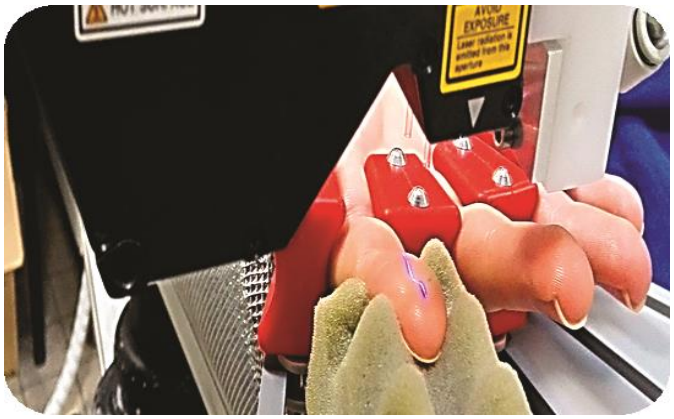


Figure 2.2-5 Image du système d'indentation sans contact avec la technique de fixation de doigt. Un support mou a été utilisé pour fixer le doigt pendant les mesures. Cette technique n'a pas appliqué de forces supplémentaires sur le doigt. Immobilisateur manuel (KLS martin) développé spécialement pour la chirurgie de la main, ce dernier a assuré la fixation et l'extension naturelle des doigts [41].

Le système proposé est basé sur une phénomène physique. Suite à une perturbation externe dans un matériau homogène, isotrope, solide et élastique pur, principalement deux types d'ondes mécaniques peuvent se propager. La première est une onde de compression et l'autre, une onde de cisaillement [44] (Figure 2.2-6). La vitesse de ces deux ondes, dans un solide, est décrite par les équations respectives suivantes [45].

$$v_L = \sqrt{\frac{K + \frac{4}{3}G}{\rho}} \quad ; \quad v_s = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$$

Où v_L et v_s sont les vitesses de l'onde de compression et de l'onde de cisaillement respectivement, K est le module d'élasticité isostatique, G est le module de cisaillement, ρ est la densité du matériau.

K et G sont liées par l'intermédiaire du coefficient de Poisson :

$$K = \frac{2G(1+\vartheta)}{3(1-2\vartheta)}$$ où ϑ est le coefficient de Poisson du matériau.

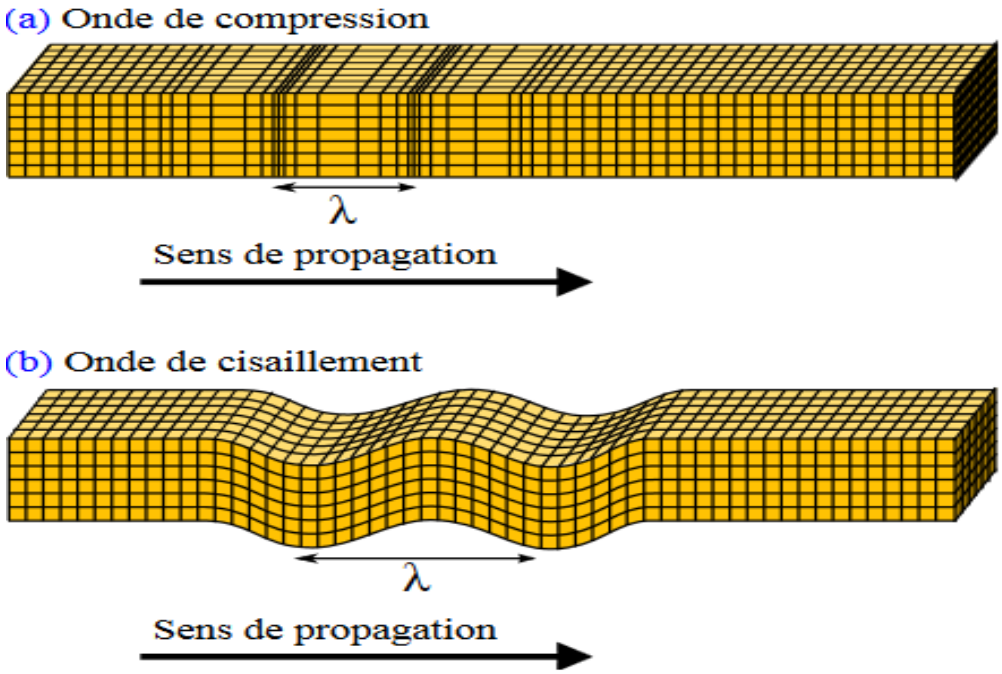


Figure 2.2-6 Propagation d'un déplacement sous deux formes : comme une onde de compression (haut) ou de cisaillement (bas)

Pour un matériau élastique, le module de Young, E, est un autre paramètre mécanique important. Il relie au module de cisaillement par l'équation suivante : $E = 2G(1+2\vartheta)$. Si nous supposons que le matériau est incompressible, son coefficient de Poisson s'approche de 0,5, et la relation devient $E \approx 3G$

Cette relation a été fréquemment adoptée dans la mesure de l'élasticité des tissus mous en utilisant l'onde de cisaillement. Dans un tissu mou, en raison de sa grande incompressibilité (lorsqu'il est déformé, le fluide à l'intérieur du tissu n'a pas le temps de se déplacer vers l'intérieur ou vers l'extérieur), le module d'élasticité isostatique est beaucoup plus grand que le module de cisaillement et donc la vitesse d'une onde de compression est beaucoup plus grande que celle d'une onde de cisaillement. Par exemple, l'onde mécanique utilisée dans l'imagerie ultrason graphique traditionnelle est un type d'onde de compression avec une vitesse de propagation de ~ 1540 m/s. Cependant, pour l'onde de cisaillement utilisée dans la mesure de l'élasticité, la vitesse de propagation varie de quelques mètres à plusieurs dizaines de mètres par seconde, ce qui est beaucoup plus petit que celle des ultrasons.

En général, l'onde de compression se propage sous la forme d'une onde longitudinale, pour laquelle la direction de la vibration des particules est identique à la direction de propagation de l'onde. Pour une onde de cisaillement, il s'agit normalement d'une onde transversale où la direction de vibration des particules est perpendiculaire au sens de propagation. Cependant, ce n'est pas tout à fait vrai. Dans des cas exceptionnels, une onde de cisaillement peut également se propager sous la forme d'une onde longitudinale [44]. Par exemple, lorsqu'un vibreur solide vibre sur la surface du tissu testé dans la direction verticale, l'onde de cisaillement se propage dans son champ proche dans la direction verticale en dessous du vibreur sous la forme d'une onde longitudinale [44]. Comme la différence de module d'élasticité isostatique pour les tissus mous est faible, de l'ordre de 10^9-10^{10} Pa [46], la différence de

vitesse de propagation est peu élevée. Au contraire, la différence de module de cisaillement peut être de l'ordre de 10^3-10^8 Pa [46], ce qui représente une gamme beaucoup plus large. Ainsi, la différence en termes de vitesse de cisaillement sera beaucoup plus significative. Pour le même type de tissus, le module d'élasticité isostatique peut être presque le même entre différentes pathologies, mais le module de cisaillement peut varier dans une gamme beaucoup plus large. Par exemple, le module d'élasticité isostatique de différents tissus du sein est d'environ 2000MPa. Cependant, dans le cas du module de Young, il est de 20kPa pour les tissus adipeux, et de 100kPa pour les tissus fibrotiques et les carcinomes, de sorte que la différence est assez grande [47], [48]. Par conséquent, la mesure de la vitesse des ondes de cisaillement peut être utilisée comme méthode pour détecter la pathologie du tissu. Une fois la vitesse d'onde de cisaillement mesurée, le module de Young du tissu testé peut être estimé à $E \approx 3\rho v_s^2$. Dans cette formule, une densité de tissu de 1000 kg/m^3 peut être utilisée pour le calcul. Ensuite, la prochaine question pour la mesure de l'élasticité avec cette méthode consiste à générer une onde de cisaillement et à la détecter dans les tissus mous. Ceci est détaillé dans la section suivante.

Le système d'indentation sans contact a deux configurations possibles en fonction de la position de la pipette en verre par rapport au laser ligne. Chaque configuration a une utilisation spécifique différente de l'autre. La première configuration consiste à placer la pipette en verre à 6 mm avant le début de la ligne laser et à mesurer la vitesse de propagation des ondes sur toute la ligne. Cette configuration est recommandée pour les grandes surfaces telles que l'avant-bras (Figure 2.2-7A). Dans la deuxième configuration, la pipette en verre est placée au centre de la ligne laser. Elle a permis de mesurer la vitesse de propagation des ondes dans deux directions en même temps. Cette configuration est la meilleure solution pour les petites surfaces comme le doigt et pour étudier l'anisotropie des propriétés mécaniques (Figure 2.2-7B).

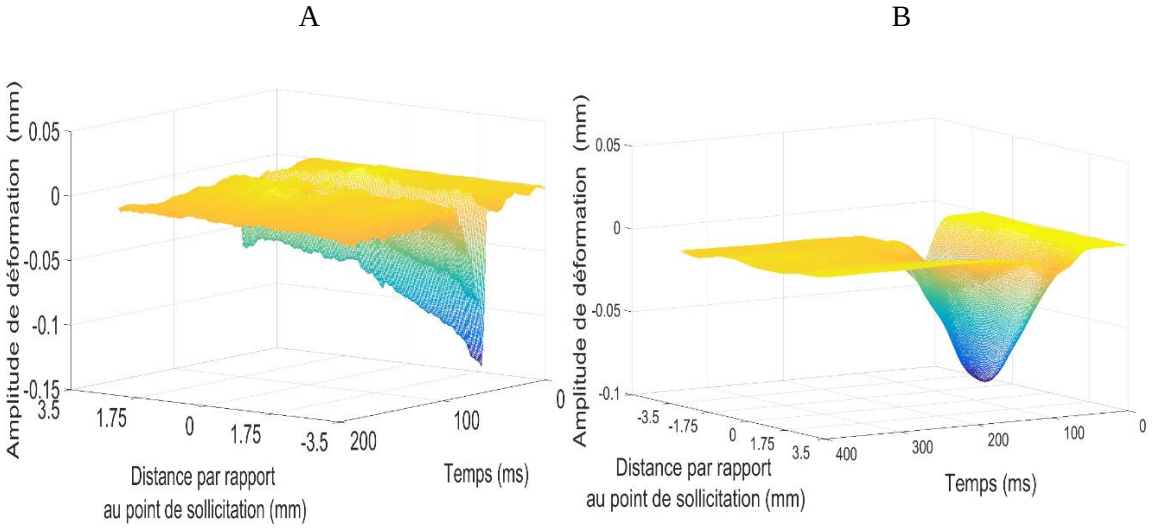


Figure 2.2-7 Image 3D de la déformation de la peau mesurée par le laser ligne. L'amplitude de déformation est tracée en fonction du temps (ms) et de la distance par rapport au point sollicité. (A), (B) configurations 1 et 2 respectivement [41].

Pour nos mesures sur le doigt, nous avons choisi d'utiliser la seconde configuration, c'est-à-dire avec la sortie d'air centrée sur la ligne laser, afin d'étudier l'anisotropie des propriétés mécaniques du doigt. Une table tournante a été placée sur la tête du laser pour faire tourner à la fois le laser et la pipette autour de l'axe de cette dernière. Des essais d'impact avec un flux d'air de 3 bars pendant 4 ms ont été réalisés sur une zone prédéterminée du doigt. Les mesures ont été effectuées dans deux directions (direction du corps et direction perpendiculaire), comme on peut le voir sur la Figure 2.2-8. Afin d'avoir des résultats fiables, 3 tests ont été effectués pour chaque mesure, puis la moyenne et l'écart-type ont été calculés.

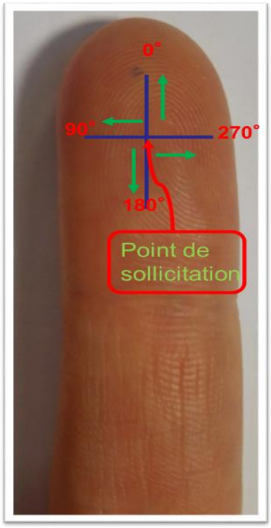


Figure 2.2-8 Les directions prédéterminées pour étudier l'anisotropie des propriétés mécaniques.

Suite à l'impact, des ondes de propagation sont créées dans le matériau. Les ondes qui se déplacent sur la surface du solide s'appellent les ondes de Rayleigh (ondes de cisaillement). Celles-ci sont habituellement utilisées pour caractériser les propriétés mécaniques du matériau [49] (Expliqué précédemment). Même si la peau ne remplit pas toutes les conditions en raison de ses propriétés (voir chapitre 1), nous supposons qu'on peut utiliser les équations listées au-dessus pour calculer la vitesse de propagation des ondes. D'une part, notre hypothèse est soutenue par le fait que la peau se rapproche du comportement d'un matériau élastique en raison de la petite perturbation de l'impact. D'autre part, elle est également soutenue par le nombre de Déborah défini comme :

$$D_e = \frac{temps\ de\ relaxation\ de\ la\ peau}{temps\ caractéristique\ de\ mesure}$$

En effet, pour nos mesures, le temps de relaxation moyen de la peau est de l'ordre de 120ms et le temps caractéristique de la mesure est de 1500ms, soit un nombre de Déborah égal à 0,08 donc très proche de 0. Or, on considère le comportement d'un matériau comme préférentiellement élastique pour un nombre de Déborah tendant vers 0. Dans la suite, nous utiliserons la relation $E \approx 3\rho v^2$ pour évaluer un module de Young local de la peau. Le coefficient de Poisson est égal 0,5 et la densité égale à 1000 kg/cm^3 [50]–[52].

Un algorithme de suivi de la propagation de l'onde élastique a été développé pour obtenir la vitesse de propagation d'onde entre chaque couple de capteurs. La moyenne du module de Young du doigt a été évaluée entre le point de sollicitation jusqu'à la fin de la ligne du laser de chaque côté de mesure (voir Figure 2.2-9).

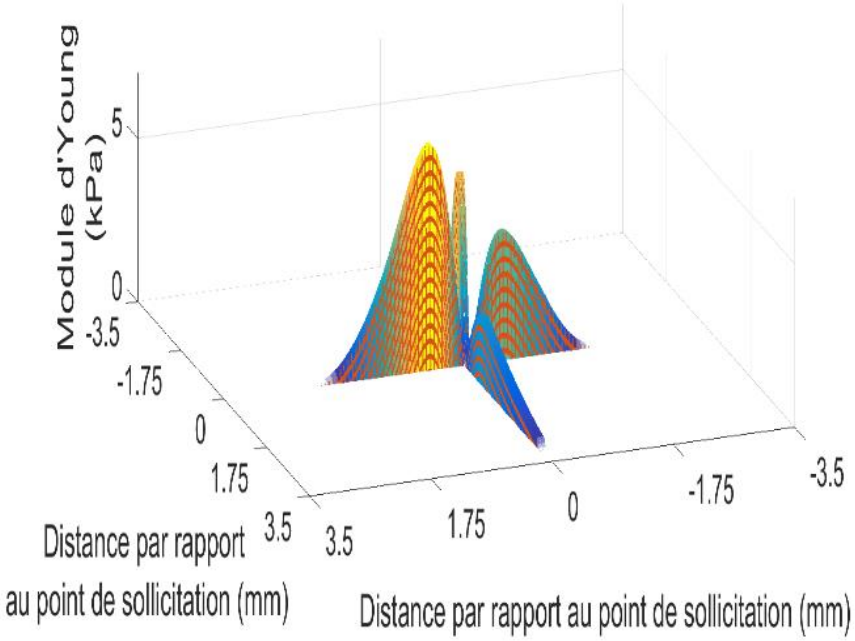


Figure 2.2-9 Effet d'anisotropie en 3D du module de Young en fonction de la distance du point sollicité (mm) dans les deux directions [41].

La Figure 2.2-7B représente une image 3D typique obtenue avec le dispositif laser après un impact sur la peau. Cette figure présente les amplitudes de déformation de la surface de la peau en fonction du temps et les positions des capteurs de la ligne laser. Comme la sollicitation est au centre de la ligne laser, le maximum de déformation est détecté avec le capteur au centre. Pour les deux côtés, la déformation détectée avec les capteurs laser est réduite lorsqu'ils sont plus éloignés du point de sollicitation.

Afin de calculer la vitesse de propagation des ondes, nous avons suivi les étapes suivantes:

- nous détectons le maximum de déformation pour chaque capteur dans la ligne laser (pour les deux côtés) ;
- nous récupérons le temps nécessaire pour que la propagation des ondes atteigne chaque capteur (Figure 2.2-10) ;
- nous calculons la vitesse de propagation de l'onde en utilisant l'équation de base $v = \frac{\Delta x}{\Delta t}$ avec Δx la distance entre deux capteurs et Δt le temps mis par l'onde pour se propager entre les deux capteurs (pour les deux côtés). Grâce à la configuration utilisée, nous avons obtenu directement deux vitesses de propagation d'onde v_D et v_G pour chaque mesure.

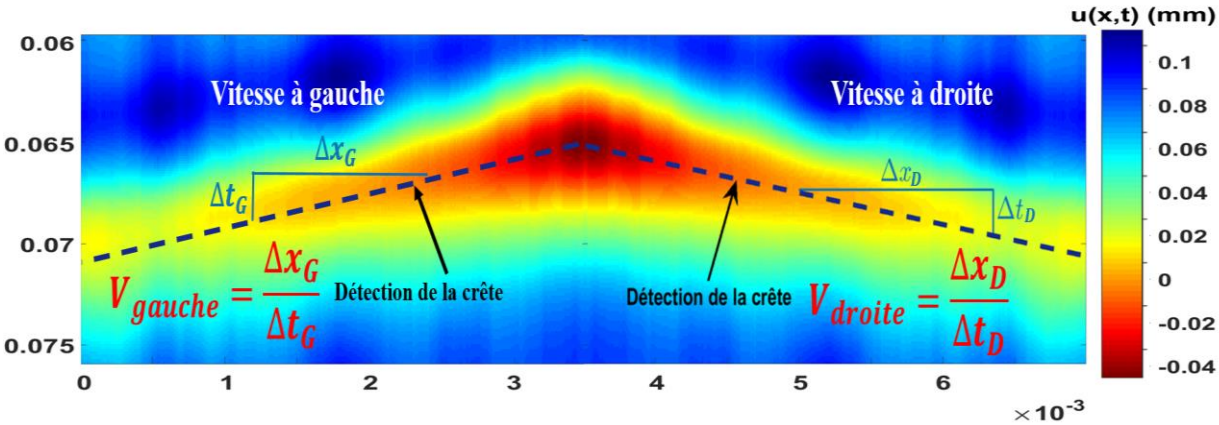


Figure 2.2-10 Evaluation de la vitesse de propagation de l'onde par détection du relief du signal

2.2.1.3. L'aire de contact apparente

L'aire de contact apparente doigt/indenteur pourrait être calculée avec l'équation de JKR. Le module de Young mesuré avec le système d'indentation sans contact et la force d'adhérence mesurée avec le système d'indentation sont utilisés pour calculer l'aire de contact. En général, le modèle JKR est utilisé sur les matériaux mous ou avec un module de Young faible (élastomères). Dans notre cas, la caractérisation de notre matériau est en échelle macroscopique (mm). De plus, la pression de contact (environ 10 kPa) est du même ordre de grandeur que le module de Young. L'hypothèse JKR est utilisée pour corriger l'aire de contact. Cette méthode est généralement utilisée dans la caractérisation des matériaux biologiques comme la peau [7] [40]. La force adhésive augmente le rayon de contact qui augmente l'aire de contact. L'équation suivante montre la relation entre le rayon de contact et la force d'adhérence. JKR est une méthode qui permet de corriger et recalculer le rayon de contact.

$$A = \pi \times a^2 \;;\; \alpha = \sqrt[3]{\frac{3}{4}\frac{R}{E^*}(F_N + 2F_{ad} + 2\sqrt{F_{ad}(F_N + F_{ad})}} \;;\quad E^* = \frac{E}{1-\nu^2}$$

Où A est l'aire de contact doigt/indenteur, R, le rayon de courbure de l'indenteur sphérique, F_N , l'effort normal appliqué, E^*, Le module d'élasticité réduit, E, le module de Young mesuré avec le système d'indentation sans contact, F_{ad} , la force d'adhérence mesurée avec le système d'indentation.

2.2.1.4. Le microscope confocal et l'analyse en ondelettes : topographie de la pulpe du doigt

Une autre étape pour comprendre la biophysique du doigt est d'étudier ses propriétés topographiques. Cette étude permet de comprendre les effets de l'âge et du sexe sur les caractéristiques de la topographie des empreintes digitales. Des répliques de silicone négatives de la pulpe du doigt ont été effectuées immédiatement après les mesures des propriétés mécaniques du doigt. Pour obtenir les répliques négatives de silicone, un élastomère liquide (silflo®, Flexico Ltd, Angleterre) mélangé avec un catalyseur, est étalé sur la zone prédéterminée (1 cm x 2 cm) pour les mesures précédentes. Après quelques minutes, l'élastomère se durcit et le négatif du relief de la peau est obtenu [53]. Afin de reconstruire une image tridimensionnelle du relief cutané, un dispositif interférométrique à lumière blanche a été utilisé [54], [55]. Le système confocal chromatique fournit des images tridimensionnelles sans contact (Figure 2.2-11), fiables, et reproductibles avec une résolution extrêmement élevée. Ce système permet d'obtenir une image positive de haute précision du relief cutané.

La microscopie confocale chromatique est une technique de mesure comprenant une sonde confocale chromatique et un système de balayage latéral. La sonde confocale chromatique détecte chaque point de la surface scannée, sa hauteur (topographie) et l'intensité lumineuse associée. Le système de balayage latéral permet de mesurer un profil de ligne (selon un axe x), une surface (avec des étages et deux axes x et y) ou toute configuration géométrique basée sur un ou plusieurs étages linéaires ou rotatifs. D'une part, la microscopie confocale chromatique est insensible à la lumière ambiante et à la réflexion parasite de la surface. D'autre part, la microscopie chromatique confocale ne requiert aucun balayage vertical pour détecter la hauteur de la surface. Cette caractéristique rend la tête optique entièrement statique, sans vibration parasite générée par un mécanisme interne.

Afin d'étudier les effets de l'âge et du sexe sur les propriétés topographiques, la caractérisation de la topographie d'empreinte digitale (Figure 2.2-11) à plusieurs échelles a été effectuée en appliquant une transformation d'ondelettes continues. Le principe de l'analyse par ondelettes (W_ψ^f) est basé sur l'utilisation des fenêtres d'analyse des tailles variables, ce qui permet d'effectuer une étude multi résolution des données de la surface, et quantifier localement les différentes composantes fréquentielles de l'image topographique de la surface, $f(x, y)$.

$$W_{\Psi}^{f} = f(x,y) \otimes \frac{1}{\sqrt{a_x a_y}} \Psi_{b,a}(x,y)$$

$$\Psi_{b,a}(x,y) = \frac{1}{\sqrt{a_x a_y}} \Psi\left(\frac{x-b_x}{a_x}, \frac{y-b_y}{a_y}\right)$$

$$f(x,y) = \frac{1}{C_{\psi}} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} W_{\psi}^{f}(a,b) \psi_{a,b}(x,y) \frac{da^2 db^2}{a^2}$$

Où C_{ψ} une constante qui dépend de l'ondelette mère, a_x, a_y, b_x, b_y les paramètres de dilatation et de translation dans les directions x et y.

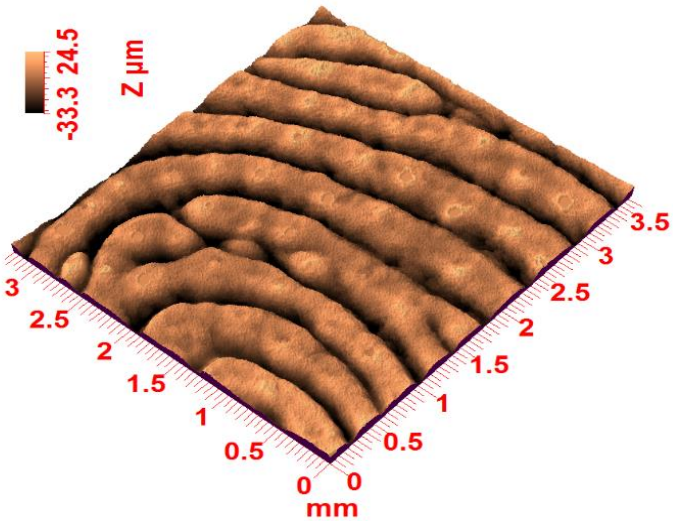


Figure 2.2-11 Réplique d'empreinte digitale balayée par microscopie confocal chromatique. Quatre par quatre millimètres de la zone balayée dans la zone prédéterminée (2 cm x 2 cm)

Un des points importants de la décomposition en ondelettes continues réside surtout dans la grande résolution des ondelettes ($\psi_{a,b}(x,y)$) pour étudier les échelles du signal analysé dans toutes les bandes de longueur d'onde. Cette propriété a été utilisée pour quantifier le critère de rugosité pour chaque échelle décomposée, allant de la rugosité aux grandes ondulations. Le résultat est représenté par un spectre d'un critère de rugosité déterminé dans toutes les échelles sous forme d'un histogramme ; ce qui constitue une signature multi-échelle sans se limiter à une bande de longueur d'onde donnée (une signature à plusieurs échelles avec un nombre donné d'échelles : 32). Le chapeau mexicain a été utilisé comme ondelette mère (Figure 2.2-12). Cette méthode est utilisée pour effectuer l'étude multi-résolution de la surface topographique (Figure 2.2-13)[56]. Après avoir déterminé la décomposition de la surface, le procédé consiste à quantifier la moyenne arithmétique de la topographie de surface à chaque échelle *SMa* (Figure 2.2-13).

$$SMA(a) = \sum_{x=1}^{M} \sum_{y=1}^{N} \frac{|f_a(x,y)|}{MN}$$

Où M et N sont les dimensions de surface dans les directions x et y, respectivement (voir Eq. 9) [57].

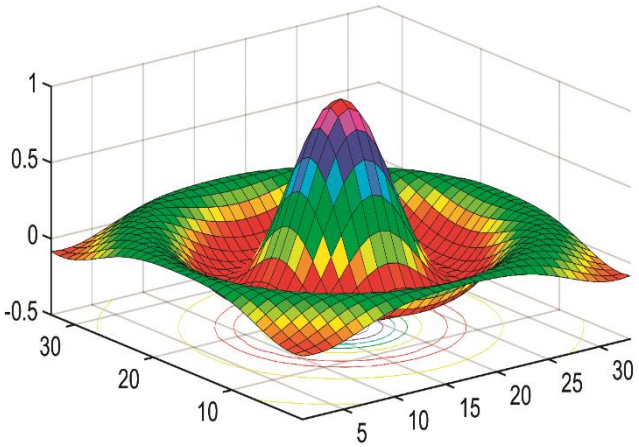


Figure 2.2-12 Le chapeau mexicain.

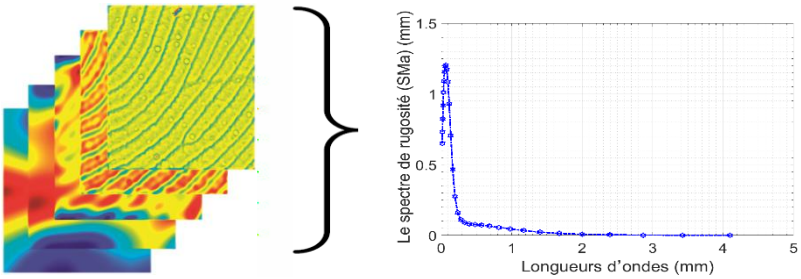


Figure 2.2-13 La décomposition en ondelettes de l'image numérisée et la moyenne arithmétique de la topographie de surface à la longueur d'ondelettes [41].

2.2.1.5. L'aire de contact réelle

Comme déjà mentionné dans la littérature (voir chapitre 1), l'effet du sexe sur l'acuité tactile est dû à la différence physique entre les doigts des femmes et des hommes (cette hypothèse a déjà été expliquée au chapitre 1). Il a été montré que l'acuité tactile s'améliore avec la diminution de la taille du doigt, et que cette tendance explique clairement la meilleure perception des femmes, qui ont en moyenne des doigts plus petits que les hommes. En effet, des analyses statistiques montrent que la taille du doigt prédit l'acuité tactile, et non le sexe de la personne. Ainsi, un homme et une femme avec des doigts de même taille auront, en moyenne la même acuité tactile [3].

La différence entre la perception tactile et l'acuité tactile est visible à travers l'aire de contact. L'acuité tactile est la capacité à faire la différence entre deux points proches. La perception tactile est le terme général utilisé pour la sensibilité du toucher. Dans notre cas, il définit le toucher classique. Dans la littérature, il existe plusieurs résultats et explications des effets de l'âge et du sexe sur la perception tactile et ils ne sont pas toujours en accord. Cependant, il existe deux résultats principaux pour lesquels tous les auteurs sont en accord : la perception tactile diminue avec l'âge, et les femmes en général ont une meilleure acuité tactile. Cependant, une meilleure acuité tactile pour les femmes n'a pas été montrée pour toutes les classes d'âge [58]–[63].

Dans cette partie, nous recherchons les effets de l'âge et du sexe sur la perception tactile via l'évolution de l'aire de contact pour les raisons suivantes :

• L'aire réelle de contact reprend toutes les propriétés biophysiques (propriétés de contact, mécaniques et topographiques).

• L'aire de contact pourrait être corrélée aux mécanorécepteurs et à la perception tactile.

• L'aire de contact peut expliquer l'évolution de l'effet du sexe sur la perception tactile avec l'âge.

Pour la perception tactile, l'aire de contact est le paramètre qui définit le nombre de mécanorécepteurs sollicités. Nous avons utilisé un capteur d'empreinte digitale couplé à un capteur de force normale (voir Figure 2.2-14 A et B). Ce système permet de capturer des images pour des forces prédéfinies. La zone de lecture du capteur d'empreinte digitale vient exercer un effort sur le doigt du sujet jusqu'à ce qu'une force de 0,3 N soit appliquée (voir Figure 2.2-14 D).

Puis, nous avons mesuré la taille du doigt avec une caméra CCD et un algorithme de détection de contour (voir Figure 2.2-14 C). Une photo du doigt a été réalisée, le doigt du sujet a été positionné sur un emplacement blanc de dimension 50*50 mm². Après cela, le contour de la première phalange a été détecté avec un logiciel de traitement d'images (le filtre de Canny). Puis l'aire a été calculée numériquement avec un programme sous Matlab.

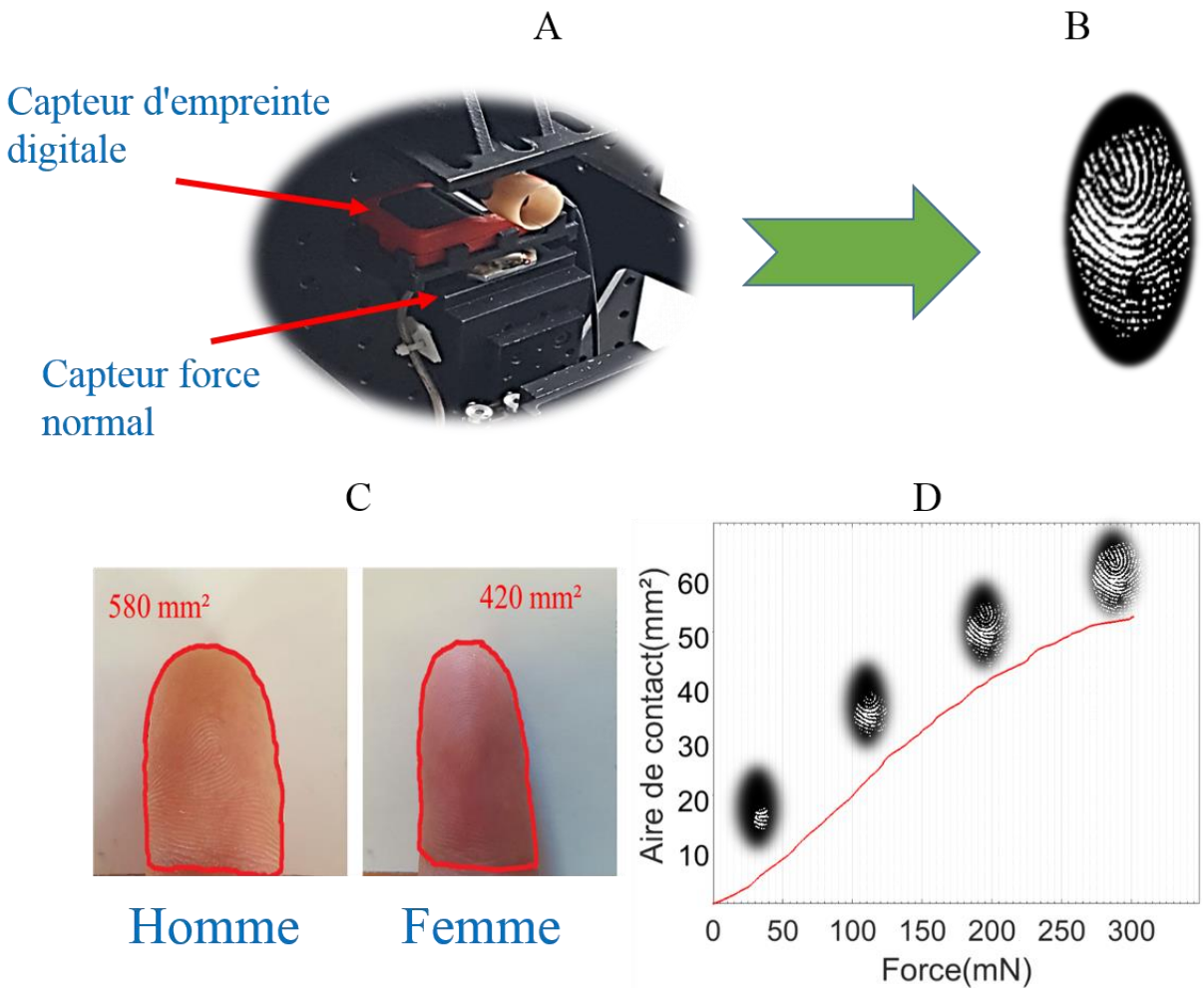


Figure 2.2-14 (A) Dispositif de capteur d'empreinte digitale couplé à un capteur de force normale. Différentes tailles des supports en plastique correspond à la morphologie des doigts. Ces supports sont utilisés pour bien positionner le doigt afin que l'empreinte digitale se trouve au centre de la zone de lecture. (B) Une image obtenue avec le capteur d'empreinte digitale à 0.3N. (C) Une photo du doigt et le contour de la première phalange détecté avec le filtre de Canny. (D) Evolution de l'aire de contact en fonction de force appliquée.

Comme nous l'avons vu, la taille du doigt définit la densité des mécanorécepteurs par unité d'aire, de sorte que l'aire réelle de contact devrait être normalisée avec la taille du doigt. Les résultats de cette normalisation correspondent à la densité, qui devrait être une image des mécanorécepteurs sollicités et donc de la perception tactile. En d'autre termes, une densité plus élevée signifie plus de mécanorécepteurs sollicités en processus de toucher, d'où une meilleure perception tactile.

$$\text{La densité (\%)} = \frac{L'aire\ de\ contact\ réelle}{Taille\ du\ doigt} * 100\%$$

2.3. Protocole expérimental

2.3.1. Description du panel pour l'étude

Quarante volontaires caucasiens (20 pour chaque sexe) ont participé à toutes les études dans ce chapitre (Tableau 2.3-1). Les volontaires se répartissent également en quatre groupes selon l'âge. Toutes les mesures ont été réalisées *in vivo* en utilisant des techniques non invasives. Tous les participants ont été bien informés des objectifs, des méthodes utilisées et des risques potentiels de l'étude. Ils ont donné leur consentement écrit.

	G 1		G 2		G 3		G 4	
Classe d'âge	20-29 ans		30-39 ans		40-49 ans		≥ 50 ans	
Sexe	Homme	Femme	Homme	Femme	Homme	Femme	Homme	Femme
Effectif	5	5	5	5	5	5	5	5
Age moyen	25±3	26±3.5	35±2	34±3	45±2	44±3,8	59±4	58±6

Tableau 2.3-1 Descriptif du panel d'étude

2.3.2. Paramètres des essais

Avant le début des mesures, une période d'acclimatation de 30 minutes était prévue dans une pièce contrôlée (température 21 ± 0,5 °C, humidité relative 47 ± 5%). Afin d'avoir des résultats robustes, trois tests ont été effectués consécutivement avec chaque système pour chaque volontaire, puis la moyenne et l'écart-type ont été calculés.

Tous les essais d'indentation ont été effectués à une vitesse d'indentation constante V=0,5 mm/s, et une charge normale appliquée constante = 0,2 N. Ces conditions expérimentales sont largement observées dans la littérature pour estimer les propriétés mécaniques du doigt et pour les problèmes de perception tactile [62], [64]. L'indenteur utilisé est une bille en verre, avec un rayon de courbure R=2,5 mm.

Pour les mesures des propriétés mécaniques du doigt avec le système d'indentation sans contact, nous avons choisi de travailler avec la seconde configuration du système. Le temps de maintien du jet a été fixé à 4 ms. Le temps de la mesure a été de 1500 ms avec une fréquence d'échantillonnage de 8 kHz.

Pour l'étude de la topographie de surface des doigts humains, nous avons utilisé un contrôleur CHR 150L de la technologie d'imagerie confocale chromatique et une sonde optique CL2-MG140 de la société STIL. Cette dernière permet de balayer une surface de 4x4 millimètres avec une résolution axiale de 22 nm et une précision de 80 nm. On a ensuite traité les images 3D avec le logiciel Toposurf. L'image est d'abord aplatie pour compenser la courbure de la pulpe du doigt et ensuite nous avons filtré l'image avec un filtre isotrope (λ=0.4µm). Enfin, nous avons utilisé un logiciel développé par notre équipe pour faire la décomposition des ondelettes sur 32 échelles.

Pour la partie de l'aire réelle de contact, les sujets se lavent les mains avec l'eau du robinet et du savon de Marseille, s'essuient les mains avec une serviette en papier et laissent leurs mains au repos pendant 15 minutes. Le lecteur est alors nettoyé avec un coton-tige et de l'éthanol, il sera toujours essuyé de cette manière par la suite. A la fin des 15 minutes les sujets placent leur index dans le doigtier (le guide en plastique prévu à cet effet), afin de positionner l'empreinte digitale au centre de la zone de lecture et pose leur main sur un support pour éviter des contractions musculaires (voir Figure 2.2-14). Un programme permet de capturer une image de l'empreinte digitale à une force normale de 0,3 N. A

la fin de chaque mesure les sujets retirent leur doigt et le lecteur est nettoyé. Le lecteur d'empreinte digitale utilisé (Morpho smart 1300) permet de mesurer l'aire de contact grâce à des capteurs haute résolution (500 dpi, et 256 niveaux de gris) et une grande surface de détection du doigt, 308 mm².

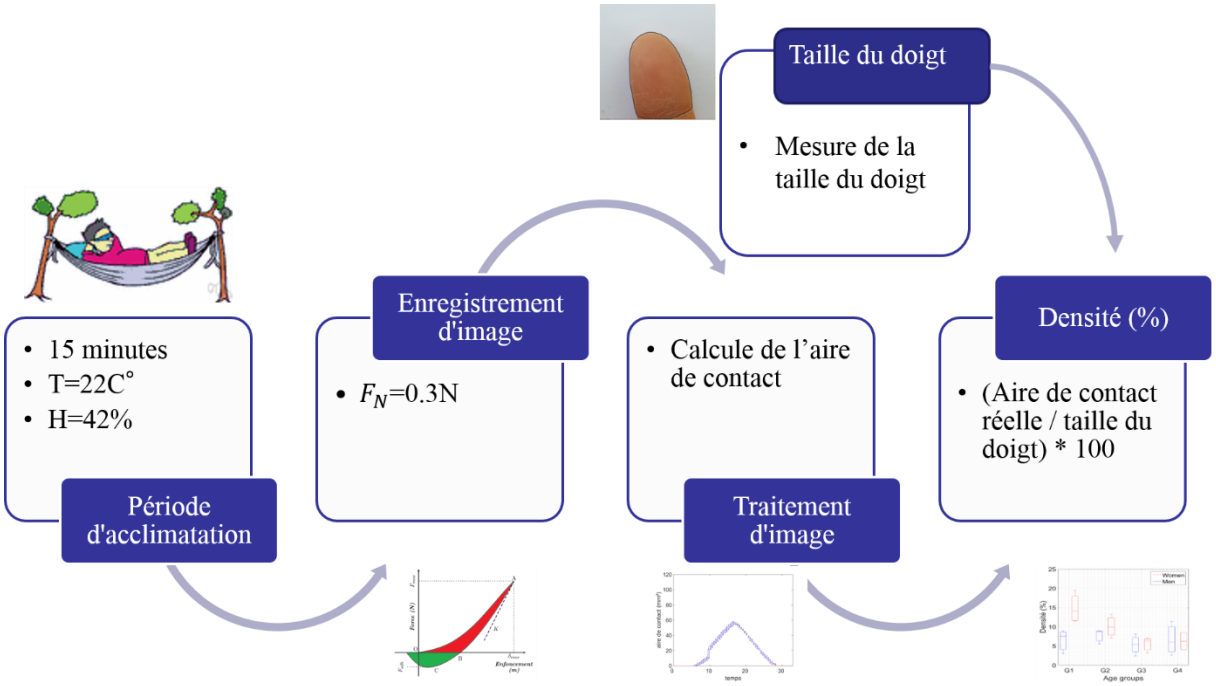


Figure 2.3-1 Protocole utilisé pour les mesures de densité

2.3.3. Analyses statistiques

Matlab a été utilisé pour les analyses statistiques. L'analyse de variance (ANOVA) est un modèle statistique utilisé pour analyser les différences entre des groupes et savoir si ces différences sont statistiquement significatives. Les données sont considérées comme statistiquement significatives si la valeur de p est inférieure au niveau de signification défini ($p<0,05$). Dans notre étude, nous avons utilisé l'ANOVA pour vérifier si nous avions des différences statistiquement significatives en fonction de l'âge et du sexe (force d'adhésion, module de Young, aire de contact (apparente, réelle) et *SMa*).

En statistique, le coefficient de corrélation de Pearson (r) est une mesure de la dépendance linéaire (corrélation) entre des variables. La valeur du coefficient de corrélation de Pearson est utilisée pour déterminer la solidité de cette relation entre les variables. La corrélation est considérée forte pour une valeur de r supérieure à 0,8. Dans cette étude, nous avons utilisé le coefficient r pour vérifier si nous avions statistiquement une corrélation linéaire entre les propriétés mécaniques des différents groupes d'âge [65].

2.4. Résultats et Discussion : évolution des paramètres biophysiques du doigt

Des différences notoires entre les propriétés des doigts des femmes et des hommes et en fonction de l'âge ont été montrées. Les résultats sont décrits dans les sections suivantes qui traitent successivement des propriétés de contact, des propriétés mécaniques, de l'aire de contact et des caractéristiques de la topographie du doigt en fonction de l'âge et du sexe.

