



**HAL**  
open science

# Tribologie et perception tactile de surfaces texturées

Benjamin Weiland

► **To cite this version:**

Benjamin Weiland. Tribologie et perception tactile de surfaces texturées. Vibrations [physics.class-ph]. Université Bourgogne Franche-Comté, 2020. Français. NNT : 2020UBFCD021 . tel-03220628

**HAL Id: tel-03220628**

**<https://theses.hal.science/tel-03220628>**

Submitted on 7 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.

**THESE DE DOCTORAT DE L'ETABLISSEMENT UNIVERSITE BOURGOGNE FRANCHE-  
COMTE PREPAREE A L'UNIVERSITE DE FRANCHE-COMTE**

École doctorale n°37  
Sciences Pour l'Ingénieur et Microtechniques  
Doctorat de Mécanique

Par  
**Benjamin WEILAND**

**TRIBOLOGIE ET PERCEPTION TACTILE DE  
SURFACES TEXTURÉES**

Thèse présentée et soutenue à Besançon, le 16 juillet 2020

Composition du Jury :

M. MASSI Francesco	Professeur, Université de Rome <i>La Sapienza</i>	Président
M. BOU-SAÏD Benyebka	Professeur des Universités, INSA-Lyon	Rapporteur
Mme. BUENO Marie-Ange	Professeure des Universités, Université Haute-Alsace	Rapporteuse
M. CHATELET Éric	Maître de Conférences, INSA-Lyon	Examineur
Mme. FAUCHEU Jenny	Professeure, École des Mines de Saint-Étienne	Examinatrice
M. FOLTÊTE Emmanuel	Professeur des Universités, ENSMM	Directeur de thèse
M. CARPENTIER Luc	Maître de Conférences, UFC	Co-directeur de thèse
M. CORNUAULT Pierre-Henri	Maître de Conférences, ENSMM	Co-directeur de thèse



# Remerciements

Je souhaite d'abord remercier mes co-directeurs de thèse, les Docteurs Luc CARPENTIER et Pierre-Henri CORNUAULT à la fois pour le temps qu'ils m'ont accordé pendant ces 5 années, pour leurs précieux conseils, leur sympathie et leurs qualités pédagogiques et scientifiques. J'ai beaucoup appris à leurs côtés et leurs encouragements ont été importants dans la réussite de ce doctorat. Je suis également reconnaissant pour leurs nombreuses relectures de ce manuscrit. Je remercie plus particulièrement Luc pour le développement du tribomètre ActivTact et du modèle ContactPlot, qui ont permis l'obtention d'une majorité des résultats présentés ici, et Pierre-Henri pour m'avoir proposé cette thèse.

Un grand merci également à mes directeurs de thèse, les Professeurs Guy MONTEIL (11/2015 – 08/2017) et Emmanuel FOLTÊTE (09/2017 – 08/2020) pour leur accompagnement, leur sympathie et leurs conseils avisés.

Je remercie particulièrement Emmanuel pour les relectures de ce manuscrit, et pour son aide concernant le domaine des vibrations induites par frottement.

Je remercie tous les membres du thème TFCS (Tribologie, Fonctionnalisation et Caractérisation des Surfaces – Luc CARPENTIER, Pierre-Henri CORNUAULT, Guillaume COLAS, Xavier ROIZARD, Mohamed ASSOUL, Mohamed SAHLI, Guy MONTEIL, Vahan MALKHASYAN, Hasnaa MELIANI et Mariem AYEM) pour leur accueil. J'ai beaucoup apprécié nos discussions très intéressantes et enrichissantes. Je remercie particulièrement Vahan, Hasnaa et Mariem pour leur amitié. Nos pauses café me manqueront.

Merci au Laboratoire de Physique et Mécanique Textile de Mulhouse (LPMT) pour la fabrication des surfaces macro-texturées, et au personnel de la plateforme Mimento et de Femto-ST (Dr. Gilles BOURBON, Dr. Djaffar BELHARET et Dr. Laurent ROBERT) pour m'avoir aidé à mettre au point la méthodologie de fabrication des surfaces micro-texturées.

Je remercie également le Dr. Arnaud WITT du Laboratoire d'Étude de l'Apprentissage et du Développement de Dijon (LEAD) pour la réalisation de la campagne de mesures perceptives avec les surfaces macro-texturées, et pour son aide dans la mise au point des protocoles pour les campagnes de mesures perceptives avec les surfaces micro-texturées.

Je remercie les nombreux doctorants et stagiaires de Femto-ST ayant participé à mes longues campagnes de mesures. Je remercie particulièrement Guido VINCI CARLAVAN pour la réalisation des campagnes d'essais exploitées dans ce manuscrit, et pour avoir répliqué de nombreux échantillons lors de son stage à Femto-ST.

Un grand merci à tous mes amis et à ma famille qui m'ont soutenu durant cette thèse.

Je remercie plus particulièrement mes parents pour leurs conseils, surtout pour la préparation des communications orales (conférences et soutenance).

Finalement je remercie ma femme Anne-Sophie pour son soutien infailible, sa participation aux campagnes de mesures, et pour m'avoir aidé à réaliser l'aspect graphique de ma soutenance de thèse.

# Productions scientifiques associées aux travaux de doctorat

## 1. Communications orales

- 2019 Weiland, B., Cornuault, P.-H., Carpentier, L., Witt, A., *Tribological Interactions Related to the Tactile Perception of Deterministic Micro-Textured Surfaces*, 46<sup>th</sup> Leeds-Lyon Symposium on Tribology - September 2-4, 2019, Lyon, France
- 2018 Weiland, B., Carpentier, L., Witt, A., Cornuault, P.-H., *Tactile Perception of Textured Surfaces: a Tribological Interpretation*, 4<sup>th</sup> International Conference on BioTribology - September 26-29, 2018, Montreal, Canada
- 2018 Weiland, B., Witt, A., Carpentier, L., Cornuault, P.-H., *Interprétation tribologique de la perception tactile de surfaces texturées*, 30<sup>ème</sup> Journées Internationales Francophones de Tribologie - May 16-18, 2018, Nice, France

## 2. Articles publiés dans des revues à comités de lecture

- 2020 Massimiani, V., Weiland, B., Chatelet, E., Cornuault, P.-H., Faucheu, J., Massi, F., 2020, *The role of mechanical stimuli on hedonistic and topographical discrimination of textures*, Tribology International, 106082, <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2019.106082>
- 2019 Faucheu, J., Weiland, B., Juganaru-Mathieu, M., Witt, A., Cornuault, P.-H., 2019, *Tactile aesthetics: textures that we like or hate to touch*, Acta Psychologica, 201, 102950, <https://doi.org/10.1016/j.actpsy.2019.102950>
- 2019 Aimonetti, J.-M., Deshayes, C., Crest, M., Cornuault, P.-H., Weiland, B., Ribot-Ciscar, E. L., 2019, *Long term cosmetic application improves tactile discrimination in the elderly; a new psychophysical approach*, Frontiers in Aging Neuroscience, 11:164, <https://doi.org/10.3389/fnagi.2019.00164>

# Table des matières

<b>REMERCIEMENTS</b> .....	<b>3</b>
<b>PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES ASSOCIEES AUX TRAVAUX DE DOCTORAT</b> .....	<b>4</b>
1. COMMUNICATIONS ORALES .....	4
2. ARTICLES PUBLIES DANS DES REVUES A COMITES DE LECTURE .....	4
<b>TABLE DES MATIERES</b> .....	<b>5</b>
<b>NOMENCLATURE</b> .....	<b>8</b>
<b>INTRODUCTION GENERALE</b> .....	<b>10</b>
<b>CHAPITRE 1 : CARACTERISATION <i>IN VIVO</i> DES PROPRIETES DU DOIGT</b> .....	<b>13</b>
1. STRUCTURE FONCTIONNELLE DE LA PEAU .....	14
1.1. <i>L'hypoderme</i> .....	15
1.2. <i>Le derme</i> .....	15
1.3. <i>L'épiderme</i> .....	16
1.4. <i>Les mécanorécepteurs</i> .....	16
2. PROPRIETES PHYSICO-CHIMIQUES DE LA PEAU .....	19
2.1. <i>Mesure de l'Indice d'Hydratation (IH)</i> .....	21
2.1.1. Principe du Cornéomètre : .....	21
2.1.2. Protocole de mesure .....	22
2.2. <i>Spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier en mode ATR</i> .....	23
2.2.1. Principe de la spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier ( <i>FTIR</i> ) .....	24
2.2.2. Protocole de mesure réalisé .....	24
2.2.3. État de l'art sur l'analyse du spectre infrarouge d'un doigt <i>in vivo</i> .....	25
2.2.4. Méthodologie de post-traitement retenue .....	27
2.3. <i>Caractérisation de la masse d'une empreinte digitale</i> .....	28
2.3.1. Principe de mesure .....	29
2.3.2. Protocole de mesure retenu .....	29
3. PROPRIETES TOPOGRAPHIQUES ET MORPHOLOGIQUES DU DOIGT .....	30
3.1. <i>Détermination des rayons de courbures principaux du doigt</i> .....	30
3.2. <i>Caractérisation de la hauteur moyenne des dermatoglyphes</i> .....	32
3.3. <i>Caractérisation de l'espacement inter-dermatoglyphes</i> .....	32
4. PROPRIETES MECANIKES DE LA PEAU .....	34
4.1. <i>Variabilité dans la détermination des propriétés mécaniques de la peau</i> .....	34
4.2. <i>Détermination des propriétés élastiques du doigt</i> .....	35
5. CARACTERISATION DES PROPRIETES DU DOIGT DES INDIVIDUS .....	38
6. CONCLUSION .....	44
<b>CHAPITRE 2 : SURFACES MACRO- ET MICRO-TEXTUREES</b> .....	<b>46</b>
1. LES SURFACES MACRO-TEXTUREES .....	47
1.1. <i>Définition des surfaces</i> .....	47
1.1.2. <i>Fabrication des surfaces macro-texturées</i> .....	47
1.1.3. <i>Caractérisation des surfaces macro-texturées</i> .....	47
2. LES SURFACES MICRO-TEXTUREES .....	53
2.1. <i>Définition des surfaces</i> .....	53
2.2. <i>Procédé de fabrication des échantillons</i> .....	54
2.2.1. Photolithographie .....	55
2.2.2. Gravure plasma .....	56
2.2.3. Réplication des substrats .....	57
2.3. <i>Caractérisation des surfaces micro-texturées</i> .....	60

Table des matières

2.3.1. Caractéristiques géométriques .....	60
2.3.2. Paramètres topographiques .....	64
3. CONCLUSION .....	65
<b>CHAPITRE 3 : LE CONTACT DOIGT / SURFACES TEXTUREES.....</b>	<b>66</b>
1. ÉTAT DE L'ART SUR LA TRIBOLOGIE TACTILE .....	67
1.1. <i>Le coefficient de frottement</i> .....	67
1.2. <i>Modèle de frottement tactile</i> .....	71
1.3. <i>Les vibrations induites par frottement</i> .....	71
2. MESURE DU COMPORTEMENT TRIBOLOGIQUE DU DOIGT SUR DES SURFACES TEXTUREES .....	74
2.1. <i>Présentation du tribomètre ActivTact</i> .....	74
2.2. <i>Acquisition des données</i> .....	75
2.3. <i>Protocole de réalisation des essais tribologiques</i> .....	75
2.4. <i>Traitement des données</i> .....	77
2.5. <i>Justesse du tribomètre</i> .....	78
2.5.1. Justesse de la mesure de la force normale .....	78
2.5.2. Justesse de la mesure de la force tangentielle .....	79
2.5.3. Justesse de la mesure du déplacement .....	80
2.5.4. Transmissions des vibrations induites par frottement à travers le doigt .....	81
2.6. <i>Conclusion</i> .....	83
3. MODELE NUMERIQUE DU CONTACT DOIGT / SURFACES TEXTUREES .....	84
3.1. <i>Présentation du modèle</i> .....	84
3.1.1. Modélisation de la surface texturée .....	84
3.1.2. Modélisation du doigt .....	85
3.1.3. Résultats obtenus à partir d'une simulation .....	85
3.2. <i>Validation du modèle</i> .....	86
4. INFLUENCE DE LA TOPOGRAPHIE DES SURFACES SUR LE COMPORTEMENT TRIBOLOGIQUE ET VIBRATOIRE DU CONTACT DIGITAL .....	88
4.1. <i>Protocoles de mesures</i> .....	88
4.2. <i>Étude de l'influence de la topographie des surfaces sur le coefficient de frottement</i> .....	88
4.2.1. Set de surfaces micro-texturées .....	88
4.2.1.1. Groupe de surfaces n°1 .....	89
4.2.1.2. Groupes de surfaces n°2 et n°3 .....	90
4.2.1.3. Groupe de surfaces n°4 .....	92
4.2.1.4. Groupe de surfaces n°5 .....	93
4.2.1.5. Totalité des surfaces micro-texturées .....	94
4.2.2. Sets de surfaces macro-texturées .....	95
4.2.3. Conclusion .....	97
4.3. <i>Étude de l'influence de la topographie des textures sur l'intensité des vibrations induites par frottement</i> .....	98
4.3.1. Set de surface micro-texturées .....	98
4.3.2. Set de surface macro-texturées .....	99
4.3.3. Conclusion .....	100
4.4. <i>Étude de l'influence de la topographie des surfaces sur les fréquences des vibrations induites par frottement</i> .....	100
4.4.1. Set de surface micro-texturées .....	100
4.4.2. Sets de surfaces macro-texturées .....	103
4.4.3. Conclusion .....	105
5. INFLUENCE DES PROPRIETES DU DOIGT SUR LE FROTTEMENT TACTILE .....	106
5.1. <i>État de l'art de l'influence des propriétés du doigt sur le coefficient de frottement</i> .....	106
5.2. <i>Résultats de l'étude de l'influence des propriétés du doigt sur le frottement</i> .....	107
5.3. <i>Conclusion</i> .....	110

---

Table des matières

---

6. ÉTUDE DE L'ÉVOLUTION DE L'AIRE DE CONTACT PAR DES PLANS D'EXPERIENCES .....	111
6.1. Présentation du principe à l'aide d'un plan à deux paramètres .....	111
6.2. Influence de la topographie des surfaces .....	113
6.2. Influence des propriétés du doigt .....	116
6.3. Conclusion .....	119
7. CONCLUSION .....	120
<b>CHAPITRE 4 : PERCEPTION TACTILE DE SURFACES TEXTUREES.....</b>	<b>123</b>
1. DIMENSIONS PSYCHO-PERCEPTIVES DE LA PERCEPTION TACTILE .....	125
2. DIMENSIONS PSYCHO-PERCEPTIVES ASSOCIEES AUX SURFACES ETUDIEES .....	127
2.1. Cas des surfaces macro-texturées .....	127
2.2. Catégorisation des surfaces micro-texturées .....	127
2.3. Liens entre dimensions psycho-perceptives, topographie et signaux tribologiques procurés par les surfaces texturées .....	130
3. METHODES D'ÉVALUATION DE L'INTENSITE DE PERCEPTION DES SURFACES TEXTUREES.....	133
3.1. Protocole utilisé pour les échantillons macro-texturés.....	133
3.2. Protocole utilisé pour les échantillons micro-texturés.....	133
4. RELATIONS ENTRE INTENSITE DE PERCEPTION, TOPOGRAPHIE DES TEXTURES, ET SIGNAUX TRIBOLOGIQUES ASSOCIES .....	135
4.1. Textures situées dans la dimension « glissant/bloquant » .....	135
4.2. Textures situées dans la dimension psycho-perceptives « vibrant/calme » .....	138
4.3. Textures situées dans la dimension « rugueux/lisse » .....	140
4.3.1. Influence de la topographie des textures sur l'intensité de la rugosité perçue par un panel d'individus.....	141
4.3.1.1. Défaut des plots .....	141
4.3.1.2. Rugosité des textures.....	141
4.3.1.3. Géométrie des plots des surfaces micro-texturées.....	142
4.3.1.4. Géométrie des plots des surfaces macro-texturées.....	144
4.3.1.5. Conclusion.....	147
4.3.2. Analyse de l'intensité de la rugosité perçue avec le comportement tribologique et vibratoire du contact doigt/texture .....	147
4.3.2.1. Coefficient de frottement résultant du contact doigt/surfaces texturées .....	147
4.3.2.2. Intensité des vibrations induites par frottement .....	148
4.3.2.3. Fréquences résultant du contact doigt/surfaces texturées .....	149
4.3.2.4. Conclusion.....	150
4.3.4. Conclusion.....	150
5. CONCLUSION .....	151
<b>CONCLUSION GENERALE.....</b>	<b>154</b>
1. CONCLUSION .....	154
2. PERSPECTIVES.....	157
<b>ANNEXES.....</b>	<b>158</b>
ANNEXE 1 : INFLUENCE DE LA FORCE DE CONTACT SUR L'INDICE D'HYDRATATION (CORNEOMETRE) .....	158
ANNEXE 2 : INFLUENCE DE LA FORCE DE CONTACT SUR LES MESURES PAR LE SPECTROMETRE INFRAROUGE (FTIR) .....	159
ANNEXE 3 : DONNEES DE LA CARACTERISATION DE PANEL DE VOLONTAIRES .....	160
ANNEXE 4 : COEFFICIENTS DE FROTTEMENT OBTENUS PAR LES VOLONTAIRES N°1 ET N°2 SUR LES SURFACES MICRO-TEXTUREES.....	161
ANNEXE 5 : DISCOURS CATEGORISATION DES SURFACES MICRO-TEXTUREES .....	162
<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>163</b>

# Nomenclature

<b><math>A_{0,4}</math></b> :	Aire apparente de contact sous une charge de 0,4 N	[mm <sup>2</sup> ]
<b>ATR-FTIR</b> :	Spectromètre infrarouge à transformée de Fourier avec la technique de la réflectance totale atténuée	
<b><math>d</math></b> :	Déplacement	[mm]
<b><math>D</math></b> :	Diamètre des plots	[mm]
<b><math>D_b</math></b> :	Diamètre à la base des cônes tronqués	[mm]
<b><math>D_h</math></b> :	Diamètre au sommet des cônes tronqués	[mm]
<b><math>D_L</math></b> :	Index descripteur de la quantité de lipides	[u.a.]
<b><math>D_{L/W}</math></b> :	Index descripteur du ratio lipides/eau	[sans unité]
<b>DSP</b> :	Densité spectrale de puissance	
<b><math>D_W</math></b> :	Index descripteur de la quantité d'eau	[u.a.]
<b><math>E_{doigt}</math></b> :	Module d'Young du doigt	[kPa]
<b><math>f</math></b> :	Fréquence	[Hz]
<b>FA I</b> :	Afférence se terminant par des corpuscules de Meissner	
<b>FA II</b> :	Afférence se terminant par des corpuscules de Pacini	
<b><math>F_H</math></b> :	Facteur d'humidité	[sans unité]
<b><math>F_N</math></b> :	Force normale	[N]
<b><math>F_T</math></b> :	Force tangentielle	[N]
<b><math>H</math></b> :	Hauteur des plots	[mm]
<b><math>H_1</math></b> :	Fréquence fondamentale du passage du doigt sur des plots	[Hz]
<b><math>H_{defaut}</math></b> :	Hauteur du défaut sur les cônes tronqués	[ $\mu$ m]
<b><math>H_{dermato}</math></b> :	Hauteur moyenne des dermatoglyphes	[ $\mu$ m]
<b><math>IH</math></b> :	Indice d'hydratation	[u.a.]
<b><math>IH_A</math></b> :	Indice d'hydratation avec occlusion	[u.a.]
<b><math>IH_S</math></b> :	Indice d'hydratation en l'absence d'occlusion	[u.a.]
<b>IRE</b> :	Internal Reflexion Element	
<b><math>m_{film}</math></b> :	masse de film hydrolipidique déposée sur un quartz	[ $\mu$ g]
<b><math>O</math></b> :	Ouverture entre les plots	[mm]
<b><math>R_1 ; R_2</math></b> :	Rayons de courbures principaux du doigt	[mm]
<b>Rgm</b> :	Rayon de courbure quadratique moyen du doigt	[mm]
<b>RMS</b> :	Root Mean Square	
<b>SA I</b> :	Afférence se terminant par des cellules de Merkel	

---

## Nomenclature

---

<b><i>SA II</i></b> :	Afférence se terminant par des corpuscules de Ruffini	
<b><i>S<sub>a</sub></i></b> :	Surface apparente de contact	[mm <sup>2</sup> ]
<b><i>S<sub>i</sub></i></b> :	Surface inférieure de contact	[mm <sup>2</sup> ]
<b><i>SP</i></b> :	Espacement entre le centre des plots	[mm]
<b><i>SP<sub>lim</sub></i></b> :	Espacement entre le centre des plots limite	[mm]
<b><i>Sq</i></b> :	Hauteur quadratique moyenne des textures	[μm]
<b><i>S<sub>s</sub></i></b> :	Surface supérieure de contact	[mm <sup>2</sup> ]
<b><i>S<sub>t</sub></i></b> :	Surface totale de contact	[mm <sup>2</sup> ]
<b><i>T</i></b> :	Tension	[V]
<b><i>v</i></b> :	Vitesse	[mm.s <sup>-1</sup> ]
<b><i>α</i></b> :	Demi-angle au sommet des cônes tronqués	[°]
<b><i>λ<sub>dermato</sub></i></b> :	Espacement inter-dermatoglyphes moyen	[μm]
<b><i>μ</i></b> :	Coefficient de frottement	[sans unité]
<b><i>v</i></b> :	Nombre d'onde	[s <sup>-1</sup> ]

# Introduction générale

La perception tactile d'une surface est envisagée dans ce manuscrit comme la sensation acquise par un individu lorsqu'il explore ladite surface avec son doigt. Contrairement aux sens visuels et auditifs, pour lesquels l'information est codée par des grandeurs physiques mesurables (longueur d'onde et pression acoustique), le codage de l'information tactile est encore méconnu. Lors de l'exploration tactile, les propriétés du doigt et de la surface ainsi que les conditions de contact (force et vitesse relative) entraînent des forces de frottement, des déformations et des vibrations qui excitent une population de capteurs tactiles de la peau, appelés mécanorécepteurs. Ces phénomènes initiaux sont ici considérés comme mécanismes primaires conduisant *in fine* l'individu à émettre un jugement sur sa perception de la surface explorée. La compréhension des phénomènes régissant la perception tactile est utile dans de nombreux domaines applicatifs, tels que la détection et la rééducation de la déficience tactile, le développement d'effecteurs tactiles afin de générer un toucher virtuel, ou encore le design sensoriel afin d'améliorer l'agréabilité ou la sécurité des produits.

L'objectif de ces travaux de thèse est ainsi d'apporter une contribution à la compréhension des mécanismes primaires permettant à l'être humain de différencier des textures. Dans ce champ d'étude, l'originalité de notre démarche s'appuie sur l'emploi et la confrontation, en simultané, de quatre piliers méthodologiques. (i) La caractérisation exhaustive des propriétés *in vivo* du doigt (morphologie, topographie, physico-chimie, et mécanique), réalisée à l'aide de diverses techniques. (ii) La réalisation et la caractérisation d'une variété de surfaces texturées déterministes définies à l'échelle submillimétrique qui procurent des sensations tactiles variées bien que leur définition topographique suivent un même schéma. (iii) La caractérisation *in vivo* du comportement frictionnel et vibratoire du contact doigt/texture, couplée à une étude numérique de la mécanique de ce contact. (iv) L'utilisation de méthodologies issues de la psycho-physique permettant une quantification de la perception tactile d'un groupe d'individus. L'emploi de ces quatre piliers dans une même étude constitue, vis-à-vis de la littérature, une approche très intégrative pour une meilleure compréhension des mécanismes de la perception tactile des surfaces.

Dans un premier temps, les études tribologiques réalisées sur un panel d'individus restreint ont permis d'étudier l'influence de la topographie des échantillons ainsi que celle des propriétés du doigt sur le coefficient de frottement et les vibrations induites. Dans un second temps, des méthodes issues de la psycho-physique appliquées à un panel d'individus plus élargi ont permis d'étudier l'influence de la topographie des surfaces sur les variations de perception tactile engendrées par ces dernières. A partir de ces deux campagnes de mesures indépendantes, des liens ont été mis en évidence entre les réponses tribologiques et vibratoires du contact doigt/texture d'une part, et la perception tactile d'autre part.

Le premier chapitre de ce manuscrit porte sur les propriétés du doigt humain. La structure de ce frotteur particulier, ainsi que les mécanorécepteurs à l'origine de la perception tactile sont présentés dans une première partie. Le doigt est une structure complexe dont on ne peut pas contrôler les caractéristiques, lesquelles présentent une variabilité très importante entre les individus. Ainsi, les trois parties suivantes portent respectivement sur les propriétés physico-chimiques, morphologiques et topographiques, et enfin mécaniques du doigt. Dans chacune de ces parties, un état de l'art sur les

propriétés et leurs mesures est réalisé avant de présenter les outils utilisés dans notre étude pour la caractérisation *in vivo* du doigt. Finalement, la caractérisation du doigt de huit individus ayant participé à la campagne de mesures tribologiques est présentée, et fournit des conclusions intéressantes sur la variabilité des propriétés du doigt, ainsi que sur les liens existant entre ces propriétés.

Le second chapitre porte sur la réalisation et la caractérisation des deux sets de surfaces texturées déterministes qui ont été utilisés dans cette étude. Le premier set est composé de 9 surfaces planes parsemées de cônes tronqués disposés selon un réseau carré, tandis que le second set est composé de 52 surfaces planes parsemées de cônes cylindriques disposés selon un réseau hexagonal. Les dimensions des deux types d'aspérités et de leurs espacements conduisent à distinguer des surfaces macro-texturées (set n°1) et des surfaces micro-texturées (set n°2).

Le troisième chapitre est dédié à l'étude du comportement tribologique du doigt contre les surfaces texturées, à travers l'étude du coefficient de frottement et des vibrations induites. Après avoir détaillé l'état de l'art actuel dans ce domaine, le tribomètre *ActivTact* permettant la mesure du coefficient de frottement ainsi que les vibrations induites par frottement lors d'un mouvement actif du doigt est présenté. Comme nous le verrons dans ce chapitre, le coefficient de frottement peut être partitionné en deux composantes principales : une composante d'adhésion (majoritaire) et une autre de déformation. La composante d'adhésion dépendant principalement de l'aire réelle de contact entre le doigt et les textures, un modèle numérique nommé *ContactPlot* permettant la modélisation du contact statique entre le doigt et les surfaces texturées en prenant en compte les propriétés du doigt a été développé au sein de l'équipe. Après avoir présenté ce modèle, l'influence de la topographie des textures sur le coefficient de frottement ainsi que sur l'intensité et le contenu fréquentiel des vibrations induites est étudiée à partir d'essais de frottement réalisés par un individu sur les deux sets de surfaces susmentionnés. L'influence des propriétés du doigt sur le coefficient de frottement est ensuite appréhendée au travers d'essais réalisés par six individus explorant cinq échantillons du set de surfaces micro-texturées. Finalement, deux plans d'expériences très simples sont exploités dans ce chapitre grâce au modèle numérique. Ils fournissent des éléments de compréhension et des perspectives pour l'étude de l'influence de la topographie des textures et des propriétés du doigt sur le coefficient de frottement.

Le dernier chapitre de ce manuscrit s'attache à tenter de tisser des liens entre les réponses tribologiques et vibratoires du contact doigt/texture et la perception des surfaces texturées. Pour atteindre cet objectif, une classification et une quantification de la perception tactile engendrée lors du toucher des surfaces macro- et micro-texturées, présentées dans le chapitre 2, a été réalisée en appliquant des méthodes issues de la psycho-physique à un panel d'individus. Dans une première partie, un état de l'art montre notamment que les dimensions psycho-perceptives classiquement impliquées lors du mouvement relatif entre le doigt et une surface sont : « rugueux/lisses » et « glissant/bloquant ». L'exploration des surfaces micro-texturées engendre néanmoins des sensations plus variées qui ont mené à la caractérisation des dimensions psycho-perceptives de ces échantillons à travers une méthode dite de catégorisation, présentée dans la seconde partie de ce chapitre. La caractérisation de l'intensité de la perception des surfaces texturées a ensuite été réalisée à l'aide d'une méthode dite de jugement, dont le protocole est détaillé dans une troisième partie. Dans la quatrième partie, les résultats issus de cette caractérisation sont présentés pour chacune des dimensions psycho-perceptives mises en évidence. Ils sont ensuite confrontés non

---

seulement à la topographie des surfaces, mais aussi aux signaux tribologiques et vibratoires issus des essais de frottement réalisés sur un individu présentés dans le chapitre 3. Des liens ténus entre les signaux physiques émanant du contact doigt/surface et les niveaux de perception tactile sont alors mis en évidence, et une interprétation quant à l'origine physique des sensations perçues lors de l'exploration tactile des textures est consécutivement proposée.

Enfin nous concluons avec une analyse des résultats obtenus durant cette thèse ainsi que des poursuites de cette étude.

# Chapitre 1 :

## Caractérisation *in vivo* des propriétés du doigt

L'étude du contact entre deux surfaces nécessite une connaissance poussée de leurs propriétés. Dans le cas du frottement tactile, l'une des surfaces en contact est le doigt. Il s'agit d'un frotteur particulier dont on ne peut contrôler les caractéristiques. Le doigt est un matériau avec une structure multicouche, chacune possédant des propriétés mécaniques et morphologiques très différentes. La caractérisation *in vivo* de ce matériau est ainsi complexe et nécessite de nombreux outils. Dans ce chapitre, la peau, et plus spécifiquement le doigt vont être décrits en détail. Les différentes méthodes de caractérisation utilisées dans cette thèse vont ensuite être développées avant de présenter les résultats obtenus sur un panel de huit volontaires.

1. STRUCTURE FONCTIONNELLE DE LA PEAU .....	14
1.1. L'hypoderme.....	15
1.2. Le derme.....	15
1.3. L'épiderme.....	16
1.4. Les mécanorécepteurs.....	16
2. PROPRIETES PHYSICO-CHIMIQUES DE LA PEAU .....	19
2.1. Mesure de l'Indice d'Hydratation (IH) .....	21
2.2. Spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier en mode ATR.....	23
2.3. Caractérisation de la masse d'une empreinte digitale .....	28
3. PROPRIETES TOPOGRAPHIQUES ET MORPHOLOGIQUES DU DOIGT .....	30
3.1. Détermination des rayons de courbures principaux du doigt.....	30
3.2. Caractérisation de la hauteur moyenne des dermatoglyphes.....	32
3.3. Caractérisation de l'espacement inter-dermatoglyphes .....	32
4. PROPRIETES MECANIQUES DE LA PEAU .....	34
4.1. Variabilité dans la détermination des propriétés mécaniques de la peau .....	34
4.2. Détermination des propriétés élastiques du doigt .....	35
5. CARACTERISATION DES PROPRIETES DU DOIGT DES INDIVIDUS .....	38
6. CONCLUSION .....	44

## 1. Structure fonctionnelle de la peau

Le doigt est composé d'un ongle et d'un os, qui lui apportent sa rigidité, et de la peau, qui protège l'organisme contre les agressions extérieures<sup>1</sup> (Figure 1.1). La peau permet ainsi de réguler la pénétration des substances dans l'organisme, et le protège contre les sollicitations mécaniques telles que les chocs ou les pressions. Il s'agit d'une structure multicouche avec, de l'intérieur vers l'extérieur : l'hypoderme, le derme puis l'épiderme. Elle est également peuplée de récepteurs sensitifs tels que les mécanorécepteurs (perception tactile), les thermorécepteurs (variations de température) ou les nocicepteurs (douleurs). Les propriétés de la peau, telles que la couleur, l'épaisseur ou la texture, varient de manière importante avec l'âge et le genre, mais également en fonction des régions du corps afin de répondre à des fonctions spécifiques. Ainsi, son épaisseur varie de 0,2 mm sur la paupière à 6 mm sur la plante du pied<sup>2</sup>.

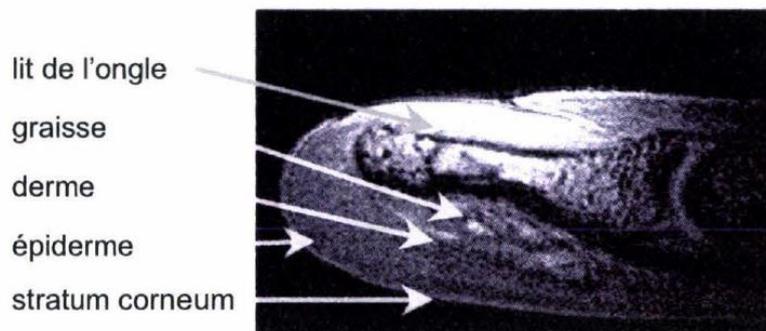


Figure 1.1 : Imagerie par résonance magnétique du doigt, d'après<sup>3</sup>.

On peut principalement distinguer deux types de peau en fonction de l'épaisseur de l'épiderme : les peaux fines présentes sur la majorité du corps (Figure 1.2 (a)), et les peaux épaisses sur les paumes, les doigts et la plante des pieds (Figure 1.2 (b)) capables de supporter des pressions et des frottements continus<sup>4</sup>.

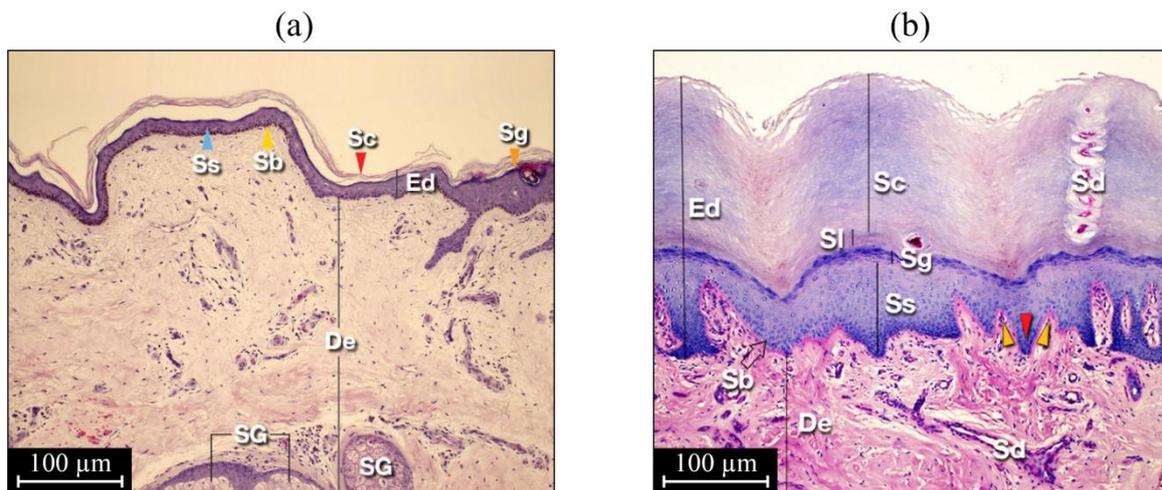


Figure 1.2 : D'après<sup>4</sup>. Peau fine : photomicrographie d'une coupe longitudinale d'une paupière humaine (a) ; et peau épaisse : photomicrographie d'une coupe transversale de la face plantaire d'un gros orteil (b). Ed = épiderme ; De = Derme ; Sb = stratum basale ; Ss = stratum spinosum ; Sg = stratum granulosum ; Sl = stratum lucidum ; Sc = stratum corneum ; Sd = canal des glandes sébacées ; SG = glande sébacée.

## 1.1. L'hypoderme

L'hypoderme est la couche la plus profonde de la peau. Il s'agit d'une couche épaisse, composée principalement de tissu adipeux, assurant la connexion de la peau avec les os et les muscles<sup>5</sup>, la protection des organes internes contre les chocs, les pressions et le froid.

## 1.2. Le derme

Le derme est la couche intermédiaire de la peau, avec une épaisseur de 1 à 4 mm<sup>6</sup>. Des terminaisons nerveuses, des glandes sébacées, ainsi que des canaux excréteurs des glandes sudoripares<sup>7</sup> se situent dans cette couche. Les glandes sébacées sont responsables de la sécrétion de sébum, qui est une substance huileuse présente sur la surface de la peau de tous les mammifères, tandis que les glandes sudoripares sont responsables de la sécrétion de la sueur eccrine, principalement composée d'eau et d'électrolytes. Le derme apporte à la peau résistance mécanique, élasticité, et permet d'approvisionner la couche externe de la peau en oxygène. Cette couche est divisée en deux sous-couches<sup>8,9</sup> : le derme réticulaire et le derme papillaire. Le derme réticulaire, en contact avec l'hypoderme, est composé d'un réseau dense de fibres s'orientant sous la peau selon des directions particulières appelées lignes de Langer<sup>10</sup> (Figure 1.3). À l'inverse, le derme papillaire est composé d'un réseau peu dense de fibres. Il assure la jonction avec la couche supérieure de la peau, l'épiderme<sup>6,11</sup>, à l'aide de papilles qui s'y imbriquent augmentant ainsi la résistance de cette jonction.

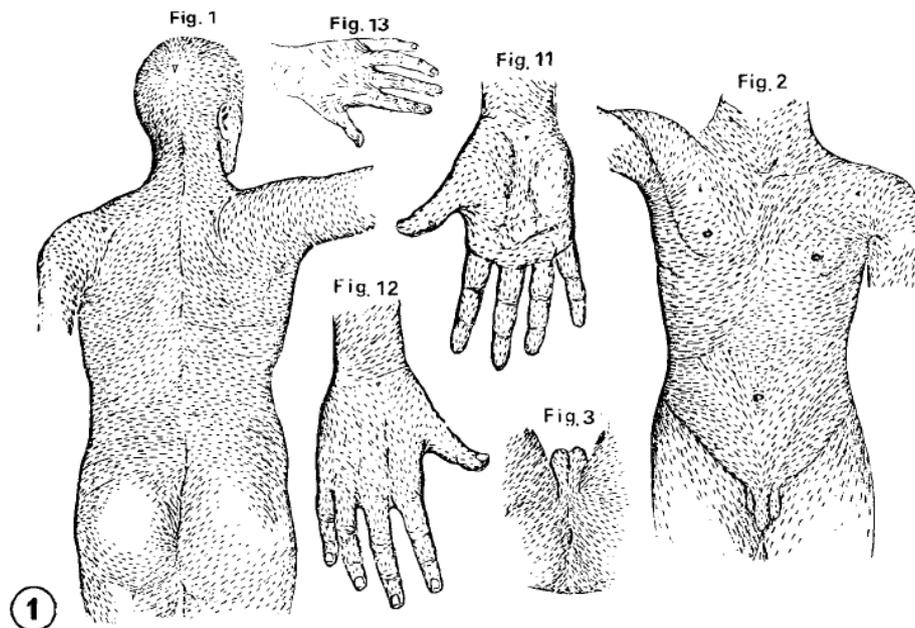


Figure 1.3 : D'après<sup>10</sup>. Visualisation de l'orientation des fibres sous la peau en pratiquant de petites incisions circulaires sur tout le corps et en observant la direction dans laquelle ces incisions se déforment.

### 1.3. L'épiderme

L'épiderme, en contact direct avec l'environnement, est la couche la plus fine de la peau. L'épaisseur de l'épiderme est comprise entre 40 et 100  $\mu\text{m}$  pour les peaux fines<sup>6,12-14</sup> et peut atteindre 1,4 mm pour les peaux épaisses<sup>4</sup>. Cette couche de la peau est divisée en plusieurs sous-couches (Figure 1.2). Le stratum basale, la plus profonde, assure la jonction derme / épiderme grâce aux crêtes épidermiques qui s'imbriquent dans les papilles du derme. À la surface de la peau se situe le stratum corneum, sous-couche épaisse d'environ 10  $\mu\text{m}$  pour les peaux fines<sup>15,16</sup>, elle atteint des épaisseurs comprises entre 200 et 800  $\mu\text{m}$  sur le doigt<sup>17-19</sup>. Les cellules présentes dans le stratum corneum, appelées cornéocytes, sont régulièrement arrachées de la surface de la peau par un processus de desquamation spontanée, entraîné notamment par le frottement.

### 1.4. Les mécanorécepteurs

Lors de l'exploration tactile, les propriétés de la texture en contact, ainsi que les conditions de forces et de vitesse de déplacement du doigt, entraînent des forces de frottement, des déformations et des vibrations induites qui conduisent à une réponse sous formes d'impulsions électriques des récepteurs sensoriels spécifiques au toucher, appelés mécanorécepteurs. Ces informations sont alors transmises par influx nerveux jusqu'au cortex cérébral en tant que mécanisme primaire conduisant à la perception de la surface explorée. La densité de mécanorécepteurs est importante dans les peaux épaisses<sup>20</sup>, et augmente au niveau du bout des doigts. La main est ainsi parsemée de plus de 17000 mécanorécepteurs<sup>21</sup>, permettant de ressentir des textures éventuellement extrêmement fines<sup>22-24</sup>. Les mécanorécepteurs sont constitués d'afférences (fibres nerveuses) qui se terminent par des corpuscules aux propriétés spécifiques. Ces corpuscules peuvent être divisés en sous catégories en fonction de leur réponse à une indentation mécanique maintenue. Certains, à adaptation lente (*SA*), envoient des impulsions de manière continue tandis que d'autres, à adaptation rapide (*FA*) ne répondent qu'à l'application et au déchargement des sollicitations mécaniques. Quatre types de mécanorécepteurs ont été définis<sup>25-28</sup> en fonction des vitesses d'adaptation et des champs récepteurs de leurs afférences (Tableau 1.1). La position spatiale des mécanorécepteurs dans la peau est visible sur la Figure 1.4.

	Faible champ récepteurs	Large champ récepteurs
Adaptation lente	<i>SA I / f = 0-30 Hz</i> <i>Cellules de Merkel</i>	<i>SA II / f = 10-300 Hz</i> <i>Corpuscules de Ruffini</i>
Adaptation rapide	<i>FA I / f = 5-64 Hz</i> <i>Corpuscules de Meissner</i>	<i>FA II / f = 64-1000 Hz</i> <i>Corpuscules de Pacini</i>

Tableau 1.1 : Les quatre types d'afférences présentes dans la peau à l'origine de la perception tactile.

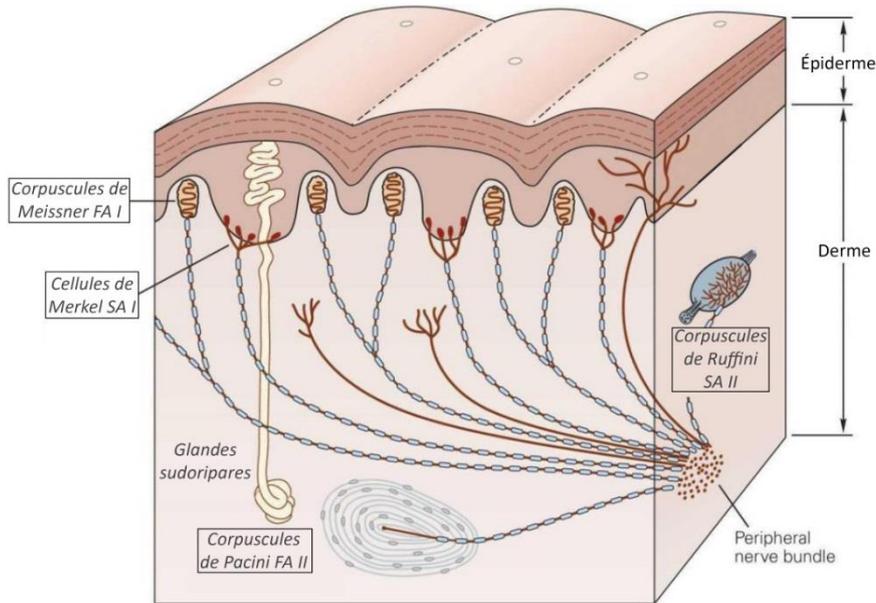


Figure 1.4 : Coupe de la peau permettant d'observer le positionnement des différents mécanorécepteurs.

- Les afférences de type **SA I** se terminent par des cellules de Merkel. Situées dans le stratum basal, elles ont un champ récepteur d'environ  $3 \text{ mm}^2$  et une résolution spatiale de  $0,5 \text{ mm}^2$  <sup>20,29</sup>. La densité de ces afférences est d'environ  $100/\text{cm}^2$  <sup>30</sup>. Elles donnent des informations sur la texture et la forme d'un objet avec une grande précision spatiale <sup>30,31</sup>, et sont très sensibles aux contours des motifs topographiques de la surface explorée <sup>32-34</sup>. Les impulsions électriques, provenant de la réponse de ces mécanorécepteurs à une indentation, sont reliées de manière linéaire à la profondeur de celle-ci pour un enfoncement d'au moins  $1,5 \text{ mm}$  <sup>29,35,36</sup>, et sont pratiquement invariables lorsque plusieurs indentations sont réalisées simultanément <sup>35</sup>. Ces afférences sont sensibles à des fréquences inférieures à  $30 \text{ Hz}$  <sup>37,38</sup>.

- Les afférences de type **SA II** aboutissent à des corpules de Ruffini. Situées dans le derme, elles sont très sensibles à l'étirement de la peau <sup>30,39</sup>, permettant ainsi la perception de la direction du glissement <sup>40</sup> et des forces déformant la peau <sup>41</sup>, ainsi que la perception de la position du corps <sup>30,42,43</sup>. La plage de fréquence à laquelle ces afférences sont sensibles n'est pas clairement établie. Selon certains auteurs, elles ne répondraient qu'à des stimuli dont la fréquence est inférieure à  $8 \text{ Hz}$  <sup>38</sup> alors que d'autres mesurent des impulsions de ces afférences pour des fréquences comprises entre  $10$  et  $300 \text{ Hz}$  <sup>37</sup>. Celles-ci auraient un rôle mineur pour la perception tactile <sup>44</sup>.

- Les afférences de type **FA I** se terminent par des corpules de Meissner. Ces corpules, situés dans le derme papillaire, sont très nombreux dans le doigt avec une densité de  $150/\text{cm}^2$  <sup>30</sup>. Avec un large champ récepteur de l'ordre de  $3$  à  $5 \text{ mm}^2$ , leur résolution spatiale est faible <sup>29</sup>. Ces afférences sont très sensibles aux déformations dynamiques et insensibles aux forces statiques <sup>29</sup>. Elles permettent la détection de l'initiation du glissement d'un objet sur la peau <sup>30,45</sup>, et sont sensibles à des fréquences entre  $5$  et  $64 \text{ Hz}$  <sup>37,38,45</sup> avec un optimum de réponse situé autour de  $30 \text{ Hz}$  <sup>38</sup>.

- Enfin, les afférences de type **FA II** desservent les corpules de Pacini. Situées profondément dans le derme, leur champ récepteur peut atteindre la main entière, impliquant une très faible résolution spatiale individuelle <sup>29</sup>. Le recouvrement de leur champ récepteur entraînerait cependant une excellente résolution spatiale <sup>46</sup>. On en compte environ  $350$  dans chaque doigt, et  $800$

dans la paume de la main<sup>30</sup>. La structure de ces corpuscules leur permet de filtrer les basses fréquences (< 64 Hz)<sup>37,47</sup>, et d'être très sensibles aux vibrations à haute fréquence, avec une activation optimale des afférences comprise entre 200 et 250 Hz<sup>30,38</sup> permettant de détecter un déplacement aussi faible que 10 nm à la surface de la peau<sup>47</sup>. La fréquence maximale à laquelle ces afférences sont sensibles varie entre 400 Hz et 1000 Hz en fonction des études<sup>45,48</sup>.

## **2. Propriétés physico-chimiques de la peau**

Bien que la peau agisse comme une barrière très efficace contre les agressions extérieures, elle n'en isole pas totalement l'organisme. La peau agit ainsi comme une membrane semi-perméable en permettant notamment le passage de l'eau par les phénomènes de sudation, grâce aux glandes sudoripares, et de perspiration, par la diffusion de l'humidité à travers la peau<sup>49,50</sup>. L'eau existe principalement sous deux états dans le stratum corneum : l'eau liée et l'eau non-liée. L'eau liée, en interaction avec les protéines et lipides du stratum corneum, constitue 20 à 30% du volume total aqueux présent dans cette couche de la peau<sup>51,52</sup>. La diffusion d'eau à travers la peau peut entraîner des pertes allant jusqu'à 120 ml par jour sur la surface totale de la peau d'un adulte ( $\approx 2 \text{ m}^2$ )<sup>53</sup>. Le dernier phénomène mettant en jeu la diffusion d'eau à travers la barrière cutanée est la transpiration constante de fines gouttelettes de sueur s'évaporant immédiatement<sup>54,55</sup>. Lorsque la peau est en contact prolongé avec une surface, un phénomène appelé *occlusion* a lieu, durant lequel de l'eau s'accumule dans le contact par la transpiration et la perspiration. Les sécrétions de sébum, de sueur et de sels minéraux, ainsi que le phénomène de desquamation des cornéocytes entraînent l'existence d'un film appelé *film hydrolipidique* à la surface de la peau. Ce film joue notamment un rôle dans la protection de l'organisme contre les variations d'humidité et contre les agressions microbiennes. La quantité de sébum sur une région du corps est généralement constante pour un individu<sup>56</sup>. Bien que la peau de la pulpe du doigt soit dépourvue de glandes sébacées, du sébum est retrouvé dans le film hydrolipidique qui s'y forme. Certains auteurs proposent que ce sébum soit originaire d'autres régions du corps, consécutivement au contact du doigt sur ces zones<sup>57,58</sup>. Le film hydrolipidique, d'une épaisseur estimée à quelques nm<sup>59</sup>, est principalement composé d'une phase aqueuse et d'une phase lipidique. Une composition précise du film hydrolipidique est proposée dans les reviews de Girod *et al.*<sup>60</sup> et de Cadd *et al.*<sup>61</sup>.

Les mesures des propriétés physico-chimiques de la peau dans la littérature consistent principalement à caractériser l'hydratation de celle-ci, mais des informations sur la quantité de lipides présents à la surface de la peau, ont également été fournies.

Menon *et al.*<sup>62</sup> ont montré la présence de micro-réservoirs d'eau distribués de façon irrégulière dans le stratum corneum. Ainsi, des variations importantes de l'hydratation de la peau en fonction de la profondeur de mesure ont été observées par spectroscopie photoacoustique<sup>63</sup> (Figure 1.5), à l'aide d'un microscope électronique<sup>64</sup>, ou encore avec un spectromètre infrarouge à transformée de Fourier en mode « Attenuated Total Reflectance » (*ATR-FTIR*) couplé à une méthode de « tape stripping » consistant à retirer successivement les couches de l'épiderme<sup>65</sup>. Ces grandes variations peuvent s'expliquer par les grandes différences de structures et de compositions des couches et sous-couches de la peau présentées précédemment. La profondeur de pénétration de l'analyse a ainsi une grande importance sur les informations recueillies.

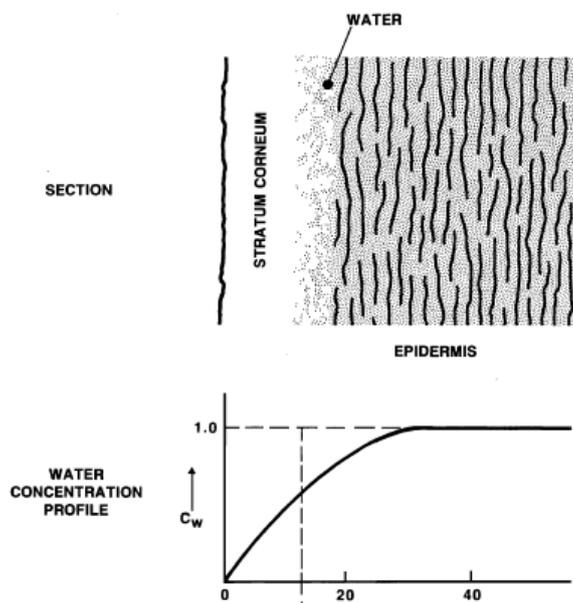


Figure 1.5 : D'après <sup>63</sup>. Profil de la concentration d'eau dans les couches externes de la peau *in vivo* obtenue par spectroscopie photoacoustique.

Afin d'obtenir des informations sur la physico-chimie de la peau, et surtout dans le cadre d'études pharmacologique ou cosmétique, l'énergie de surface de la peau a été caractérisée. Différentes études, résumées dans une review très récente <sup>66</sup>, ont montré que, malgré de larges variations des mesures obtenues sur différentes régions de la peau, ainsi que sur différents individus, la peau se comporte de manière générale comme une surface très hydrophobe. Dans cette même review, il est indiqué que de nombreux auteurs ont observé que la présence de lipides sur la peau rend celle-ci plus hydrophile.

L'influence du genre sur l'hydratation de l'épiderme n'est pas clairement établie. Si des hydratations plus faibles chez les femmes ont été observées <sup>67-69</sup>, d'autres études ont montré que les deux genres présentent des valeurs d'hydratation identiques sur tous les sites anatomiques étudiés <sup>70,71</sup>.

En mesurant l'hydratation de la peau de l'avant-bras à l'aide d'un Cornéomètre (cf § 2.1, chap. 1), il a été observé que l'hydratation de la couche cornée augmente lorsque l'humidité relative de l'environnement augmente (Figure 1.6) <sup>72</sup>. De manière similaire, il a été montré que l'hydratation de la couche cornée augmente avec la température lorsque celle-ci dépasse 22 °C, notamment à cause d'une augmentation de la sudation <sup>71</sup>. Ces résultats sont confirmés par d'autres études <sup>70,73,74</sup>.

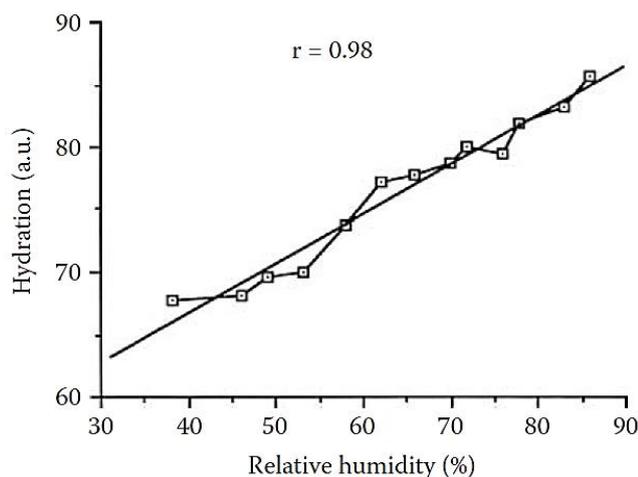


Figure 1.6 : Effet de l'humidité relative de l'atmosphère sur l'hydratation de la peau de l'avant-bras, mesurée par un Cornéomètre, tiré de <sup>72</sup>.

La physico-chimie de la peau humaine a été étudiée dans différents domaines de recherche afin de déterminer l'organisation moléculaire et la structure des lipides<sup>75-78</sup>, ainsi que la perméabilité du stratum corneum<sup>79</sup>. De nombreuses techniques peuvent être utilisées pour contrôler *in vivo*, *ex vivo* et *in vitro* la physico-chimie de la couche supérieure de la peau : diffraction des rayons X (XRD)<sup>80</sup>, diffraction des électrons<sup>81</sup>, calorimétrie différentielle à balayage (DSC)<sup>79,82,83</sup>, Tewamètre<sup>84,85</sup>, techniques photothermiques et photoacoustiques<sup>86</sup>, spectroscopie d'impédance<sup>85</sup>, résonance magnétique nucléaire (RMN)<sup>87</sup>, Cornéomètre<sup>88</sup>, microbalance à quartz (QCM)<sup>89</sup> ou encore spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier (FTIR)<sup>67</sup>. Dans ce manuscrit, les techniques du Cornéomètre, de la microbalance à quartz et du FTIR seront exposées.

## 2.1. Mesure de l'Indice d'Hydratation (IH)

Il a été montré par de nombreux auteurs que les propriétés électriques de la peau sont reliées à la teneur en eau de la couche cornée<sup>70,90-93</sup>. Plusieurs instruments commerciaux, se basant sur la mesure de l'impédance de la peau, existent. Certains mesurent la contribution de la conductibilité (Skicon, Dermalan, etc.), et d'autres celle de la capacitance (Cornéomètres, Moisturmeter, etc.)<sup>70,94-98</sup> sur l'impédance totale de la peau. Ces méthodes permettent une mesure *in vivo* et non invasive de l'hydratation, et sont très utilisées<sup>99-104</sup> notamment dans les domaines de la dermatologie, de la pharmacologie et des soins de la peau, car les variations d'hydratation observées peuvent témoigner de la présence de pathologies.

Les Cornéomètres (CM820 et CM825) de Courage-Khazaka (Köln, Allemagne) sont des appareils mesurant la capacitance de la peau afin d'obtenir une information qualitative de l'hydratation de la couche cornée, grâce à un paramètre qui sera appelé « Indice d'Hydratation » (IH) dans ce manuscrit. Ces appareils, très simples d'utilisation, permettent des mesures très rapides, de l'ordre de la seconde, fiables et répétables, à condition d'utiliser une procédure standardisée. Leur fonctionnement ainsi que leur fiabilité ont été résumés par Barel *et al.*<sup>72</sup>.

### 2.1.1. Principe du Cornéomètre :

L'impédance totale de la peau  $Z$ , lorsque celle-ci est soumise à un courant alternatif de fréquence  $f$ , dépend de la contribution de sa résistance  $R$  et de sa capacitance  $C$  selon l'Équation 1.1<sup>70,102</sup>.

$$Z = \sqrt{R^2 + 0,5\pi f C^2} \quad (\text{Équation 1.1})$$

La sonde de mesure du Cornéomètre se compose d'une grille d'électrode recouverte par un matériau vitrifié de faible constante diélectrique (Figure 1.7, pour le Cornéomètre CM820).

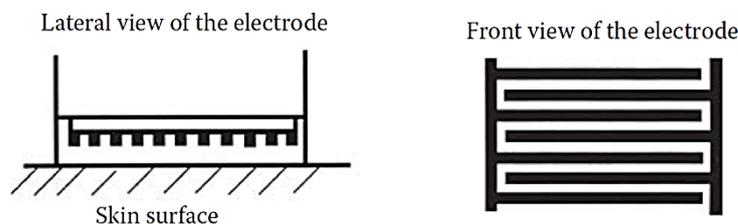


Figure 1.7 : D'après<sup>72</sup>. Schéma de la sonde de mesure du Cornéomètre CM820 PC. Vue latérale, et vue de face des électrodes. Celles-ci ne sont pas en contact direct avec la peau grâce au matériau vitrifié qui les recouvre.

La capacitance des électrodes étant constante, seule une variation de la capacitance de la couche cornée en contact avec la sonde influence l'impédance totale. La capacité totale du système est donc modifiée en fonction du degré d'hydratation de la peau, et principalement de la couche cornée. En effet, ces variations sont essentiellement fonction de la quantité d'eau présente car sa constante diélectrique (environ égale à 78 F/m) est très supérieure à celle des autres substances présentes dans la peau (souvent inférieure à 8 F/m). Les Cornéomètres donnent ainsi des valeurs de l'hydratation en unité arbitraire (u.a.), comprises entre 0 et 120, d'autant plus élevées que la peau est hydratée. Selon Barel *et al.*<sup>72</sup>, de nombreux auteurs indiquent que la mesure de capacitance est très sensible lorsque l'hydratation est faible, mais est moins sensible pour les hydratations très importantes (> 110 u.a.). Des mesures réalisées sur plusieurs régions du corps et avec une variété d'individus, ont montré que les Cornéomètres permettent de réaliser des mesures très reproductibles, avec des variations autour de 4 à 5 % quelle que soit l'hydratation de la peau. Des tests ont permis de montrer que la profondeur d'analyse de ces appareils est d'environ 10-20  $\mu\text{m}$ <sup>95,102</sup>.

### 2.1.2. Protocole de mesure

Le système de mesure (Figure 1.8) qui a été utilisé durant cette thèse est composé d'un Cornéomètre CM825, dont la sonde est appliquée sur le doigt sous une charge de 11,3 N à l'aide d'un bras articulé.

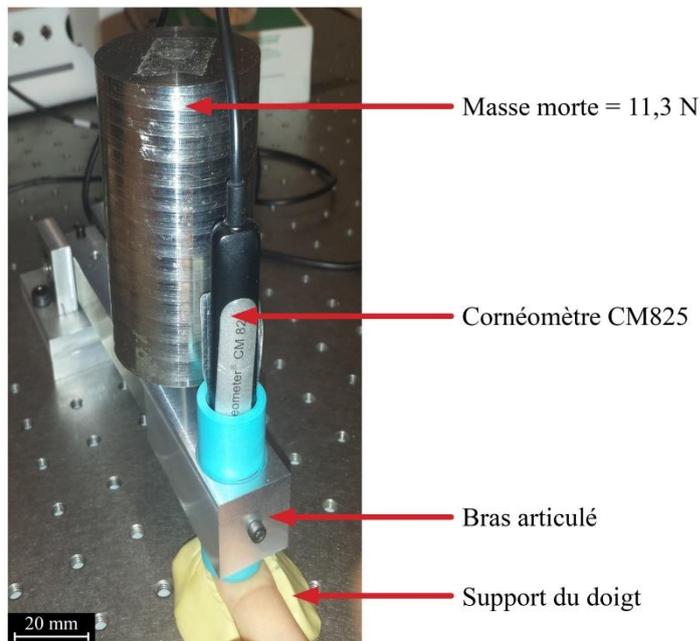


Figure 1.8 : Système de mesure de IH, composé d'un Cornéomètre CM 825 fixé sur un bras articulé. Une masse morte permet l'application de la même force d'un volontaire à l'autre.

Le doigt, pulpe vers le ciel et formant un angle de 15° par rapport à l'horizontale, est posé dans un support assurant la répétabilité de son positionnement. En effet, tandis que l'utilisation classique du Cornéomètre induit un contrôle très grossier de la force appliquée et du positionnement de la sonde, nos travaux ont mis en évidence l'importance de ces deux aspects (Annexe 1). Avant chaque essai, la sonde a été nettoyée avec un papier absorbant anti-rayure afin d'éliminer l'eau présente sur le capteur.

Deux valeurs ont été mesurées avec ce dispositif :

- L'indice d'hydratation sans occlusion,  $IH_S$ , qui correspond à la moyenne de dix mesures instantanées (durée de 1 seconde) espacées de 5 secondes.
- L'indice d'hydratation avec occlusion,  $IH_A$ , qui correspond à la moyenne des valeurs mesurées entre 100 et 120 secondes consécutivement à une application prolongée de la sonde sur le doigt (Figure 1.9).

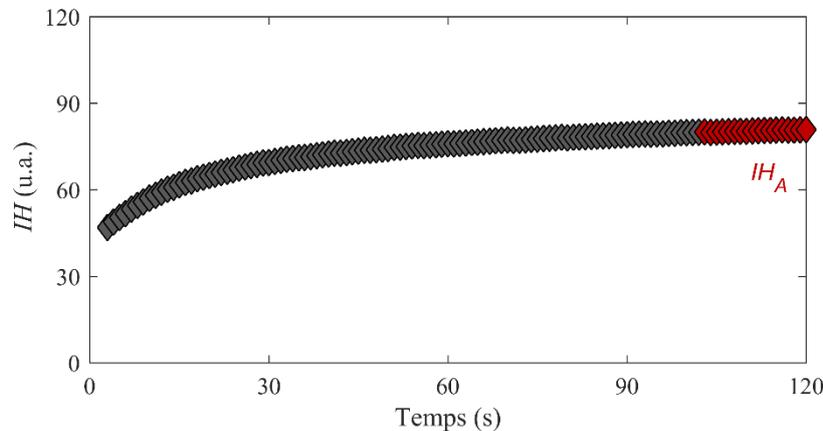


Figure 1.9 : Évolution de  $IH$  lors du maintien de la sonde d'un cornéomètre sur le doigt.

## 2.2. Spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier en mode ATR

La spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier, utilisée avec la technique de la Réflectance Totale Atténuée (*ATR-FTIR*), est une technique de caractérisation des matériaux permettant d'avoir accès à des informations qualitatives sur la nature des liaisons chimiques présentes et leurs conformations ; et quantitatives, l'intensité de l'absorption étant liée à la concentration des groupes chimiques présents (loi de Beer-Lambert). La profondeur de pénétration de l'analyse n'excède pas les  $3 \mu\text{m}$ <sup>78</sup>, et se limite à  $0,3 - 0,9 \mu\text{m}$  lorsque le choix du cristal et de l'angle d'incidence sont optimaux<sup>105</sup>, permettant ainsi de mesurer le film hydrolipidique ainsi que les premières couches du stratum corneum. Comaish<sup>106</sup> et Puttnam<sup>107</sup> font partie des premiers auteurs à avoir utilisé la spectroscopie infrarouge afin de réaliser des mesures *in vivo* sur le doigt. Depuis, plusieurs études ont notamment permis de prouver son utilité dans la détection de maladies ou de dommages des tissus de la peau<sup>108,109</sup>.

De nombreux auteurs ont également montré l'utilité de cette technique pour détecter l'humidité présente sur la peau. Un gradient d'hydratation dans le stratum corneum a ainsi été observé par prélèvements de celui-ci<sup>110</sup>, confirmant le résultat montré sur la Figure 1.5. Cet appareil a également été utilisé pour comparer la quantité d'eau dans le stratum corneum de différents individus<sup>65,67,111-113</sup>. Enfin, une augmentation de l'humidité dans le stratum corneum après plusieurs heures d'occlusion suivies d'un retour à l'hydratation normale après 30 à 45 minutes de repos a été montrée<sup>111,114</sup>.

De plus, la technique a également montré son intérêt dans la détection des lipides constitutifs des tissus humains. Ainsi, il a été montré que cette technique pouvait être utilisée *in vivo* pour caractériser grossièrement la composition lipidique et les conformations des molécules dans le stratum corneum et le sébum<sup>115</sup>. Bommanan *et al.*<sup>116</sup> ont montré que les lipides près de la surface

de la peau sont plus nombreux mais moins ordonnés. Enfin, certains auteurs dont Cornuault *et al.*<sup>67</sup> l'ont utilisé pour comparer qualitativement la quantité de lipides de plusieurs individus.

### 2.2.1. Principe de la spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier (FTIR)

Le principe de cette technique a été détaillé notamment par Rouessac *et al.*<sup>117</sup>, et Bertrand *et al.*<sup>118</sup>. Lors d'une analyse FTIR, l'échantillon est soumis à un rayonnement électromagnétique dont le nombre d'onde  $\nu \in [400 ; 4000] \text{ cm}^{-1}$  est modulé au cours du temps via un interféromètre de Michelson. Lorsque la fréquence du rayonnement incident coïncide avec celle d'un mode propre des liaisons chimiques du matériau étudié, la transmission de l'onde excitatrice correspondante est atténuée. La nature des liaisons, la masse des atomes concernés ainsi que l'environnement proche du groupe considéré influence la fréquence à laquelle est absorbé le rayonnement.

La Figure 1.10 donne le schéma du principe de fonctionnement de l'ATR-FTIR dans le cas d'une mesure sur un doigt. Avec cette technique, l'échantillon est placé sur un cristal IRE (Internal Reflexion Element) transparent aux rayonnements infrarouges, et dont l'indice de réfraction optique  $n_1$  est supérieur à celui de l'échantillon  $n_2$ , entraînant des réflexions internes totales du faisceau infrarouge lorsque l'angle d'incidence est supérieur à l'angle critique  $\theta_c = \sin^{-1}(n_2/n_1)$ .

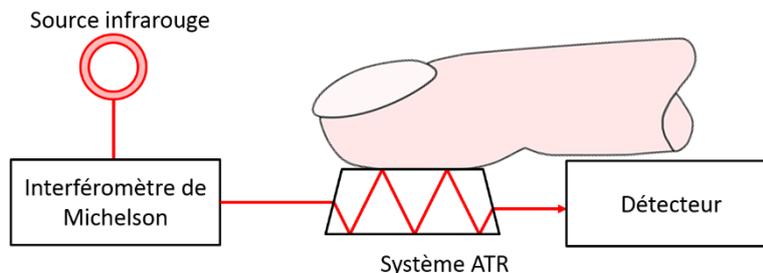


Figure 1.10 : Principe de l'analyse FTIR en mode ATR d'un doigt humain.

### 2.2.2. Protocole de mesure réalisé

Dans le cadre de cette thèse, un spectromètre Nicolet 8700 a été utilisé. Le cristal IRE est en sélénure de zinc (ZnSe) et présente une géométrie trapézoïdale avec des angles de  $45^\circ$  pour les faces d'entrée et de sortie du rayonnement infrarouge. L'angle d'incidence est donc légèrement supérieur à l'angle critique du cristal IRE, proche de  $38^\circ$  si on considère pour la peau :  $n_2 \approx 1,55$ <sup>119-121</sup>. La surface de contact doigt / IRE est de  $0,8 \text{ cm}^2$  et le rayonnement infrarouge est réfléchi à quatre reprises dans le cristal.

D'après la littérature, une force supérieure à 3 N permet d'éviter les modifications de la position des pics présents sur le spectre<sup>67</sup>. De plus, il a été montré que la profondeur de pénétration des radiations infrarouge dépend de la pression de contact entre l'échantillon et le cristal<sup>107,113</sup>. De ce fait, une force constante égale à 7,8 N a été appliquée sur le contact doigt / IRE lors des analyses (Annexe 2).

Avant chaque analyse, le cristal est nettoyé à l'éthanol. Après évaporation du solvant, une mesure de l'air ambiant est réalisée afin d'obtenir l'intensité  $I_0$  (sans échantillon) en fonction de  $\nu$ . Le volontaire place ensuite son doigt sur le cristal et la masse morte est appliquée sur son ongle de manière à mesurer l'intensité  $I_{éch}$  (avec échantillon). Le signal d'absorbance  $A$  (calculé avec l'Équation 1.2) en fonction de  $\nu$  constitue le spectre infrarouge primaire de l'échantillon. Chaque spectre est obtenu en

moyennant 16 spectres réalisés successivement chaque seconde avec une résolution de  $2 \text{ cm}^{-1}$ . Une durée d'analyse assez courte (16 s) a en effet été choisie afin de limiter le phénomène d'occlusion.

$$A = \log \frac{I_0}{I_{\text{éch}}} \quad (\text{Équation 1.2})$$

La profondeur de pénétration de l'analyse peut être estimée avec l'Équation 1.3<sup>84,113,115</sup> :

$$d_p = \left[ 2\pi\nu n_1 \sqrt{\sin^2 \theta - \left(\frac{n_2}{n_1}\right)^2} \right]^{-1} \quad (\text{Équation 1.3})$$

Avec :  $n_1$  et  $n_2$  les indices de réfraction du cristal et du doigt respectivement,  $\theta$  l'angle incident et  $\nu$  le nombre d'onde utilisé. Bien que  $n_1$  et  $n_2$  varient en fonction de  $\nu$ , la variation est faible et on les considèrera constants dans la plage de nombre d'onde considérée ultérieurement. Ainsi, la profondeur d'analyse est comprise entre  $0,6 \mu\text{m}$  (à  $3400 \text{ cm}^{-1}$ ) et  $1,1 \mu\text{m}$  (à  $1700 \text{ cm}^{-1}$ ).

### 2.2.3. État de l'art sur l'analyse du spectre infrarouge d'un doigt *in vivo*

La figure 1.11 montre un spectre typique obtenu lorsqu'une mesure est réalisée sur le doigt, ainsi que l'emplacement des liaisons chimiques principales observables sur le spectre. Ce type de spectre est très proche de ceux observés dans la littérature, que ce soit sur la peau ou sur d'autres tissus biologiques<sup>65,75,83,84,107,113,115,119,122,123</sup>.

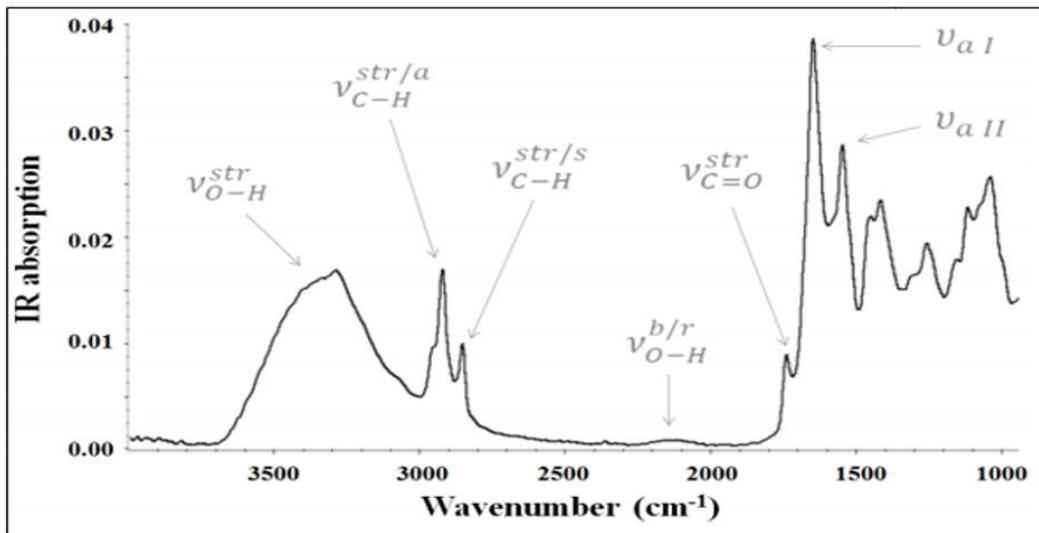


Figure 1.11 : Spectre typique obtenu sur un doigt humain et positionnement des fréquences associées aux vibrations des liaisons chimiques sur le spectre selon<sup>67</sup>.

Les spectres obtenus à partir de tissus biologiques tels que la peau sont composés de l'addition de nombreuses bandes spectrales qui se chevauchent et se superposent<sup>119,124</sup>. Dans sa review, Movasaghi *et al.*<sup>124</sup> donne une liste très complète des pics rencontrés dans les tissus biologiques. Les principales bandes d'absorption sont disponibles dans la liste ci-dessous, adaptée de l'article de Cornuault *et al.*<sup>67</sup>.

- Pic  $\nu_{O-H}^{str}$  (vers  $3300\text{ cm}^{-1}$ ) : vibrations d'élongation des liaisons O-H <sup>115</sup>.
- Pic  $\nu_{C-H}^{str/a}$  (vers  $2920\text{ cm}^{-1}$ ) : vibrations antisymétriques d'élongation des liaisons C-H <sup>77,78,84,125</sup>.
- Pic  $\nu_{C-H}^{str/s}$  (vers  $2850\text{ cm}^{-1}$ ) : vibrations symétriques d'élongation des liaisons C-H <sup>77,78,84,125</sup>.
- Pic  $\nu_{O-H}^{b/r}$  (vers  $2100\text{ cm}^{-1}$ ) : combinaison des vibrations de flexion et d'oscillation des liaisons O-H <sup>126</sup>.
- Pic  $\nu_{C=O}^{str}$  (vers  $1740\text{ cm}^{-1}$ ) : vibrations d'élongation des liaisons C=O <sup>76,84</sup>.
- Pic  $\nu_{aI}$ , classiquement appelée bande Amide I (vers  $1645\text{ cm}^{-1}$ ) : vibrations d'élongation des liaisons C=O et des liaisons hydrogènes avec le groupe COO <sup>107,127</sup>.
- Pic  $\nu_{aII}$ , classiquement appelée bande Amide II (vers  $1545\text{ cm}^{-1}$ ) : vibrations de flexion du groupe N-H et d'élongation du groupe C-N <sup>107,127</sup>.

Des pics d'absorbance autour de  $1710\text{ cm}^{-1}$  et  $1740\text{ cm}^{-1}$  ont également été observés dans le cas de mesures réalisées sur des zones riches en sébum <sup>113</sup>. Le premier pic est probablement dû à l'élongation du groupe C=O des acides gras libres et le second a été attribué à la présence de lipides sous forme d'esters. Le sébum étant présent en très faible quantité sur le doigt, ces deux pics ont tendance à disparaître sur les spectres acquis <sup>115,128</sup>. L'exploitation d'un spectre n'est pas aisée et on trouve dans la littérature de nombreux critères d'interprétation afin de caractériser la composition et l'organisation physico-chimique de l'extrême surface du stratum corneum. Ainsi, la mesure comprend à la fois les lipides de surface de la peau, le sébum (essentiellement acides gras libres et glycérides mais aussi esters, cholestérols, squalènes, céramides...) <sup>86,115</sup>, l'eau liée et non-liée <sup>121,129</sup> autour et dans les cornéocytes de surface <sup>130</sup>.

### **Caractérisation de l'eau :**

L'eau présente à la surface de la peau est principalement mesurée par les trois paramètres ci-dessous dans la littérature.

- **Facteur d'humidité** : ce facteur est calculé à partir du ratio d'intensité des pics  $\nu_{aI}$  sur  $\nu_{aII}$  <sup>110,111,131,132</sup> en se basant sur le fait que la bande Amide I est due à des protéines et à l'eau <sup>113</sup>, et la bande Amide II, presque uniquement à des protéines. Cependant, ce paramètre est difficile à interpréter car certaines substances régulièrement appliquées sur la peau absorbent également dans cette bande fréquentielle <sup>114,120,133</sup>. De plus, même si la bande Amide II est principalement due aux protéines, l'eau influence en réalité également ce pic en raison de l'existence concomitante de liaisons hydrogènes dans les protéines.

- **L'intensité intégrée de la bande  $\nu_{O-H}^{str}$**  : de grandes variations de cette valeur ont été observées entre les individus, et ont été attribuées à des différences d'hydratation engendrées par une perspiration plus ou moins prononcée <sup>112</sup>. Dernièrement, une relation linéaire entre la conductivité de la peau (proportionnelle à la quantité de molécules d'eau sur la peau <sup>86</sup>) et l'intensité de ce pic a été observée <sup>113</sup>. Cependant, l'existence dans la même zone d'une vibration d'élongation de la liaison N-H (largement rencontrée dans les céramides présentes dans le stratum corneum) <sup>65,112</sup>, ainsi que la présence de cholestérol dans le stratum corneum, présentant également une liaison O-H <sup>122</sup>, rendent discutable l'utilisation de ce paramètre pour quantifier la présence d'eau dans le contact.

- **L'intensité intégrée de la bande  $\nu_{O-H}^{b/r}$**  : prise entre  $1900\text{ cm}^{-1}$  et  $2300\text{ cm}^{-1}$ , il a été montré que cette intensité, bien que très faible, est directement reliée à la quantité d'eau dans le

contact<sup>114,134</sup>. En effet, la plupart des substances appliquées sur la peau, ainsi que le stratum corneum n'absorbent pas dans cette zone. Ce paramètre a été défini comme un index descripteur de la quantité d'eau et noté  $D_w$  (en unité arbitraire u.a.)<sup>67</sup>. En comparant l'intensité intégrée (aire du pic entre la courbe et la ligne de base) de ce pic avec des mesures gravimétriques sur du stratum corneum *in vitro*, il a été montré que ces 2 mesures étaient proportionnelles tant que la concentration en eau est inférieure à 0,2 g/g<sup>120</sup>.

### Caractérisation des lipides :

Lors d'une analyse FTIR, on mesure à la fois les lipides intercellulaires et les lipides de surfaces<sup>78</sup>. D'après certains auteurs, le taux d'espèces lipidiques adsorbées est directement proportionnel à l'intensité intégrée des bandes  $\nu_{C-H}^{str/a}$  ou  $\nu_{C-H}^{str/s}$ <sup>75,78,113,135</sup>. Néanmoins, cette relation de proportionnalité n'a de sens que d'un point de vue différentiel, lorsque des spectres sont réalisés sur la même zone d'une même peau après desquamation<sup>115</sup>, application d'un solvant, etc. Afin de comparer des peaux différentes, il convient alors de calculer le ratio  $D_{L/W} = \nu_{C-H}^{str/a} / \nu_{O-H}^{str}$  qui traduit la proportion lipides/eau du stratum corneum<sup>67,113</sup>. Le ratio entre la bande à 1710  $cm^{-1}$  et  $\nu_{C=O}^{str}$  présente également l'intérêt de quantifier le rapport des acides gras libres sur la totalité des lipides du stratum corneum<sup>113,115</sup>, mais, comme cela a été indiqué précédemment, ces pics sont rarement visibles sur le doigt.

#### 2.2.4. Méthodologie de post-traitement retenue

Les paramètres calculés dans ce manuscrit pour caractériser la physico-chimie de la surface du doigt sont définis sur la Figure 1.12 à partir d'un spectre infrarouge représenté à l'état brut.

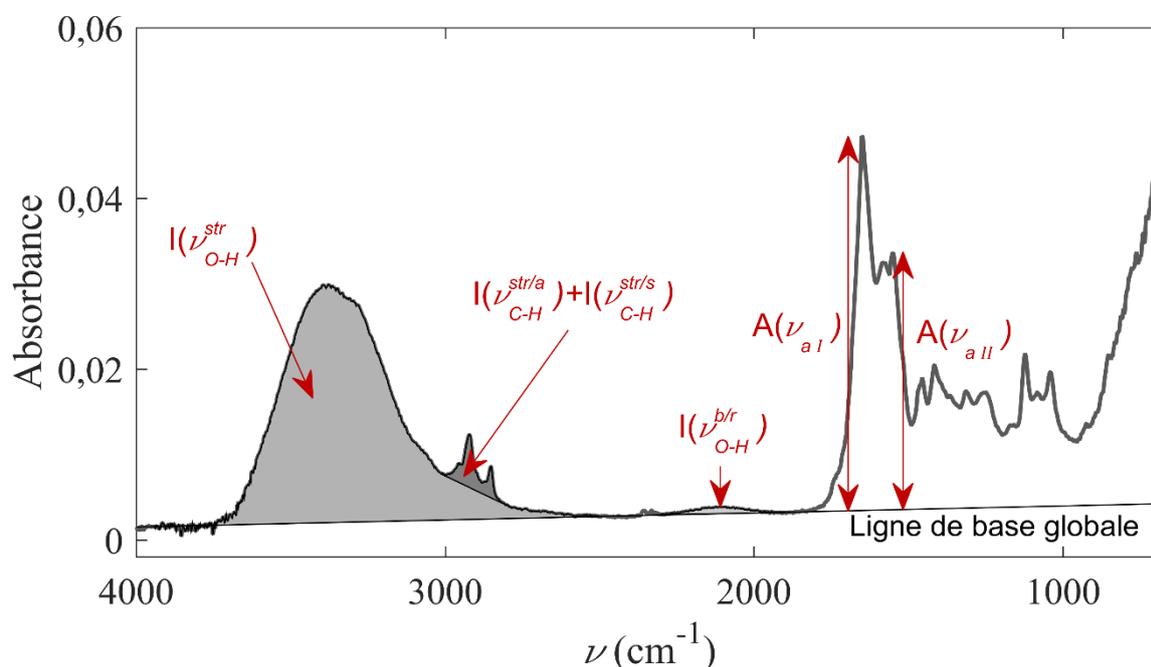


Figure 1.12 : Paramètres mesurés à partir d'un spectre brut obtenu par ATR-FTIR dans le cadre de cette thèse.

À partir de ce spectre, les paramètres ont été calculés soit entre le spectre et la ligne de base globale (prise entre 1875  $cm^{-1}$  et 3940  $cm^{-1}$ ), soit entre le spectre et une ligne de base locale. Ainsi, les aires

$I(\nu_{O-H}^{str})$  et  $I(\nu_{O-H}^{b/r})$ , ainsi que les hauteurs  $A(\nu_{aI})$  et  $A(\nu_{aII})$  ont été calculées à partir de la ligne de base globale alors que les aires  $I(\nu_{C-H}^{str/a})$  et  $I(\nu_{C-H}^{str/s})$  l'ont été à partir d'une ligne de base locale (entre 2785  $\text{cm}^{-1}$  et 3000  $\text{cm}^{-1}$ ). Les aires  $I(\nu_{O-H}^{str})$ ,  $I(\nu_{O-H}^{b/r})$ ,  $I(\nu_{C-H}^{str/a})$  et  $I(\nu_{C-H}^{str/s})$  ont été respectivement calculées dans les intervalles [2500 ; 3940], [1900 ; 2300], [2880 ; 3000] et [2785 ; 2880]  $\text{cm}^{-1}$ .

Finalement, cinq descripteurs sont calculés avec l'ATR-FTIR pour caractériser les propriétés physico-chimiques du doigt :

L'intensité intégrée de la bande $\nu_{O-H}^{str}$ :	$I(\nu_{O-H}^{str})$	
L'index descripteur de la quantité d'eau :	$D_W$	$= I(\nu_{O-H}^{b/r})$
L'index descripteur du ratio lipides/eau :	$D_{L/W}$	$= I(\nu_{C-H}^{str/a})/I(\nu_{O-H}^{str})$
Le facteur d'humidité :	$F_H$	$= A(\nu_{aI})/A(\nu_{aII})$
L'index descripteur de la quantité de lipides :	$D_L$	$= I(\nu_{C-H}^{str/a}) + I(\nu_{C-H}^{str/s})$

### 2.3. Caractérisation de la masse d'une empreinte digitale

Lorsque le doigt entre en contact avec une surface plane, le film hydrolipidique est déposé sur celle-ci et forme l'empreinte digitale. La masse de ce film, nommée  $m_{film}$ , a été déterminée à l'aide d'une microbalance à quartz (QCM). Il s'agit d'un dispositif acoustique permettant la mesure précise d'une masse en se basant sur la relation linéaire entre la masse du cristal et sa fréquence de résonance<sup>136</sup>. Dans la review de Becker *et al.*<sup>137</sup>, les auteurs indiquent que cette technique a été utilisée en biophysique pour étudier des protéines, des cellules, l'homéostasie, des films lipidiques, des virus, des bactéries, etc. Concernant l'étude des films lipidiques, le QCM peut être utilisé pour mesurer leur module de cisaillement, leur viscoélasticité, et des phénomènes d'adsorption et de désorption se produisant dans le film. Cette technique a par ailleurs été utilisée pour étudier la perméabilité et les interactions avec l'environnement d'un matériau reproduisant la membrane lipidique du stratum corneum<sup>138,139</sup>. Enfin, la technique a également été utilisée pour étudier la composition en eau du film hydrolipidique<sup>89</sup>.

Jusqu'à récemment, il était considéré que l'eau représentait plus de 90 % de la masse de l'empreinte<sup>140,141</sup>, en se basant notamment sur le fait que la sueur relâchée par les glandes sudoripares est composée à 98 % d'eau. Cependant, des mesures réalisées par QCM, en déposant des empreintes préalablement enrichies en sueur et sébum, tendent à montrer que cette valeur est largement surestimée<sup>142,143</sup>. En effet, une perte de masse des empreintes ne dépassant pas les 25 %, attribuée à l'évaporation de l'eau, a été mesurée sur une période de 5 semaines<sup>60</sup>. De plus, une partie de l'eau contenue dans la sueur est naturellement absorbée par le stratum corneum. Dans une très récente étude, effectuée sur 21 empreintes, Keisar *et al.*<sup>89</sup> ont montré que 20 à 60 % de la masse de l'empreinte était perdue par évaporation de l'eau dans 86 % des cas. Il a été observé par les mêmes auteurs que la stabilisation de la masse de l'empreinte se produit très rapidement (quelques minutes à 37°C) et que la masse des empreintes déposées était comprise entre 2 et 9  $\mu\text{g}$ . Ces résultats ont été obtenus en multipliant par 10 la masse mesurée sur le quartz (aire = 0,2  $\text{cm}^2$ ) pour estimer la masse moyenne d'une empreinte totale.

### 2.3.1. Principe de mesure

Après déposition d'un film moléculaire sur le quartz, la différence de fréquence  $\Delta f$  avec la fréquence de résonance  $f_0$  est enregistrée au cours du temps <sup>144</sup>. La conversion de la fréquence en masse s'effectue ensuite en utilisant la forme simplifiée de l'équation de Sauerbrey (Équation 1.4) <sup>136</sup>, qui est principalement utilisée dans la mesure de films minces rigides sous air <sup>145</sup>. Dans cette expression,  $m_{film}$  est la masse du film sur le quartz,  $A$  l'aire du cristal,  $\rho_q$  la densité du quartz et  $\mu_q$  le module de cisaillement du quartz.

$$m_{film} = -\frac{A\sqrt{\rho_q\mu_q}}{2f_0^2}\Delta f \quad (\text{Équation 1.4})$$

### 2.3.2. Protocole de mesure retenu

L'empreinte digitale d'un individu a été déposée directement sur le quartz de manière identique à ce qui a déjà été réalisé dans la littérature <sup>89,142</sup>. Il a été demandé au volontaire d'appliquer le doigt sur le cristal en appuyant avec une force d'environ 0,4 N selon une gestuelle illustrée au préalable par l'expérimentateur. L'acquisition de  $\Delta f$  a été lancée avant le dépôt de l'empreinte, puis poursuivie pendant une minute après que l'individu ait déposé son empreinte. La Figure 1.13 présente l'allure typique du signal mesuré. Une fois que le volontaire retire son doigt, la différence de fréquence dépend de la masse de l'empreinte déposée. On observe alors que celle-ci augmente rapidement jusqu'à ce qu'elle se stabilise. La valeur mesurée dans notre étude est la valeur moyenne  $\overline{\Delta f}$  de la différence de fréquence entre 30 et 45 secondes après le dépôt de l'empreinte. La masse de film  $m_{film}$  déposée par chaque volontaire est ensuite calculée grâce à l'Équation 1.4. Le quartz utilisé est un cristal (*AT-cut* par *Inficon*) de 25,4 mm de diamètre et 333  $\mu\text{m}$  d'épaisseur, recouvert d'une électrode en or non polie d'un diamètre de 12,7 mm. Sa fréquence de résonance est  $f_0 = 5$  MHz. La densité du quartz  $\rho_q = 2,648$   $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$ , son module de cisaillement  $\mu_q = 2947$  GPa et l'aire du cristal  $A = 3,99$   $\text{cm}^2$  sont également connus pour exploiter l'Équation 1.4.

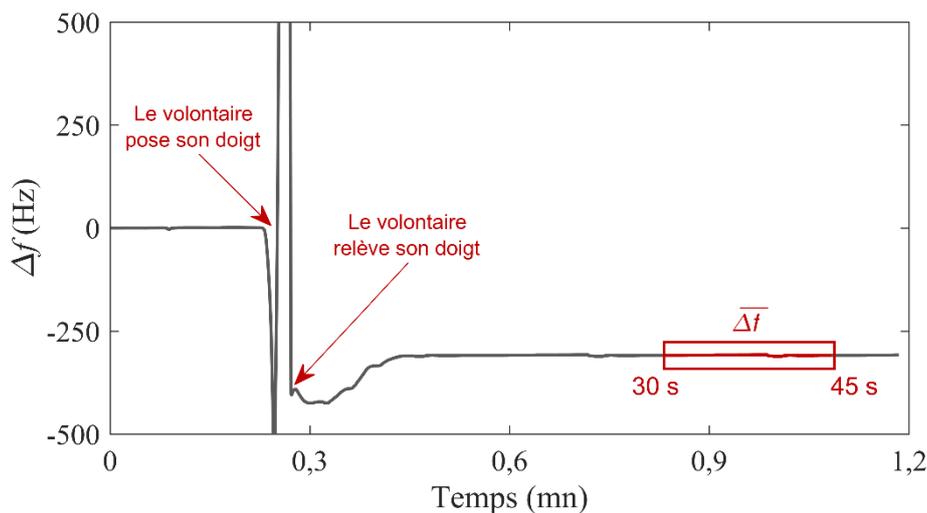


Figure 1.13 : Exemple de courbe obtenue lors de la dépose d'une empreinte digitale sur un dispositif QCM. Une diminution de la fréquence de 310 Hz correspond ici à une masse de film ajoutée de 28  $\mu\text{g}$ .

### **3. Propriétés topographiques et morphologiques du doigt**

La surface de la peau du doigt est constituée d'une succession de créneaux, appelés dermatoglyphes, (Figure 1.2 b)), formant les empreintes digitales. La période spatiale de ces dermatoglyphes est d'environ 400-500  $\mu\text{m}$ <sup>67,146</sup> et ne semble pas être affectée par le genre<sup>67</sup>. Il a été observé dans la littérature que leur largeur est d'environ 200-400  $\mu\text{m}$ , que leur hauteur moyenne varie de 25 à 150  $\mu\text{m}$  d'un individu à l'autre<sup>67,146-148</sup>, tandis que la largeur des sillons inter-dermatoglyphes est de 120-150  $\mu\text{m}$ <sup>58,149</sup>. Le paramètre de rugosité  $R_a$  de l'index est ainsi environ égal à 20  $\mu\text{m}$ <sup>149-151</sup>. Néanmoins, lorsque l'hydratation de la peau augmente, le gonflement des dermatoglyphes entraîne une diminution de la rugosité de la peau<sup>152,153</sup>. On notera également que les canaux des glandes sudoripares, présents avec une densité de 150 à 350  $\text{cm}^{-2}$  sous la peau du doigt, débouchent le long de la surface des dermatoglyphes sous forme de petits orifices de 5 à 20  $\mu\text{m}$  de diamètre<sup>154,155</sup>.

Dans ce manuscrit, la complexité morphologique et topographique du doigt humain a été caractérisée au travers de 4 paramètres géométriques :

- $R_1$  et  $R_2$  : les rayons de courbures principaux du doigt.
- $\lambda_{\text{dermato}}$  : la distance inter-dermatoglyphes moyenne.
- $H_{\text{dermato}}$  : la hauteur moyenne des dermatoglyphes.

Ces paramètres géométriques ont été déterminés via l'exploitation et l'analyse d'une réplique de l'index droit et d'une empreinte à l'encre laissée par ce dernier. Les paragraphes suivants définissent les protocoles qui ont été utilisés.

#### **3.1. Détermination des rayons de courbures principaux du doigt**

La mesure des deux rayons de courbure principaux du doigt a été réalisée en analysant une réplique en polyuréthane du doigt fabriquée en trois étapes (Figure 1.14) :

- **Première étape** : une pâte bi-composants (*coltène president putty n°4617*) est obtenue par mélange jusqu'à former un corps malléable homogène. Le volontaire maintient son doigt dans la pâte pendant 2 minutes, temps nécessaire à sa polymérisation. Un support sous le poignet aide le volontaire à maintenir sa position, le doigt tendu, avec un angle de 15-20° avec l'horizontale. Cette première étape permet d'obtenir le support de moulage.

- **Seconde étape** : le moule du doigt est réalisé avec un silicone bi-composants (*coltène president n°6002*) mélangé automatiquement par un embout spécifique. Après que le silicone ait été déposé dans le support de moulage, le volontaire y appose son doigt en réalisant de légers mouvements afin de retirer les bulles d'air piégées à l'interface silicone / doigt. Il maintient ensuite la position décrite dans la première étape pendant 2 minutes afin que le silicone réticule.

- **Troisième étape** : la réplique du doigt est réalisée en résine polyuréthane. Il s'agit d'un mélange bi-composant (*Rencast FC52*) contenant à part égale deux précurseurs. Une fois le mélange réalisé, la résine est versée dans le moule, puis placée dans une cuve sous une pression de 1 bar, pour chasser les bulles d'air. Un maintien pendant 2 h permet d'assurer la réticulation totale de la résine.

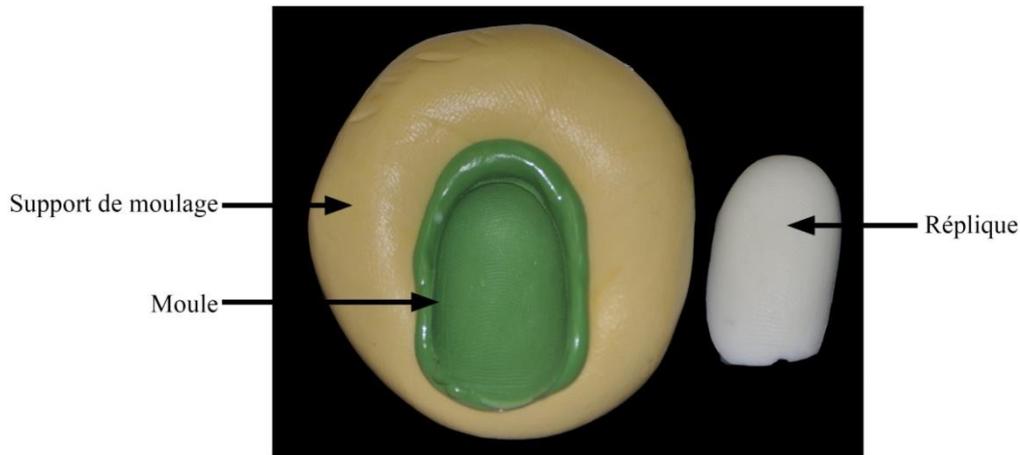


Figure 1.14 : Moule et réplique obtenus par cette méthode de fabrication. La pâte jaune permet d'obtenir le support de moulage, tandis que le silicone vert permet de réaliser le moule du doigt.

Les rayons de courbure principaux du doigt  $R_1$  et  $R_2$  sont définis comme étant les rayons de courbures au centre de la zone du contact doigt / surface (Figure 1.15). Pour obtenir ces rayons, deux profils perpendiculaires du doigt sont obtenus avec un microscope à focale variable (Alicona) (Figure 1.16). La mesure des rayons de courbure est ensuite effectuée sur un logiciel de topographie (GWYDDION).

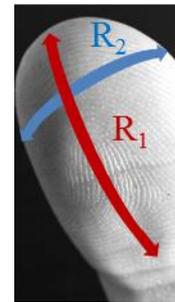


Figure 1.15 : Définition des rayons du doigt.

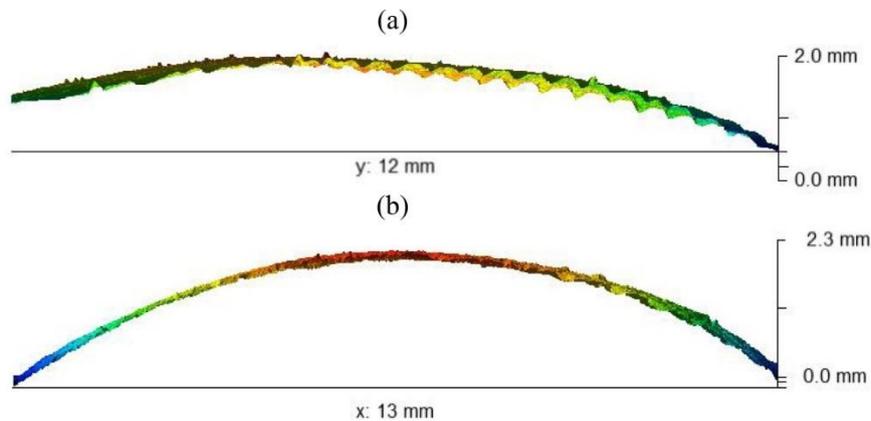


Figure 1.16 : Profils obtenus à l'aide d'un microscope optique à focale variable (Alicona) utilisés pour la détermination des rayons de courbure principaux du doigt  $R_1$  (a) ;  $R_2$  (b).

À partir de ces deux rayons, la morphologie locale du doigt a été caractérisée par la moyenne géométrique, calculée avec l'Équation 1.5, afin d'obtenir le rayon équivalent du doigt  $R_{gm}$ . En calculant ce paramètre, le rayon équivalent moyen du doigt est d'environ 15 mm<sup>67,146,156</sup>, avec une forte dépendance de l'orientation du doigt, et donc de l'angle entre le doigt et l'horizontale, sur les rayons de courbure. Plus l'angle est faible, plus le rayon est grand<sup>146</sup>.

$$R_{gm} = \sqrt{R_1 \times R_2} \quad (\text{Équation 1.5})$$

### 3.2. Caractérisation de la hauteur moyenne des dermatoglyphes

La mesure de la hauteur des dermatoglyphes a été réalisée à partir des répliques en polyuréthane (cf § 3.1, chap. 1) à l'aide d'un microscope optique à focale variable (*Alicona*) avec une résolution latérale de 2  $\mu\text{m}$ , et verticale de 500 nm. L'analyse est réalisée sur plusieurs dermatoglyphes (environ 7) situés dans la zone de contact doigt / surface. Sur la Figure 1.17, on observe une représentation 3D du doigt dont la courbure a été corrigée par un polynôme de degré 3. On peut y observer les petits orifices d'où débouchent les glandes sudoripares. En réalisant plusieurs profils sur cette image, on calcule la hauteur moyenne des dermatoglyphes  $H_{dermato}$  à partir de 40 mesures.

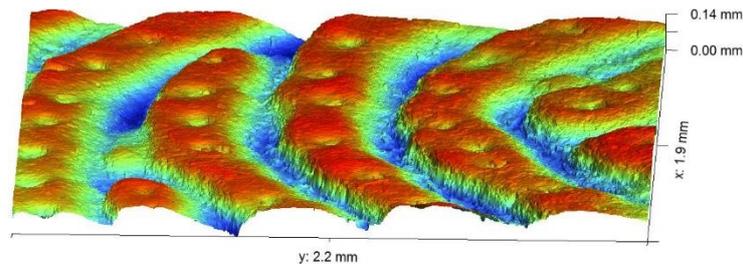


Figure 1.17 : Représentation 3D des dermatoglyphes obtenue avec un microscope numérique confocal après correction de la courbure du doigt par un polynôme de degré 3.

### 3.3. Caractérisation de l'espacement inter-dermatoglyphes

L'espacement inter-dermatoglyphes moyen  $\lambda_{dermato}$  a été déterminé à partir d'une empreinte digitale de l'index droit des volontaires appliquée sur une feuille de papier calque de 4  $\times$  3 mm<sup>2</sup> avec un tampon encreur classique. Lors de la réalisation de l'empreinte, le doigt du volontaire est placé de manière à former un angle de 15 à 20° avec l'horizontale. L'empreinte a ensuite été scannée à l'aide d'un microscope numérique confocal (*Keyence VH-ZST*) avec une résolution de 21  $\mu\text{m}^2$  (Figure 1.18 (a)). L'image ainsi obtenue a été transformée à l'aide d'un logiciel de traitement d'image (ImageJ) par seuillage des niveaux de gris des dermatoglyphes puis binarisation de l'image (Figure 1.18 (b)). Finalement, les lignes centrales des dermatoglyphes sont obtenues par squelettisation des dermatoglyphes binarisés (Figure 1.18 (c)).

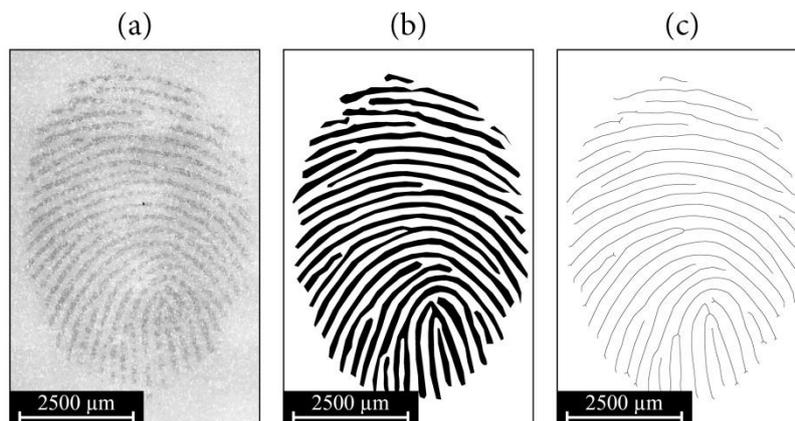


Figure 1.18 : Étapes du traitement d'image permettant d'obtenir le squelette de l'empreinte digitale. Empreinte réalisée avec l'index droit du volontaire (a) ; image obtenue après un seuillage des niveaux de gris des dermatoglyphes suivie d'une binarisation de l'image (b) ; squelette de l'empreinte digitale (c).

À partir d'un profil récupéré pour chaque colonne de pixels (Figure 1.19 (a)), la distance entre chaque paire de dermatoglyphes successifs a été calculée (Figure 1.19 (b)).