2.4.1. Propriétés de contact du doigt humain : effet de l'âge et du sexe

En ce qui concerne les propriétés de contact du doigt, la force mesurée pour les hommes et les femmes en fonction de l'âge est présentée en Figure 2.4-1. Les résultats montrent un effet lié au sexe très clair avec des forces d'adhésion plus élevées pour les femmes. La force d'adhérence varie de 0,1 mN à 0,25 mN pour les hommes, et de 0,22 mN à 0,36 mN pour les femmes. La différence de force d'adhésion entre les femmes et les hommes peut être considérée comme très significative pour chaque groupe d'âge ($p<0.5$). Cependant, les mesures issues du test d'indentation ne montrent pas un effet de l'âge clair pour les hommes et pour les femmes. En effet, la force d'adhérence varie non linéairement en fonction de l'âge ($r<0.8$).

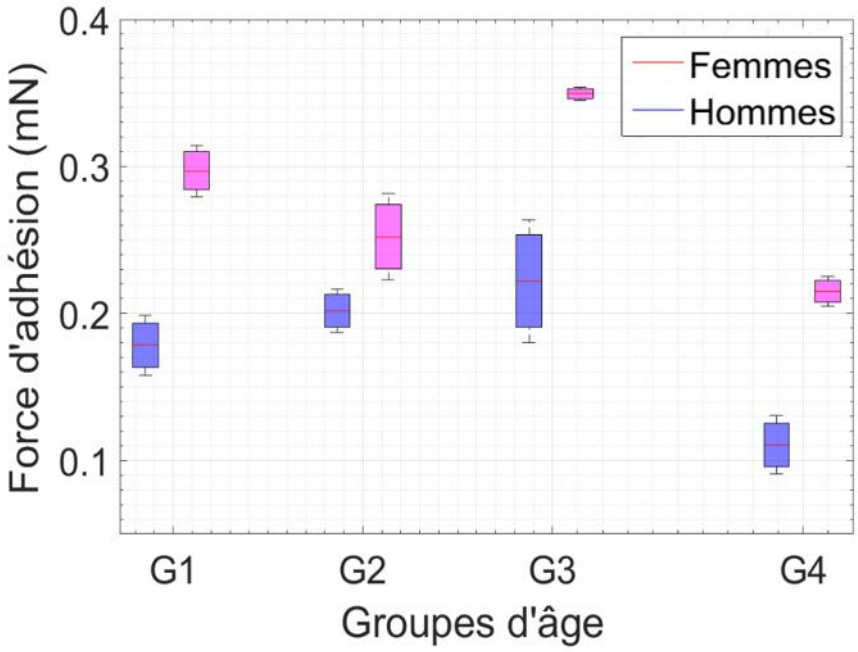


Figure 2.4-1 Effets de l'âge et du sexe sur les propriétés de force adhésive. Analyses statistiques ANOVA et Pearson : r< 0,8 p <0,05. (R> 0,8 fortement corrélé, p <0,05 statistiquement significatif) [41].

Les résultats obtenus sur la force d'adhésion peuvent être expliqués par la présence d'une densité plus élevée des glandes sudoripares eccrines au niveau de la main pour les femmes. En fait, la densité de glande sudoripare sur les mains est d'environ 600 glandes/cm^2 alors qu'elle est d'environ 200 glandes/cm^2 sur le reste du corps [66], [67]. Les glandes sudoripares sécrètent une solution principalement composée d'eau et d'électrolytes qui est à l'origine des phénomènes d'adhérence. Les pores sont les petites ouvertures sur la surface des empreintes digitales du doigt formées par les conduits des glandes sudoripares [68]. Dans la littérature [3], une plus grande densité de pores pour l'empreinte digitale des femmes a été remarquée. En conclusion, on suppose que la densité de pores est corrélée à la densité en glandes sudoripares. Cette densité de pores étant plus élevée chez les femmes, on en déduit que leur densité de glandes l'est également, ce qui expliquerait une force d'adhérence plus importante pour les femmes.

2.4.2. Propriétés mécaniques du doigt humain : effet de l'âge et du sexe

La Figure 2.4-2A à la Figure 2.4-2D mettent en évidence le module de Young du doigt mesuré dans quatre directions prédéfinies en fonction de l'âge et du sexe. Les résultats donnent un aperçu des effets de l'âge et du sexe sur les propriétés mécaniques du doigt. Le module de Young, E, est significativement et positivement corrélé à l'âge ($p <0,05$, $r> 0,8$ pour la direction 0 °), indépendamment de l'effet du sexe. Le coefficient de corrélation de Pearson montre des valeurs plus élevées que 0,8 dans toutes les directions, donc une corrélation linéaire peut être observée en fonction de l'âge.

De plus, l'évolution du module de Young avec l'âge est anisotrope en fonction de la direction mesurée. Les résultats démontrent un E supérieur pour la partie extérieure du doigt (0°, 270°). La partie extérieure du doigt est plus exposée à l'environnement et aux frottements répétés dans la vie quotidienne (l'écriture). On peut remarquer que l'anisotropie des propriétés mécaniques augmente avec l'âge. La Figure 2.4-3 montre l'anisotropie des propriétés mécaniques du doigt pour les hommes et les femmes les plus jeunes et les plus âgés. La corrélation linéaire (r> 0,8) entre le module de Young et l'âge signifie que le même effet d'anisotropie peut être remarqué pour les autres groupes d'âge (Figure 2.4-4 A et Figure 2.4-4 B). À notre connaissance, les effets de l'âge sur les propriétés mécaniques des doigts n'ont jamais été observés dans la littérature.

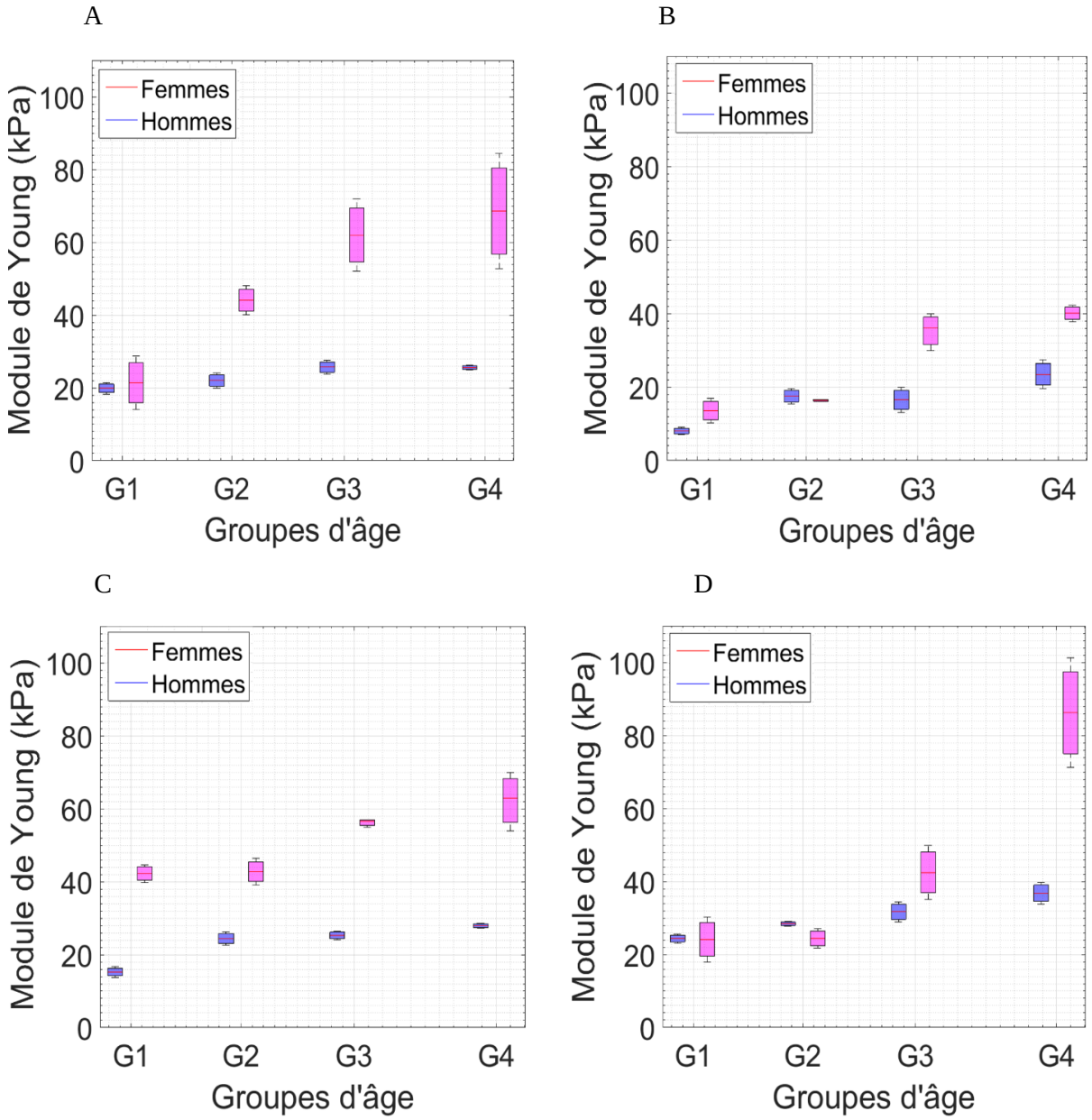


Figure 2.4-2 (A à D) Effets de l'âge et du sexe sur le module de Young dans les directions 0°, 90°, 180° et 270°. Analyses statistiques ANOVA et Pearson : r> 0,8 p <0,05, r> 0,8 p <0,05, r> 0,8 p <0,05 respectivement. (R> 0,8 fortement corrélé, p <0,05 statistiquement significatif) [41].

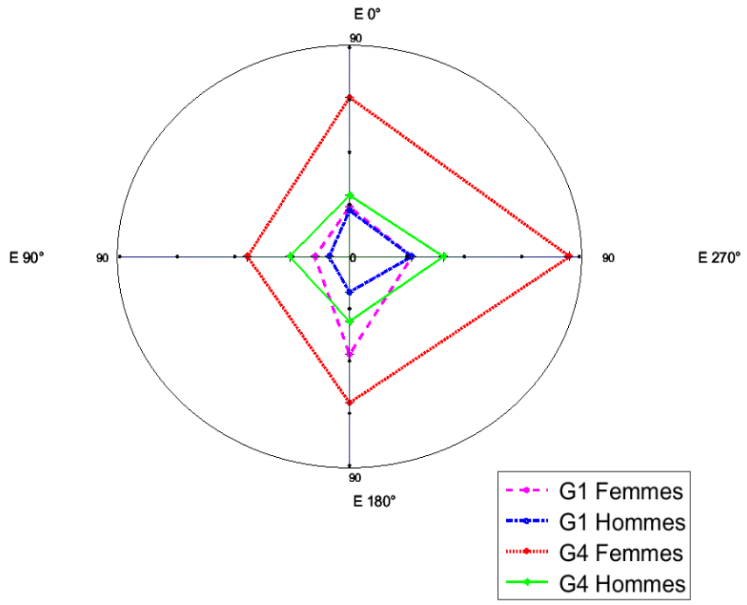


Figure 2.4-3 Anisotropie des propriétés mécaniques des doigts en fonction des directions pour le groupe le plus jeune (groupe1) et le plus âgé (groupe4) [41].

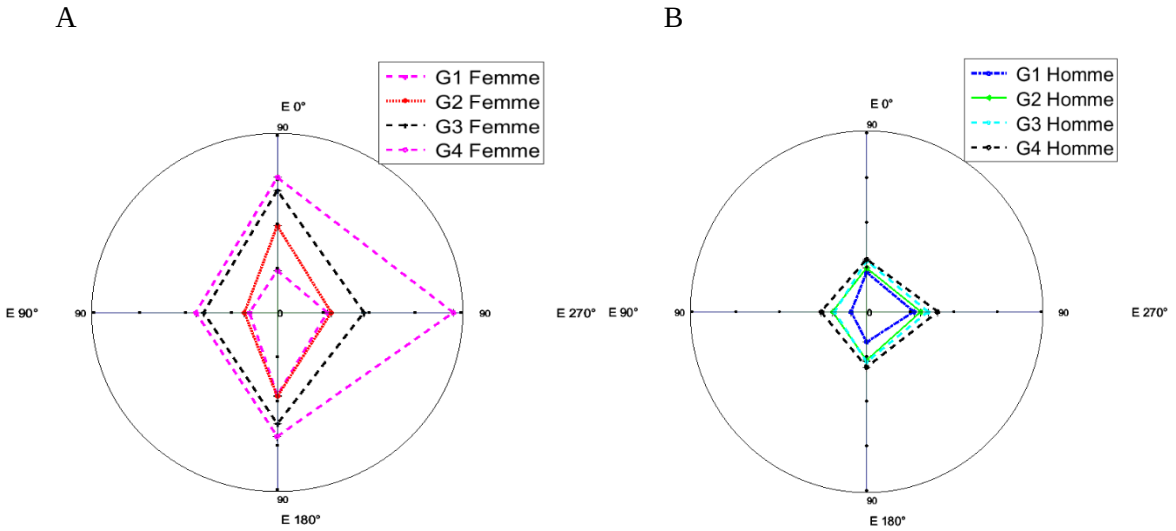


Figure 2.4-4 Anisotropie des propriétés mécaniques des doigts en fonction des directions en fonction de l'âge. (A) pour les femmes. (B) pour les hommes [41].

De toute évidence, les femmes ont généralement un module de Young plus élevé que les hommes. Les Figure 2.4-2 A à D montrent clairement l'effet du sexe en fonction de l'âge, où la différence de propriétés mécaniques entre les hommes et les femmes est plus importante pour les groupes plus âgés. Les résultats obtenus concordent avec les résultats dans la littérature qui indiquent que les femmes ont un module de Young plus élevé [62], [64]. Dans la littérature, l'effet du sexe sur les propriétés mécaniques du doigt avec un système d'indentation a été étudié. La méthode d'indentation a certaines limites, telles que l'effet de la force d'adhérence sur le module d'élasticité calculé. La force d'adhérence modifie fortement l'aire de contact indenteur /doigt et perturbe significativement l'estimation du module d'élasticité (voir section 2.2.1.1). De plus, l'effet du sexe n'a été étudié que sur un seul groupe d'âge (34 à 56 ans [62] et 25 à 33 ans [64]). Dans la présente étude, nous avons évité les limites du système d'indentation rapportées dans la littérature.

En conclusion, l'effet du sexe sur les propriétés mécaniques des doigts a été rapporté précédemment dans la littérature. Ces effets sont les même que ceux de nos résultats. L'apport de notre étude est double :

- Prise en compte des effets de l'âge et du sexe sur les propriétés mécaniques du doigt.
- Les limites de système d'indentation classique ont été contournées.

Dans la littérature, certains travaux ont étudié l'effet du sexe sur la taille des doigts. Il a été rapporté que statistiquement les doigts des hommes sont plus grands que ceux des femmes [15]. De plus, d'autres études ont montré l'effet de l'âge sur la peau et ont démontré une réduction de l'épaisseur des couches de la peau en fonction de l'âge [46]. La perte de fibres d'élastine et de fibres de collagène crée des rides et certains changements topographiques [35]. L'anatomie du doigt montre qu'il n'y a pas de muscles dans les doigts et qu'il est composé de l'ongle, de la peau et de l'os. Comme il manque d'information dans la littérature sur les caractéristiques du doigt, nous avons proposé des hypothèses basées sur nos résultats expérimentaux.

Pour les femmes : le module de Young du doigt subit un accroissement linéaire en fonction de l'âge, Tableau 2.4-1. Nous pouvons expliquer cet effet par les différences de taille des doigts entre les hommes et les femmes. Comme l'épaisseur de la peau diminue en fonction de l'âge, l'effet de l'os (organe très dur) sur les propriétés mécaniques de la pulpe du doigt devrait être plus élevé. Les résultats obtenus sur le module de Young pour les femmes confortent notre hypothèse. En ce qui concerne les hommes, le module de Young du doigt a légèrement augmenté en fonction de l'âge (Tableau 2.4-1), cet effet pourrait être expliqué par la réduction de l'épaisseur de la peau comme chez les femmes. Cependant, l'augmentation de E n'est pas aussi importante chez les hommes en comparaison du résultat des femmes. Nous expliquons ces résultats par l'effet du sexe sur la taille du doigt. Comme les doigts des hommes sont plus grands, l'épaisseur de la peau du doigt est plus importante pour eux. De plus, l'os reste légèrement plus loin que pour les femmes et la sollicitation osseuse est moins prononcée. Par conséquent, le module de Young est légèrement plus élevé en fonction de l'âge pour les hommes.

2.4.3. Propriétés de la topographie du doigt humain : effet de l'âge et du sexe

Les mesures de la moyenne arithmétique de la topographie des empreintes digitales ont permis d'étudier les effets de l'âge et du sexe sur les propriétés topographiques du doigt. La Figure 2.4-5 A à D montre l'effet du sexe sur le spectre de rugosité moyenne *SMa* avec l'écart-type pour chaque groupe d'âge. On peut observer une différence significative dans les amplitudes de la rugosité entre les hommes et les femmes pour tous les groupes d'âge ($p<0.5$). Du deuxième au quatrième groupe, l'amplitude de rugosité de *SMa* est plus élevée chez les hommes que chez les femmes. En ce qui concerne le premier groupe d'âge, on observe un effet de sexe inverse par rapport aux autres groupes d'âge. L'amplitude maximale de *SMa* a diminué de 1,2 à 0,69 µm pour les femmes et a augmenté de 0,85 à 1,52 µm pour les hommes, voir le Tableau 2.4-3. En revanche, les amplitudes maximales de *SMa* pour tous les groupes d'âge pour les hommes et les femmes sont présentés dans une gamme de longueur d'onde de 0,047 à 0,067 mm.

Pour comprendre les résultats obtenus, nous proposons deux études distinctes pour les effets de l'âge et du sexe sur les propriétés topographiques du doigt humain. Généralement, la longueur d'ondelettes correspondante à l'amplitude *SMa* maximale est plus élevée chez les hommes pour tous les groupes d'âge, voir la Figure 2.4-5 A à D et le Tableau 2.4-1. En outre, le *SMa* fournit la distribution du motif dans l'image où la longueur d'ondelette est inversement proportionnelle à sa répétabilité, cela signifie une répétabilité plus élevée pour les longueurs d'ondelettes courtes. Les résultats obtenus correspondent à ce qui se trouve dans la littérature sur l'effet du sexe sur la densité des reliefs d'empreinte digitale. Différentes études ont montré une densité des reliefs pour l'index plus élevée chez les femmes que chez les hommes [1] [2] [69]. Les études antérieures sont conformes à nos résultats concernant l'effet du sexe révélé par la topographie de la pulpe du doigt.

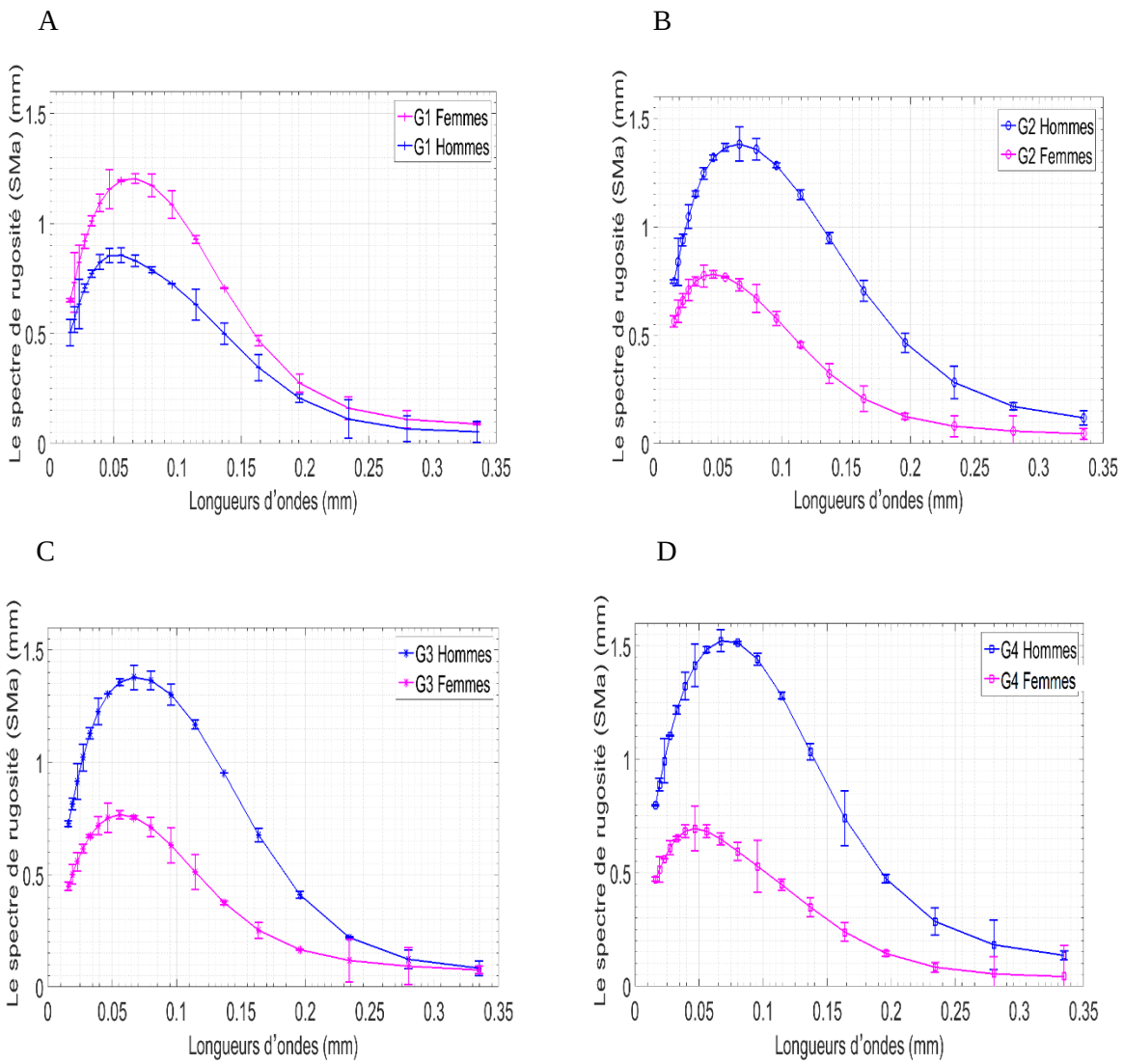


Figure 2.4-5 Moyenne arithmétique de la topographie de surface en fonction du sexe. (A à D) SMa en fonction de la longueur d'ondelettes pour G1, G2, G3 et G4. ANOVA analyse statistique : p<<0,05 pour tous les groupes d'âge. (P<0,05 statistiquement significatif) [41].

La Figure 2.4-6A et la Figure 2.4-6B démontrent l'effet de l'âge sur les propriétés topographiques du doigt où une différence prononcée peut être clairement notée. Cette observation porte sur l'évolution des amplitudes *SMa* avec l'âge chez les hommes et les femmes. Une évolution importante des propriétés topographiques entre le premier et le deuxième groupe d'âge (25 ans et 35 ans respectivement), puis un léger changement à partir du deuxième groupe d'âge a été remarqué. Nous expliquons cette remarque par l'effet de l'âge de transition. L'âge de transition dans les propriétés topographiques de la peau a déjà été observé dans la littérature pour l'avant-bras (environ 37 ans) [70]. Par conséquent, les résultats obtenus sur l'effet de l'âge peuvent être expliqués par l'âge de transition. Ce phénomène s'est produit à l'âge de 30 ± 2 ans pour le doigt selon nos résultats.

		G1	G2	G3	G4
Hommes	Longueur des ondelettes de *SMa* maximale (mm)	0.056	0.067	0.067	0.067
	Le maximum de *SMa* (µm)	0.85±0.03	1.38±0.08	1.38±0.05	1.52±0.05
Femmes	Longueur des ondelettes de *SMa* maximale (mm)	0.056	0.047	0.056	0.046
	Le maximum de *SMa* (µm)	1.2±0.02	0.78±0.01	0.77±0.02	0.69±0.07

Tableau 2.4-1 SMa en fonction de l'âge et du sexe. Le tableau montre l'amplitude SMa maximale et la longueur d'ondelettes correspondante.

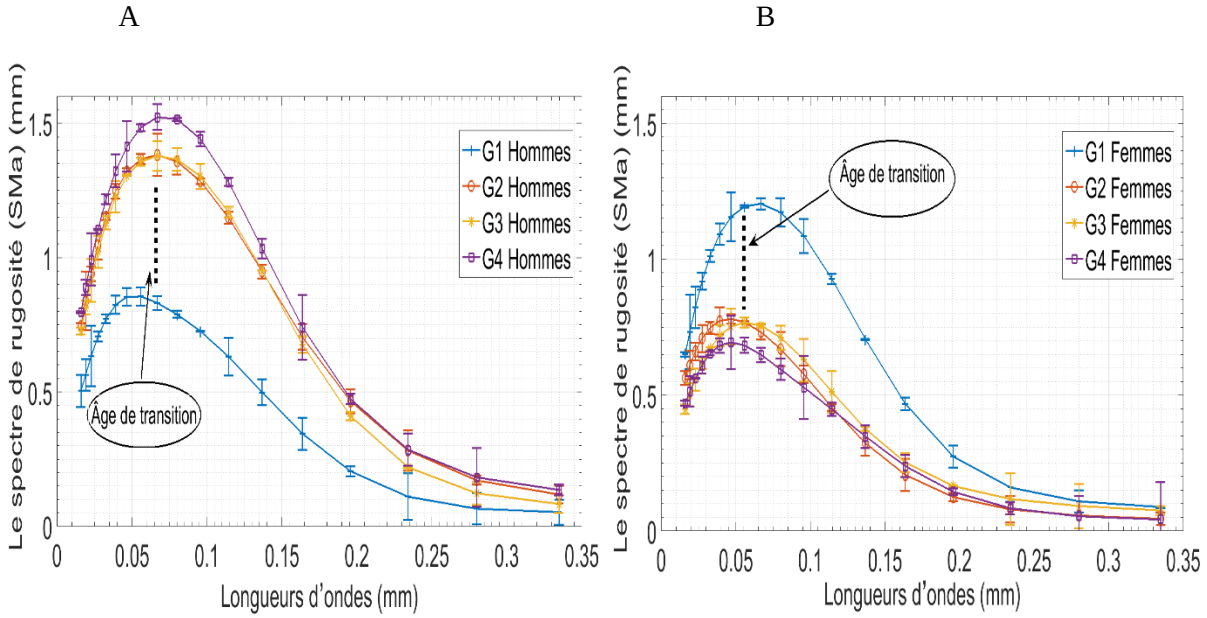


Figure 2.4-6 Effet de l'âge sur la topographie (SMa) pour hommes et femmes respectivement. Analyse statistique ANOVA : p<<0,05 entre G1 et les autres groupes et p>0,05 entre G2, G3 et G4. (P<0,05 statistiquement significatif) [41].

En général, les personnes développent souvent des callosités sur les doigts les plus utilisés de la main dominante (l'index), en raison de l'écriture avec des stylos et d'autres travaux. Les callosités pourraient être développées dans n'importe quelle partie de la peau exposée au frottement pendant une longue période. Ce phénomène est un mécanisme physiologique permettant de protéger la peau des contraintes mécaniques en augmentant l'épaisseur du *stratum corneum* (SC) [71] [72]. La barrière créée réduit la perte d'eau et d'autres composants [73]. L'augmentation des amplitudes de *SMa* pour les hommes pourrait être expliquée par l'effet de la callosité et l'augmentation de l'épaisseur de *stratum corneum*. La callosité augmente la rugosité de la peau, et les amplitudes du relief cutané deviennent plus élevées [71]. D'autre part, l'effet de callosité est devenu plus important avec le temps en raison de l'utilisation répétée de la main. Par conséquent, le *SMa* augmente en fonction de l'âge (Tableau 2.4-3 et Tableau 2.4-1). En conclusion, l'augmentation du *SMa* en fonction de l'âge pour les hommes est due à l'accumulation de callosités.

En général, les femmes attachent plus d'importance au soin de leur peau et utilisent régulièrement des produits cosmétiques [74]. Ceci pourrait limiter les dommages de la peau dus à l'interaction quotidienne avec l'environnement et en particulier l'effet des callosités. Les résultats obtenus pour la force adhésive prouvent notre hypothèse, Tableau 2.4-2. Une force adhésive supérieure observée chez les femmes dans toutes les catégories d'âge étudiées est due à une perte de sueur et d'eau plus élevée chez elles [40]. Une plus grande quantité de perte d'eau peut conduire à la sécheresse du doigt avec le temps, ceci peut induire un aplatissement des reliefs de la peau. En conclusion, la diminution des amplitudes de *SMa* en fonction de l'âge chez les femmes est due à une grande quantité de perte d'eau et de sueur au fil du temps.

Propriétés biophysiques du doigt		Effet du sexe	Effet de l'âge	
			Homme	Femme
Propriétés de contact	La force d'adhérence	Significativement plus élevé pour les femmes	Effet non clair	Effet non clair
	Aire de contact	Significativement plus élevé pour les femmes	Diminution	Diminution
Propriétés mécaniques	Module de Young	Significativement plus élevé pour les femmes	Augmentation	Augmentation
Propriétés de topographie	*SMa*	G1 : Significativement plus élevé pour les femmes Les autres groupes : Significativement plus élevé pour les hommes	Augmentation	Diminution

Tableau 2.4-2 Les tendances des effets de l'âge et le sexe sur les propriétés biophysiques des doigts. Le tableau résume les effets de l'âge et du sexe sur les propriétés biophysiques du doigt humain. (R> 0,8 fortement corrélée, p <0,05 statistiquement significatif)

2.4.4. L'aire de contact et la perception tactile : effet de l'âge et du sexe

2.4.4.1. L'aire de contact apparente

La Figure 2.4-7 met en évidence l'aire de contact apparente du doigt corrigée par la théorie JKR [23]. Elle a été calculée en utilisant la force adhésive et le module de Young moyen. Le pourcentage de correction de l'aire de contact démontre l'effet de la force d'adhésion (Tableau 2.4-3). L'aire de contact apparente se réduit nettement avec l'âge chez les hommes et les femmes (Figure 2.4-7). Elle est significativement plus élevée chez les hommes que chez les femmes en fonction de l'âge ($p << 0,001$). Les résultats montrent une corrélation élevée entre l'âge et l'aire de contact apparente ($r = -0,99$) pour les hommes et les femmes. Les résultats obtenus mettent principalement en évidence les effets de l'âge et du sexe sur le module de Young. Par ailleurs, la forte dépendance de l'aire de contact apparente sur le module de Young et la force adhésive montre l'importance de ces paramètres pour la perception tactile.

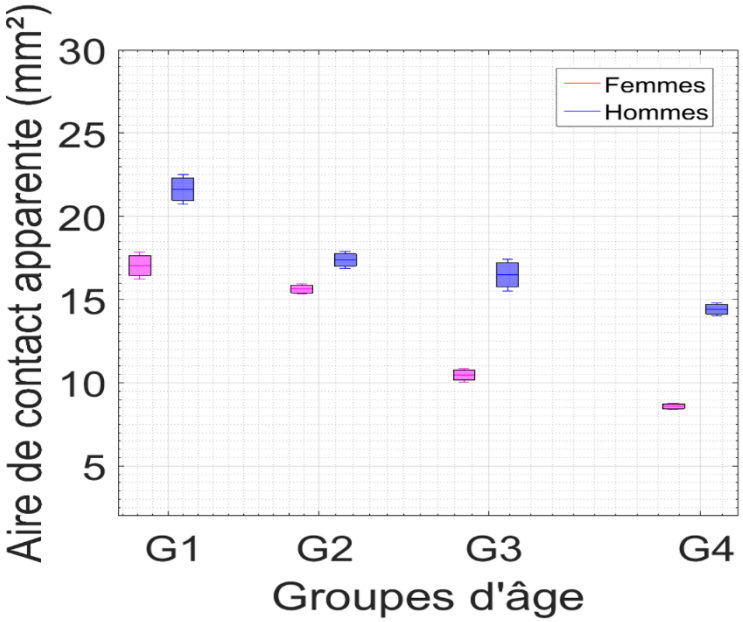


Figure 2.4-7 Effets de l'âge et du sexe sur les propriétés de l'aire de contact apparente. (A) Aire de contact apparente indenteur / doigt. Analyse statistique ANNOVA et Pearson : | r | >> 0.8 p << 0.05. (R> 0,8 fortement corrélé, p <0,05 statistiquement significatif).

Sexe	Groupe d'âge	Moyenne (Aire de contact avec Hertz) ± SD (mm²)	Moyenne (aire de contact apparente avec JKR) ± SD (mm²)	Effet en pourcentage de la force d'adhérence %
Homme	G1	20.82±0.71	21.66±0.89	3.87
	G2	16.67±0.42	17.38±0.51	4.08
	G3	15.77±0.82	16.48±0.95	4.31
	G4	13.96±0.27	14.41±0.38	3.12
Femmes	G1	16.24±0.71	17.04±0.82	4.69
	G2	14.98±0.22	15.62±0.31	4.09
	G3	9.93±0.31	10.45±0.43	4.97
	G4	8.21±0.14	8.58±0.22	4.31

Tableau 2.4-3 Résultats de l'aire de contact en fonction de l'âge, du sexe et de la force d'adhésion. Le tableau montre le pourcentage de correction dû à la force adhésive avec JKR

Les résultats obtenus ont montré une aire de contact apparente plus élevée pour les hommes (Figure 2.4-7). Cependant, l'aire réelle de contact est celle entre les reliefs des empreintes du doigt et l'objet. Dans la littérature, l'effet du sexe sur la densité des reliefs de l'empreinte du doigt a été étudié. Ils ont démontré une densité de reliefs plus élevée pour les femmes [1], [2]. Nos résultats ont montré une aire de contact apparente plus élevée pour les hommes avec la même force appliquée, cependant d'autres paramètres doivent être pris en considération, comme la densité des mécanorécepteurs et la densité des reliefs dans l'empreinte du doigt pour comprendre l'effet du sexe sur la perception tactile [5].

2.4.4.2. L'aire réelle de contact

La Figure 2.4-8A et la Figure 2.4-8B présentent les résultats obtenus pour l'aire réelle de contact et la taille du doigt en fonction de l'âge et du sexe. Pour les femmes, nous constatons une diminution importante de l'aire réelle de contact en fonction de l'âge. Pour les hommes, l'aire réelle de contact augmente légèrement avec l'âge. Les résultats présentés sont totalement corrélés aux propriétés biophysiques du doigt humain.

La taille du doigt est significativement plus élevée chez les hommes dans presque tous les groupes d'âge. Les résultats obtenus sont conformes à la littérature [3]. En plus, la taille du doigt des volontaires est corrélée positivement à l'âge chez les femmes et les hommes. Ceci présentent une augmentation plus élevée par rapport à l'âge. Pour les femmes, l'aire réelle de contact diminue en raison de la grande évolution du module de Young avec l'âge, ce qui réduit la capacité de déformation de la peau du doigt. Celle-ci signifie moins d'aire réelle de contact. Pour les hommes, on remarque un léger accroissement de l'aire réelle de contact en fonction de l'âge, nous expliquons cette remarque par la taille du doigt (Figure 2.4-8 B). En général, l'aire réelle de contact est plus élevée pour les femmes en raison de la grande répétabilité du relief de l'empreinte digitale, cela est déjà démontré avec le *SMa* et dans la littérature [1], [2], [60], [69], [75]–[77].

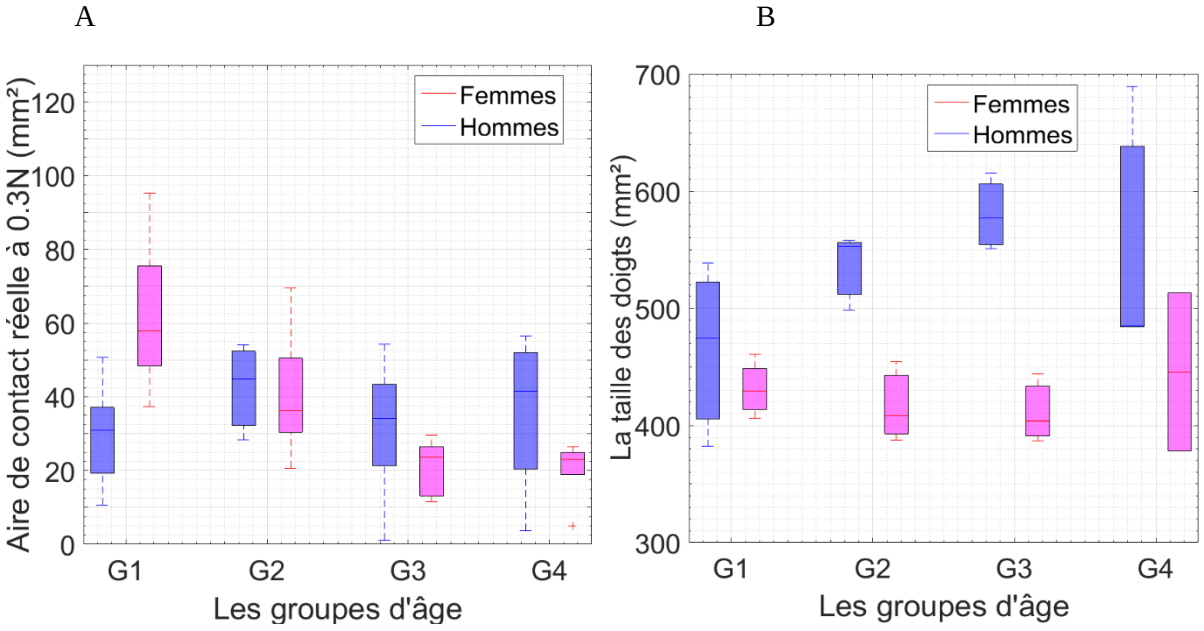


Figure 2.4-8 (A) Effet de l'âge sur l'aire réelle de contact pour hommes et femmes. (B) Effet d'âge sur la taille des doigts pour hommes et femmes.

Pour avoir des résultats plus parlants et comparables à ceux de la littérature, nous avons calculé la densité. La Figure 2.4-9 présente la densité en fonction des groupes de l'âge. Une diminution de la densité est corrélée à l'affaiblissement de la perception tactile par rapport à l'âge. La différence entre les hommes et les femmes pourrait être divisée en deux parties principales. Dans la première partie, jusqu'à l'âge de 40 ans, les femmes ont un pourcentage de densité significativement plus élevé, ce qui signifie une meilleure perception tactile. Dans la deuxième partie, les résultats de la densité sont presque les mêmes pour les hommes et les femmes. Nous avons interprété cela par l'âge de transition. Notre hypothèse stipule dit que "la perception tactile est meilleure pour les femmes jusqu'à l'âge de transition, au-delà cet âge seuil, la perception homme – femme est presque identique". Cette hypothèse est soutenue par la grande augmentation des propriétés mécaniques des femmes qui induit une perte de perception tactile plus élevée. En plus, si nous prenons tous les volontaires comme un seul groupe d'âge, les femmes ont une densité plus élevée qui veut dire une meilleure perception tactile, ce qui est conforme à la littérature.

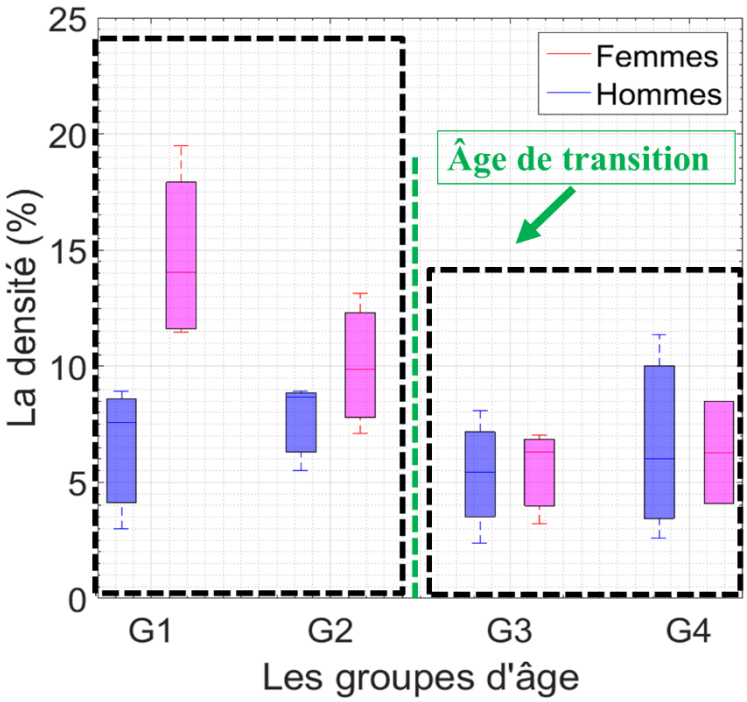


Figure 2.4-9 Effet de l'âge sur la densité pour hommes et femmes.

2.5. Conclusion

Cette étude a fourni des mesures *in vivo* de 40 doigts humains. Différents systèmes innovants ont été mis au point pour caractériser les propriétés biophysiques des doigts liées à l'âge et au sexe. Pour comprendre les effets de l'âge et du sexe, quatre concepts différents ont été développés. Premièrement, les propriétés de contact et la force d'adhérence en fonction de l'âge et du sexe ont été étudiées à l'aide d'un système d'indentation. Deuxièmement, un système sans contact novateur a été adapté pour mesurer les propriétés mécaniques de la pulpe du doigt. Une étude des effets de l'âge et du sexe basée sur le module de Young a été réalisée. Les résultats obtenus avec la force d'adhérence et le module de Young ont été utilisés pour calculer et corriger l'aire de contact apparente indenteur/doigt. Troisièmement, à la base des répliques de la pulpe du doigt, une étude à plusieurs échelles avec transformées en ondelettes a été réalisée. Cela a donné un aperçu des effets de l'âge et du sexe sur la moyenne arithmétique de la topographie de surface à chaque échelle, *SMa*. Ces résultats ont donné des tendances claires des propriétés biophysiques du doigt en fonction de l'âge et du sexe. Les résultats montrent des modifications des propriétés cutanées du doigt dues au vieillissement et au sexe par rapport à d'autres endroits du corps tels que l'avant-bras. Enfin, un capteur d'empreinte digitale couplé à un capteur de force normale a été utilisé pour mesurer l'aire de contact réelle. Celle-ci a été étudiée pour comprendre l'importance de chaque paramètre biophysique du doigt et les influences de l'âge et du sexe sur la perception tactile. Grâce à l'aire de contact réelle, nous avons conclu que : premièrement, la perception tactile et l'acuité tactile sont inversement corrélées à la taille du doigt, et elles sont positivement corrélées au pourcentage de densité. Deuxièmement, la perception tactile est meilleure pour les femmes jusqu'à l'âge de transition ensuite, c'est presque la même. Troisièmement, la perte de perception tactile est plus élevée chez les femmes. Enfin, l'aire réelle de contact et les propriétés biophysiques du doigt humain peuvent être utilisées pour expliquer les effets de l'âge et du sexe sur la perception tactile.

Les résultats obtenus dans ce chapitre nous amènent à nous poser quelques questions :

- Premièrement, comment pouvons-nous passer des propriétés biophysiques du doigt aux propriétés tactiles humaines ?