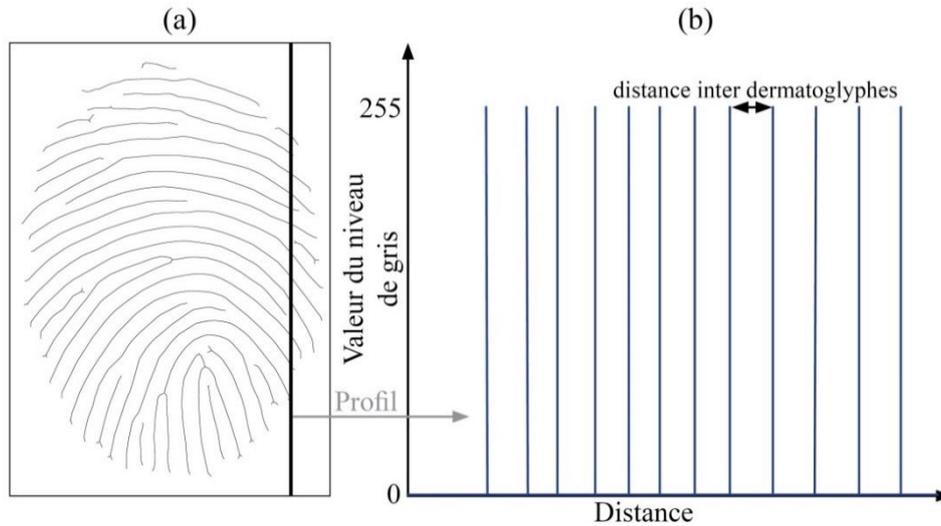


Figure 1.19 : Squelette de l'empreinte digitale avec visualisation de la colonne de pixel choisie (a) ; profil type obtenu sur la colonne de pixel (b).

La distribution des distances inter-dermatoglyphes peut alors être calculée pour obtenir la courbe grise sur la Figure 1.20. Après avoir appliqué un lissage avec un filtre gaussien (courbe rouge), la distance inter-dermatoglyphes  $\lambda_{dermato}$  a été définie comme étant le maximum de la courbe de lissage de la distribution (ligne bleue).

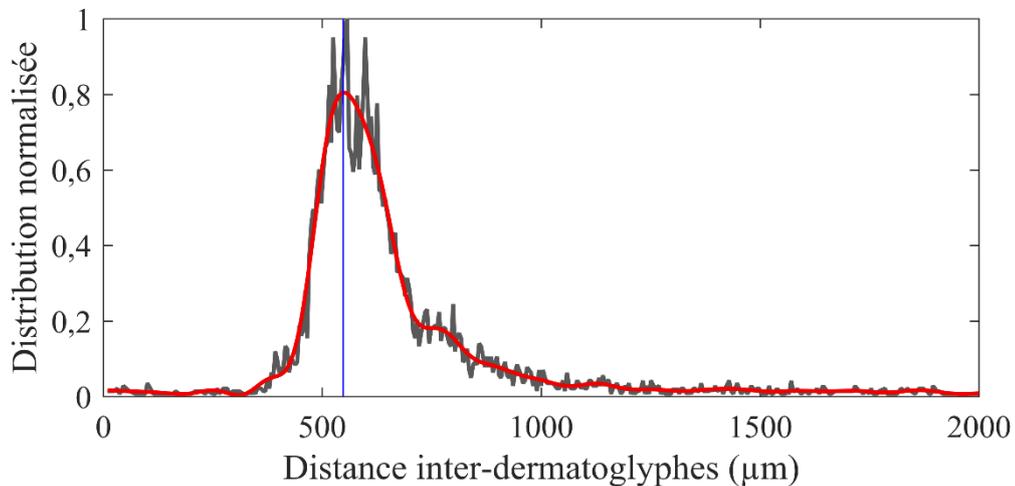


Figure 1.20 : Distribution normalisée des distances inter-dermatoglyphes. La courbe grise correspond aux résultats bruts du calcul de la distribution. La courbe rouge correspond au lissage de la distribution en appliquant un filtre gaussien. La ligne bleue correspond à la valeur maximale de la distribution lissée permettant d'obtenir  $\lambda_{dermato}$ .

## 4. Propriétés mécaniques de la peau

### 4.1. Variabilité dans la détermination des propriétés mécaniques de la peau

La peau est un matériau dont les propriétés mécaniques sont proches de celle du caoutchouc<sup>157,158</sup>. Elle a un comportement viscoélastique non linéaire<sup>159-162</sup> et fortement anisotrope. Le comportement mécanique varie également de manière importante d'une couche de la peau à une autre, avec un module d'Young plus élevé pour le stratum corneum que pour le derme. Les couches proches de la surface sont peu influencées par la température<sup>73</sup> mais fortement par l'humidité<sup>163-165</sup>. En effet, l'hydratation a un fort impact sur les propriétés mécaniques de la peau en réduisant son module d'élasticité<sup>64,74,173,156,166-172</sup>. Ce phénomène serait dû à un phénomène dit de plastification du stratum corneum<sup>168</sup>.

Le comportement mécanique des différentes couches de la peau a été étudié *in vitro*, notamment par traction<sup>159,160</sup>. Les méthodes *in vitro* présentent l'avantage de maîtriser les conditions d'essai et la nature des échantillons issus de la peau<sup>174-176</sup>. Cependant, en tant que matériau vivant, le prélèvement des échantillons induit nécessairement une modification du comportement mécanique de la peau<sup>177,178</sup>. *In vivo*, le comportement mécanique de la peau a été étudié par indentation<sup>67,179</sup>, par succion<sup>179-181</sup>, par torsion<sup>182,183</sup>, par extension uni-axiale<sup>184,185</sup>, par propagation d'ondes acoustiques<sup>186</sup> ou encore par Ballistométrie<sup>187</sup>. Ces techniques ont été décrites dans un ouvrage d'Agache<sup>188</sup>. La technique de l'indentation permet de mesurer les propriétés dans la direction normale à la peau sans lui imposer de précontraintes<sup>189,190</sup>. Cette méthode a été utilisée avec différents poinçons rigides<sup>191-193</sup>, ou encore en indentant le doigt sur une surface plane rigide<sup>67</sup>. La peau humaine peut être considérée comme un matériau principalement élastique lorsque les indentations sont réalisées jusqu'à une force de 20 mN<sup>194-196</sup>, ou jusqu'à une déformation de 1 mm de la peau<sup>197</sup>. Ainsi, lors de l'utilisation de cette technique avec de faibles déformations, la théorie de Hertz a été appliquée pour estimer le module d'Young effectif de la peau<sup>67,193</sup>.

À l'aide de ces méthodes, des valeurs très différentes du module d'élasticité ont été obtenues dans la littérature, en fonction des individus, des régions du corps observées, ou des couches de la peau considérées. La figure 1.21 montre les grandes variations de module d'Young rencontrées dans la littérature en fonction des sites et techniques de mesure adoptées<sup>198</sup>. Ainsi, le module d'Young varie de 420 à 850 kPa pour des tests de torsion<sup>183</sup>, de 4 à 20 MPa pour des tests d'extension<sup>199</sup>, autour de 10 kPa sur l'avant-bras en indentation<sup>189,191,193</sup> et de 50 à 150 kPa pour des tests de succion<sup>200,201</sup>. Sur le doigt, les auteurs fournissent des valeurs comprises entre 20 et 300 kPa<sup>169</sup> avec des valeurs moyennes proches de 50 kPa<sup>67,161,202,203</sup>. La résistance au cisaillement interfacial est inférieure à 1.2 MPa sur le doigt<sup>173</sup>. Un module d'Young plus faible a été observé chez les hommes<sup>67,203</sup>. L'influence de l'âge sur le module d'Young n'est pas tout à fait claire car si une augmentation a parfois été observée<sup>203,204</sup>, d'autres auteurs n'observent aucune influence de ce paramètre<sup>58,180</sup>.

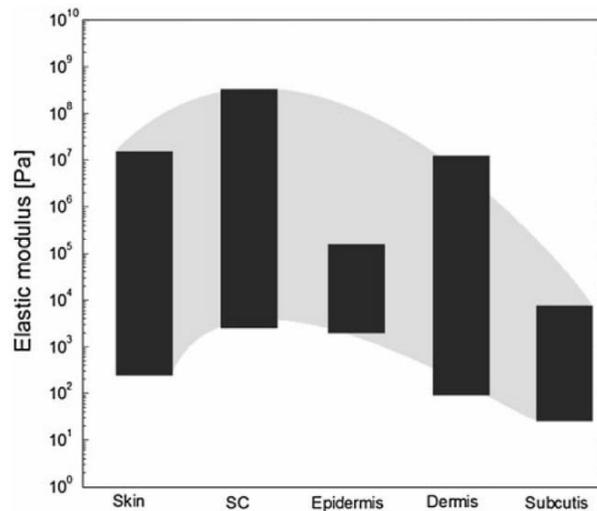


Figure 1.21 : Évolution du module d'Young en fonction des couches de la peau d'après <sup>198</sup>.

## 4.2. Détermination des propriétés élastiques du doigt

Dans cette étude, le module d'élasticité du doigt  $E_{doigt}$  ainsi que l'aire de contact sous une charge normale de 0,4 N  $A_{0,4}$  ont été déterminés par indentation du doigt avec une prise des empreintes digitales. Cette technique se base sur l'étude de l'évolution de l'aire apparente de contact en fonction de la force d'appui. Cette évolution a été analysée par diverses techniques : optique <sup>205,206</sup>, prise d'empreinte <sup>146,147,207</sup> ou encore film sensible à la pression <sup>149</sup>. Ces études ont permis de montrer que l'aire de contact augmente fortement jusqu'à une force de 1 N puis se stabilise. Des aires de contact comprises entre 30 et 120 mm<sup>2</sup> ont été mesurées entre une surface plane et la pulpe du doigt sous une charge de 2 N <sup>146,147,205</sup>, et jusqu'à 200-350 mm<sup>2</sup> pour des forces plus élevées <sup>149,205-207</sup>. Outre l'implication des propriétés mécaniques, ces différences d'aires de contact peuvent s'expliquer par la variabilité de la taille des doigts des volontaires, mais également par des différences d'angle de contact entre le doigt et la surface. En effet, lorsque l'angle entre le doigt et l'horizontale augmente, l'aire de contact diminue <sup>146</sup>.

Les empreintes digitales ont été réalisées sur une feuille de papier calque de 4 × 3 mm<sup>2</sup> avec un tampon encreur classique en relevant la force maximale appliquée. Chaque volontaire a réalisé une dizaine d'empreintes en appliquant une série de forces normales comprises entre 0 et 1 N avec un angle d'environ 15° avec l'horizontale. Les empreintes ont ensuite été analysées avec un microscope optique numérique (Keyence VH-ZST) avec une résolution de 21 μm<sup>2</sup> permettant de mesurer l'aire apparente de contact (Figure 1.22).



Figure 1.22 : Empreinte observée au microscope optique numérique (Keyence VH-ZST). La ligne brisée noire autour de l'empreinte correspond au contour utilisé dans la mesure de l'aire apparente de contact. .

Sur la Figure 1.23, on observe l'évolution typique de l'aire apparente de contact en fonction de la force normale. À partir de ces mesures, la régression en puissance peut être calculée (ligne rouge) afin d'en extraire l'aire apparente sous une charge de 0,4 N  $A_{0,4}$ . Dans le cas où un contact, supposé

sphère/plan en 1<sup>ère</sup> approximation, est Hertzien, la valeur de  $n_{Hertz}$  est de 2/3. Lors du contact entre un doigt et une surface plane, des valeurs de  $n$  variant entre 0,55 et 0,7 ont été obtenues dans cette étude. Il est ainsi possible d'approximer le doigt à un contact Hertzien.

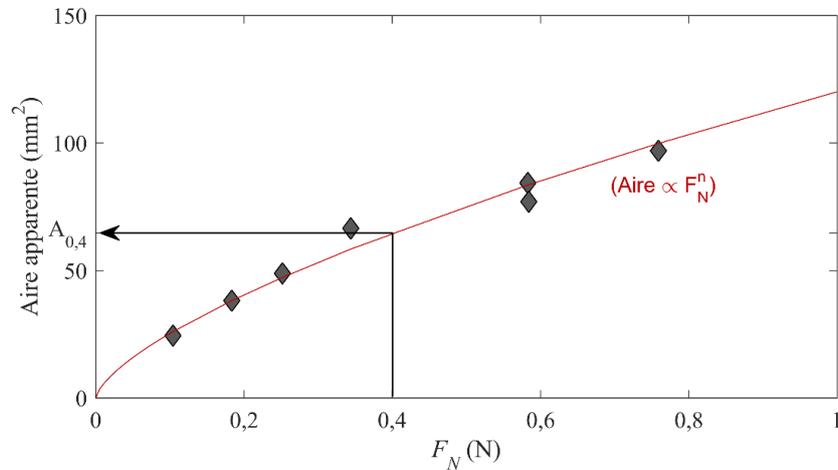


Figure 1.23 : Mesure de l'aire apparente de contact en fonction de la force normale. En rouge, la régression en puissance, à partir des mesures expérimentales. Ici,  $n = 0,68$ .

Pour déterminer  $E_{doigt}$ , notre méthode s'appuie sur la théorie de Hertz. En effet, plusieurs études ont montré que, malgré les hypothèses nécessaires à son utilisation dans le cas du doigt, cette théorie permet de décrire de manière satisfaisante le comportement de celui-ci en compression<sup>156,205,207</sup>. Un contact entre une sphère de rayon  $R$  et un plan a été considéré pour décrire le contact doigt / surface plane (Figure 1.24). L'application d'une force normale  $F_N$  sur le contact engendre un enfoncement  $\delta$  et les déformations de la sphère et du plan conduisent à une surface de contact circulaire de rayon  $a$  entre les deux corps.

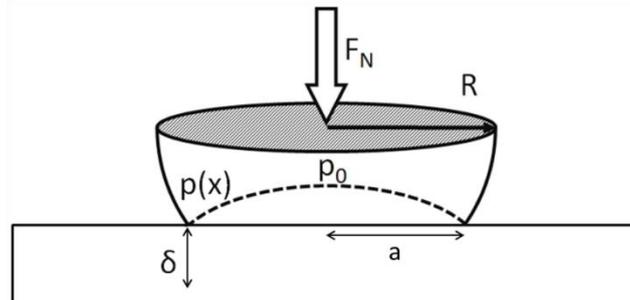


Figure 1.24 : Représentation du contact de Hertz sphère / plan. Avec  $F_N$  : force normale,  $R$  : rayon de la sphère,  $p(x)$  : distribution de pression dans le contact,  $p_0$  : pression maximale,  $\delta$  : enfoncement,  $a$  : rayon de contact.

Au sens strict, la théorie de Hertz est admise sous plusieurs hypothèses. Tout d'abord, la rugosité des surfaces en contact doit être très faible devant l'enfoncement  $\delta$ . De plus, les matériaux doivent être homogènes et isotropes, et les déformations considérées purement élastiques doivent être faibles au regard des dimensions des corps en contact ( $a \ll R$  et  $\delta \ll R$ ). Enfin, il ne doit pas y avoir de frottement. La théorie de Hertz donne ainsi la relation entre le rayon de contact entre la sphère et le plan, les conditions de contact et les propriétés élastiques des matériaux impliqués (Équation 1.6).

$$a = \left( \frac{3F_N R}{4E^*} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (\text{Équation 1.6})$$

Dans cette équation,  $E^*$  est le module d'Young équivalent et dépend des coefficients de poisson  $\nu_i$  et des modules d'élasticités  $E_i$  de la sphère et du plan selon l'Équation 1.7.

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \quad (\text{Équation 1.7})$$

Dans notre cas, l'adaptation de la théorie de Hertz au contact doigt / surface est effectuée en assimilant le doigt à une sphère dont le rayon  $R$  est égal au rayon de courbure quadratique moyen du doigt  $R_{gm}$  (cf § 3.1, chap. 1). Afin de rester dans un domaine majoritairement élastique du doigt, la force maximale de contact a été fixée à 1 N, permettant de se cantonner à des enfoncements assez faibles, de l'ordre du mm. Le coefficient de poisson du doigt  $\nu_{doigt}$  a été fixé à 0,5<sup>208</sup>. Le plan en contact est en aluminium avec un module d'Young  $E_{alu} = 69$  GPa, et un coefficient de poisson  $\nu_{alu} = 0,33$ . Pour obtenir le rayon de contact  $a$ , on suppose que l'aire apparente obtenue à partir des empreintes digitales est égale à l'aire de contact circulaire que l'on aurait obtenue si le doigt était une sphère (Équation 1.8).

$$a = \sqrt{A/\pi} \quad (\text{Équation 1.8})$$

À partir des Équations 1.6 et 1.7, on obtient l'Équation 1.9, qui implique une relation linéaire avec une origine à 0 pour la fonction  $a^3 = f(F_N)$  dont la pente permet d'identifier  $E_{doigt}$ . Cette relation a été tracée pour un individu sur la Figure 1.25, illustrant la validité de la méthode avec un coefficient de détermination  $R^2 = 0,97$ .

$$a^3 = \frac{3R_{gm}}{4} \left( \frac{1 - \nu_{doigt}^2}{E_{doigt}} + \frac{1 - \nu_{alu}^2}{E_{alu}} \right) \times F_N \quad (\text{Équation 1.9})$$

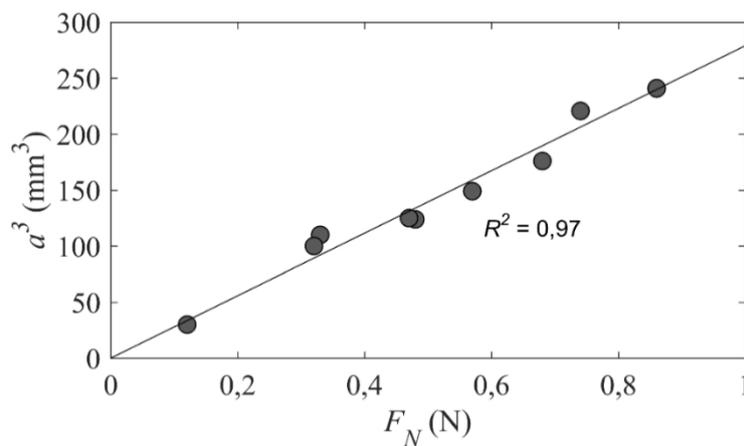


Figure 1.25 : Rayon de contact de Hertz au cube, calculé à partir de mesures des aires apparentes de contact doigt / surface, en fonction de la force normale. La droite noire correspond à une régression linéaire appliquée aux points expérimentaux.

## 5. Caractérisation des propriétés du doigt des individus

À partir des nombreuses techniques présentées dans ce chapitre, l'index de la main droite de huit individus a été caractérisé de manière approfondie dans une salle à  $21 \pm 1$  °C. Les valeurs des différents paramètres obtenues à l'issue de cette étude sont disponibles dans des tableaux en Annexe 3, et sont analysées dans ce paragraphe. Sur toutes les figures de ce paragraphe, les femmes sont représentées avec des losanges, et les hommes avec des cercles, et la référence de l'individu (définie dans les tableaux de l'Annexe 3) est indiquée. Éventuellement, une régression linéaire est parfois ajoutée sous forme d'une ligne noire.

La Figure 1.26 donne les valeurs des deux rayons de courbures  $R_1$  et  $R_2$ , variant respectivement de 10 à 25 mm, et de 6 à 12 mm. Le rayon quadratique moyen du doigt  $R_{gm}$  est quant à lui compris entre 9 et 16 mm. Ces valeurs sont du même ordre de grandeur que les rayons moyens, proches de 15 mm, indiqués dans la littérature<sup>67,146,156</sup>. On notera qu'une majorité de volontaires présentent un facteur de forme du doigt similaire, tel que  $R_1/R_2 \approx 2$ . Dans cette étude, aucune influence du genre n'a été observée. Les volontaires n°1 et n°6 présentent des rayons sensiblement plus importants que tous les autres individus.

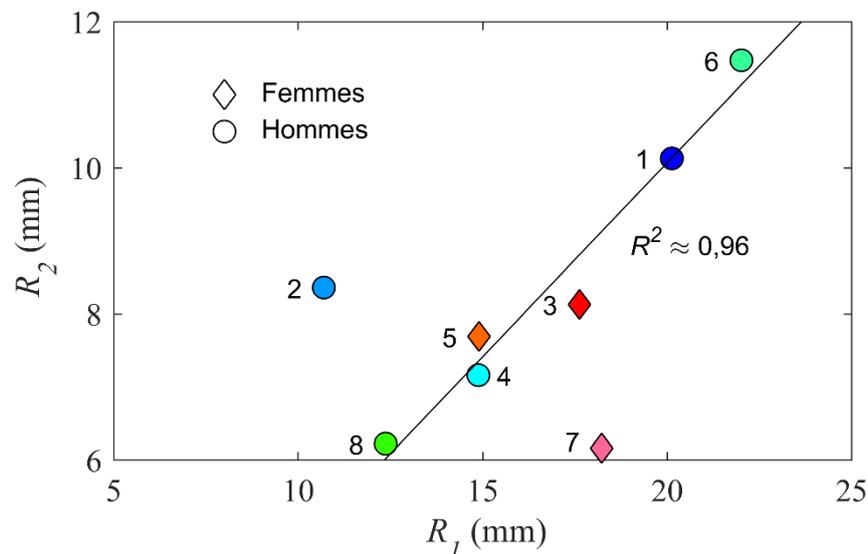


Figure 1.26 : Rayons de courbures principaux du doigt  $R_1$  et  $R_2$  pour les 8 individus étudiés. La régression linéaire porte sur 6 individus.

La hauteur des dermatoglyphes  $H_{dermato}$  est représentée en fonction de l'espacement inter-dermatoglyphes  $\lambda_{dermato}$  sur la Figure 1.27.  $\lambda_{dermato}$  varie ici entre 350 et 550  $\mu\text{m}$ , et  $H_{dermato}$  entre 50 et 120  $\mu\text{m}$ , ce qui est du même ordre de grandeur que ce qui est indiqué dans la littérature. Celle-ci indique que ces deux propriétés topographiques varient respectivement entre 400 et 500  $\mu\text{m}$ <sup>67,146</sup>, et entre 25 et 150  $\mu\text{m}$ <sup>146-148</sup>. Il y a peu de variabilité de  $H_{dermato}$  pour 6 volontaires ( $H_{dermato} \approx 57 \pm 7$   $\mu\text{m}$ ). Les deux autres individus présentent des  $H_{dermato}$  élevées (98 et 120  $\mu\text{m}$ ). On observe ici que les femmes possèdent des espacements inter-dermatoglyphes plus faibles que les hommes, ce qui est cohérent avec une plus grande densité de dermatoglyphes chez les femmes indiquée dans la littérature<sup>209</sup>.

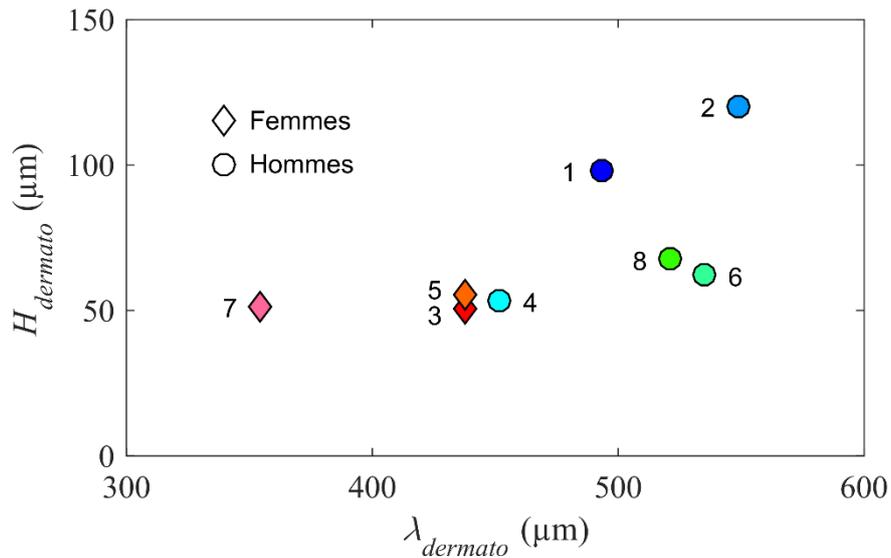


Figure 1.27 : Hauteur  $H_{dermato}$  et espacement  $\lambda_{dermato}$  moyens des dermatoglyphes issus de la caractérisation des 8 individus étudiés.

Sur la Figure 1.28, on observe l'hydratation supplémentaire due à l'occlusion  $IH_A - IH_S$  en fonction de l'hydratation en l'absence d'occlusion  $IH_S$ . Avec des valeurs comprises entre 42 et 115 u.a., les indices d'hydratation sans et avec occlusion  $IH_S$  et  $IH_A$  des différents volontaires balayent assez largement la plage de valeurs mesurables dans une population. Certains individus présentent ainsi des doigts peu hydratés tandis que d'autres sont très hydratés. Sur la figure, une forte corrélation négative ( $R^2 = 0,85$ ) est visible entre l'hydratation supplémentaire et l'hydratation originale. Celle-ci suggère que plus l'hydratation des individus des doigts est importante, moins le phénomène d'occlusion sera prononcé, ce qui n'a jamais été relaté dans la littérature, à notre connaissance.

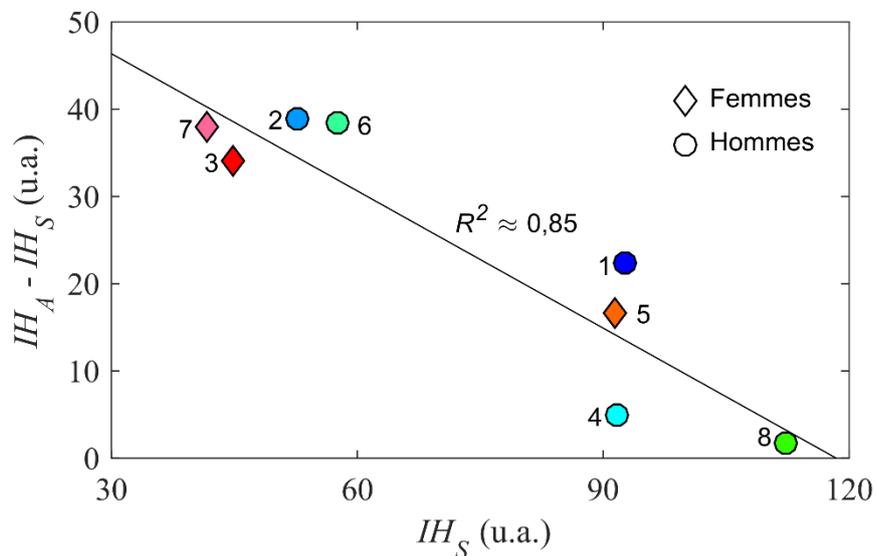


Figure 1.28 : Hydratation supplémentaire due à l'occlusion  $IH_A - IH_S$  en fonction de l'hydratation en l'absence d'occlusion  $IH_S$ . La régression linéaire porte sur tous les individus.

La Figure 1.29 représente l'index descripteur de la quantité d'eau  $D_W$  en fonction de l'index descripteur du ratio lipides/eau  $D_{L/W}$ . Les données similaires issues de l'article de Cornuault *et al.*<sup>67</sup> ont été ajoutées au graphique sous la forme de marqueurs plus petits (cercles bleus = hommes et

losanges roses = femmes). Les deux descripteurs  $D_W$  et  $D_{L/W}$  varient entre 0,02 et 0,15, dans le même ordre de grandeur que ce qui a été observé dans l'article de Cornuault *et al.*<sup>67</sup> où  $D_W$  varie entre 0 et 0,21 u.a. et  $D_{L/W}$  entre 0,02 et 0,28. On notera cependant qu'une population plus âgée avait été considérée dans ces travaux (42 ans contre 27 ans), ce qui explique l'affaiblissement moyen de  $D_{W/L}$  rencontré ici. De manière similaire à cette précédente étude, une différenciation selon le genre est observée : les femmes ont des doigts moins hydratés que les hommes et présentent une plus grande proportion de lipides.

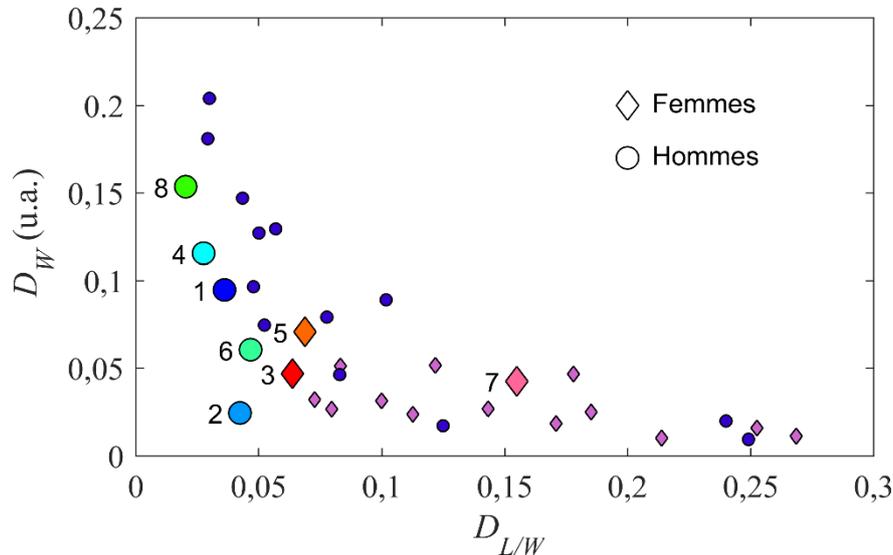


Figure 1.29 : Index descripteur de la quantité d'eau  $D_W$  en fonction de l'index descripteur du ratio lipides/eau  $D_{L/W}$ . Les données de l'article de Cornuault *et al.*<sup>67</sup> ont été ajoutées sous la forme de marqueurs plus petits avec des cercles bleus pour les hommes et des losanges roses pour les femmes.

Les méthodologies de caractérisation de l'hydratation de surface de la pulpe du doigt que nous avons mis en place (cf § 2, chap. 1) ont permis de définir 4 descripteurs indépendants. Ces descripteurs sont par ailleurs relatés dans la littérature.

La Figure 1.30 permet d'observer comment ces différents descripteurs sont corrélés entre eux.

- La figure (a) représente  $IH_S$  en fonction de l'intensité intégrée de la bande  $\nu_{O-H}^{str}$  ( $I(\nu_{O-H}^{str})$ ), laquelle varie entre 5 et 15 u.a. On observe une forte corrélation positive ( $R^2 \approx 0,93$ ) entre ces deux descripteurs. Ce résultat est cohérent avec les résultats de Brancaleon *et al.*<sup>113</sup> qui ont observé une corrélation similaire entre la conductivité de la peau et  $I(\nu_{O-H}^{str})$ .

- La figure (b) représente  $I(\nu_{O-H}^{str})$  en fonction de  $D_W$ . On observe une corrélation positive importante entre ces deux paramètres ( $R^2 \approx 0,87$ ).

- La figure (c) représente le facteur d'humidité  $F_H$  en fonction de  $D_W$ . On observe de nouveau une corrélation positive bien que le coefficient de détermination soit plus faible ( $R^2 \approx 0,65$ ). Cela peut s'expliquer par la faible variabilité de  $F_H$  dans cette étude ( $F_H \in [1,5 ; 1,6]$ ) par rapport aux mesures reportées dans la littérature ( $F_H \in [1,3 ; 2]$ <sup>110,111</sup>).

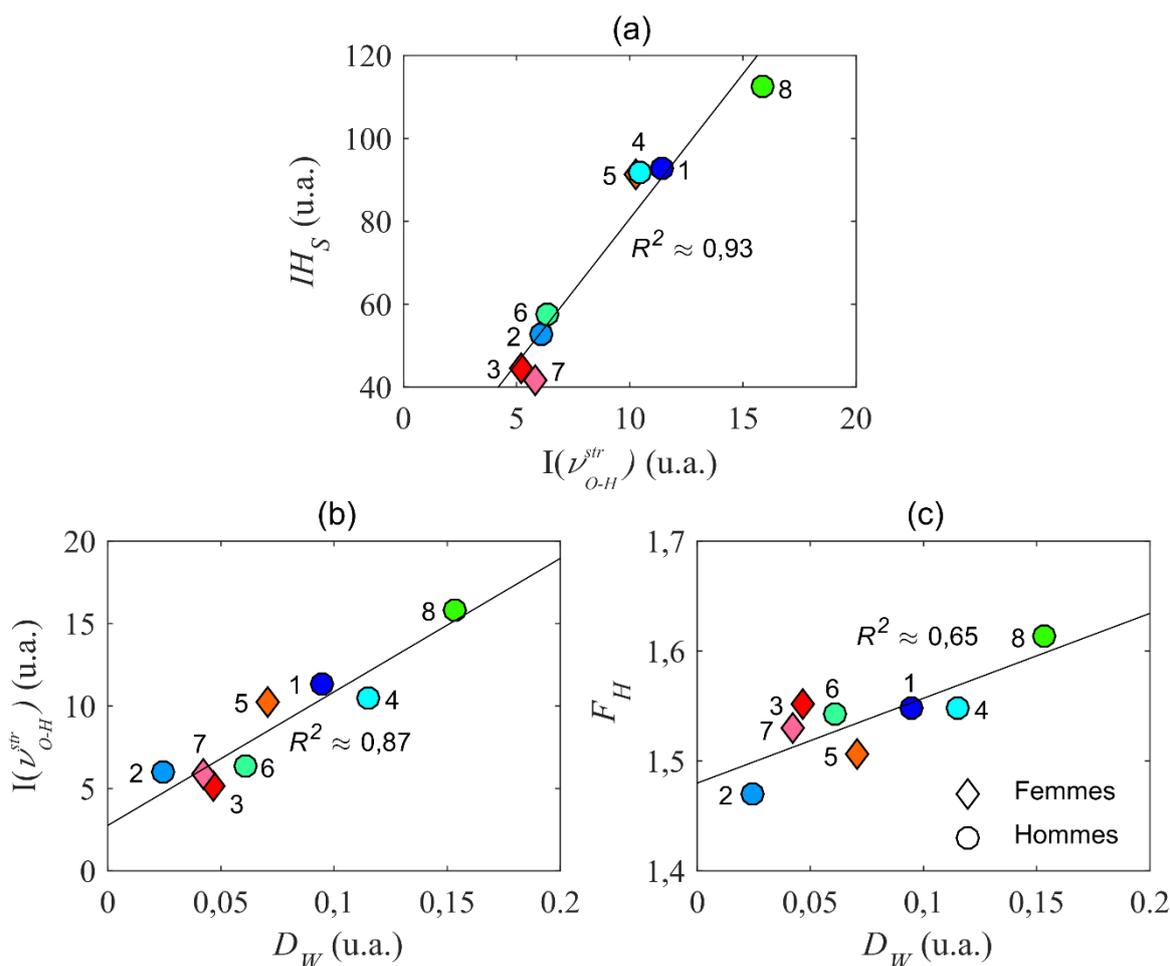


Figure 1.30 : Observation des propriétés physico-chimiques quantifiant l'eau présente sur le doigt.  $IH_S$  en fonction de l'intensité intégrée de la bande  $\nu_{O-H}^{str}$  :  $I(\nu_{O-H}^{str})$  (a) ;  $I(\nu_{O-H}^{str})$  en fonction de  $D_W$  (b) ; le facteur d'humidité  $F_H$  en fonction de  $D_W$  (c). Les régressions linéaires portent sur tous les individus.

La Figure 1.30 montre ainsi que les quatre descripteurs  $IH_S$ ,  $I(\nu_{O-H}^{str})$ ,  $D_W$  et  $F_H$ , utilisés séparément dans la littérature, sont clairement corrélés les uns avec les autres, validant l'idée qu'ils permettent tous de quantifier le degré d'hydratation du doigt. Les mesures de l'hydratation en surface (ATR-FTIR) et de l'hydratation en profondeur (Cornéomètre), montrent une forte corrélation entre eux, et cela malgré les variations importantes de la quantité d'eau en fonction de la profondeur de mesure indiquées dans la littérature<sup>63-65</sup>.

La Figure 1.31 représente l'évolution de la masse d'empreinte digitale déposée sur une surface plane  $m_{film}$  en fonction de l'index descripteur des lipides  $D_L$  (a) et de l'aire apparente de contact sous une charge de 0,4 N  $A_{0,4}$  (b). On notera que  $m_{film}$  est le paramètre présentant le plus de variabilité dans cette étude ( $m_{film} \in [1 ; 28] \mu\text{g}$ ), avec pour 6 individus des valeurs comprises entre 1 et 7  $\mu\text{g}$ , tandis que la masse déposée par les 2 derniers individus (n°5 et n°7) est beaucoup plus importante (21 et 28  $\mu\text{g}$ ). Ces valeurs sont du même ordre de grandeur que celles indiquées par Keisar *et al.*<sup>89</sup> ( $m_{film} \in [2 ; 9] \mu\text{g}$ ). La plus grande variabilité observée ici peut être due aux fluctuations de l'aire de contact, contrairement à l'étude susnommée. L'aire apparente  $A_{0,4}$  varie entre 30 et 85  $\text{mm}^2$ , ce qui est du même ordre de grandeur que les 30 à 120  $\text{mm}^2$  obtenus sous une charge maximale de 2 N observés dans la littérature<sup>146,147,205</sup>. Concernant les lipides,  $D_L$  varie entre 0,4 et 1,4 u.a.

Il existe une forte corrélation positive entre  $m_{film}$  et  $D_L$  ( $R^2 \approx 0,96$ ) visible sur la Figure 1.31 (a), mais aucune corrélation n'a été observée avec les descripteurs quantifiant l'eau. Il semblerait donc que le film déposé, mesuré 30 s après l'établissement du contact doigt/quartz, soit essentiellement composé de lipides. Ceci peut être intuitivement expliqué par l'évaporation de la très faible quantité d'eau initialement déposée.

Sur la Figure 1.31 (b), on observe deux relations linéaires quasi-parallèles en séparant les volontaires en fonction de leur genre. Comme la surface du quartz utilisé était plus grande que l'aire de contact doigt/surface, il est intuitif d'observer une augmentation de la masse déposée lorsque l'empreinte est plus grande, en fonction des propriétés mécaniques et morphologiques des différents doigts. Ce graphique apporte cependant une information plus surprenante puisqu'il suggère que la masse de lipides par unité de surface serait constante entre individus du même genre, mais drastiquement différenciée entre les deux genres. Cette information cruciale mériterait néanmoins d'être validée auprès d'une population plus importante. De nouveau, on constate que les femmes présentent globalement un taux de lipides plus important que les hommes.

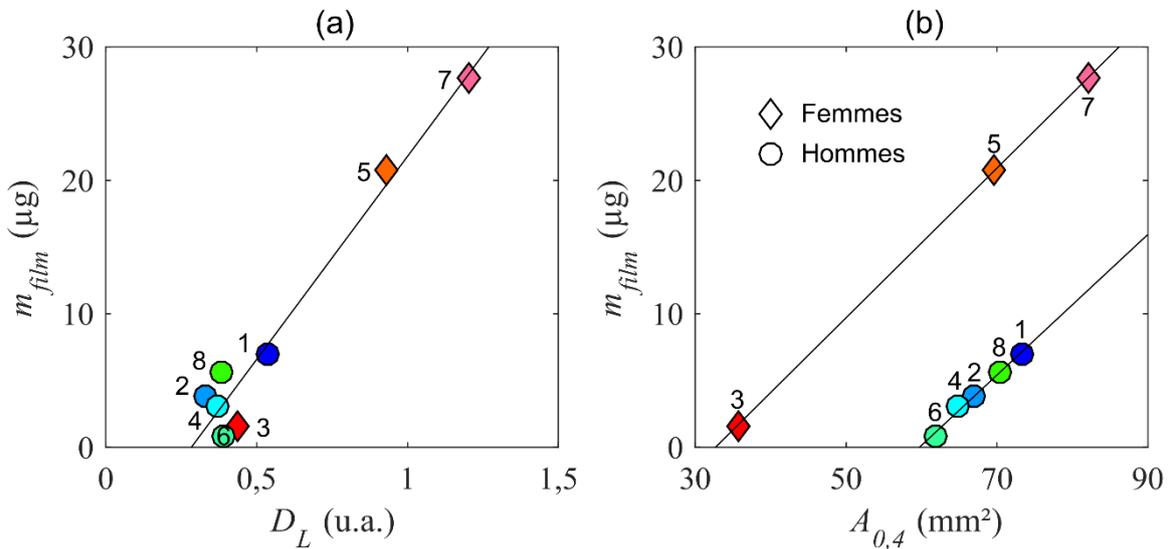


Figure 1.31 : Masse d'empreinte digitale déposée sur une surface plane  $m_{film}$  en fonction de l'index descripteur des lipides  $D_L$  (a) ; et de l'aire apparente de contact sous une charge de 0,4 N  $A_{0,4}$  (b). Les régressions linéaires portent sur tous les individus (a) ; et les individus du même genre (b).

Sur la Figure 1.32, on observe l'évolution du module d'élasticité du doigt  $E_{doigt}$  en fonction de l'indice d'hydratation  $IH_s$ .  $E_{doigt}$  varie ici entre 15 et 50 kPa, ce qui est proche des valeurs obtenues par différents auteurs, situées aux alentours de 50 kPa<sup>67,161,202</sup>, et très proche des 30 kPa obtenus par Dzideck *et al.*<sup>146</sup> en utilisant exactement la même méthode, mais cette fois-ci pour des angles doigt/surface plus grands (30 et 45°, contre 15° dans notre étude). Avec nos résultats, il semble que l'angle influence peu le module d'Young obtenu avec cette méthode d'indentation. La Figure 1.32 montre par ailleurs une forte corrélation négative ( $R^2 \approx 0,95$ ) entre le module d'élasticité et l'hydratation du stratum corneum pour 6 des individus. Ce résultat est cohérent avec la littérature qui indique qu'une plus grande hydratation du doigt entraîne la plastification du stratum corneum et réduit ainsi le module d'Young du doigt. Les doigts des volontaires n°2 et n°7 présentent cependant des modules d'Young faibles malgré une faible hydratation. De manière intéressante, ce sont également ces deux individus qui présentent des facteurs de formes  $R_1/R_2$  différents du reste du

panel (1,3 pour n°2, 3 pour n°7, contre 2 pour les autres individus). Ceci suggère que la morphologie du doigt pourrait avoir un impact sur le module d'élasticité, ou bien sur la méthodologie qui a été adoptée afin de le déterminer. Il est également possible que cette différence soit liée à une différence d'épaisseur des couches de la peau, que nous ne mesurons pas ici, pour lesquelles l'impact de l'hydratation sur leur élasticité serait variable.

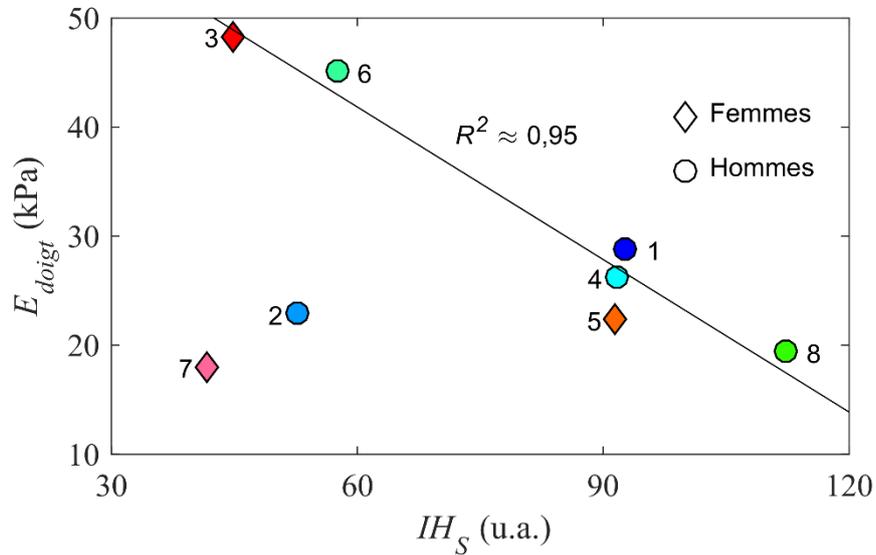


Figure 1.32 : Évolution du module d'élasticité du doigt  $E_{doigt}$  en fonction de l'hydratation de la peau  $IH_S$ . La régression linéaire tracée porte sur les individus présentant un facteur de forme  $R1/R2 \approx 2$ .

## 6. Conclusion

Lors de l'étude du contact entre deux corps, la connaissance de leurs propriétés est capitale afin de pouvoir comprendre leur comportement tribologique. Ceci est spécialement important dans le cas où l'un des deux corps est un doigt humain. En effet, l'unicité du doigt de chaque individu entraîne une grande variabilité des propriétés au sein d'une population. La spécificité de cette thèse vient de la caractérisation du doigt selon diverses propriétés affectant la surface de contact : mécaniques, morphologiques, topographiques et physico-chimiques. Ces propriétés ont été caractérisées à partir des nombreuses techniques résumées dans le schéma ci-dessous.

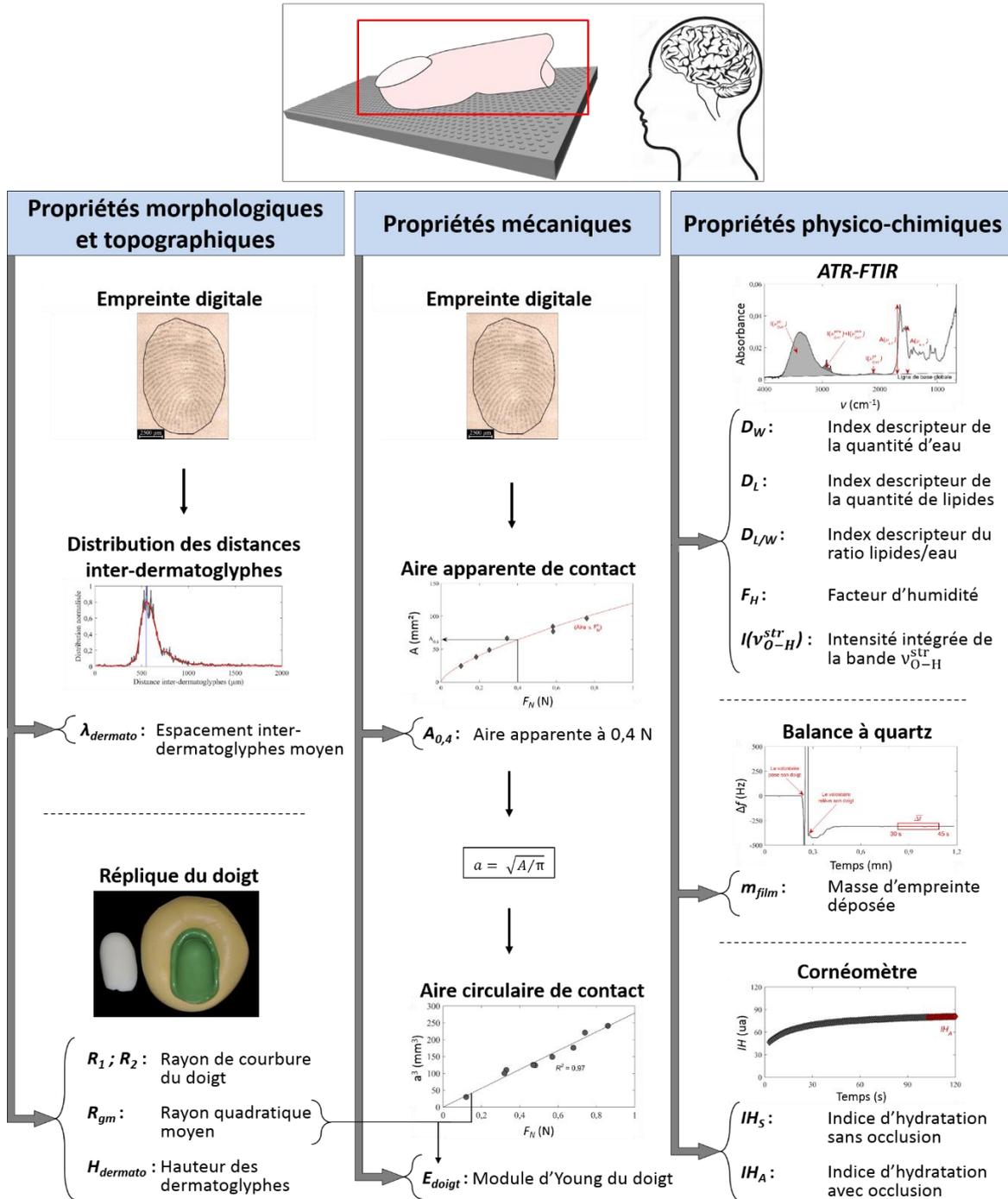


Figure 1.33 : Techniques permettant la caractérisation approfondie des propriétés du doigt.

Ces techniques ont été appliquées pour caractériser le doigt de huit volontaires ayant participé à des essais tribologiques qui seront présentés dans le chapitre 3 de ce document. L'analyse des propriétés du panel de volontaires a permis de tirer les conclusions suivantes :

- Habituellement la caractérisation de l'hydratation du doigt est réalisée à partir de l'un des paramètres calculés ici :  $D_w$ ,  $I_{H_s}$ ,  $I_{H_A}$ ,  $F_H$  ou  $I(\nu_{O-H}^{str})$ . En étudiant tous ces indicateurs, nous avons montré l'existence de fortes corrélations entre ces différents paramètres. Ainsi, nous avons confirmé que tous ces paramètres permettent de mesurer la même quantité.
- Les différents appareils de caractérisation physico-chimiques permettent la mesure de l'hydratation en surface, à partir de l'ATR-FTIR, ainsi que l'hydratation en profondeur, avec le Cornéomètre. Nous avons ainsi montré que l'hydratation en profondeur était fortement corrélée à l'hydratation à la surface de la peau.
- La balance à quartz est un appareil qui n'a, à notre connaissance, pas encore été utilisé dans le domaine de la tribologie de la perception tactile pour caractériser le film hydrolipidique cutané. En mesurant la masse des empreintes digitales déposées sur le quartz  $m_{film}$ , et en mettant en relation ces résultats avec le paramètre  $D_L$  obtenu à partir de l'ATR-FTIR, nous avons pu montrer que cette méthode est pertinente pour quantifier les lipides présents sur la peau.
- La caractérisation de la masse de lipides de notre panel de volontaires assez réduit suggère que la masse de lipides par unité de surface serait constante entre individus du même genre, mais fortement différenciée entre les deux genres. Ce constat surprenant doit néanmoins être confirmé sur un panel d'individus plus étoffé.
- En moyenne, les femmes sur un panel possèdent des espacements inter-dermatoglyphes et une hydratation plus faibles, mais une plus grande quantité de lipides que les hommes.
- La mesure des rayons de courbures principaux du doigt nous a permis d'observer que, à part pour deux volontaires, il existe une forte corrélation entre les deux rayons :  $R_1 \approx 2 \times R_2$ .
- Hormis pour les deux volontaires précédents, et en accord avec la littérature, nous avons observé que le module d'Young  $E_{doigt}$  diminue lorsque le doigt des volontaires est plus hydraté.

# Chapitre 2 :

## Surfaces macro- et micro-texturées

Ce chapitre se focalise sur les surfaces texturées qui ont été étudiées dans le cadre de cette thèse de doctorat. Deux sets d'échantillons déterministes ont été utilisés dans cette étude. Le premier est composé de surfaces planes parsemées de cônes tronqués disposés selon un réseau carré, et le second est constitué de surfaces planes parsemées de plots cylindriques disposés selon un réseau hexagonal. Les dimensions des cônes tronqués d'une part, et des plots cylindriques d'autre part, ainsi que leurs espacements, conduisent à distinguer les surfaces macro-texturées (set n°1) des surfaces micro-texturées (set n°2).

1. LES SURFACES MACRO-TEXTUREES .....	47
1.1. Définition des surfaces .....	47
2.1.2. Fabrication des surfaces macro-texturées.....	47
2.1.3. Caractérisation des surfaces macro-texturées .....	47
2. LES SURFACES MICRO-TEXTUREES .....	53
2.1. Définition des surfaces .....	53
2.2. Procédé de fabrication des échantillons.....	54
2.3. Caractérisation des surfaces micro-texturées .....	60
3. CONCLUSION .....	65

## 1. Les surfaces macro-texturées

### 1.1. Définition des surfaces

Ce set est composé de 9 surfaces planes, déterministes et parsemées de plots cylindriques disposés dans le plan selon un réseau carré (Figure 2.1). Lors de la définition de ces échantillons, l'objectif a été de créer des textures ayant des paramètres de rugosité  $Sa$  et  $Sq$  identiques, mais présentant des paramètres géométriques très différents. Pour cela, il a été choisi de réaliser des plots ayant une hauteur  $H$  égal à  $100\ \mu\text{m}$  et un espacement entre les centres des plots  $SP$  égal au double du diamètre des plots  $D$ . Ces surfaces d'une dimension de  $60 \times 30\text{mm}^2$ , ont été numérotées de  $G1$  à  $G9$ , en allant des textures les plus fines vers les plus grossières.

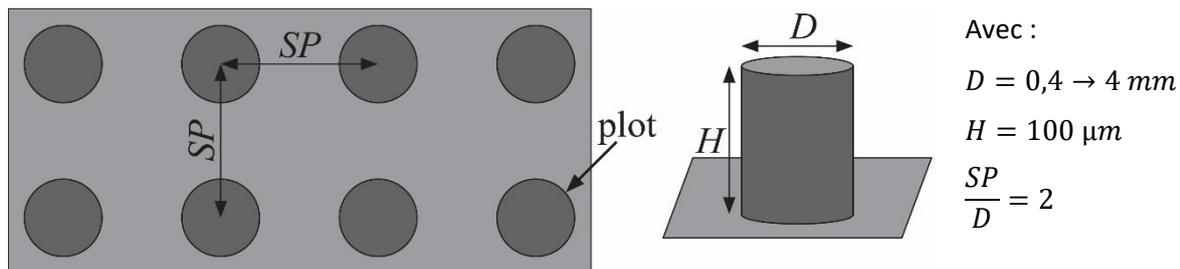


Figure 2.1 : Géométrie souhaitée des surfaces macro-texturées. Des plots cylindriques sont disposés dans le plan selon un réseau carré.

### 2.1.2. Fabrication des surfaces macro-texturées

Ces échantillons ont été réalisés par fabrication additive en résine acrylique photosensible (*VeroPureWhite, RGD837*) à l'aide d'une imprimante 3D (*Objet EDEN 260V*). Cette imprimante utilise la technologie *Polyjet* : de microscopiques gouttes de résines sont projetées pour former le motif souhaité puis polymérisent sous ultraviolets. La résolution utilisée dans le plan est de 600 dpi (soit  $42\ \mu\text{m}$  dans notre cas), et les couches déposées ont une épaisseur de  $16\ \mu\text{m}$ . Les échantillons ont été fabriqués sans matière support sur les reliefs afin de ne pas les endommager lors de l'opération qui élimine cette matière support. Cependant, l'absence de support peut entraîner un lissage des détails les plus fins dû à l'action de la tension de surface de la résine.

### 2.1.3. Caractérisation des surfaces macro-texturées

La caractérisation des paramètres géométriques des textures a été réalisée à l'aide d'un microscope numérique confocal (Alicona). Pour chacune des surfaces, des images 3D de 4 plots successifs disposés en carré ont été acquises en 3 zones différentes placées sur la ligne centrale de l'échantillon. La Figure 2.2 montre une image obtenue par microscopie optique d'un plot de la texture  $G6$ . La direction  $x$  correspond à la direction principale de travail sur les échantillons. La face supérieure du plot n'est pas plane, mais présente des différences de hauteur selon les directions  $x$  et  $y$ . Les paramètres géométriques et topographiques ont ainsi été mesurés à partir de l'analyse des 12 plots.

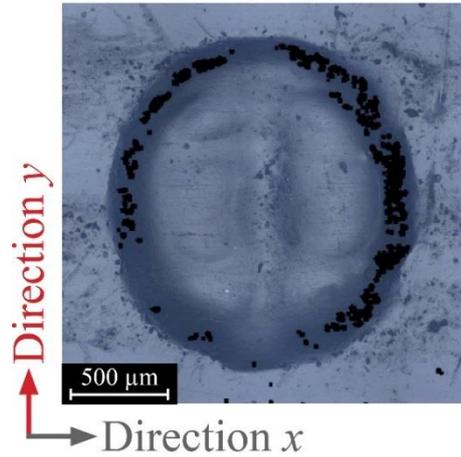


Figure 2.2 : Microscopie optique d'un plot obtenue avec l'Alicona sur la surface G6 (les pixels noirs sont des pixels manquants). La direction x est la direction principale de travail dans cette étude.

La Figure 2.3 montre l'évolution des formes des plots dans les directions x et y pour chacun des échantillons macro-texturés. Les premiers échantillons ont une forme arrondie, tandis que les échantillons suivants présentent une surface supérieure aplatie. Un creux apparaît au centre des plots dans la direction x à partir de l'échantillon G3 et atteint son maximum pour la texture G6, où la profondeur de ce creux atteint presque la moitié de la hauteur maximale du plot. Ce défaut s'atténue pour les trois textures les plus grossières. Le creux est beaucoup moins prononcé dans les profils réalisés dans la direction y, ce qui entraîne une différence visible de hauteur entre les deux directions. Ce défaut a été attribué aux limites de résolution du procédé de fabrication selon z.

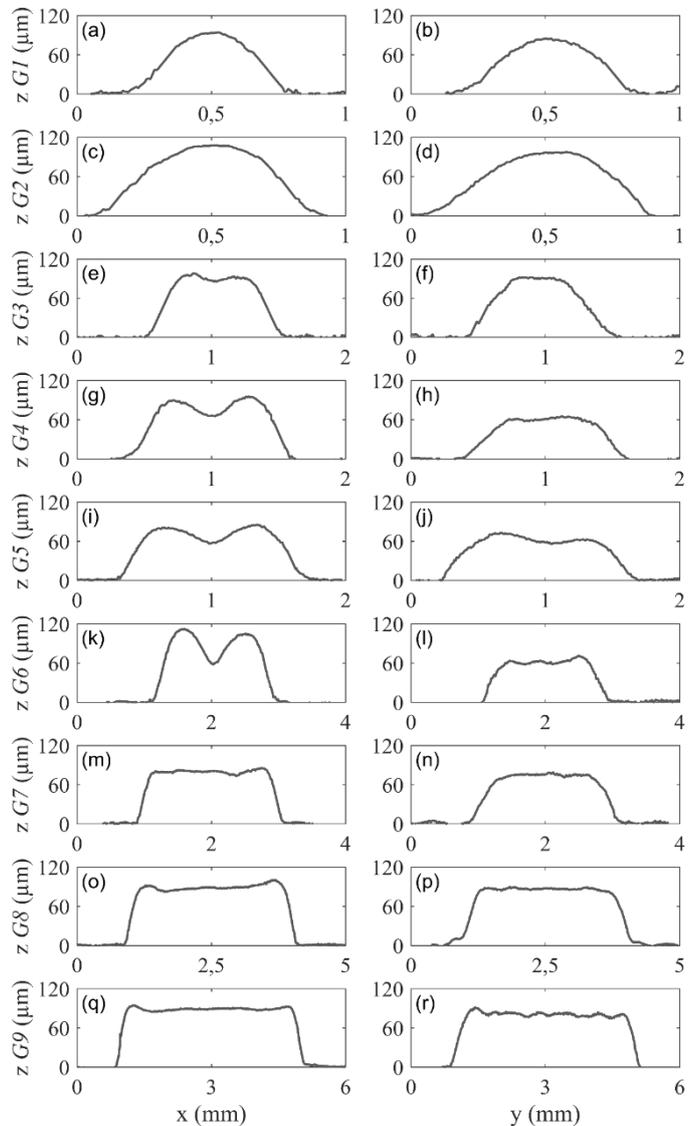


Figure 2.3 : Évolution des profils dans les directions x et y pour tous les échantillons macro-texturés.

Pour caractériser les plots des différents échantillons, il a été décidé de les considérer comme des cônes tronqués. La Figure 2.4 détaille les paramètres mesurés sur un profil topographique. Un plot est défini par une hauteur moyenne  $H$ , un diamètre au sommet des plots  $D_h$  et un diamètre à la base des plots  $D_b$  mesurés respectivement à 90 % et à 10 % de la hauteur maximale  $H_{max}$  du plot. Il est également défini par son demi-angle au sommet  $\alpha$ . Enfin, la hauteur  $H_{défaut}$  déterminée au centre des plots dans la direction  $x$  a également été caractérisée.

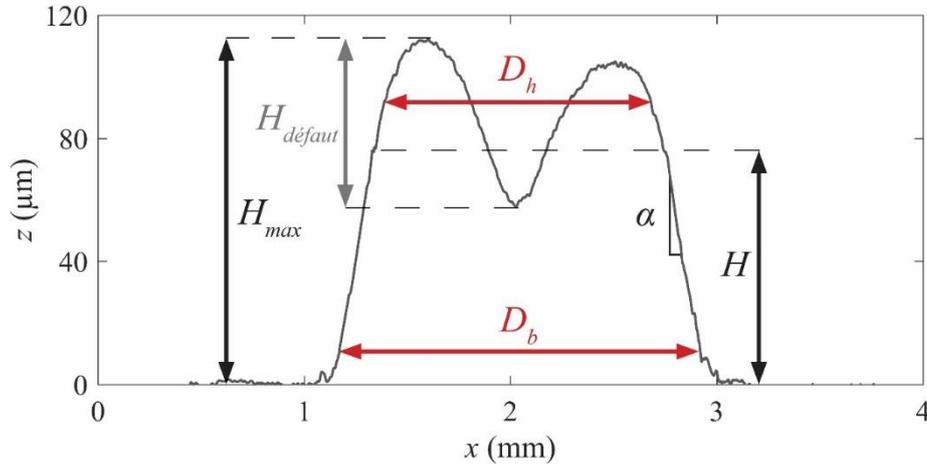


Figure 2.4 : Profil d'un plot de la surface G6 dans la direction  $x$  et définition des paramètres géométriques utilisés pour les surfaces macro-texturées.

La Figure 2.5 montre l'évolution de  $D_h$  et  $D_b$  en fonction de  $SP$  pour chacun des échantillons. Globalement, les diamètres des plots suivent une évolution linéaire en fonction de  $SP$  qui est proche du rapport cible  $SP/D = 2$  (droite discontinue sur le graphique). Cette figure montre également que la différence entre  $D_h$  et  $D_b$  n'est pas négligeable, traduisant un demi-angle au sommet assez grand.

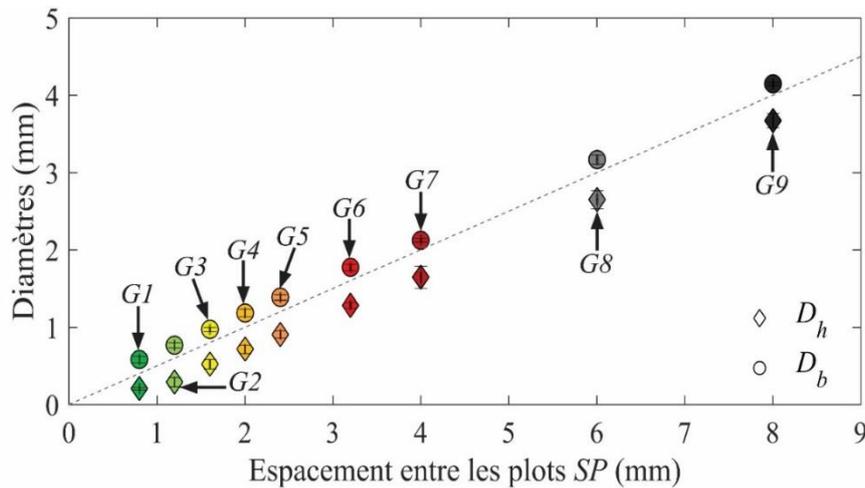


Figure 2.5 : Évolution des deux diamètres  $D_b$  à la base des plots et  $D_h$  au sommet des plots en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$ . Ces deux paramètres augmentent de façon linéaire autour de la droite ciblée d'équation  $D = SP/2$  (droite discontinue).

La Figure 2.6 montre l'évolution de  $H$  et  $\alpha$  pour chaque échantillon. La hauteur des plots augmente avec l'espacement à partir de  $G4$ , et les 3 échantillons les plus fins ( $G1$  à  $G3$ ) présentent des plots plus hauts que les autres échantillons. La hauteur des plots, en moyenne de  $81,7 \pm 9,8 \mu\text{m}$ , varie

entre 70 et 100  $\mu\text{m}$ . Au contraire, le demi-angle au sommet des plots est stable autour de sa moyenne  $\alpha = 73,0 \pm 1,6^\circ$ .

Les caractéristiques géométriques moyennes des 9 échantillons constituant le set de surfaces macro-texturées sont résumées dans le Tableau 2.1.

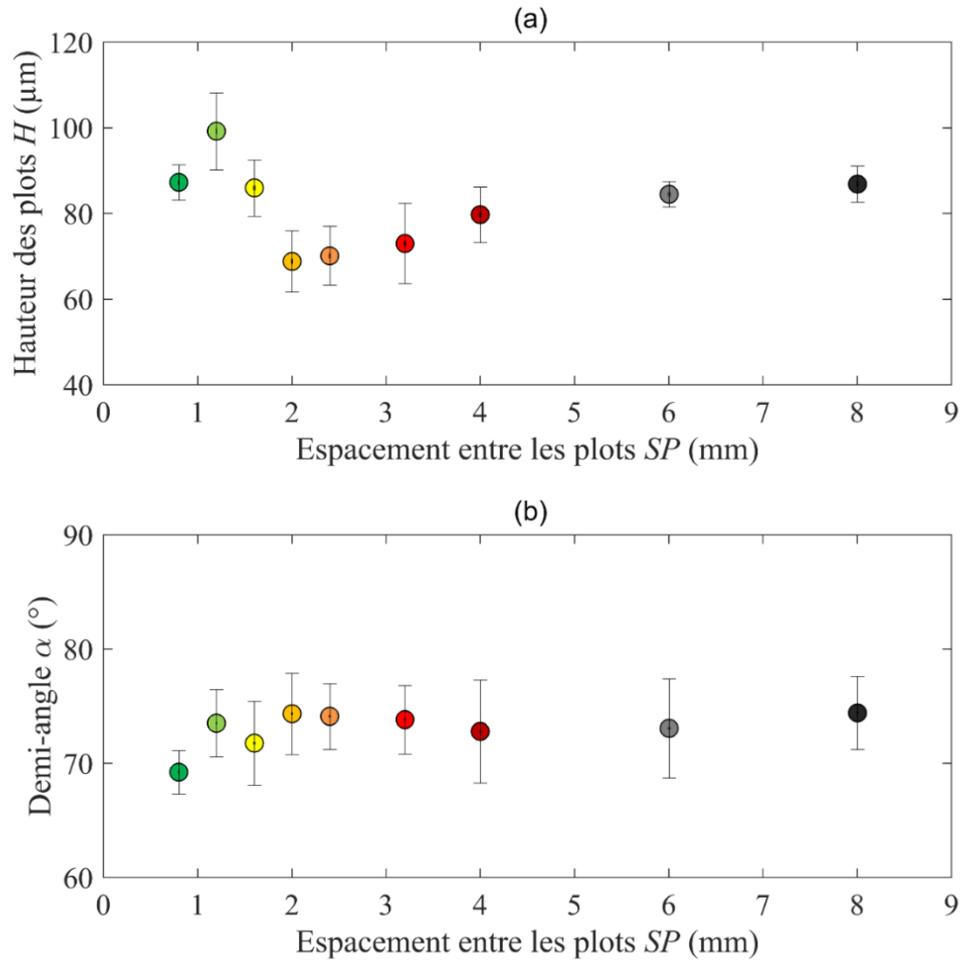


Figure 2.6 : Évolution de la hauteur des plots (a) ; et du demi-angle au sommet (b) en fonction de l'espacement entre les plots.

Référence	$D_h$ [mm]	$D_b$ [mm]	$SP$ [mm]	$H$ [ $\mu\text{m}$ ]
G1	0,2	0,6	0,8	87
G2	0,3	0,8	1,2	99
G3	0,5	1,0	1,6	86
G4	0,7	1,2	2,0	69
G5	0,9	1,4	2,4	70
G6	1,3	1,8	3,2	73
G7	1,6	2,1	4,0	80
G8	2,7	3,2	6,0	84
G9	3,7	4,1	8,0	87

Tableau 2.1 : Caractéristiques géométriques moyennes des échantillons macro-texturés.

La figure 2.7 montre l'évolution de la hauteur quadratique moyenne  $Sq$  en fonction de l'espacement des plots. Ce paramètre a été calculé avec l'Équation 2.1 sur les images 3D obtenues avec l'Alicona. Pour chaque surface, les calculs sont réalisés sur trois motifs composés de quatre plots de taille  $N*N$  pixel<sup>2</sup>, et de hauteur moyenne  $\bar{z}$ .

$$Sq = \sqrt{\frac{1}{N * N} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N (z(i, j) - \bar{z})^2} \quad (\text{Équation 2.1})$$

$Sq$  varie entre 25 et 40  $\mu\text{m}$  alors que l'objectif lors de la fabrication était d'avoir une rugosité identique pour tous les échantillons.  $Sq$  augmente avec  $SP$  avec une rugosité quadratique moyenne de  $Sq = 30,3 \pm 3,8 \mu\text{m}$ .

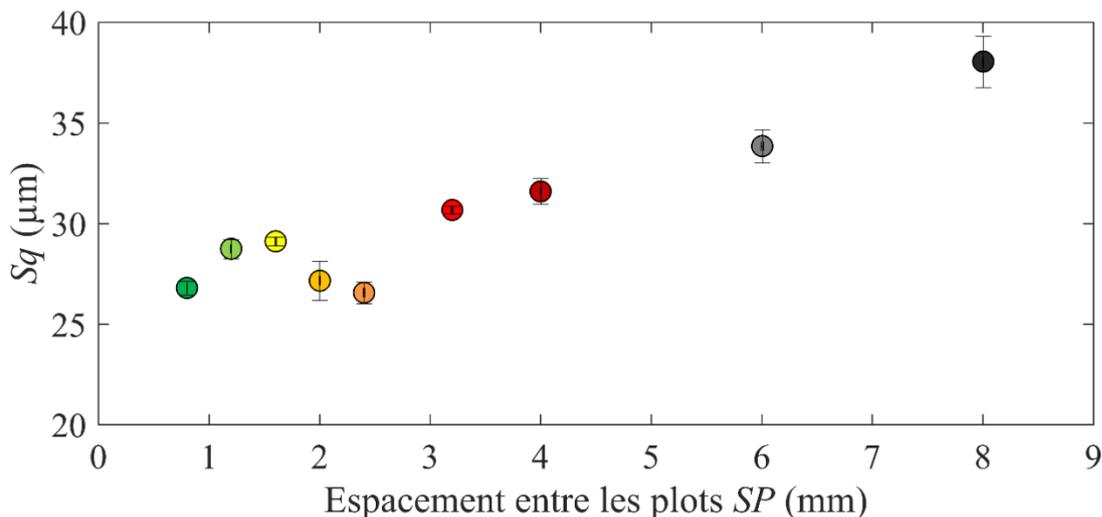


Figure 2.7 : Évolution de la hauteur quadratique moyenne des plots  $Sq$  en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$ .

La Figure 2.8 montre les différences de paramètres géométriques dans les directions  $x$  et  $y$  pour tous les échantillons. Le diamètre supérieur  $D_h$  des plots est ainsi supérieur dans la direction  $x$  par rapport

à la direction  $y$  alors que le diamètre inférieur  $D_b$  des plots est sensiblement le même. La hauteur  $H$  des plots est la même pour les trois premiers et pour les deux derniers échantillons. Les différences de hauteur pour les autres échantillons s'expliquent par le défaut de hauteur. Enfin, le demi-angle au sommet  $\alpha$  est supérieur dans la direction  $y$  par rapport à la direction  $x$ . Ces défauts de fabrication restent acceptables pour la réalisation d'essais tribologiques.

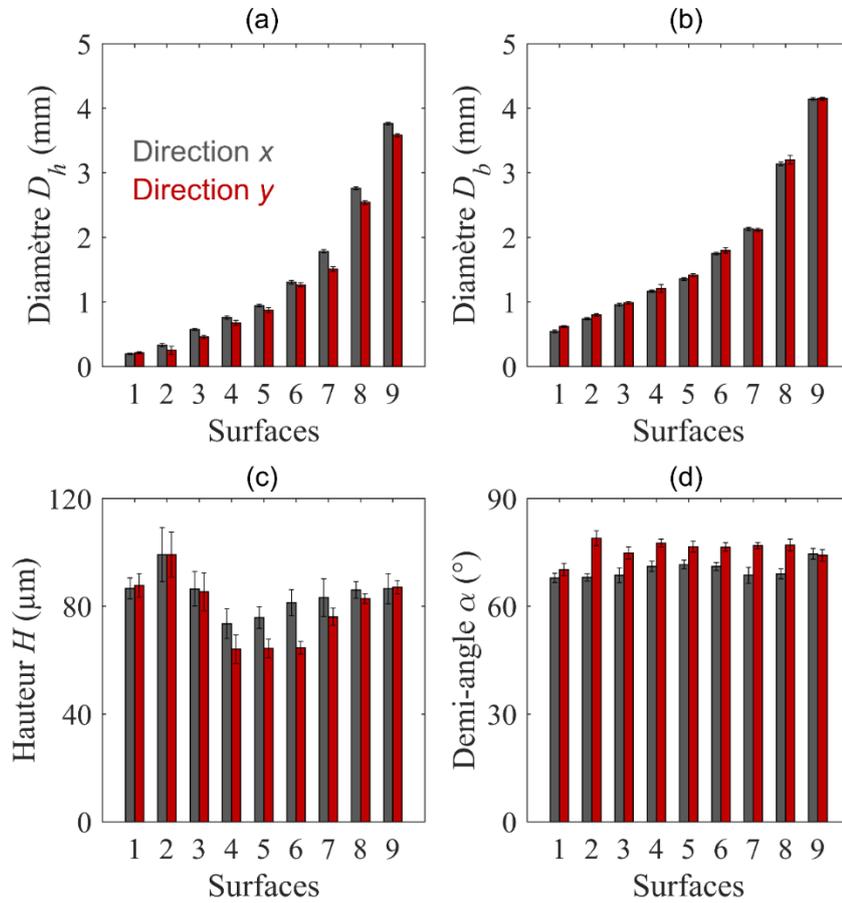


Figure 2.8 : Différences des paramètres géométriques pour les directions  $x$  (en gris) et  $y$  (en rouge). Diamètre au sommet des plots  $D_h$  (a) ; Diamètre à la base des plots  $D_b$  (b) ; Hauteur moyenne  $H$  (c) ; Demi-angle au sommet  $\alpha$  (d).

## 2. Les surfaces micro-texturées

### 2.1. Définition des surfaces

Un second set de surfaces texturées, plus étoffé, a été réalisé avec le double objectif :

- d'étudier la perception tactile des surfaces présentant des textures submillimétriques plus fines que celle du premier set,
- de s'appuyer sur des géométries de textures beaucoup plus contrôlées.

Ce set est composé de 52 surfaces planes et déterministes, parsemées de plots cylindriques disposés dans le plan selon un réseau hexagonal (Figure 2.9). Les paramètres contrôlés sont la hauteur des plots  $H$ , le diamètre des plots  $D$  et enfin l'ouverture entre les plots  $O$ . L'espacement entre le centre des plots  $SP$  est alors égal à la somme du diamètre et de l'ouverture. De manière à réaliser des textures très fines et à garantir la cylindricité des plots les constituant, un autre procédé de fabrication permettant d'atteindre les dimensions et tolérances souhaitées a été utilisé : la gravure plasma. Ce procédé permet d'aboutir, dans un premier temps, à un jeu de substrats micro-texturés. Selon ce procédé, l'étendue de la surface à graver a une influence sur la profondeur de gravure. De ce fait, le type de réseau a été adapté afin de minimiser la distance maximale entre le centre des plots et les différents points de la surface à graver. En effet, dans un réseau carré, cette distance est égale à  $d_{max} = \sqrt{2}/2 \times SP \approx 0,71 \times SP$ , alors que dans un réseau hexagonal, elle vaut  $d_{max} = \sqrt{3}/3 \times SP \approx 0,58 \times SP$ .

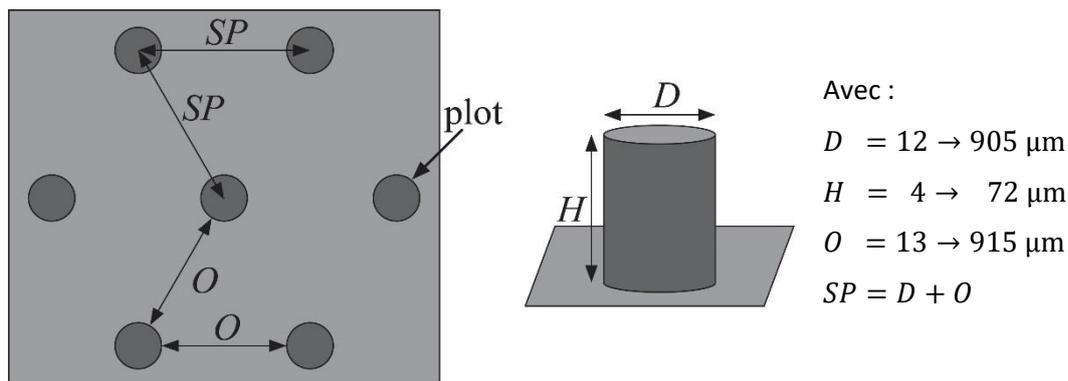


Figure 2.9 : Géométrie souhaitée des surfaces micro-texturées. Des plots cylindriques sont disposés dans le plan selon un réseau hexagonal.

À la suite d'un procédé de réplcation des substrats texturés, des échantillons en résine polyuréthane d'une dimension de  $60 \times 26 \text{ mm}^2$  ont été obtenus. Ceux-ci ont été définis de façon à créer 5 groupes d'échantillons, différenciés entre eux d'un point de vue purement géométrique, et pour lesquels au moins un des paramètres  $D$ ,  $H$  ou  $O$  est constant (Tableau 2.2). Concernant le groupe n°5, les textures ont été définies de la même manière que les textures macro-texturées avec un rapport  $SP/D = 2$ .

	$D$ [ $\mu\text{m}$ ]	$H$ [ $\mu\text{m}$ ]	$O$ [ $\mu\text{m}$ ]	Nombre de surfaces
Groupe n°1	Constant 110	Constant 20	Variable 10 $\rightarrow$ 910	12
Groupe n°2	Constant 110	Variable 5 $\rightarrow$ 50	Constant 110	10
Groupe n°3	Constant 210	Variable 5 $\rightarrow$ 50	Constant 110	10
Groupe n°4	Variable 10 $\rightarrow$ 910	Constant 20	Constant 110	13
Groupe n°5	Variable 25 $\rightarrow$ 910	Constant 20	Variable 25 $\rightarrow$ 910	11

Tableau 2.2 : Paramètres géométriques ciblés pour les 5 groupes d'échantillons.

## 2.2. Procédé de fabrication des échantillons

Le procédé de fabrication des échantillons est subdivisé en 3 phases successives : photolithographie, gravure plasma et réplique. La Figure 2.10 présente ces 3 phases de production des échantillons.

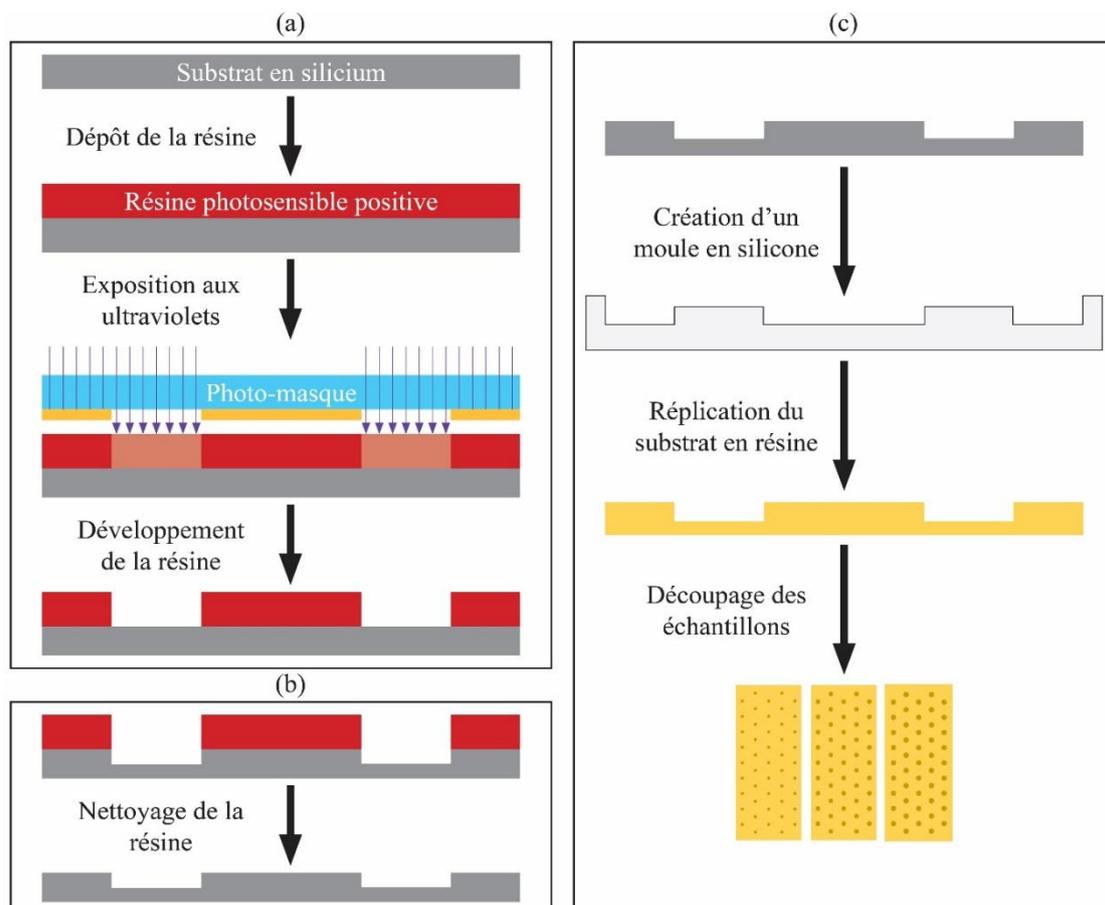


Figure 2.10 : Les trois phases de fabrication des échantillons micro-texturés. Photolithographie (a) ; gravure plasma (b) ; réplique en résine polyuréthane du substrat en silicium (c).

Les deux premières phases ont été réalisées en salle blanche, au sein de la plateforme technologique Mimento, et conduisent à la création d'un substrat micro-texturé en silicium. La dernière phase a quant à elle été réalisée dans l'environnement classique de laboratoire et aboutit à l'obtention de surfaces texturées polymériques.

### 2.2.1. Photolithographie

La photolithographie consiste à imprimer un motif sur une résine photosensible préalablement déposée sur le substrat en silicium monocristallin d'orientation (100), qui se présente sous la forme d'un disque de 4 pouces de diamètre et d'épaisseur 500  $\mu\text{m}$ . 5 étapes successives sont nécessaires pour réaliser la photolithographie.

#### **Nettoyage du substrat en silicium :**

Le substrat en silicium doit d'abord être nettoyé. Pour cela, il a été plongé dans l'acétone pendant 1 min, rincé à l'eau dé-ionisée puis à l'éthanol avant d'être séché à l'aide d'azote sous pression. Le substrat a ensuite subi un étuvage à 120°C pendant 10 min.

#### **Dépôt de la résine photosensible :**

Une couche de 2,6  $\mu\text{m}$  de résine photosensible positive (*ECI3027*) a été déposée sur le substrat. Pour cela, un promoteur d'adhérence (*TI PRIME*) a été préalablement déposé au centre du substrat puis a été étalé en entraînant celui-ci en rotation dans une *tournette RC-8*. La vitesse de rotation du substrat augmente avec une accélération de 1000  $\text{tr/s}^2$  jusqu'à atteindre 3000  $\text{tr/min}$  puis est maintenue pendant 20 s. Le substrat subit un recuit à 120°C pendant 2 min. Une dose de résine photosensible a ensuite été déposée sur le substrat selon le même procédé (rotation à 3500  $\text{tr/min}$  pendant 30 s avec une accélération de 4000  $\text{tr/s}^2$ ). Le substrat a alors subi un recuit pendant 1 min puis a été refroidi jusqu'à la température ambiante pendant 5 min. Les recuits employés permettent d'éliminer l'excès de solvant présent dans la résine.

#### **Fabrication du photo-masque :**

Le photo-masque est une pièce transparente en quartz dont l'une des faces est revêtue d'une couche de 100 nm de chrome selon le motif de texture souhaité. Après avoir créé les motifs du photomasque à l'aide du logiciel *LayoutEditor*, celui-ci a été fabriqué avec un masqueur de lithographie optique (*HEIDELBERG DWL 200*) qui est un système précis d'écriture au laser. Il tient le rôle de pochoir, de sorte qu'un rayonnement ultraviolet incident n'est transmis qu'en dehors des zones constituant son motif. Trois motifs différents sont imprimés sur chaque photo-masque réalisé, permettant ainsi la fabrication de trois textures différentes par substrat en silicium. Les surfaces apparaissant sur un même photo-masque ont été choisies de manière à présenter des ouvertures  $O$  semblables pour limiter les éventuelles différences de profondeur de gravure sur un même substrat qui seraient dues à des distances entre motifs à graver très variables (cf § 2.1, chap. 2).

#### **Exposition aux ultraviolets :**

La résine photosensible a ensuite été insolée par des ultraviolets afin d'imprimer le motif souhaité sur le substrat. Pour cela, le substrat et le photo-masque ont été placés dans un aligneur (*EVG620*). La densité d'énergie qui a été utilisée lors de l'insolation est de 170  $\text{mJ/cm}^2$ , ce qui correspond à une durée d'insolation de 17 s. Le substrat a ensuite été maintenu à l'air ambiant pendant 2 min avant de subir un recuit à 115°C pendant 1 min.

### Développement de la résine photosensible :

La résine étant photosensible et positive, son exposition aux ultraviolets permet de modifier ses caractéristiques et de rendre solubles les zones exposées par immersion dans un solvant : le MF26-A. Pour nettoyer la résine insolée, le substrat a ainsi été plongé dans du MF26-A pendant 45 s puis rincé à l'eau dé-ionisée avant d'être séché à l'aide d'azote gazeux sous pression.

À l'issue des cinq étapes décrites ci-dessus, le substrat obtenu comporte 3 zones qui correspondront ultérieurement à 3 surfaces texturées (Figure 2.11). Sur chacune de ces zones, le substrat est recouvert d'une couche de résine selon un motif déterministe définissant la géométrie planaire de la future surface texturée.

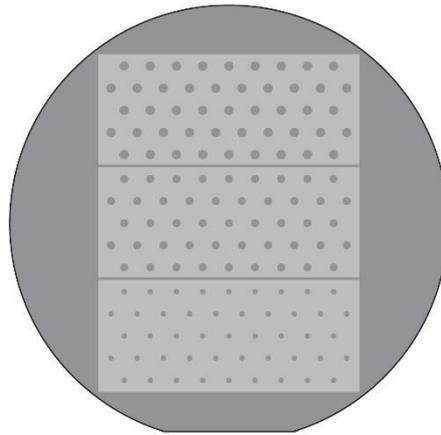


Figure 2.11 : Structure du substrat en silicium après le développement de la résine.

### 2.2.2. Gravure plasma

#### Gravure DRIE :

La gravure du substrat a été réalisée avec une *DRIE SPTS* dans une chambre à vide maintenue à 0°C. Le procédé DRIE (Deep Reactive Ion Etching) consiste à répéter  $n$  cycles constitués de deux étapes successives :

- une première étape constituée d'une gravure physique couplée à une gravure chimique sèche. La gravure physique est réalisée avec un gaz qui est ionisé par un fort champ électrique. Les ions provenant du plasma ainsi créé bombardent la surface du substrat. Un gaz fortement réactif (Hexafluorure de soufre  $SF_6$ ) est ajouté au plasma afin d'accélérer la gravure du substrat par une attaque chimique,
- une seconde étape consistant à déposer un film inhibiteur (PTFE) sur les substrats en injectant un second gaz dans la chambre à vide ( $S_4F_8$ ). Lors du cycle de gravure suivant, le PTFE n'est éliminé par le bombardement ionique qu'au fond de la zone à graver, les flancs du motif restant protégés. Cette technique de gravure permet d'augmenter l'anisotropie de la gravure (Figure 2.12 (b)) en évitant la création de cavités indésirables sous la couche de résine protectrice.



Figure 2.12 : Gravure isotrope : le silicium est gravé sous la résine (a) ; gravure anisotrope : la gravure est unidirectionnelle (b).

**Nettoyage du substrat :**

Pour clore cette phase d'élaboration, la résine photosensible résiduelle a été éliminée en plongeant le substrat dans un bain d'acétone pendant 2 min. Ce dernier a ensuite été rincé à l'eau dé-ionisée, puis trempé dans l'éthanol et séché avec de l'azote gazeux sous pression. Néanmoins, cette étape ne conduit pas à une élimination totale de la résine. Pour compléter ce nettoyage, le substrat a ensuite été placé pendant 20 min dans un plasma oxygéné à l'aide d'un appareil dédié (*DSB 6000 Nanoplas*) permettant le délaquage des résines.

**2.2.3. Réplication des substrats**

Cette troisième et dernière phase d'élaboration des échantillons consiste essentiellement à créer une réplique en résine polyuréthane du substrat texturé, puis à dissocier cette réplique en 3 échantillons distincts. Cette phase s'appuie donc sur la fabrication d'un moule, la réalisation d'une réplique, son découpage puis son nettoyage.

**Fabrication d'un moule en silicone :**

La Figure 2.13 montre le dispositif permettant la réalisation du moule des substrats en silicium. Le substrat a d'abord été collé sur un support se présentant sous la forme d'un disque en acier d'une épaisseur de 7,3 mm. Une plateforme, constituée d'un disque en aluminium et de trois vis, a été placée dans une cuve étanche. L'horizontalité de la plateforme a été précautionneusement ajustée à l'aide des vis et d'un niveau, car elle contrôle le parallélisme du moule qui sera ultérieurement réalisé.

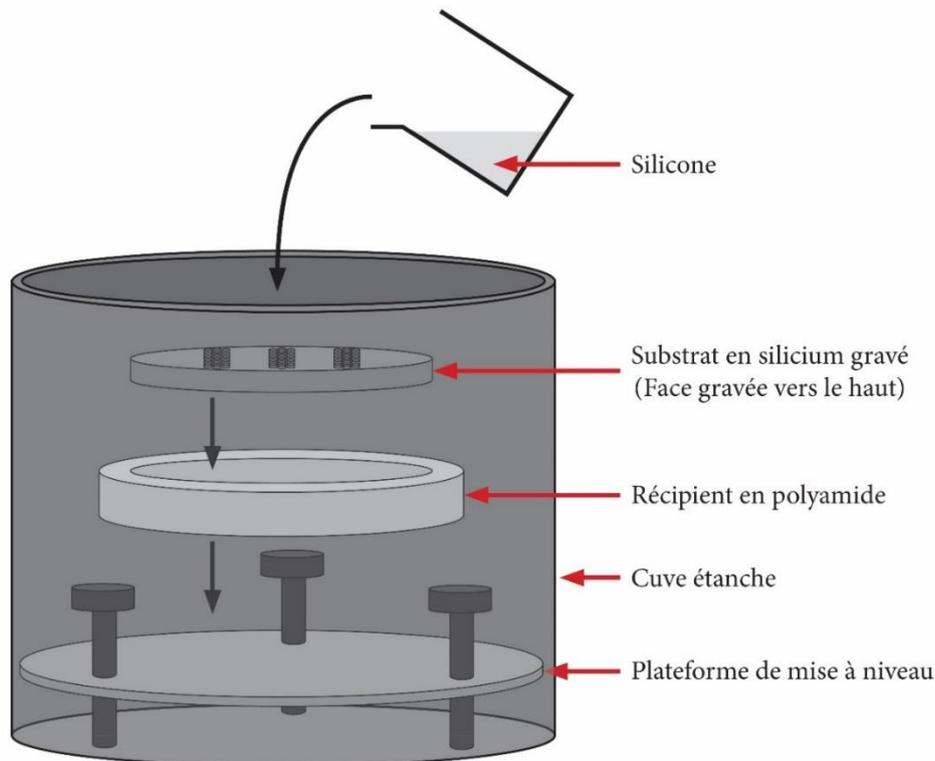


Figure 2.13: Schéma du dispositif permettant la réalisation des moules en silicone à partir des substrats en silicium.

Un silicone (*Bluesil RTV 3428*) composé de deux précurseurs a ensuite été préparé en mélangeant la base ( $m = 130$  g) et le catalyseur ( $m = 13$  g). Le mélange a ensuite été versé dans un récipient en polyamide préalablement déposé sur la plateforme jusqu'à recouvrir totalement le substrat. Une pression de 2 bars a ensuite été appliquée par injection d'air comprimé dans la cuve. Après 24h de réticulation, le moule en silicone a été démoulé. Le démoulage doit être réalisé avec précaution afin d'éviter le type de défaut visible sur la Figure 2.14. Dans un premier temps, un scalpel a été appliqué sur le flanc interne du récipient en polyamide afin d'en décoller la circonférence du moule, puis un poussoir a été utilisé pour déloger du récipient l'ensemble {support/substrat/moule} en son centre à travers un perçage réalisé au fond du récipient en polyamide (perçage initialement obstrué lors de la réticulation). Enfin, le moule en silicone a été très précautionneusement désolidarisé de l'ensemble {support/substrat}.



Figure 2.14 : Défaut apparaissant sur le moule puis sur les répliques lors d'un démoulage trop rapide.

#### Réplique en résine polyuréthane :

La résine polyuréthane utilisée est un mélange bi-composant (*Rencast FC52*) contenant à part égale deux précurseurs dont l'un d'eux est chargé en catalyseur. Le même système de plateforme et de cuve étanche a été utilisé afin d'assurer le parallélisme entre la face inférieure et la face supérieure de la réplique. Le moule en silicone a été placé sur la plateforme, puis le mélange de résine a été versé dans le moule jusqu'à obtenir une épaisseur de 3 mm. La cuve a ensuite été mise sous une pression de 1 bar pendant 2 h afin d'assurer la réticulation totale de la résine. La réplique du substrat peut ensuite être démoulée facilement.

#### Découpage des échantillons au laser :

Une fois la réplique du substrat en silicium obtenue, il est nécessaire de désolidariser les 3 échantillons contenus sur une même réplique. Cette action a été réalisée par découpage laser (*Trotec, Speedy 300 flexx*), avec un laser CO<sub>2</sub> réglé sur une puissance de 60 W et une vitesse de déplacement du laser de 32 mm/s. La Figure 2.15 montre quelques exemples d'échantillons finalement obtenus.

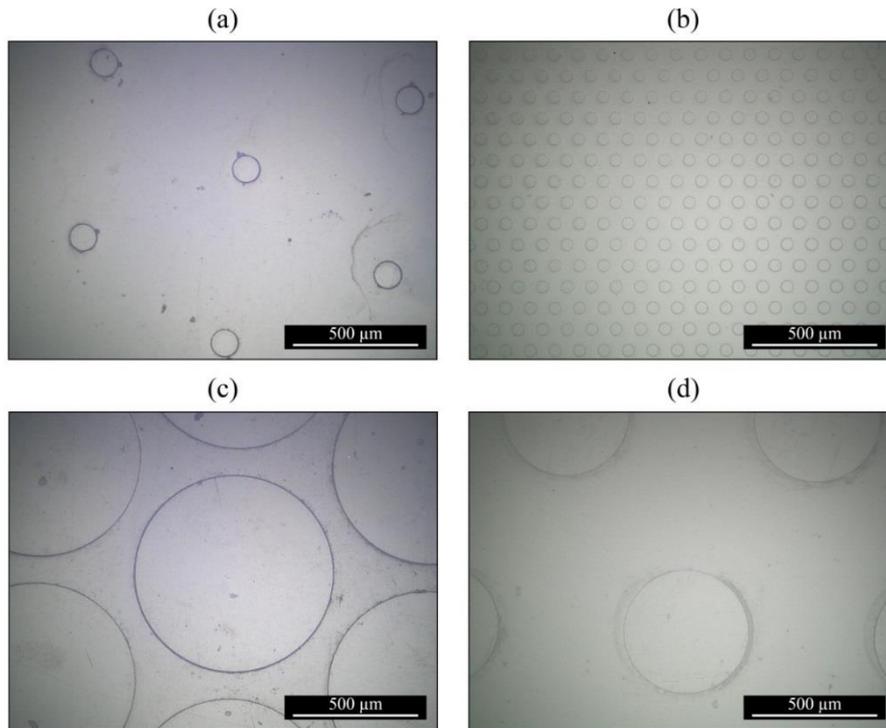


Figure 2.15 : Quelques exemples d'échantillons (Grossissement  $\times 200$ ) : [ $H = 18 \mu\text{m}$  ;  $D = 106 \mu\text{m}$  ;  $O = 610 \mu\text{m}$ ] (a) ; [ $H = 22 \mu\text{m}$  ;  $D = 46 \mu\text{m}$  ;  $O = 54 \mu\text{m}$ ] (b) ; [ $H = 29 \mu\text{m}$  ;  $D = 797 \mu\text{m}$  ;  $O = 116 \mu\text{m}$ ] (c) ; [ $H = 18 \mu\text{m}$  ;  $D = 507 \mu\text{m}$  ;  $O = 510 \mu\text{m}$ ] (d).

Cette méthode présente l'avantage de découper rapidement un grand nombre d'échantillons de mêmes dimensions, mais induit un endommagement d'origine thermique de la texture sur le pourtour des échantillons (Figure 2.16 (b)). Néanmoins, l'endommagement thermique se cantonne à une bande périphérique d'environ 3 mm de large, qui constituera donc une zone interdite pour l'exploitation des échantillons. Une fois les échantillons découpés, ceux-ci doivent être saisis avec précaution afin d'éviter le défaut caractéristique de préhension visible sur la Figure 2.16 (a).

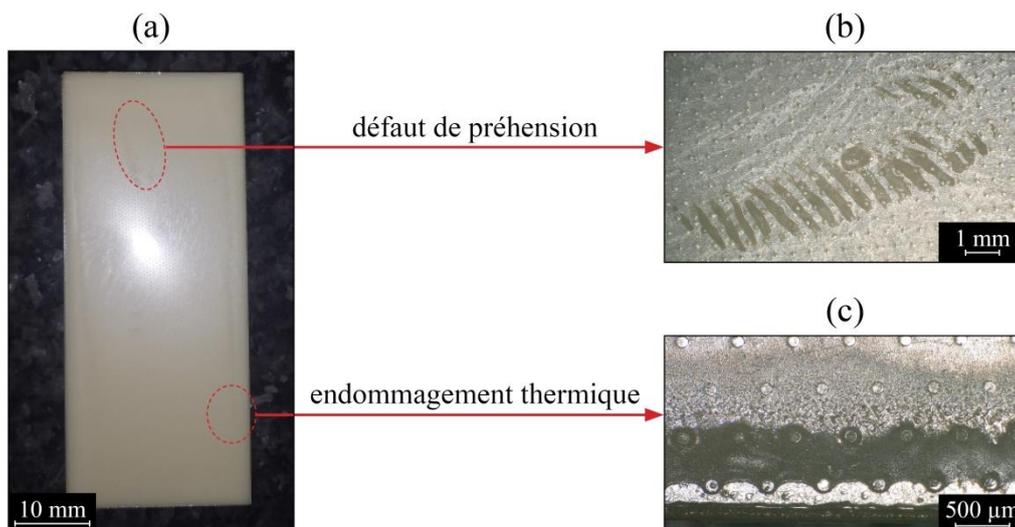


Figure 2.16 : Texture obtenue après réplcation (a) ; défaut de préhension apparaissant lors d'une mauvaise manipulation après la découpe au laser (b) ; endommagement thermique sur les bords des échantillons dû au découpage laser (c).

**Nettoyage lessiviel des échantillons :**

Les échantillons ont été placés dans un bain lessiviel aqueux pendant 15 min puis rincés à l'eau claire avant d'être placés sous ultrasons (45 KHz, 60 W) dans un bain d'eau distillée maintenu à 38°C pendant 5 min. Enfin les échantillons ont été déposés sur du papier absorbant pour un séchage à l'air ambiant pendant plusieurs heures.

**2.3. Caractérisation des surfaces micro-texturées****2.3.1. Caractéristiques géométriques**

La topographie des 52 surfaces micro-texturées a été caractérisée à l'aide d'un microscope numérique confocal (*Keyence VH-ZST*). Pour chaque surface, les analyses ont été réalisées en trois zones différentes situées sur la ligne centrale des échantillons, et dispersées sur leur longueur. Pour chaque surface, 9 plots et 15 distances inter-plots ont été mesurés de manière à déterminer les valeurs moyennes et les écarts-types de  $D$ ,  $H$  et  $O$ . Des images MEB ont également permis de caractériser la forme des plots réalisés avec cette méthode de fabrication (Figure 2.17 (a)). Les plots sont cette fois-ci bien cylindriques, permettant de valider la méthode de fabrication par gravure plasma. La Figure 2.17 (b) montre le type de réseau hexagonal obtenu. Le Tableau 2.3 résume les caractéristiques géométriques de tous les échantillons micro-texturés. Le Tableau 2.4 donne les valeurs moyennes et écarts-types de l'erreur commise par rapport aux valeurs ciblées exprimés en %.

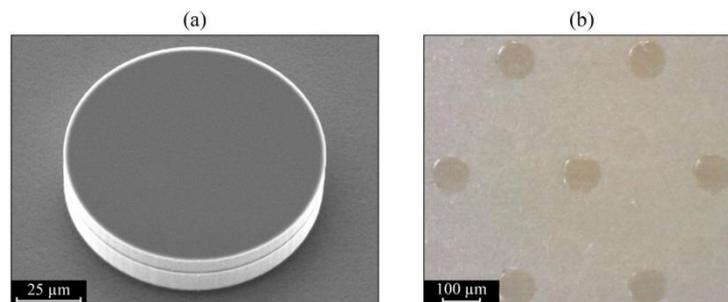


Figure 2.17 : Image MEB d'un plot cylindrique (a) ; réseau hexagonal de répartition de plots observé en microscopie optique conventionnelle (b).

Groupe	Référence	$D$ [ $\mu\text{m}$ ]	$O$ [ $\mu\text{m}$ ]	$H$ [ $\mu\text{m}$ ]	Marqueur
Groupe n°1	F1	$108 \pm 2$	13	$20 \pm 3$	
	F2		27		
	F3		53		
	F4		112		
	F5		210		
	F6		309		
	F7		408		
	F8		508		
	F9		610		
	F10		709		
	F11		810		
	F12		915		
Groupe n°2	F13	$108 \pm 1$	$111 \pm 1$	4	
	F14			11	
	F4			19	
	F15			27	
	F16			33	
	F17			38	
	F18			43	
	F19			51	
	F20			57	
	F21			62	
Groupe n°3	F22	$207 \pm 1$	$111 \pm 1$	5	
	F23			14	
	F24			22	
	F25			31	
	F26			38	
	F27			46	
	F28			51	
	F29			60	
	F30			67	
	F31			73	

Groupe	Référence	$D$ [ $\mu\text{m}$ ]	$O$ [ $\mu\text{m}$ ]	$H$ [ $\mu\text{m}$ ]	Marqueur
Groupe n°4	F32	12	$114 \pm 1$	$24 \pm 5$	
	F33	22			
	F34	46			
	F35	72			
	F4	107			
	F24	206			
	F36	306			
	F37	405			
	F38	502			
	F39	599			
	F40	699			
	F41	797			
	F42	904			
Groupe n°5	F43	22	28	$20 \pm 1$	
	F44	46	54		
	F4	107	112		
	F45	210	208		
	F46	308	309		
	F47	408	411		
	F48	507	510		
	F49	608	611		
	F50	704	712		
	F51	802	812		
	F52	905	909		

Tableau 2.3 : Paramètres géométriques des textures mesurés pour les 5 groupes constituant le set de surfaces micro-texturées et le nombre de surfaces pour chaque groupe.

	erreur sur $D$ [%]	erreur sur $H$ [%]	erreur sur $O$ [%]
Groupe n°1	$2 \pm 1$	$14 \pm 8$	$4 \pm 8$
Groupe n°2	$2 \pm 1$	$23 \pm 8$	$1 \pm 1$
Groupe n°3	$1 \pm 1$	$40 \pm 18$	$1 \pm 1$
Groupe n°4	$5 \pm 5$	$24 \pm 14$	$3 \pm 1$
Groupe n°5	$2 \pm 4$	$4 \pm 3$	$2 \pm 4$

Tableau 2.4 : Erreurs moyennes par rapport à la cible.