- Deuxièmement, quel est le lien entre la perception tactile et les propriétés biophysiques des doigts en fonction de l'âge et du sexe ?

- Troisièmement, comment l'anisotropie des propriétés mécaniques affecte-t-elle la perception tactile ?

- Enfin, comment pouvons-nous utiliser ces résultats pour développer des doigts artificiels qui tiennent compte des effets de l’âge et du sexe ?

2.6. Références

[1] Y. K. Dillon, J. Haynes, and M. Henneberg, "The relationship of the number of Meissner's corpuscles to dermatoglyphic characters and finger size.," *J. Anat.*, vol. 199, no. 5, pp. 577–584, 2001.

[2] E. Gutiérrez-Redomero, M. C. Alonso, and J. E. Dipierri, "Sex differences in fingerprint ridge density in the Mataco-Mataguayo population," *HOMO- J. Comp. Hum. Biol.*, vol. 62, no. 6, pp. 487–499, 2011.

[3] R. M. Peters, E. Hackeman, and D. Goldreich, "Diminutive Digits Discern Delicate Details: Fingertip Size and the Sex Difference in Tactile Spatial Acuity," *J. Neurosci.*, vol. 29, no. 50, pp. 15756–15761, 2009.

[4] L. Skedung, M. Arvidsson, J. Y. Chung, C. M. Stafford, B. Berglund, and M. W. Rutland, "Feeling small: exploring the tactile perception limits.," *Sci. Rep.*, vol. 3, p. 2617, Jan. 2013.

[5] G. M. Bhat, M. S. Itoo, B. A. Shah, N. A. Shah, S. Banno, T. Hussain, B. Gm, I. J. Res, and M. Sci, "Quantitative and qualitative changes in human Meissner ' s corpuscle at different ages : a light microscopic analysis," *Int. J. Res. Med. Sci.*, vol. 2, no. 3, pp. 852–856, 2014.

[6] K. L. Johnson, K. Kendall, and a. D. Roberts, "Surface Energy and the Contact of Elastic Solids," *Proc. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 324, no. 1558, pp. 301–313, 1971.

[7] H. Zahouani, "Study of adhesion forces and mechanical properties of human skin in vivo," *J. Adhes. Sci. Technol.*, vol. 18, no. 15–16, pp. 1739–1758, 2004.

[8] P.-H. Cornuault, L. Carpentier, M.-A. Bueno, J.-M. Cote, and G. Monteil, "Influence of physico-chemical, mechanical and morphological fingerpad properties on the frictional distinction of sticky/slippery surfaces.," *J. R. Soc. Interface*, vol. 12, no. 110, 2015.

[9] C.-Y. Chen, C.-A. Yu, T.-F. Hong, Y.-L. Chung, and W.-L. Li, "Contact and frictional properties of stratum corneum of human skin," *Biosurface and Biotribology*, vol. 1, no. 1, pp. 62–70, 2015.

[10] S. Diridollou, F. Patat, F. Gens, L. Vaillant, D. Black, J. M. Lagarde, Y. Gall, and M. Berson, "In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction.," *Skin Res. Technol.*, vol. 6, no. 4, pp. 214–221, 2000.

[11] A. A. Sharp, A. M. Ortega, D. Restrepo, D. Curran-Everett, and K. Gall, "In Vivo Penetration Mechanics and Mechanical Properties of Mouse Brain Tissue at Micrometer Scales," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, no. 1, pp. 45–53, Jan. 2009.

[12] B. V Derjaguin, V. M. Muller, and Y. U. P. Toporov, "Effect of contact deformation on the adhesion of particles.," *J. Colloid Interface Sci.*, vol. 52, no. 3, pp. 105–108, 1975.

[13] D. Tabor, "Surface forces and surface interactions," *J. Colloid Interface Sci.*, vol. 58, no. 1, pp. 2–13, 1977.

[14] H. Schade, "Untersuchungen zur organfunction des bindegewebes," *Zeitschrif für die Exp. Pathol. und Ter.*, vol. 3, no. 11, 1912.

[15] S. Kirk, Esben and Kvorning, "Quantitative measurements of the elastic properties of the skin and subcutaneous tissue in young and old individuals," *J. Gerontol.*, vol. 4, 1949.

[16] M. Chieffi, "An Investigation of the Effects of Parenteral and Topical Administration of Steroids on the Elastic Properties of Senile Skin," *J. Gerontol.*, vol. 5, no. 1, p. 17, 1950.

[17] J. E. Kirk and M. Chieffi, "Variation with Age in Elasticity of Skin and Subcutaneous Tissue in Human Individuals," *J. Gerontol.*, vol. 17, no. 4, p. 373, 1962.

[18] A. Lewis, HE and Mayer, Jean and Pandiscio, "Recording skinfold calipers for the determination of subcutaneous edema," *J. Lab. Clin. Med.*, vol. 66, 1965.

[19] W. L. Kydd, C. H. Daly, D. Nansen, and H. Daly, "Variation in the response to mechanical stress of human soft tissues as related to age," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 32, no. 5, pp. 493–500, 1974.

[20] J. C. Ziegert and J. L. Lewis, "In-Vivo Mechanical Properties of Soft Tissue Covering Bony Prominences," *J. Biomech. Eng.*, vol. 100, no. 4, pp. 194–201, Nov. 1978.

[21] D. L. Bader and P. Bowker, "Mechanical characteristics of skin and underlying tissues in vivo," *Biomaterials*, vol. 4, no. 4, pp. 305–308, 1983.

[22] A. A. Fischer, "Clinical Use of Tissue Compliance Meter for Documentation of Soft Tissue Pathology.," *Clin. J. Pain*, 1987.

[23] A. Fischer, "Tissue compliance meter for objective, quantitative documentation of soft tissue consistency and pathology.," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 68, 1987.

[24] A. F. T. Mak, G. H. W. Liu, and S. Y. Lee, "Biomechanical assessment of below-knee residual limb tissue," *Biomech. Assess. belowknee residual limb tissue.*, pp. 188–198, 1994.

[25] and R. D. M. Ferguson-Pell, Martin, Satsue Hagisawa, "A skin indentation system using a pneumatic bellows," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 31, 1994.

[26] T. Lyyra, J. Jurvelin, P. Pitkänen, U. Väätäinen, and I. Kiviranta, "Indentation instrument for the measurement of cartilage stiffness under arthroscopic control," *Med. Eng. Phys.*, vol. 17, no. 5, pp. 395–399, 1995.

[27] D. S. Vannah, William M and Childress, "Indentor tests and finite element modeling of bulk muscular tissue in vivo," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 33, pp. 239–252, 1996.

[28] A. P. Pathak, S. Member, M. B. Silver-thorn, C. A. Thierfelder, and T. E. Prieto, "A Rate-Controlled Indentor for In Vivo Analysis of Residual Limb Tissues," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 6, no. 1, pp. 12–20, 1998.

[29] M. B. S.-T. Kemp, E. T. J., M. B. Silver-Thorn, E. Tonuk, and J. Kemp, "In vivo indentation of lower extremity limb soft tissues," *Proc. First Jt. BMES/EMBS Conf. 1999 IEEE Eng. Med. Biol. 21st Annu. Conf. 1999 Annu. Fall Meet. Biomed. Eng. Soc. (Cat. N*, vol. 1, p. 637 vol.1, 1999.

[30] D. M. Vannah, William M and Drvaric, David M and Hastings, Jeffrey A and Stand, JA and Harning, "A method of residual limb stiffness distribution measurement.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, 1999.

[31] K. Rome and P. Webb, "Development of a clinical instrument to measure heel pad indentation," *Clin. Biomech.*, vol. 15, no. 4, pp. 298–300, 2000.

[32] K. Rome, P. Webb, A. Unsworth, and I. Haslock, "Heel pad stiffness in runners with plantar heel pain," *Clin. Biomech.*, vol. 16, no. 10, pp. 901–905, 2001.

[33] J. W. Klaesner, P. K. Commean, M. K. Hastings, D. Zou, and M. J. Mueller, "Accuracy and Reliability Testing of a Portable Soft Tissue Indentor," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 9, no. 2, pp. 232–240, 2001.

[34] J. W. Klaesner, M. K. Hastings, D. Zou, C. Lewis, and M. J. Mueller, "Plantar tissue stiffness in patients with diabetes mellitus and peripheral neuropathy," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, no. 12, pp. 1796–1801, 2002.

[35] M. Lu, W. Yu, and Q. Huang, "A Hand-Held Indentation System for the Assessment of Mechanical Properties of Soft Tissues In Vivo," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 58, no. 9, pp.

3079–3085, 2009.

[36] G. Boyer, C. Pailler Mattei, J. Molimard, M. Pericoi, S. Laquieze, and H. Zahouani, "Non contact method for in vivo assessment of skin mechanical properties for assessing effect of ageing," *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, no. 2, pp. 172–178, 2012.

[37] M. Djaghloul, "Bio-ingéniérie de la Palpation Mécanique Cutanée Par Instrumentation Non Invasive: Compréhension Du Vieillissement Chronologique." 2014.

[38] C. Pailler-Mattei, C. Guerret-Piécourt, H. Zahouani, and S. Nicoli, "Interpretation of the human skin biotribological behaviour after tape stripping.," *J. R. Soc. Interface*, vol. 8, no. 60, pp. 934–941, 2011.

[39] C. Pailler-Mattei, L. Laquièze, R. Debret, S. Tupin, G. Aimond, P. Sommer, and H. Zahouani, "Rheological behaviour of reconstructed skin," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 37, pp. 251–263, 2014.

[40] C. Pailler-Mattéi and H. Zahouani, "Analysis of adhesive behaviour of human skin in vivo by an indentation test," *Tribol. Int.*, vol. 39, no. 1, pp. 12–21, 2006.

[41] A. Abdouni, M. Djaghloul, C. Thieulin, R. Vargiolu, C. Pailler-Mattei, and H. Zahouani, "Biophysical properties of the human finger for touch comprehension: influences of ageing and gender," *R. Soc. Open Sci.*, vol. 4, no. 8, p. 170321, Aug. 2017.

[42] B. Breidenstein, B. Denkena, T. Grove, and R. Hockauf, "Enabling of Component Identification by High Speed Measuring of Grinding Wheel Topography," *Procedia Technol.*, vol. 26, no. June, pp. 252–258, 2016.

[43] C. Pailler-Mattei, R. Vargiolu, and H. Zahouani, "Analysis of adhesion contact of human skin in vivo," *Contact Angle, Wettability Adhes.*, vol. 4, pp. 501–514, 2004.

[44] K. R. Raghavan and E. Andrew, "Forward and Inverse Problems in Elasticity Imaging of Soft Tissues," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 41, no. 4, pp. 1639–1648, 1994.

[45] K. J. Parker., "The Evolution of Vibration Sonoelastography," *Curr. Med. Imaging Rev.*, vol. 7, no. 4, p. 9, 2011.

[46] A. R. P. S. Arvazyan, O. L. E. G. V. R. Udenko, S. C. D. S. Wanson, J. B. R. F. Owlkes, A. P. Sarvazyan, O. V Rudenko, S. D. Swanson, J. B. Fowlkes, and S. Y. Emelianov, "Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 24, no. 9, pp. 1419–1435, 1998.

[47] T. H. Thomas A. Krouskop, Thomas M. Wheeler, Faouzi Kallel, Brian S. Garra, "Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues Under Compression," *Ultrason. Imaging*, vol. 20, no. 4, pp. 260–274, 1998.

[48] P. N. T. Wells and H. Liang, "Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity," *J. R. Soc. Interface*, vol. 8, no. 64, pp. 1521–1549, Nov. 2011.

[49] C. Li, G. Guan, R. Reif, Z. Huang, and R. K. Wang, "Determining elastic properties of skin by measuring surface waves from an impulse mechanical stimulus using phase-sensitive optical coherence tomography," no. November 2011, pp. 831–841, 2012.

[50] X. Liang, "Biomechanical Properties of In Vivo Human Skin From Dynamic Optical Coherence Elastography," *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 57, no. 4, pp. 953–959, 2013.

[51] J. LEMAITRE, *Mechanics of solid materials*, vol. 19, no. 1. Cambridge Universtity Press, 1992.

[52] K. Sunagawa and H. Kanai, "Measurement of shear wave propagation and investigation of estimation of shear viscoelasticity for tissue characterization of the arterial wall," *J. Med.*

Ultrason., vol. 32, no. 2, pp. 39–47, 2005.

[53] C. Pailler-Mattei, R. Debret, R. Vargiolu, P. Sommer, and H. Zahouani, "In vivo skin biophysical behaviour and surface topography as a function of ageing," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 28, pp. 474–483, 2013.

[54] S. Adi, H. Adi, H. K. Chan, P. M. Young, D. Traini, R. Yang, and A. Yu, "Scanning white-light interferometry as a novel technique to quantify the surface roughness of micron-sized particles for inhalation," *Langmuir*, vol. 24, no. 19, pp. 11307–11312, 2008.

[55] E. Pecheva, P. Montgomery, D. Montaner, and L. Pramatarova, "White light scanning interferometry adapted for large-area optical analysis of thick and rough hydroxyapatite layers," *Langmuir*, vol. 23, no. 7, pp. 3912–3918, 2007.

[56] S.-H. Lee, H. Zahouani, R. Caterini, and T. G. Mathia, "Morphological characterisation of engineered surfaces by wavelet transform," *Int. J. Mach. Tools Manuf.*, vol. 38, no. 5–6, pp. 581–589, 1998.

[57] S. Mezghani, H. Zahouani, and J. J. Piezanowski, "Multiscale characterizations of painted surface appearance by continuous wavelet transform," *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 211, no. 2, pp. 205–211, 2011.

[58] K. L. Woodward, "The relationship between skin compliance, age, gender, and tactile discriminative thresholds in humans.," *Somatosens. Mot. Res.*, vol. 10, no. 1, pp. 63–67, 1993.

[59] B. Y. Kim, J. W. Choi, K. C. Park, and S. W. Youn, "Sebum, acne, skin elasticity, and gender difference - which is the major influencing factor for facial pores?," *Ski. Res. Technol.*, vol. 19, no. 1, 2013.

[60] S. Sun, X. Fan, and M. A. Acree, "Is there a gender difference in fingerprint ridge density?," *Forensic Sci. Int.*, vol. 102, no. 1, pp. 35–44, 1999.

[61] M. A. Acree, "Is there a gender difference in fingerprint ridge density?," *Forensic Sci. Int.*, vol. 102, no. 1, pp. 35–44, 1999.

[62] P. Cornuault, L. Carpentier, M.-A. Bueno, J.-M. Cote, and G. Monteil, "Influence of physico-chemical, mechanical and morphological fingerpad properties on the frictional distinction of sticky/slippery surfaces," *J. R. Soc. Interface*, vol. 12, no. 110, p. 20150495, Sep. 2015.

[63] L. Venkatesan, S. M. Barlow, and D. Kieweg, "Age- and sex-related changes in vibrotactile sensitivity of hand and face in neurotypical adults.," *Somatosens. Mot. Res.*, vol. 220, no. Cauna 1965, pp. 1–7, Sep. 2014.

[64] Q. Wang and V. Hayward, "In vivo biomechanics of the fingerpad skin under local tangential traction," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 4, pp. 851–860, 2007.

[65] R. R. Sokal and F. J. Rohlf, *Biometry: the principles and practice of statistics in biological research*, vol. 3, no. San Francisco, California, USA. 1995.

[66] K. Saga, "Structure and function of human sweat glands studied with histochemistry and cytochemistry.," *Prog. Histochem. Cytochem.*, vol. 37, no. 4, pp. 323–86, 2002.

[67] K. Wilke, A. Martin, L. Terstegen, and S. S. Biel, "A short history of sweat gland biology," *Int. J. Cosmet. Sci.*, vol. 29, no. 3, pp. 169–179, 2007.

[68] S. N. Mariam Tafazoli , Nasser Mahdavi Shahri, Hamid Ejtehadi, Farhang Haddad, Hadi Jabbari Nooghabi, Mehrnoosh Mahdavi Shahri, "Biological Variability of Sweat Gland Pores in the Fingerprints of a Fars Iranian Family from Khorasan Razavi Province, Iran," *Anat. Sci.*, vol. 10, no. 2, pp. 99–104, 2013.

[69] V. C. Nayak, P. Rastogi, T. Kanchan, K. Yoganarasimha, G. P. Kumar, and R. G. Menezes,

"Sex differences from fingerprint ridge density in Chinese and Malaysian population," *Forensic Sci. Int.*, vol. 197, no. 1–3, pp. 67–69, 2010.

[70] H. Zahouani, R. Vargiolu, C. Guinot, E. Tschachler, and F. Morizot, "Skin morphology of caucasian women during aging," 2013.

[71] S. E. Thomas, P. J. Dykes, and R. Marks, "Plantar hyperkeratosis: a study of callosities and normal plantar skin.," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 85, no. 5, pp. 394–397, 1985.

[72] D. Singh, G. Bentley, and S. G. Trevino, "Callosities, corns, and calluses.," *BMJ*, vol. 312, no. 7043, pp. 1403–6, 1996.

[73] A. Baroni, E. Buommino, V. De Gregorio, E. Ruocco, V. Ruocco, and R. Wolf, "Structure and function of the epidermis related to barrier properties," *Clin. Dermatol.*, vol. 30, no. 3, pp. 257–262, 2012.

[74] X. M. Wu, D. H. Bennett, B. Ritz, D. L. Cassady, K. Lee, and I. Hertz-Picciotto, "Usage pattern of personal care products in California households," *Food Chem. Toxicol.*, vol. 48, no. 11, pp. 3109–3119, 2010.

[75] L. Kumar, S. Agarwal, R. Garg, A. Pratap, and V. K. Mishra, "Gender Determination Using Fingerprints In the Region of Uttarakhand," *J Indian Acad Forensic Med., ISSN*, vol. 35, no. 4, pp. 971--973, 2013.

[76] E. Guti??rrez-Redomero, C. Alonso, E. Romero, and V. Galera, "Variability of fingerprint ridge density in a sample of Spanish Caucasians and its application to sex determination," *Forensic Sci. Int.*, vol. 180, no. 1, pp. 17–22, 2008.

[77] P. Soanboon, S. Nanakorn, and W. Kutanan, "Determination of sex difference from fingerprint ridge density in northeastern Thai teenagers," *Egypt. J. Forensic Sci.*, vol. 6, no. 2, pp. 185–193, 2015.

Chapitre 3 Impact des propriétés biophysiques du doigt sur la perception tactile : effet de l'âge et du sexe

Table des matières

3.1. Introduction et objectifs 79
3.2. Matériels et Méthodes 80
3.2.1. Développement d'un dispositif : le doigt humain instrumenté 80
3.2.2. Développement d'un nouvel algorithme pour l'évaluation de la douceur : Mel-Frequency Cepstral Coefficients 81
3.3. Protocole expérimental 86
3.3.1. Description du panel pour l'étude 86
3.3.2. Echantillons 86
3.3.3. Analyses statistiques 88
3.4. Résultats et discussion 88
3.4.1. Comparaison des algorithmes 88
3.4.2. Les paramètres vibratoires en fonction des gestes du toucher (Latéral, longitudinal) et biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe 89
3.4.2.1. Toucher latéral en fonction de la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe 93
3.4.2.2. Toucher longitudinal en fonction de la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe 93
3.4.3. Les gestes du toucher en fonction de la perception tactile (Latéral, longitudinal) et la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe 94
3.4.3.1. Les gestes du toucher (latéral, longitudinal) et la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe 94
3.4.3.2. Les gestes du toucher (Latéral, longitudinal) et la perception tactile : effet de l'âge et du sexe 96
3.5. Conclusion 98
3.6. Références 99

Table des figures

Figure 3.1-1 (A) Procédures exploratoires et propriétés d'objet associées [1]. (B) Touché de directions définies (latéral (LR), longitudinal (UD)). 79
Figure 3.2-1 Les gestes du toucher utilisés avec le dispositif tribo-haptique. (A) toucher latéral. (B) toucher longitudinal. (1) accéléromètre pour le toucher longitudinal. (2) accéléromètre pour le toucher latéral. (3), (4) Zone de contact sollicitée pour les deux gestes du toucher. 81
Figure 3.2-2 Signaux issus du dispositif. (A) Signal Vibratoire. (B) Signal des efforts. 82
Figure 3.2-3 Schéma de l'algorithme MFCC 83
Figure 3.2-4 Fenêtrage du signal. 84
Figure 3.2-5 (A) Un Mel-filterbank contenant 10 filtres. (B) Relation entre l'échelle de fréquence et l'échelle de fusion 85
Figure 3.2-6 Coefficients Cepstral d'un signal vibratoire. Le coefficient mis en évidence la somme de la quantité d'énergie qui existe dans diverses régions de fréquence. Elle est effectuée par notre banque de filtrage M. 85
Figure 3.3-1 (A à E) Textures des surfaces des échantillons plastiques (échantillons A à échantillons E respectivement). 87
Figure 3.4-1 Troisième groupe d'âge des femmes (toucher LR). (A) le niveau vibratoire en fonction de l'évaluation de la douceur avec le panel. (B) les coefficients du paramètre MFCC en fonction de l'évaluation de la douceur avec le panel. 89
Figure 3.4-2 Les résultats du groupe des hommes avec l'échantillon A. La corrélation entre les paramètres de tribo-haptique et les propriétés biophysiques du doigt humain en fonction de l'âge est illustrée. * Indique que les résultats sont significatifs. (latéral (LR), longitudinal (UD)). 91
Figure 3.4-3 Les résultats du groupe des femmes pour l'échantillon A. La corrélation entre les paramètres de tribo-haptique et les propriétés biophysiques pour le doigt humain en fonction de l'âge est illustrée. * Indique que les résultats sont significatifs. (latéral (LR), longitudinal (UD)). 92
Figure 3.4-4 Synthèse de l'effet du sexe pour le groupe des jeunes et le groupe des plus âgés (échantillon B). (latéral (LR), longitudinal (UD)). 95
Figure 3.4-5 (A) L'effet des gestes du toucher sur le paramètre La pour le groupe des personnes âgées (G4 femmes). (B) L'effet des gestes du toucher sur le coefficient MFCC pour le groupe des personnes âgées (G4 femmes). (latéral (LR), longitudinal (UD)). 95
Figure 3.4-6 (A) Synthèse de l'effet de l'âge chez les hommes pour l'échantillon B. (B) synthèse de l'effet de l'âge chez les femmes pour l'échantillon B. (latéral (LR), longitudinal (UD)). 97

Table des tableaux

Tableau 3.3-1 Paramètres de rugosité des échantillons..... 86
Tableau 3.4-1 Résultats du panel de la main en fonction de la douceur de la surface. (+ R> 0,8, - r <0,8, * p <0,05)..... 88
Tableau 3.4-2 Propriétés biophysiques vs paramètres vibratoire dans la littérature 90
Tableau 3.4-3 Paramètres biophysiques du doigt vs paramètres vibratoire : effets de l'âge et du sexe..... 94
Tableau 3.4-4 Paramètres biophysiques du doigt vs la perception tactile : effets de l'âge et du sexe..... 98

3.1. Introduction et objectifs

Dans ce chapitre, nous allons répondre à trois des quatre questions posées à la fin du chapitre précédent « Comment pouvons-nous corréler les propriétés biophysiques du doigt aux propriétés tactiles humaines ? Quel est le lien entre la perception tactile et les propriétés biophysiques des doigts en fonction de l'âge et du sexe ? Et comment l'anisotropie des propriétés mécaniques affecte-t-elle la perception tactile ? ». Afin de répondre à ces questions : premièrement, nous avons proposé un système permettant de capter le signal vibratoire du doigt pendant le processus de toucher, et nous avons étudié deux gestes du toucher différents. Deuxièmement, nous avons mesuré le signal transmis au doigt sur les mêmes sujets que dans le chapitre précédent. Troisièmement, des algorithmes de traitement du signal ont été développés. De plus, un nouvel algorithme d'analyse du signal vibratoire est proposé. Enfin, les paramètres vibratoires sont étudiés en fonction des propriétés biophysiques du doigt.

Les mouvements du doigt lors toucher sont liés directement à l'identification des propriétés des objets. Les humains peuvent percevoir la température, la forme, la dureté et la rugosité de l'objet..., en quelques secondes de contact physique avec l'objet. Ils utilisent leur expérience et leur mémoire de ce qui est similaire pour décrire ce qu'ils perçoivent. Afin de déterminer les différentes propriétés, les personnes utilisent des gestes spécifiques, appelés « les procédures exploratoires » (voir Figure 3.1-1) [1]. Ces gestes permettent de percevoir la texture, la dureté, la température, le poids, la forme globale, le volume, la forme exacte… Par exemple, afin de percevoir la rugosité de la surface d'un objet, on frotte spontanément sur l'objet. Les directions de frottement latérale, longitudinale, circulaire sont souvent utilisées en fonction de la difficulté d'identification (Figure 3.1-1B). La perception tactile serait différente, selon la façon dont on frotte sur la surface. Dans ce chapitre, nous allons examiner ce problème et nous répondrons aux questions posées au paragraphe précédent.

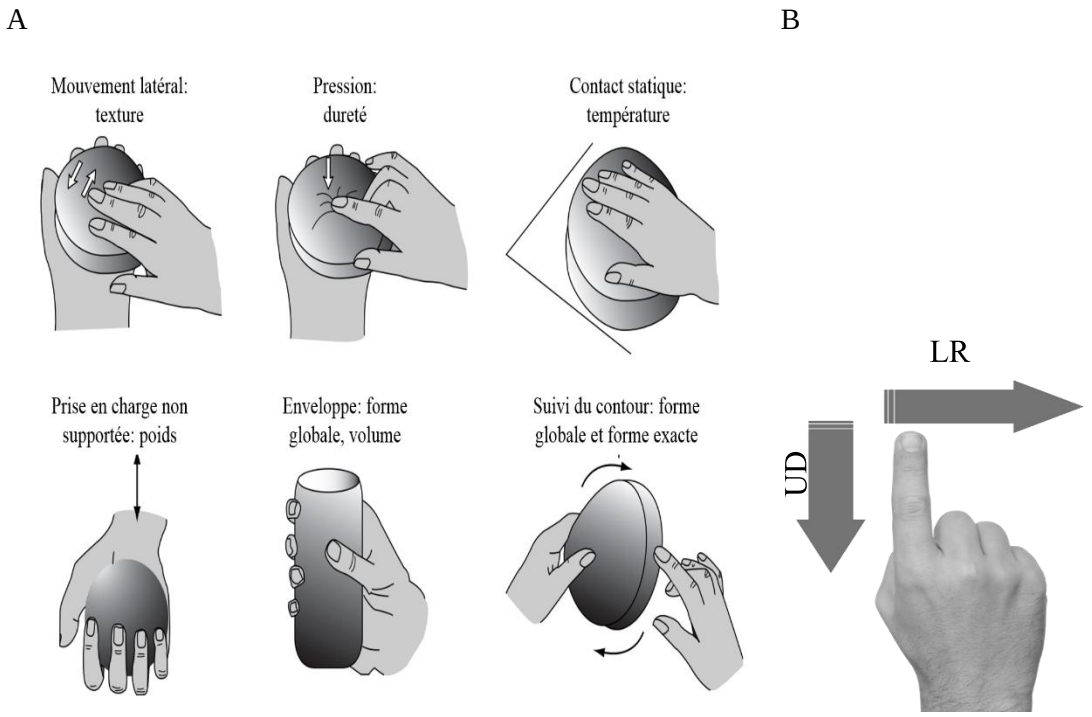


Figure 3.1-1 (A) Procédures exploratoires et propriétés d'objet associées [1]. (B) Touché de directions définies (latéral (LR), longitudinal (UD))

3.2. Matériels et Méthodes

3.2.1. Développement d'un dispositif : le doigt humain instrumenté

Chez les humains, la perception tactile de la peau ou le sens du toucher peuvent détecter et différencier plusieurs stimuli mécaniques de l'environnement : vibrations, texture, pincement, étirement de la peau. Les neurones sensoriels du système somatosensoriel contrôlent cette modalité. Chaque terminaison nerveuse a des récepteurs spécialisés sensibles aux contraintes mécaniques. Ces mécanorécepteurs convertissent les contraintes mécaniques en différents signaux électriques spécifiques et génèrent des actions potentielles responsables du transfert de l'information au système nerveux central (voir chapitre 1). Selon les biologistes [2]–[5], les récepteurs de Pacini peuvent détecter des amplitudes de contraintes à une fréquence de 300 Hz (sensibilité maximale) et les corpuscules de Meissner répondraient à des fréquences inférieures à 50 Hz. Les capteurs qui s'adaptent lentement déterminent un système de boucle avec le cerveau et la profondeur de pénétration de la peau. Lorsque l'on frotte sur un objet avec le doigt, l'effort ou la pression mécanique qui agite nos récepteurs sensoriels se traduit par des sensations tactiles analysées et identifiées par le cerveau en temps réel. Ces phénomènes s'accompagnent systématiquement de la génération de vibrations tactiles, plus ou moins perceptibles par notre oreille, mais la signature acoustique témoigne de la qualité du toucher.

Dans cette section, nous présentons une approche expérimentale pour caractériser les vibrations générées par le frottement lors d'un test tactile avec le doigt humain. Le dispositif innovant appelé «tribo-haptique» développé et validé sur différentes rugosités est présenté dans Figure 3.2-1. Les fréquences générées par toutes les rugosités testées sont limitées dans une largeur fréquentielle de 1 à 500 Hz. Le doigt humain joue le rôle de résonateur et la rugosité du matériau celui de source d'excitation [6], [7]. Lorsque le doigt frotte sur une surface, des vibrations sont générées dans différents récepteurs qui sont excités dans une large gamme de fréquences, en fonction de la rugosité et de la rigidité de la surface [8], [9]. Dans cette étude, deux accéléromètres ont été collés à chaque fois au doigt du volontaire pour chaque protocole de mesure. La gamme des fréquences vibratoires mesurées par ces accéléromètres est bien compatible avec la bande de fréquences de Pacini (1-500 Hz) (Figure 3.2-1). Afin de s'assurer que les vibrations mesurées sont dues à la déformation du doigt et non au contact entre les accéléromètres et le doigt, le système proposé assure le contact physique entre le doigt humain et les deux accéléromètres lors du test de frottement. Les accéléromètres ont les caractéristiques suivantes : masse de 0,14 g, diamètre de 3,58 mm, capteur de gain de 1 V/m/s² et sensibilité du capteur de vibrations de 0,5 pC/m/s^2. Chaque accéléromètre a un seul axe et il est parallèle au plan de contact pendant l'essai. Deux accéléromètres permettent de faire des mesures dans 2 directions : latérale, longitudinale (LR, UD). Les forces normales et tangentielles sont mesurées par des capteurs de force placés juste en-dessous du support des échantillons à tester. L'effort normal maximal peut atteindre 0,8 N avec une résolution de 1 mN.

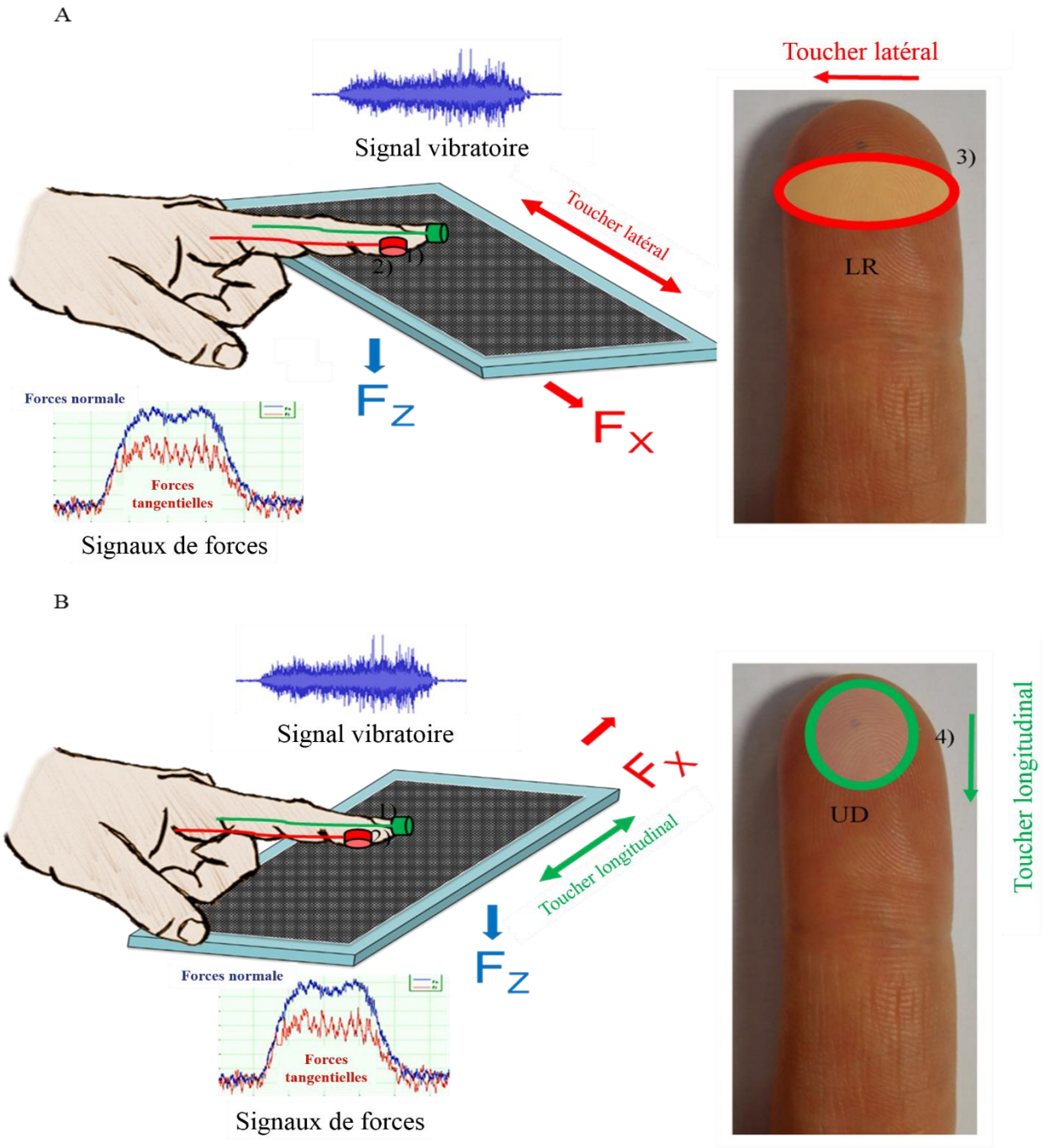


Figure 3.2-1 Les gestes du toucher utilisés avec le dispositif tribo-haptique. (A) toucher latéral. (B) toucher longitudinal. (1) accéléromètre pour le toucher longitudinal. (2) accéléromètre pour le toucher latéral. (3), (4) Zone de contact sollicitée pour les deux gestes du toucher

3.2.2. *Développement d'un nouvel algorithme pour l'évaluation de la douceur : Mel-Frequency Cepstral Coefficients*

Pour quantifier les vibrations transmises par le doigt humain, des surfaces de différentes rugosités, textures et douceurs ont été testées (voir Figure 3.2-2A et Figure 3.3-1). Dans la littérature, de nombreux chercheurs ont examiné le coefficient de frottement en mesurant la force normale et tangentielle pendant le toucher [10]–[13]. D'autres recherches ont étudié le signal vibratoire généré par le doigt lors d'un processus de toucher en utilisant des capteurs très sensibles [6],[12].

Dans la littérature, le coefficient de frottement, la densité spectrale de puissance (DSP) et le niveau vibratoire moyen (L_a (dB)) sont les paramètres quantitatifs les plus utilisés pour étudier la qualité de surface en analysant le signal vibratoire et les signaux de forces [6], [8], [9], [14], [15]. La DSP est un paramètre lié à la résolution spatiale du doigt humain et qui permet d'identifier la longueur d'onde critique qui correspond au maximum de la densité spectrale de puissance. Pour une force normale constante, nous pouvons comparer les vibrations reçues avec le doigt (Figure 3.2-2A) et la qualité tactile en fonction de la nature de la surface touchée. Le niveau vibratoire acoustique moyen a été utilisé dans la littérature pour donner une valeur quantitative à la qualité tactile de la surface : $L_a = 20\log\left(\frac{A_{RMS}}{A_{ref}}\right)$. Où L_a est le niveau vibratoire acoustique, A_{RMS} la valeur efficace en m/s² et A_{ref} la plus petite accélération qui peut être détectée par le capteur 10^{-6}m / s².

Le coefficient de frottement moyen ,μ, obtenu à partir de 5 cycles est calculé par le rapport entre la force tangentielle, F_t, et la force normale , F_N, comme : $\mu = \frac{F_t}{F_N}$. (Figure 3.2-2B)

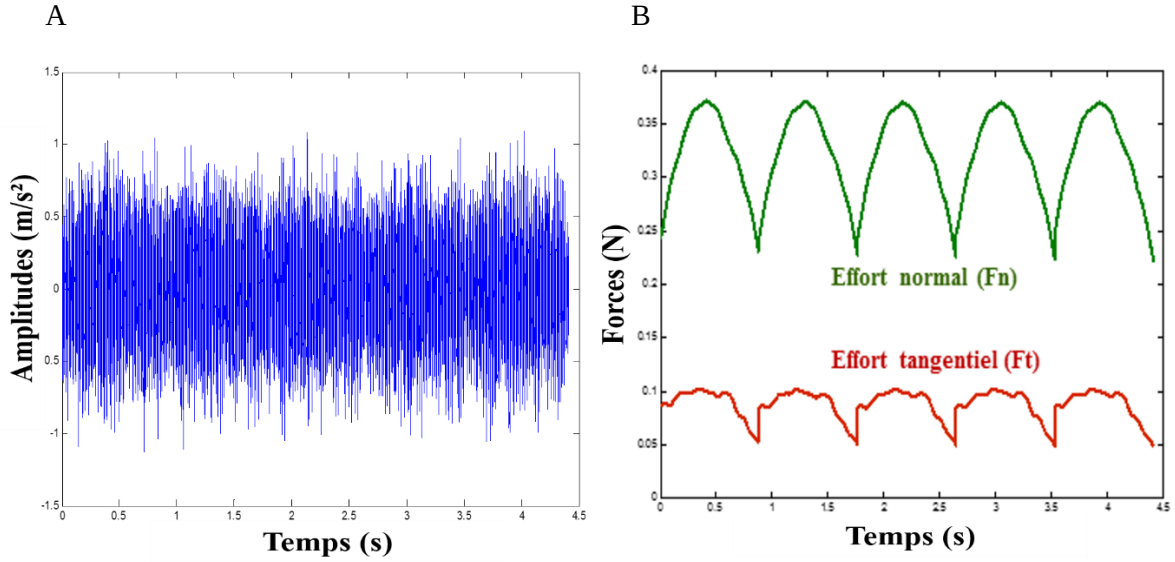


Figure 3.2-2 Signaux issus du dispositif. (A) Signal Vibratoire. (B) Signal des efforts.

Dans ce chapitre, le coefficient de frottement et le niveau vibratoire moyens ont été calculés. La DSP a montré des résultats très équivalents au L_a. Pour cette raison, nous avons décidé de ne garder que le L_a pour analyser le signal vibratoire. De plus, un nouvel algorithme est proposé, « Mel-Frequency Cepstral Coefficients (MFCC) », pour analyser le signal vibratoire. MFCC est une méthode d'extraction des caractéristiques du signal la plus couramment utilisée et la plus performante dans la reconnaissance vocale [16]. De plus, le MFCC a été utilisé dans d'autres domaines tels que la reconnaissance d'image, la modélisation musicale et l'identification d'instruments musicaux [17]–[20].

MFCC repose sur les perceptions de l'ouïe humaine, qui ne peut pas détecter des fréquences de plus de 1Khz. En d'autres termes, la méthode consiste à construire un filtre passe bandes en fréquences similaires à celles de l'oreille humaine [21], [22]. Les résultats de l'algorithme sont un vecteur de coefficients qui présente les caractéristiques du signal. Lors de l'utilisation de MFCC dans l'analyse des paroles, 8-14 coefficients sont utilisés et très souvent 12 coefficients sont choisis [23]. Afin de développer notre algorithme : tout d'abord, nous adaptons l'algorithme de base de MFCC à nos besoins afin d'avoir des résultats semblables aux mécanorécepteurs. Puis, nous essayons de déterminer combien

de coefficients sont nécessaires et utiles pour la caractérisation de la surface. Le MFCC du signal vibratoire, est représenté selon des étapes illustrées avec la Figure 3.2-3 [24]–[26].

Initialement introduit en 1980 [27], Mel-Frequency Cepstral Coeffcients (MFCC) est l'un des algorithmes les plus connus dans la reconnaissance vocale. Les MFCC sont différents du cepstre conventionnel car ils utilisent une échelle de fréquences non linéaire basée sur la perception auditive. Les MFCC sont basés sur l'échelle Mel. Un mel est une unité de mesure du ton ou de la fréquence perçue d'une tonalité [28]. En 1940, Stevens et Volkman [29] ont attribué des valeurs équivalentes de fréquences mels à 1000 fréquences hertziennes. Pour ajuster la relation entre fréquences mels et hertziennes, ils ont demandé à des volontaires d'écouter une certaine fréquence en hertz et d'ajuster la fréquence mel jusqu'à ce que la tonalité soit exactement la même. Des seuils de fréquences ont été identifiés, ce qui entraîne une cartographie entre l'échelle de fréquence réelle (en Hz) et l'échelle de fréquence perçue (en mel). L'idée générale des MFCC est très similaire à la méthode d'extraction des caractéristiques auditives humaines (Figure 3.2-3).

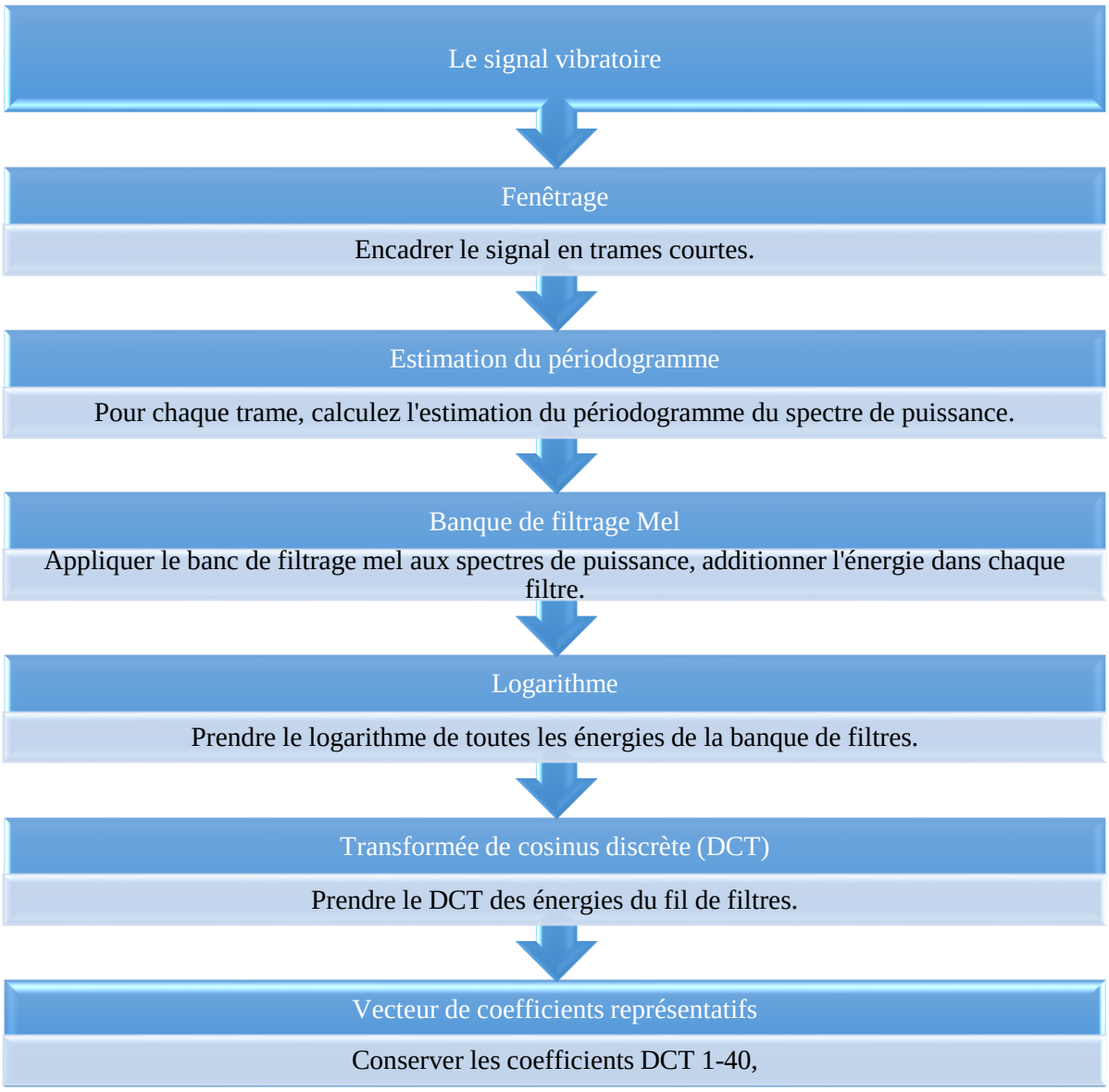


Figure 3.2-3 Schéma de l'algorithme MFCC

Un signal vibratoire est en constante évolution. Afin de simplifier les analyses, le signal vibratoire est supposé statistiquement stationnaire sur de courtes périodes de temps. C'est pourquoi nous encadrons le signal en une période du temps de 20-40ms (Figure 3.2-4). Cette durée est choisie pour avoir suffisamment d'échantillons pour obtenir une estimation spectrale fiable. Le spectre de puissance de chaque période de temps est calculé en utilisant le périodogramme. Ce dernier joue le rôle de la cochlée humaine (un organe de l'oreille) qui vibre à différents endroits en fonction de la fréquence des sons entrants (dans notre cas, ce sont les mécanorécepteurs). La présence de différentes fréquences est identifiée par l'emplacement de la cochlée qui vibre. La cochlée a une limite de discernement : la différence entre deux fréquences étroitement espacées.

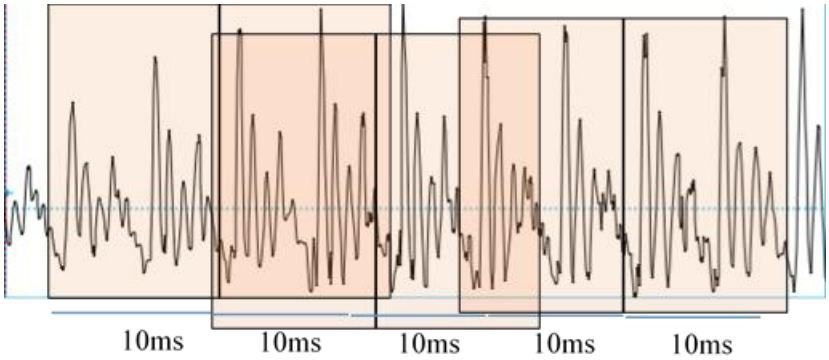


Figure 3.2-4 Fenêtrage du signal

Cet effet devient plus important quand les fréquences augmentent. Pour cette raison, la somme de tous les groupes de boîtes de périodogramme est prise en compte. Cette somme donne la quantité d'énergie disponible dans différentes régions de fréquence ; elle est réalisée par le filtre de Mel Figure 3.2-5A. Le premier filtre est très étroit et donne une indication de la quantité d'énergie disponible dans de petites fréquences (0-500 Hz). Comme les fréquences deviennent plus élevées, nos filtres deviennent plus larges et nous devenons moins préoccupés par les variations. Dès que nous avons les énergies des bancs de filtres, nous en prenons le logarithme. Le logarithme nous permet d'utiliser la soustraction moyenne cepstrale, qui est une technique de normalisation (l'intégration de cette échelle rend nos caractéristiques plus proches de ce que les humains entendent). Une formule populaire pour convertir échelle de fréquences à l'échelle mel est:

$M(f) = 1125\ln(1 + f/700)$. Où M est la fréquence en mels et f est la fréquence en Hz. Cette relation est tracée dans la Figure 3.2-5B.

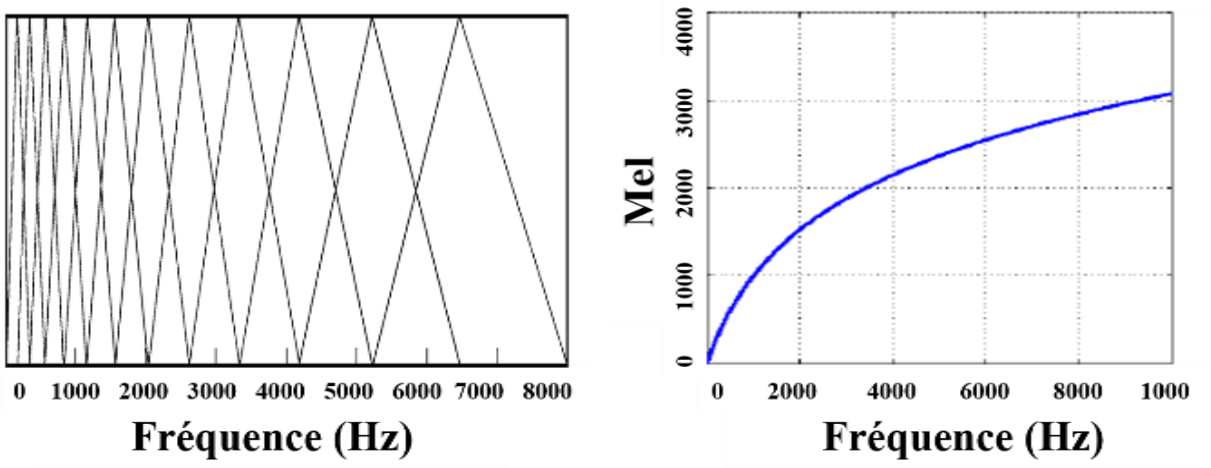


Figure 3.2-5 (A) Un Mel-filterbank contenant 10 filtres. (B) Relation entre l'échelle de fréquence et l'échelle de fusion

L'étape finale consiste à calculer la transformation de cosinus discrète (DCT) des énergies Cette étape est nécessaire parce que les bancs de filtres sont tous chevauchants et que les énergies des banques de filtres sont très corrélées les unes avec les autres. Le DCT décorrèle les énergies, ce qui signifie que les matrices de covariance diagonale peuvent être utilisées pour modéliser les caractéristiques. Dans cette étude, nous sommes intéressés par la quantité d'énergie qui se produit dans la gamme des fréquences (0-500 Hz). Quarante coefficients sont conservés dans cette étude. Cette approche est différente de ce qui est recommandé dans la reconnaissance de la parole (8-14 coefficients sont suffisants) Figure 3.2-6 [25].

A la fin, le premier coefficient, la somme de toutes les énergies dans la bande de fréquences (0-500 Hz), a montré la meilleure corrélation avec les résultats de douceur tels que le L_a. Dans la suite, on ne considèrera que le premier coefficient. Ce choix est basé sur les résultats expérimentaux et sur les bandes de fréquence présentées pour chaque coefficient. Le premier coefficient MFCC présenté dans une bande de fréquence de 0 à 500 Hz est équivalent aux fréquences des mécanorécepteurs.

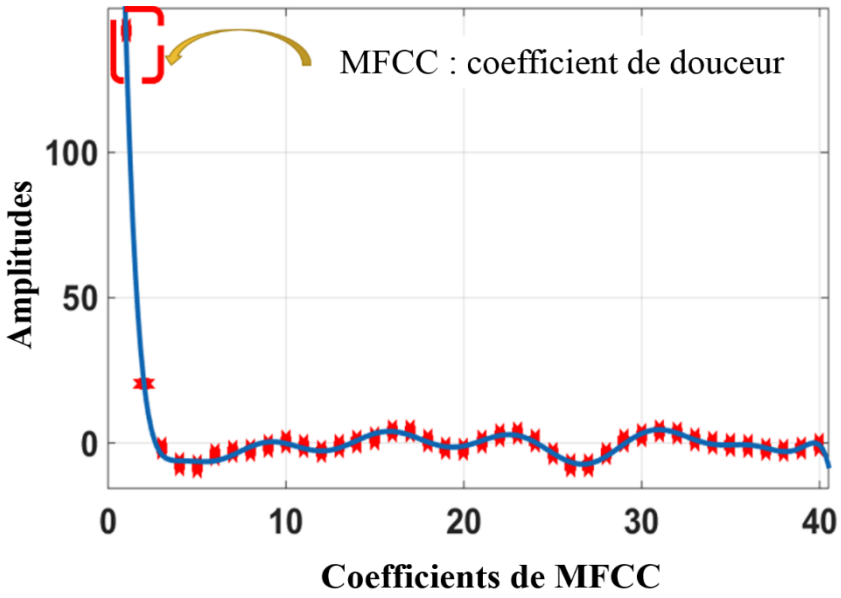


Figure 3.2-6 Coefficients Cepstral d'un signal vibratoire. Le coefficient mis en évidence la somme de la quantité d'énergie qui existe dans diverses régions de fréquence. Elle est effectuée par notre banque de filtrage M.

3.3. Protocole expérimental

Tous les volontaires ont suivi la même procédure expérimentale pendant environ 40 minutes. Cette procédure était chronologiquement organisée comme suit : tout d'abord, le sujet a dû rester au calme pendant 15 minutes dans une pièce où la température était de 23±1 °C et l'humidité relative (RH) était de 55% avant de nettoyer son index droit avec un morceau de tissu. Puis, les expériences de toucher ont été réalisées dans la même pièce. Les conditions expérimentales utilisées avec le doigt humain sont résumées comme suit : 5 translations dans la direction latérale puis dans la direction longitudinale, force normale de 0.3-0.4 N, vitesse de glissement de 20-30 mm/s, longueur de frottement de 20 mm. Ces conditions ont été fréquemment observées dans la littérature et correspondent aux conditions classiques de toucher humain [30], [31]. Puis, ces volontaires ont été invités à évaluer les propriétés tactiles des plastiques sur la base d'un critère descriptif de la douceur. La douceur a été définie sur cinq niveaux. Ces niveaux ont été quantifiés par les scores : 1, 2, 3, 4, 5 du plus doux au moins doux. Les cinq surfaces en plastique ont la même raideur mais différentes textures et propriétés tactiles Figure 3.3-1. Les échantillons ont été placés dans un ordre aléatoire. Les tests ont été effectués avec les yeux bandés. Le panel a classé les échantillons, dans la direction latérale puis dans la direction longitudinale, en fonction de leur douceur. Les résultats sont présentés dans le Tableau 3.4-1.

3.3.1. Description du panel pour l'étude

40 volontaires caucasiens (20 femmes et 20 hommes) ont participé aux expériences. Toutes les mesures étaient *in vivo* et non invasives. Les participants sont les mêmes que pour l'étude précédente (chapitre 2, section 2.3.1).

3.3.2. Echantillons

Nous avons utilisé des échantillons de haute qualité grâce à la technologie d'impression 3D. L'imprimante 3D utilisée est UJF-6042. Cette dernière est une des meilleures car elle présente de nombreux avantages tels que :

- Couleur du processus : 6 couleurs + blanc et 150 mm de hauteur.

- Une variété de matériaux différents : des plastiques, du verre et des métaux.

- Un mécanisme de type vis à billes unique pour produire des impressions de résolution supérieure : la technologie de pointe variable de 1800 x 1800 dpi, avec une taille de chute minimale de 4pl, permet d'obtenir des images impressionnantes, de haute qualité.

Dans ce chapitre, 5 échantillons en plastique de dimensions (85 x 56 x 0,76 mm) avec un maximum de résolution ont été utilisés. Les échantillons utilisés sont de la même matière (PVC) avec des textures et des rugosités de surface différentes (voir Tableau 3.3-1 et Figure 3.3-1).

Échantillons	A	B	C	D	E
Ra	7.9 µm	45.9 µm	44.3 µm	42.4 µm	19.8µm

Tableau 3.3-1 Paramètres de rugosité des échantillons

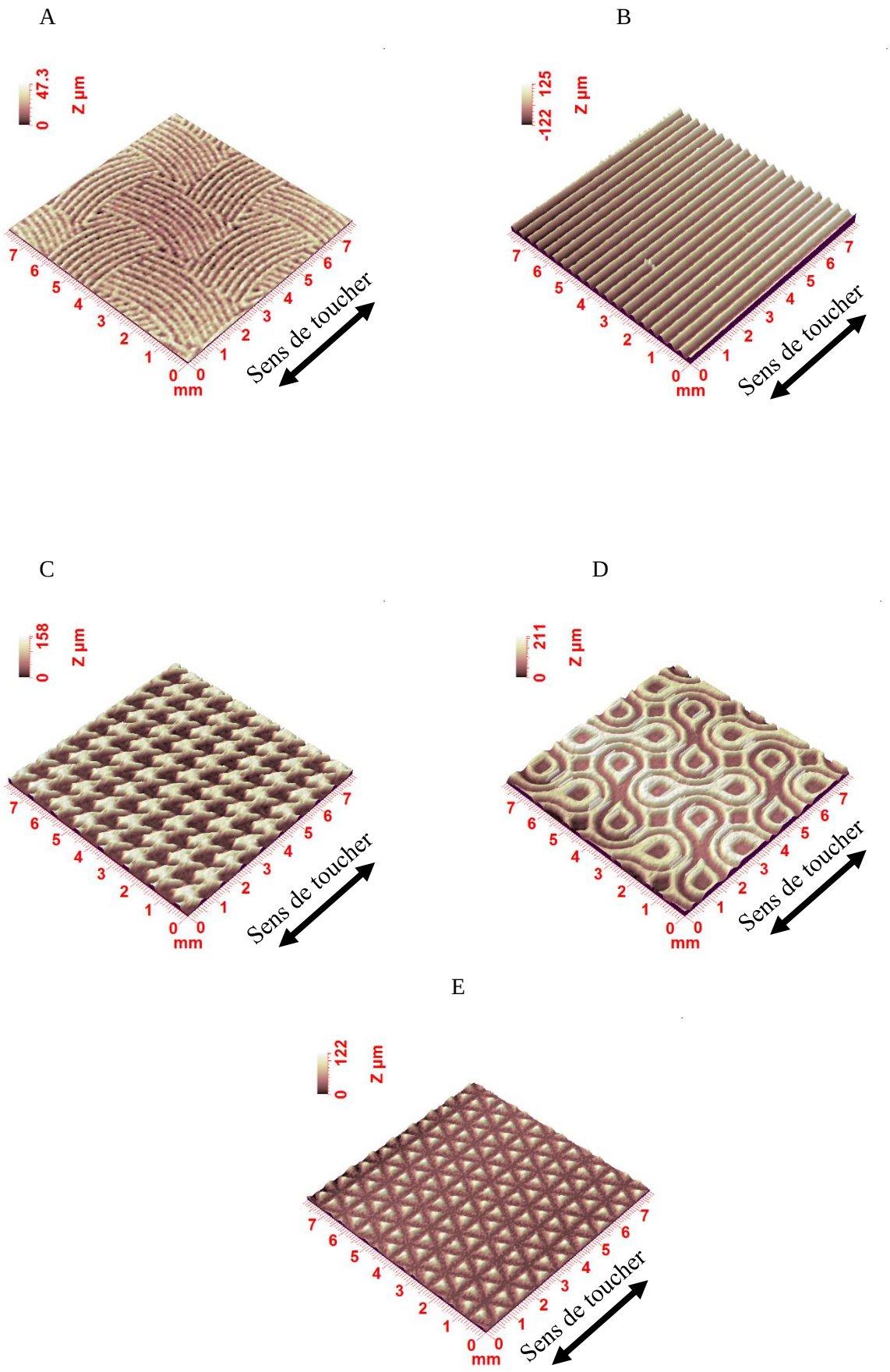


Figure 3.3-1 (A à E) Textures des surfaces des échantillons plastiques (échantillons A à échantillons E respectivement)

3.3.3. Analyses statistiques

Pour comparer les valeurs obtenues pour les différents groupes, nous avons utilisé l'outil statistique ANOVA. Le principe de cette analyse statistique a été décrit précédemment (voir chapitre 2, Section 2.4). Une différence significative entre les groupes (p<0,05) est indiquée par une étoile (*).

Un coefficient de corrélation de Pearson (r) supérieur à 0,8 indique une forte corrélation positive et une corrélation inférieure à -0,8 considérée comme une forte corrélation négative (voir chapitre 2, section 2.4). '0' indique l'absence de corrélation linéaire entre les données (-0,8 <ou <0,8).

3.4. Résultats et discussion

3.4.1. Comparaison des algorithmes

Les scores de quantification de la douceur avec un panel sont présentés en fonction de l'âge, du sexe et des gestes du toucher. Les résultats sont présentés dans le Tableau 3.4-1. Les valeurs de la douceur estimée pour chaque échantillon correspondent à la moyenne ± écart type obtenue pour chaque groupe d'âge. L'analyse statistique des résultats a été effectuée avec le coefficient de corrélation de Pearson (r) et l'analyse de la variance ANOVA(p) (voir Tableau 3.4-1). Le coefficient de corrélation de Pearson a été utilisé pour évaluer les corrélations entre les résultats obtenus à partir de la vibration du doigt humain et les scores du panel pour chaque groupe d'âge.

Toucher	Sexe	Groupes d'âge	Douceur des échantillons (moyenne ± SD)					Statistiques			
			A	B	C	D	E	La		MFCC	
								r	p	r	p
Longitudinal	Hommes	G1	1.6±0.3	1.3±0.3	2.9±0.3	4.1±0.2	5.0±0.0	0	*	+	*
		G2	2.1±0.5	1.2±0.2	2.4±0.2	3.8±0.3	5.0±0.0	+	*	+	*
		G3	2.2±0.3	1.5±0.3	3.1±0.4	3.9±0.3	5.0±0.0	0	*	+	*
		G4	1.2±0.2	2.2±0.3	4.2±0.3	4.1±0.2	5.0±0.0	0	*	+	*
	Femmes	G1	1.6±0.3	1.3±0.3	3.6±0.6	2.3±0.3	5.0±0.0	+	*	+	*
		G2	1.2±0.2	2.5±0.3	4.2±0.3	3.1±0.1	5.0±0.0	+	*	+	*
		G3	1.8±0.3	1.3±0.3	3.5±0.1	3.2±0.2	5.0±0.0	0		+	*
		G4	1.4±0.3	2.1±0.3	3.2±0.2	4.1±0.3	5.0±0.0	0	*	+	*
Latéral	Hommes	G1	1.1±0.1	2.0±0.5	3.8±0.3	3.1±0.1	5.0±0.0	+	*	+	*
		G2	1.2±0.2	2.2±0.2	3.9±0.3	3.2±0.2	5.0±0.0	+	*	+	*
		G3	1.3±0.3	2.1±0.1	4.1±0.3	3.0±0.3	5.0±0.0	0		+	*
		G4	1.2±0.2	1.8±0.3	3.9±0.3	2.9±0.2	5.0±0.0	0	*	+	*
	Femmes	G1	1.0±0.0	2.2±0.3	4.2±0.3	3.1±0.4	5.0±0.0	+	*	+	*
		G2	1.2±0.2	2.3±0.3	3.6±0.6	2.9±0.3	5.0±0.0	0	*	+	*
		G3	1.3±0.3	2.2±0.2	3.5±0.1	2.8±0.2	5.0±0.0	+		+	*
		G4	1.2±0.2	1.9±0.2	4.1±0.2	3.2±0.2	5.0±0.0	0	*	+	*

*Tableau 3.4-1 Résultats du panel de la main en fonction de la douceur de la surface. (+ R> 0,8, - r <0,8, * p <0,05)*

Pour des scores panel de douceur de 1 à 5, les valeurs du niveau vibratoire acoustique mesurées ont augmenté de 106dB à 124dB et les valeurs de coefficient de MFCC mesurées ont augmenté de 122 à 148. Les résultats sont en parfaite accord avec la littérature [32], qui a montré que le niveau vibratoire de la peau au cours du frottement était un bon critère pour évaluer la douceur de la peau. Cependant, on observe une corrélation plus élevée entre les coefficients de MFCC et les scores de la douceur par rapport

à la corrélation entre le L_a et les scores du panel (voir Tableau 3.4-1). Le L_a est connu comme un paramètre qui peut décrire la douceur de la surface en analysant le signal vibratoire obtenu par le doigt humain. L'algorithme MFCC est proposé pour traiter le même problème que le L_a. Les scores de la douceur des échantillons sont comparés aux résultats obtenus avec les paramètres L_a et MFCC. Le coefficient de Pearson est calculé pour évaluer la performance de L_a et MFCC (voir Figure 3.4-1). Les résultats du Tableau 3.4-1 ont montré une corrélation parfaite entre le coefficient de MFCC et les scores de la douceur (r> 0,8) pour les hommes, les femmes et pour tous les groupes d'âge. Les résultats de corrélation avec le L_a sont moins bons en comparaison à ceux des MFCC. Ces résultats confirment la meilleure performance de l'algorithme MFCC par rapport aux L_a afin d'obtenir des valeurs représentatives de la douceur à partir d'un signal vibratoire. Pour le reste de cette étude, nous gardons les trois paramètres : L_a, MFCC et μ, mais nous accordons la priorité au paramètre MFCC car il montre une meilleure performance.

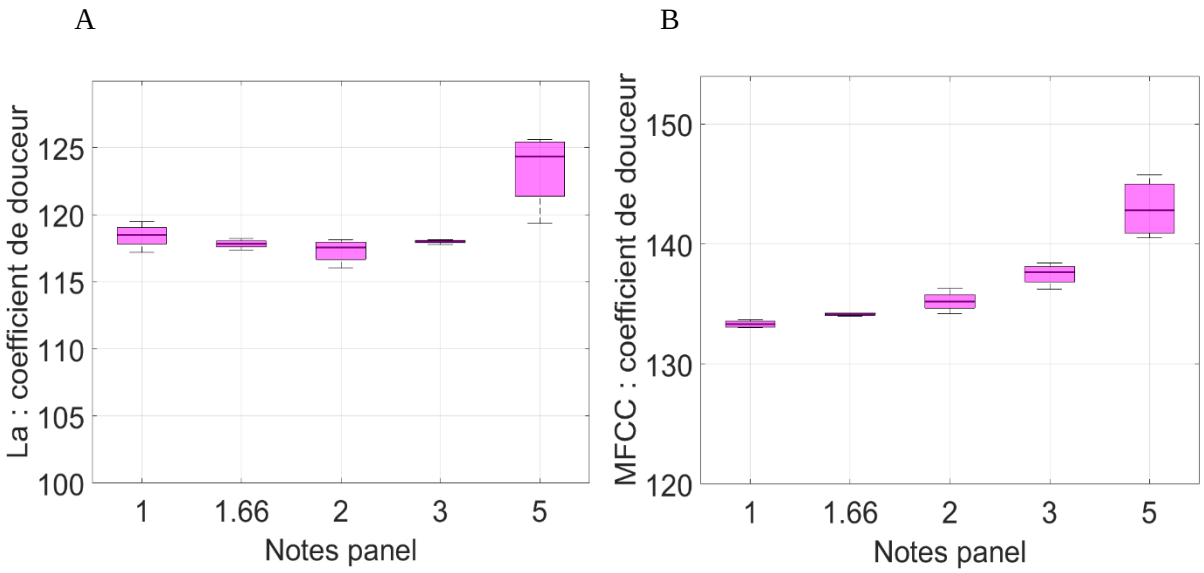


Figure 3.4-1 Troisième groupe d'âge des femmes (toucher LR). (A) le niveau vibratoire en fonction de l'évaluation de la douceur avec le panel. (B) les coefficients du paramètre MFCC en fonction de l'évaluation de la douceur avec le panel.

3.4.2. ***Les paramètres vibratoires en fonction des gestes du toucher (Latéral, longitudinal) et biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe***

Des différences prononcées des propriétés biophysiques du doigt humain entre les hommes et les femmes ont été identifiées dans l'étude précédente (voir chapitre 2). Les propriétés mécaniques (module d'élasticité), les propriétés de contact (force d'adhérence) et la moyenne arithmétique de la topographie de surface (*SMa*) de 40 volontaires ont été étudiées. Dans ce chapitre, la contribution des effets du sexe et de l'âge sur la perception tactile est étudiée à l'aide des propriétés biophysiques du doigt. À notre connaissance, les effets du sexe et de l'âge dans la perception tactile n'ont jamais été observé auparavant en fonction des propriétés biophysiques du doigt. Figure 3.4-2 et Figure 3.4-3 mettent en évidence les propriétés biophysiques du doigt versus des paramètres tactiles (μ, L_a, MFCC), en fonction de l'âge pour les hommes et les femmes. La corrélation linéaire entre les paramètres biophysiques et les paramètres tactiles est démontrée avec le coefficient de Pearson.

Dans la littérature, une corrélation positive entre le niveau vibratoire , L_a, et la rugosité de la surface touchée est démontrée ; la même corrélation est montrée avec le module de Young du doigt [33] (voir Tableau 3.4-2). En 1973, Takahashi [34] a montré pour un contact cylindre – plan, que le niveau de la pression acoustique *Lp (dB)* est une fonction linéaire et croissante de la rugosité de surface , Ra^n , suivant une loi logarithmique de la forme : $Lp \sim 20\log_{10} Ra^n$. Ce résultat montre que la pression acoustique est directement proportionnelle à la rugosité de surface. En 2010, Ben-abdelounis [33] a démontré que le niveau acoustique est directement proportionnel au module de Young $La \propto E$. Le Tableau 3.4-2 résume les liens entre les propriétés biophysiques et les paramètres vibratoires dans la littérature.

	Paramètres vibratoire (La, MFCC)
Topographie de surface (SMA)	Ra $\nearrow$ $\Rightarrow$ *SMa* $\nearrow$, (La, MFCC) $\nearrow$
Module de Young (E)	E $\nearrow$, (La, MFCC) $\nearrow$

Tableau 3.4-2 Propriétés biophysiques vs paramètres vibratoire dans la littérature

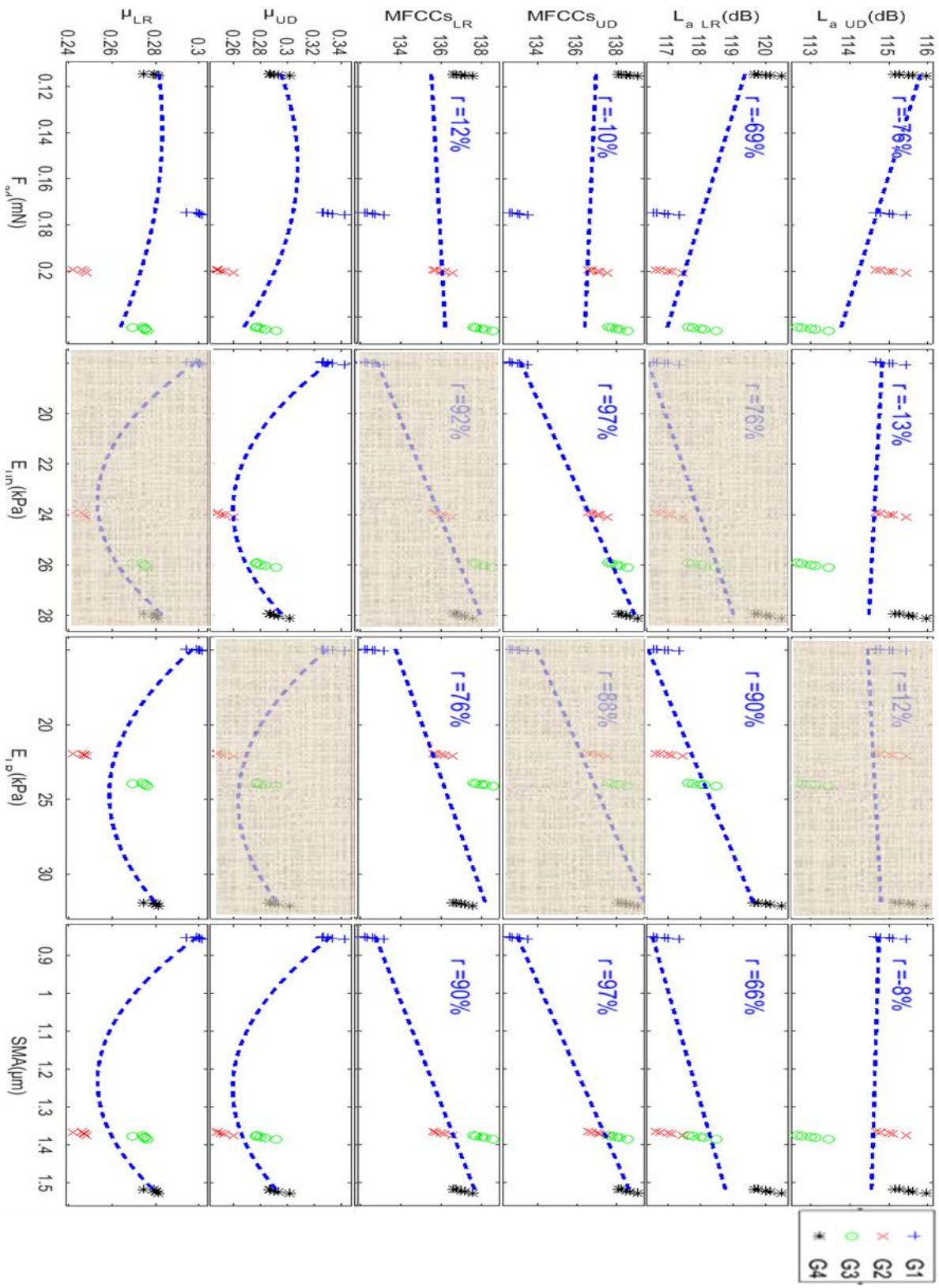


*Figure 3.4-2 Les résultats du groupe des hommes avec l'échantillon A. La corrélation entre les paramètres de tribo-haptique et les propriétés biophysiques du doigt humain en fonction de l'âge est illustrée. * Indique que les résultats sont significatifs. (latéral (LR), longitudinal (UD)).*

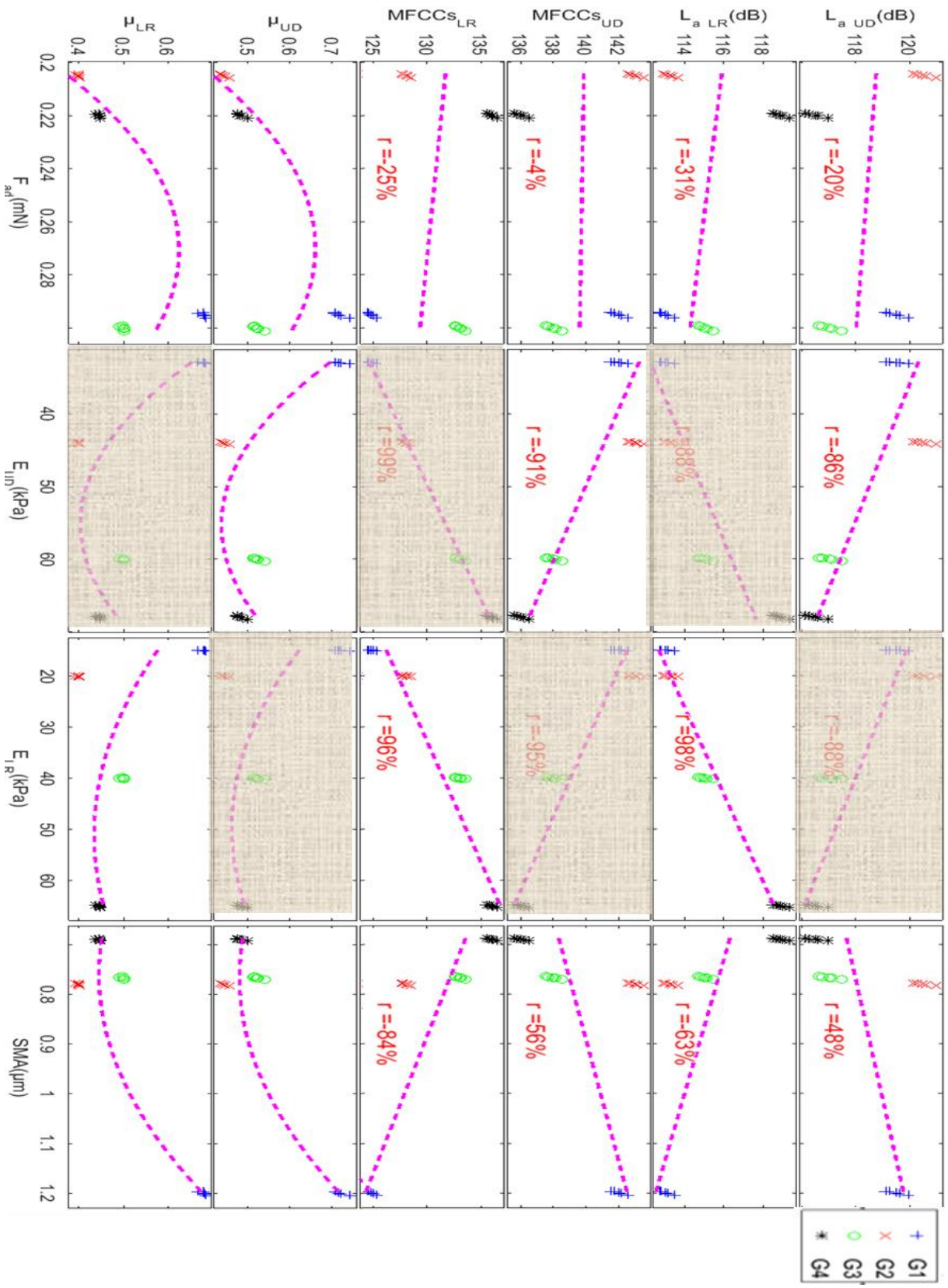


*Figure 3.4-3 Les résultats du groupe des femmes pour l'échantillon A. La corrélation entre les paramètres de tribo-haptique et les propriétés biophysiques pour le doigt humain en fonction de l'âge est illustrée. * Indique que les résultats sont significatifs. (latéral (LR), longitudinal (UD)).*

3.4.2.1. Toucher latéral en fonction de la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe

Comme les résultats précédents montrent une anisotropie claire des propriétés mécaniques du doigt humain (voir chapitre 2), nous avons quantifié un module de Young représentatif pour chaque geste du toucher. Pour le toucher latéral le module de Young représentatif est E_{LR} (dans les directions de 90 ° et 270 ° voir la Figure 3.2-1A), $E_{LR} = (E_{270°} + E_{90°})/2$ (Figure 3.2-1). A partir de la Figure 3.4-2 et de la Figure 3.4-3, le L_a et le coefficient de MFCC sont significativement et positivement corrélés au module de Young (E_{LR}) en fonction de l'âge indépendamment de l'effet lié au sexe. Le coefficient de corrélation de Pearson montre des valeurs plus élevées que 0,8 ; on peut donc noter une corrélation linéaire (L_a & MFCC ∝ E). Les résultats obtenus sont cohérents avec les résultats antérieurs (voir Tableau 3.4-2).

Le module de Young du doigt humain (E) et les propriétés topographiques de l'empreinte du doigt (*SMa*) sont les paramètres qui influencent le plus le signal vibratoire obtenu. Le module de Young du doigt, E, est significativement et positivement corrélé à l'âge pour les hommes et les femmes. Cependant, l'amplitude maximale du *SMa* a diminué chez les femmes et a augmenté chez les hommes avec l'âge. La corrélation positive entre le coefficient de MFCC, les propriétés mécaniques et les propriétés topographiques de l'empreinte du doigt (*SMa*) chez les hommes peut être simplement expliquée lorsqu'elles augmentent avec l'âge. Les résultats obtenus chez les femmes signifient que l'effet de module de Young du doigt est plus important que les propriétés topographiques de l'empreinte du doigt dans la manière de toucher latéral. Ce phénomène s'explique par la grande différence entre les propriétés mécaniques du doigt des groupes d'âge les plus jeunes et les plus âgés chez les femmes (≈ 60 kPa). Pour les femmes, le module de Young du doigt est le plus influent dans ce geste du toucher.

3.4.2.2. Toucher longitudinal en fonction de la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe

Pour le toucher longitudinal le module de Young représentatif est E_{UD} (dans la direction de 0° voir la Figure 3.2-1B), $E_{UD} = E_{0°}$ (Figure 3.2-1B). A partir de la Figure 3.4-2 et de la Figure 3.4-3, le L_a et le coefficient de MFCC sont significativement et négativement corrélés au module de Young représentatif ,E_{UD}, pour les femmes avec l'âge. De plus, une corrélation positive entre les MFCC et les propriétés topographiques des doigts est remarquée. Ce phénomène s'explique par la faible différence entre les propriétés mécaniques des différents groupes d'âge dans cette zone du doigt (≈20 kPa). En conclusion, les propriétés topographiques des empreintes digitales sont le paramètre le plus important pour le toucher longitudinal pour les femmes. La corrélation positive entre le coefficient de MFCC et les propriétés topographiques de l'empreinte du doigt (*SMa*) pour les hommes peut être expliquée par le fête que les deux paramètres biophysiques augmentent en fonction de l'âge.

En conclusion, l'interprétation des résultats est assez simple pour les hommes car le module de Young et le *SMa* augmentent avec l'âge et montrent une bonne corrélation aux paramètres vibratoires (L_a, MFCC). Pour les femmes, le module de Young et le *SMa* évoluent de manière contraire avec l'âge. L'évolution des vibrations en fonction de l'âge, nous permet d'identifier le paramètre ayant le plus d'influence pour chaque geste du toucher (Tableau 3.4-3).

Les résultats obtenus avec le coefficient de frottement pour les deux gestes du toucher en fonction des propriétés biophysiques des doigts (Figure 3.4-2 et Figure 3.4-3) sont cohérents avec la littérature. Tout d'abord, le coefficient de frottement en fonction des propriétés topographiques de l'empreinte du doigt présentait la même corrélation que dans la littérature [35]. Deuxièmement, le coefficient de frottement en fonction de la force d'adhérence est significativement et positivement corrélé (r> 0.8).

Cette corrélation peut être représentée par l'équation, $\mu = \mu_0(1+\frac{F_{ad}}{F_N})$, où μ_0 est le coefficient de frottement de cisaillement, F_{ad} est la force d'adhérence et F_N est la force appliquée [36].

Enfin, les résultats obtenus présentent une corrélation non linéaire entre le coefficient de frottement et le module de Young du doigt. Cette corrélation pour les hommes et les femmes est conforme à la littérature [35]–[37]. Le coefficient de frottement est affecté par tous les paramètres biophysiques du doigt. Par conséquent, il est très difficile de l'utiliser pour comprendre la perception tactile en fonction de l'âge ou pour qualifier la surface touchée. De plus, comme la relation entre μ et les propriétés biophysiques du doigt est non linéaire, alors on ne peut pas l'utiliser pour comprendre l'effet de différents gestes du toucher sur la perception tactile. Les paramètres tactiles peuvent être mieux décrits avec le L_a et le coefficient de MFCC qu'avec μ.

Propriétés biophysiques		Dans la littérature : propriétés biophysiques Vs paramètres vibratoires (L_a, MFCC)	Propriétés biophysiques Vs paramètres vibratoires (L_a, MFCC) : effet d'âge	
			Homme	Femme
Propriétés mécaniques	Module de Young	E↗ ∝ (L_a, MFCC)↗ « ∝ fonction linéaire et croissante »	• E↗	• E↗
Propriétés de topographie	*SMa*	*SMa*↗ ∝ (L_a, MFCC)↗ « ∝ fonction linéaire et croissante »	• *SMa*↗	• *SMa*↘
Toucher latéral vs âge			*E*↗, *SMa*↗ ∝ (L_a, MFCC)↗ « ∝ fonction linéaire et croissante »	***E***↗ ∝ (L_a, MFCC)↗ « ∝ fonction linéaire et croissante »
Toucher longitudinal vs âge			*E*↗, *SMa*↗ ∝ (L_a, MFCC)↗ « ∝ fonction linéaire et croissante »	***SMa***↘ ∝ (L_a, MFCC)↘ « ∝ fonction linéaire et croissante »

Tableau 3.4-3 Paramètres biophysiques du doigt vs paramètres vibratoire : effets de l'âge et du sexe.

3.4.3. Les gestes du toucher en fonction de la perception tactile (Latéral, longitudinal) et la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe

3.4.3.1. Les gestes du toucher (latéral, longitudinal) et la biophysique du doigt : effet de l'âge et du sexe

La Figure 3.4-4 synthétise l'influence des propriétés biophysiques du doigt par rapport aux paramètres tactiles (μ, L_a, MFCC), aux gestes du toucher et en fonction de l'âge et du sexe. Les remarques précédentes peuvent être facilement observées dans la Figure 3.4-4. Les propriétés mécaniques des doigts et les propriétés topographiques de l'empreinte du doigt (*SMa*) sont les paramètres qui ont le plus d'influence sur le signal vibratoire obtenu qui est décrit par L_a et MFCC.

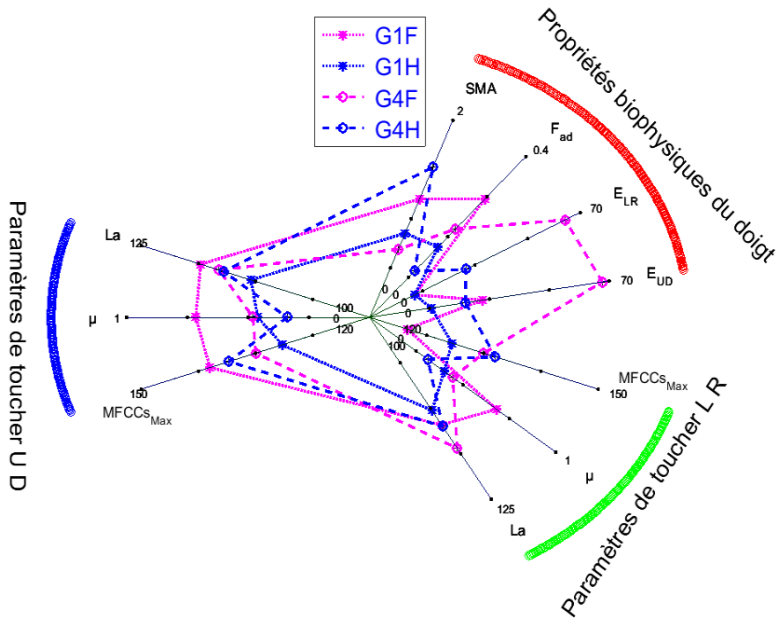


Figure 3.4-4 Synthèse de l'effet du sexe pour le groupe des jeunes et le groupe des plus âgés (échantillon B). (latéral (LR), longitudinal (UD)).