Les erreurs obtenues pour la hauteur sont importantes à cause des difficultés mentionnées précédemment pour contrôler la profondeur de gravure. Comme mentionné dans les paragraphes § 2.1 et § 2.2.2 de ce chapitre, la profondeur de gravure dépend du nombre  $n$  de cycles de gravure réalisés et de l'étendue de la surface à graver. De plus, des mesures réalisées dans différentes zones des substrats en silicium ont montré que la profondeur de gravure n'était pas homogène sur l'ensemble du substrat. Cette différence n'est pas uniquement due à l'étendue de la surface à graver car l'écart-type sur une même texture reste non négligeable ( $\approx 15\%$  de la hauteur des plots). Une inhomogénéité de la profondeur de gravure dans la chambre de la DRIE SPTS est donc à mettre en cause. Cependant, ces écarts-types restent faibles ( $\approx 3\%$  de la hauteur des plots) si on considère la ligne centrale d'un échantillon.

La Figure 2.18 offre une cartographie des 5 groupes d'échantillons en fonction de leurs paramètres géométriques. Cette figure montre que la méthode d'élaboration qui a été déployée permet d'aboutir à un ensemble étoffé de surfaces :

- présentant des textures submillimétriques construites selon un motif de textures identiques,
- qui peut être subdivisé en 5 groupes pour lesquels des variations communes des paramètres  $H$ ,  $D$  et  $O$  sont garantis.

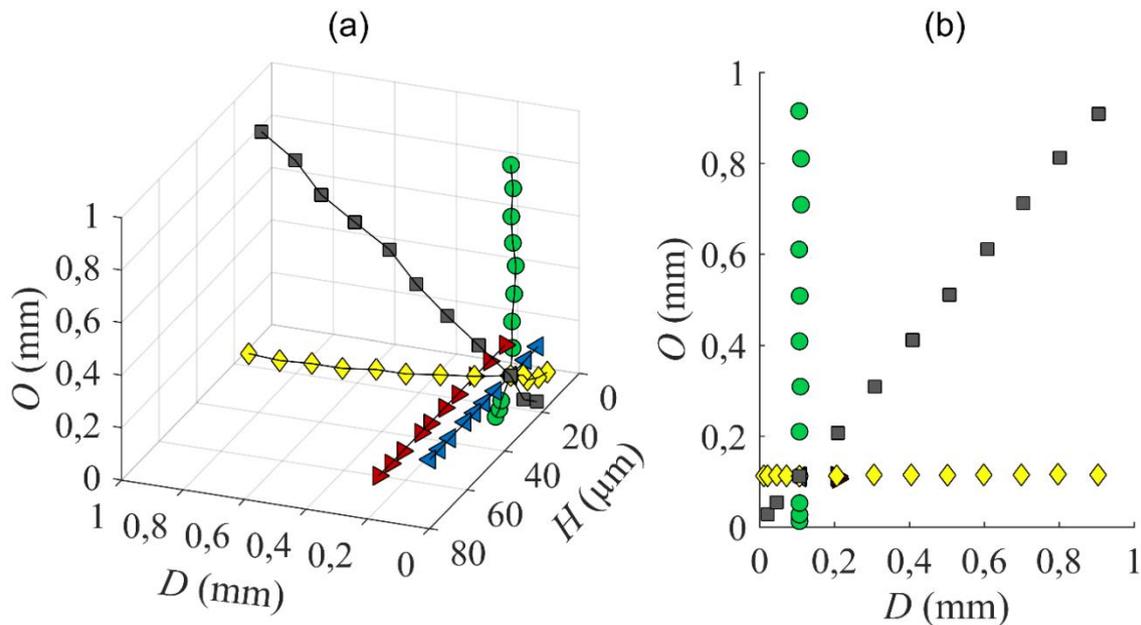


Figure 2.18 : Domaine de variation des paramètres  $H$ ,  $D$  et  $O$  pour chaque groupe de surfaces micro-texturées dans l'espace  $[H ; D ; O]$  (a) ; et dans le plan  $[D ; O]$  (b). En cercle vert les surfaces du groupe n°1, en triangle bleu du groupe n°2, en triangle rouge du groupe n°3, en losange jaune du groupe n°4 et en carré gris du groupe n°5.

À partir des paramètres géométriques, la densité surfacique de plots  $ds_{plots}$  (surface des plots normalisée par la surface totale de l'échantillon) peut alors être calculée :

$$ds_{plots} = \frac{\pi \cdot D^2}{2\sqrt{3}(O + D)^2} \quad (\text{Équation 2.2})$$

La figure 2.19 montre l'influence de la densité surfacique de plots sur la profondeur de gravure obtenue avec la DRIE SPTS. À l'exception des groupes n° 2 et n°3 qui ont été réalisés avec des

nombre de cycles de gravure différents, il y a une relation linéaire entre la profondeur obtenue et la densité de plots lorsque le nombre de cycles de gravure est le même ( $n = 32$  ici). Cette figure permet également de voir que les échantillons des groupes n°2, n°3 et n°5 sont à densités de plots constantes. Les droites discontinues présentes sur ce graphique représentent les valeurs cibles en terme de hauteur pour les groupes n°1, n°4 et n°5 (en gris), et de densité surfacique pour les groupes n°2 et n°5 (en bleu) et pour le groupe n°3 (en rouge).

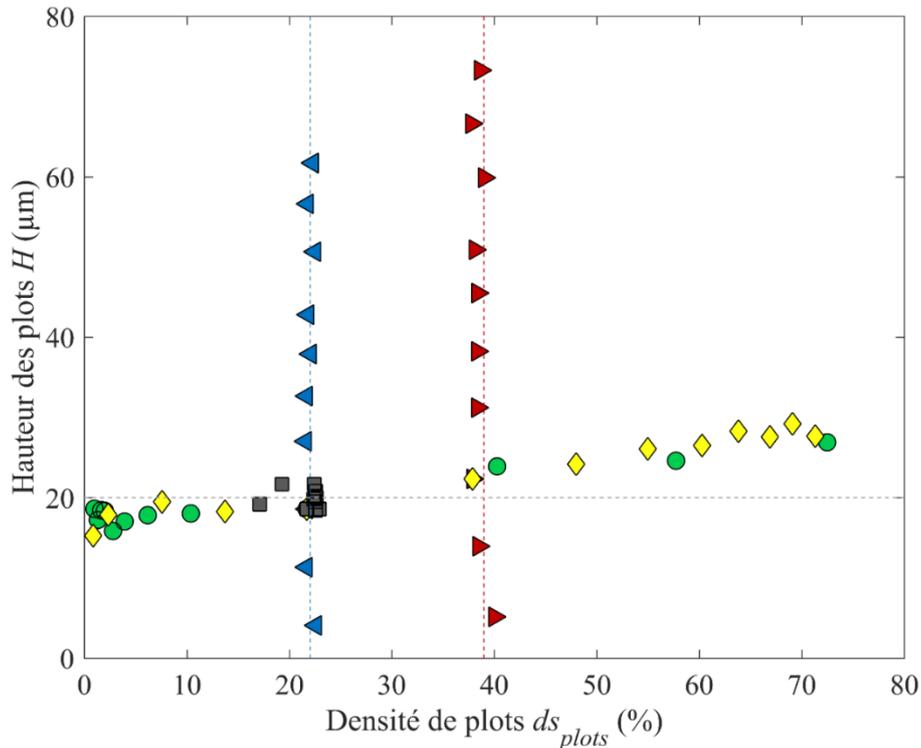


Figure 2.19 : Hauteur des plots en fonction de leur densité surfacique. Les droites discontinues donnent les valeurs cibles : en gris, la hauteur ciblée pour les groupes n°1, n°4 et n°5, en bleu, la densité ciblée pour les groupes n°2 et n°5, et en rouge la densité ciblée pour le groupe n°3.

### 2.3.2. Paramètres topographiques

Les surfaces ayant peu de défauts géométriques, l'Équation 2.1, permettant d'obtenir la hauteur moyenne quadratique à partir d'une surface réelle, a pu être simplifiée en l'Équation 2.3 en posant l'hypothèse que l'intégralité des plots sur un même échantillon sont situés à une altitude constante  $z = H$  par rapport au plan de base. Le Tableau 2.5 donne les valeurs de  $Sq$  pour chacun des groupes d'échantillons.

$$Sq = H \sqrt{ds_{plots}(1 - ds_{plots})} \quad (\text{Équation 2.3})$$

	Groupe n°1	Groupe n°2	Groupe n°3	Groupe n°4	Groupe n°5
$Sq$ [ $\mu\text{m}$ ]	2 → 12	2 → 26	3 → 36	1 → 14	$8 \pm 0,5$

Tableau 2.5 : Paramètres de rugosité  $Sq$  pour les 5 groupes de surfaces micro-texturées.

### 3. Conclusion

Dans ce chapitre, les deux sets de surfaces utilisés dans cette thèse ont été présentés. Le premier set d'échantillons, constitué de surfaces macro-texturées a été obtenu par impression 3D. Les échantillons sont parsemés de cônes tronqués, disposés sur un réseau carré.

Le second set, constitué de surfaces micro-texturées a été obtenu par réplcation de textures fabriquées par gravure plasma en salle blanche. Cette méthode a permis l'obtention de textures très précises et très fines.

Les caractérisations géométriques de ces deux sets ont été réalisées avec des microscopes numériques confocals.

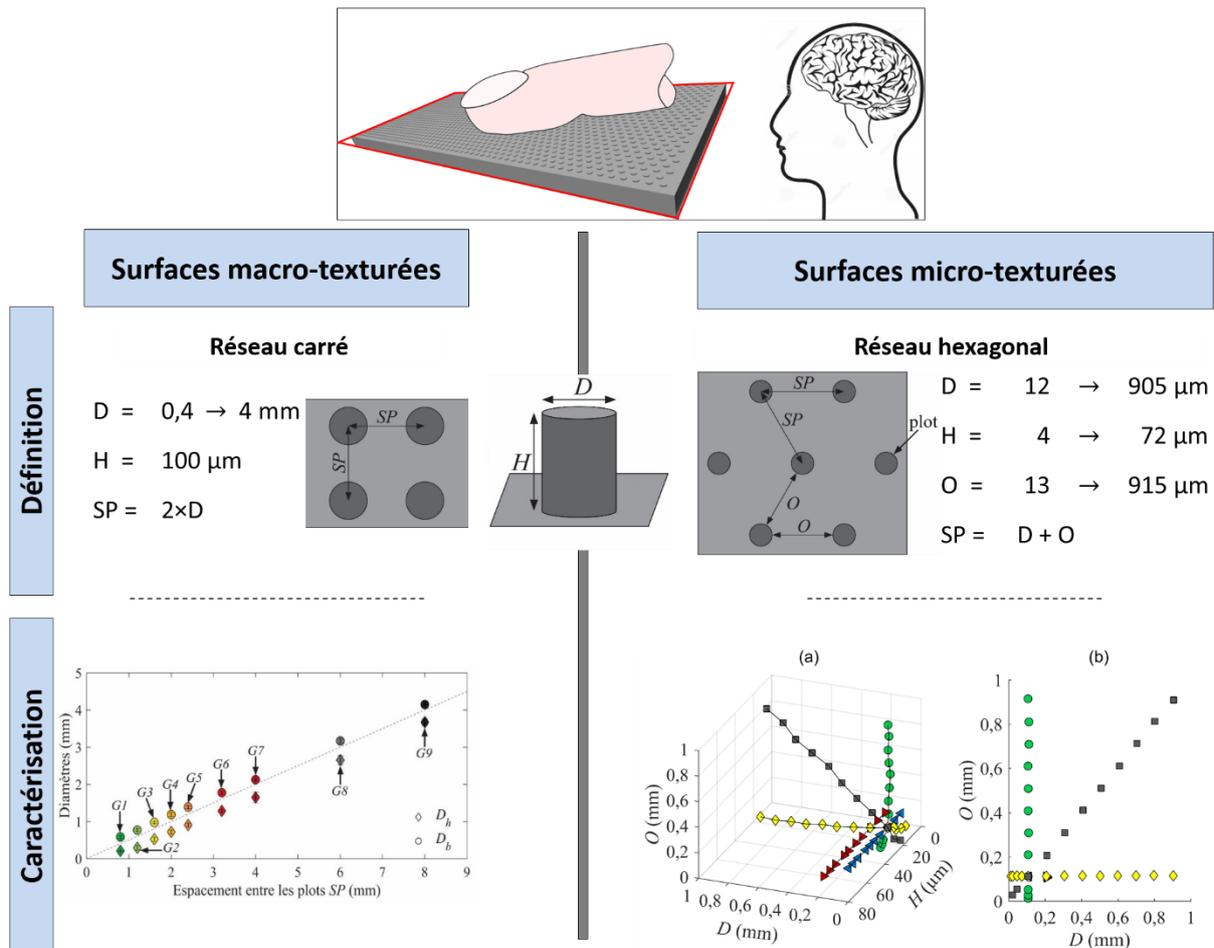


Figure 2.23 : Définition et caractérisation géométriques des surfaces macro-texturées et micro-texturées.

# Chapitre 3 :

## Le contact doigt / surfaces texturées

Ce chapitre est dédié à l'étude du contact entre le doigt et les surfaces texturées. Un état de l'art du comportement tribologique du doigt en mouvement est donné dans une première partie. Après avoir présenté le tribomètre permettant la réalisation des essais de frottement, ainsi que le modèle numérique permettant d'estimer les aires réelles du contact doigt / surfaces texturées, les études sur l'influence des propriétés géométriques des surfaces et des propriétés du doigt, sur le comportement tribologique du contact sont détaillées. Finalement, deux plans d'expériences permettant d'étudier l'influence de ces paramètres sur les aires de contact sont présentés.

1. ÉTAT DE L'ART SUR LA TRIBOLOGIE TACTILE .....	67
1.1. Le coefficient de frottement .....	67
1.2. Modèle de frottement tactile .....	71
1.3. Les vibrations induites par frottement .....	71
2. MESURE DU COMPORTEMENT TRIBOLOGIQUE DU DOIGT SUR DES SURFACES TEXTURÉES .....	74
2.1. Présentation du tribomètre ActivTact .....	74
2.2. Acquisition des données .....	75
2.3. Protocole de réalisation des essais tribologiques .....	75
2.4. Traitement des données .....	77
2.5. Justesse du tribomètre .....	78
2.6. Conclusion .....	83
3. MODELE NUMERIQUE DU CONTACT DOIGT / SURFACES TEXTUREES .....	84
3.1. Présentation du modèle .....	84
3.2. Validation du modèle .....	86
4. INFLUENCE DE LA TOPOGRAPHIE DES SURFACES SUR LE COMPORTEMENT TRIBOLOGIQUE ET VIBRATOIRE DU CONTACT DIGITAL .....	88
4.1. Protocoles de mesures .....	88
4.2. Étude de l'influence de la topographie des surfaces sur le coefficient de frottement .....	88
4.3. Étude de l'influence de la topographie des textures sur l'intensité des vibrations induites par frottement .....	98
4.4. Étude de l'influence de la topographie des surfaces sur les fréquences des vibrations induites par frottement .....	100
5. INFLUENCE DES PROPRIETES DU DOIGT SUR LE FROTTEMENT TACTILE .....	106
5.1. État de l'art de l'influence des propriétés du doigt sur le coefficient de frottement .....	106
5.2. Résultats de l'étude de l'influence des propriétés du doigt sur le frottement .....	107
5.3. Conclusion .....	110
6. ÉTUDE DE L'ÉVOLUTION DE L'AIRE DE CONTACT PAR DES PLANS D'EXPERIENCES .....	111
6.1. Présentation du principe à l'aide d'un plan à deux paramètres .....	111
6.2. Influence de la topographie des surfaces .....	113
6.2. Influence des propriétés du doigt .....	116
6.3. Conclusion .....	119
7. CONCLUSION .....	120

## 1. État de l'art sur la tribologie tactile

La compréhension des phénomènes se déroulant durant le contact entre la peau et une surface est nécessaire dans de nombreux domaines. Ainsi, certains auteurs ont étudié les cosmétiques<sup>210-212</sup>, les blessures apparaissant lors du frottement<sup>213-216</sup> ou la manipulation des objets<sup>217-221</sup>. D'autres auteurs tentent de relier la sensation tactile au comportement tribologique du doigt<sup>155,220,222-224</sup>, afin d'identifier et soigner la déficience tactile, d'améliorer l'attrait tactile d'un produit, ou le fonctionnement des effecteurs tactiles<sup>67,225-228</sup>.

Dans le cadre de ces études, il est nécessaire de distinguer les mesures de frottement *in vivo* du doigt réalisées en *Passif* ou en *Actif*<sup>229</sup>. Dans un essai *Passif*, le doigt est maintenu, et le mouvement est réalisé à l'aide d'un dispositif contrôlant la vitesse et la force de contact. Au contraire, dans un essai *Actif*, l'individu réalise le déplacement en contrôlant la vitesse, la force du contact et la position de son doigt. Dans un essai de ce type, le doigt est ainsi dans une position naturelle, permettant d'avoir un comportement identique à celui présent lors de l'exploration tactile. Le mouvement *Actif* permet à un individu d'avoir une meilleure perception tactile qu'un mouvement *Passif*<sup>230-232</sup>. De nombreux auteurs ont étudié le frottement *in vivo* du doigt lors d'un mouvement linéaire se rapprochant de l'exploration naturelle, amenant des informations sur la position, ainsi que les conditions de contacts, naturellement adoptées lors de l'exploration tactile<sup>58,67,236,149,155,222-224,233-235</sup>. Il a ainsi été observé que les volontaires utilisent un angle d'environ 20° entre leur doigt et la surface<sup>237</sup>. Les conditions de contact naturellement appliquées par les individus sont de l'ordre de 40 mm.s<sup>-1</sup> en moyenne pour les vitesses de déplacement<sup>104,222,238-240</sup>, et de 0,25 à 1 N pour les forces de contact<sup>198,222,236,241</sup>.

Dans cette étude, le comportement tribologique du doigt est étudié en mode actif, et analysé d'une part en mesurant les coefficients de frottement entre celui-ci et une surface, et d'autre part en mesurant les vibrations induites par frottement mesurées sur l'ongle du doigt.

### 1.1. Le coefficient de frottement

Le coefficient de frottement  $\mu$  est défini comme étant le rapport de la force de frottement  $F_T$  sur la force normale  $F_N$  (Équation 3.1).

$$\mu = \frac{F_T}{F_N} \quad (\text{Équation 3.1})$$

Dans la littérature, le coefficient de frottement de la peau obtenu en frottant contre divers matériau varie de manière importante, entre 0,05 et 6. Il dépend de la zone du corps mesurée<sup>68,179,214,215,242-245</sup>, mais également des conditions de contact, des conditions climatiques, des propriétés de surfaces et enfin des propriétés des individus. Il a ainsi été montré qu'une augmentation de l'humidité relative de l'air entraîne un accroissement du coefficient de frottement<sup>57,68,155,179,234,246</sup>. Cette augmentation a été attribuée par certains à des effets capillaires plus importants provenant d'un plus grand volume d'eau dans le contact<sup>247-249</sup>, ou par d'autres à une plus grande aire de contact réelle entraînée par la plastification du Stratum corneum<sup>168,180</sup>.

La vitesse a une influence faible sur le coefficient de frottement. Il augmente légèrement jusqu'à une vitesse de 10 mm/s<sup>57,161,244,250-253</sup> puis diminue doucement pour des vitesses plus élevées<sup>57,155,235,250</sup>. Ce comportement a été expliqué par les propriétés viscoélastiques du doigt humain<sup>251</sup> et la

dynamique du phénomène d’occlusion (cf § 2, chap. 1) dans le contact<sup>57</sup>. Au contraire, la force de contact a une grande influence sur le coefficient de frottement qui suit une loi d’Amontons modifiée<sup>104,207,211,235,254</sup> selon l’Équation 3.2, avec  $n$  un coefficient compris entre 0,5 et 1<sup>149,155,168,198,224,242,255–258</sup>.

$$F_T = k * F_N^n \quad (\text{Équation 3.2})$$

Le coefficient de frottement  $k$  chute à faible force normale de manière significative. Cette évolution serait due à la différence entre l’aire de contact théorique et l’aire réelle reliée aux dermatoglyphes, et son évolution non linéaire avec  $F_N$ <sup>255,256,259</sup>. L’aire de contact va également être modifiée lorsque l’angle entre le doigt et l’échantillon change. Ainsi, en augmentant l’angle de 10° à 40°, l’aire et donc le coefficient de frottement diminuent<sup>260</sup>. L’influence de la répétition des essais de frottement ne semble pas clairement définie. Certains auteurs observent une augmentation du coefficient de frottement qu’ils attribuent à la libération de sueur<sup>236</sup> tandis que d’autres observent une diminution du coefficient de frottement qu’ils attribuent à la libération de sueur mais également de sébum dans le contact<sup>58,155,261</sup>. Lors d’un contact prolongé, une augmentation du coefficient de frottement avec le temps d’occlusion (cf § 2, chap. 1) a été observée<sup>57,179,223</sup>. Concernant l’influence des matériaux, le coefficient de frottement dépend de propriétés telles que la raideur, l’énergie de surface, la rugosité, etc. Un coefficient de frottement beaucoup plus élevée que sur un métal a été obtenu sur un polymère (au module d’Young bien plus faible)<sup>58</sup>, tandis qu’une augmentation de l’énergie de surface entraîne une augmentation du coefficient de frottement<sup>262–264</sup>.

Dans une publication de 2018, Zhou *et al.*<sup>265</sup> ont passé en revue une liste d’articles portant sur le frottement et sur la perception tactile. Malgré le nombre important d’articles sur ce sujet, l’influence de la géométrie de textures déterministes sur le comportement tribologique du doigt a été assez peu étudiée. Les principaux articles donnant des informations sur les paramètres géométriques des échantillons texturés ont été rapportés dans le Tableau 3.2. Des exemples de textures régulièrement utilisées dans la littérature sont représentés sur la Figure 3.1.

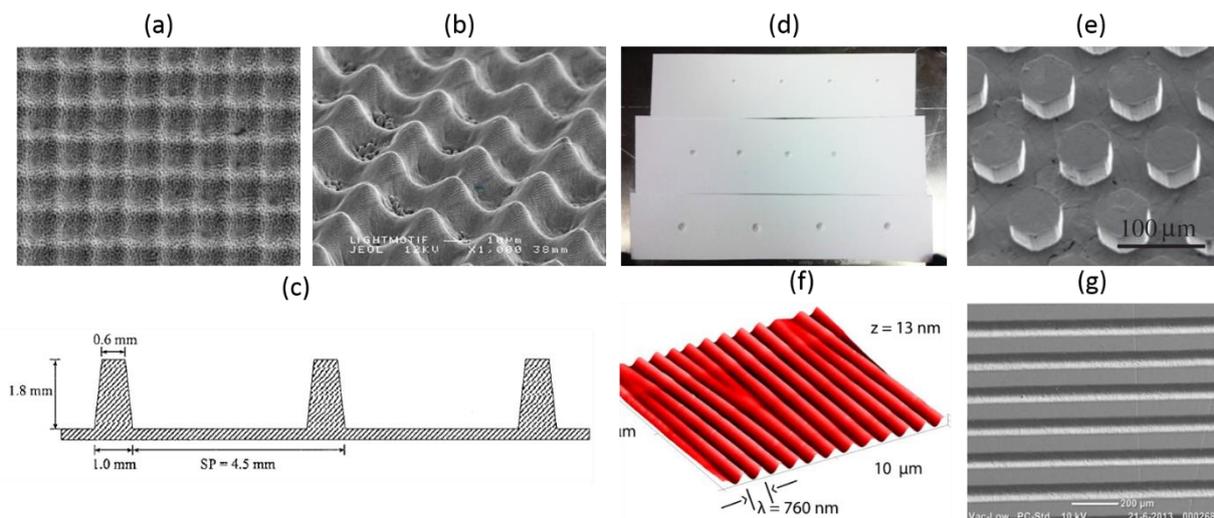


Figure 3.1 : Exemples de textures étudiées dans la littérature : Grilles<sup>104</sup> (a) ; cônes dans un réseau carré<sup>266</sup> (b) ; cônes tronqués dans un réseau rectangulaire<sup>267</sup> (c) ; demi-sphères<sup>268</sup> (d) ; Plots hexagonaux dans un réseau hexagonal<sup>269</sup> (e) ; rides<sup>224</sup> (f) ; stries parallèles<sup>270</sup> (g).

On observe ainsi dans ce tableau, que les études sont souvent composées d'assez peu d'échantillons, avec un nombre important de paramètres qui sont modifiés d'une étude à une autre (matériaux, type de texture, orientation des textures, paramètres géométriques...). De plus, plus d'un tiers de ces études utilisent des textures relativement grossières (hauteur des aspérités > 500  $\mu\text{m}$ ) et dispersées, ce qui entraîne une grande déformation du doigt. Ces textures sont ainsi très différentes de celles utilisées dans notre étude. Enfin, il y a assez peu d'études sur la plage de période spatiale 50 – 1000  $\mu\text{m}$  correspondant à celle du set de surfaces micro-texturées présenté dans ce manuscrit. D'autres études portent sur des textiles<sup>180,226,259,271</sup>, ou sur des échantillons non déterministes<sup>155,179,222,261,272,273</sup> tels que du papier abrasif. Bien que plus éloignées des surfaces utilisées dans ce manuscrit, ces études permettent d'obtenir des informations intéressantes sur l'influence de la rugosité, de la période spatiale moyenne et de la taille moyenne des motifs sur le coefficient de frottement et les vibrations induites.

Article	Nombre surfaces	Matériaux	Frotteur	Structures	Période spatiale (µm)	Largeur ou Diamètre (µm)	Hauteur (µm)
Bobjer <i>et al.</i> <sup>274</sup>	4	Polycarbonate	Doigt	stries parallèles	1000 – 2000	500 – 1500	500
Meftah <i>et al.</i> <sup>275</sup>	24	Polymère flexible	Doigt	Cône tronquée dans un réseau rectangulaire	1500 -8500	600	1000 – 1800
Smith <i>et al.</i> <sup>267</sup>	8	Polymère flexible	Doigt	Cône tronquée dans un réseau rectangulaire	1500 -8500	600	1800
Fagiani <i>et al.</i> <sup>240,276</sup>	9	Aluminium	Doigt	stries sinus	120 – 2170	/	10 – 100
Van Kuilenburg <i>et al.</i> <sup>266</sup>	8	Métal + TPU	Doigt	Cônes dans un réseau carré	30 – 60	1 – 5	20 – 30
Van Kuilenburg <i>et al.</i> <sup>277</sup>	9	Polypropylène	Doigt	Cônes dans un réseau carré	20 – 200	1 – 5	18 – 25
Darden <i>et al.</i> <sup>278</sup>	17	Laiton	Élastomère	stries parallèles	350 – 1500	150 – 600	15 – 120
Tomlinson <i>et al.</i> <sup>279</sup>	6	Polypropylène	Doigt	stries parallèles	2000 – 12000	1000 – 8000	500 – 2500
Skedung <i>et al.</i> <sup>224</sup>	16	Polymère NOA	Doigt	Rides	0,27 – 90	/	0,13 – 5
Tsipenyuk <i>et al.</i> <sup>269</sup>	6	Polyuréthane	Avant-bras + mousse à raser	Lignes + Plots hexagonaux dans un réseau hexagonal	50 – 1200	50 – 600	25 – 510
Zhang <i>et al.</i> <sup>270</sup>	3	Acier	Doigt	stries parallèles	100	45	5 – 30
Darden <i>et al.</i> <sup>268</sup>	3	Papier	Doigt	Demi-sphères	1 plot dans le contact	480 – 1000	480 – 1000
Arvidsson <i>et al.</i> <sup>234</sup>	13	Polymère NOA	Doigt	rides	30 – 100	/	1 – 10
Zhang <i>et al.</i> <sup>104</sup>	4	Acier	Doigt	Grilles	50 – 115	50 – 100	20 – 30
Vilhena <i>et al.</i> <sup>263</sup>	6	PDMS	Doigt + avant-bras	Plots hexagonaux dans un réseau hexagonal	?	1000 - 4000	500
Massimiani <i>et al.</i> <sup>280</sup>	12	Polyuréthane	Doigt	Plots cylindriques dans un réseau hexagonal	50 – 900	10 – 800	15 – 60

Tableau 3.2 : Articles portant sur la tribologie tactile de surfaces texturées.

## 1.2. Modèle de frottement tactile

La littérature en tribologie tactile s'accorde à estimer que la force de frottement totale  $F_T$  est égale à la somme de deux composantes qui n'interagissent pas entre elles<sup>281,282</sup>. Une première due à l'adhésion entre les deux surfaces  $F_{T,adh}$  et une seconde à la déformation des surfaces en contact  $F_{T,def}$ .

$$F_T = F_{T,adh} + F_{T,def} \quad (\text{Équation 3.3})$$

La dépendance du coefficient de frottement avec la force normale, dans le cas de faibles forces de contact, peut être expliquée par le modèle adhésif<sup>281</sup>, dans lequel la force tangentielle est dépendante de l'aire réelle de contact selon l'Équation 3.4 avec  $\tau$  la contrainte de cisaillement interfaciale, en se basant sur l'hypothèse d'un comportement Hertzien de l'aire réelle de contact  $A$ <sup>147,168,283-285</sup>.

$$F_{T,adh} = \tau A \quad (\text{Équation 3.4})$$

Une relation empirique a été proposée pour calculer la contrainte de cisaillement<sup>253</sup>. Il a en effet été observé une relation linéaire entre cette contrainte et la pression de contact pour des polymères. L'Équation 3.5 a été proposée, avec  $\tau_0$  la contrainte de cisaillement intrinsèque au matériau et  $\alpha$  un coefficient de pression.

$$\tau = \tau_0 + \alpha p \quad (\text{Équation 3.5})$$

Plusieurs auteurs ont montré la validité de cette équation dans le cas du frottement de la peau<sup>168,198,207,258,286</sup>, avec des valeurs comprises entre 0,2 et 1 pour  $\alpha$  et entre 2 et 15 kPa pour  $\tau_0$ .

Pour la composante de déformation, deux sous-composantes ont été principalement discutées dans la littérature. Une première, la plus importante, est le labourage du doigt par la surface. Elle est liée à l'hystérésis viscoélastique du doigt  $F_{T,hys}$ , obtenue en se basant sur les travaux de Greenwood *et al.*<sup>287</sup>, par l'expression suivante :

$$F_{T,hys} = \frac{3}{16} \beta \frac{\delta}{a} F_N \quad (\text{Équation 3.6})$$

où  $\beta$  est le facteur de perte viscoélastique. Celui-ci peut être obtenu en calculant l'aire entre les courbes de charge et de décharge lors d'une indentation<sup>266</sup>. Des valeurs de  $\beta$  variant de 0,3<sup>288</sup> à 0,5<sup>289</sup> ont été calculées.  $\delta$  est la profondeur de pénétration et  $a$ , le rayon de contact. Ces deux paramètres peuvent être calculés dans le cas de faibles déplacements avec la théorie de Hertz. Le second phénomène est l'emboîtement des dermatoglyphes dans les aspérités de la surface, dépendant principalement des propriétés géométriques.

## 1.3. Les vibrations induites par frottement

Les vibrations induites par frottement du doigt sur une surface ont été encore assez peu étudiées dans la littérature. Ces vibrations ont été étudiées avec des échantillons textiles<sup>235,290-292</sup>, ou encore avec des surfaces rigides isotropes (avec des rugosités particulières)<sup>240,276,293,294</sup> ou bien déterministes<sup>235,280,293-296</sup>. Il a été observé que le frottement du doigt dans une direction parallèle à

celui-ci entraîne une augmentation de l'intensité des vibrations dans l'intervalle de fréquence de sensibilité maximale des récepteurs de la peau (<500 Hz)<sup>148,297,298</sup>. Concernant la force de contact, une force normale entre 0.3 et 1 N ne semble pas influencer l'amplitude des vibrations induites par frottement<sup>235</sup>.

La méthode utilisée dans ce manuscrit pour mesurer les vibrations induites par frottement, est celle développée par l'équipe de Francesco Massi<sup>299</sup>. Un accéléromètre est fixé à l'ongle, et les vibrations induites par frottement sous le doigt sont transmises à l'accéléromètre par l'intermédiaire du stratum corneum qui se comporte comme une membrane. Il a été montré que la présence de l'accéléromètre a une influence négligeable sur le signal vibratoire, ceci en comparant les résultats obtenus par l'accéléromètre avec d'autres obtenus par un vibromètre laser pointé sur l'ongle<sup>240</sup>. La même équipe a également validé la bonne transmission des vibrations jusqu'à l'ongle en comparant les vibrations transmises entre un pot vibrant et l'ongle<sup>293</sup>. Une étude similaire a été réalisée dans le § 2.5.4 de ce chapitre. Avec cet accéléromètre, il est ainsi possible d'avoir accès aux informations fréquentielles, et aux intensités des vibrations qui apportent des informations aux récepteurs sensoriels de la peau. À partir de la mesure des vibrations induites par frottement du doigt sur des surfaces, il est possible de calculer la Densité Spectrale de Puissance du signal, (*DSP* ; cf § 2.4, chap. 3) donnant des informations sur les fréquences excitées. Une *DSP* type du frottement d'un doigt sur une surface déterministe est donnée sur la Figure 3.2. Les principaux pics du signal d'accélération sont compris entre 0 et 1000 Hz ( $\lambda = 120 - 2170 \mu\text{m}$  et  $v = 10 - 50 \text{ mm/s}$ ), correspondant aux plages de sensibilités des mécanorécepteurs<sup>240,276</sup>. En observant la fréquence la plus excitée  $F(I_{max})$  en fonction de la longueur d'onde des textures déterministes, l'équipe de Francesco Massi a obtenu les résultats représentés sur la Figure 3.3. Quand la longueur d'onde des textures est plus fine que celle des dermatoglyphes (Zone I), la fréquence la plus excitée est une fonction de la longueur d'onde des surfaces, et est égale au rapport de la vitesse de déplacement du doigt sur la longueur d'onde de la texture. Quand la longueur d'onde des textures est plus large que celle des dermatoglyphes (Zone III), la fréquence est fonction de la longueur d'onde des dermatoglyphes, et enfin quand les longueurs d'ondes sont comparables (Zone II), la fréquence est fonction d'un ratio entre les deux.

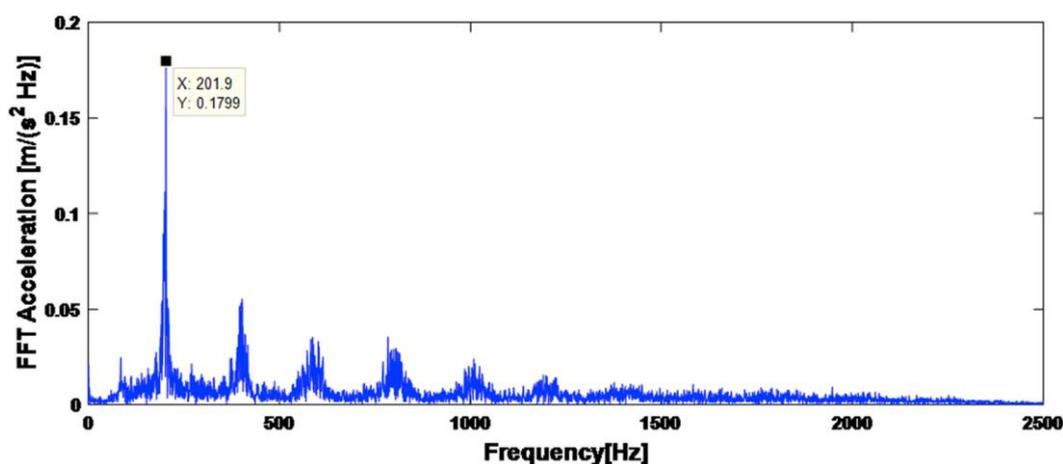


Figure 3.2 : Spectre type, obtenue par une transformée de Fourier du signal d'accélération (FFT), avec des surfaces déterministes parsemées de stries parallèles espacées de  $100 \mu\text{m}$  à une vitesse de  $20 \text{ mm.s}^{-1}$ . D'après<sup>294</sup>.

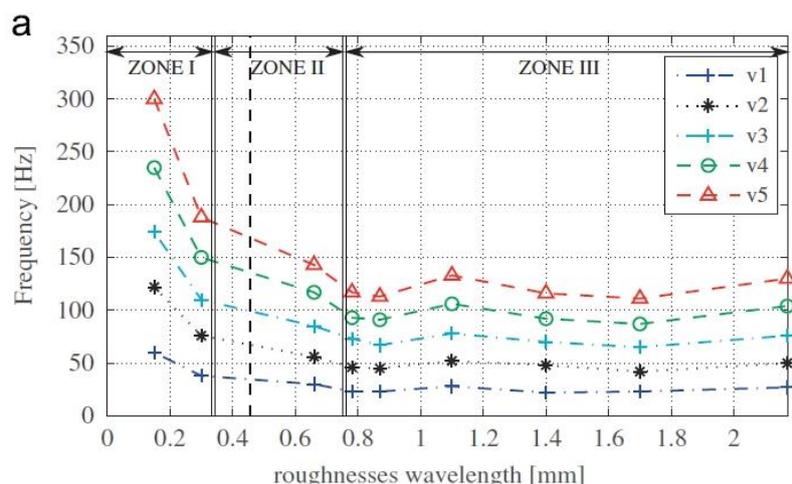


Figure 3.3 : Fréquence la plus excitée par le frottement d'un doigt sur des surfaces déterministes en fonction de la longueur d'onde des textures, d'après <sup>276</sup>. Les cinq courbes correspondent à des vitesses différentes, de la vitesse la plus importante (v1) à la plus faible (v5). Les auteurs ont séparé le graphique en trois zones pour lesquels les fréquences observées dépendent des textures : (Zone I), des dermatoglyphes : (Zone III), ou des deux : (Zone II). La droite noire en pointillé correspond à l'espacement moyen des dermatoglyphes du volontaire ayant réalisé les essais.

La fréquence fondamentale dépend de la vitesse du doigt et de la longueur d'onde des stimuli (Zone I de la Figure 3.3) <sup>280,292,300</sup>. Cette fréquence évolue linéairement avec la vitesse de déplacement du doigt <sup>276,299</sup>.

En utilisant un modèle géométrique simple modélisant les dermatoglyphes et la surface par deux signaux sinusoïdaux, ces auteurs ont obtenu des résultats très proches de leurs résultats expérimentaux <sup>235</sup>. Ils ont ainsi conclu que les informations fréquentielles perçues par les mécanorécepteurs sont principalement fonction du profil de rugosité de la surface et que celui-ci est filtré par la géométrie des dermatoglyphes.

Une augmentation de l'intensité des vibrations induites par frottement a par ailleurs été observée lorsque la taille des grains d'un papier de verre augmente <sup>301</sup>.

## 2. Mesure du comportement tribologique du doigt sur des surfaces texturées

Afin d'étudier le frottement actif entre un doigt *in vivo* et une surface texturée, un tribomètre spécifique nommé *ActivTact* a été développé. Ce dispositif permet d'étudier l'influence des propriétés du doigt, des conditions de contact et des surfaces en contact sur le coefficient de frottement ainsi que sur les vibrations induites par frottement.

### 2.1. Présentation du tribomètre *ActivTact*

Un schéma du dispositif est visible Figure 3.4. Ce dispositif permet la mesure des paramètres ci-dessous :

- $F_N$  : la force normale (direction  $\vec{z}$  sur le schéma) est mesurée par trois capteurs de force (*Miniature load cell LMA-A-50N*) placés à la base du tribomètre tactile. Ces capteurs permettent une mesure entre 0 et 50 N et sont précontraints par des ressorts avec une force de 15 N. La gamme de mesure utilisée durant cette thèse est comprise entre 0 et 2 N.

- $F_T$  : la force tangentielle résultante du déplacement d'un frotteur sur une surface est mesurée par un capteur piézoélectrique (*Kistler Type 9217A*) placé entre la surface texturée et la base du tribomètre tactile. Les efforts de frottement sont transmis au capteur grâce aux lames de guidage rigides dans la direction  $\vec{y}$  mais ayant une raideur très faible ( $\approx 1$  N/mm) dans la direction  $\vec{x}$ . Elles permettent ainsi le guidage de la structure vers le capteur beaucoup plus rigide ( $\approx 15$  N/ $\mu$ m) qui assure la rigidité de la structure dans la direction  $\vec{x}$ .

- $d$  : le déplacement de l'échantillon est mesuré à l'aide d'une tige rigide reliée à un potentiomètre linéaire (*Bourns – PTF series Long Life Slide Potentiometer*). Ce capteur permet une mesure du déplacement sur une distance de 100 mm.

En plus de ces trois paramètres, un accéléromètre (*PCB Piezotronics 352A24*, sensibilité = 10,61 mV/m/s<sup>2</sup>) fixé sur le frotteur à l'aide de cire permet la mesure des vibrations induites par frottement ( $\ddot{z}$ ).

Les caractéristiques de ces différents capteurs sont disponibles dans le Tableau 3.1. Le bruit et la résolution des capteurs ont été mesurés en enregistrant les signaux pendant quelques secondes. Le bruit de mesure correspond à  $\pm 1,96 \times \sigma$  ( $\sigma$  : écart-type).

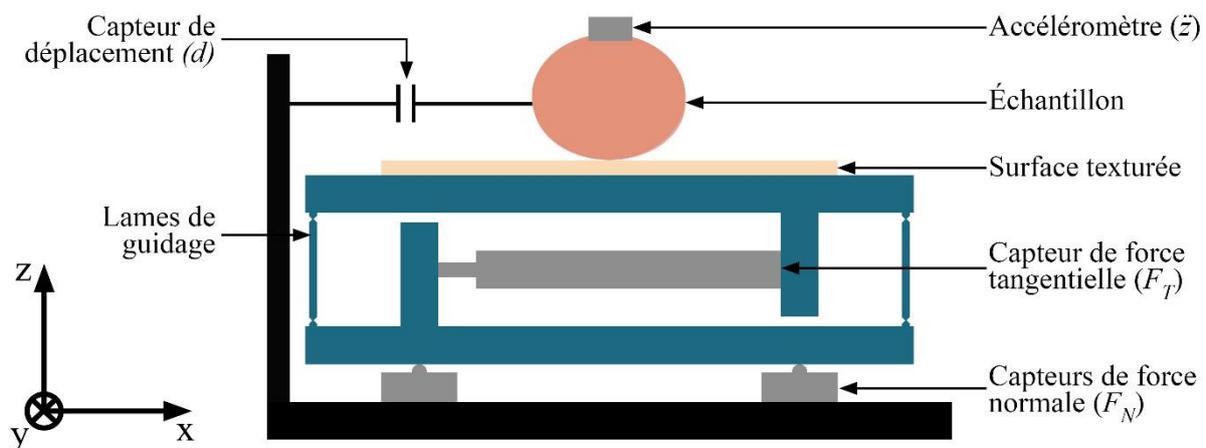


Figure 3.4 : Schéma du tribomètre *ActivTact* permettant l'étude du comportement tribologique d'un doigt en mouvement actif contre des surfaces texturées.

Paramètre	Direction de mesure	bruit	Résolution
$F_N$ (N)	$\vec{z}$	$\pm 8 \times 10^{-3}$ N	$2 \times 10^{-3}$ N
$F_T$ (N)	$\vec{x}$	$\pm 3 \times 10^{-3}$ N	$2 \times 10^{-3}$ N
$d$ (mm)	$\vec{x}$	$\pm 70 \times 10^{-3}$ mm	$3 \times 10^{-3}$ mm
$\ddot{z}$ (m/s <sup>2</sup> )	$\vec{z}$	$\pm 30 \times 10^{-3}$ m/s <sup>2</sup>	$10 \times 10^{-3}$ m/s <sup>2</sup>

Tableau 3.1 : Caractéristiques des grandeurs physiques mesurées à l'aide du tribomètre tactile.

## 2.2. Acquisition des données

Les capteurs ont été connectés à un bornier branché sur une carte d'acquisition National Instrument PCI-6143 ayant une fréquence d'acquisition d'un signal analogique de 250 KHz et une résolution de 16 bits. Les signaux ont été enregistrés avec une fréquence d'échantillonnage  $f_s = 10\,000$  Hz.

## 2.3. Protocole de réalisation des essais tribologiques

Le nombre d'échantillons testés étant très élevé (52 échantillons pour les surfaces micro-texturées), il a été nécessaire de réaliser les essais en plusieurs séances. Les mesures ont ainsi été réalisées sur 1 séance pour les surfaces macro-texturées en prenant l'ensemble des échantillons, et sur 5 séances pour les surfaces micro-texturées en prenant les groupes de surfaces (cf § 2.1, chap. 2). Ceci exclu une comparaison des valeurs *RMS* des signaux d'accélération entre deux groupes de surfaces à cause des variations de positionnement de l'accéléromètre. Il est par contre tout à fait possible d'étudier le contenu fréquentiel des vibrations induites par frottement car celles-ci dépendent essentiellement des propriétés topographiques du doigt et des surfaces (cf § 1.3, chap. 1). Lors d'une séance d'essais, les surfaces sont présentées une à une. Pour chacune de ces surfaces, il a été demandé au volontaire de réaliser plusieurs dizaines de fois le glissement de son doigt contre l'échantillon en ramenant linéairement son doigt vers lui (Figure 3.5). Le temps entre deux mesures sur une même surface est d'environ 5 secondes. Les échantillons sont nettoyés selon le protocole présenté dans le § 2.2.3 (chap. 2). Le positionnement du capteur de déplacement au début de l'essai, ainsi que la vigilance de l'expérimentateur, permettent de s'assurer que l'angle entre le doigt et la surface soit compris entre 15 et 20°. Le doigt frotte contre la partie centrale de l'échantillon sur une distance d'environ 45 mm.

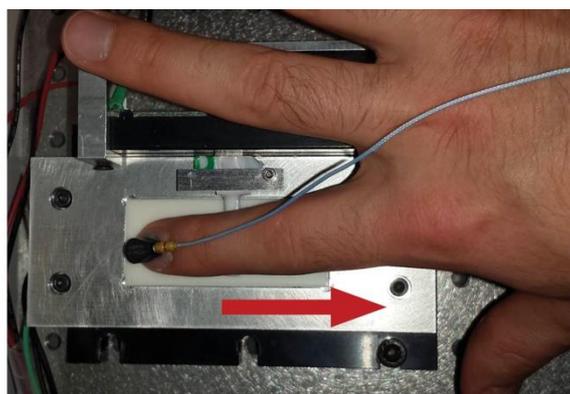


Figure 3.5 : Position du doigt au début d'un essai tribologique et sens de déplacement demandé au volontaire.

Au cours des essais, le volontaire peut observer en temps réel les signaux de force normale et de déplacement du doigt sur un écran d'ordinateur de manière à ajuster et contrôler peu ou prou la vitesse et la force de contact appliquée.

Les 4 étapes du déroulement d'un essai de frottement sont présentées Figure 3.6.

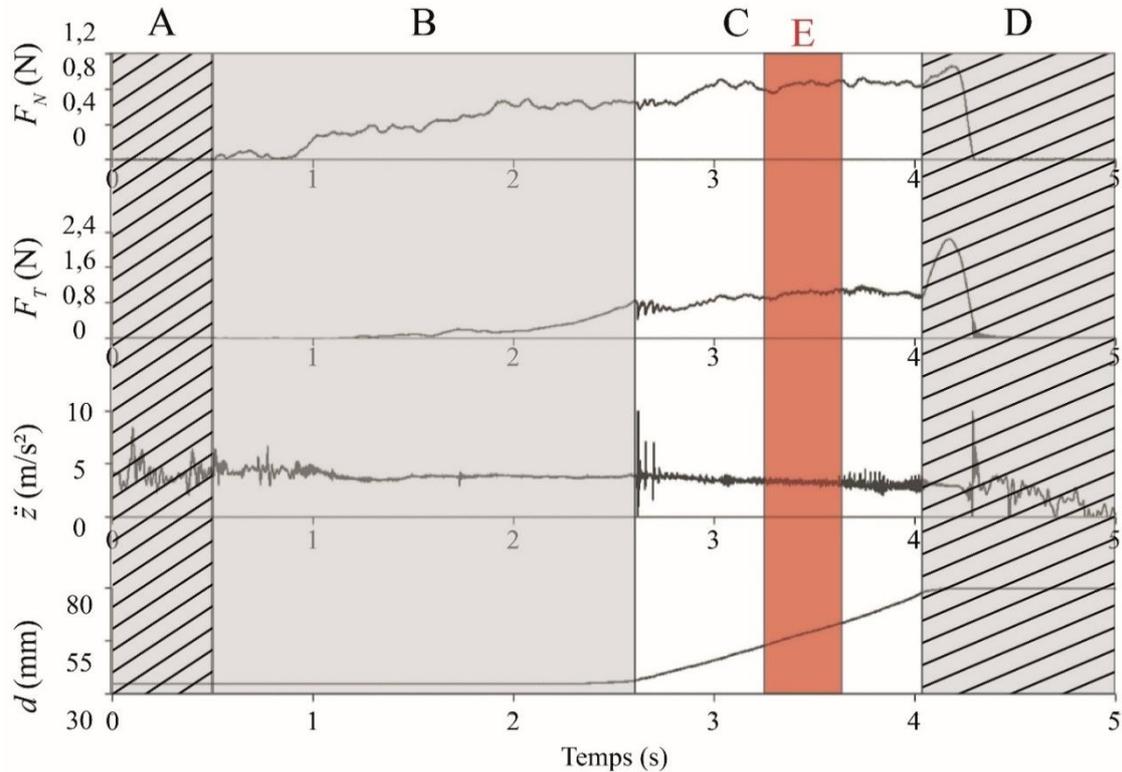


Figure 3.6 : Signaux  $F_N$ ,  $F_T$ ,  $\ddot{z}$  et  $d$  en fonction du temps. (A) zone avant contact ; (B) zone de calibration de la force normale ; (C) zone de mouvement actif ; (D) zone de retrait du doigt ; (E) fenêtre temporelle choisie pour le traitement des données.

- **Zone A** : le volontaire place son doigt légèrement tendu au-dessus de l'échantillon. Cela permet de mesurer la valeur des capteurs de force à vide et également de stabiliser l'accéléromètre, très sensible au mouvement du doigt. Le signal d'accélération reste cependant bruité à cause des tremblements du doigt.

- **Zone B** : le volontaire pose son doigt sur l'échantillon et calibre la force normale ( $F_N$ ) souhaitée. L'application du doigt n'étant pas parfaitement perpendiculaire à la surface, l'effort tangentiel n'est pas nul. À la fin de la zone B, l'effort tangentiel augmente car le volontaire se prépare à réaliser le mouvement de glissement, traduisant l'implication de la raideur du contact doigt/surface. L'accélération se stabilise car le doigt est maintenu immobile pendant cette étape.

- **Zone C** : le volontaire réalise un mouvement linéaire actif dans la direction de frottement souhaitée (Figure 3.5). Le début de cette zone se repère par l'augmentation de la valeur de la position ( $d$ ). Durant le mouvement, il a été demandé au volontaire de tenter de maintenir une force et une vitesse constante.