La Figure 3.4-5 a permis de comprendre l'effet des gestes du toucher sur les paramètres vibratoire L_a et MFCC avec l'âge. D'un côté, la perception tactile décline avec l'âge pour les hommes et les femmes dans la littérature. D'un autre côté, le module de Young du doigt augmente avec l'âge indépendamment du sexe. Lorsque le module de Young du doigt augmente, la capacité de déformation de la peau du doigt est réduite de sorte que le module de Young est inversement proportionnel à la perception tactile. De plus, les résultats montrent une corrélation positive entre le module de Young et les paramètres vibratoires (L_a, MFCC). Par conséquent, nous supposons que le niveau vibratoire et le MFCC sont inversement proportionnels à la perception tactile.

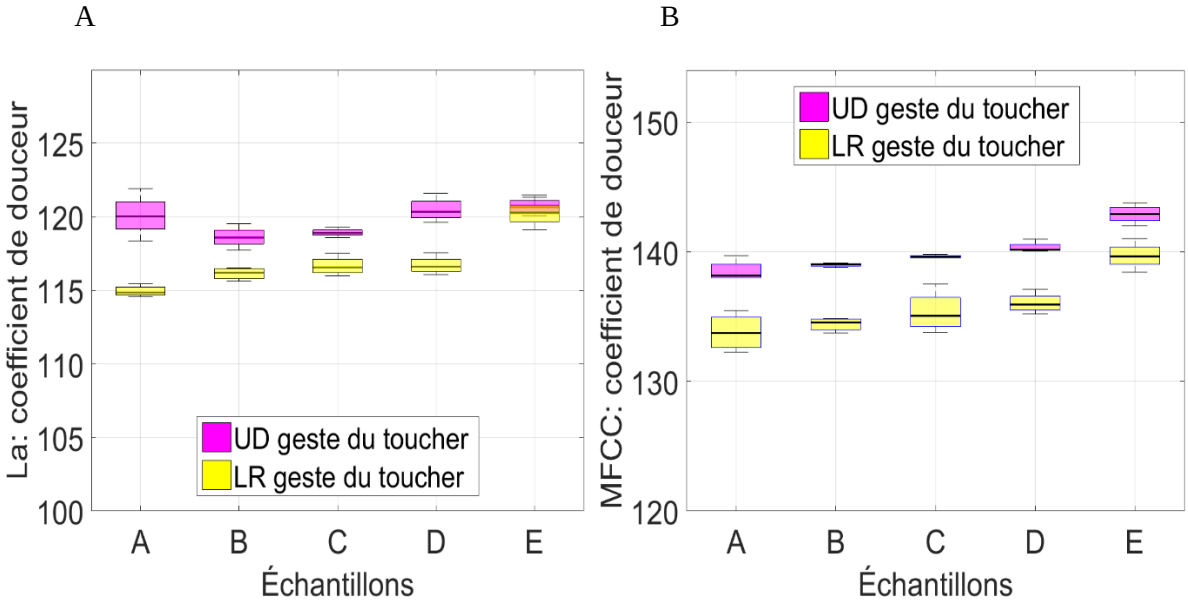


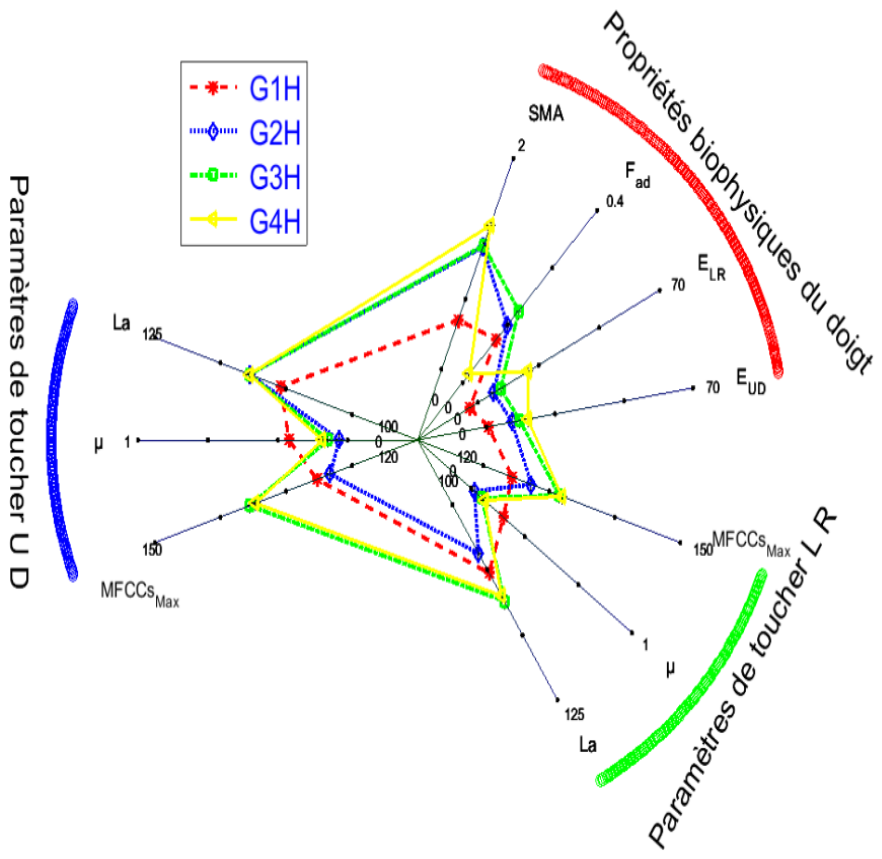
Figure 3.4-5 (A) L'effet des gestes du toucher sur le paramètre La pour le groupe des personnes âgées (G4 femmes). (B) L'effet des gestes du toucher sur le coefficient MFCC pour le groupe des personnes âgées (G4 femmes). (latéral (LR), longitudinal (UD)).

3.4.3.2. Les gestes du toucher (Latéral, longitudinal) et la perception tactile : effet de l'âge et du sexe

Pour les hommes, le module de Young est identifié comme le paramètre principal qui affecte le niveau vibratoire ou le coefficient MFCC. En fonction de l'âge, les paramètres vibratoires augmentent pour les deux gestes du toucher. Dans la Figure 3.4-5, nous avons observé des MFCC plus élevés dans le geste du toucher longitudinal. Par conséquent, nous avons conclu que la perception tactile est diminuée avec ce geste du toucher. Ces résultats sont en accord avec la nature humaine. En effet, les personnes utilisent le geste du toucher latéral avec les surfaces fines qui ont besoin d'une meilleure perception et le geste du toucher longitudinal avec des surfaces rugueuses qui n'ont pas besoin de haute perception pour la sentir.

Pour les femmes, notre première hypothèse est toujours correcte pour le geste du toucher latéral car le module de Young est le paramètre qui influence le plus les résultats obtenus (L_a et MFCC). D'une part, l'effet du sexe observé dans la littérature sur la perception tactile a démontré qu'il est plus élevé chez les jeunes femmes en comparaison de celui des jeunes hommes [21], [50]. D'autre part, les paramètres vibratoires sont plus élevés pour les hommes. Selon notre hypothèse, cela signifie une perception tactile plus élevée pour les femmes. Ceci est en accord avec ce qui a été expliqué précédemment sur l'effet du sexe sur la perception tactile (Tableau 3.4-4).

A



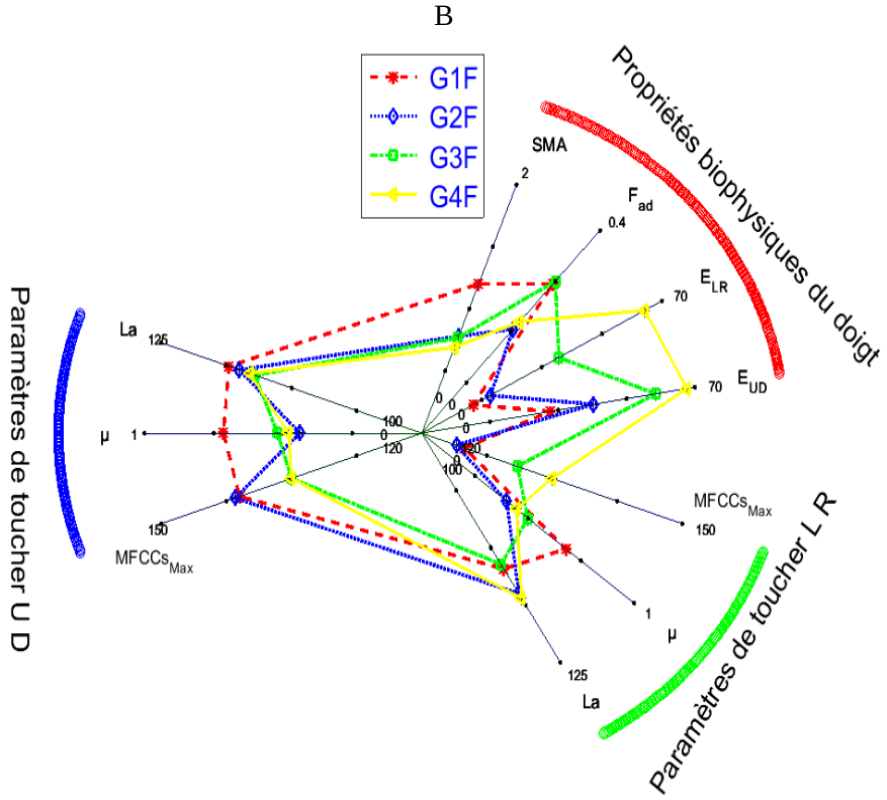


Figure 3.4-6 (A) Synthèse de l'effet de l'âge chez les hommes pour l'échantillon B. (B) synthèse de l'effet de l'âge chez les femmes pour l'échantillon B. (latéral (LR), longitudinal (UD)).

Pour le geste du toucher longitudinal, les résultats ont démontré que la topographie de l'empreinte digitale est le facteur qui contribue le plus sur les paramètres vibratoires. L'amplitude du relief de l'empreinte digitale est positivement proportionnelle à la perception tactile (voir chapitre 2). Les valeurs de *SMa* sont plus élevées pour les jeune femmes (20 à 30 ans). Ceci est en accord avec le fait que les jeunes femmes ont une meilleure perception tactile [21], [50]. Afin de comprendre la perception tactile, le signal vibratoire et le lien avec les propriétés biophysiques des doigts en fonction de l'âge et du sexe sont étudiés. Pour les femmes, le module de Young du doigt augmente et l'amplitude de la topographie de l'empreinte digitale diminue avec l'âge. Ces deux propriétés sont significativement et positivement corrélées aux paramètres vibratoires. En revanche, la perception tactile est négativement corrélée au module de Young du doigt et positivement corrélée à *SMa*. Par conséquent, pour comprendre la perception tactile en fonction des paramètres vibratoires, nous devons identifier le paramètre qui influence le plus le signal vibratoire.

En conclusion, le geste du toucher latéral offre une meilleure perception tactile par rapport au geste du toucher longitudinal selon notre hypothèse. La classification des douceurs du Tableau 3.4-1 confirme notre hypothèse, car nous avons remarqué la même classification des échantillons pour tous les groupes d'âge en fonction de leur douceur. Au contraire, les résultats obtenus avec le geste du toucher longitudinal sont variables en fonction des groupes d'âge. Ceci peut être expliqué par la perception tactile des volontaires. C'est le geste du toucher latéral qui a permis de donner le bon classement.

Le geste du toucher est un sujet important à étudier car le doigt possède des propriétés mécaniques anisotropes. Ceci permet de comprendre l'influence des paramètres de la biophysique des doigts sur la perception tactile (Tableau 3.4-4). La compréhension de cette influence est un passage obligé pour intégrer les effets de l'âge et du sexe sur la perception tactile avec les doigts artificiels.

Propriétés biophysiques		Dans la littérature : propriétés biophysiques Vs la perception tactile	propriétés biophysiques Vs paramètres vibratoires (L_a, MFCC) : effet d'âge	
			Homme	Femme
Propriétés mécaniques	Module de Young	E↑ ⇒perception tactile ↓	(L_a, MFCC)↑ à cause de E↑ ⇒perception tactile ↓	(L_a, MFCC)↓ à cause de E↑ ⇒perception tactile ↓
Propriétés de topographie	*SMa*	*SMa*↑ ⇒perception tactile ↑	(L_a, MFCC)↑ à cause de *SMa* ↑ ⇒ perception tactile ↑	(L_a, MFCC)↓ à cause de *SMa* ↓ ⇒ perception tactile↓
Toucher latéral vs âge			E est le paramètre le plus important (E↑) ⇒perception tactile↓ (L_a, MFCC)↑ ⇒ perception tactile↓	E est le paramètre le plus important (E↑) ⇒perception tactile↓ (L_a, MFCC)↑ ⇒ perception tactile↓
Toucher longitudinal vs âge				*SMa* est le paramètre le plus important (*SMa*↓) ⇒perception tactile↓ (L_a, MFCC)↑ ⇒ perception tactile ↑

Tableau 3.4-4 Paramètres biophysiques du doigt vs la perception tactile : effets de l'âge et du sexe

3.5. Conclusion

L'objectif de ce chapitre était de faire avancer le développement des doigts artificiels en fonction de l'âge et du genre. Cet objectif n'aurait pas été possible sans comprendre comment les propriétés biophysiques du doigt en fonction de l'âge et du sexe pouvaient affecter le toucher humain.

Le signal vibratoire transmis par le doigt pendant le processus du toucher est mesuré par un système tribo-haptique et analysé par différents algorithmes (L_a, MFCC, µ). L'un de ces algorithmes est nouveau (MFCC). Les résultats de ces algorithmes nous permettent de quantifier le signal vibratoire par une valeur unique. Cette valeur présente la qualité de la surface (douceur). Une corrélation entre les paramètres vibratoires et les propriétés biophysiques du doigt a permis de comprendre l'impact de chaque paramètre sur la perception tactile.

En raison de l'anisotropie des propriétés mécaniques du doigt, deux différents gestes du toucher ont été examinés afin de comprendre l'effet de la direction du toucher sur la perception tactile. Le geste du toucher qui permet d'avoir une meilleure perception tactile sera utilisé avec le doigt artificiel. Différents effets des paramètres biophysiques du doigt sont identifiés pour chaque geste du toucher. Ces influences constituent une information nécessaire pour développer les doigts artificiels. Comme le geste du toucher latéral a présenté une meilleure perception tactile, il sera utilisé pour le doigt artificiel. Dans ce geste du toucher, le module de Young est le paramètre qui affecte le plus la perception tactile chez les hommes et les femmes. Ce qui signifie que nous devrions privilégier l'élasticité de notre doigt artificiel.

3.6. Références

[1] S. J. Lederman and R. L. . Klatzky, "Hand movement: A window into haptic object recognition," *Cogn. Psychol.*, vol. 19, pp. 342–368, 1987.

[2] C. J. Cascio and K. Sathian, "Temporal cues contribute to tactile perception of roughness," *J. Neurosci.*, vol. 21, no. 14, pp. 5289–5296, 2001.

[3] S. J. Bolanowski and J. J. Zwislocki, "Intensity and frequency characteristics of pacinian corpuscles. I. Action potentials," *J. Neurophysiol.*, vol. 51, no. 4, pp. 793–811, 1984.

[4] S. J. Bolanowski Jr, G. A. Gescheider, R. T. Verrillo, and C. M. Checkosky, "Four channels mediate the mechanical aspects of touch," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 84, no. 5, pp. 1680–1694, 1988.

[5] D. T. Blake, S. S. Hsiao, and K. O. Johnson, "Neural Coding Mechanisms in Tactile Pattern Recognition: The Relative Contributions of Slowly and Rapidly Adapting Mechanoreceptors to Perceived Roughness," *J. Neurosci.*, vol. 17, no. 19, pp. 7480–7489, 1997.

[6] H. Zahouani, S. Mezghani, R. Vargiolu, T. Hoc, and M. El Mansori, "Effect of roughness on vibration of human finger during a friction test," *Wear*, vol. 301, no. 1–2, pp. 343–352, Apr. 2013.

[7] H. Zahouani and R. Vargiolu, "Method for characterising human touch," WO/2011/089370, 2011.

[8] E. Amaied, R. Vargiolu, J. M. Bergheau, and H. Zahouani, "Aging effect on tactile perception: Experimental and modelling studies," *Wear*, vol. 332–333, pp. 715–724, May 2015.

[9] C. Thieulin, C. Pailler-Mattei, R. Vargiolu, S. Lancelot, and H. Zahouani, "Study of the tactile perception of bathroom tissues: Comparison between the sensory evaluation by a handfeel panel and a tribo-acoustic artificial finger," *Colloids Surfaces B Biointerfaces*, 2017.

[10] L. Skedung, M. Arvidsson, J. Y. Chung, C. M. Stafford, B. Berglund, and M. W. Rutland, "Feeling small: exploring the tactile perception limits.," *Sci. Rep.*, vol. 3, p. 2617, Jan. 2013.

[11] I. Fujimoto, Y. Yamada, T. Maeno, T. Morizono, and Y. Umetani, "Development of Artificial Finger Skin with Static Friction Sensation Imitating Human Finger Using PVDF Film," *J. Robot. Soc. Japan*, vol. 22, no. 6, pp. 806–814, 2004.

[12] R. Fagiani, F. Massi, E. Chatelet, J. P. Costes, and Y. Berthier, "Contact of a finger on rigid surfaces and textiles: Friction coefficient and induced vibrations," *Tribol. Lett.*, vol. 48, no. 2, pp. 145–158, 2012.

[13] E. Wandersman, R. Candelier, G. Debrégeas, and A. Prevost, "Texture-induced modulations of friction force: The fingerprint effect," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 107, no. 16, pp. 1–5, 2011.

[14] P. Cornuault, L. Carpentier, M. Bueno, J. Cote, and G. Monteil, "Influence of physico-chemical, mechanical and morphological fingerpad properties on the frictional distinction of sticky/slippery surfaces," *J. R. Soc. Interface*, vol. 12, no. 110, p. 20150495, 2015.

[15] H. Zahouani, G. Boyer, C. Pailler-Mattei, M. Ben Tkaya, and R. Vargiolu, "Effect of human ageing on skin rheology and tribology," *Wear*, vol. 271, no. 9–10, pp. 2364–2369, Jul. 2011.

[16] D. O. Shaughnessy and D. O'Shaughnessy, "Invited paper: Automatic speech recognition: History, methods and challenges," *Pattern Recognit.*, vol. 41, no. 10, pp. 2965–2979, 2008.

[17] A. Das, M. R. Jena, and K. K. Barik, "Mel-Frequency Cepstral Coefficient (MFCC) - a Novel Method for Speaker Recognition," vol. 1, no. 1, pp. 1–3, 2014.

[18] M. M. M. Fahmy, "Palmprint recognition based on Mel frequency Cepstral coefficients feature

extraction," *Ain Shams Eng. J.*, vol. 1, no. 1, pp. 39–47, 2010.

[19] R. Loughran, J. Walker, M. O'Neill, and M. O'Farrell, "The Use of Mel-frequency Cepstral Coefficients in Musical Instrument Identification," *Proc. Int. Comput. Music Conf.*, pp. 42–43, 2004.

[20] L. Muda, M. Begam, and I. Elamvazuthi, "Voice recognition algorithms using mel frequency cepstral coefficient (MFCC) and dynamic time warping (DTW) techniques," *arXiv Prepr. arXiv1003.4083*, vol. 2, no. 3, pp. 138–143, 2010.

[21] J. Price, "DESIGN OF AN AUTOMATIC SPEECH RECOGNITION SYSTEM USING MATLAB Jamel Price , Sophomore Student Department of Engineering and Aviation Sciences University of Maryland Eastern Shore Princess Anne , MD 21853 Research Adviser : Dr . Ali Eydgahi Progress Report," no. August, pp. 1–10, 2005.

[22] G. E. Carlson, *Signal and linear system analysis*. John Wiley, 1998.

[23] M. A. Anusuya and S. K. Katti, "Speech Recognition by Machine : A Review," *Int. J. Comput. Sci. Inf. Secur.*, vol. 6, no. 3, pp. 181–205, 2009.

[24] S. Molau, M. Pitz, R. Schluter, and H. Ney, "Computing Mel-frequency cepstral coefficients on the power spectrum," *2001 IEEE Int. Conf. Acoust. Speech, Signal Process. Proc. (Cat. No.01CH37221)*, vol. 1, 2001.

[25] S. Davis and P. Mermelstein, "Comparison of parametric representations for monosyllabic word recognition in continuously spoken sentences," *IEEE Trans. Acoust.*, vol. 28, no. 4, 1980.

[26] X. Huang, A. Acero, and H.-W. Hon, *Spoken Language Processing: A guide to theory, algorithm, and system development*. Prentice hall PTR, 2001.

[27] S. B. Davis, P. Mermelstein, D. F. Cooper, and P. Nye, "Comparison of parametric representations for monosyllabic word recognition in continuously spoken sentences," *IEEE Trans. Acoust.*, vol. 28, no. 4, pp. 357–366, 1980.

[28] J. R. Deller Jr, J. G. Proakis, and J. H. Hansen, *Discrete time processing of speech signals*. Prentice Hall PTR, 1993.

[29] S. S. Stevens and J. Volkmann, "The relation of pitch to frequency: A revised scale," *Am. J. Psychol.*, vol. 53, no. 3, pp. 329–353, 1940.

[30] J. R. Phillips, R. S. Johansson, and K. O. Johnson, "Responses of human mechanoreceptive afferents to embossed dot arrays scanned across fingerpad skin.," *J. Neurosci.*, vol. 12, no. 3, pp. 827–839, 1992.

[31] M. Bueno, F. Massi, B. Camillieri, and Y. Berthier, "FRICTION AND VIBRATION CRITERIA FOR TACTILE DISCRIMINATION OF PILE FABRICS," in *Proceedings of the 42th Leeds-Lyon Symposium on Tribology*, 2015, vol. 11, no. 4.

[32] H. Zahouani, R. Vargiolu, G. Boyer, C. Pailler-Mattei, L. Laquièze, and A. Mavon, "Friction noise of human skin in vivo," *Wear*, vol. 267, no. 5–8, pp. 1274–1280, Jun. 2009.

[33] H. Ben Abdelounis, "Dynamique et vibroacoustique du contact rugueux: expérimentation et modélisation," Ecole Centrale de Lyon, 2010.

[34] K. Takashi, "The friction noise under heavy load," *Bull. Fac. Sci. Eng., Chuo Univ.*, vol. 16, pp. 53–69, 1973.

[35] B. Bhushan, *Introduction to Tribology*, 2013 John. John Wiley \& Sons, 2013.

[36] J. van Kuilenburg, M. A. Masen, and E. van der Heide, "A review of fingerpad contact mechanics and friction and how this affects tactile perception," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part J J. Eng. Tribol.*,

vol. 229, no. 3, pp. 243–258, 2013.

[37] E. Riedo and H. Brune, "Young modulus dependence of nanoscopic friction coefficient in hard coatings," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 83, no. 10, pp. 1986–1988, 2003.

Chapitre 4 L'émotion et la perception tactile

Table des matières

4.1. Introduction et objectifs 104
4.2. Matériels et Méthodes 104
4.2.1. Développement des dispositifs : le doigt humain instrumenté avec un laser Doppler 104
4.2.1. Développement d'un nouvel algorithme : analyse fréquentielle du signal de flux sanguin 108
4.2.2. Protocole expérimental 111
4.2.2.1. Description du panel pour l'étude 111
4.2.2.2. Echantillons 111
4.2.2.3. Procédure de tests 113
4.3. Résultats et Discussion 114
4.3.1. La perception tactile 114
4.3.2. Emotions 116
4.4. Conclusion 118
4.5. Références 119

Table des figures

Figure 4.2-1 Principe de laser Doppler débitmètre : en raison de la diffusion sur les particules en mouvement, le spectre original de la lumière incidente devient plus large en raison de l'effet Doppler. La détection hétérodyne de la lumière dispersée permet une évaluation précise de son spectre, mesurée dans la gamme basse fréquence (la fréquence angulaire est définie comme $\omega = 2\pi f$). 105

Figure 4.2-2 Procédé de diffusion de lumière sur une cellule sanguine en mouvement. S_i est un vecteur du faisceau lumineux incident de longueur d'onde λ ; S_s est un vecteur du rayon lumineux dispersé de longueur d'onde $\lambda + \Delta\lambda$; V est un vecteur de vitesse de la cellule sanguine ; $\Delta\lambda$ est dû au décalage Doppler (en unités de longueur d'onde)..... 106

Figure 4.2-3 Diagramme du système vasculaire [18]..... 106

Figure 4.2-4 Signaux obtenus avec laser Doppler pendant le toucher et les périodes de repos. 108

Figure 4.2-5 Dispositif tribo-haptique avec la sonde du laser doppler (1) accéléromètre pour le toucher longitudinal. (2) sonde du laser doppler. (3), Zone de contact sollicitée pour les deux sens du toucher..... 108

Figure 4.2-6 Schéma de traitement du signal PU et classification émotionnelle. 110

Figure 4.2-7 Le Gem et la zone à toucher..... 112

Figure 4.2-8 (A à D) Textures des surfaces des échantillons plastiques (GEM A à GEM D respectivement) 112

Figure 4.2-9 Les tissus utilisés dans les mesures. (A) Le tissu synthétique. (B) Le soie. 114

Figure 4.3-1 Le coefficient de MFCC en fonction des échantillons GEM + la surface de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le MFCC avec le doigt artificiel. (A) soie. (B) tissu synthétique. 115

Figure 4.3-2 Le coefficient de L_a en fonction des échantillons GEM + la surface de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le L_a avec le doigt artificiel. (A) soie. (B) tissu synthétique..... 116

Figure 4.3-3 Le coefficients de frottement μ en fonction des échantillons GEM + la surface de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le μ avec le doigt artificiel. (A) soie. (B) tissu synthétique. 116

Figure 4.3-4 Différence entre la classification artificiel et le panel (A) soie. (B) tissu synthétique. 118

4.1. Introduction et objectifs

Dans le premier chapitre, nous avons démontré que le système nerveux central est l'un des paramètres les plus importants dans la perception tactile, en tant que responsable du transfert d'informations des mécanorécepteurs vers le cerveau. De plus, le système nerveux central est affecté par l'âge et le sexe. Les travaux de la littérature ont relié le système nerveux central avec le flux sanguin en utilisant le dispositif basé sur le principe du laser Doppler. Le flux sanguin dans les systèmes nerveux central et périphérique est régulé par le métabolisme tissulaire local, le dioxyde de carbone et probablement les nerfs qui innervent les vaisseaux sanguins. Une vaste littérature existe concernant cette technique. La méthode de mesure du flux sanguin local par laser Doppler, est devenue particulièrement utile ces dernières années.

Les émotions impliquent un mélange complexe de réponses cognitives, affectives, comportementales et physiologiques [1], [2]. Au niveau physiologique, de nombreuses recherches actuelles sur les neurosciences affectives visent à comprendre les réseaux neuronaux qui sous-tendent l'émotion. À cet égard, les résultats de nombreuses recherches sur les concomitants de l'émotion du système nerveux central (SNC) suggèrent l'implication de corticaux multiples (par exemple, frontal, temporal et pariétal) et sous-corticaux (par exemple, ganglions de base, thalamus, amygdale et hippocampe) à travers une variété d'émotions positives et négatives telles que le bonheur, l'anxiété, la colère, la tristesse, le dégoût [3], [4].

Un corps distinct de la recherche psychophysiologique a cherché à identifier les modèles de corrélation de l'émotion avec le système nerveux autonome (ANS). Bien que plusieurs enquêtes aient noté des modèles de réponse autonome spécifique à l'émotion [5], [6]. La majorité des études suggèrent des similitudes plus importantes que les différences entre les modèles d'activation physiologique au cours de divers états émotionnels [7]–[9]. Certains auteurs ont utilisé la dystrophie sympathique réflexe (RSD) de la main pour examiner les mécanismes patho-physiologiques des troubles vasculaires et le laser Doppler pour évaluer le rôle du système nerveux sympathique [10]–[16].

Le doigt est la région utilisée en contact. Dans cette région, des taux de perfusion très élevés ont été mesurés chez des sujets sains dans les conditions normales de repos (voir chapitre 1). Dans ce chapitre, nous allons utiliser le laser Doppler pour objectiver l'émotion. Le laser Doppler sera utilisé pour objectiver le contact et il sera comparé au doigt humain (système tribo-haptique voir chapitre 3). Des échantillons en matières plastiques sont utilisés afin de valider la capacité de la variation du flux sanguin pendant le toucher afin de classer des échantillons. Dans ce chapitre, nous examinons la technique laser Doppler, puis nous l'utilisons pour objectiver l'émotion en la comparant aux résultats du panel utilisés pour classer les surfaces prédéfinies.

4.2. Matériels et Méthodes

4.2.1. Développement des dispositifs : le doigt humain instrumenté avec un laser Doppler

Lorsque la peau est éclairée par la lumière laser, certains photons sont dispersés en déplaçant les cellules sanguines et subissent un léger décalage de fréquence f en raison de l'effet Doppler (voir l'équation suivante) (Figure 4.2-1) [17].

$$\Delta f = \frac{2 \cdot V \cdot n}{\lambda_0} \cos \Theta$$

Où V est la vitesse de la cellule sanguine en mouvement, λ_0 est la longueur d'onde de la lumière incidente, Θ est défini comme l'angle entre le vecteur $S_s - S_i$ et le vecteur de vitesse V, et n est l'indice de réfraction du milieu dans lequel se déplace la lumière (voir Figure 4.2-2).

Le mélange des photons décalés et non décalés sur le détecteur provoque des fluctuations d'intensité avec des fréquences Doppler. Le photo-courant résultant est traité pour fournir un signal qui correspond au flux sanguin. L'amplitude de ces fluctuations donne des informations sur la concentration, tandis que le spectre donne des informations sur la vitesse moyenne des globules rouges en mouvement dans le volume. Le laser Doppler évalue les particules en mouvement, le nombre de particules qui se déplacent dans une zone et un temps spécifiés (particules/s). Les particules peuvent être déplacées par des mouvements Browniens ou par écoulement.

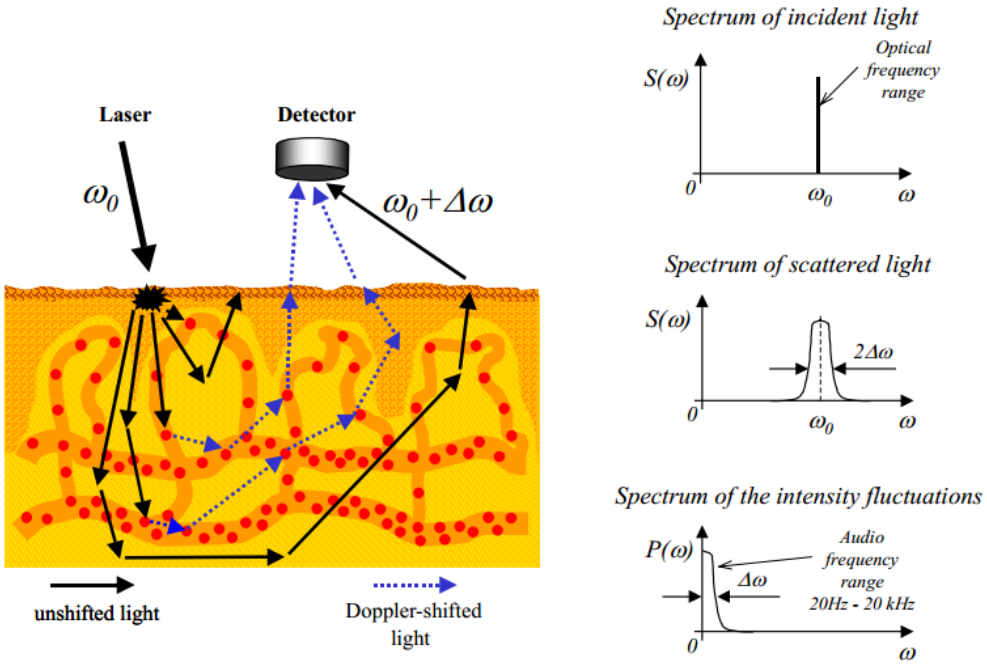


Figure 4.2-1 Principe de laser Doppler débitmètre : en raison de la diffusion sur les particules en mouvement, le spectre original de la lumière incidente devient plus large en raison de l'effet Doppler. La détection hétérodyne de la lumière dispersée permet une évaluation précise de son spectre, mesurée dans la gamme basse fréquence (la fréquence angulaire est définie comme $\omega = 2\pi f$).

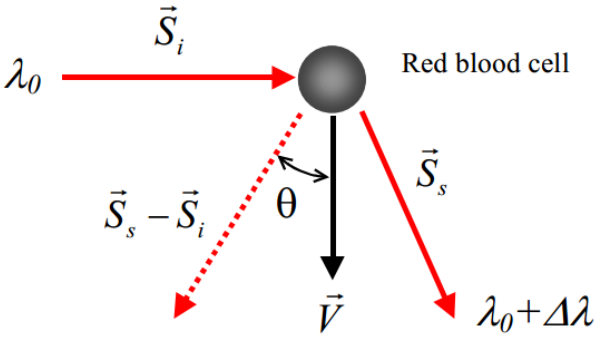


Figure 4.2-2 Procédé de diffusion de lumière sur une cellule sanguine en mouvement. S_i est un vecteur du faisceau lumineux incident de longueur d'onde λ ; S_s est un vecteur du rayon lumineux dispersé de longueur d'onde $\lambda + \Delta\lambda$; V est un vecteur de vitesse de la cellule sanguine ; $\Delta\lambda$ est dû au décalage Doppler (en unités de longueur d'onde).

Dans la plupart des cas, la mesure du débit par laser Doppler est utilisée pour la mesure de la microcirculation cutanée. L'anatomie de la circulation cutanée présente une grande variabilité due au développement et au vieillissement, aux différences régionales et aux effets même d'une pathologie mineure. Il existe cependant un schéma général qui est caractéristique pour la plupart des zones de la peau, voir Figure 4.2-3.

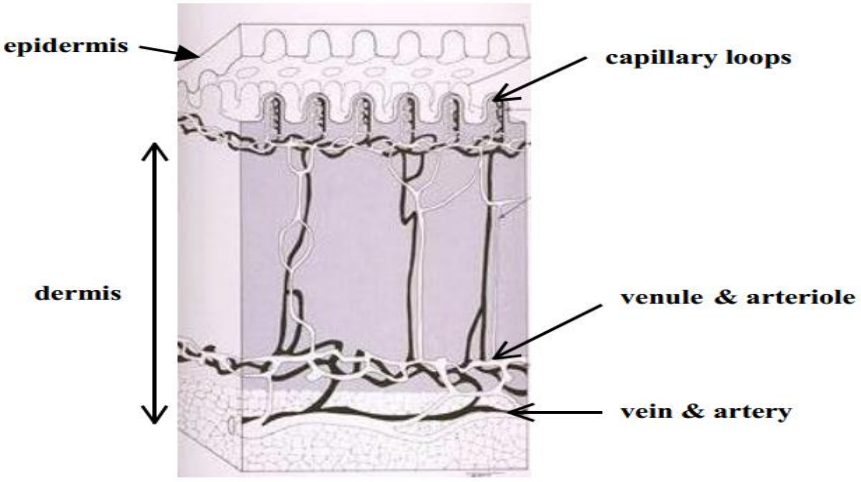


Figure 4.2-3 Diagramme du système vasculaire [18]

Le premier appareil de laser Doppler à fibre optique disponible dans le commerce a été introduit par Holloway à la fin des années soixante-dix [19]. Un laser HeNe de 5 mW est utilisé comme source laser. La lumière est envoyée sur la peau puis elle revient au niveau du détecteur via des fibres optiques souples. En 1980, Nilsson et al, a amélioré le rapport du signal sur le bruit en introduisant un double système photo-détecteur combiné avec un amplificateur différentiel [20]. Cet appareil a utilisé un laser HeNe de 2 mW et il est devenu commercialement disponible en tant que débitmètre laser Doppler Periflux (Perimed AB, Suède). Actuellement, les systèmes multifonctionnels les plus avancés PeriFlux 5000, DRT4 et OxyFlo de Perimed AB, Moor Instruments Ltd et Oxford Optronix, respectivement, sont largement utilisés dans les hôpitaux démontrant une performance équivalente. Il existe également des dispositifs permettant de mesurer le débit sanguin ainsi que la température des tissus et le niveau d'oxygénation du sang.

Les sondes à fibre optique sont les plus utilisées dans le laser Doppler. Différentes applications nécessitent, en général, différentes conceptions de fin de sonde. Le marché des sondes laser Doppler offre une grande sélection de ces dispositifs spécialement conçus pour la mesure sur des endroits spécifiques (organes) : sondes de peau de grande surface, sondes endoscopiques, sondes dentaires, sondes orales, sondes musculaires, sondes d'implantation à long terme, etc. sont disponibles. Il existe des sondes optiques offrant une surveillance de la température ainsi qu'une mesure du débit sanguin. L'utilisation de sondes à fibres optiques dans la clinique a démontré une bonne performance de ces dispositifs [21], [22]. Cependant, il faut mentionner deux inconvénients limitant l'utilisation de sondes à fibres optiques dans la pratique clinique :

- Le mouvement des fibres ou des tissus provoque une perturbation du signal et doit être filtré de manière intelligente.
- Les sondes multicanaux sont lourdes et sont donc très limitées dans la pratique.

Dans cette étude, nous avons utilisé le moniteur *PeriFlux 5000 LDPM* de la société Perimed avec une sonde 407-1. Nous avons exploré la possibilité que le Laser Doppler puisse être utilisé pour examiner les changements de concentration des cellules sanguines en mouvement (CMBC), de la vitesse moyenne de la cellule (v) et de l'unité de perfusion (PU) [20], [23].

Le faisceau lumineux laser est dispersé et absorbé par les tissus stationnaires et le déplacement des cellules sanguines. Les objets en mouvement mesurés sont principalement des globules rouges, mais également des leucocytes et des plaquettes. Dans les conditions normales, les contributions des deux derniers composants cellulaires sont trop faibles pour être significatifs et le signal Doppler obtenu ne provient pratiquement que des globules rouges. Les photons dispersés dans les globules rouges en mouvement subissent des changements de fréquence selon le principe Doppler, tandis que les photons dispersés dans le tissu statique restent isolés en fréquence [20], [24]–[27]. L'analyse de la lumière rétrodiffusée donne lieu à un signal de sortie global (v) lié linéairement à la perfusion tissulaire exprimée dans l'équation suivante :

$$v = f(c)\int_{w_1}^{w_2} \omega \cdot P(\omega) d\omega$$

Où *f(c)* est un facteur compensatoire dérivé de la puissance totale du signal Doppler, P(x) est la densité spectrale de puissance du signal Doppler, ω_1 est la coupure de fréquence inférieure et ω_2 est la limite supérieure de 20 Hz.

Le CMBC est proportionnel et linéairement lié au nombre de cellules sanguines qui se déplacent dans les veines dans une fourchette pertinente pour les mesures physiologiques. Le CMBC est calculé avec l'équation suivante.

$$CMBC = k(\ln(1 - \frac{1}{\eta^2 i_T}\int_{w1}^{w_2} P(w)dw))$$

Où k est une constante, η^2 est un facteur d'instrumentation qui dépend principalement de la cohérence optique du détecteur de signal, et i_T est la photo-courant totale.

L'unité de perfusion (PU) est arbitraire et ne peut être présentée en ml/min/100g. Le PU est calculé avec l'équation suivante.

Unité de perfusion (PU)	=	Concentration de déplacement de cellules sanguines (CMBC)	X	Vitesse des cellules sanguines (v)

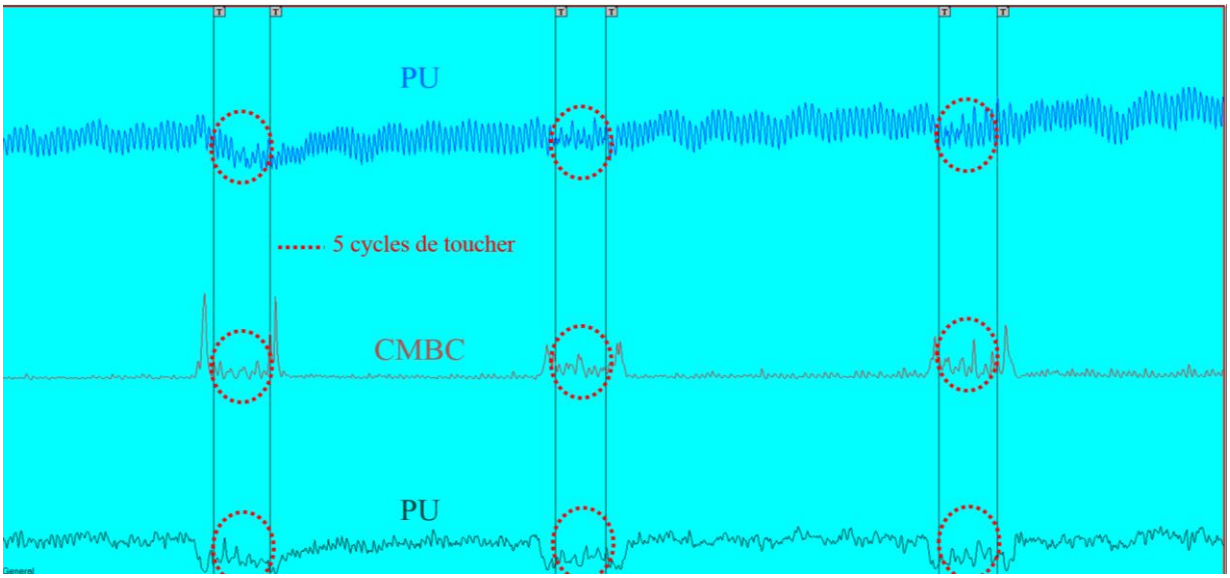


Figure 4.2-4 Signaux obtenus avec laser Doppler pendant le toucher et les périodes de repos.

Le système utilisé est équivalent au système tribo-haptique (déjà expliqué au chapitre 3). En plus de l'accéléromètre placé sur le côté du doigt (l'accéléromètre qui mesure les vibrations en toucher latéral), nous avons ajouté une sonde du laser Doppler à côté (voir Figure 4.2-5). La sonde est directement fixée sur le bout du doigt avec un adhésif spécifique à la mesure.