- **Zone D** : une fois que son doigt a atteint le bord de l'échantillon, le volontaire soulève son doigt afin de retrouver la valeur des capteurs à vide. Cette zone permet de vérifier que les capteurs

n'ont pas dérivés pendant l'essai. Après cette étape, l'expérimentateur vérifie les valeurs de force et de vitesse atteintes par le volontaire afin de valider l'essai.

## 2.4. Traitement des données

C'est dans la zone de mouvement actif (Zone C) que l'on choisit une fenêtre temporelle pour le traitement des données : la **Zone E** (Figure 3.6). Dans cette fenêtre, le signal de force normale doit être constant et le déplacement linéaire. La taille de la fenêtre temporelle est choisie de manière à maximiser le nombre de valeurs  $N$ . On observe également la présence d'une composante continue sur le signal d'accélération que nous attribuons à un biais lié au conditionnement du signal. À partir des signaux contenus dans la fenêtre temporelle plusieurs paramètres sont calculés :

$\overline{F_N}$  : la force normale moyenne appliquée par le sujet (en N) (Équation 3.7)

$$\overline{F_N} = \frac{1}{N} \times \sum_{i=1}^N F_{N_i} \quad (\text{Équation 3.7})$$

$\mu$  : le coefficient de frottement moyen (sans unité) (Équation 3.8)

$$\mu = \frac{1}{N} \times \sum_{i=1}^N \frac{F_{T_i}}{F_{N_i}} \quad (\text{Équation 3.8})$$

$\overline{v}$  : la vitesse de déplacement moyenne du doigt en  $\text{mm.s}^{-1}$  (Équation 3.9). La vitesse en chaque point  $V(p_i)$  est obtenue en calculant la pente par une régression linéaire locale portant sur les 500 points voisins.

$$\overline{v} = \frac{1}{N} \times \sum_{i=1}^N V(p_i) \quad (\text{Équation 3.9})$$

Pour l'analyse, on redresse le signal d'accélération (Figure 3.7 (a)) par un polynôme des moindres carrés de degré 2. Ceci permet de centrer le signal et de filtrer les basses fréquences. Cette variation aux basses fréquences est due à une dérive du capteur et au déplacement du doigt sur la surface.

**RMS** ( $\ddot{z}$ ) : la valeur RMS des vibrations induites par frottement (en  $\text{m/s}^2$ ) (équation 3.10) correspondant à l'amplitude quadratique moyenne du signal d'accélération

$$RMS(\ddot{z}) = \sqrt{\sum_{i=1}^N (\ddot{z}_i)^2} \quad (\text{Équation 3.10})$$

**DSP** ( $\ddot{z}$ ) : la densité spectrale de puissance (*DSP*) des vibrations induites par frottement, (en  $(\text{m/s}^2)^2/\text{Hz}$ ), fournissant le contenu spectral du signal d'accélération. On réalise une Transformée de Fourier Discrète (TFD, aussi appelée Fast Fourier Transform, FFT) (Équation 3.11) sur le signal d'accélération corrigé (Figure 3.7 (b)). L'Équation 3.12 permet d'obtenir la *DSP* du signal accélération et la Figure 3.7 (c) montre un exemple de répartition fréquentielle d'un signal d'accélération obtenue en réalisant un essai de frottement entre un doigt et une surface micro-texturée (F02).

$$\ddot{Z}(k) = \sum_{i=1}^N \ddot{z}(i) e^{-2j\pi(k-1)(i-1)/N} \quad (\text{Équation 3.11})$$

$$DSP(\ddot{z}) = \frac{2}{f_s * N} \times |\ddot{Z}|^2 \quad (\text{Équation 3.12})$$

À partir des  $DSP$  du signal accélération, on note la fréquence la plus excitée par le passage du doigt sur les surfaces texturées  $F(l_{max})$ . Celle-ci correspond à la fréquence présentant l'intensité la plus élevée sur la Figure 3.7 (c).

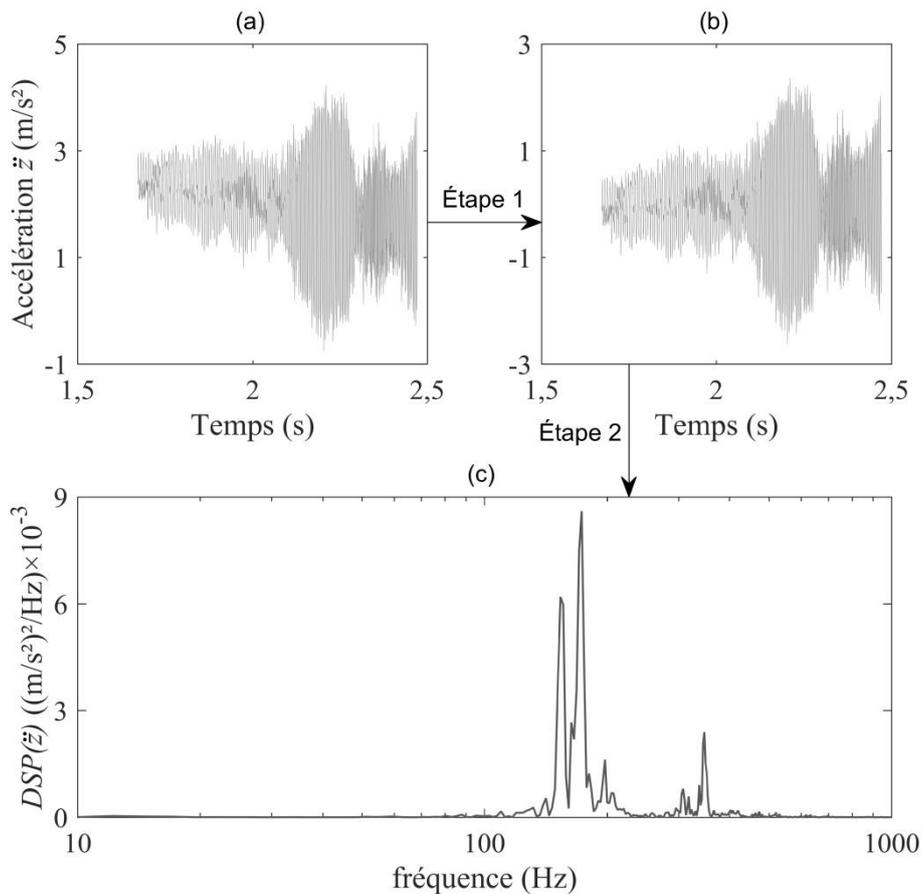


Figure 3.7 : Exemple de  $DSP$  du signal accélération obtenue lors de la réalisation d'un essai de frottement entre un doigt et la surface micro-texturée F02. Signal temporel de l'accélération brut (a) ; signal temporel de l'accélération corrigé par un polynôme de degré 2 (Étape 1) (b) ; Densité spectrale de puissance du signal de l'accélération (Étape 2) (c).

## 2.5. Justesse du tribomètre

### 2.5.1. Justesse de la mesure de la force normale

L'étalonnage du capteur de la force normale ( $F_N$  en newtons) a été réalisé à l'aide de 13 masses mortes variant de 10 à 130 grammes. Ces masses ont été placées en trois points du tribomètre, centrés sur l'axe  $y$  (cf Figure 3.4) : au centre ( $x = 0$  mm), à  $x = -25$  mm et à  $x = 25$  mm ; et la tension ( $T$  en volts) a été mesurée. L'équation de la droite  $F_N = f(T)$  a été déterminée pour chacun des

emplacements de mesure en réalisant une régression linéaire, permettant d'obtenir l'équation moyenne ( $F_N = 11,1 \times T + 12,3$ ) utilisée pour convertir la tension en newtons. La Figure 3.8 montre l'erreur de mesure moyenne pour les trois positions testées en fonction de la force réelle appliquée. Les barres d'erreur correspondent aux valeurs minimum et maximum obtenues sur les trois zones. L'erreur de mesure est élevée à faible charge ( $\approx 7\%$ ) mais devient très faible lorsque la force appliquée est supérieure à 0,2 N ( $\approx 0,5\%$ ).

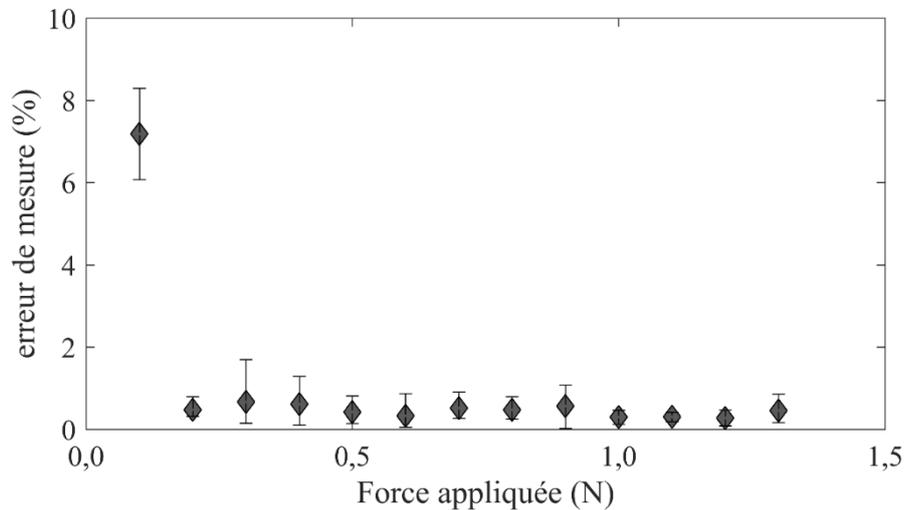


Figure 3.8 : Justesse de la mesure de la force normale sur les trois points de mesures de l'appareil.

### 2.5.2. Justesse de la mesure de la force tangentielle

La justesse de la mesure de la force tangentielle  $F_T$  a été déterminée à l'aide de 16 masses variant de 5 à 185 grammes. De nouveau, la force a été mesurée sur les trois points présentés précédemment. Pour cela, des masses mortes ont été accrochées sur l'un des points du dispositif à l'aide d'une poulie permettant la transmission de l'effort dans la direction du capteur de force tangentielle. L'équation de la droite  $F_T = f(T)$  a été déterminée pour chacun des emplacements de mesure en réalisant une régression linéaire, permettant d'obtenir l'équation moyenne ( $F_T = 1,0 \times T$ ) utilisée pour convertir la tension en newtons. La Figure 3.9 montre la force mesurée moyenne pour les trois positions en fonction de la force réelle appliquée. Les barres d'erreur correspondent aux valeurs minimum et maximum obtenue sur les trois zones. Comme précédemment, l'erreur de mesure est élevée à faible charge ( $\approx 6\%$ ) puis devient très faible ( $\approx 0,7\%$ ).

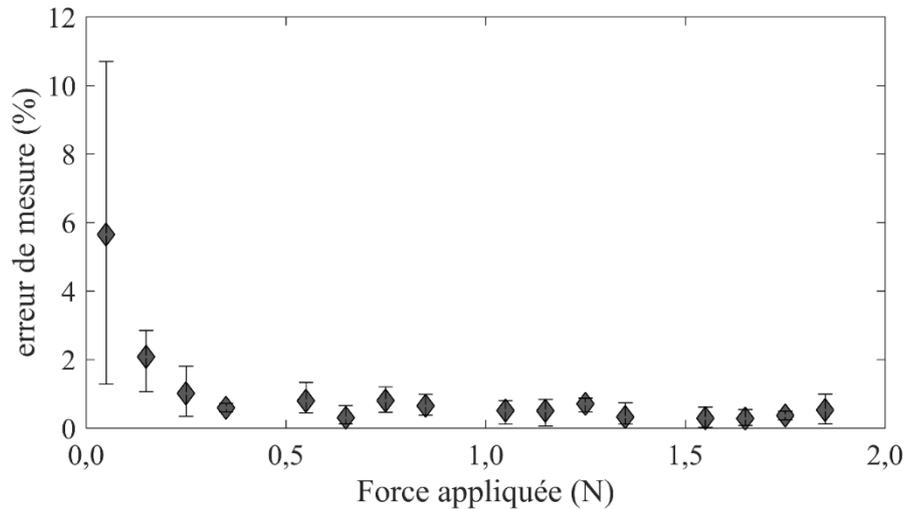


Figure 3.9 : Justesse du capteur de force tangentielle du tribomètre tactile

### 2.5.3. Justesse de la mesure du déplacement

La justesse du capteur de déplacement ( $d$  en mm) a été déterminée en déplaçant le capteur jusqu'en butée contre des cales étalons sur toute la plage de mesure du capteur. La dimension des cales étalons varie entre 2 et 8 mm. L'emplacement des cales étalons a été changé afin de réaliser des déplacements identiques à différents emplacements du capteur, et dans les deux directions de déplacement. Ensuite, pour chaque positionnement contre une cale, la variation de tension a été mesurée. Finalement, la moyenne de la variation de tension, obtenue pour chaque cale, a été réalisée en prenant en compte les différentes positions. L'équation de la droite  $d = f(T)$  a été mesurée par une régression linéaire ( $d = 17,8 \times T$ ) afin de convertir la tension en millimètres, et l'erreur relative entre le déplacement obtenu grâce à cette équation et le déplacement mesuré a été calculée. La Figure 3.10 montre l'erreur relative de mesure de ce capteur en fonction du déplacement. Sur toute la gamme de mesure, l'erreur n'excède pas  $\pm 4\%$ .

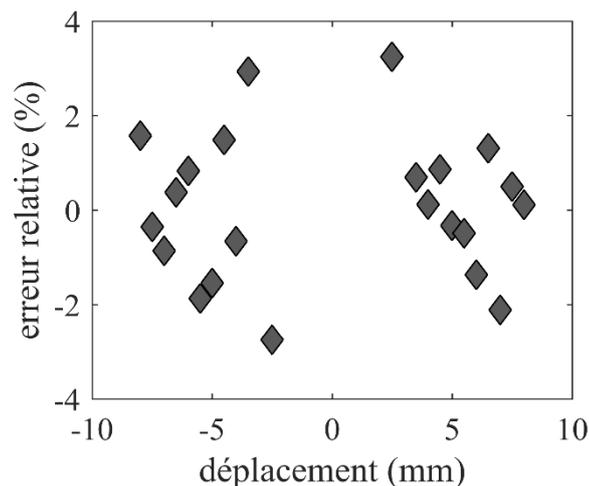


Figure 3.10 : Justesse du capteur de déplacement du tribomètre tactile

### 2.5.4. Transmissions des vibrations induites par frottement à travers le doigt

La validité de la mesure des vibrations induites par frottement au niveau du contact par l'intermédiaire d'un accéléromètre fixé à l'ongle a été vérifiée à l'aide du dispositif visible sur la Figure 3.11. Une tête d'impédance (*PCB Model 288D01*) a été fixée sur un pot vibrant (*BK Type 4809*), pour laquelle seule la mesure des vibrations dans la direction  $\vec{z}$  a été exploitée. L'accéléromètre utilisé dans la mesure des essais tribologiques est fixé sur l'ongle (cf § 1, chap. 2). Pour réaliser une mesure, le volontaire place son doigt sur la tête d'impédance avec une force constante. Le signal envoyé au pot vibrant correspond à un bruit blanc dont les fréquences sont comprises entre 0 et 1250 Hz.

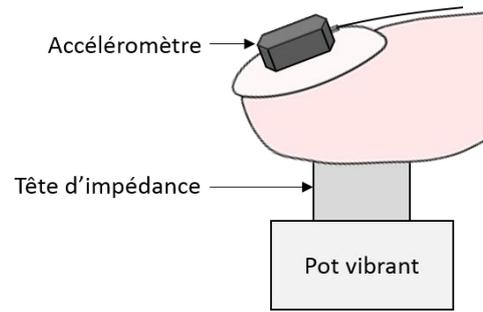


Figure 3.11 : Schéma du dispositif utilisé pour évaluer la validité de la mesure des vibrations induites par frottement.

Plusieurs essais ont été réalisés pour valider le bon fonctionnement de la mesure des vibrations induites par frottement. Le premier consiste à vérifier le bon fonctionnement de l'accéléromètre. Celui-ci a été fixé directement à la tête d'impédance, puis 3 volontaires ont réalisé des mesures à différentes forces d'appui, estimées entre 0 et 2 N. Les forces appliquées ont été désignées comme faibles, moyennes et fortes, car elles n'ont pas pu être mesurées directement. Afin de savoir si les vibrations produites par le pot vibrant étaient bien transmises à l'accéléromètre situé sur le doigt, deux paramètres sont observés. Le premier est la cohérence ordinaire  $C_{x,y}$  entre les deux signaux  $x$  et  $y$ , qui quantifie le degré de similarité en fréquence  $f$ . Il est intrinsèquement lié à l'hypothèse de système linéaire invariant dans le temps. Idéalement égal à 1 à toutes les fréquences, la cohérence diminue en présence de bruit sur les signaux, de comportement non-linéaire ou non-causal. L'Équation 3.13 permet de calculer la cohérence ordinaire à partir de l'interspectre  $\Gamma_{x,y}$  et des autospectres  $\Gamma_{xx}$  et  $\Gamma_{yy}$ . Le second paramètre est le gain en décibels (Équation 3.14) calculée selon l'estimateur  $H1$  entre les deux signaux avec l'interspectre  $\Gamma_{y,x}$  et le module de référence  $H_{ref}$  égal à 1. Ce paramètre permet d'obtenir des informations sur l'amplitude des fréquences transmises. Si le gain est nul, le signal est fidèlement transmis, si il est positif, le signal est amplifié, et finalement si il est négatif, le signal est atténué par le passage dans le doigt.

$$C_{x,y}(f) = \frac{|\Gamma_{x,y}(f)|}{\sqrt{\Gamma_{xx}(f)\Gamma_{yy}(f)}} \quad (\text{Équation 3.13})$$

$$gain_{dB}(f) = 20 \cdot \log\left(\frac{\Gamma_{y,x}(f)}{\Gamma_{xx}(f) \cdot H_{ref}}\right) \quad (\text{Équation 3.14})$$

Les cohérences mesurées sont présentées sur la Figure 3.12. Il est d'abord possible d'observer que les cohérences sont très bonnes (proches de 1) pour tous les essais. En effet, au-delà de 10 Hz, les valeurs ne sont jamais inférieures à 0,96. La Figure 3.12 (a) représente la cohérence quand l'accéléromètre est directement fixé à la tête d'impédance. Il est possible d'observer que la

cohérence est égale à 1 sur la majeure partie de la plage de fréquence testée. On observe sur ce premier graphe, ainsi que sur les suivants, qu'il y a une diminution de la cohérence pour une fréquence de 50 Hz correspondant à la fréquence du réseau électrique. Une diminution plus faible est également visible à 150 Hz. Les graphiques (b), (c) et (d) correspondent aux trois volontaires. Les courbes rouges correspondent aux faibles forces, les noires aux forces moyennes et les vertes aux fortes forces. On observe que la cohérence n'est pas constante sur toute la plage de fréquence et qu'elle dépend également de la force testée. Il n'y a cependant pas de tendances particulières qui semblent ressortir quant à l'influence de la force d'appui sur la cohérence.

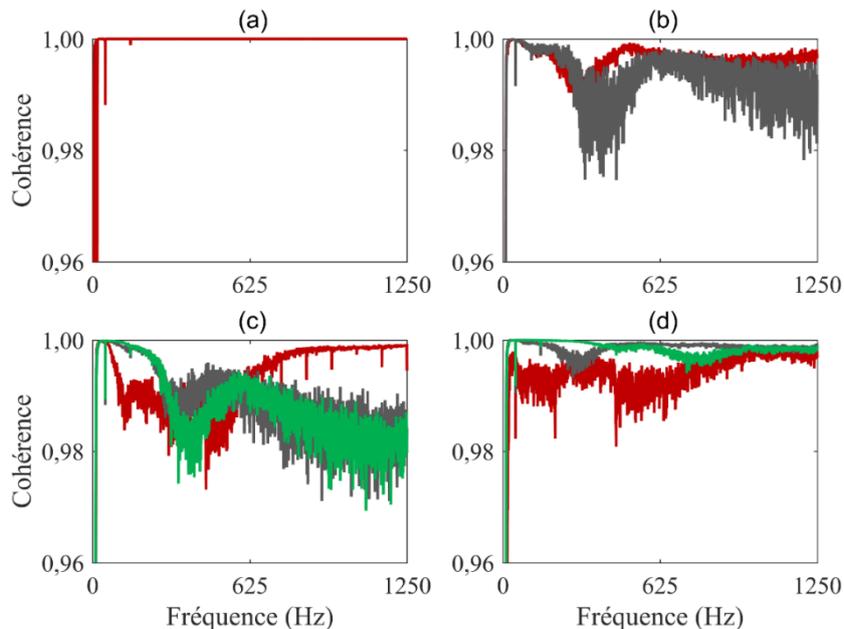


Figure 3.12 : Cohérence entre les signaux acquis par l'accéléromètre et ceux acquis par la tête d'impédance en l'absence de doigt (a) ; pour le volontaire n°1 (b) ; pour le volontaire n°2 (c) ; pour le volontaire n°3 (d). Pour chacun des volontaires, les courbes ont été réalisées à différentes forces d'appui, estimées entre 0 et 2 N. Les couleurs des courbes sont, de la force la plus faible à la plus forte : rouge, noire et verte.

Le gain des fonctions de transferts entre les signaux acquis par l'accéléromètre et par la tête d'impédance pour les différents essais est disponible sur la Figure 3.13. De la même manière que précédemment, le graphique (a) présente les résultats pour l'essai où l'accéléromètre est directement placé sur la tête d'impédance et les graphiques (b), (c) et (d) les résultats pour les trois volontaires. Le code couleur est le même que pour la Figure 3.12. On observe sur le graphique (a) que le signal n'est pas bien transmis à l'accéléromètre pour une fréquence inférieure à 10 Hz. Pour le reste des fréquences, on n'observe aucune atténuation du signal. Sur les autres graphiques, on observe que la tendance est la même pour les trois volontaires. Le signal est bien transmis dans un premier temps, et même légèrement amplifié, puis s'atténue jusqu'à 1250 Hz. On observe également une influence notable de la force de contact sur le gain. Plus la force d'appui est importante, plus le signal est amplifié à des fréquences élevées, et moins l'atténuation est importante. Cela peut s'expliquer par la déformation du doigt qui entraîne des modifications de la forme et des propriétés mécaniques de la peau. Dans ce manuscrit, les essais de frottement ont généralement été réalisés avec une force normale de 0,4 N. Cette force correspond aux forces moyennes (courbes noires) des trois volontaires. En se focalisant sur ces courbes, on remarque qu'à

cette force d'appui, le signal est légèrement amplifié jusqu'à 300 Hz, puis atténué d'environ 10 à 15 dB à 1250Hz.

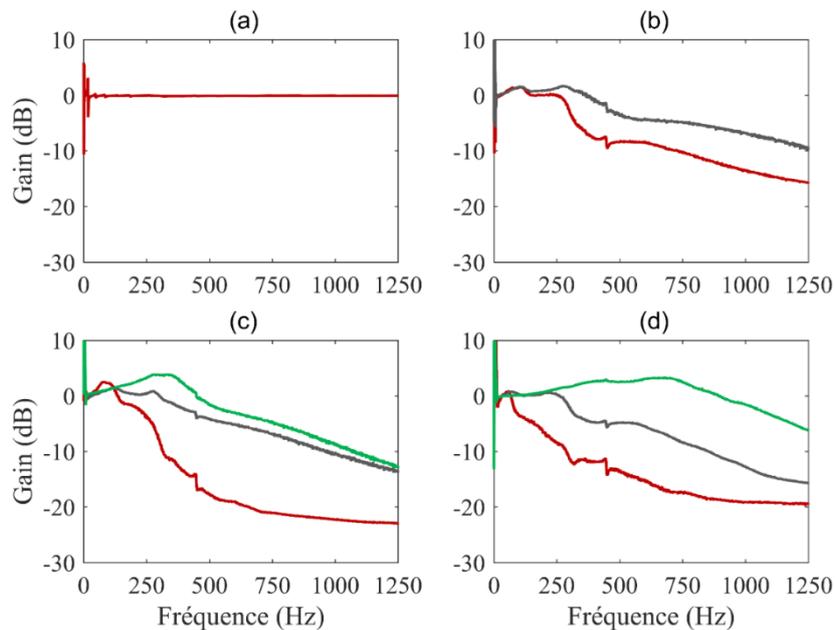


Figure 3.13 : Gain en décibels de la fonction de transfert entre les signaux acquis par l'accéléromètre par rapport à la tête d'impédance en l'absence de doigt (a) ; pour le volontaire n°1 (b) ; pour le volontaire n°2 (c) ; pour le volontaire n°3 (d). Pour chacun des volontaires, les courbes ont été réalisées à différentes forces d'appui, estimées entre 0 et 2 N. Les couleurs des courbes sont, de la force la plus faible à la plus forte : rouge, noire et verte.

## 2.6. Conclusion

Dès lors que la force normale appliquée par le doigt excède 0,2 N, le tribomètre *ActivTact* permet la mesure des paramètres suivants lors d'essai de frottement actif :

- la force d'appui  $F_N$  avec une erreur maximale de mesure de 0,5 %,
- le déplacement du doigt  $d$  avec une erreur maximale de mesure de  $\pm 4$  %,
- la force tangentielle  $F_T$  résultante du frottement entre une surface texturée et le doigt, avec une erreur de mesure inférieure à 0,7 %,
  - les vibrations induites par frottement  $\ddot{z}$  traversant le doigt. Les informations fréquentielles sont correctement transmises jusqu'à l'accéléromètre dans notre gamme d'utilisation. L'intensité des vibrations est cependant fortement atténuée pour des fréquences supérieures à 300 Hz.

### 3. Modèle numérique du contact doigt / surfaces texturées

L'utilisation d'un grand nombre de surfaces déterministes, formées de plots cylindriques selon des réseaux carrés ou hexagonaux, ainsi que les grandes variabilités de propriétés observées sur le doigt des êtres humains, a poussé notre équipe à développer un modèle numérique de contact élastique entre deux surfaces (les échantillons macro- ou micro-texturés, et le doigt). Le modèle, nommé ContactPlot, est utilisé pour estimer les déformations de la peau lors d'une indentation sur les surfaces, et permet d'avoir accès aux aires de contact ainsi qu'aux répartitions des pressions.

Bien que certaines hypothèses aient dû être faites afin de simplifier les calculs, la validité de ce modèle, ainsi que son utilité dans la compréhension du comportement tribologique du doigt en contact avec des surfaces texturées seront montrées dans ce chapitre.

#### 3.1. Présentation du modèle

Il s'agit d'un modèle de contact multi-plots se basant sur les lois de contact poinçon/plan de Johnson<sup>302</sup> et résolu à l'aide d'une méthode numérique.

##### 3.1.1. Modélisation de la surface texturée

Les surfaces texturées sont modélisées par un substrat rigide parsemé de plots cylindriques sur deux niveaux. Ces plots sont définis par un rayon et une hauteur. Le premier niveau représente la surface plane de l'échantillon et le second les textures (Figure 3.14).

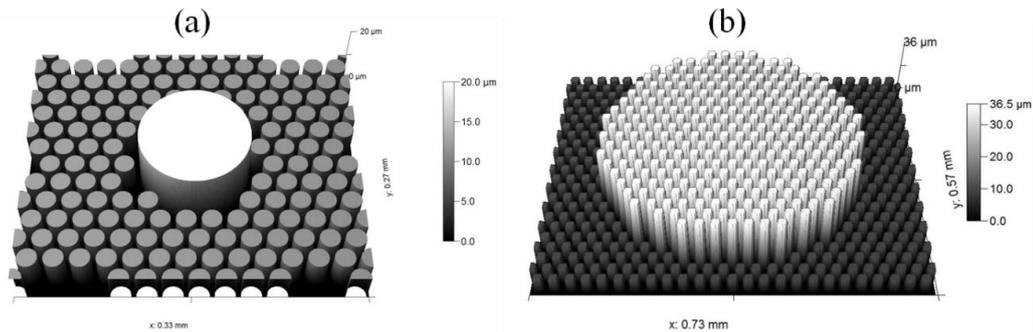


Figure 3.14 : Modélisation des surfaces texturées. Le fond (niveau 1) est modélisé par des petits plots de diamètre compris entre 10 et 21  $\mu\text{m}$ . Les plots de la texture (niveau 2) sont modélisés par des plots uniques si  $D < 120 \mu\text{m}$  (a) ; et par un ensemble de petits plots si  $D > 120 \mu\text{m}$  (b).

- Le premier niveau est modélisé par des plots de rayon variant entre 10 et 21  $\mu\text{m}$  (choisis pour optimiser le temps et la précision des simulations), disposés selon un réseau hexagonal et espacés de 1,2 fois leur diamètre.

- Pour modéliser le second niveau, deux méthodes ont été utilisées en fonction du diamètre des plots. Dans le cas où le diamètre des plots est inférieur à 120  $\mu\text{m}$ , les plots du premier niveau situés à l'emplacement des plots du second niveau sont supprimés, puis les plots du niveau 2 sont ajoutés (Figure 3.14 (a)). Dans le second cas ( $D > 120 \mu\text{m}$ ), la hauteur des plots de niveau 1 situés à l'emplacement des plots de niveau 2 est augmentée. Chaque plot de niveau 2 est alors formé par plusieurs plots de niveau 1 (Figure 3.14 (b)). Cette adaptation de la modélisation géométrique des surfaces a pour but, dans tous les cas traités, de limiter le nombre total de contacts plot/doigt à considérer afin d'aboutir à un temps CPU n'excédant pas une heure.

### 3.1.2. Modélisation du doigt

Le doigt est modélisé (Figure 3.15) par un demi-espace élastique dont la forme globale est un parabolôïde obtenu par l'Équation 3.15. Cet espace utilise les deux rayons de courbures  $R_1$  et  $R_2$  du doigt. Les dermatoglyphes sont ensuite représentés par une fonction périodique concentrique ajoutée à la forme globale de l'indenteur. Cette fonction est définie par la hauteur  $H_{dermato}$  et l'espacement  $\lambda_{dermato}$  des dermatoglyphes, ainsi que par un décalage du centre de cette fonction par rapport au centre du parabolôïde. On rappelle que  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $H_{dermato}$ , et  $\lambda_{dermato}$  peuvent être expérimentalement obtenus pour un individu donné (cf § 3, chap. 1).

$$z(x, y) = \frac{x^2}{2R_1} + \frac{y^2}{2R_2} \quad (\text{Équation 3.15})$$

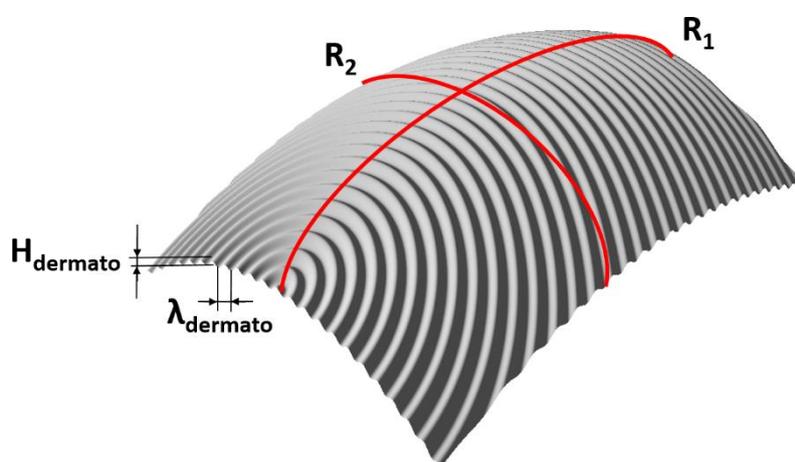


Figure 3.15 : Modélisation de l'indenteur par un parabolôïde de rayons  $R_1$  et  $R_2$ . Une fonction périodique concentrique de période  $\lambda_{dermato}$  et d'amplitude  $H_{dermato}$  est ajoutée à la forme globale de l'indenteur. Le centre de cette fonction est décalé de 6 mm par rapport au centre du parabolôïde.

Les hypothèses utilisées dans ce modèle sont les suivantes :

- Le doigt est un espace semi-infini isotrope et homogène.
- Le doigt est assimilé à un matériau présentant un comportement purement élastique linéaire. Cette hypothèse est valable dans le cas de faibles déformations comme cela a été montré au chapitre 1 de ce manuscrit.
- Les phénomènes d'adhésion entre les surfaces sont négligés.
- Les rayons de courbure du doigt doivent être grands devant les dimensions des plots afin de pouvoir assimiler chaque contact entre le doigt et un plot comme un contact normal plan / plot.
- Un plot participe à la déformation globale du doigt uniquement si son centre est en contact.

La résolution du problème de contact multi-aspérités est réalisée par un algorithme de Gauss-Siedel.

### 3.1.3. Résultats obtenus à partir d'une simulation

Les déformations et efforts au contact sont calculés à partir d'une déformation imposée durant la simulation. Pour simuler une indentation entre un doigt et une surface texturée, on choisit un

enfoncement adéquat afin d'aboutir à une force maximale de contact calculée identique à celle utilisée lors des essais de frottement. Une fois la simulation terminée, on a accès aux :

- Zones de contact entre plots de niveau 1 et 2 et l'indenteur (Figure 3.16).
- Surfaces réelles de contact entre l'indenteur et la surface texturée.
  - La surface inférieure  $S_i$  est la surface de contact entre le doigt et le fond de la surface, calculée à partir des plots de niveau 1 :  $S_i = N_{plots1} * A_{maille}$  où  $N_{plots1}$  est le nombre de plots de niveau 1 en contact avec l'indenteur, et  $A_{maille}$  l'aire d'une maille du réseau hexagonal formé par ces plots.
  - La surface supérieure  $S_s$  est la surface de contact entre le doigt et la texture (plots de niveau 2).
    - Si  $D < 120 \mu\text{m}$  :  $S_s = N_{plots2} * A_{plot2}$  où  $N_{plots2}$  est le nombre de plots de niveau 2 et  $A_{plot2}$  est l'aire d'un plot de niveau 2.
    - Si  $D > 120 \mu\text{m}$  :  $S_s = N_{plots2} * A_{maille}$ .
  - La surface totale  $S_t$  tel que  $S_t = S_s + S_i$ .
  - La surface apparente de contact  $S_a$  est la surface calculée en réalisant le contour convexe de l'empreinte.
- Forces de contact sur les plots.
- Déformations de l'indenteur.

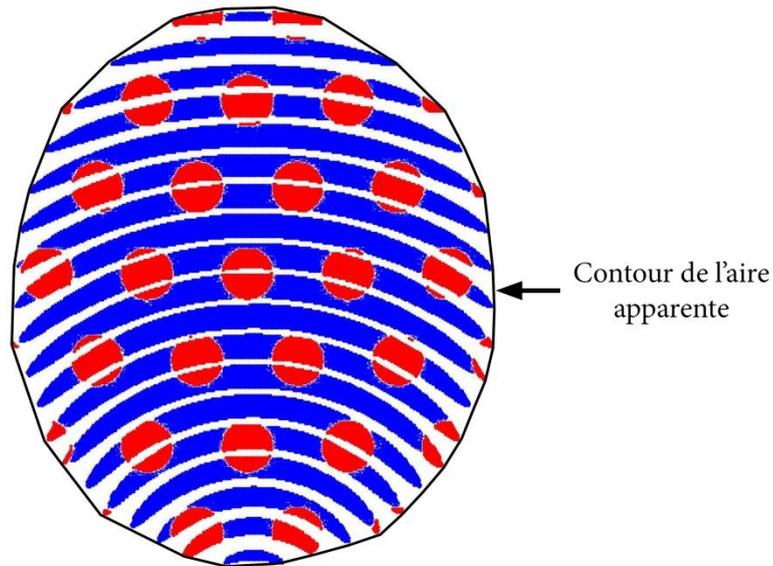


Figure 3.16 : Représentation des zones de contact obtenues après simulation entre un doigt et une surface texturée. En bleu, le fond (niveau 1,  $S_i$ ) et en rouge les plots de la texture (niveau 2,  $S_s$ ).

### 3.2. Validation du modèle

Pour valider ce modèle numérique, les résultats obtenus lors d'un contact élastique paraboloid/plan calculés avec la théorie de Hertz ont été comparés aux résultats obtenus avec le modèle. L'indenteur est un paraboloid de rayons  $R_1 = 20 \text{ mm}$  et  $R_2 = 20 \text{ mm}$ , de module d'Young  $E_s = 1 \text{ MPa}$  et de coefficient de poisson  $\nu = 0,5$ . Le plan, infiniment rigide ( $E_p = 1000 \text{ GPa}$ ), est modélisé par un réseau hexagonal de plots de rayon  $R_p = 10 ; 20 ; 50$  et  $100 \mu\text{m}$  espacés de 1,2 fois leur diamètre. Les essais d'indentation sont réalisés avec une pénétration  $\delta$  de l'indenteur de 1 mm pour les plots de rayons

10  $\mu\text{m}$ , et de 2 mm pour les autres. Sur la Figure 3.17, on observe l'erreur de la simulation concernant la force normale par rapport à la théorie de Hertz, pour les différents rayons testés. Plus le rayon des plots est faible, et donc plus il y a de plots sous l'indenteur, plus les résultats sont proches de la théorie de Hertz. Toutes les simulations qui seront réalisées dans cette étude le seront avec des rayons de plots de niveau 1 inférieurs à 21  $\mu\text{m}$ , permettant des erreurs par rapport à la théorie de Hertz inférieures à 1 %. On peut ainsi conclure que dans le cas d'un indenteur purement élastique la simulation d'un contact avec une surface texturée donne des résultats tout à fait raisonnables.

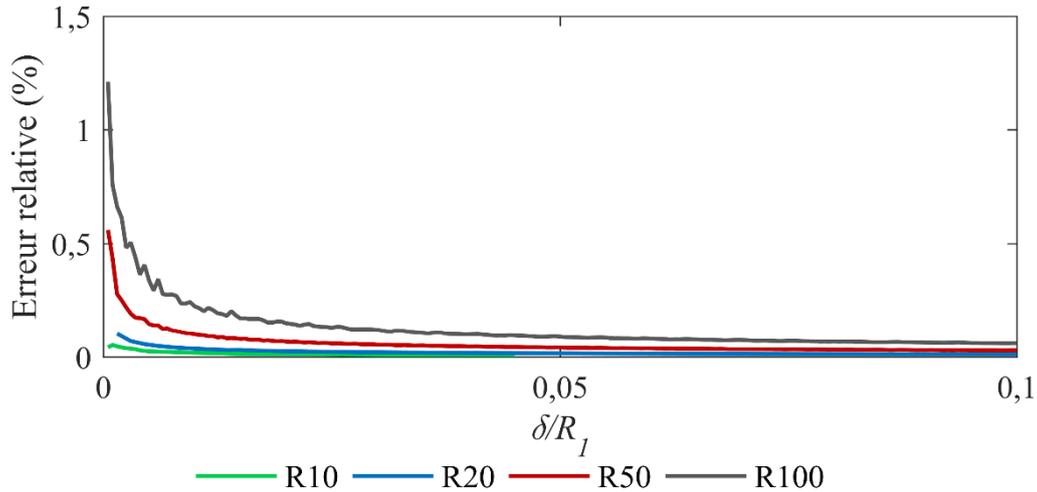


Figure 3.17 : Erreur relative sur la force normale en % entre la théorie de Hertz et la simulation du contact d'un paraboloïde de rayons  $R_1 = R_2 = 20 \text{ mm}$  sur une rugosité déterministe en fonction du rapport de l'enfoncement  $\delta$  sur le rayon de l'indenteur. La rugosité a été modélisée par un réseau hexagonal de plots cylindriques ( $R = 10, 20, 50$  et  $100 \mu\text{m}$ ) dont l'espacement est égal à 1,2 fois le diamètre des plots.

## **4. Influence de la topographie des surfaces sur le comportement tribologique et vibratoire du contact digital**

Dans le cadre de cette thèse, des essais de frottement ont été réalisés avec le tribomètre *ActivTact* (cf § 2) sur les sets de surfaces macro- et micro-texturées par deux volontaires. Les aires de contact entre le doigt de ces volontaires et les surfaces texturées ont également été calculées à partir de simulations réalisées avec le modèle numérique de contact (cf § 3, chap. 3). Nous avons choisi de ne travailler qu'avec un seul volontaire par set de surfaces, de manière à mettre en évidence plus aisément des variations de comportement tribologique<sup>234</sup>. Les protocoles spécifiques aux deux sets d'échantillons seront détaillés dans un premier temps. Les influences de la topographie des surfaces et des aires de contact sur le coefficient de frottement, sur les intensités des vibrations induites par frottement, et sur les fréquences excitées par le frottement sont présentées dans les trois parties suivantes. De manière systématique, les résultats obtenus sont d'abord détaillés pour les surfaces micro-texturées, puis pour les surfaces macro-texturées.

### **4.1. Protocoles de mesures**

- Pour les 52 surfaces micro-texturées, les essais de frottement ont été réalisés lors de 5 sessions d'une demi-journée avec une session pour chacun des groupes de surfaces définis dans le chapitre 2. Les essais ont été effectués par le volontaire n°2 avec une vitesse de déplacement de  $30 \pm 1 \text{ mm.s}^{-1}$  et une force de contact de  $0,40 \pm 0,01 \text{ N}$ . Les essais de frottement ont également été en partie réalisés par le volontaire n°1, dont les résultats sont disponibles en Annexe 4. Les tendances obtenues avec ce volontaire sont similaires à celles présentées dans ce paragraphe, et permettent de valider les conclusions apportées avec les essais du volontaire n°2.

- Pour les 9 surfaces macro-texturées, les essais ont été réalisés lors d'une seule session de mesures par le volontaire n°1 avec une vitesse de déplacement de  $30 \pm 1 \text{ mm.s}^{-1}$  et une force de contact de  $0,91 \pm 0,03 \text{ N}$ .

Les propriétés des doigts des deux volontaires sont rappelées dans le Tableau 3.3 et ont été exploitées afin de réaliser des simulations à l'aide de ContactPlot sur les surfaces micro- et macro-texturées.

Surface	Volontaire	$R_1$ [ $\mu\text{m}$ ]	$R_2$ [ $\mu\text{m}$ ]	$\overline{E}_{doigt}$ [kPa]	$\lambda_{dermato}$ [ $\mu\text{m}$ ]	$H_{dermato}$ [ $\mu\text{m}$ ]
Micro-texturées	2	11	8	23	549	120
Macro-texturées	1	20	10	29	493	98

Tableau 3.3 : Propriétés des doigts utilisés pour les simulations sur les surfaces micro- et macro-texturée, basées sur les mesures effectuées dans le § 5 du chapitre 1.

### **4.2. Étude de l'influence de la topographie des surfaces sur le coefficient de frottement**

#### **4.2.1. Set de surfaces micro-texturées**

Les Figures 3.18 à 3.21 présentent les résultats issus des essais de frottement entre le doigt du volontaire n°2 et les surfaces micro-texturées pour chaque groupe (a) ; ainsi que les aires de contact calculées à l'issue des simulations réalisées à l'aide de ContactPlot (b). Sur chacune de ces figures, un

schéma est donné dans un cadre noir sur le graphique (a) afin d'illustrer l'évolution des paramètres géométriques des plots.

#### 4.2.1.1. Groupe de surfaces n°1

La Figure 3.18 représente les résultats obtenus sur le groupe de surfaces n°1 ( $D \approx 0,11$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \in [0,01 ; 0,9]$  mm). Le coefficient de frottement  $\mu$  (a) ; ainsi que les aires de contact inférieure  $S_i$ , supérieure  $S_s$  et totale  $S_t$  (b) sont représentés en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$ . Sur la Figure 3.18 (a), on constate que le coefficient de frottement varie entre 1 et 4,5 lorsque l'ouverture entre les plots augmente. On observe la présence de deux phases dans l'évolution de  $\mu$  lorsque  $SP$  augmente. Dans la phase initiale, le coefficient de frottement chute jusqu'à un espacement entre le centre des plots de 0,2 mm. Dans la seconde phase, le coefficient de frottement augmente lorsque l'espacement entre les plots est plus important. Sur la Figure 3.18 (b), on observe que  $S_t$  diminue jusqu'à un  $SP$  de 0,2 mm, puis augmente avant de se stabiliser lorsque  $SP$  devient supérieure à 0,5 mm. Concernant  $S_s$ , cette aire de contact diminue fortement puis se stabilise lorsque  $SP > 0,5$  mm. Finalement,  $S_i$  est nulle pour les deux échantillons présentant l'ouverture la plus faible, puis augmente rapidement avant de se stabiliser lorsque  $SP > 0,5$  mm.

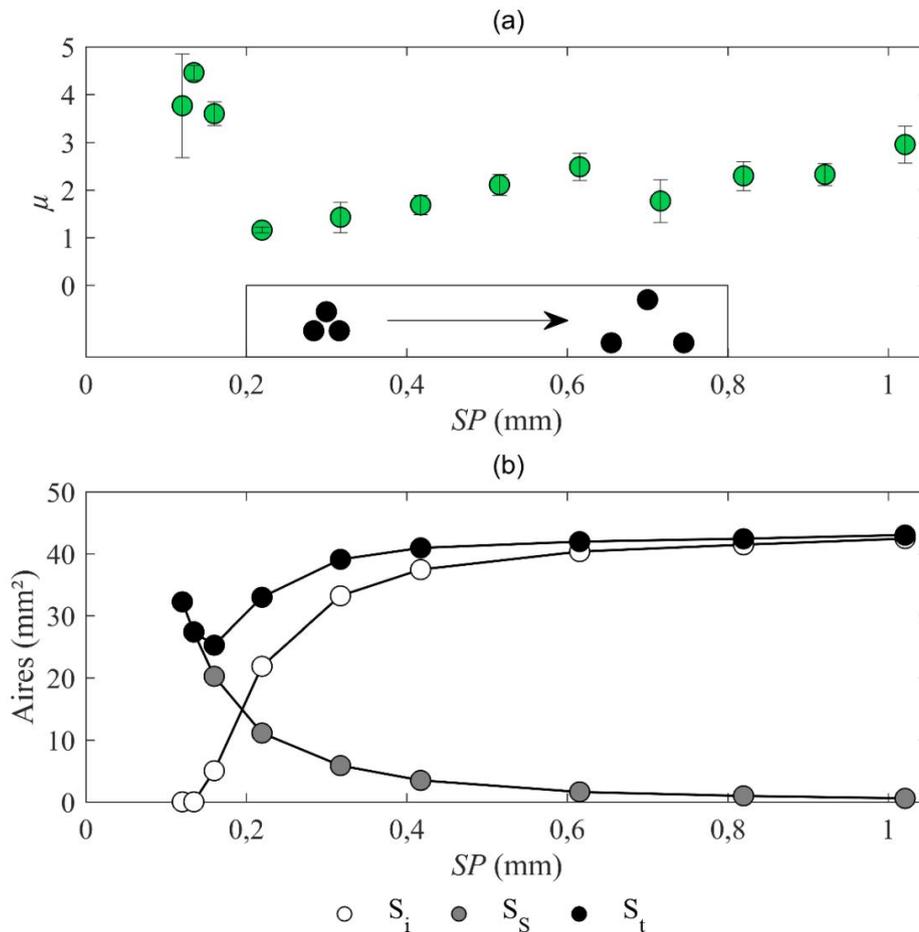


Figure 3.18 : Évolution du coefficient de frottement  $\mu$  mesuré à l'issue des essais de frottement entre le doigt du volontaire n°2 et les surfaces micro-texturées du groupe n°1 ( $D \approx 0,11$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \in [0,01 ; 0,9]$  mm) en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$  (a) ; surfaces de contact supérieures ( $S_s$ , en gris), inférieures ( $S_i$ , en blanc) et totales ( $S_t$ , en noire), obtenues par simulation pour une charge de 0,4 N en utilisant les propriétés du doigt du volontaire n°2, tracées pour le groupe de surfaces n°1 en fonction de  $SP$  (b).

La phase initiale a été observée dans la littérature, notamment lorsque des textures sont ajoutées à une surface plane (rides (cf Figure 3.1 (f)) ;  $SP = 20 \mu\text{m}$ )<sup>224,234</sup>, ou encore lorsque l'éloignement entre des cônes augmente (cf Figure 3.1 (b))<sup>277</sup>. Cette diminution du coefficient de frottement avec l'éloignement des textures a été expliquée dans la littérature par la diminution du nombre d'aspérités dans le contact réduisant ainsi la composante d'adhésion du coefficient de frottement. Cette explication est cohérente avec l'absence de contact avec le fond lorsque l'ouverture entre les plots est très faible. En effet, lorsque l'aire  $S_i = 0$ , cela indique que le doigt du volontaire ne pénètre pas suffisamment entre les plots pour toucher le fond de l'échantillon. Ainsi, le nombre de plots au sein du contact, et donc l'aire de contact associée, va diminuer, entraînant une diminution de la composante adhésive du coefficient de frottement.

La seconde phase a été expliquée dans la littérature par une augmentation de la composante de déformation du coefficient de frottement, entraînée par une augmentation de la profondeur d'indentation du doigt par les plots. Avec les surfaces du groupe n°1 pour lesquelles le doigt est en contact avec le fond, l'aire de contact inférieure devient de plus en plus importante lorsque l'ouverture entre les plots augmente, entraînant une augmentation de la composante d'adhésion du doigt, et expliquant en partie l'augmentation de  $\mu$ . L'augmentation de la composante d'adhésion liée à l'augmentation de  $S_i$  n'est cependant pas suffisante pour justifier l'augmentation monotone de  $\mu$  puisque l'aire de contact devient constante lorsque  $SP > 0,5 \text{ mm}$ . Bien que nous ne puissions pas le prouver actuellement, nous pensons que l'augmentation de la composante de déformation est à l'origine de l'augmentation monotone de  $\mu$ , mais qu'elle ne serait pas due à une augmentation de la profondeur d'indentation, puisque celle-ci est constante lorsque  $SP > 0,2 \text{ mm}$ .

Les simulations effectuées avec ContactPlot suggèrent que la transition entre les deux phases est pilotée par l'implication, dans le contact, de la surface inférieure de l'échantillon (cf Figure 3.18). Dans les deux études ayant observé une phase initiale similaire, la transition a eu lieu respectivement pour des  $SP$  de  $0,02 \text{ mm}$ <sup>224,234</sup>, et de  $0,05 \text{ mm}$ <sup>277</sup>. Les différences de périodes spatiales nécessaires pour observer cette transition entre notre étude et la littérature, peuvent s'expliquer par des hauteurs<sup>224,234</sup> ou des diamètres<sup>277</sup> de textures utilisées bien plus faibles. Des diamètres et des hauteurs plus faibles vont entraîner une diminution de l'ouverture nécessaire au contact entre le doigt et la surface située entre les textures  $S_i$ .

#### 4.2.1.2. Groupes de surfaces n°2 et n°3

La Figure 3.19 présente les résultats obtenus sur les groupes de surfaces n°2 ( $D \approx 0,11 \text{ mm}$ ,  $H \in [0,005 ; 0,06] \text{ mm}$ ,  $O \approx 0,11 \text{ mm}$ ) et n°3 ( $D \approx 0,21 \text{ mm}$ ,  $H \in [0,005 ; 0,07] \text{ mm}$ ,  $O \approx 0,11 \text{ mm}$ ). Le coefficient de frottement  $\mu$  (a) ; ainsi que les aires de contact inférieure  $S_i$ , supérieure  $S_s$  et totale  $S_t$  (b) sont représentés en fonction de la hauteur des plots  $H$ . Sur la Figure 3.19 (a), on constate que le coefficient de frottement reste constant lorsque la hauteur des plots augmente, et ce pour les deux groupes de surfaces. Les lignes bleue et rouge représentent respectivement les coefficients de frottement moyens du groupe n°2 et du groupe n°3. Le coefficient de frottement moyen des surfaces du groupe n°3 est plus élevé que celui du groupe n°2. Ce phénomène est dû à un diamètre de plots plus important pour les textures du groupe n°3. L'influence du diamètre sur le coefficient de frottement sera analysée en détail à partir des résultats du groupe de surfaces n°4. Sur la Figure 3.19 (b), on constate que  $S_t$  et  $S_i$  diminuent lorsque la hauteur des plots augmente alors que  $S_s$  augmente faiblement. Les aires de contact  $S_i$  sont presque identiques pour les deux groupes de

surfaces et ne deviennent jamais nulles, impliquant que les déformations du doigt sont toujours suffisantes pour toucher le fond des textures.