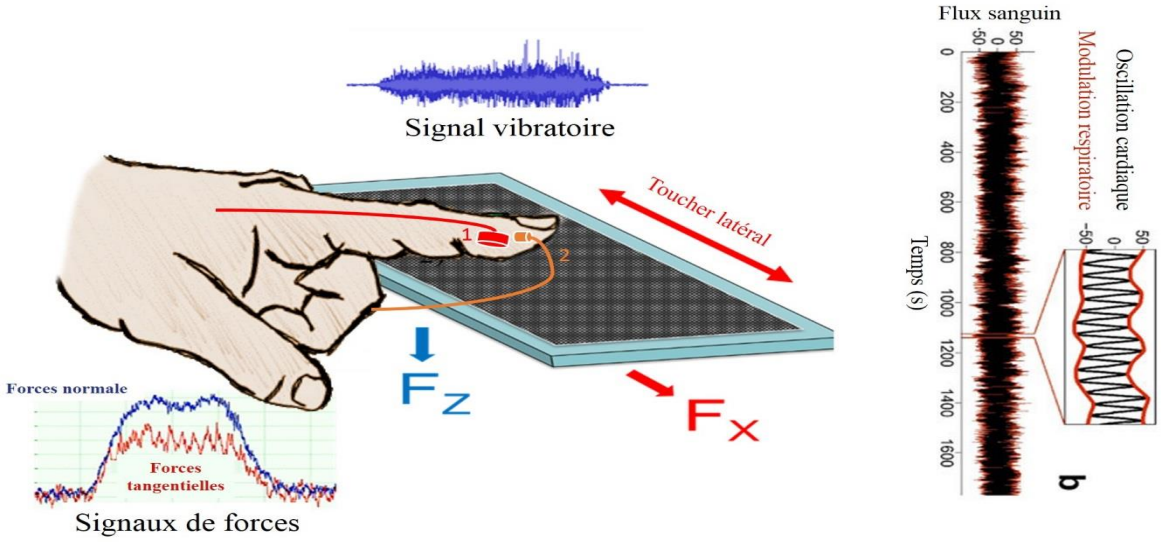


Figure 4.2-5 Dispositif tribo-haptique avec la sonde du laser doppler (1) accéléromètre pour le toucher longitudinal. (2) sonde du laser doppler. (3), Zone de contact sollicitée pour les deux sens du toucher

4.2.1. Développement d'un nouvel algorithme : analyse fréquentielle du signal de flux sanguin

Les résultats obtenus par le laser Doppler sont généralement présentés comme des valeurs moyennes du signal de débit sanguin mesuré. Cependant, l'analyse de la dynamique dans le signal du flux sanguin mesuré a été introduite comme une approche pour l'évaluation des mécanismes de contrôle micro-vasculaire. Cette approche est basée sur l'analyse spectrale des oscillations périodiques du flux sanguin micro-vasculaire [28]–[33]. L'analyse spectrale décompose les séries temporelles fluctuantes stables dans ses éléments de fréquence, en calculant les amplitudes des composantes du signal à des

valeurs de fréquences prédéterminées [34]. L'analyse de ces oscillations périodiques permet d'avoir la connaissance de la dynamique des mécanismes de contrôle vasculaire [35]. Les oscillations périodiques dans la micro-vasculaire sont détectées par la technique non invasive du laser Doppler. L'analyse spectrale du signal de laser Doppler de la peau de l'avant-bras humain a révélé cinq fréquences caractéristiques [31], [32], [36]. En plus des rythmes cardiaques et respiratoires d'environ 1 et 0,3 Hz, respectivement [28], [31]–[33], trois fréquences ont été détectées dans les régions autour de 0,1, 0,04 et 0,01 Hz dans la peau humaine [31], [32], [36]. Il est suggéré que des oscillations périodiques avec une fréquence d'environ 0,1 Hz (α-ondes) reflètent l'activité intrinsèque des muscles lisses (myogéniques) des vaisseaux sanguins [29]–[31], [33], [37], [38]. Alors que la fréquence autour de 0,04 Hz (ß-ondes) représente la stimulation neuro-génique des vaisseaux de résistance [37], [39]. Il a été suggéré que des oscillations d'environ 0,01 Hz (minute-rythme) résultent des changements dans le métabolisme du tissu perfusé. À partir du signal de perfusion, il est possible d'identifier des fréquences de repos et des fréquences générées lors du toucher qui sont caractéristiques de l'émotion générée en même temps.

La procédure essentielle dans le calcul de la densité spectrale de puissance (DSP) d'un signal est la détermination du spectre de fréquence, cela se fait en utilisant une série de Fourier. Celle-ci tient son nom du mathématicien Joseph Fourier qui a inventé la méthode en 1807 [40], Joseph Fourier a établi que toutes les fonctions périodiques peuvent être exprimées sous forme de somme de sinus et de cosinus [41]. Lorsqu'un signal dépendant du temps avec une fréquence caractéristique est analysé, il est divisé en fenêtres de longueur fixe et la périodicité au sein de chaque fenêtre est observée (voir l'équation suivante).

$$x(t) = \bar{x} + \sum_{i=1}^{\infty} [C_i \cos(2\pi f_i t) + S_i \sin(2\pi f_i t)]$$

Où $f_i = 1/T$, $f_i = if$, et C_i, S_i sont les coefficients de Fourier à déterminer. ($\bar{x}$ est la valeur moyenne de x).

La fonction de densité spectrale de puissance (DSP) montre les variations (énergie) en fonction de la fréquence. En d'autres termes, elle montre à quelles fréquences les variations sont fortes ou faibles. L'unité de DSP est l'énergie (variance) par fréquence (largeur). Nous pouvons obtenir l'énergie dans une gamme de fréquences spécifiques en intégrant le DSP sur cette gamme de fréquences. Le DSP est un outil très utile si l'on veut connaître les fréquences et les amplitudes des signaux oscillants dans les données de séries temporelles. Observer le DSP, c'est comme tracer des séries chronologiques simples, sauf que nous regardons les séries chronologiques en fonction de la fréquence et non en fonction du temps. La fréquence est une transformation du temps, la recherche de variations dans le domaine fréquentiel est une autre façon d'examiner les variations des données de séries temporelles. Le DSP permet de savoir si les variations de gamme de fréquences sont fortes et cela pourrait être très utile pour une analyse plus approfondie. Le DSP est la réponse en fréquence d'un signal aléatoire ou périodique. Il nous indique où la puissance moyenne est distribuée en fonction de la fréquence. Le DSP d'un signal de temps aléatoire x(t) peut être exprimé de façon équivalente par les deux manières suivantes :

- Le DSP est la moyenne de la grandeur de la transformée de Fourier au carré, sur un grand intervalle de temps.

$$S_x(f) = \lim_{T \to \infty} E\left\{ \frac{1}{2T} \left| \int_{-T}^{T} x(t) e^{-j2\pi ft} dt \right|^2 \right\}$$

- Le DSP est la transformée de Fourier de la fonction d'autocorrélation.

$$S_x(f) = \int_{-T}^{T} R_x(\tau) e^{-j2\pi ft} dt$$

$$R_x(\tau) = E\{x(t)x^*(t+\tau)\}$$

La puissance peut être calculée à partir d'un signal aléatoire sur une bande de fréquences donnée comme suit :

1. Puissance totale en x(t): $P = \int_{-\infty}^{\infty} S_x(f)df = R_x(\mathbf{0})$

2. Puissance en x (t) dans la gamme f_1 - f_2: $P_{12} = \int_{f_1}^{f_2} S_x(f)df = R_x(\mathbf{0})$

Dans cette étude, nous avons utilisé le signal PU(t) pour comprendre l'émotion générée au cours du toucher. L'analyse DSP du signal PU(t) a permis d'identifier trois pics pendant la période de repos, et un nouveau sommet est généré pendant la période du toucher. L'approche développée consiste à comparer les amplitudes de la fréquence du toucher, par rapport au tissu de référence, afin de classer les échantillons (voir Figure 4.2-6).

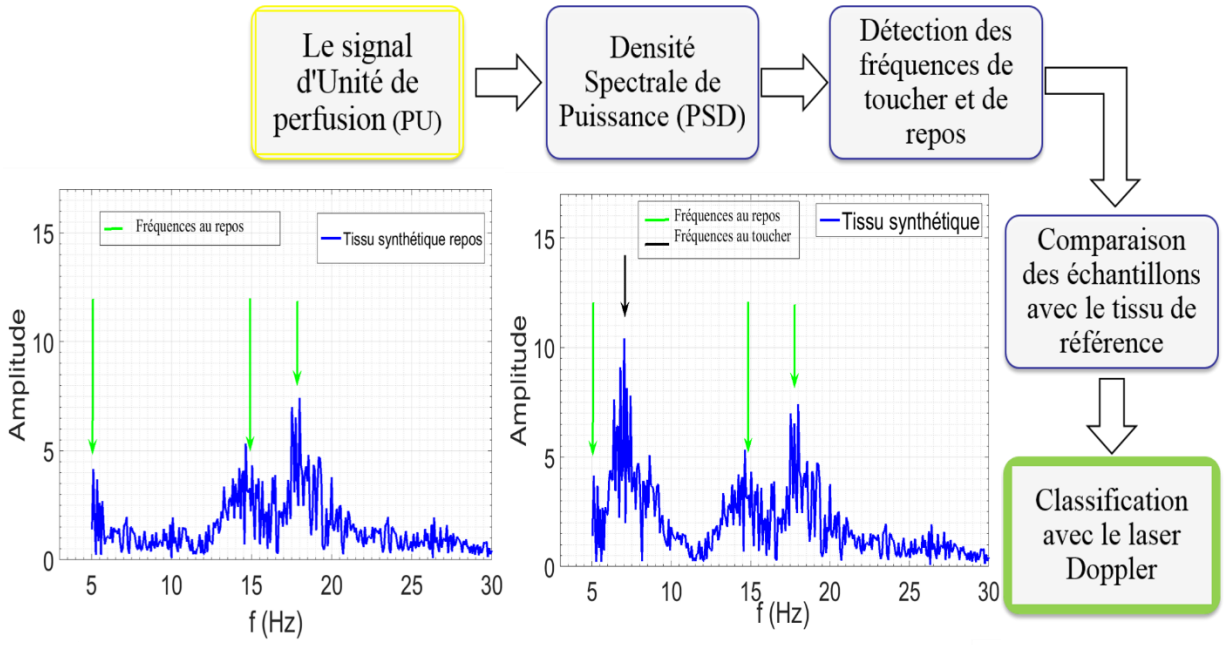


Figure 4.2-6 Schéma de traitement du signal PU et classification émotionnelle.

4.2.2. Protocole expérimental

4.2.2.1. Description du panel pour l'étude

40 volontaires caucasiens (20 femmes et 20 hommes) ont participé aux expériences. Toutes les mesures étaient *in vivo* et non invasives. Les participants sont les mêmes que pour les études précédentes (chapitre 2, 3 et 4).

4.2.2.2. Echantillons

Dans cette partie, nous nous sommes intéressés par l'imitation de surfaces réelles (soie et tissu synthétique, voir Figure 4.2-9) sur des échantillons plastiques. La production de nos échantillons se fait sur différents plastiques avec des propriétés différentes basées sur deux parties principales :

- La réplique de surface est basée sur la technique de « Cera-Shibo » (fabrication de moule) [44], [45]. Cera-Shibo permet pratiquement la production de modèles avec une spécification de 100% dans un court délai. Cera-Shibo peut être retiré et réappliqué à tout moment sans travaux de polissage supplémentaires, changements d'épaisseur de paroi, etc.
  La nouvelle technologie permet une grande flexibilité dans la fabrication d'outils en ce qui concerne le choix des matériaux et la gestion des changements. Elle a des applications potentielles :
  - Conception individuelle jusqu'à petites séries.
  - Protection des marques avec filigrane intégré dans la structure.
  - Moulage par soufflage.
  - Outils de moulage en silicone.
  - Outils moussants.
  - Traitement du polypropylène expansé (EPP).
  - Moulage par injection plastique (y compris le polypropylène, PU, etc.).

- La fabrication des échantillons, GEM, est réalisée par la technique de moulage par injection (Figure 4.2-7). Le moulage par injection est le procédé le plus couramment utilisé pour la fabrication de pièces en plastique. Une grande variété de produits est fabriquée à l'aide de moulage par injection, qui varient considérablement selon leur taille, leur complexité et leur application. Le procédé de moulage par injection nécessite l'utilisation d'une machine à moulage par injection, d'une matière plastique brute et d'un moule. Le plastique est fondu dans la machine de moulage par injection puis injecté dans le moule, où il se refroidit et se solidifie dans la partie finale.

Les mesures de cette partie se font sur des échantillons appelés GEM. Le Gem® est une plaquette échantillon conçue spécialement pour mettre en évidence le comportement des matières et des processus. Il tient compte des principales contraintes de conception que l'on retrouvera en injection, en extrusion soufflage, en roto moulage, en thermoformage et en matériau composite. La forme du Gem® a été particulièrement soignée pour que l'on puisse visualiser les effets de transparence ou d'opacité, mat ou brillant, opaque ou translucide, photochromique ou photoluminescent, fluorescent ; les aspects de toucher : dur, mat, flexible, lisse, râpeux, collant, chaud, tiède, froid, les aspects olfactifs, les aspects gustatifs ou bien encore la sonorité de la matière. Sur un Gem®, on peut répertorier trois types de surfaces, de couleurs, et/ou de matériaux.

Le Gem® est un concentré de technologie permettant surtout :

- de mettre en évidence les matières ;
- de tester l'ensemble des données tactiles.

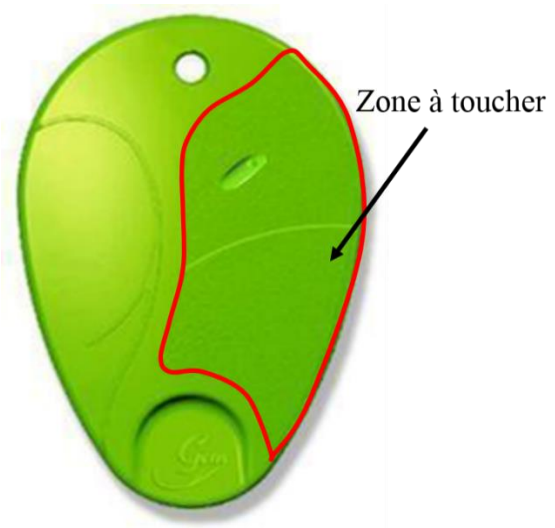


Figure 4.2-7 Le Gem et la zone à toucher

Pour conclure, le Gem® est la vitrine sensorielle des processus du groupe « Plastic Ecodesign Center ». À la fin, un moule est créé pour chaque tissu. Nous avons utilisé chaque moule pour produire des GEMs avec des plastiques différents (voir Figure 4.2-8).

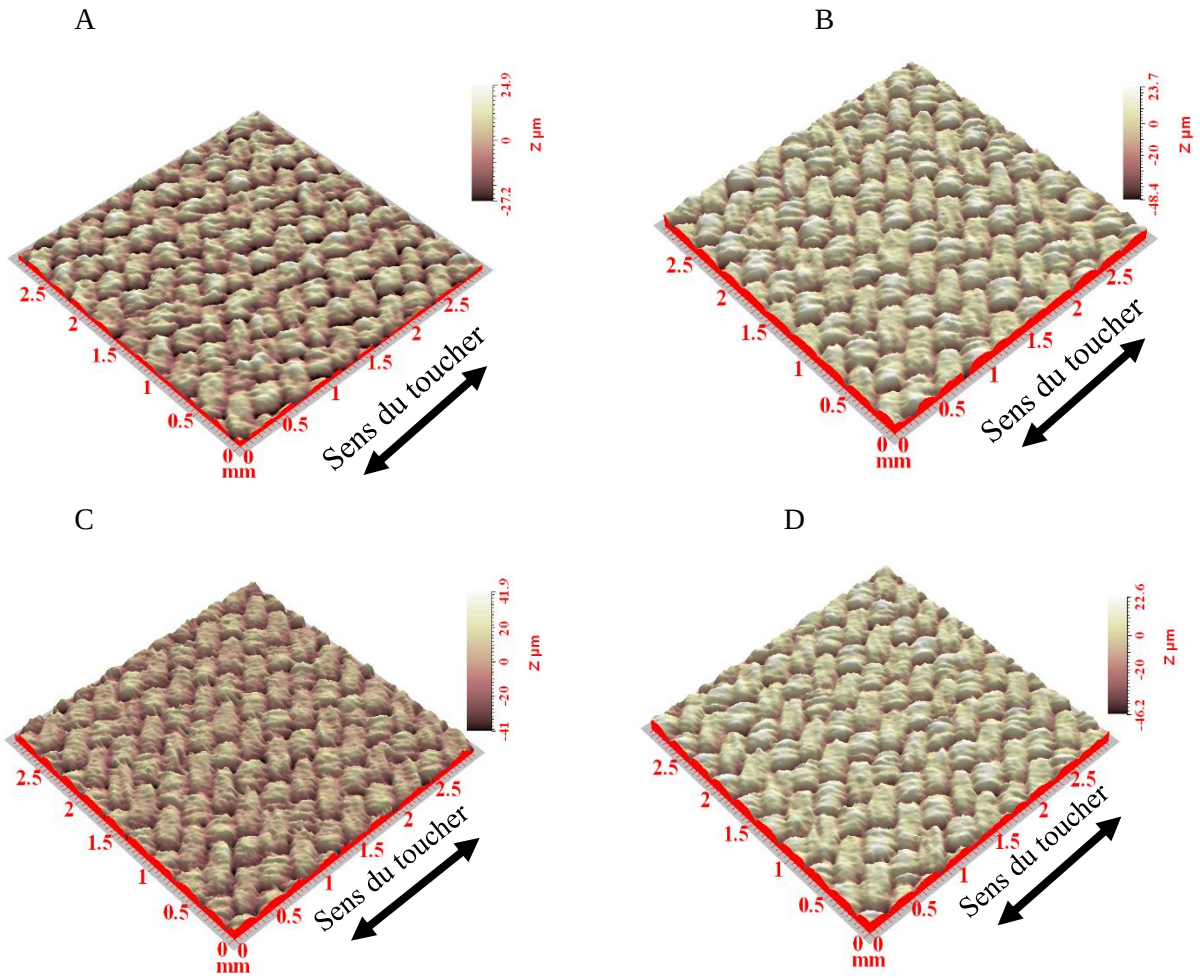


Figure 4.2-8 (A à D) Textures des surfaces des échantillons plastiques (GEM A à GEM D respectivement)

Les plastiques utilisés dans la production de GEM ont les codes suivants :

- TPSIV 4000-50A pour GEM A.
- TPSIV 3345-65A pour GEM B.
- TPSIV 5300-70A pour GEM C.
- TPSIV 4000-75A pour GEM D.

Où 50A, 65A, 70A et 75A sont les valeurs de dureté des matériaux.

TPSiV® est un brevet de Vulcanisat de silicone thermoplastique (TPV) de Multibase, Dow Corning Company [46]. Ce matériau unique offre une combinaison de propriétés et d'avantages des thermoplastiques et de caoutchouc de silicone entièrement relié. La dispersion de la phase interne de silicone est produite par une "vulcanisation" dynamique ou une réticulation de polymères de silicone dans la phase thermoplastique et aboutit à une morphologie de type gouttelette stable. Cette technologie offre une sensation et une performance en silicone, mais elle est entièrement transformable et recyclable en thermoplastique.

4.2.2.3. Procédure de tests

Tous les volontaires ont suivi la même procédure d'expériences pendant environ 90 minutes. Cette procédure était chronologiquement organisée comme suit : tout d'abord, le sujet a dû rester au calme pendant 15 minutes dans une pièce où la température était de 23±1 °C et l'humidité relative (RH) était de 55% avant de nettoyer son index droit avec un morceau de tissu. Puis, les expériences de toucher ont été réalisées dans la même pièce. Les conditions expérimentales utilisées avec le système tribo-haptique et le laser Doppler sont résumées comme suit :

- Une période de repos de 2 min pour stabiliser le laser Doppler.
- 5 translations de toucher dans la direction latérale, force normale de 0.3 N, vitesse de glissement de 20 mm/s, longueur de frottement de 20mm pour le tribo-haptic ; et une fréquence de 128 Hz pour le laser Doppler. Ces conditions ont été fréquemment observées dans la littérature et correspondent aux conditions classiques du toucher humain [42], [43].
- Nous répétons ce processus trois fois afin d'avoir des résultats robustes. D'une part, nous mesurons à la fois les signaux vibratoires et les signaux des efforts comme le système tribo-haptique précédent (voir chapitre 3). D'autre part, nous mesurons les signaux PU, vitesse et CMBC du laser Doppler pendant le toucher et le reste (voir Figure 4.2-4).

Puis, ces volontaires ont été invités à évaluer les propriétés tactiles des plastiques afin de déterminer lequel est le plus proche de la surface de référence (soie et tissu synthétique) (voir Figure 4.2-9). Quatre niveaux de scores de similitude ont été définis. Ces niveaux ont été quantifiés par les scores : 1, 2, 3, 4 du plus proche au moins proche. Le score de similitude indique la texture plastique qui a la qualité de contact la plus proche du tissu de référence. Les quatre surfaces en plastique (GEM) sont faites de la même matière avec différentes raideurs (Tableau 4.3-1). Les échantillons ont été placés dans un ordre aléatoire. Les tests ont été effectués avec les yeux bandés. Le panel a classé les échantillons avec un sens de toucher latéral. Les résultats sont présentés dans le Tableau 4.3-1.

A B

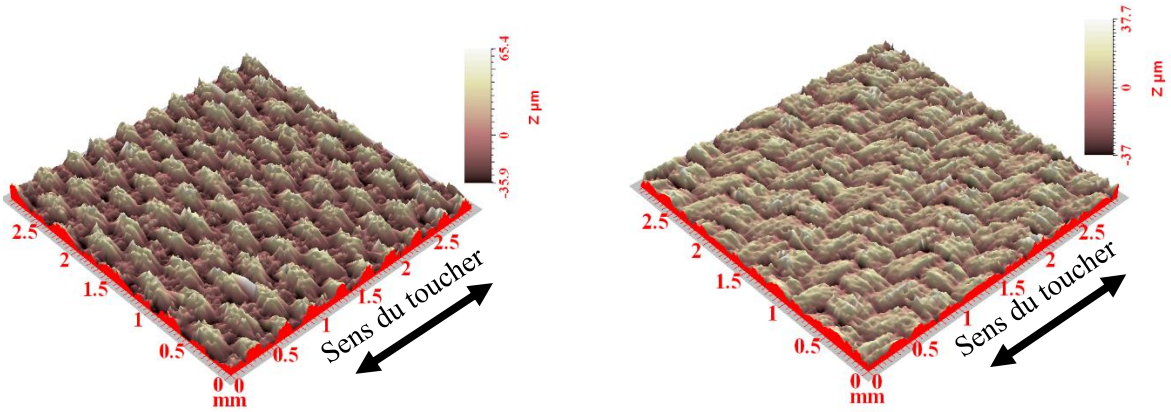


Figure 4.2-9 Les tissus utilisés dans les mesures. (A) Le tissu synthétique. (B) Le soie.

4.3. Résultats et Discussion

Les scores de similitude avec le panel sont présentés en fonction de l'âge et du sexe. Les résultats sont présentés dans le Tableau 4.3-1. Les scores de similitude estimés pour chaque échantillon correspondent à la moyenne ± écart type obtenue pour chaque groupe d'âge.

Surface	Sexe	Groupes d'âge	Les scores de similitude (moyenne ± SD)			
			GEM A	GEM B	GEM C	GEM D
Tissu synthétique	Hommes	G1	4.0±0	2.0±0	3.0±0	1.25±0.25
		G2	4.0±0	1.0±0.5	2.0±0.5	3.0±0
		G3	4.0±0	1.0±0	3.0±0	2.0±0.5
		G4	4.0±0	3.0±0	2.0±0	1.0±0
	Femmes	G1	4.0±0	2.0±0	3.0±0	1.0±0
		G2	3.0±0	1±0	2.0±0	3.5±0
		G3	3.0±0	4.0±0	1.0±0	2.0±0
		G4	3.0±0.5	1.0±0	3.5±0.5	2.5±0.5
Soie	Hommes	G1	3.5±0.5	1.0±0	2.0±0	3.5±0.5
		G2	4.0±0	1.5±0.5	1.5±0.5	3.0±0
		G3	4.0±0	1.0±0	3.0±0	2.0±0
		G4	4.0±0	3.0±0	2.0±0	1.0±0
	Femmes	G1	4.0±0	2.0±0	1.0±0	3.0±0
		G2	4.0±0	2.0±0	1.0±0	3.0±0
		G3	4.0±0	1.0±0	2.0±0	3.0±0
		G4	4.0±0	1.0±0	2.0±0	3.0±0

Tableau 4.3-1 Résultats du panel des scores de similitude (le vert présent les meilleurs scores de similitude pour chaque groupe d'âge).

4.3.1. La perception tactile

Le but de cette étape est de trouver l'échantillon qui possède le toucher le plus proche de la surface de référence avec le système tribo-haptique. Les mesures sont effectuées sur quatre groupes d'âge différents, les figures suivantes montrent une partie des résultats de G2F (groupe de femmes âgées de 30 à 40 ans). Les coefficients µ, MFCC et L_a sont calculés à partir du signal vibratoire et des signaux d'efforts obtenus à partir du doigt humain (voir chapitre3). Le L_a et MFCC sont obtenus à partir du signal vibratoire et ils sont généralement utilisés pour représenter la douceur. L'échantillon qui a la

différence minimale avec le tissu de référence est le meilleur pour représenter son toucher. Pour le tissu synthétique, L_a et MFCC ont démontré que le GEM-B présente les meilleurs résultats (Figure 4.3-1A et Figure 4.3-2A). Pour la soie, c'est le GEM-C qui a présenté le résultat le plus proche en comparaison de avec la surface de référence (voir Figure 4.3-1B et Figure 4.3-2B).

Les résultats montrent que le système tribo-haptique est capable de classer les échantillons en fonction de leur perception tactile grâce aux signaux vibratoires et aux efforts. Le MFCC et L_a sont essentiellement utilisés pour objectiver la douceur. On a demandé aux volontaires de classer les échantillons en fonction de leur sentiment par rapport au tissu de référence et nous n'avons pas précisé d'autres paramètres. Les résultats obtenus signifient que la douceur est le paramètre le plus utile pour décrire une surface. Comme déjà expliqué au chapitre 3, L_a, MFCC et μ sont affectés par les propriétés biophysiques du doigt humain. Bien qu'il subsiste une différence entre les GEMs et les tissus de référence, le système démontre son efficacité à effectuer ce classement.

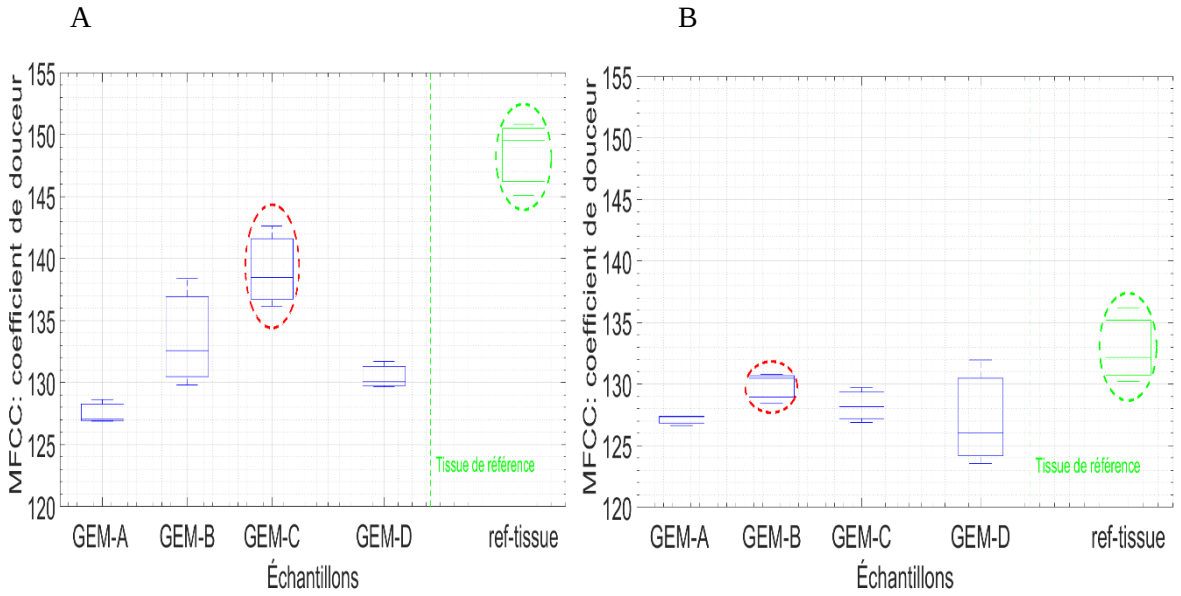


Figure 4.3-1 Le coefficient de MFCC en fonction des échantillons GEM + la surface de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le MFCC avec le doigt artificiel. (A) soie. (B) tissu synthétique.

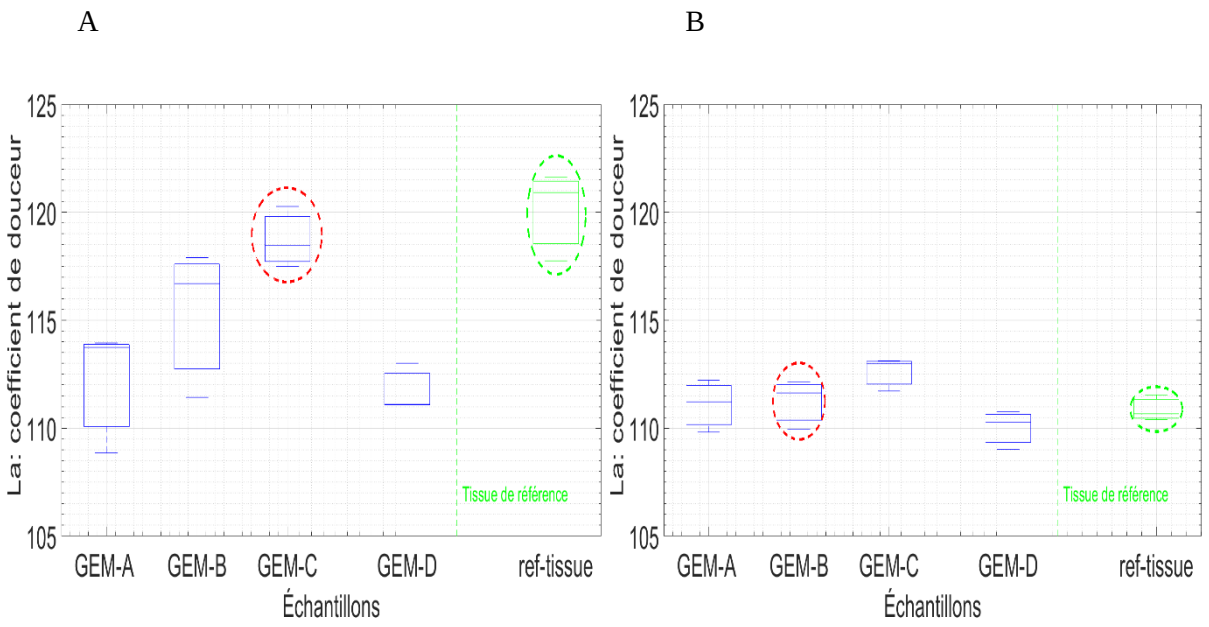


Figure 4.3-2 Le coefficient de L_a en fonction des échantillons GEM + la surface de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le L_a avec le doigt artificiel. (A) soie. (B) tissu synthétique.

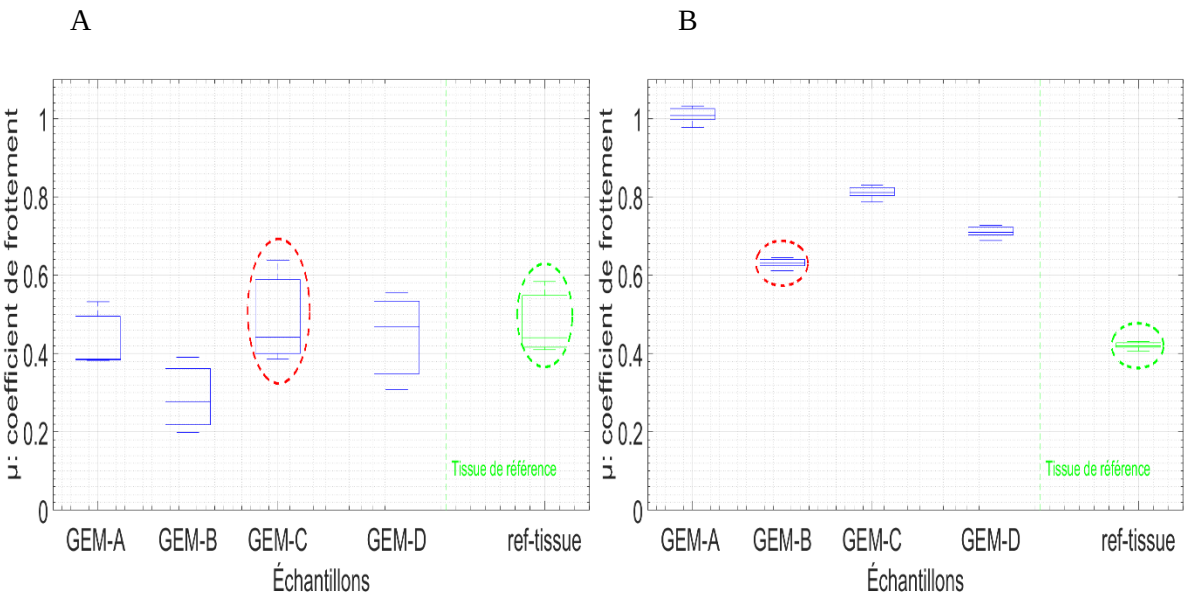


Figure 4.3-3 Le coefficients de frottement μ en fonction des échantillons GEM + la surface de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le μ avec le doigt artificiel. (A) soie. (B) tissu synthétique.

4.3.2. **Emotions**

Notre émotion change toujours au fil du temps et elle joue un rôle très important dans nos décisions. Le toucher dépend de l'émotion générée et trouver un moyen d'objectiver ce sentiment pourrait être très utile en plus du signal obtenu du doigt lors du toucher (vibrations et efforts). L'unité de perfusion dépend à la fois de la vitesse et du CMBC. L'analyse de fréquence du signal de l'unité de perfusion a démontré un nouveau pic en plus des pics de repos. Nous avons expliqué ce phénomène par

l'effet de la fréquence tactile. C’est à dire qu’un changement de signal de l’unité de perfusion traduit une modification de la vitesse et/ou du signal CMBC. Le laser Doppler est très sensible aux émotions telles que la tristesse, la joie...etc, nous supposons alors que, lorsque nous touchons une surface, nous ressentons une certaine émotion en fonction de nombreux paramètres tels que notre expérience, par exemple.

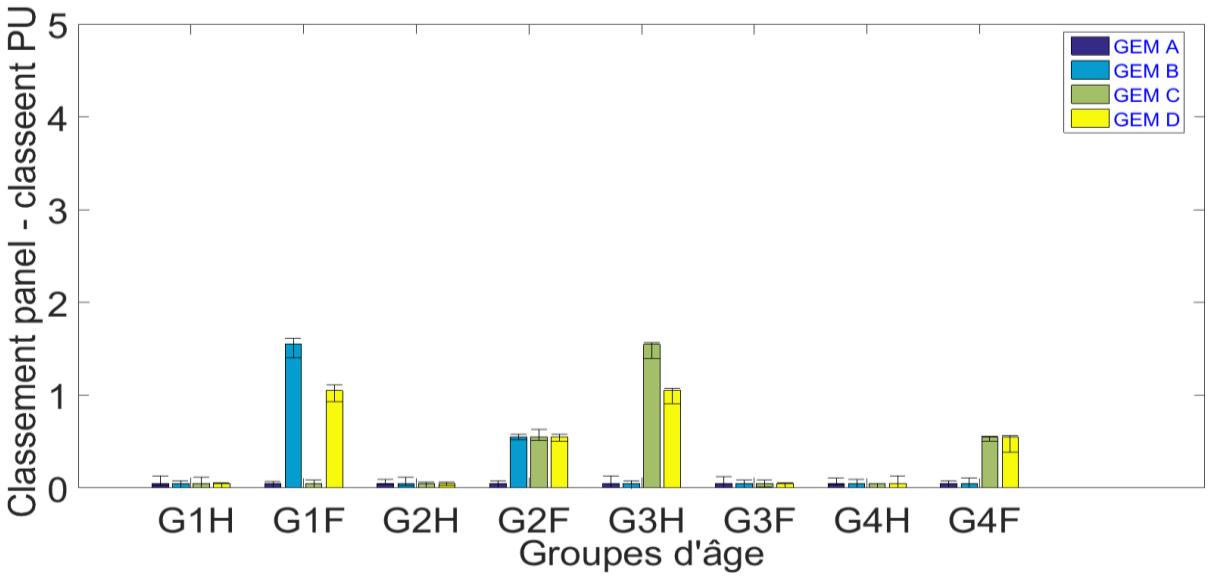
Sur la base de l'analyse fréquentielle du signal de l'unité de perfusion, nous avons obtenu une classification émotionnelle des échantillons. La classification émotionnelle est basée sur la différence entre la surface de référence et les échantillons testés. La différence est calculée entre l'amplitude dans la fréquence de toucher de la surface de référence et les autres échantillons. Le résultat de ce traitement est une classification des échantillons entre 1 et 4 comme les scores du panel (voir Tableau 4.3-1).

La Figure 4.3-4 compare la classification émotionnelle avec la PU et les scores du panel pour les deux tissus de références et avec tous les groupes d’âge. Il est évident que dans la majorité des groupes d’âge, la différence entre la classification émotionnelle et les résultats de panel est proche de zéro. Ceci signifie que la classification émotionnelle est capable de classer les surfaces de la même manière que le panel et le dispositif tribo-haptique. Cependant, la classification émotionnelle est très sensible. Le signal de perfusion est utilisé car il présente les meilleurs résultats et il est très utile dans la littérature. Nous supposons que la classification émotionnelle montre une bonne efficacité car il y a un lien entre l’émotion générée et le flux sanguin.

Dans la littérature, le lien entre l'émotion et le flux sanguin est étudié par le système nerveux central et le flux sanguin nerveux. Les signaux des laser Doppler ont été corrélés avec les valeurs du flux sanguin nerveux obtenues des méthodes radio-actif tel que l’iodo-antipyrine sur les mêmes nerfs. Le coefficient de corrélation entre les deux mesures dans les nerfs individuels était statistiquement significatif et égal à 0,73 ($p < 0,05$). La pente de la droite de régression était égale à 1,35±0,30 (SE) volts.mI^{-1}.Min^{-1}.G^{-1} [47]. De plus, le signal laser Doppler a également été comparé au flux sanguin nerveux, mesuré par la technique de dégagement H_2 dans le nerf périphérique [48]. Le flux sanguin nerveux a été mesuré simultanément avec le laser Doppler et la polarographie microélectrode-hydrogène [48]. Les mesures du flux sanguin nerveux par le laser Doppler et la polarographie de l’hydrogène étaient significativement corrélées ($r = 0,74$).

En conclusion, le laser Doppler pourrait être un très bon indicateur de l'émotion générée pendant le processus de toucher. Le système nerveux central est l'un des paramètres les plus importants dans le toucher. D'une part, la perfusion cutanée peut varier assez largement en réponse à l'apport émotionnel. D'autre part, le laser doppler est corrélé au flux sanguin nerveux. Ces corrélations pourraient expliquer les résultats obtenus avec le laser Doppler afin d'objectiver l'émotion générée en raison de la surface touchée. Enfin, le laser Doppler est déjà utilisé dans la littérature pour comprendre l'émotion et il a montré de très bons résultats. Cependant, au mieux de notre connaissance, il n'a jamais été utilisé pour comprendre le contact.

A



B

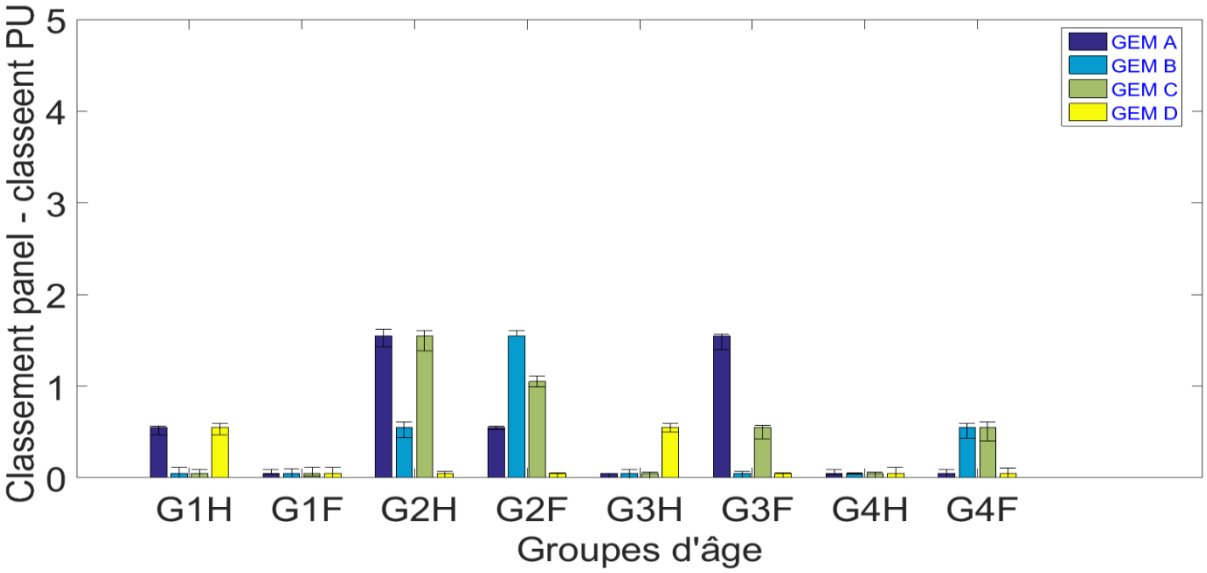


Figure 4.3-4 Différence entre la classification artificiel et le panel (A) soie. (B) tissu synthétique.

4.4. Conclusion

Le laser Doppler offre l'avantage d'un enregistrement dynamique en temps réel du flux sanguin dans les systèmes nerveux périphérique et central. La technique est également adaptée à certaines études cliniques comme études de base. Cependant, en raison de la nature multi-comportementale du flux sanguin dans le cerveau et des nerfs périphériques, les signaux laser Doppler doivent être interprétés avec prudence. Il est également important de se rendre compte que le flux sanguin de la peau est très dynamique et change en réponse à un certain nombre de variables physiologiques. Chez une personne éveillée au repos, la perfusion cutanée peut varier assez largement en réponse à l'apport émotionnel. Les résultats de ce chapitre montrent d'autres axes de recherche du toucher. L'émotion est un autre paramètre individuel qui ne peut pas être omis du processus du toucher puisqu’il qu'il intervient dans notre décision.

4.5. Références

[1] N. Birbaumer, A. Ohman, and E. Hatfield, "The structure of emotion," *Psychophysiology*, vol. 32, no. 4, pp. 416–417, 1995.

[2] K. Oatley and J. M. Jenkins, "Understanding Emotion, Cambridge, MA, and Oxford." Blackwell, 1996.

[3] J. C. Borod, *The neuropsychology of emotion*. Oxford University Press, 2000.

[4] R. D. Lane and L. Nadel, *Cognitive neuroscience of emotion*. Oxford University Press, 1999.

[5] P. Ekman, R. W. Levenson, and W. V Friesen, "Autonomic nervous system activity distinguishes among emotions," *Science (80-.).*, vol. 221, no. 4616, pp. 1208–1210, 1983.