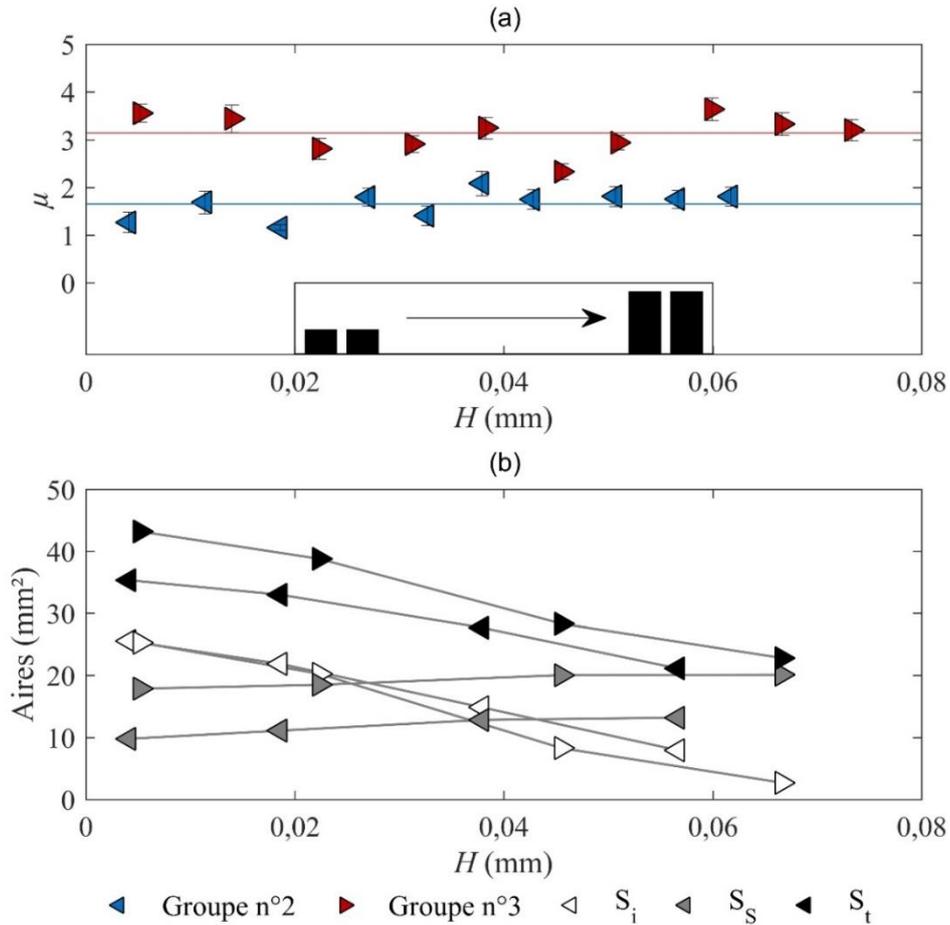


Figure 3.19 : Évolution du coefficient de frottement  $\mu$  mesuré à l'issue des essais de frottement entre le doigt du volontaire n°2 et les surfaces micro-texturées des groupes n°2 ( $D \approx 0,11$  mm,  $H \in [0,005 ; 0,06]$  mm,  $O \approx 0,11$  mm) et n°3 ( $D \approx 0,21$  mm,  $H \in [0,005 ; 0,07]$  mm,  $O \approx 0,11$  mm) en fonction de la hauteur des plots ( $H$ ) (a) ; surfaces de contact supérieures ( $S_s$ , en gris), inférieures ( $S_i$ , en blanc) et totales ( $S_t$ , en noir), obtenues par simulation pour une charge de 0,4 N en utilisant les propriétés du doigt du volontaire n°2, tracées pour les groupes de surfaces n°2 et n°3 en fonction de  $H$  (b).

Nos résultats sont cohérents avec les observations de Zhang *et al.*<sup>270</sup>, qui n'ont constaté aucune influence de la hauteur de stries parallèles (entre 0,005 et 0,03 mm) sur le coefficient de frottement. Cependant, la littérature appuie l'influence de la rugosité des surfaces selon le coefficient de frottement, tandis que nous n'observons aucune influence sur  $\mu$  d'une forte augmentation de la rugosité (qui ne dépend ici que de la hauteur des plots). Dans la littérature, on observe une chute du coefficient de frottement jusqu'à un paramètre de rugosité  $Ra$  de  $1 \mu\text{m}$ <sup>179</sup>, puis une augmentation faible jusqu'à un  $Ra$  de  $11,5 \mu\text{m}$ <sup>104,149,155,179,222,223,260,261,273</sup>. La légère augmentation du coefficients de frottement a été expliquée par une diminution de l'aire de contact entre le doigt et l'échantillon qui entraîne une diminution de la composante d'adhésion du frottement<sup>149,155,198,261,303</sup>. L'évolution que nous avons observé ici est similaire à celle obtenue sur les surfaces micro-texturées du groupe de surfaces n°1 et semble pouvoir être attribuée aux mêmes phénomènes. En effet, dans ces études, les variations du  $Ra$  ne sont pas dues uniquement à des variations de hauteur des éléments composant

la texture. Il est ainsi cohérent que les coefficients de frottement obtenus en explorant les surfaces des groupes n°2 et n°3 soient constants, puisque les aires de contact ( $S_i$ ,  $S_s$  et  $S_t$ ) n'évoluent que très peu lorsque la hauteur des plots augmente.

#### 4.2.1.3. Groupe de surfaces n°4

La Figure 3.20 présente les résultats obtenus sur le groupe de surfaces n°4 ( $D \in [0,01 ; 0,9]$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \approx 0,11$  mm). Le coefficient de frottement  $\mu$  (a) ; ainsi que les aires de contact inférieure  $S_i$ , supérieure  $S_s$  et totale  $S_t$  (b) sont représentés en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$ . Sur la Figure 3.20 (a), on constate que le coefficient de frottement augmente fortement lorsque le diamètre des plots augmente puis tend à se stabiliser au-delà de  $SP = 0,6$  mm. Les variations de  $\mu$  sont comprises entre 0,8 et 4. Sur la Figure 3.20 (b), on observe que  $S_s$  augmente fortement lorsque  $SP$  augmente, tandis que  $S_i$  diminue fortement. Ces deux aires de contact tendent à se stabiliser pour un  $SP > 1$  mm. L'aire totale de contact varie très peu. À faible  $SP$ , elle diminue légèrement, puis augmente et reste constante pour  $SP > 0,3$  mm.

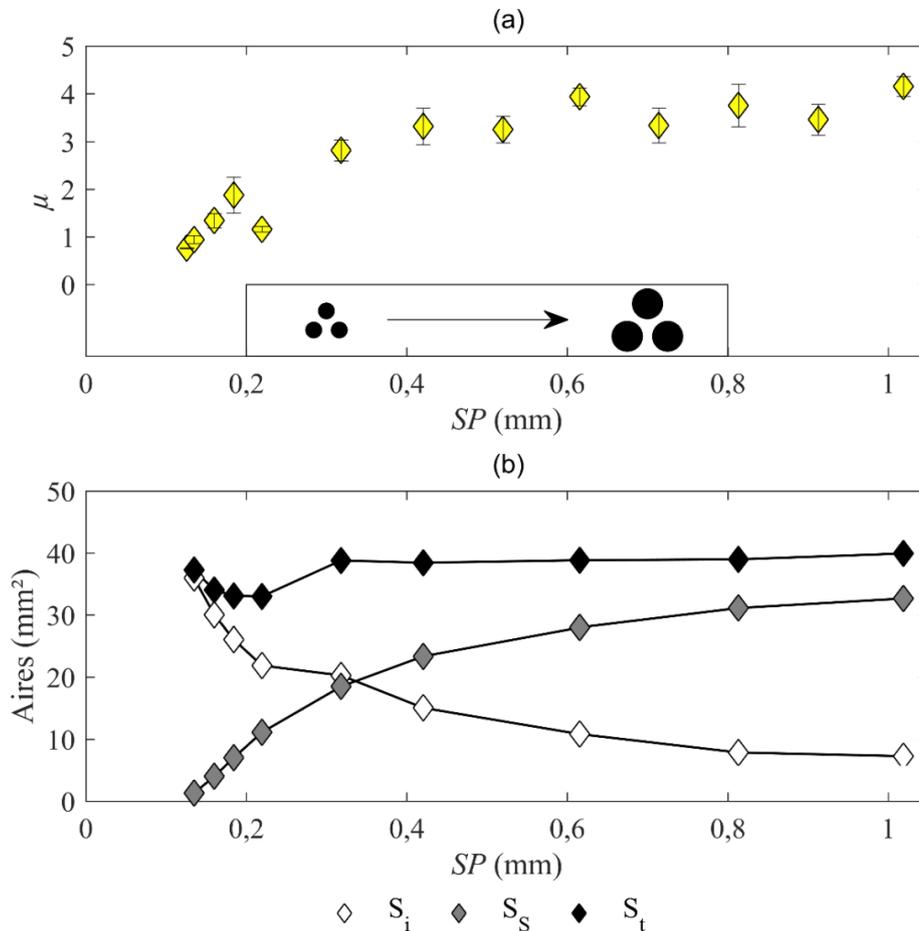


Figure 3.20 : Évolution du coefficient de frottement  $\mu$  mesuré à l'issue des essais de frottement entre le doigt du volontaire n°2 et les surfaces micro-texturées du groupe n°4 ( $D \in [0,01 ; 0,9]$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \approx 0,11$  mm) en fonction de l'espacement entre le centre des plots ( $SP$ ) (a) ; surfaces de contact supérieures ( $S_s$ , en gris), inférieures ( $S_i$ , en blanc) et totales ( $S_t$ , en noir), obtenues par simulation pour une charge de 0,4 N en utilisant les propriétés du doigt du volontaire n°2, tracées pour le groupe de surfaces n°4 en fonction de  $SP$  (b).

Cette augmentation du coefficient de frottement a également été observée par Van Kuilenburg *et al.*<sup>277</sup> bien que le diamètre des textures soit bien plus faible. Cette augmentation a été attribuée à une augmentation de la composante adhésive du frottement, qui serait selon les auteurs proportionnelle au rayon des textures. Cette analyse est également celle que nous faisons ici. En effet, les variations de l'aire de surface totale sont trop faibles pour justifier des fortes variations du coefficient de frottement, et celui-ci est très différent pour deux  $S_t$  identiques. L'aire de contact inférieure n'est pas non plus à l'origine de l'augmentation du coefficient de frottement lorsque le diamètre des plots augmente, puisqu'une diminution de  $S_i$  entraîne une diminution de la composante d'adhésion du coefficient de frottement. Au contraire, l'évolution de  $S_s$  est tout à fait cohérente avec celle du coefficient de frottement. Nous concluons donc que pour le groupe de surface n°4, l'aire de contact entre le doigt et la surface des plots est à l'origine des variations du coefficient de frottement.

#### 4.2.1.4. Groupe de surfaces n°5

La Figure 3.21 présente les résultats obtenus sur le groupe de surfaces n°5 ( $D \in [0,02 ; 0,9]$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \in [0,03 ; 0,9]$  mm). Le coefficient de frottement  $\mu$  (a) ; ainsi que les aires de contact inférieure  $S_i$ , supérieure  $S_s$  et totale  $S_t$  (b) sont représentés en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$ .

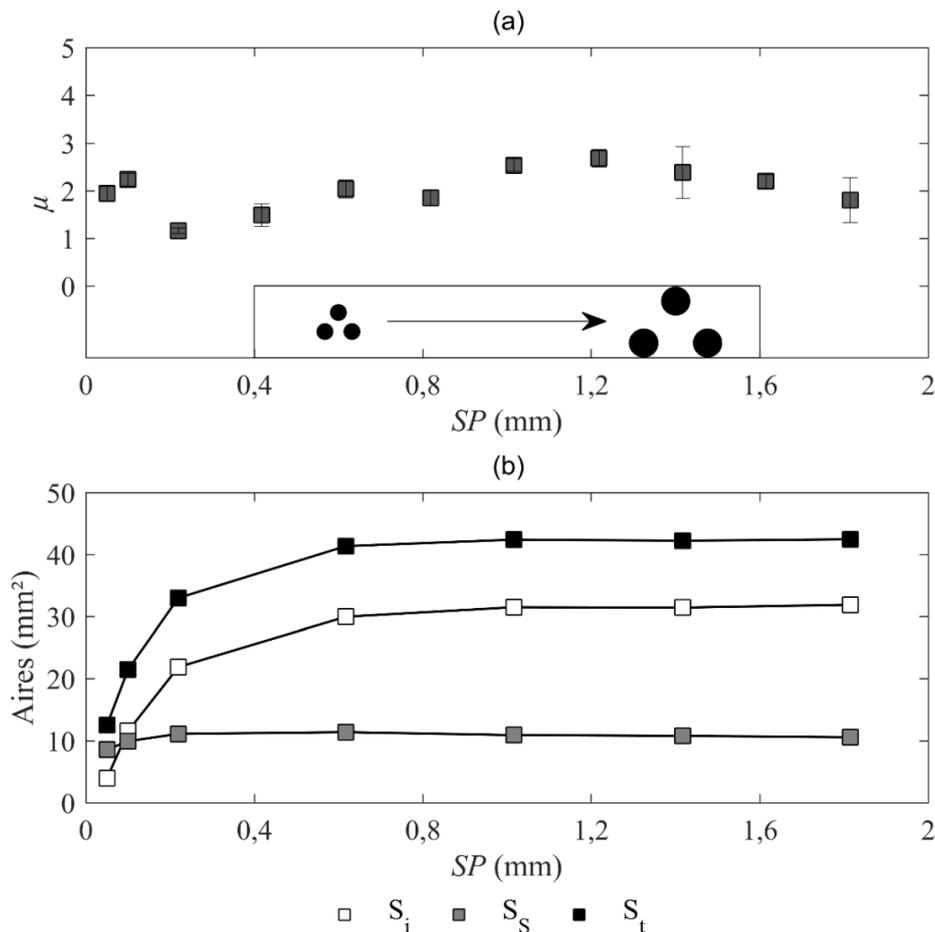


Figure 3.21 : Évolution du coefficient de frottement  $\mu$  mesuré à l'issue des essais de frottement entre le doigt du volontaire n°2 et les surfaces micro-texturées du groupe n°5 ( $D \in [0,02 ; 0,9]$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \in [0,03 ; 0,9]$  mm) en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$  (a) ;

surfaces de contact supérieures ( $S_s$ , en gris), inférieures ( $S_i$ , en blanc) et totales ( $S_t$ , en noir), obtenues par simulation pour une charge de 0,4 N en utilisant les propriétés du doigt du volontaire n°2, tracées pour le groupe de surfaces n°5 en fonction de  $SP$  (b).

Sur la Figure 3.21 (a), on remarque que le coefficient de frottement varie peu lorsque les surfaces sont homothétiques, entre 1 et 2,5, par rapport à ce que l'on a pu observer avec les groupes de surfaces n°1 et n°4. Comme pour le groupe de surface n°1, l'augmentation initiale de  $SP$  entraîne une diminution du coefficient de frottement. Celui-ci va ensuite augmenter faiblement jusqu'à  $SP = 1,2$  mm puis diminuer faiblement. Sur la Figure 3.21 (b), on constate que les aires de contact  $S_i$  et  $S_t$  augmentent fortement puis se stabilisent lorsque  $SP > 0,5$  mm, tandis que  $S_s$  reste constant et faible (10 mm<sup>2</sup>).

Ainsi, malgré les augmentations importantes des aires de contact  $S_i$  et  $S_t$ , le coefficient ne varie que très peu. Il semblerait ainsi que, comme pour le groupe de surfaces n°4, ce soit la surface de contact avec les plots  $S_s$  qui pilote l'évolution du coefficient de frottement.

#### 4.2.1.5. Totalité des surfaces micro-texturées

Nous avons constaté que pour une partie des échantillons micro-texturés, il existe une relation claire entre l'aire de contact avec la surface des plots  $S_s$  et le coefficient de frottement. De plus, comme nous l'avons vu dans le § 1.2 de ce chapitre, la littérature indique que le coefficient de frottement entre le doigt et une surface est essentiellement de nature adhésif et dépend donc principalement de l'aire de contact. Afin de vérifier si la dépendance à l'aire de contact est généralisable à toutes les surfaces micro-texturées, le coefficient de frottement est représenté sur la Figure 3.22 en fonction de l'aire de contact entre les plots  $S_s$  et le doigt (a) ; et de l'aire de contact totale (b) pour 29 des 52 surfaces. Cet échantillon de 29 surfaces est représentatif des cinq groupes de textures, en se basant sur les évolutions du coefficient de frottement. Ainsi, lorsque  $\mu$  évolue de manière importante (dans les Figures 3.18 à 3.21), un plus grand nombre de surfaces ont été sélectionnées.

Sur la Figure 3.22 (a), on observe pour la majorité des échantillons une forte corrélation entre le coefficient de frottement  $\mu$  et la surface supérieure de contact  $S_s$  obtenue par simulation. Les surfaces ne suivant pas cette corrélation sont les trois échantillons du groupe de surfaces n°1 représentée au sein du cadre rouge. Malgré une aire de contact avec les plots faible, le coefficient de frottement issu du contact entre le doigt du volontaire n°2 et ces surfaces est relativement élevé.

Au contraire, sur la Figure 3.22 (b), aucune corrélation n'apparaît entre le coefficient de frottement et la surface totale de contact  $S_t$ .

Nous pouvons ainsi conclure que pour la majorité des échantillons, le coefficient de frottement dépend principalement du contact avec les plots  $S_s$  mais pas du tout de la surface de contact totale  $S_t$ . Le contact entre le doigt et la surface du fond  $S_i$  n'impacte ainsi presque pas le coefficient de frottement. De plus, on ne remarque aucune influence importante de la géométrie des plots sur le coefficient de frottement, puisque aucune différence significative entre les groupes de surfaces n'est visible sur la Figure 3.22 (a).

Comme indiqué précédemment, le coefficient de frottement issu du contact avec certains échantillons du groupe de surfaces n°1 (encadrés en rouge) ne dépend pas uniquement de l'aire de contact avec la surface des plots. Ces échantillons correspondent à des textures dont l'ouverture entre les plots  $O$  est importante ( $O > 0,4$  mm). Au contraire lorsque l'ouverture est plus faible, c'est

bien l'aire de contact avec les plots qui est responsable du coefficient de frottement. Concernant les surfaces du groupe n°5, ce phénomène n'apparaît pas, même quand l'ouverture est bien plus grande (jusqu'à  $O = 0,9$  mm). Ce n'est donc pas l'ouverture qui permet d'expliquer l'apparition de ce phénomène. Celui-ci ne semble apparaître que lorsque la surface de fond  $S_i$  est majoritaire dans le contact ( $S_i > 90\%$  de  $S_t$ ). Comme nous l'avons expliqué dans le § 4.2.1.1 de ce chapitre, les aires de contacts restent stables lorsque  $SP$  est important, et seule une augmentation de la composante de déformation du coefficient de frottement peut expliquer ce phénomène.

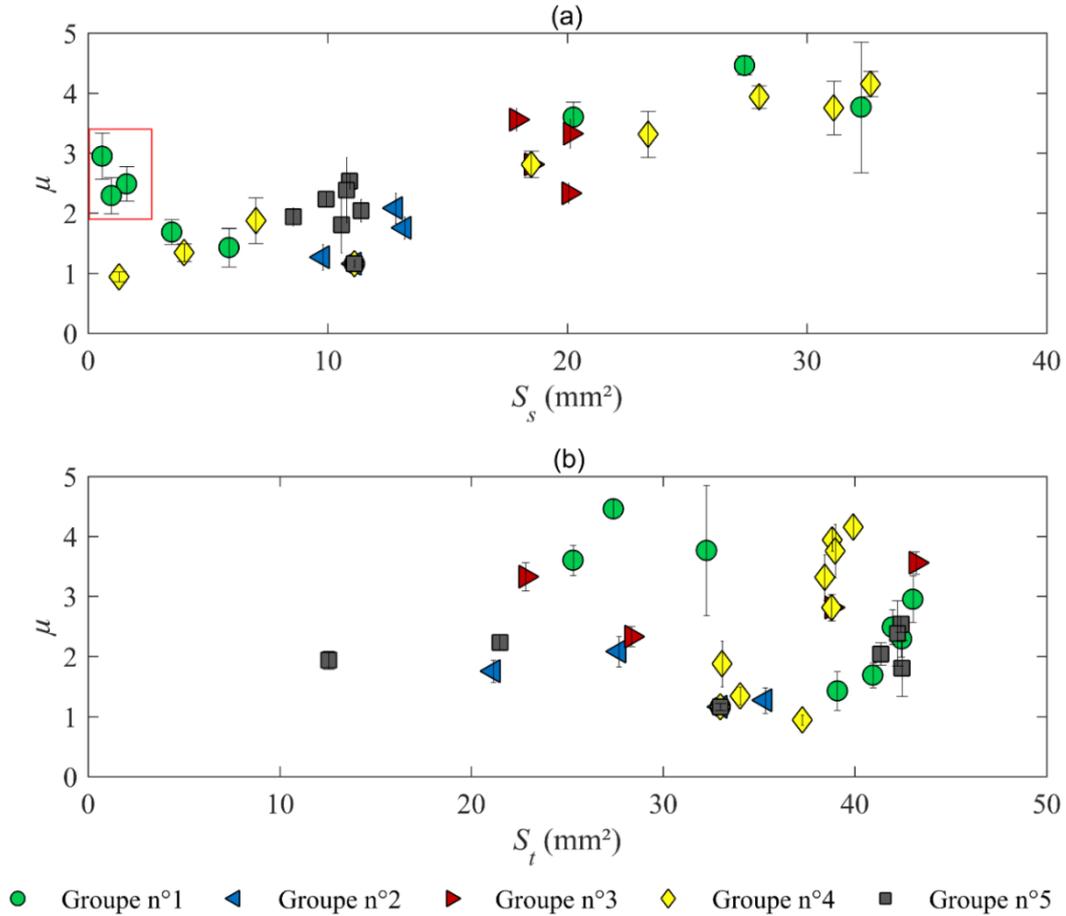


Figure 3.22 : Évolution du coefficient de frottement mesuré pour le volontaire n°2 en fonction de la surface de contact supérieure  $S_s$  (a) ; de la surface de contact totale  $S_t$  (b) pour les cinq groupes de surfaces micro-texturées. Groupe n°1 ( $D \approx 0,11$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \in [0,01 ; 0,9]$  mm) ; groupes n°2 ( $D \approx 0,11$  mm,  $H \in [0,005 ; 0,06]$  mm,  $O \approx 0,11$  mm) ; groupe n°3 ( $D \approx 0,21$  mm,  $H \in [0,005 ; 0,07]$  mm,  $O \approx 0,11$  mm) ; groupe n°4 ( $D \in [0,01 ; 0,9]$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \approx 0,11$  mm) ; groupe n°5 ( $D \in [0,02 ; 0,9]$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \in [0,03 ; 0,9]$  mm).

#### 4.2.2. Sets de surfaces macro-texturées

La Figure 3.23 présente les résultats obtenus sur le set de surfaces macro-texturées ( $D_b \in [0,6 ; 4]$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $SP \in [0,8 ; 8]$  mm). Le coefficient de frottement  $\mu$  (a) ; ainsi que les aires de contact inférieure  $S_i$ , supérieure  $S_s$  et totale  $S_t$  (b) sont représentés en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$ . Sur la Figure 3.23 (a), on observe que le coefficient de frottement augmente lorsque  $SP$  augmente jusqu'à  $SP = 2,5$  mm. Il varie ensuite très peu avec un coefficient de frottement moyen de  $\mu \approx 1,8 \pm 0,2$ . Globalement, il varie entre 1 et 2, présentant ainsi

des variations bien plus faibles que celles observés sur les surfaces micro-texturées, mais cohérentes avec celles du groupe de surfaces n°5, également homothétique. Il est néanmoins important de noter que les deux sets de surfaces (micro et macro-texturées) ont été explorées par deux individus différents. Sur la Figure 3.23 (b), on constate une évolution semblable de  $S_i$  et  $S_t$  lorsque  $SP$  augmente, puisque  $S_s$  évolue extrêmement peu. L'évolution des aires de contact est similaire à celle du groupe n°5 des surfaces micro-texturées.

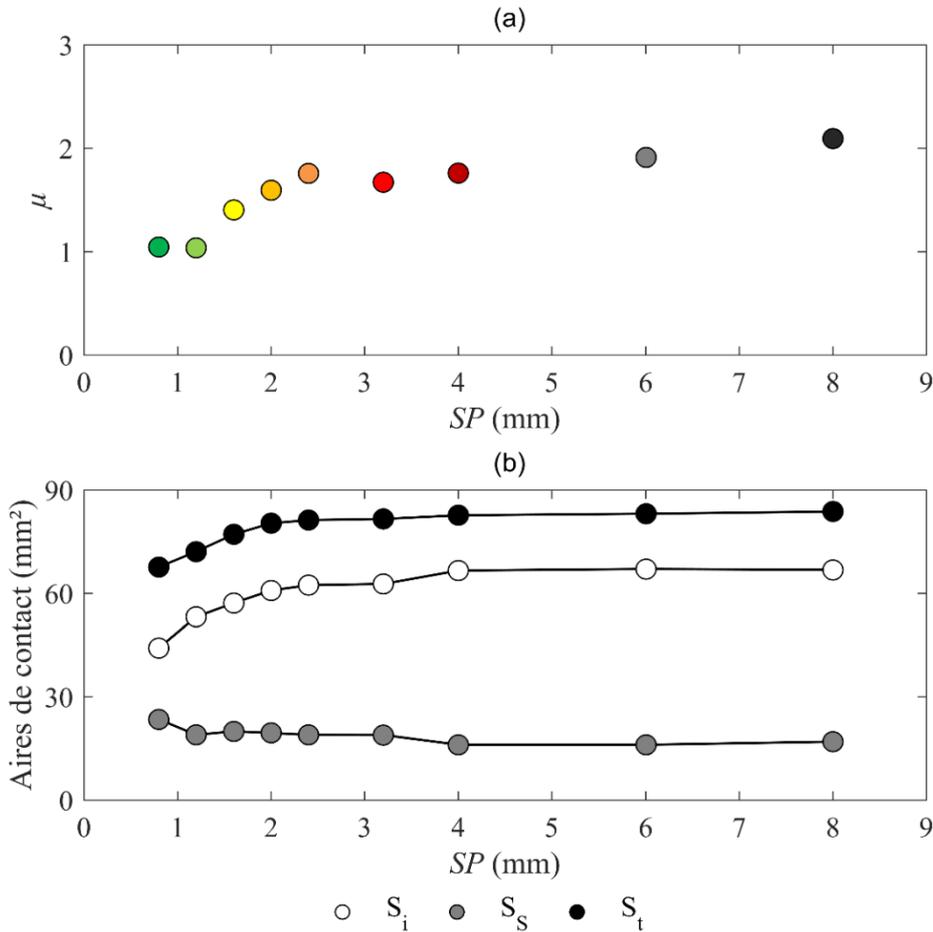


Figure 3.23 : Évolution du coefficient de frottement  $\mu$  mesuré à l'issue des essais de frottement entre le doigt du volontaire n°1 et les surfaces macro-texturées en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$  (a) ; surfaces de contact supérieures ( $S_s$ , en gris), inférieures ( $S_i$ , en blanc) et totales ( $S_t$ , en noir), obtenues par simulation pour une charge de 0,9 N en utilisant les caractéristiques du volontaire n°1, tracées pour les surfaces macro-texturées en fonction de  $SP$  (b).

Concernant des textures dont la hauteur est de 500  $\mu\text{m}$  et la période spatiale varie entre 500 et 4000  $\mu\text{m}$ , on trouve dans la littérature que l'éloignement des structures entraîne une diminution du coefficient de frottement et qu'une augmentation de la taille des éléments entraîne une augmentation du coefficient de frottement<sup>263</sup>. Avec des paramètres géométriques semblables, aucun impact de la période spatiale sur le coefficient de frottement n'a été observé<sup>274</sup>. Il semblerait donc, comme Van Kuilenburg *et al.*<sup>266</sup> le suggèrent avec des textures bien plus fines, que l'impact du diamètre des éléments est plus important que celui de l'ouverture entre ces éléments.

Comme avec les surfaces micro-texturées, la Figure 3.24 permet d'observer l'évolution du coefficient de frottement avec la surface de contact supérieure  $S_s$ , et avec la surface de contact totale  $S_t$ .

Cependant, contrairement aux échantillons micro-texturés, il semble que cette fois ci, l'aire de contact totale soit un meilleur prédicteur du coefficient de frottement. Cela est peut être dû à la différence d'échelle entre les sets d'échantillons, qui permet à l'aire de contact appliqué sur le fond des surfaces d'être importante dans la composante adhésive du contact.

De plus, bien que la hauteur des plots soit bien plus importante ici, les plots (cône tronqué, cf § 1.3, chap. 2) présentant un angle à la base très important (73° en moyenne), les aires de contact obtenues par les simulations sont sous-estimées. En effet, un contact du doigt avec les flancs des plots pourrait avoir lieu. L'effet de la déformation du doigt sur le coefficient de frottement pourrait ainsi être moins important en raison de la majoration de la surface de contact. Il est également possible que la composante de déformation soit réduite à cause de cet angle, qui permet une meilleure transition entre le contact avec le fond de l'échantillon et celui avec la surface des plots lors du déplacement du doigt sur les textures.

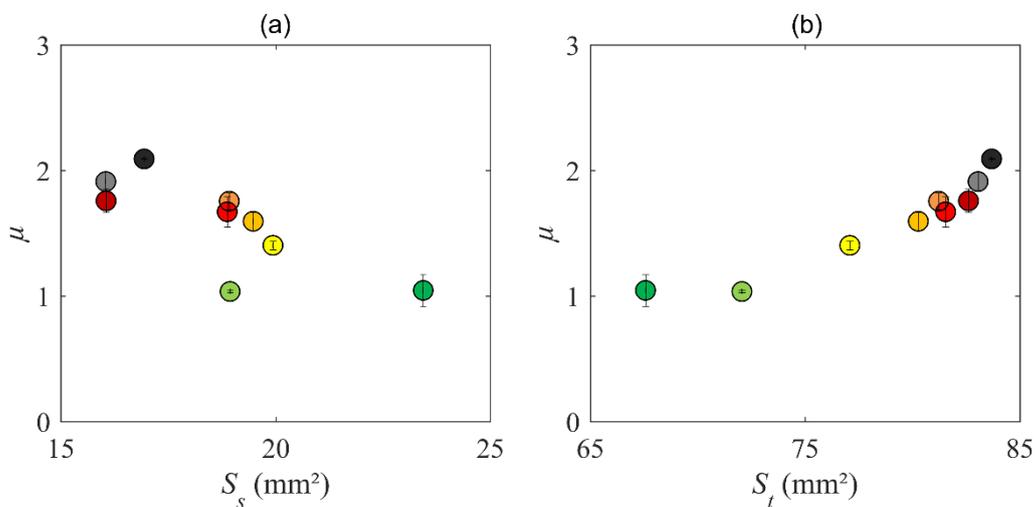


Figure 3.24 : Évolution du coefficient de frottement mesuré sur le doigt du volontaire n°1 en fonction de la surface de contact supérieure  $S_s$  (a) ; totale  $S_t$  (b).

#### 4.2.3. Conclusion

Des mesures des coefficients de frottement ont été réalisées sur les surfaces micro-texturées par le volontaire n°2 et sur les surfaces macro-texturées par le volontaire n°1. Pour toutes ces mesures, seuls les essais ayant été réalisés avec une vitesse de déplacement du doigt de 30 mm.s<sup>-1</sup> ont été conservés. Pour les surfaces micro-texturées, la force d'appui est de 0,4 N. Pour les surfaces macro-texturées, elle est de 0,9 N. En plus des essais expérimentaux, des simulations ont été réalisées grâce au modèle numérique (cf § 3, chap. 3). Dans ce modèle, les propriétés de l'indenteur correspondent aux propriétés des volontaires mesurés grâce aux méthodes présentées dans le chapitre 1.

Le coefficient de frottement varie de manière extrêmement importante puisqu'il est compris entre 0,7 et 4,5 pour les surfaces micro-texturées. Ces différences ne peuvent s'expliquer par des variations des propriétés physico-chimiques du doigt lors des différentes sessions de mesures (cf § 2.3, chap. 3). En effet, ces variations apparaissent pour des échantillons appartenant à un même groupe de surfaces, et pour lesquels les mesures ont été réalisées dans une même session.

Les résultats obtenus sur les surfaces micro-texturées sont les suivants :

- Le coefficient de frottement ne dépend pas de la rugosité ou de la hauteur des aspérités dans le cas de ces textures, indiquant que la composante de déformation du coefficient de frottement est faible.
- Au contraire, des modifications très importantes du coefficient de frottement sont observées lorsque soit l'ouverture entre les plots, soit leur diamètre augmente. Cependant l'augmentation des deux paramètres à la fois ( $D = O$ ) entraîne des modifications moins importantes du coefficient de frottement. On a montré que le coefficient de frottement est fortement corrélé à l'aire réelle de contact entre le doigt et les plots  $S_s$ , et non à l'aire totale  $S_t$ . Une exception à ce résultat apparaît pour des échantillons du groupe de surfaces n°1 lorsque des plots très petits ( $D = 0,11$  mm) deviennent très éloignés ( $O > 0,4$  mm).

Les résultats obtenus sur les surfaces macro-texturées sont les suivants :

- Le coefficient de frottement augmente rapidement jusqu'à un  $SP = 2,5$  mm puis se stabilise pour des surfaces pour lesquelles le diamètre est égal à l'ouverture. Les variations du coefficient de frottement sont cependant faibles et correspondent à ce qui a été observé avec le groupe de surfaces micro-texturées n°5. Contrairement aux résultats obtenus sur les surfaces micro-texturées, il y a une forte interaction avec l'aire de contact totale  $S_t$ . Il semble que cela soit dû à la grande aire de contact avec le fond de la surface qui tend à exacerber la composante adhésive du coefficient de frottement.

### **4.3. Étude de l'influence de la topographie des textures sur l'intensité des vibrations induites par frottement**

#### **4.3.1. Set de surface micro-texturées**

Sur la Figure 3.25, les valeurs  $RMS(\ddot{z})$  du signal d'accélération des vibrations induites par frottement sont représentées en fonction des paramètres géométriques en fonction :

- (a) de l'espacement entre les plots pour le groupe de surfaces n°1, pour lesquelles seule l'ouverture varie.
- (b) de la hauteur des plots pour les groupes de surfaces n°2 et n°3, pour lesquels seule la hauteur varie, avec un diamètre de  $110 \mu\text{m}$  pour les plots du groupe n°2 et de  $210 \mu\text{m}$  pour le groupe n°3.
- (c) de l'espacement entre les plots pour le groupe de surfaces n°4, pour lesquelles seul le diamètre varie.
- (d) de l'espacement entre les plots pour le groupe de surfaces n°5, pour lesquelles le diamètre et l'ouverture des plots varient de manière à ce que  $D = O$ .

Sur les Figures 3.25 (a), (c) et (d), la distribution des dermatoglyphes dans le sens du frottement, normalisée entre 0 et 1, est représentée en rouge en fonction de l'espacement entre les plots. On distingue pour les groupes de surfaces n°1 et n°5 (Figures 3.25 (a) et (d)) une évolution en forme de cloche, dont le maximum est situé pour une période spatiale de  $400$  et  $600 \mu\text{m}$  dans les deux cas. Cette courbe apparaît de manière moins prononcée pour le groupe de surfaces n°4 (Figure 3.25 (c)) où le maximum est observé pour une période spatiale proche de  $300 \mu\text{m}$ . Dans les trois cas, on observe que la diminution de l'intensité des vibrations intervient quand la période spatiale des textures est supérieure à celles des dermatoglyphes. Ces résultats suggèrent donc que les

dermatoglyphes entraînent une amplification vibratoire dès lors que leur période spatiale s'accorde avec celle de la texture. Finalement, pour les groupes de surfaces n°2 et n°3, les valeurs ne montrent pas d'évolution particulière, ce qui tend à montrer que la hauteur des plots n'influence pas l'intensité vibratoire transmise.

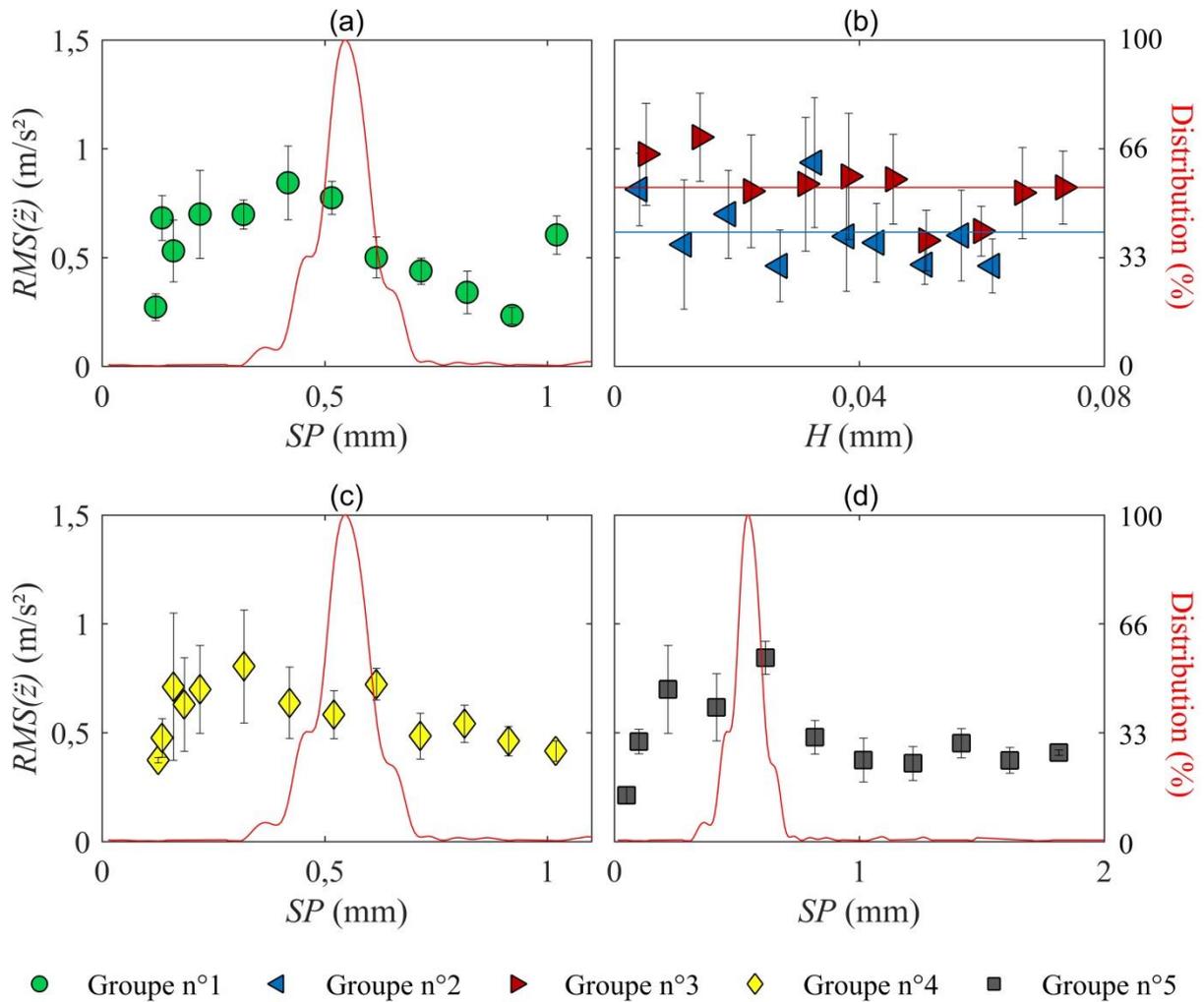


Figure 3.25 : Valeurs  $RMS(\ddot{z})$  du signal d'accélération mesurée pour le volontaire n°2 sur les surfaces micro-texturées pour le groupe de surfaces n°1 ( $D \approx 0,11$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \in [0,01 ; 0,9]$  mm) en fonction de  $SP$  (a) ; pour les groupes de surfaces n°2 ( $D \approx 0,11$  mm,  $H \in [0,005 ; 0,06]$  mm,  $O \approx 0,11$  mm) et n°3 ( $D \approx 0,21$  mm,  $H \in [0,005 ; 0,07]$  mm,  $O \approx 0,11$  mm) en fonction de  $H$  (b) ; pour le groupe de surfaces n°4 ( $D \in [0,01 ; 0,9]$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \approx 0,11$  mm) en fonction de  $SP$  (c) ; pour le groupe de surfaces n°5 ( $D \in [0,02 ; 0,9]$  mm,  $H \approx 0,02$  mm,  $O \in [0,03 ; 0,9]$  mm) en fonction de  $SP$  (d). En rouge, la distribution de la période spatiale des dermatoglyphes normalisée entre 0 et 1 en fonction de  $SP$ .

#### 4.3.2. Set de surface macro-texturées

Sur la Figure 3.26 ci-dessous, on observe la valeur  $RMS(\ddot{z})$  du signal des vibrations induites par frottement du doigt sur les échantillons macro-texturés en fonction de la période spatiale des plots. De nouveau, la distribution spatiale des dermatoglyphes normalisée entre 0 et 1 est représentée en rouge sur la figure. On observe que l'intensité du signal d'accélération reste constante jusqu'à  $SP = 3$  mm puis augmente. Dans le même temps, l'écart-type augmente fortement. L'intensité des

signaux obtenus sur le dernier échantillon est au même niveau que pour les échantillons les plus fins. Les variations de l'intensité des vibrations ne sont pas dues à une interaction entre la distance inter-dermatoglyphes et les échantillons car pour tous ces échantillons, la période spatiale des dermatoglyphes est bien inférieure à celle des textures.

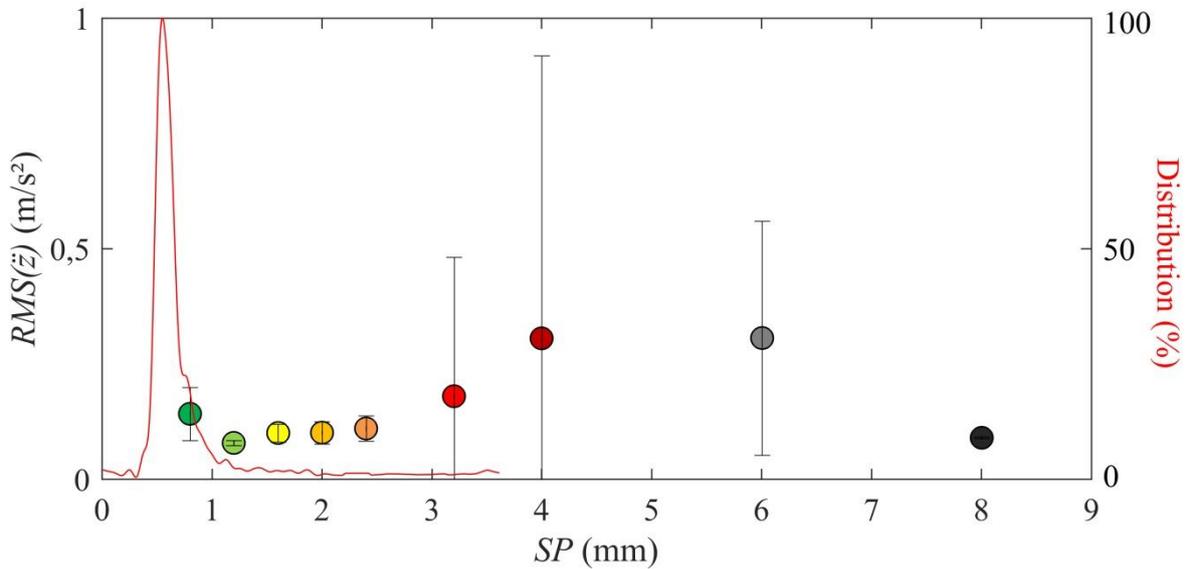


Figure 3.26 : Valeur RMS ( $\ddot{z}$ ) du signal d'accélération en fonction de l'espacement entre le centre des plots pour les 9 surfaces macro texturées. En rouge, la distribution de la période spatiale des dermatoglyphes du volontaire n°1.

#### 4.3.3. Conclusion

Les mesures réalisées sur les surfaces micro-texturées nous ont permis d'observer que l'intensité des vibrations induites dépend de l'espacement entre les plots. Lorsque la période spatiale  $SP$  des textures augmente, l'intensité des vibrations augmente jusqu'à un maximum pour une période spatiale proche de celle des dermatoglyphes. Une fois que les périodes spatiales des textures deviennent plus importantes que celle des dermatoglyphes, cette intensité diminue. Ce résultat confirme les conclusions tirées par l'équipe de Debrégeas<sup>148,297,298</sup> montrant que l'une des fonctions des dermatoglyphes est d'augmenter l'intensité des vibrations.

Concernant les surfaces macro-texturées, des variations sont également observées lorsque  $SP$  augmente avec un maximum situé vers  $SP = 5$  mm. Il est cependant important de noter que lorsqu'une augmentation de la valeur RMS des vibrations est observée, les écarts-types sont importants. Cette augmentation de l'instabilité des résultats, ou de l'intensité des vibrations ne coïncide cependant pas avec la période spatiale des dermatoglyphes.

### 4.4. Étude de l'influence de la topographie des surfaces sur les fréquences des vibrations induites par frottement

#### 4.4.1. Set de surface micro-texturées

La Figure 3.27 représente la fréquence la plus excitée  $F(I_{max})$  (cf § 2.4, chap. 3) en fonction de l'espacement entre les plots  $SP$  (a), permettant une représentation semblable à celle choisie par Massi *et al.*<sup>276,280</sup> (Figure 3.3). En (b), la fréquence la plus excitée est représentée en fonction de la

fréquence fondamentale des plots  $H_1$ . Cette fréquence est définie comme étant la fréquence de passage des plots sous le doigt, et se calcule comme étant le rapport de la vitesse de déplacement du doigt sur la période spatiale des plots  $SP$  (Équation 3.16). La vitesse étant constante dans tous ces essais ( $v \approx 30 \text{ mm.s}^{-1}$ ),  $H_1$  est considéré comme l'une des propriétés des échantillons. De nouveau, la distribution normalisée des dermatoglyphes est représentée en rouge sur les deux graphiques en fonction de  $SP$  (a) et de  $H_1$  (b).

$$H_1 = \frac{v}{SP} \quad (\text{Équation 3.16})$$

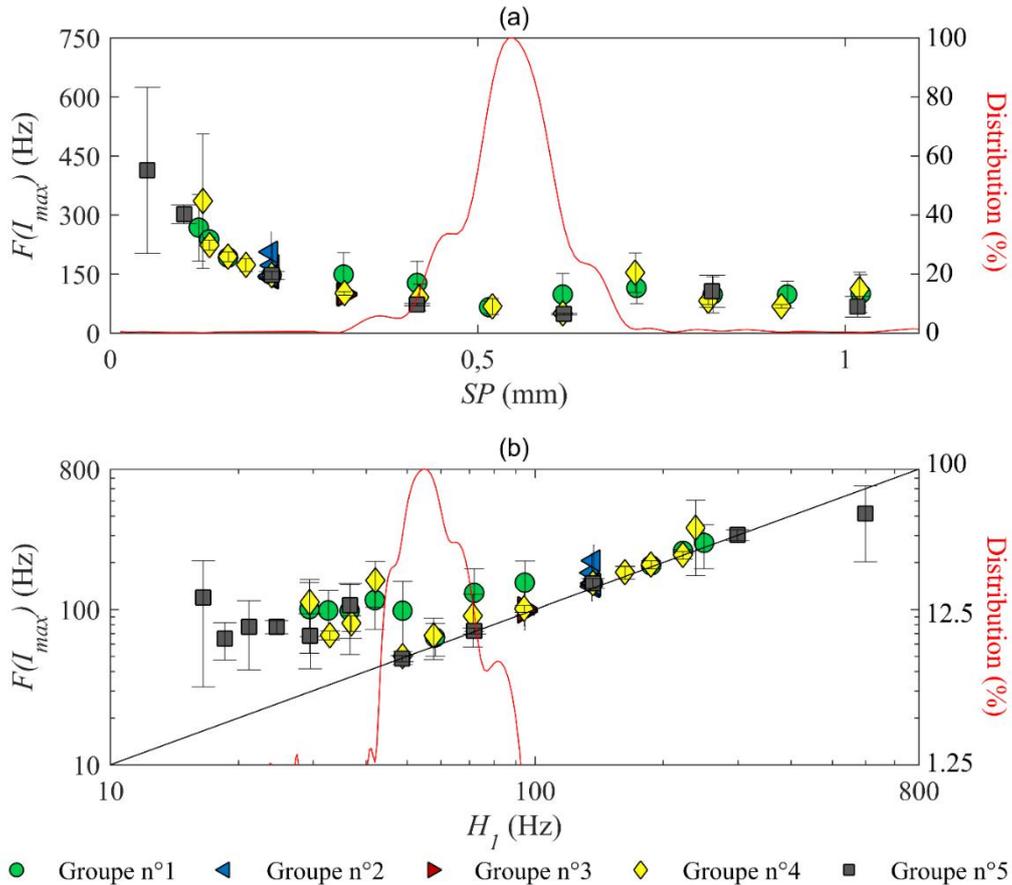


Figure 3.27 : Fréquence la plus excitée  $F(I_{max})$  pour les 52 surfaces micro-texturées en fonction de l'espacement entre les plots  $SP$  (a) ; de la fréquence fondamentale des plots  $H_1$  (b). En rouge, la distribution normalisée de la période spatiale des dermatoglyphes en fonction de  $SP$  (a) et  $H_1$  (b). Sur (b), la droite d'équation  $y = x$  est représentée en noir afin de pouvoir observer les surfaces pour lesquelles  $F(I_{max})$  correspond à la fréquence  $H_1$ .

Sur la Figure 3.27 (a), on observe que, comme sur des échantillons striés (Figure 3.3), la fréquence la plus excitée par le frottement du doigt sur les surfaces micro-texturées diminue lorsque l'espacement entre les plots augmente, puis se stabilise lorsque l'espacement entre les plots correspond à la période spatiale des dermatoglyphes ( $SP \approx 500 \mu\text{m}$ ). On conclut que  $F(I_{max})$  ne dépend ni de l'ouverture, ni du diamètre, ni de la hauteur, mais uniquement de l'espacement entre les plots, puisque tous les groupes de surfaces suivent la même tendance. Sur la Figure 3.27 (b), on constate plus distinctement la présence de deux zones pour lesquelles les fréquences les plus

excitées ne sont pas la conséquence du même phénomène. Lorsque la fréquence fondamentale du passage du doigt sur les plots est élevée,  $H_1 > 80$  Hz, la fréquence la plus excitée est égale à  $H_1$  (droite  $x = y$ ). Ainsi, la périodicité des plots est directement à l'origine de la fréquence la plus excitée lors de l'exploration de ces textures. Au contraire, dans la zone  $H_1 < 80$  Hz, la fréquence la plus excitée, bien que très dispersée, est stabilisée à  $89 \pm 26$  Hz. Ainsi, pour les surfaces micro-texturées,  $F(I_{max})$  n'est jamais inférieure aux fréquences associées à la période spatiale des dermatoglyphes.

Afin d'étudier l'ensemble du contenu fréquentiel lié au passage des dermatoglyphes sur les textures, on représente toutes les DSP du signal accélération issues des vibrations induites par frottement sur un même graphique (Figure 3.28). Pour chacun des échantillons, une DSP représentative du signal accélération a été choisie. Ces DSP du signal accélération sont normalisées afin que l'intensité varie entre 0 et 1. Les 52 DSP du signal accélération sont positionnées sur l'axe des ordonnées en fonction de la fréquence fondamentale des plots  $H_1$ . Lorsque  $H_1$  est identique pour deux textures, les DSP du signal accélération sont superposées. Sur ce graphique, la fréquence fondamentale ( $y = x$ ) des textures ainsi que ses 3 harmoniques ( $y = \frac{x}{k}$ , avec  $k = 2$  à 4) apparaissent en rouge. Les fréquences liées à la période spatiale des dermatoglyphes du volontaire n°2, ainsi que ses 3 harmoniques apparaissent en vert.