[6] R. Sinha, W. R. Lovallo, and O. A. Parsons, "Cardiovascular differentiation of emotions.," *Psychosom. Med.*, vol. 54, no. 4, pp. 422–435, 1992.

[7] J. T. Cacioppo, G. G. Berntson, J. T. Larsen, K. M. Poehlmann, and T. A. Ito, "The psychophysiology of emotion," *Handb. Emot.*, vol. 2, pp. 173–191, 2000.

[8] G. Stemmler, "Psychophysiologie der Emotionen," *Z. Psychosom. Med. Psychoanal.*, pp. 235–260, 1996.

[9] S. A. Neumann and S. R. Waldstein, "Similar patterns of cardiovascular response during emotional activation as a function of affective valence and arousal and gender," *J. Psychosom. Res.*, vol. 50, no. 5, pp. 245–253, 2001.

[10] J. Sylvest, E. M. Jensen, J. Siggaard-Andersen, and L. Pedersen, "Reflex dystrophy. Resting blood flow and muscle temperatures as diagnostic criteria.," *Scand. J. Rehabil. Med.*, vol. 9, no. 1, pp. 25–29, 1976.

[11] B. H. Stolte, J. B. Stolte, and J. F. Leyten, "Pathophysiology of the shoulder-hand syndrome," *Ned. Tijdschr. Geneeskd.*, vol. 114, no. 29, pp. 1208–1209, 1970.

[12] K. Christensen and O. Henriksen, "The reflex sympathetic dystrophy syndrome: An experimental study of sympathetic reflex control of subcutaneous blood flow in the hand," *Scand. J. Rheumatol.*, vol. 12, no. 3, pp. 263–267, 1983.

[13] M. D. Bej and R. J. Schwartzman, "Abnormalities of cutaneous blood flow regulation in patients with reflex sympathetic dystrophy as measured by laser Doppler fluxmetry," *Arch. Neurol.*, vol. 48, no. 9, pp. 912–915, 1991.

[14] L. Rosen, J. Östergren, B. Fagrell, and E. Stranden, "Skin microvascular circulation in the sympathetic dystrophies evaluated by videophotometric capillaroscopy and laser Doppler fluxmetry," *Eur. J. Clin. Invest.*, vol. 18, no. 3, pp. 305–308, 1988.

[15] J. E. Irazuzta, C. B. Berde, and N. F. Sethna, "Laser Doppler measurements of skin blood flow before, during, and after lumbar sympathetic blockade in children and young adults with reflex sympathetic dystrophy syndrome," *J. Clin. Monit.*, vol. 8, no. 1, pp. 16–19, 1992.

[16] H. Kurvers, M. Jacobs, R. J. Beuk, F. Van den Wildenberg, P. Kitslaar, D. W. Slaaf, and R. S. Reneman, "Reflex sympathetic dystrophy: evolution of microcirculatory disturbances in time," *Pain*, vol. 60, no. 3, pp. 333337–333340, 1995.

[17] H. D. Kvernmo, A. Stefanovska, K. A. Kirkebøen, B. Østerud, and K. Kvernebo, "Spectral analysis of the laser Doppler perfusion signal in human skin before and after exercise," *Microvasc. Res.*, vol. 56, no. 3, pp. 173–182, 1998.

[18] A. B. Ackerman, *Histologic diagnosis of inflammatory skin diseases: a method by pattern analysis*. Lea & Febiger, 1978.

[19] G. A. Holloway and D. W. Watkins, "Laser Doppler measurement of cutaneous blood flow," *J. Invest. Dermatol.*, vol. 69, no. 3, pp. 306–309, 1977.

[20] G. E. Nilsson, T. Tenland, and P. A. Oberg, "A new instrument for continuous measurement of tissue blood flow by light beating spectroscopy," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, no. 1, pp. 12–19, 1980.

[21] A. Fullerton, C. Avnstorp, T. Agner, J. Dahl, L. Olsen, and J. Serup, "Patch test study with calcipotriol ointment in different patient groups, including psoriatic patients with and without adverse dermatitis," *Acta Derm. Venereol.*, vol. 76, pp. 194–202, 1996.

[22] A. Andriessen, R. Polignano, and M. Abel, "Monitoring the microcirculation to evaluate dressing performance in patients with venous leg ulcers," *J. Wound Care*, vol. 18, pp. 145–150, 2009.

[23] C. Barfod, N. Akgören, M. Fabricius, U. Dirnagl, and M. Lauritzen, "Laser-Doppler measurements of concentration and velocity of moving blood cells in rat cerebral circulation.," *Acta Physiol. Scand.*, vol. 160, no. 2, pp. 123–32, 1997.

[24] G. E. Nilsson, T. Tenland, and P. A. Oberg, "Evaluation of a laser Doppler flowmeter for measurement of tissue blood flow," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, no. 10, pp. 597–604, 1980.

[25] G. E. Nilsson, "Perimed's LDV flowmeter," in *Laser-Doppler blood flowmetry*, Springer, 1990, pp. 57–72.

[26] P. A. Oberg, T. Tenland, and G. E. Nilsson, "Laser-Doppler flowmetry--a non-invasive and continuous method for blood flow evaluation in microvascular studies.," *Acta Med. Scand. Suppl.*, vol. 687, pp. 17–24, 1983.

[27] A. P. Shepherd, G. L. Riedel, J. W. Kiel, D. J. Haumschild, and L. C. Maxwell, "Evaluation of an infrared laser-Doppler blood flowmeter," *Am. J. Physiol. Liver Physiol.*, vol. 252, no. 6, pp. G832–G839, 1987.

[28] M. E. Mück-Weymann, H.-P. Albrecht, D. Hager, D. Hiller, O. P. Hornstein, and R. D. Bauer, "Respiratory-dependent laser–Doppler flux motion in different skin areas and its meaning to autonomic nervous control of the vessels of the skin," *Microvasc. Res.*, vol. 52, no. 1, pp. 69–78, 1996.

[29] J.-U. Meyer, P. Borgström, L. Lindbom, and M. Intaglietta, "Vasomotion patterns in skeletal muscle arterioles during changes in arterial pressure," *Microvasc. Res.*, vol. 35, no. 2, pp. 193–203, 1988.

[30] U. Hoffmann, U. K. Franzeck, M. Geiger, A. Yanar, and A. Bollinger, "Variability of different patterns of skin oscillatory flux in healthy controls and patients with peripheral arterial occlusive disease.," *Int. J. Microcirc. Clin. Exp.*, vol. 12, no. 3, pp. 255–273, 1993.

[31] A. Stefanovska, "Self-organization of biological systems influenced by electrical current," *Thesis, Fac. Electr. Eng.*, 1992.

[32] A. Stefanovska and P. Krošelj, "Correlation integral and frequency analysis of cardiovascular functions," *Open Syst. Inf. Dyn.*, vol. 4, no. 4, pp. 457–478, 1997.

[33] A. Bollinger, A. Yanar, U. Hoffmann, and U. K. Franzeck, "Is High-Frequency Flux Motion due to Respiration or to Vasomotion Activity? 1," in *Vasomotion and flow motion*, Karger Publishers, 1993, pp. 52–58.

[34] I. Oppenheim and V. Alan, "Sctud~ r," *RW Digit. Signal Pro—cessing Engle~ ood Clifs, NJ Prvtice—Hall, lnc*, 1975.

[35] S. Akselrod, "Spectral analysis of fluctuations in cardiovascular parameters: a quantitative tool for the investigation of autonomic control," *Trends Pharmacol. Sci.*, vol. 9, no. 1, pp. 6–9,

1988.

[36] M. Bračič and A. Stefanovska, "Wavelet-based analysis of human blood-flow dynamics," *Bull. Math. Biol.*, vol. 60, no. 5, pp. 919–935, 1998.

[37] J. Kastrup, J. Bulow, and N. A. Lassen, "Vasomotion in human skin before and after local heating recorded with laser Doppler flowmetry. A method for induction of vasomotion," *Int J Microcirc Clin Exp*, vol. 8, no. 2, pp. 205–215, 1989.

[38] E. G. Salerud, T. Tenland, G. E. Nilsson, and P. A. Oberg, "Rhythmical variations in human skin blood flow.," *Int. J. Microcirc. Clin. Exp. by Eur. Soc. Microcirc.*, vol. 2, no. 2, pp. 91–102, 1982.

[39] K. Golenhofen, "Slow rhythms in smooth muscle (minute-rhythm)," *Smooth muscle*, pp. 316–342, 1970.

[40] J. Fourier, "Mémoire sur la propagation de la chaleur dans les corps solides [memoir on the propagation of heat in solid bodies]," *Nouv. Bull. des Sci. par la Société philomatique Paris*, vol. 6, pp. 215–221, 1807.

[41] J. Fourier, "Théorie analytique de la chaleur.(1822) Oeuvres de Fourier," *Vol. I*, 1888.

[42] J. R. Phillips, R. S. Johansson, and K. O. Johnson, "Responses of human mechanoreceptive afferents to embossed dot arrays scanned across fingerpad skin.," *J. Neurosci.*, vol. 12, no. 3, pp. 827–839, 1992.

[43] M. Bueno, F. Massi, B. Camillieri, and Y. Berthier, "FRICTION AND VIBRATION CRITERIA FOR TACTILE DISCRIMINATION OF PILE FABRICS," in *Proceedings of the 42th Leeds-Lyon Symposium on Tribology*, 2015, vol. 11, no. 4.

[44] S. Kraus, "Container having a labeled textured surface." Google Patents, 25-Aug-2015.

[45] C. Passaro, "Du couple matériau-procédé à la qualité perçue: élaboration d'un outil prédictif de la perception visuelle des pièces en injection de polypropylène d'intérieur du véhicule." Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2014.

[46] G. A. Gornowicz, "Thermoplastic silicone elastomers based on fluorocarbon resin." Google Patents, 18-Jan-2000.

[47] I. Rundquist, Q. R. Smith, M. E. Michel, P. Ask, P. A. Oberg, and S. I. Rapoport, "Sciatic nerve blood flow measured by laser Doppler flowmetry and [14C] iodoantipyrine," *Am. J. Physiol. Circ. Physiol.*, vol. 248, no. 3, pp. H311–H317, 1985.

[48] M. Takeuchi and P. A. Low, "Dynamic peripheral nerve metabolic and vascular responses to exsanguination," *Am. J. Physiol. Metab.*, vol. 253, no. 4, pp. E349–E353, 1987.

Chapitre 5 Bio-mimétisme du doigt artificiel : effet de l'âge et du sexe

Table des matières

5.1. Introduction et objectifs 124
5.2. Matériels et Méthodes 124
5.2.1. Le doigt artificiel 124
5.2.2. Développement d'un dispositif : effet de l'âge et du sexe 126
5.2.2.1. Evaluation des propriétés biophysiques du doigt artificiel 126
A. Les propriétés mécaniques 126
B. Topographie 127
C. Les propriétés de contact 128
5.2.2.2. Protocole expérimental 128
A. Echantillons 128
D. Paramètres d'essai 129
E. Analyses statistiques 129
5.2.3. Résultats et discussion 130
5.2.3.1. Test d'efficacité du doigt artificiel 130
A. Evaluation des propriétés tactiles des papiers (douceur) 130
B. Evaluation des propriétés tactiles des plastiques (douceur) 130
C. Objectivation du toucher des matériaux plastiques avec le doigt artificiel 131
D. Comparaison du système tribo-haptique et du doigt artificiel 133
E. Comparaison doigt humain / système tribo-haptique / doigt artificiel 136
5.3. Conclusion 137
5.4. Références 138

Table des figures

Figure 5.2-1 Dispositif du doigt artificiel..... 126
Figure 5.2-2 Comparaison des paramètres mécaniques du doigt artificiel et du doigt humain 127
Figure 5.2-3 Moyenne arithmétique de la topographie de surface en fonction de la longueur d'ondelettes. 128
Figure 5.2-4 (A à D) Textures des surfaces des échantillons plastiques (échantillon A à échantillon D respectivement)..... 129
Figure 5.2-5 Classification des échantillons de papier en fonction des scores de douceur avec le panel. (A) Niveau vibratoire acoustique. (B) Coefficient de frottement. 130
Figure 5.2-6 Classification des échantillons en fonction des scores de douceur avec le panel. (A) niveau vibratoire acoustique. (B) MFCC. 131
Figure 5.2-7 Les coefficients de MFCC en fonction des échantillons GEM + le tissu de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le MFCC avec le doigt artificiel. (A) tissu synthétique. (B) soie. 132
Figure 5.2-8 Les coefficients de L_a en fonction des échantillons GEM + le tissu de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le L_a avec le doigt artificiel. (A) tissu synthétique. (B) soie. 132
Figure 5.2-9 Le coefficients de frottement µ en fonction des échantillons GEM + le tissu de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le µ avec le doigt artificiel. (A) tissu synthétique. (B) soie. 133
Figure 5.2-10 Le coefficient de MFCC avec le doigt artificiel en fonction de coefficient de MFCC avec le système tribo-haptique. Les quatre groupes d'âge des femmes sont présentés. Le cercle bleu présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le MFCC avec le doigt artificiel et le doigt humain. (A) tissu synthétique. (B) soie. 134
Figure 5.2-11 Le niveau vibratoire acoustique avec le doigt artificiel en fonction de niveau vibratoire acoustique avec le système tribo-haptique. Les quatre groupes d'âge des femmes sont présentés. Le cercle bleu présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le MFCC avec le doigt artificiel et le doigt humain. (A) tissu synthétique. (B) soie. 135
Figure 5.2-12 Le coefficient de frottement µ avec le doigt artificiel en fonction du coefficients de frottement µ avec le système tribo-haptique. Les quatre groupes d'âge des femmes sont présentés. Le cercle bleu présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le MFCC avec le doigt artificiel et le doigt humain. (A) tissu synthétique. (B) soie. 136

5.1. Introduction et objectifs

Pour adapter leurs produits aux besoins tactiles des consommateurs, les industriels de la plasturgie rivalisent d'ingéniosité afin de créer des surfaces complexes intégrant texture, matière et épaisseur. Le marketing, à travers des projets pluridisciplinaires, tente de définir des critères qui rendent un emballage agréable au toucher du consommateur. Ce facteur est déterminant pour dynamiser les ventes et défier la concurrence. Pourtant, avec l'âge la perception tactile diminue et le ressenti du toucher d'un objet par un personne jeune peut s'avérer très différent de celui d'une personne âgée.

Face à l'évolution croissante des besoins des consommateurs, les industriels de la plasturgie, ont bien compris que les seules maîtrises de la matière et de la surface n'étaient pas suffisantes pour qualifier le rendu final de la perception tactile d'un objet. En effet, aujourd'hui, afin d'apporter des solutions à haute valeur ajoutée, le développement de leurs procédés de fabrication doit tenir compte des effets de l'âge et du sexe.

Cette problématique de caractérisation des propriétés sensorielles tactiles des matériaux devient aujourd'hui une thématique prédominante dans les filières de la plasturgie. Être capable de « prédire » et orienter les caractéristiques organoleptiques propres aux plastiques élaborés, pourrait s'avérer être une opportunité de satisfaire au mieux les utilisateurs et ainsi, de donner un nouvel élan d'innovation à ces industries. D'autre part, l'évolution de la société et notamment le vieillissement de la population accompagné de la réduction des capacités sensorielles, en particulier tactiles, amène l'ensemble des acteurs de la plasturgie, tous secteurs d'activité confondus, à rechercher des outils leur permettant d'apporter des réponses à ces nouveaux besoins.

Face à ce besoin, le Laboratoire de Tribologie et Dynamique des Système (LTDS – UMR 5513, CNRS, ECL, ENISE), a été porteur d'un projet ANR dédié à la conception et réalisation d'un doigt artificiel instrumenté spécial pour les plastiques. Le développement de ce travail s'inscrit dans cette voie d'innovation, pour répondre à un vrai besoin industriel dans le domaine de la perception tactile. Les partenaires industriels de ce projet sont le Centre de Formation Plasturgie, CMSI TEXEN et MULTIBASE DOW CORNING. Ils apportent leurs savoir-faire pour la fabrication des échantillons et la matière première. Le projet PlasticTouchDevice a pour principale ambition d'apporter des solutions objectives aux industriels de la plasturgie dans la maîtrise de leurs procédés d'élaboration en leur donnant la possibilité d'anticiper et de contrôler les caractéristiques sensorielles propres aux matières et produits qu'ils développent. Ceci a nécessité le développement d'un outil haptique de mesure objective des propriétés tactiles des matériaux plastiques. Ce challenge a nécessité un doigt artificiel très sensible aux caractéristiques du couple matériau – surface. Avec un tel dispositif il est alors possible de classer la qualité tactile des surfaces plastiques grâce à des échelles de toucher.

5.2. Matériels et Méthodes

5.2.1. Le doigt artificiel

Dans cet axe de recherche nous nous sommes donné comme ambition d'apporter de nouvelles avancées techniques dans le domaine de la métrologie du toucher des plastiques. Ce travail a été conduit pour aboutir au développement d'un doigt artificiel innovant de mesure objective des propriétés tactiles des matériaux plastiques. Les résultats issus de ce travail permettent aujourd'hui à l'industrie de la plasturgie de disposer d'une technologie permettant de reproduire la réponse du doigt humain en prenant en compte l'effet du sexe et la perte de sensibilité tactile liée à l'âge.

Le développement de cet outil a été conçu en tenant compte des technologies développées par le LTDS et par l'apport de nouveaux développements adaptés à la complexité et à la diversité de matières et de textures des matériaux plastiques. Pour lever les verrous de ce défis scientifique et technologique,

nous avons réalisé un doigt artificiel très sensible aux caractéristiques du couple matériau (plastique) / surface (doigt) à travers trois paramètres importants : la texture et ses échelles (glissant / bloquant), la rigidité du matériau (rigide / mou) et le caractère adhésif (collant / glissant). L'espace représentatif de la réception des messages tactiles qui englobe ces trois paramètres, a été construit en trois dimensions : i) un premier axe représentatif de la palpation normale: (rigide – mou, mesure par indentation), ii) un deuxième axe représentatif de la palpation tangentielle: (texture, mesures de vibration et du coefficient de frottement), iii) un axe représentatif du caractère glissant – collant, qui peut coupler les mesures de la force d'adhésion – raideur de contact lors de la palpation orthogonale et l'effet stick-slip sur la force de frottement.

Le principe de fonctionnement du doigt artificiel développé est basé sur le système tribo-haptique décrit dans le chapitre 3 [2], [3] (voir Figure 5.2-1). Le principe du dispositif mis au point dans ce travail permet d'une part de réaliser un contact normal et tangentiel entre la pulpe du doigt et la surface à analyser et d'autre part de mesurer les informations tribologiques qui sont à l'origine de l'excitation vibratoire des mécanorécepteurs de la pulpe des doigts. Celle-ci se situe dans une bande de fréquences de l'ordre du kilo-Hertz.

D'un point de vue technique, le dispositif est composé d'une tête de doigt artificiel simulant le fonctionnement de la pulpe d'un doigt, d'un moteur linéaire inductif permettant de déplacement les échantillons, de capteurs de vibration pour la mesure des informations vibratoires du contact pulpe/surface et de capteurs d'effort pour contrôler l'effort appliqué et mesure le collant. L'ensemble est piloté par un dispositif informatique. La tête du doigt artificiel, représente l'organe principal du dispositif, elle correspond à l'équivalent de la pulpe d'un doigt humain. Comme pour la pulpe du doigt humain, sa structure est composée d'un matériau multicouche dont la géométrie macroscopique représente une forme courbe moyenne observée sur un ensemble des 40 sujets (R = 10 mm [4]). Pour réaliser le bio-mimétisme des dermatoglyphes de l'empreinte digitale, nous avons utilisé un textile structuré dont l'espacement des motifs de la rugosité est comparable à celle que l'on peut avoir sur un sujet moyen ($\lambda \approx 60\mu m$) (voir chapitre 2). Dans le chapitre 3, on a démontré que la profondeur des motifs n'a pas d'effet sur la perception tactile dans le sens de toucher latéral (voir chapitres 3), pour cela on a fixé la rugosité de textile. La rigidité mécanique du textile a été choisie pour correspondre à l'équivalent de celle de l'ensemble épiderme + *stratum corneum*. Le choix du matériau utilisé pour reproduire le derme est une silicone composée de différentes concentrations de catalyseur et de fluidifiant en fonction de l'âge et du sexe du doigt à imiter. Pour mesurer les vibrations un capteur de type accéléromètre miniature est fixé sur la partie extérieure de la pulpe artificielle composée de l'ensemble textile + silicone. Le choix de la position du capteur a été validé à partir de l'instrumentation d'un doigt humain. Celui est fixé sur un côté du doigt artificiel afin d'obtenir le maximum de vibration transmises au doigt (voir Figure 5.2-1).

Pour mesurer la force normale et tangentielle de la tête du doigt artificiel, celle-ci est reliée mécaniquement à deux capteurs d'effort. Un capteur d'effort normal permet de contrôler la force Fn appliquée sur l'échantillon (max 3N, résolution 1 mN). Dans le cas du toucher celle-ci est typiquement comprise entre 300 et 400 mN. Un capteur d'effort tangentiel, permet de mesurer la force F_t du collant tangentiel de la surface mesurée (max 3 N, résolution 1mN). Enfin, un choix spécifique la technologie du moteur de déplacement des échantillons a constitué un verrou technologique dans le développement du dispositif. En effet, le choix de la technologie inductive permet de limiter au maximum les vibrations lors du déplacement de l'échantillon. Ce choix technologique c'est donc avéré crucial pour les mesures vibratoires réalisées par la tête instrumentée du doigt artificiel.

Le mode opératoire du test expérimental consiste à appliquer une charge normale, F_N, sur l'échantillon avec le doigt artificiel, ce qui permet de contrôler la pression de contact. La charge normale appliquée sur l'échantillon avec le doigt artificiel est contrôlée le capteur de charge normale. L'échantillon plastique est fixé sur la table de déplacement linéaire. Au cours de l'essai, celle-ci déplace

l'échantillon à vitesse constante. La force de frottement et les vibrations générées par le contact entre le doigt artificiel et l'échantillon sont enregistrées par le capteur de force tangentielle, F_t, et l'accéléromètre fixé sur le doigt artificiel (voir Figure 5.2-1). Lors du déplacement de l'échantillon, l'accéléromètre mesure les vibrations induites par le frottement de celui-ci sur la surface. Les algorithmes utilisés pour le système tribo-haptique permettent de calculer les paramètres : La et MFCC. Le chapitre 3, présente de façon détaillée les méthodes développées pour la quantification les signaux vibratoires avec les paramètres La et MFCC.

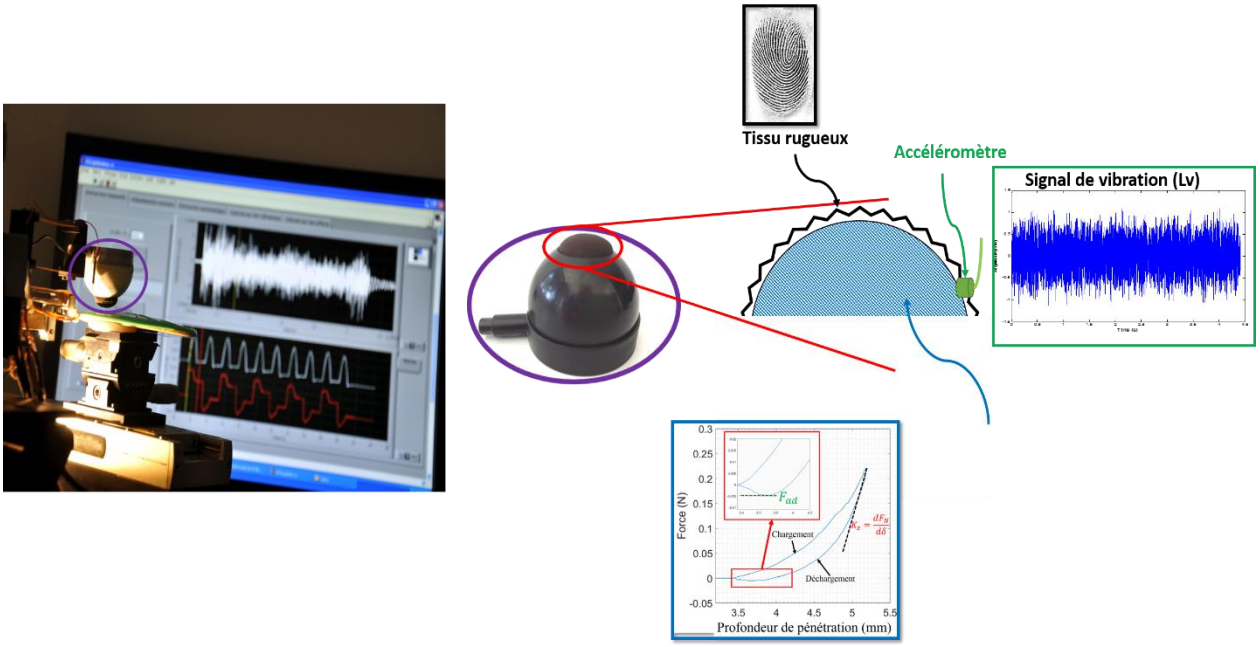


Figure 5.2-1 Dispositif du doigt artificiel

5.2.2. Développement d'un dispositif : effet de l'âge et du sexe

Comme expliqué ci-dessus, notre doigt artificiel se rapproche du doigt humain. Le doigt artificiel se compose de deux couches (voir la section 5.2.1), imitant le derme et l'épiderme. Une évaluation correspondant à son âge et son sexe pourra être faite en projetant les propriétés biophysiques du doigt artificiel sur les résultats obtenus avec le doigt humain dans le deuxième chapitre. Tout d'abord, nous avons étudié les propriétés mécaniques du doigt artificiel avec le système de jet d'air (expliqué au chapitre 2). Deuxièmement, comme les résultats du doigt humain montrent une anisotropie claire des propriétés mécaniques, il était nécessaire d'étudier celles du doigt artificiel. Troisièmement, nous avons évalué les propriétés topographiques du doigt artificiel. Enfin, nous avons évalué les propriétés de contact en mesurant la force d'adhérence.

5.2.2.1. Evaluation des propriétés biophysiques du doigt artificiel

A. Les propriétés mécaniques

Le système proposé dans le chapitre 2 (jet d'air) est utilisé pour étudier les propriétés mécaniques du doigt artificiel. La Figure 5.2-2 montre les propriétés mécaniques du doigt artificiel. Ces résultats sont comparés aux résultats précédents du doigt humain dans les quatre directions mesurées (voir

chapitre 2). Les résultats des propriétés mécaniques du doigt artificiel sont équivalents aux propriétés du doigt humain des femmes de 30 à 40 ans. Le doigt artificiel proposé tient compte de l'effet anisotropique des propriétés mécaniques (voir Figure 5.2-2).

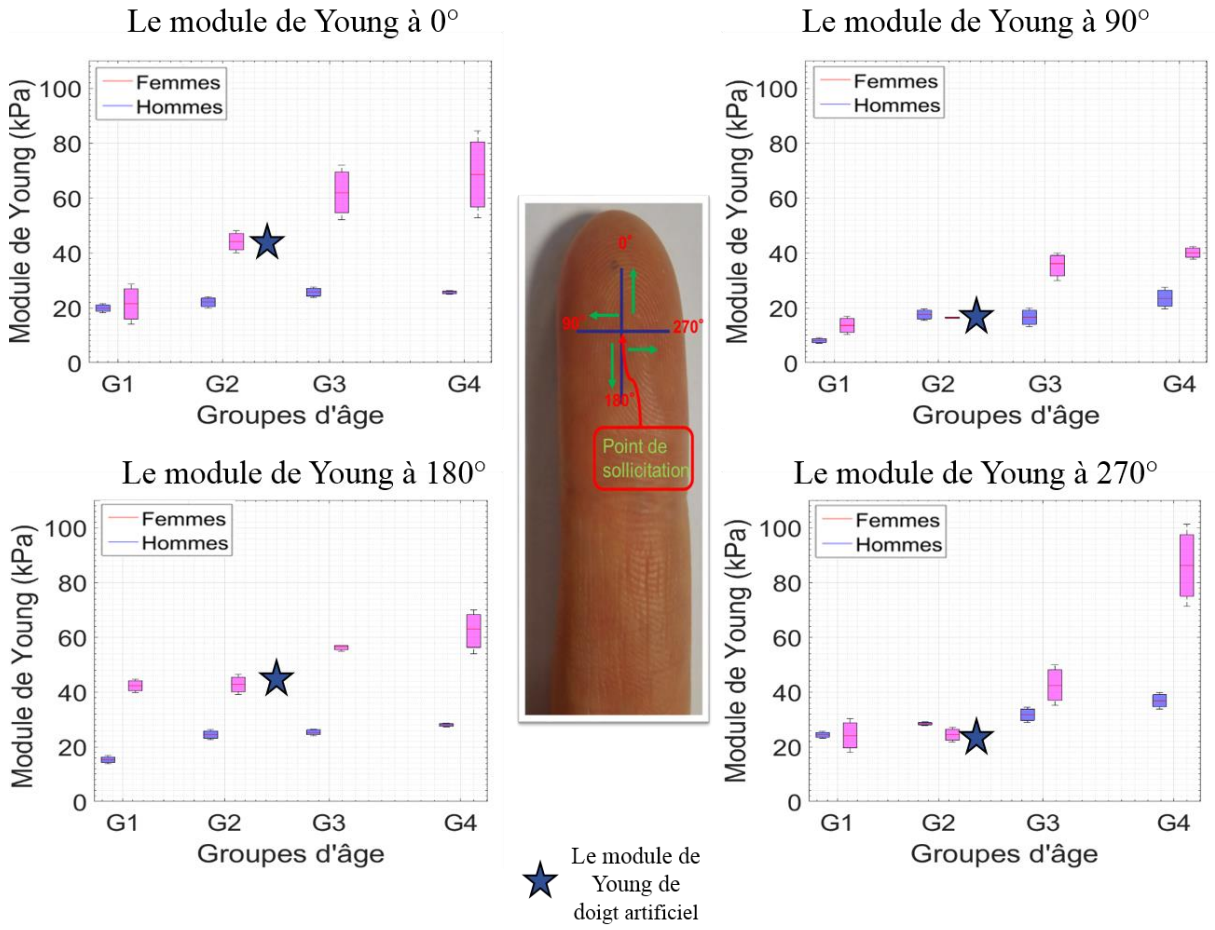


Figure 5.2-2 Comparaison des paramètres mécaniques du doigt artificiel et du doigt humain

B. Topographie

La Figure 5.2-3 montre l'évaluation des propriétés topographiques du doigt artificiel. La figure présente une longueur d'ondelette qui correspond au maximum d'amplitude, équivalent aux résultats des doigts humains ($\lambda_{DoigtArtificiel} = \lambda_{DoigtHumain}$) (voir chapitre 2). Cela signifie que la surface du doigt artificiel a la même répartition des motifs de surface que le doigt humain. Cette propriété conduit à avoir la même aire de contact pendant le processus de toucher. Par contre, les amplitudes de *SMa* du doigt artificiel montrent des valeurs plus élevées. Par conséquent, une amplification des résultats du signal vibratoire avec le doigt artificiel est remarquée [5], [6]. Dans le système proposé, nous n'avons pas utilisé des amplitudes topographiques semblables à celles du doigt humain, pour deux raisons principales. Tout d'abord, il était très difficile de trouver un tissu qui ait les mêmes propriétés que l'empreinte digitale avec. Par conséquent, nous avons utilisé un tissu qui a la même distribution topographique car elle est plus importante que l'amplitude topographique lors de la perception tactile (voir chapitres 2 et 3). Deuxièmement, les propriétés topographiques ont moins d'effets sur la perception tactile par rapport au module de Young pour les femmes dans le sens de toucher latéral (voir chapitres 3).

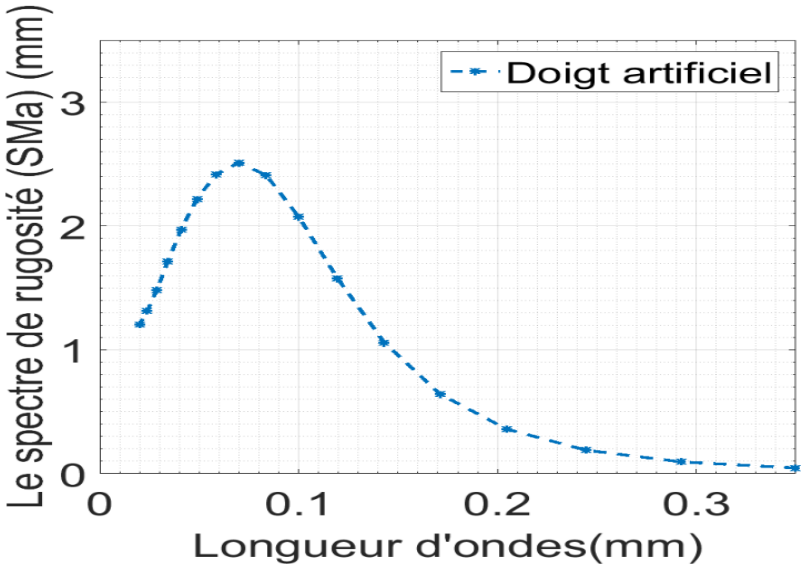


Figure 5.2-3 Moyenne arithmétique de la topographie de surface en fonction de la longueur d'ondelettes.

C. Les propriétés de contact

Comme la propriété de contact du doigt humain dépend de la production naturelle de la sueur (paramètre intrinsèque), alors il ne peut être ajouté au système proposé. De plus, dans le chapitre 3, nous avons montré que les propriétés mécaniques et topographiques ont plus d'effet sur le signal vibratoire et sur les signaux des efforts.

5.2.2.2. **Protocole expérimental**

A. Echantillons

Nous avons utilisé des échantillons de haute qualité grâce à la technologie d'impression 3D. Dans ce chapitre, 4 échantillons en plastique de dimensions (45 x 45 x 1 mm) ont été utilisés. Les échantillons utilisés sont de la même matière (PVC) avec des textures et des rugosités de surface différentes (voir Tableau 5.2-1 et Figure 5.2-4).

échantillons	A	B	C	D
Ra	0.13 µm	1.139 µm	4.429 µm	23.54 µm

Tableau 5.2-1 Paramètres de rugosité des échantillons

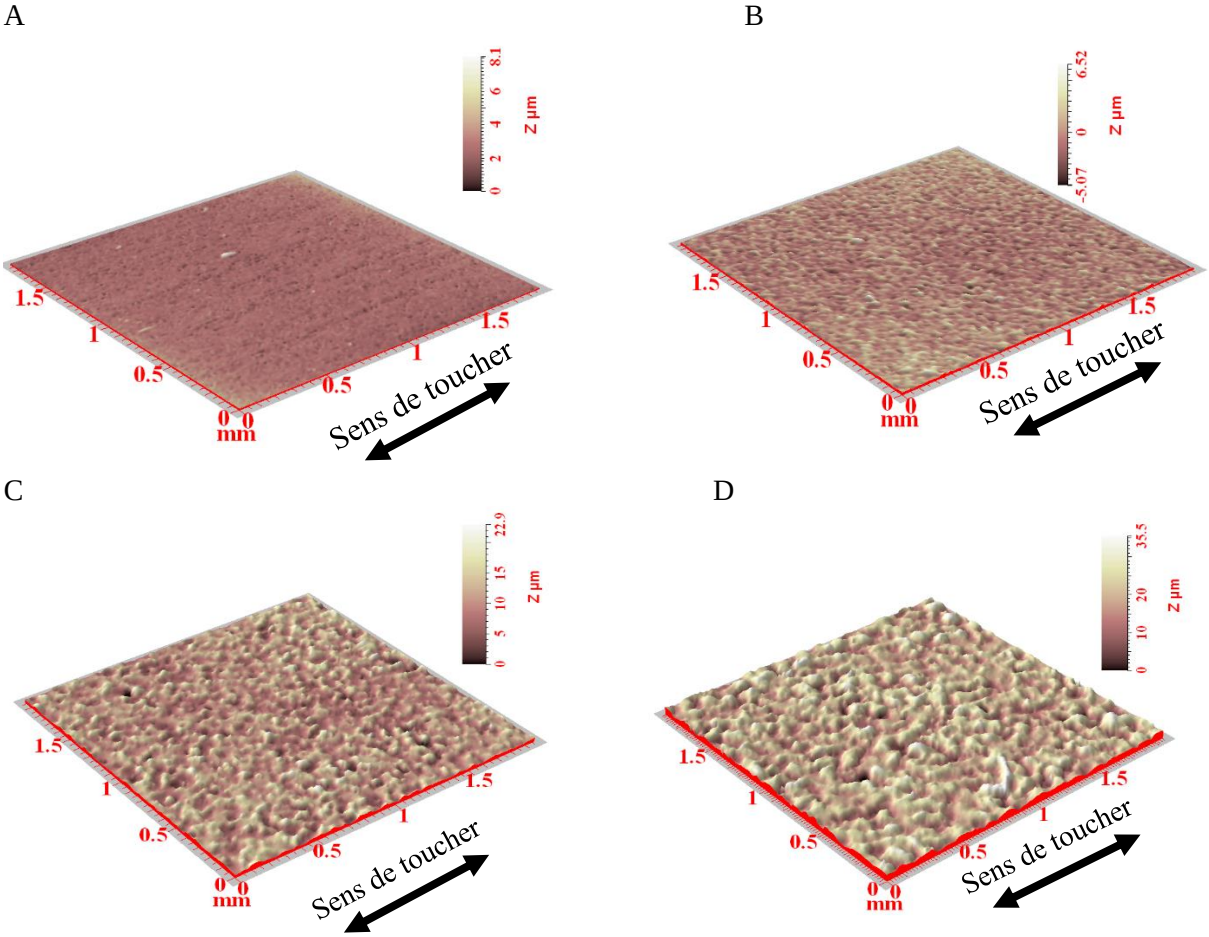


Figure 5.2-4 (A à D) Textures des surfaces des échantillons plastiques (échantillon A à échantillon D respectivement)

D. Paramètres d'essai

Le principe de fonctionnement du doigt artificiel est de venir frotter la surface tout en gardant un effort normal constant lors d'un mouvement unidirectionnel. La direction de contact choisie pour le doigt artificiel est basée sur les résultats précédents du chapitre 3 avec le doigt humain. Les résultats obtenus précédemment ont montré que le toucher latéral est meilleur pour la perception tactile. Par conséquent, nous avons choisi la direction latérale comme direction unique du doigt artificiel. La longueur de frottement a été réglée à 20mm. Afin de représenter des conditions du toucher réalistes, la vitesse de glissement a été fixée à 20mm.s^{-1} et la force normale appliquée était égale à 0,3N. Ces conditions ont été fréquemment observées dans la littérature et correspondent aux conditions classiques de manipulation humaine [7], [8]. Enfin, des mesures avec un panel pour classer les échantillons en fonction de leurs douceurs ont été réalisées.

E. Analyses statistiques

Pour comparer les valeurs obtenues pour les différents groupes, nous avons utilisé une ANOVA. Le principe de cette analyse statistique a été décrit précédemment (voir chapitre 2, Section 2.4). Une différence significative entre les groupes ($p<0,05$) est indiquée par une étoile (*).

Un coefficient de corrélation de Pearson (r) supérieur à 0,8 indique une forte corrélation positive et une corrélation inférieure à -0,8 est considérée comme une forte corrélation négative (voir chapitre 2, section 2.4). '0' indique l'absence de corrélation linéaire entre les données (-0,8 <ou <0,8).

5.2.3. Résultats et discussion

5.2.3.1. Test d'efficacité du doigt artificiel

A. Evaluation des propriétés tactiles des papiers (douceur)

Précédemment, le doigt artificiel a été validé sur les échantillons de papier [2]. L'évolution des niveaux vibratoires acoustiques des dix échantillons de papier en fonction de leur douceur, évaluée par le panel de touche,r est rapportée sur la Figure 5.2-5. Les résultats indiquent que la douceur est fortement corrélée négativement avec le niveau vibratoire acoustique avec un niveau de confiance de 95% (R = -0,96, p <0,05). Pour une sensation de douceur estimée par le panel de 0 à 2,6, les valeurs de niveau de vibration acoustique mesurées ont diminué de 113,2 dB à 109,2 dB. Concernant la douceur par rapport au coefficient de frottement, aucune corrélation n'a pu être observée (R = 0,28, p> 0,05).

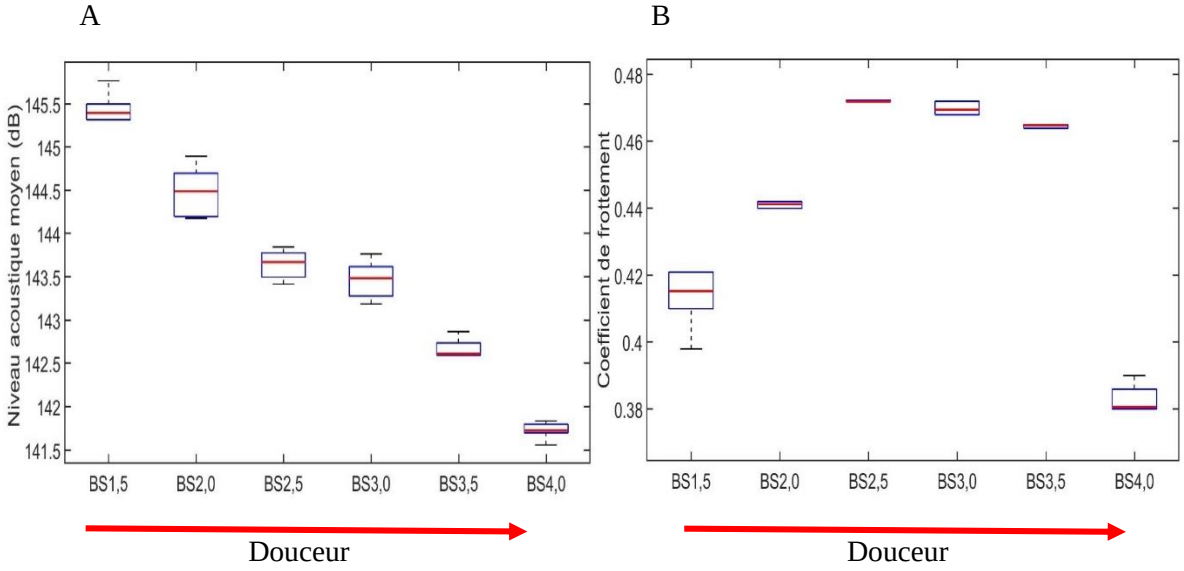


Figure 5.2-5 Classification des échantillons de papier en fonction des scores de douceur avec le panel. (A) Niveau vibratoire acoustique. (B) Coefficient de frottement.

B. Evaluation des propriétés tactiles des plastiques (douceur)

La Figure 5.2-6 présente les valeurs des niveaux acoustiques moyens et le MFCC mesurés avec le doigt artificiel pour les quatre échantillons en plastiques. Tout comme pour le doigt humain instrumenté, on observe une diminution significative du niveau acoustique moyen en fonction de la note de douceur (p<0,05). Pour une douceur panel allant de 4 à 1 (du moins doux au plus doux), le coefficient MFCC diminue de 153 à 138. Les résultats de corrélation avec le L_a sont moins bons en comparaison avec ceux des MFCC. Ces résultats confirment la meilleure performance de l'algorithme MFCC par rapport aux L_a. À travers les diverses études faites précédemment, nous avons pu constater que le dispositif de doigt artificiel est un moyen de mesure fiable et reproductible.

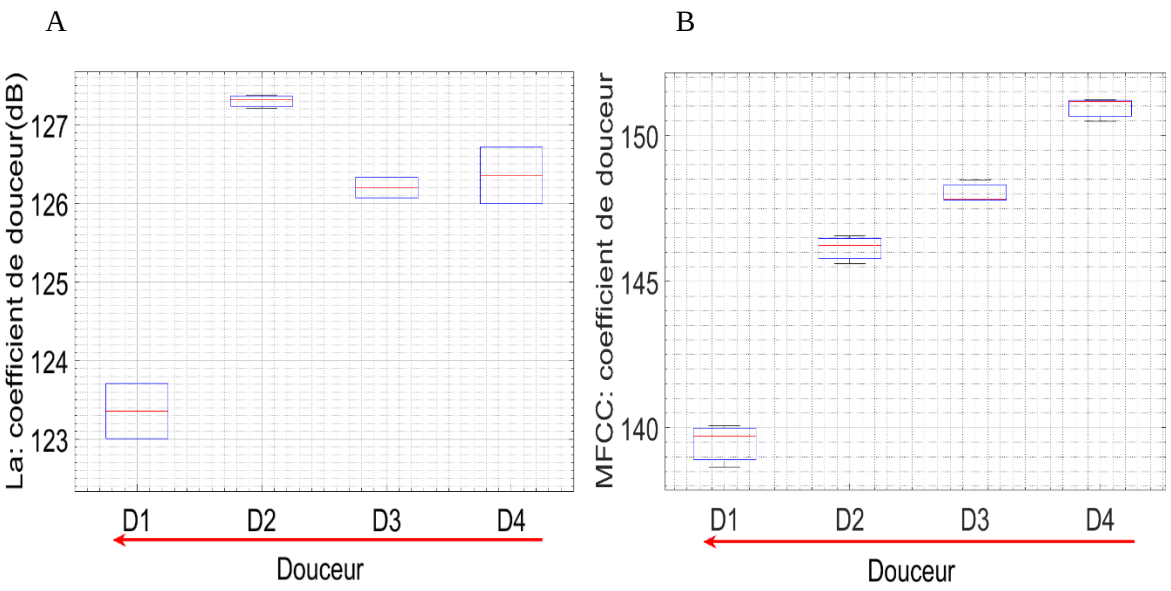


Figure 5.2-6 Classification des échantillons en fonction des scores de douceur avec le panel. (A) niveau vibratoire acoustique. (B) MFCC.

C. Objectivation du toucher des matériaux plastiques avec le doigt artificiel

Le but de cette étape est de trouver l'échantillon qui possède le toucher le plus proche de la surface de référence. Pour cela nous avons utilisés les mêmes échantillons que ceux du chapitre 4. L'échantillon qui a la différence minimale avec le tissu de référence sera le meilleur compromis pour représenter son toucher. Les coefficients μ, MFCC et L_a sont calculés à partir du signal vibratoire et des signaux d'efforts obtenus avec le doigt artificiel. Ces coefficients sont utilisés pour identifier le GEM qui a le toucher le plus proche de la surface de référence. Pour le tissu synthétique, L_a et MFCC ont démontré que le GEM-B présente les meilleurs résultats (voir Figure 5.2-7A et Figure 5.2-8A). Pour la soie, le GEM-C a présenté le résultat le plus proche en comparaison avec la surface de référence (voir Figure 5.2-7B et Figure 5.2-8B).

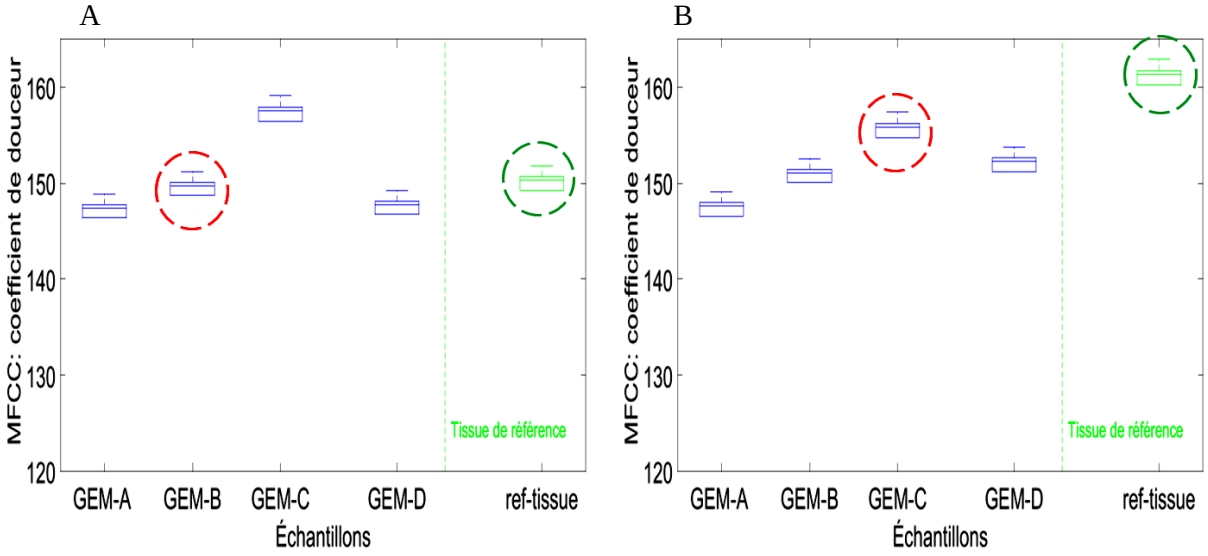


Figure 5.2-7 Les coefficients de MFCC en fonction des échantillons GEM + le tissu de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le MFCC avec le doigt artificiel. (A) tissu synthétique. (B) soie.

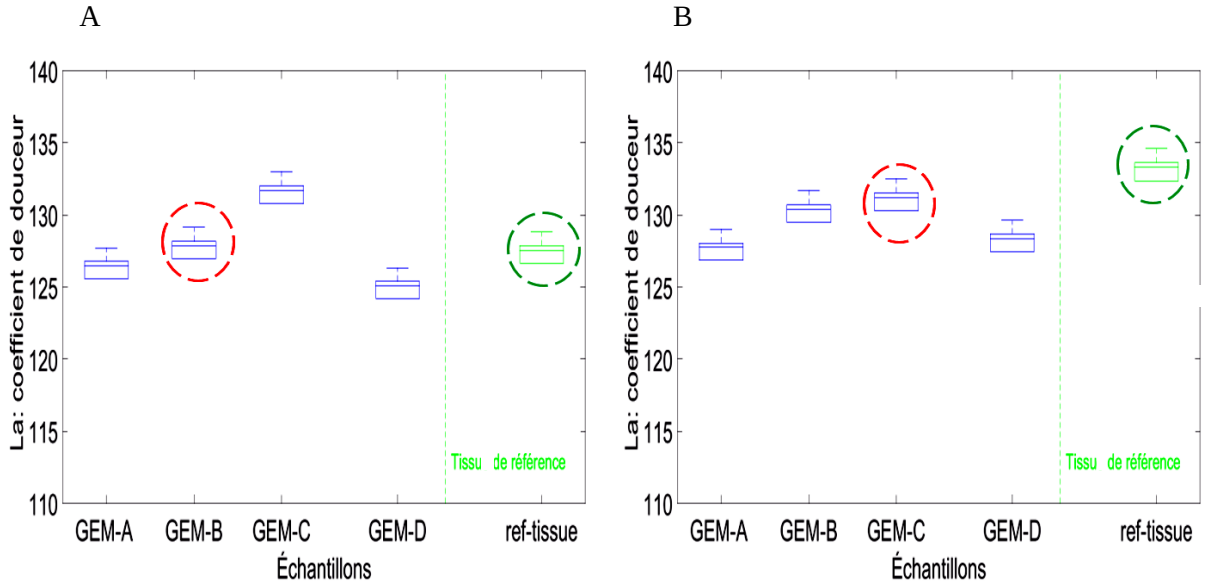


Figure 5.2-8 Les coefficients de L_a en fonction des échantillons GEM + le tissu de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le L_a avec le doigt artificiel. (A) tissu synthétique. (B) soie.

En ce qui concerne le coefficient de frottement, il est calculé en fonction des signaux d'efforts (force normale et force tangentielle) (voir chapitre 3). La Figure 5.2-9A présente les résultats obtenus pour le coefficient de frottement en fonction de différents échantillons de tissu synthétique. Les résultats ont démontré que le GEM-B présentait les valeurs les plus proches du tissu de référence, même si la différence entre eux était importante. Pour la soie, GEM-C montre les meilleurs résultats (voir Figure 5.2-9B). Le coefficient de frottement présente une différence très notable entre le tissu de référence et l'échantillon en plastique. Ces résultats sont dus au contact entre le doigt artificiel et le tissu de référence qui est de type contact sec (tissu-tissu). Par conséquent, le coefficient de frottement est minimal en comparaison avec le contact tissus-plastique.

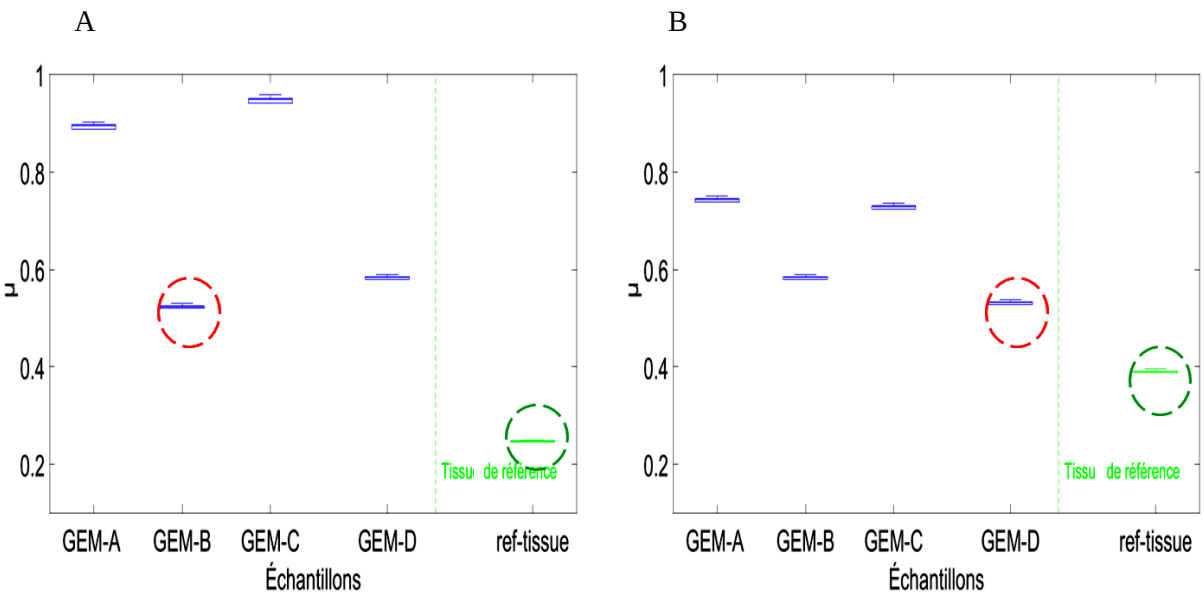


Figure 5.2-9 Le coefficients de frottement μ en fonction des échantillons GEM + le tissu de référence. Le cercle rouge présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le μ avec le doigt artificiel. (A) tissu synthétique. (B) soie.

En conclusion, les résultats avec le doigt artificiel montrent :

- Pour le tissu synthétique, tous les coefficients L_a, MFCC et μ ont démontré que le GEM-B présentait les valeurs les plus proches des tissus de référence.
- Pour la soie, les coefficients vibratoires ont identifié le GEM-C comme le meilleur pour représenter le toucher de la surface de référence. Cependant, le coefficient de frottement a démontré que GEM-D présentait les meilleurs résultats par rapport à la surface de référence.

D. Comparaison du système tribo-haptique et du doigt artificiel

Le doigt artificiel a été conçu pour mimer les doigts humains et évaluer la perception tactile des plastiques. Comme le doigt humain, le doigt artificiel peut caractériser le processus de toucher en quantifiant le signal vibratoire acoustique et les signaux des efforts. Les propriétés biophysiques du doigt artificiel ont donné l'âge et le sexe de G2F. Maintenant, nous voudrions comparer les résultats obtenus avec le doigt artificiel et ceux obtenus avec les doigts humains.

Afin de valider la capacité du doigt artificiel à mimer le toucher humain de G2F, quatre plastiques et un tissu de référence, ont été testés avec les doigts humains (quatre groupes d'âge) et le doigt artificiel. Quarante volontaires ont participé à cette étude. Les conditions tactiles (vitesse et force normale) étaient les mêmes pour le doigt artificiel et le système tribo-haptique. Les résultats obtenus avec le système tribo-haptique ont été comparés à ceux obtenus avec le doigt artificiel. L'analyse statistique des résultats a été réalisée avec le coefficient de corrélation de Pearson et le coefficient de ANOVA.

Les résultats sont rapportés dans la Figure 5.2-10. Ils indiquent que le coefficient de MFCC obtenu avec le doigt artificiel est corrélé positivement avec le coefficient de MFCC obtenu avec le système tribo-haptique. Les résultats du coefficient de corrélation montrent les meilleurs résultats avec le deuxième groupe d'âge féminin pour le tissu synthétique et la soie (le tissu synthétique : r = 95% et la soie : r = 98%), avec un niveau de confiance de 95% ($p < 0,05$). Cette bonne corrélation indique que le

doigt artificiel distingue les surfaces plastiques et le tissu de référence de la même manière que le doigt humain d'une femme de l'âge de 30 - 40 ans.

A

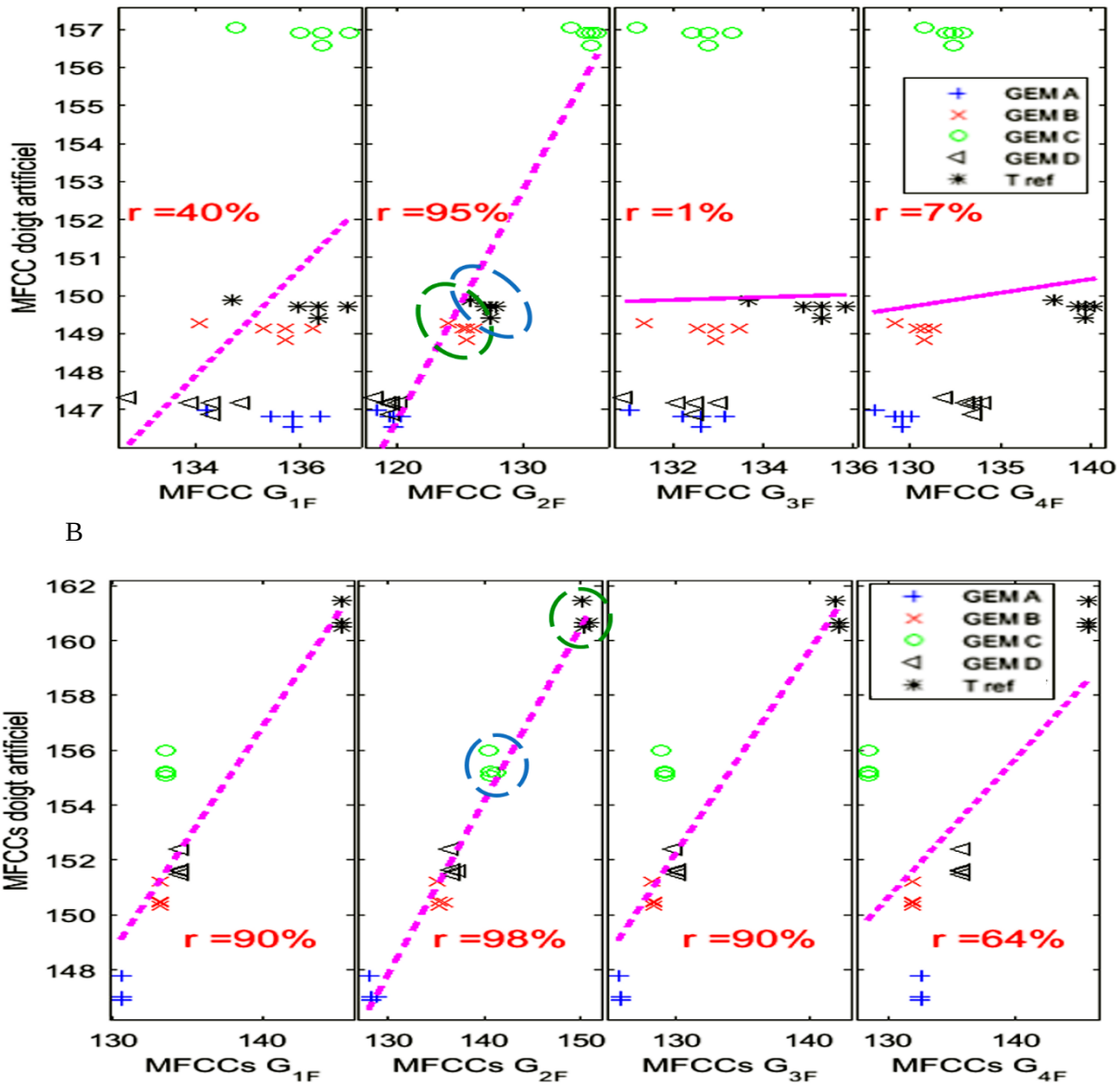
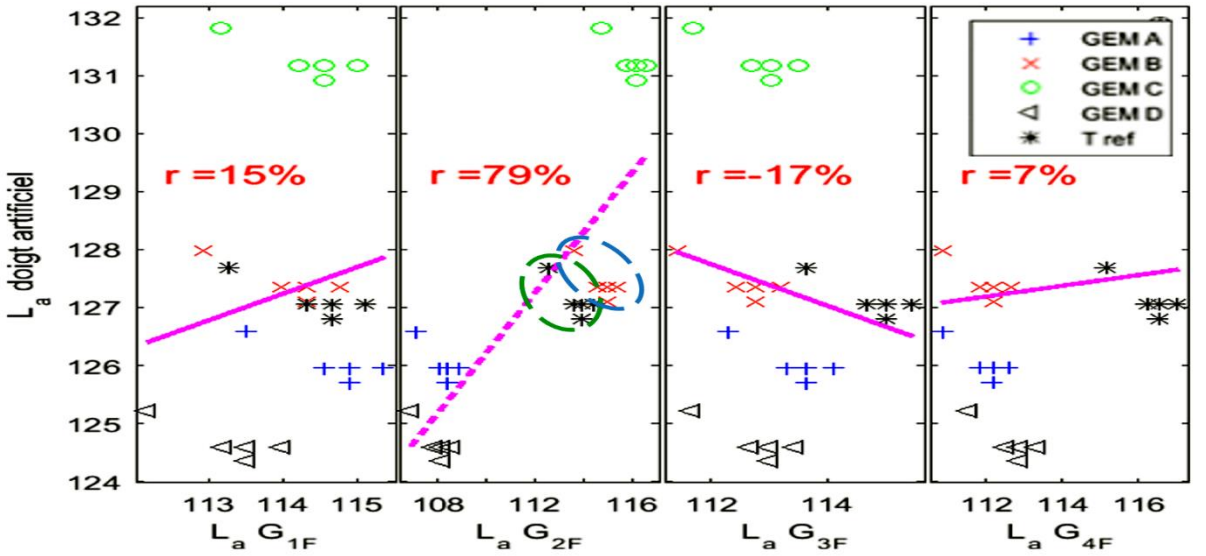


Figure 5.2-10 Le coefficient de MFCC avec le doigt artificiel en fonction de coefficient de MFCC avec le système tribo-haptique. Les quatre groupes d'âge des femmes sont présentés. Le cercle bleu présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le MFCC avec le doigt artificiel et le doigt humain. (A) tissu synthétique. (B) soie.

Les résultats rapportés dans la Figure 5.2-11, indiquent que les niveaux vibratoires acoustiques obtenus avec le doigt artificiel sont corrélés positivement avec les niveaux vibratoires acoustiques obtenus avec le système tribo-haptique. Le coefficient de corrélation montre les meilleurs résultats avec le deuxième groupe d'âge féminin pour le tissu synthétique et la soie (tissu synthétique : R = 79% et la soie : R = 85%), avec un niveau de confiance de 95% ($p < 0{,}05$). Cette bonne corrélation indique que le doigt artificiel distingue les surfaces plastiques et le tissu de référence de la même manière que le doigt humain d'une femme de l'âge de 30 - 40 ans. De plus, nous avons remarqué que les résultats de corrélation sont bien meilleurs avec le MFCC par rapport à L_a.

A



B

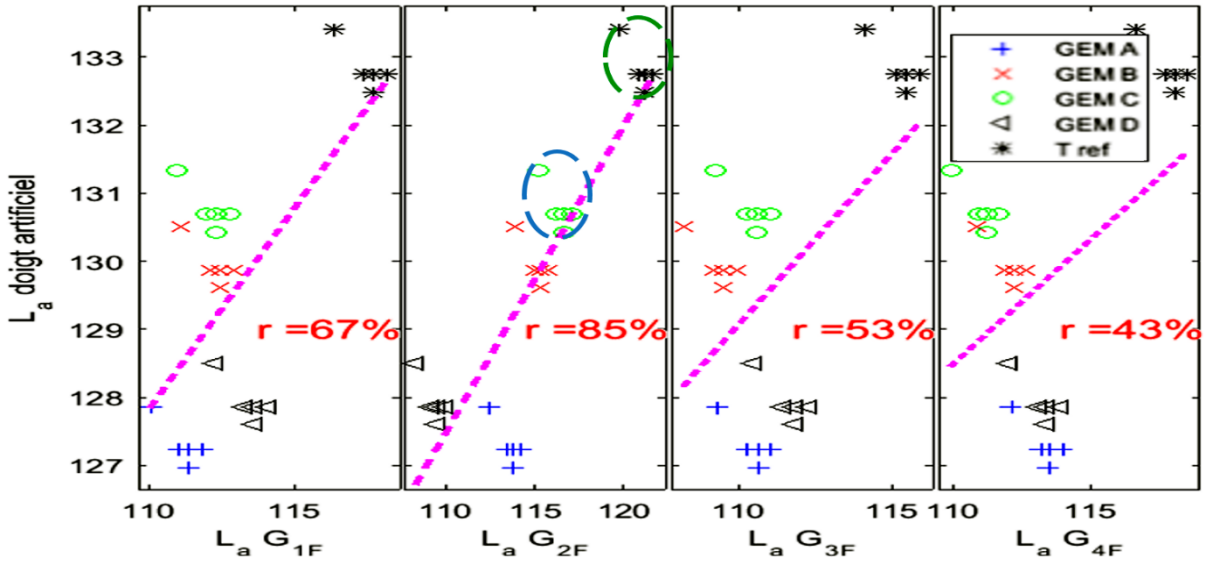


Figure 5.2-11 Le niveau vibratoire acoustique avec le doigt artificiel en fonction de niveau vibratoire acoustique avec le système tribo-haptique. Les quatre groupes d'âge des femmes sont présentés. Le cercle bleu présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le MFCC avec le doigt artificiel et le doigt humain. (A) tissu synthétique. (B) soie.

De plus, une bonne tendance est observée pour le coefficient de frottement obtenu avec le G2F pour le tissu synthétique (R = 0,91, p <0,05) (voir Figure 5.2-12). Néanmoins, pour la soie, la tendance n'est pas aussi bonne (R = 0,59). En effet, deux échantillons (GEM-A et GEM-B) ne suivent pas la corrélation. Nous attribuons ces différences aux propriétés du doigt humain qui dépendent de la quantité de sueur, de l'âge et du sexe, comme indiqué précédemment (voir chapitre 1 et chapitre 2) [1], [4], [9]–[11]. Ces résultats confirment l'avantage du doigt artificiel qui ne dépend pas des propriétés de contact du doigt humain.

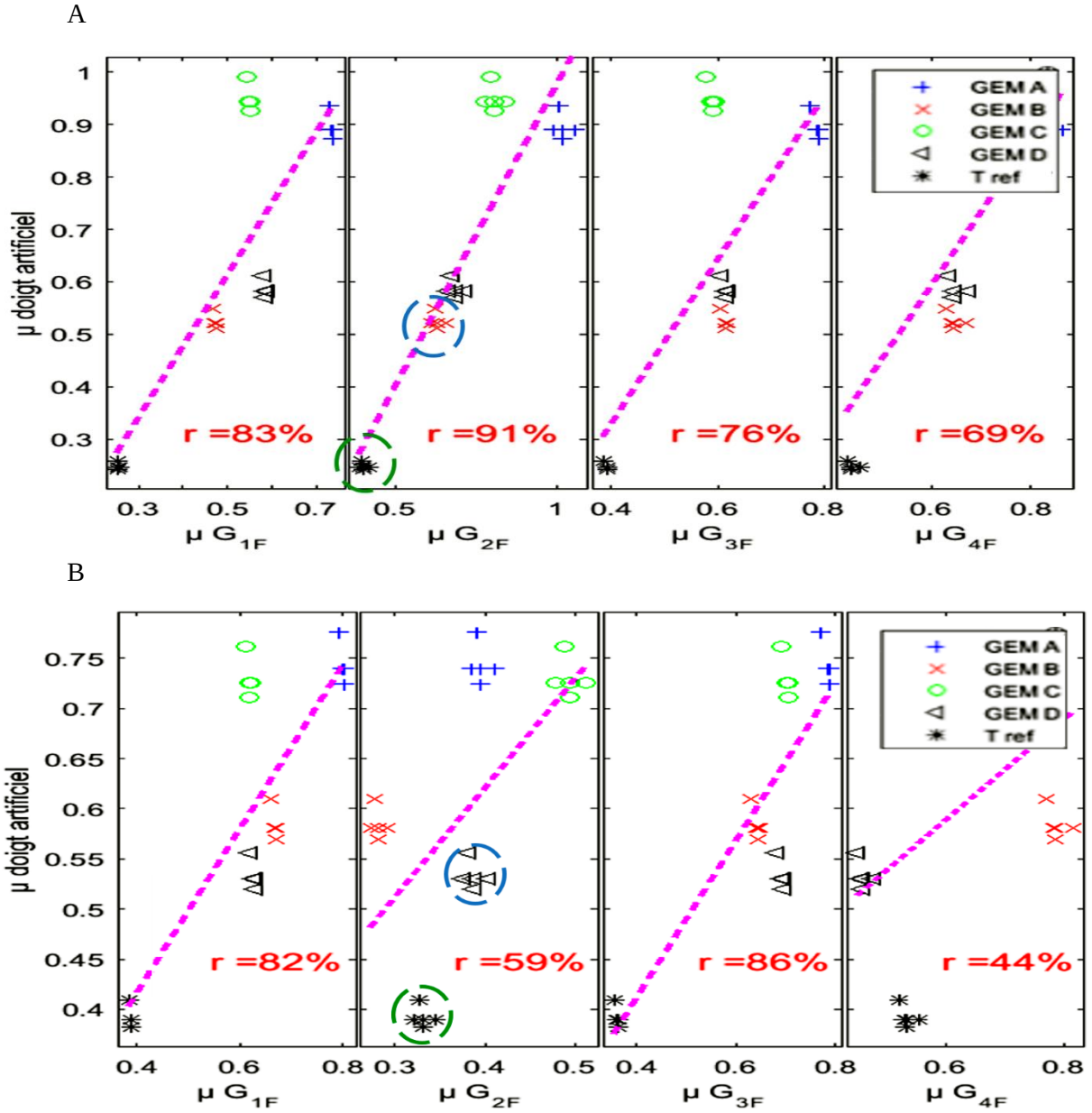


Figure 5.2-12 Le coefficient de frottement μ avec le doigt artificiel en fonction du coefficients de frottement μ avec le système tribo-haptique. Les quatre groupes d'âge des femmes sont présentés. Le cercle bleu présente le GEM qui a le toucher le plus proche du tissu de référence (cercle vert) selon le MFCC avec le doigt artificiel et le doigt humain. (A) tissu synthétique. (B) soie.

E. Comparaison doigt humain / système tribo-haptique / doigt artificiel

La Figure 5.2-10, la Figure 5.2-11 et la Figure 5.2-12 montrent que le doigt artificiel et le système tribo-haptique avec G2F ont la même identification que le GEM. Pour le tissu en soie, les deux systèmes (le doigt artificiel et le système tribo-haptique avec (G2F)) identifient GEM-C comme le meilleur présentateur du toucher de la soie. Pour le tissu synthétique, les deux systèmes distinguent GEM-B comme la meilleure reproduction du toucher du tissu synthétique. Les scores minimaux de similitudes ou la meilleure reproduction du toucher du tissu sont parfaitement corrélés au doigt artificiel et au système tribo-haptique. Comme on peut le voir dans le Tableau 4.3.1, le score minimal de similitude pour les femmes G2 est avec GEM-B pour le tissu synthétique et GEM-C pour la soie. Ces résultats confirment l'efficacité des deux systèmes et ils prouvent que le doigt artificiel est capable de remplacer le doigt humain de G2F.

5.3. Conclusion

À la fin de ce chapitre, nous pouvons dire que nous avons atteint l'objectif fixé pour ce projet PlasticTouchDevice, car nous sommes en mesure de développer des doigts artificiels tenant compte de l'âge et du sexe. Les résultats obtenus dans les chapitres précédents ont été utilisés pour définir les propriétés biophysiques des doigts artificiels et la manière de toucher.

Dans ce chapitre, nous avons développé un doigt artificiel avec les mêmes propriétés mécaniques que celles du doigt humain d'une femme de 30 à 40 ans (G2F). Comme la topographie et les propriétés de contact du doigt artificiel sont différentes de celles du même groupe d'âge (G2F), le signal vibratoire est amplifié par rapport au doigt humain. Par conséquent, nous avons remarqué des valeurs plus élevées de L_a et MFCC avec le doigt artificiel. Même si le signal obtenu avec le doigt artificiel est amplifié, il est capable de classer les échantillons de la même manière que le doigt humain du même groupe d'âge. Cette propriété est due au module de Young, qui est le paramètre le plus important dans le geste tactile latéral par rapport à d'autres paramètres biophysiques (voir chapitre 3). Les comparaisons entre le doigt humain, le doigt artificiel et le système tribo-haptique valident la conclusion précédente.

Dans ce chapitre, nous avons utilisé des échantillons plastiques (GEM) qui devaient représenter la même caractéristique tactile qu'un tissu prédéfini. Ce procédé est très connu notamment pour les cuirs dans le domaine de l'automobile (remplacer de vrais cuirs par des plastiques). Dans cette étude, nous avons testé deux tissus différents (le tissu synthétique et la soie). Les résultats montrent que, comme l'humain, le doigt artificiel a la capacité d'identifier l'échantillon qui donne la sensation de toucher la plus proche du tissu de référence.

En conclusion, les résultats du doigt artificiel sont très semblables à ceux des humains (G2F) avec, malgré tout, quelques différences. Cette étude nous a permis de développer une méthode simple, rapide, reproductible et répétable pour évaluer la qualité tactile des plastiques avec un doigt artificiel. Son avantage réside dans le fait qu'elle permet d'avoir accès à des paramètres physiques quantitatifs et objectifs de la qualité tactile des plastiques. Les principales différences sont dues à la production naturelle de la sueur et à l'utilisation simultané des autres sens.

5.4. Références

[1] E. Amaied, R. Vargiolu, J. M. Bergheau, and H. Zahouani, "Aging effect on tactile perception: Experimental and modelling studies," *Wear*, vol. 332–333, pp. 715–724, May 2015.

[2] C. Thieulin, C. Pailler-Mattei, R. Vargiolu, S. Lancelot, and H. Zahouani, "Study of the tactile perception of bathroom tissues: Comparison between the sensory evaluation by a handfeel panel and a tribo-acoustic artificial finger," *Colloids Surfaces B Biointerfaces*, vol. 150, pp. 417–425, 2017.

[3] H. Zahouani, R. Vargiolu, G. Boyer, C. Pailler-Mattei, L. Laquièze, and A. Mavon, "Friction noise of human skin in vivo," *Wear*, vol. 267, no. 5–8, pp. 1274–1280, Jun. 2009.

[4] R. M. Peters, E. Hackeman, and D. Goldreich, "Diminutive Digits Discern Delicate Details: Fingertip Size and the Sex Difference in Tactile Spatial Acuity," *J. Neurosci.*, vol. 29, no. 50, pp. 15756–15761, 2009.

[5] K. Takashi, "The friction noise under heavy load," *Bull. Fac. Sci. Eng., Chuo Univ.*, vol. 16, pp. 53–69, 1973.

[6] H. Ben Abdelounis, "Dynamique et vibroacoustique du contact rugueux: expérimentation et modélisation," Ecole Centrale de Lyon, 2010.

[7] J. R. Phillips, R. S. Johansson, and K. O. Johnson, "Responses of human mechanoreceptive afferents to embossed dot arrays scanned across fingerpad skin.," *J. Neurosci.*, vol. 12, no. 3, pp. 827–839, 1992.

[8] M. Bueno, F. Massi, B. Camillieri, and Y. Berthier, "FRICTION AND VIBRATION CRITERIA FOR TACTILE DISCRIMINATION OF PILE FABRICS," in *Proceedings of the 42th Leeds-Lyon Symposium on Tribology*, 2015, vol. 11, no. 4.

[9] P.-H. Cornuault, L. Carpentier, M.-A. Bueno, J.-M. Cote, and G. Monteil, "Influence of physico-chemical, mechanical and morphological fingerpad properties on the frictional distinction of sticky/slippery surfaces.," *J. R. Soc. Interface*, vol. 12, no. 110, 2015.

[10] Y. Nonomura, Y. Arashi, and T. Maeno, "How do we recognize water and oil through our tactile sense?," *Colloids Surf. B. Biointerfaces*, vol. 73, no. 1, pp. 80–3, Oct. 2009.

[11] W. Tang, J. Zhang, S. Chen, H. Zhu, S. Ge, and S. Zhang, "Tactile perception of skin and skin cream.," *Tribol. Lett.*, vol. 59, 2015.

Conclusion générale

La perception tactile humaine diminue en fonction de l'âge et elle est différente entre les hommes et les femmes. Dans la littérature, les chercheurs ont utilisé un panel représentatif en fonction de l'âge et du sexe pour objectiver le toucher. Ces méthodes de mesure des propriétés sensorielles des matériaux sont trop coûteuses et lourdes à mettre en place. Par conséquent, l'objectif de ce travail était de développer une méthodologie qui permette d'avoir une objectivation tactile artificielle semblable au panel, cela signifie une approche capable qu'il prendre en compte les effets de l'âge et du sexe. Afin d'atteindre notre objectif final, nous avons suivi les étapes chronologiques suivantes :

Comme le doigt humain est l'outil principal de la perception tactile, une étude détaillée de ses propriétés biophysiques est essentielle pour comprendre les différences de perception tactile entre les hommes et les femmes et son affaiblissement avec l'âge. Nous avons abordé cette question en étudiant les effets de l'âge et du sexe sur les propriétés de contact, les propriétés mécaniques et la topographique de la pulpe du doigt sur 40 doigts humains. L'aire de contact (apparente et réelle) et les propriétés biophysiques du doigt humain ont été étudiées pour quantifier les effets de l'âge et du sexe sur la perception tactile. Les résultats ont montré des tendances claires des propriétés biophysiques du doigt en fonction de l'âge et du sexe. Grâce à l'aire de contact réelle, nous avons pu identifier que la perception tactile est meilleure pour les femmes jusqu'à un âge de transition, au-delà de cet âge seuil la perception est presque identique, avec une perte de perception tactile plus élevée chez les femmes. Enfin, l'aire de contact réelle et le module d'élasticité du doigt humain ont été identifiés comme des marqueurs fiables de l'effet du vieillissement.

Pour mieux comprendre comment les propriétés biophysiques du doigt en fonction de l'âge et du sexe peuvent affecter le toucher humain, un système tribo-haptique permettant de mesurer le signal vibratoire transmis par le doigt pendant le processus du toucher, a été développé. Grâce à un nouvel algorithme, nous avons pu quantifier ce signal par paramètre qui a montré la pertinence de l'information vibratoire pour quantifier le toucher humain unique. Les résultats de cette tribologie haptique ont été validés par comparaison avec les évaluations du panel sur des échantillons en plastique. En raison de l'anisotropie du module d'élasticité du doigt humain, deux différents gestes de toucher ont été examinés afin de comprendre leurs effets sur la perception tactile. Dans le geste du toucher latéral, le module de Young est le paramètre qui affecte le plus la perception tactile chez les hommes et les femmes.

Pour quantifier l'information véhiculée dans le système nerveux par les capillaires du tissu cutané, la métrologie du flux sanguin est une approche pertinente pour étudier l'émotion lors du toucher. Grâce à un algorithme d'analyse fréquentielle, nous avons été en mesure d'analyser l'émotion générée lors du toucher. La corrélation entre l'émotion générée et les résultats de classification de panel ont prouvé l'efficacité de la méthode proposée. Les résultats de ce chapitre montrent d'autres axes de recherche sur le toucher. L'émotion est un autre paramètre individuel qui ne peut pas être omis lors du processus du toucher puisqu'il intervient dans notre décision. Cependant, dans cette thèse nous ne sommes pas en mesure de générer des émotions artificielles ou de trouver un moyen de comprendre les effets de l'âge et du sexe sur les émotions.

Le module de Young et l'aire réelle de contact sont les marqueurs les plus importants dans le geste tactile latéral par rapport à d'autres paramètres biophysiques. C'est pourquoi nous avons développé un doigt artificiel avec les mêmes propriétés mécaniques qu'un doigt humain de femme âgée de 30 à 40 ans. Les comparaisons entre le panel, le doigt artificiel et le système tribo-haptique ont montré que notre système est capable de mimer le doigt humain. Ce démonstrateur tribo-haptique est aujourd'hui à la disposition des industriels de la plasturgie, pour effectuer des expertises quantifiées de la qualité tactile des matériaux plastiques.

École Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne de Saint-Étienne

Ecole Centrale de Lyon

N° d'ordre : 2018LYSEE002

Prénom NOM
Abdenaceur ABDOUNI

DISSERTATION TITLE

Cartography of the tactile perception of three-dimensional textures by an instrumented artificial finger

Speciality : Mechanics and Engineering

Keywords : Tactile perception, age and gender effects, biophysics property, human finger, emotion, artificial finger, mechanoreceptors, plastics perception.

Abstract :

A decline in the main sensory modalities (vision, hearing, taste, and smell) is well reported to occur with advancing age, it is expected a similar change to occur with touch sensation and perception. The tactile perception is influenced by different parameters. Many of those parameters have been well studied in the literature such as central nervous system, the density of mechanoreceptors in the skin and the vibro-tactile detection thresholds. These parameters have been studied in order to understand the weakens of tactile perception over time and the natural differences between men and women.

The human finger is always used to qualify the quality and the properties of a surface. Therefore, a panel of different age and gender always used by companies in order to understand the customers' needs. However, this method is very expensive, time-consuming and subjective. The objective of this work is to give a solution that avoid the limits of the actual method, but in the same time it should keep their advantages (age and gender). This thesis provided in vivo measurements for 40 human fingers. Our developments propose an

artificial finger capable of mimicking the human finger, taking into account the effects of age and gender. To achieve our goal, we have developed several approaches that combine the multi-scale topography of the human finger, the anisotropic mechanical properties, the tribological properties, the effect of the real contact area, the direction of touch on the friction force and the vibrations generated by the human finger.

The development of a new signal processing algorithm has made it possible to identify coefficients representative of the quality of the affected surface. The engineering of emotion has been another area of research in this work. Instrumentation of the human finger with a laser Doppler device, allowed to evaluate the tactile quality of the samples according to the emotion generated during the process of the touch. This emotion is studied by the frequency variation of the blood flow.

The development of a bio-inspired artificial finger that has biophysical properties close to the human finger, has made it possible to realize a haptic touch demonstrator that can integrate the age and gender of a panel. This device meets the specifications defined in the ANR project "PlasticTouchDevice", and allows plastics industry to conduct expertise of their innovations by using a device that allows the integration of the effects of age and of gender in the metrology of the quality of the touch of plastic materials.

École Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne de Saint-Étienne

Ecole Centrale de Lyon

N° d'ordre : 2018LYSEE002

Prénom NOM
Abdenaceur ABDOUNI

TITRE DE LA THÈSE,

Cartographie de la perception tactile des textures tridimensionnelles par un doigt artificiel instrumenté

Spécialité: Mechanics and Engineering

Mots clefs : Perception tactile, effets de l'âge et du sexe, propriétés biophysiques, doigt humain, émotion, doigt artificiel, mécanorécepteurs, perception des plastiques.

Résumé :

Une régression des principales modalités sensorielles (vision, audition, goût et odorat) est bien rapportée à l'âge. La perception tactile est influencée par différents paramètres. Un grand nombre de ces paramètres ont été bien étudiés dans la littérature tels que le système nerveux central, la densité des mécanorécepteurs dans la peau et les seuils de détection vibro-tactile. Ces paramètres ont été étudiés pour comprendre l'affaiblissement de la perception tactile au fil du temps et les différences naturelles entre les hommes et les femmes.

Le doigt humain est toujours utilisé pour qualifier la qualité et les propriétés d'une surface. Par conséquent, un panel de différent âge et sexe est toujours utilisé par différents secteurs industriels afin de comprendre les besoins des consommateurs. Cependant, cette méthode est très coûteuse, longue et subjective. L'objectif de ce travail était de développer une méthodologie qui permette d'avoir une objectivation tactile semblable au panel, cela signifie qu'on doit prendre en compte les effets de l'âge et du sexe. Cette thèse a fourni des mesures in vivo pour 40 doigts humains. Nos développements proposent un doigt artificiel capable de mimer le doigt humain, en tenant l'effet de l'âge et du sexe. Pour atteindre notre objectif, nous avons développé plusieurs approches qui combinent à la fois, la topographie

multi-échelle du doigt humain, ces propriétés mécaniques anisotropes, les propriétés tribologiques et l'effet de l'aire réelle de contact et la direction du toucher sur la force de frottement et les vibrations générées.

Le développement d'un algorithme de traitement du signal, a permis d'identifier des coefficients représentatifs de la qualité de la surface touchée. L'ingénierie de l'émotion a été un autre axe de recherche dans de ces travaux. L'instrumentation du doigt humain avec un dispositif laser-doppler, a permis d'évaluer la qualité tactile des échantillons en fonction de l'émotion générée pendant le processus du toucher. Cette émotion est étudiée par la variation fréquentielle du débit sanguin.

Le mise au point d'un doigt artificiel bio-inspiré qui possède des propriétés biophysiques proches du doigt humain, a permis de réaliser un démonstrateur de toucher qui peut intégrer l'âge et le sexe d'un panel. Ce dispositif répond au cahier des charges défini dans le projet ANR «plasticTouchDevice», et permet aux industriels de la plasturgie de mener des expertises de leurs innovations en ayant recours à un dispositif qui permet d'intégrer l'effet de l'âge et du sexe dans la métrologie de la qualité du toucher des matériaux plastiques.