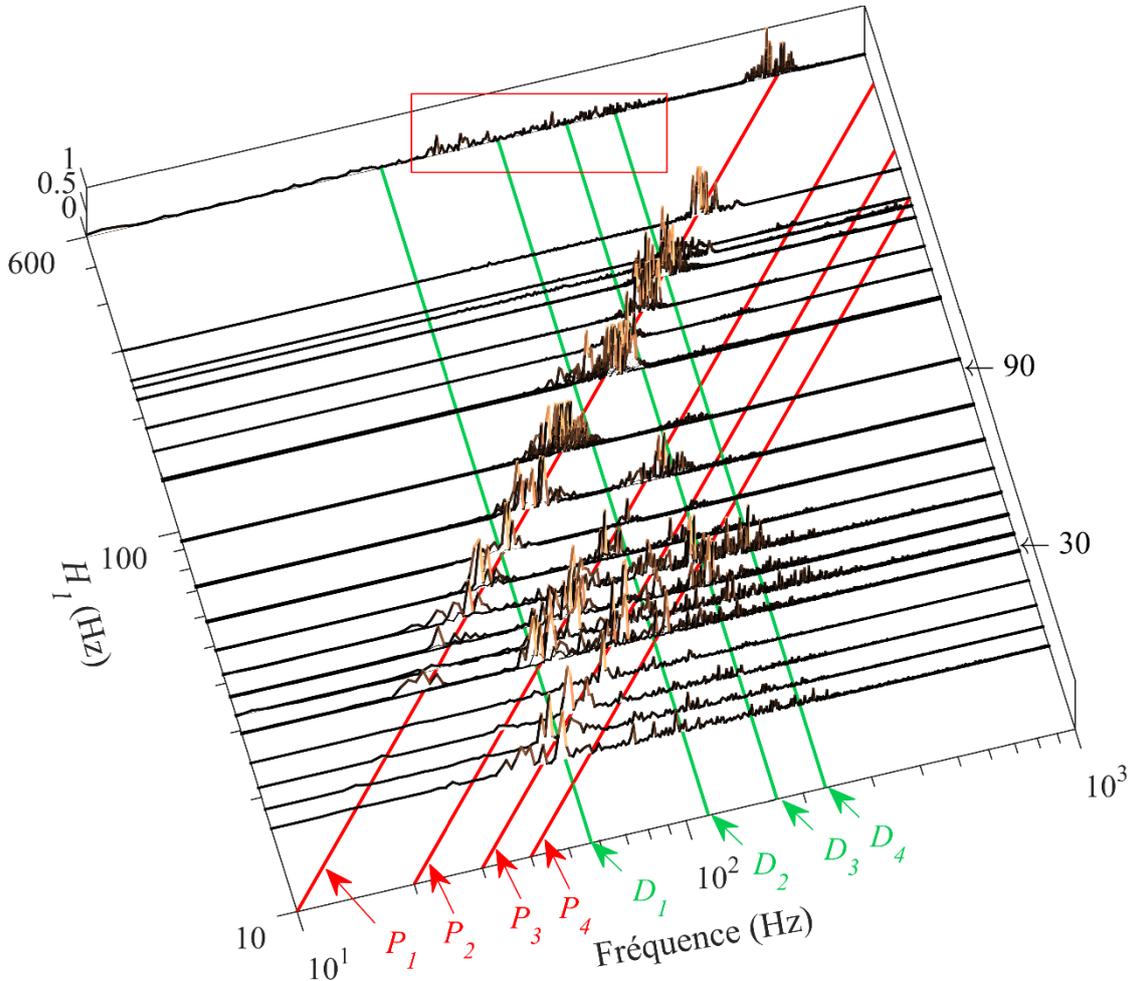


Figure 3.28 : Représentation des DSP du signal accélération obtenues sur les 52 surfaces micro-texturées. Les DSP du signal accélération sont ensuite placées parallèlement les unes par rapport aux autres en fonction de la fréquence fondamentale des plots  $H_1$ . En rouge, on observe les 4 premières

harmoniques liés aux plots  $P_1$  à  $P_4$  (droites d'équation  $kxy = x$  avec  $k$  l'ordre de l'harmonique). En vert les 4 premières harmoniques liés aux dermatoglyphes  $D_1$  à  $D_4$ .

Dans un premier temps, la droite  $P_1$  de la Figure 3.28 permet d'observer que la fréquence fondamentale liée au passage du doigt sur les plots  $H_1$  est excitée pour un grand nombre d'échantillons. On constate également qu'à l'exception de la surface dont la fréquence fondamentale est la plus élevée ( $F43$ ,  $H_1 \approx 600$  Hz, (Tableau 2.3)), seule  $H_1$  est excitée lors du passage du doigt lorsque la fréquence  $H_1$  est importante ( $H_1 > 90$  Hz ;  $SP < 0,3$  mm). Ces résultats sont cohérents avec ceux observés sur la Figure 3.27 où la fréquence la plus excitée  $F(I_{max})$  est égale à  $H_1$  lorsque  $H_1$  est supérieure à 60 Hz. Concernant l'échantillon  $F43$ , le signal observable entre 60 et 300 Hz dans l'encadré rouge doit être mis en regard de l'opération de normalisation des DSP ainsi qu'à la réponse en fréquence du système étudié. En effet, nous avons montré dans le § 2.5.4 de ce chapitre que l'intensité des vibrations est fortement atténuée lorsque les fréquences sont supérieures à 300 Hz. Ainsi, l'intensité du signal à 600 Hz s'en trouve minorée. En conclusion, lorsque  $H_1 > 90$  Hz, la puissance vibratoire est très largement concentrée à la fréquence fondamentale des plots.

La droite  $P_2$  de cette figure permet de constater que le second harmonique lié à la texture est excitée pour des fréquences fondamentales  $H_1$  comprises entre 30 Hz et 90 Hz. Le troisième harmonique  $P_3$  est excité entre 15 Hz et 50 Hz. Concernant le quatrième harmonique  $P_4$ , le signal vibratoire ne permet pas de clairement établir les fréquences excitées en corrélation avec cet harmonique.

Avec les quatre harmoniques liés au frottement des dermatoglyphes sur un plot ( $D_1$  à  $D_4$ ), on ne peut pas affirmer que le signal soit clairement excité aux fréquences correspondant aux dermatoglyphes. De nombreuses fréquences excitées lorsque  $H_1$  est faible ( $H_1 < 50$  Hz), se situent cependant dans la zone correspondant aux harmoniques  $D_2$  à  $D_4$ , ce qui suggère une implication directe des dermatoglyphes dans le signal vibratoire lorsque les fréquences sont faibles.

Ainsi, plusieurs états vibratoires sont possibles lorsque le doigt explore une surface texturée :

- Lorsque  $SP < 0,3$  mm ( $H_1 > 90$  Hz), seule la fréquence fondamentale des plots est excitée.
- Lorsque  $0,3 < SP < 0,5$  mm ( $60 < H_1 < 90$  Hz), les deux premiers harmoniques liés aux textures vont être excités.
- Lorsque  $0,5 < SP < 1$  mm ( $30 < H_1 < 60$  Hz), les harmoniques liés aux textures, et potentiellement ceux liés aux dermatoglyphes, vont être excités.
- Lorsque  $SP > 1$  mm ( $H_1 < 30$  Hz), les deux premiers harmoniques liés aux textures ne sont plus excités. Le troisième harmonique lié aux textures est la fréquence majoritairement excitée, et un signal assez faible montre une implication des harmoniques liés aux dermatoglyphes non nulle.

Ainsi, même lorsque la fréquence la plus excitée ne varie plus en fonction de  $SP$  (Figure 3.27), nous montrons ici que le contenu fréquentiel du signal vibratoire reste majoritairement composé de fréquences issues des textures.

#### 4.4.2. Sets de surfaces macro-texturées

La fréquence la plus excitée en fonction de la période spatiale des échantillons (Figure 3.29) varie entre 10 et 80 Hz. Ces variations sont cohérentes avec celles observés pour un  $SP > 400$   $\mu\text{m}$  avec les échantillons micro-texturés. Pour des périodes spatiales aussi importantes, il semble ainsi ne pas y avoir de relation évidente entre la géométrie et la fréquence la plus excitée des vibrations induites par frottement.

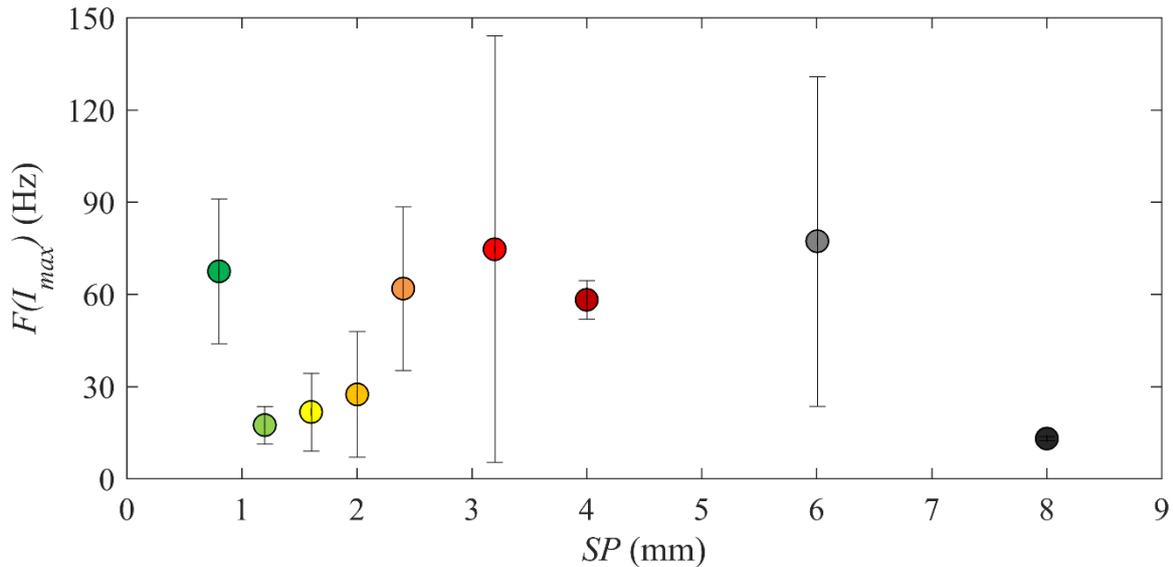


Figure 3.29 : Fréquence la plus excitée  $F(I_{max})$  issue du frottement du doigt du volontaire n°1 sur les surfaces macro-texturées en fonction de l'espacement entre les plots  $SP$ .

Pour savoir si les fréquences du signal dépendent de la géométrie des textures ou des dermatoglyphes, la représentation utilisée dans la Figure 3.28 est réutilisée sur la Figure 3.30. Les  $DSP$  du signal accélération des 9 surfaces macro-texturées sont ainsi placées de nouveau en fonction de la fréquence fondamentale des plots  $H_1$ . Comme précédemment, les harmoniques de la fréquence des plots sont représentés en rouge, et ceux des dermatoglyphes en vert.

Sur la droite  $P_1$  de la Figure 3.30, on constate que la fréquence fondamentale liée aux textures est majoritairement excitée pour les surfaces les plus fines ( $H_1 > 10$  Hz,  $G1$  à  $G5$ ). Pour des fréquences  $H_1$  compris entre 7 et 15 Hz ( $G5$  à  $G7$ ), le frottement du doigt contre les surfaces texturées entraîne l'excitation d'un ensemble de fréquences situées autour de 60 Hz. La Figure 3.30 ne permet cependant pas de conclure si ces fréquences correspondent principalement aux harmoniques liés aux plots  $P_5$  à  $P_8$ , ou à la fréquence fondamentale  $D_1$  liée aux dermatoglyphes. Il est probable que cela soit la fréquence fondamentale liée aux dermatoglyphes, puisque l'on observe clairement sur la surface  $G8$  ( $H_1 = 5$  Hz) que seul le troisième harmonique  $D_3$  lié aux dermatoglyphes est excité. Finalement, on constate pour la surface  $G9$  ( $H_1 = 4$  Hz), que la fréquence la plus excitée correspond au troisième harmonique  $P_3$  lié aux textures. De nombreuses fréquences entre 300 et 600 Hz sont également excitées, et comme nous l'avons montré dans le § 2.5.4 de ce chapitre, les fréquences transmises jusqu'à l'accéléromètre sont atténuées pour des fréquences élevées. Le frottement du doigt contre la surface  $G9$  entraîne ainsi l'excitation des harmoniques  $D_5$  à  $D_8$ .

La Figure 3.30 nous permet ainsi d'observer une transition entre des surfaces fines qui entraînent uniquement l'excitation de fréquences liées aux textures, et des surfaces grossières qui entraînent l'excitation de fréquences liées aux dermatoglyphes. Cette transition a lieu pour  $H_1 \approx 15$  Hz, ce qui correspond à un espacement entre le centre des plots d'environ 2 mm.

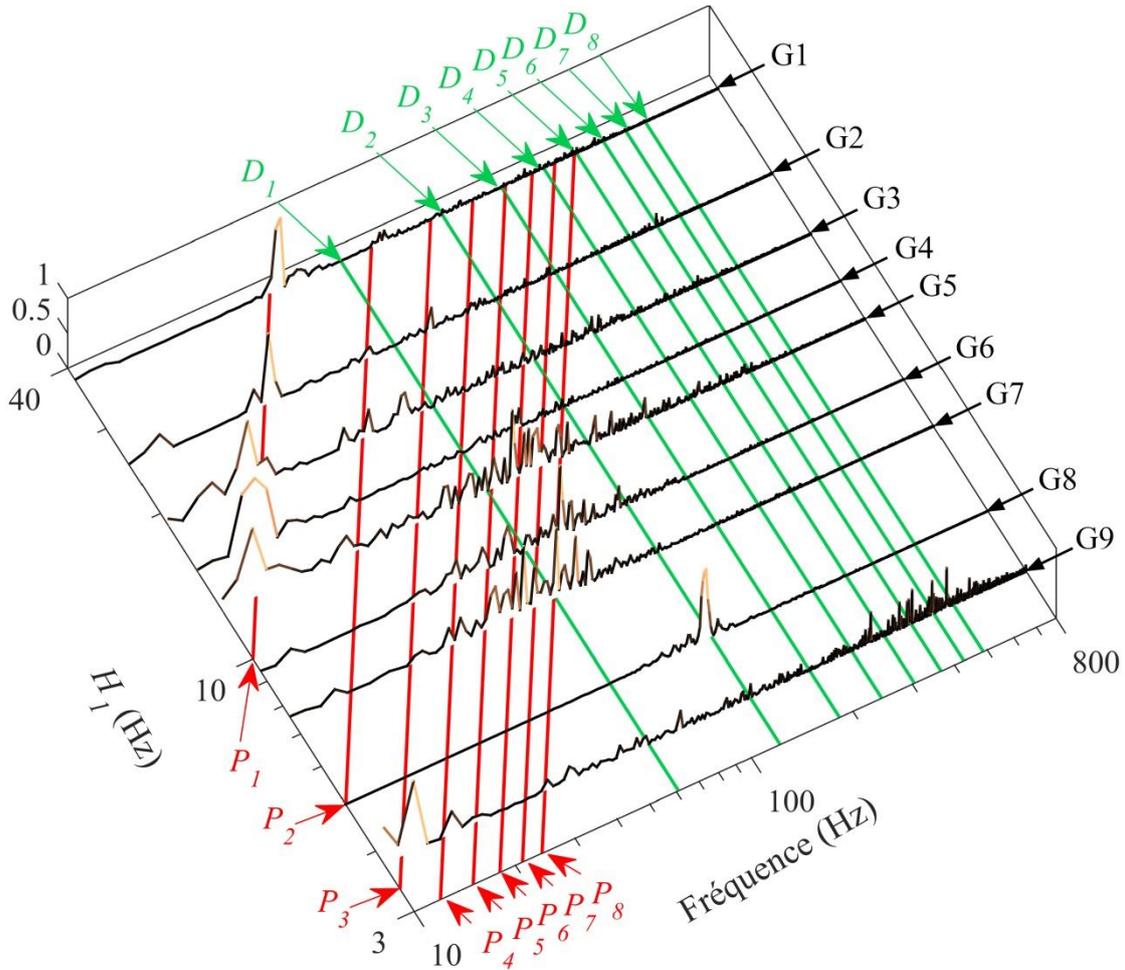


Figure 3.30 : Représentation des DSP du signal accélération obtenues sur les 9 surfaces macro-texturées. Les DSP du signal accélération sont placées parallèlement les unes par rapport aux autres en fonction de la fréquence fondamentale des plots  $H_1$ . En rouge, on observe les 8 premières harmoniques liés aux plots (droites d'équation  $kxy = x$  avec  $k$  le numéro de l'harmonique). En vert les 8 premiers harmoniques liés aux dermatoglyphes.

#### 4.4.3. Conclusion

- Sur les surfaces micro-texturées, les fréquences excitées par le frottement du doigt correspondent aux fréquences liées aux textures. Plus les surfaces sont grossières, et plus les harmoniques excités seront importants, tandis que les premiers harmoniques vont disparaître. Ce phénomène entraîne une valeur de la fréquence la plus excitée qui n'évolue plus lorsque la distance entre le centre des plots augmente pour des textures où  $SP$  est supérieure à l'espacement inter-dermatoglyphes. Au contraire, lorsque  $SP$  est inférieure à l'espacement inter-dermatoglyphes, la fréquence la plus excitée correspond uniquement à la fréquence fondamentale liée au passage du doigt sur les textures. Ce résultat est cohérent avec celui obtenu par d'autres auteurs<sup>276,280</sup>.

- Sur les surfaces macro-texturées, on observe une transition entre les surfaces fines ( $SP < 2$  mm) où les fréquences excitées sont liées à la période spatiale des aspérités, et les surfaces grossières où les fréquences excitées sont liées à la période spatiale des dermatoglyphes.

## **5. Influence des propriétés du doigt sur le frottement tactile**

Ce paragraphe traite de la contribution des différentes propriétés (topographiques, morphologiques, mécaniques, et physico-chimiques) du doigt sur le frottement afin de mieux comprendre son comportement tribologique lors du contact avec des surfaces texturées. L'état de l'art sur l'influence des propriétés du doigt sur le coefficient de frottement est d'abord présenté, puis les résultats obtenus avec les 6 volontaires de cette étude sont détaillés.

### **5.1. État de l'art de l'influence des propriétés du doigt sur le coefficient de frottement**

D'après la littérature, le coefficient de frottement ne semble dépendre ni de l'ethnie des individus<sup>210</sup>, ni de leur genre<sup>180,210,214,222,243,257,304-307</sup>. L'impact du genre est encore discuté car certains auteurs observent que le coefficient de frottement chez les femmes est plus bas, et ce en raison de l'hydratation plus faible en moyenne de leur doigt<sup>67,68</sup>, alors que d'autres<sup>58,215</sup> observent des coefficients plus élevés chez les sujets féminins. Concernant l'âge, celui-ci a une influence sur le coefficient de frottement car le vieillissement entraîne une modification des propriétés mécaniques et physico-chimiques de la peau. Ainsi, le coefficient de frottement augmente pour atteindre un maximum à 40 ans avant de diminuer<sup>147,215,219,276,307,308</sup>.

Il y a un consensus sur l'impact des propriétés physico-chimiques du doigt sur le coefficient de frottement. Celui-ci augmente fortement avec l'humidité du doigt, puis diminue lorsque le volume d'eau présent dans le contact est suffisant pour que l'eau agisse comme un lubrifiant<sup>161,168,256,266,283,309-315,179,180,214,215,221,242,246,247</sup>. L'augmentation du coefficient de frottement est attribuée majoritairement à l'absorption de l'eau dans le stratum corneum qui entraîne sa plastification et augmente l'aire de contact<sup>168,180,247,266</sup> ou bien à une augmentation du phénomène de capillarité<sup>247,316</sup>, bien que cet effet semble minime. L'influence des lipides est plus faible. Le coefficient de frottement diminue légèrement lorsqu'il y a davantage de lipides dans le contact<sup>58,67,155,214,243,261</sup>.

Les dermatoglyphes présents sur la pulpe du doigt ont également un fort impact sur le comportement tribologique du doigt. En effet, ils permettent d'améliorer l'adhérence du doigt<sup>207</sup> sur un échantillon grâce à deux phénomènes. D'abord, les vallées des dermatoglyphes agissent comme des échappatoires, permettant de drainer l'excès d'humidité présent dans le contact, et ainsi de limiter la lubrification entraînée par l'eau. Ensuite, les dermatoglyphes se déforment durant le contact, permettant de maximiser l'aire de contact à faible charge<sup>160</sup>, et augmentant ainsi le coefficient de frottement<sup>207</sup>. L'influence de la rugosité liée aux dermatoglyphes n'a pas été étudiée de manière intensive. Une corrélation entre le coefficient de frottement et le paramètre de rugosité  $R_t$  des dermatoglyphes (mais pas avec la période spatiale de ceux-ci) a été observée<sup>67</sup>. En travaillant sur l'avant-bras, beaucoup plus lisse que le doigt, Egawa *et al.*<sup>315</sup> ont montré que la rugosité de la peau  $R_o$  n'avait pas d'influence sur le frottement.

L'impact de la forme du doigt a également été peu étudié. Aucune corrélation entre le rayon quadratique moyen du doigt  $R_{gm}$  et le coefficient de frottement n'a été observée<sup>67</sup>. Concernant les propriétés mécaniques, il a été conclu en travaillant *in vivo*<sup>67</sup> ou sur des doigts artificiels en silicone<sup>317</sup>, que le coefficient de frottement diminue lorsque le module d'Young augmente. En effet, un module d'Young plus important implique de moindres déformations ce qui entraînera une

diminution de l'aire de contact. Cependant, l'impact des propriétés mécaniques de la peau serait plutôt faible<sup>198</sup>.

## 5.2. Résultats de l'étude de l'influence des propriétés du doigt sur le frottement

Pour étudier l'influence des propriétés du doigt sur le frottement, les essais ont été réalisés sur 6 volontaires (n°1, n°3, n°4, n°5, n°6 et n°7) dans une salle à  $21 \pm 1$  °C en mesurant les propriétés de leur doigt, selon les protocoles expliqués dans le chapitre 1, juste avant les essais de frottement.

Les essais ont été effectués sur cinq échantillons micro-texturés (*F04*, *F24*, *F34*, *F36*, *F38*, cf § 2.3, chap. 2) appartenant au groupe de surfaces n°4 ( $O = 114 \mu\text{m}$ ,  $H = 24 \mu\text{m}$ ,  $D$  variable). Ils ont été choisis à partir des essais du volontaire n°2 pour les grandes variabilités du coefficient de frottement observées. Pour chacune des surfaces, les volontaires ont effectué entre 50 et 80 mesures de frottement avec comme objectif une force de 0,4 N et une vitesse de  $30 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ . Sur la Figure 3.31, on observe les coefficients de frottement obtenus par les six volontaires sur les cinq surfaces du groupe n°4 en fonction de l'espacement entre les plots. On observe une évolution similaire pour tous les volontaires : le coefficient de frottement augmente avec le diamètre des plots puis se stabilise. Bien que les évolutions soient similaires, les valeurs de coefficients sont très différentes d'un individu à un autre, variant entre  $\mu = 0,5$  et  $\mu = 3,5$  pour l'échantillon *F38* ( $SP = 620 \mu\text{m}$ ) par exemple. Les variations entre la surface la plus fine et la plus grossière sont également très différentes parmi les individus, avec une augmentation de  $\mu = 1$  à  $\mu = 3$  pour le volontaire n°7 et de  $\mu = 0,25$  à  $\mu = 0,5$  pour le volontaire n°3. Les volontaires n°1, n°4, n°5 et n°7 présentent des coefficients de frottement similaires pour tous les échantillons.

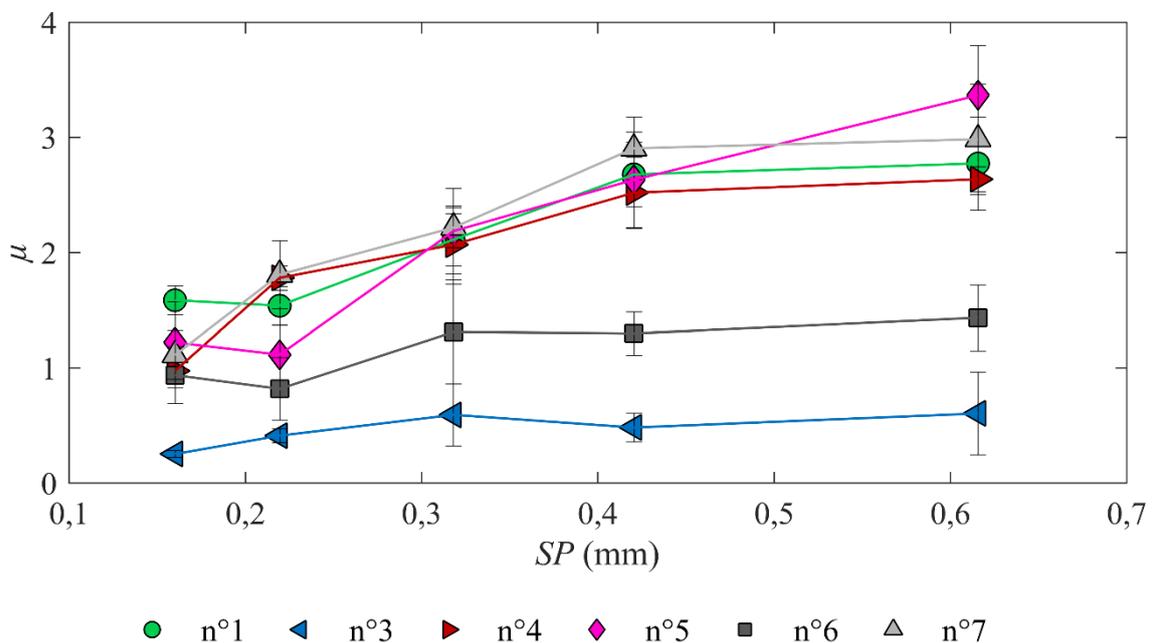


Figure 3.31 : Coefficients de frottement obtenus avec les six volontaires sur cinq échantillons micro-texturés du groupe de surfaces n°4 ( $O = 114 \mu\text{m}$ ,  $H = 24 \mu\text{m}$ ,  $D$  variable), en fonction de  $SP$ .

Pour expliquer ces différences d'un individu à un autre, une étude de l'évolution des aires de contact à partir de simulations réalisées entre le doigt des volontaires et les cinq échantillons (cf § 4.2.1.3, chap. 3) a été réalisée. Les résultats sont illustrés sur la Figure 3.32 sur laquelle on observe le

coefficient de frottement en fonction de la surface de contact supérieure  $S_s$  (a), et la surface de contact totale  $S_t$  (b).

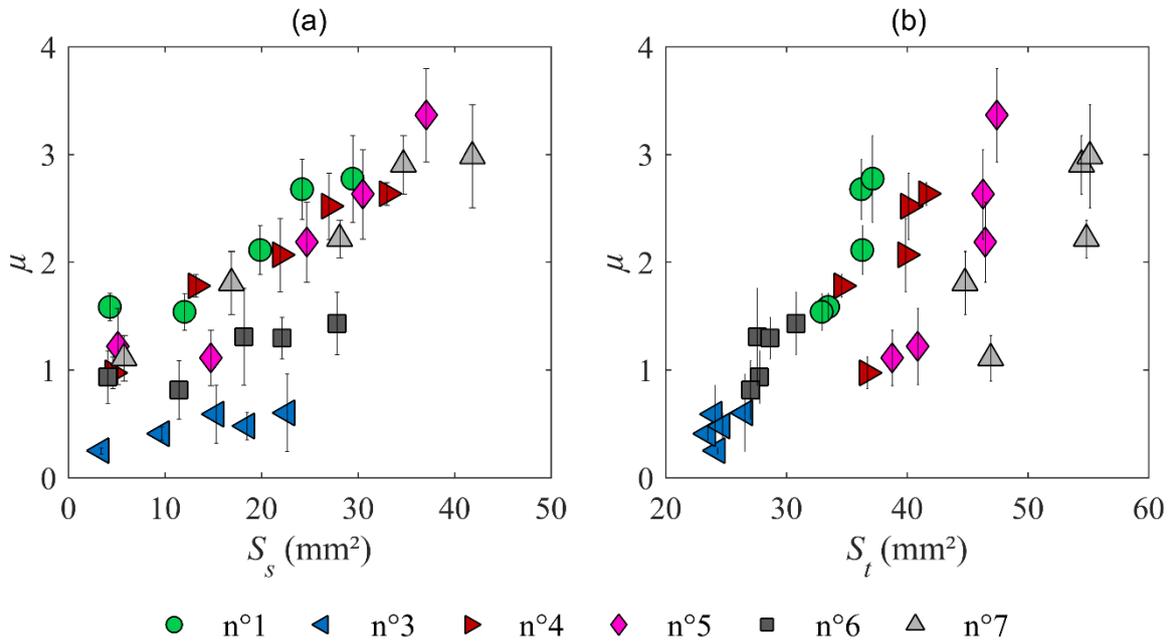


Figure 3.32 : Évolution des coefficients de frottement pour les six volontaires en fonction des surfaces de contact supérieure  $S_s$  (a) ; totale  $S_t$  (b).

Sur la partie (a) de cette figure, on observe que pour chacun des volontaires, il existe une corrélation forte entre le coefficient de frottement et l'aire de contact avec les plots avec de bons coefficients de détermination. Ces résultats confirment les conclusions obtenues à partir des résultats du volontaire n°2 (cf § 4.2.1.3, chap. 3).

On observe sur la partie (b) de cette figure une corrélation entre les coefficients de frottement des volontaires n°1, n°3, n°4, et n°6 et l'aire totale de contact jusqu'à  $S_t \approx 40$  mm<sup>2</sup>. Il est peu probable que ce paramètre soit le paramètre le plus pertinent pour prédire le coefficient de frottement pour trois raisons :

- Les volontaires n°5 et n°7 ne suivent pas cette relation.
- On a montré dans le § 4.2.1.3 de ce chapitre, avec un nombre de surfaces bien plus important, que l'aire totale de contact n'était pas un paramètre satisfaisant pour expliquer l'évolution du coefficient de frottement pour les surfaces micro-texturées.
- Cela signifierait soit que le coefficient de frottement est constant avec l'aire de contact entre 0 et 20 mm<sup>2</sup>, soit qu'il serait négatif lorsque l'aire de contact est inférieure à 20 mm<sup>2</sup>. Ces deux cas sont cependant peu probables au vu des connaissances actuelles sur l'importance de l'aire de contact sur le coefficient de frottement.

On observe que l'aire de contact n'est pas suffisante pour expliquer les différences de coefficients de frottement entre les différents volontaires. En effet, les coefficients de frottement des volontaires n°3 et n°6 sont systématiquement plus faibles que ceux des autres volontaires (Figure 3.32 (a)). Ces différences peuvent être expliquées par une composante adhésive du frottement plus faible chez ces deux volontaires. Pour un même échantillon, les aires de contact sont plus faibles que celles des

autres volontaires (Figure 3.32). Cela peut s'expliquer en grande partie par des modules d'Young plus élevés (cf Tableau 3.4).

Volontaire	$\overline{E}_{doigt}$ [kPa]	$IH_S$ [u.a.]
n°1	28,8	93
n°3	48,3	45
n°4	26,2	92
n°5	22,4	92
n°6	45,1	58
n°7	18,0	42

Tableau 3.4 : Modules d'Young et indices d'hydratation (en l'absence d'occlusion) du doigt des 6 volontaires utilisés dans l'étude sur l'influence des propriétés du doigt sur le coefficient de frottement (cf § 5, chap.1).

Ces deux volontaires présentent également une humidité plus faible ( $IH_S \approx 50$ ) par rapport aux autres volontaires  $IH_S \approx 92$ . Ces résultats sont en accord avec la littérature, dans laquelle il a été observé qu'une humidité et une aire de contact plus faibles engendrent des coefficients de frottement plus faibles. On notera cependant le cas du volontaire n°7 qui, malgré des aires de contact semblables et un indice d'hydratation bien plus faible que les volontaires n°1, n°4 et n°5, présente des coefficients de frottement similaires à ceux obtenus par ces individus.

Une interprétation peut émaner d'une étude plus détaillée des aires de contact obtenues par simulation. Sur la Figure 3.33 les empreintes correspondent aux simulations des contacts entre les doigts des volontaires n°3, n°5 et n°7 sur l'échantillon F34. Seules les aires de contact avec le fond ( $S_i$ ) des échantillons sont représentées. À partir des simulations, on peut compter le nombre de dermatoglyphes dans le contact. On dénombre ainsi 22 dermatoglyphes pour le volontaire n°3, 27 pour le volontaire n°5 et 41 pour le volontaire n°7. Les simulations réalisées sur les 5 surfaces ont également permis d'observer que le nombre de dermatoglyphes présent dans le contact n'est pas influencé par l'augmentation du diamètre des plots. Pour tous les volontaires, il existe entre 20 et 27 dermatoglyphes dans le contact, à l'exception du volontaire n°7 qui en compte 41. Ce nombre beaucoup plus important de dermatoglyphes pour le volontaire n°7 s'explique par une période spatiale beaucoup plus faible entre les dermatoglyphes, couplée à un rayon de courbure dans la direction parallèle au frottement très grand par rapport à celui perpendiculaire au frottement.

Les trois volontaires choisis pour illustrer les propos sont trois femmes. Elles ne présentent donc pas de différence de masse de lipides par unité de surface (cf Figure 1.31 (b), chap. 1). Les volontaires n°3 et n°5 présentent un nombre proche de dermatoglyphes dans le contact, des aires de contact réelles différentes et une hydratation semblable. Au contraire, les volontaires n°5 et n°7 présentent un nombre de dermatoglyphes très différents, des aires de contact réelles identiques, et une plus faible hydratation pour le volontaire n°7. Comme cela a été présenté dans le § 1.2 de ce chapitre, le coefficient de frottement peut être subdivisé en une composante d'adhésion dépendant de l'aire de contact et de l'hydratation de la peau, et une composante de déformation. Nous posons l'hypothèse que cette deuxième composante dépend notamment du nombre de dermatoglyphes dans le contact.

En effet, plus le nombre de dermatoglyphes est important, plus les zones de contact où les dermatoglyphes seront déformées seront nombreuses.

La diminution de la composante adhésive du coefficient de frottement chez le volontaire n°7, entraînée par une humidité plus faible, pourrait ainsi être compensée par une composante de déformation plus élevée, liée à un nombre beaucoup plus important de dermatoglyphes dans le contact.

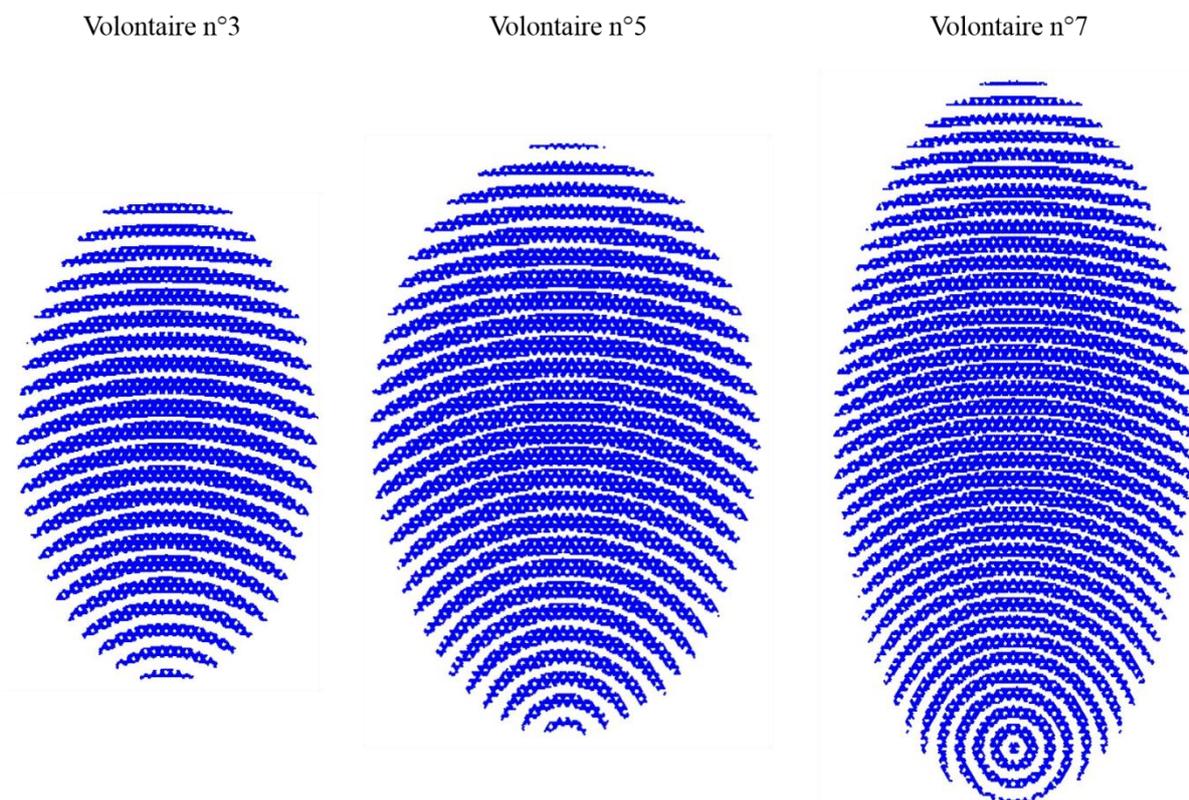


Figure 3.33 : Empreintes obtenues par simulations pour les trois volontaires n°3, n°5 et n°7 sur l'échantillon F34. Seul le contact avec le fond de la surface est représenté, permettant de facilement dénombrer les dermatoglyphes.

### 5.3. Conclusion

À partir d'essais de frottement réalisés par 6 volontaires sur 5 surfaces du groupe n°4 (diamètres variables), on a conclu que :

- Pour chaque individu, il y a une forte corrélation positive entre la surface supérieure de contact  $S_s$  et le coefficient de frottement.
- La composante adhésive du frottement dépend essentiellement de l'aire réelle de contact et de l'hydratation de la peau, une diminution de ces deux paramètres entraînant des coefficients de frottement plus faibles.
- La composante de déformation du frottement dépend du nombre de dermatoglyphes. Un plus grand nombre de dermatoglyphes entraîne une augmentation du coefficient de frottement. Cette augmentation peut être suffisamment importante pour compenser les effets d'une grande différence d'hydratation.

## **6. Étude de l'évolution de l'aire de contact par des plans d'expériences**

Les résultats présentés dans les deux précédents paragraphes de ce chapitre témoignent d'une implication notoire de l'aire réelle de contact dans le comportement tribologique des contacts doigt/textures. Dans le but de mieux comprendre comment les paramètres géométriques des surfaces texturées, ainsi que les propriétés des doigts des volontaires, influent sur les aires réelles de contact, deux plans d'expériences ont été réalisés. On appelle plan d'expériences une série limitée de mesures permettant d'estimer l'importance que peuvent avoir les conditions de l'expérience sur l'évolution d'un paramètre. Dans cette étude, un type de plan d'expériences très simple a été choisi comme première approche dans le but d'étudier l'évolution des aires de contact grâce au modèle ContactPlot présenté dans le § 3.1 de ce chapitre. Le type de plan utilisé est appelée « Two-level factorial design »<sup>318</sup>. Il permet d'obtenir une relation entre la réponse recherchée (ici l'aire de contact) et les paramètres d'entrée, mais aussi de révéler de possibles interactions entre ces paramètres.

Dans un premier temps, le principe du plan d'expériences est présenté. Ensuite, les résultats des deux plans d'expériences suivants sont détaillés :

- Étude de l'influence de la géométrie des plots des surfaces micro-texturées : diamètre  $D$ , ouverture  $O$  et hauteur des plots  $H$ , sur les aires de contact inférieures  $S_i$ , supérieures  $S_s$ , totales  $S_t$  et apparentes  $S_a$ . Les paramètres de l'indenteur correspondent aux propriétés du doigt mesuré sur le volontaire n°2.
- Étude de l'influence des propriétés de l'indenteur sur les aires de contact totales  $S_t$  et apparentes  $S_a$  entre un doigt et une surface plane.

### **6.1. Présentation du principe à l'aide d'un plan à deux paramètres**

Pour appliquer ce type de planification, il faut poser une hypothèse qui sera vérifiée à la fin des expériences : la réponse est reliée aux paramètres étudiés par un polynôme d'ordre 1 dans lequel des interactions sont possibles.

Dans le cas d'un plan à deux paramètres  $P_1$  et  $P_2$ , cette relation est de la forme d'une somme (Équation 3.17), où  $k_1$  et  $k_2$  représentent les coefficients appliqués aux deux paramètres, et  $k_{1,2}$  le coefficient de couplage entre ces deux paramètres. Ce polynôme est construit en utilisant des variables sans dimension comprises entre -1 et +1 permettant ainsi la comparaison directe de leurs différents poids.

$$R = k_0 + k_1P_1 + k_2P_2 + k_{1,2}P_1P_2 \quad (\text{Équation 3.17})$$

Cette équation peut être généralisée pour  $n$  paramètres ( $P_1 \dots P_n$ ) avec  $2^n$  coefficients permettant de prendre en compte toutes les interactions (Équation 3.18).

$$\begin{aligned}
 R = & \quad k_0 && \text{Effet moyen} \\
 & + \sum_{i=1}^n k_i P_i && \text{Pas d'interaction} \\
 & + \sum_{i=1}^{n-1} \sum_{i < j}^n k_{i,j} P_i P_j && \text{Interaction à 2 paramètres} \\
 & + \sum_{i=1}^{n-2} \sum_{i < j}^{n-1} \sum_{j < m}^n k_{i,j,m} P_i P_j P_m && \text{Interaction à 3 paramètres} \\
 & + \dots && \dots
 \end{aligned}
 \tag{Équation 3.18}$$

Dans ce type d'étude, deux niveaux sont choisis pour chacun des paramètres, représentant les bornes du domaine expérimental. Pour chacun des paramètres, le niveau bas sera ultérieurement symbolisé par « - » et le niveau haut par « + » comme sur la Figure 3.34 (pour deux paramètres). Pour la réalisation des calculs du plan d'expériences, les plages de mesure des paramètres sont normalisées entre -1 et 1.

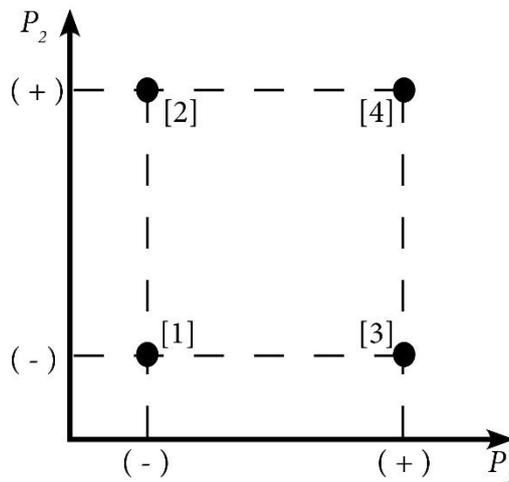


Figure 3.34 : Définition du domaine expérimental pour un plan à deux paramètres  $P_1$  et  $P_2$ . Les niveaux bas des deux paramètres sont représentés par un «-» et les niveaux haut par un «+». Les points [1], [2], [3] et [4] définissent les 4 essais nécessaires à la réalisation du plan d'expérience à deux paramètres.

Toutes les expériences sont ensuite rassemblées dans une matrice d'expériences, illustrée dans le Tableau 3.5 pour deux paramètres. Dans cette matrice, on retrouve les différents essais à réaliser [j] avec les niveaux correspondant des paramètres  $P_i([j])$  (= -1 ou +1). Les réponses  $R[j]$  représentent dans cet exemple à deux paramètres les réponses obtenues aux quatre bornes du domaine expérimental.

Numéro de l'essai	$P_1$	$P_2$	Réponse
[1]	- 1	- 1	$R[1]$
[2]	- 1	+ 1	$R[2]$
[3]	+ 1	- 1	$R[3]$
[4]	+ 1	+ 1	$R[4]$

Niveau -	$P_1(-)$	$P_2(-)$
Niveau +	$P_1(+)$	$P_2(+)$

Tableau 3.5 : Matrice d'expériences à deux paramètres  $P_1$  et  $P_2$ . Cette matrice permet de résumer le plan d'expérience en donnant pour les essais  $[j]$  à réaliser, les niveaux  $P_i[j]$  des paramètres et la réponse correspondante. Les valeurs des deux niveaux des paramètres sont également rappelées.

Avec  $n$  : le nombre de paramètres, les coefficients sont alors calculés à partir des Équations 3.19, 3.20 et 3.21 qui donnent l'écriture des coefficients  $k_0$  (effet moyen),  $k_i$  (pas d'interaction) et  $k_{i,m}$  (interaction à 2 paramètres). Pour chaque nouvelle interaction avec un paramètre  $P_q$ , il faut multiplier la somme de l'interaction précédente par  $P_q([j])$ .

$$k_0 = \frac{1}{2^n} \times \sum_{j=1}^{2^n} R[j] \quad (\text{Équation 3.19})$$

$$k_i = \frac{1}{2^n} \times \sum_{j=1}^{2^n} (P_i([j]) \times R[j]) \quad (\text{Équation 3.20})$$

$$k_{i,m} = \frac{1}{2^n} \times \sum_{j=1}^{2^n} (P_i([j]) \times P_m([j]) \times R[j]) \quad (\text{Équation 3.21})$$

## 6.2. Influence de la topographie des surfaces

Pour mieux comprendre l'influence des paramètres géométriques des échantillons micro-texturés sur les aires de contact, un plan d'expériences a été appliqué en modifiant les paramètres géométriques des plots des textures (diamètre  $D$ , ouverture  $O$  et hauteur  $H$ ) selon la matrice d'expérience ci-dessous (Tableau 3.6). Les propriétés de l'indenteur correspondent à celles du doigt du volontaire n°2 (cf § 5.2, chap. 1).

Numéro de l'essai	$D$	$O$	$H$	$S_i$ (mm <sup>2</sup> )	$S_s$ (mm <sup>2</sup> )	$S_t$ (mm <sup>2</sup> )	$S_a$ (mm <sup>2</sup> )
[1]	- 1	- 1	- 1	25,5	4,2	29,8	68,8
[2]	- 1	- 1	+ 1	0,0	5,8	5,8	71,3
[3]	- 1	+ 1	- 1	43,1	0,0	43,2	69,0
[4]	- 1	+ 1	+ 1	43,3	0,0	43,3	71,1
[5]	+ 1	- 1	- 1	7,2	36,0	43,2	69,1
[6]	+ 1	- 1	+ 1	0,0	37,1	37,2	69,3
[7]	+ 1	+ 1	- 1	33,2	10,1	43,3	69,0
[8]	+ 1	+ 1	+ 1	26,6	12,6	39,2	71,9

Niveau -	25 µm	50 µm	5 µm
Niveau +	1000 µm	1000 µm	80 µm

Tableau 3.6 : Matrice d'expériences pour l'étude de l'influence de la hauteur, du diamètre et de l'ouverture des plots des surfaces micro-texturées. Les réponses sont les surfaces de contact inférieure, supérieure, totale et apparente entre l'indenteur et les textures obtenues avec ContactPlot.

À partir de ces simulations, les poids attribués aux paramètres et à leurs interactions ont été calculés (Figure 3.35). Les principaux constats relatifs à chaque réponse sont les suivants :

Concernant la surface de contact avec le fond des textures  $S_i$  (Figure 3.35 (a)), l'effet de l'ouverture  $k_o$  est l'effet le plus important, suivi par les effets du diamètre  $k_D$ , et de la hauteur  $k_H$ . Les couplages entre ces paramètres sont peu importants.

Concernant la surface de contact avec les plots  $S_s$  (Figure 3.35 (b)), le diamètre  $k_D$  a l'effet le plus important, suivi par l'ouverture  $k_o$ . Il y a un couplage entre ces deux paramètres  $k_{D,o}$ , qui est le troisième effet le plus important. Tous les autres paramètres ou interactions ont un effet négligeable sur l'évolution de cette aire de contact.

Concernant l'aire de contact totale  $S_t$  (Figure 3.35 (c)), tous les paramètres et interactions ont des effets assez importants, indiquant la présence de beaucoup de couplages entre les paramètres. Parmi ces effets, ceux du diamètre, de l'ouverture et de leur interaction sont les plus importants.

Finalement, concernant la surface apparente  $S_a$  (Figure 3.35 (d)), celle-ci évoluant très peu, les effets obtenus sont très faibles par rapport à ce que l'on peut observer pour les autres aires. L'effet le plus important est néanmoins celui de la hauteur des textures  $k_H$ .

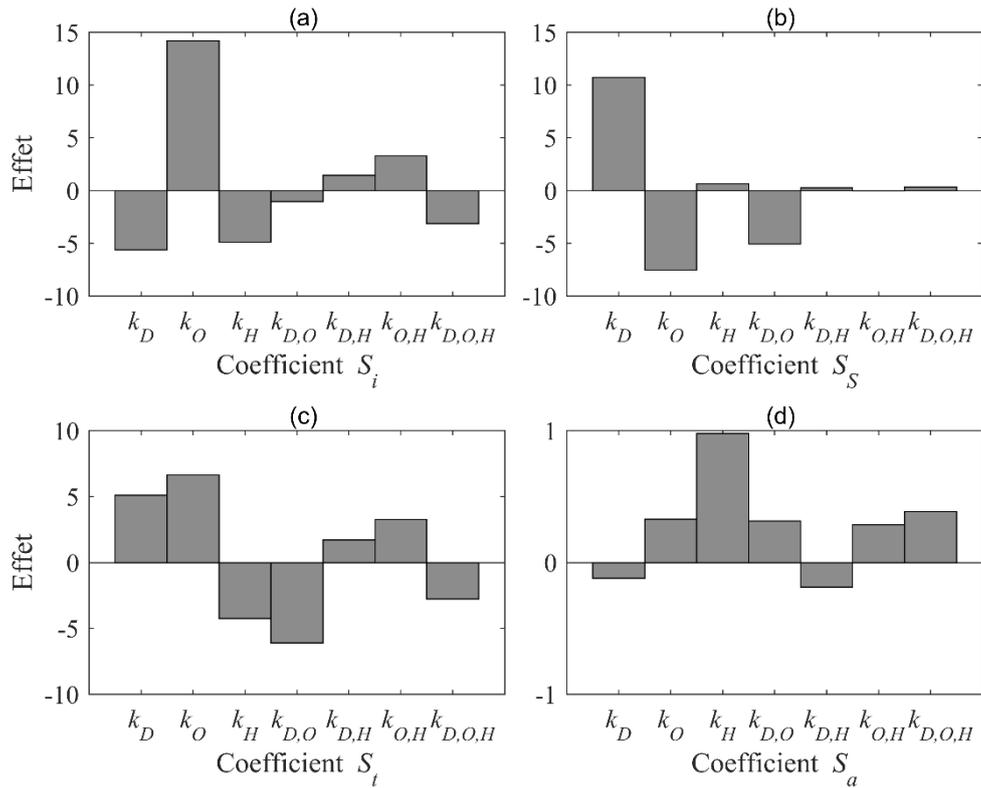


Figure 3.35 : Valeur des effets des coefficients  $k$  obtenus après la résolution de la matrice d'expériences (Tableau 3.6) pour les quatre aires de contact étudiées : inférieure  $S_i$  (a) ; supérieure  $S_s$  (b); totale  $S_t$  (c); apparente  $S_a$  (d).

Pour valider les résultats obtenus à partir du plan d'expériences, les aires de contact entre le doigt du volontaire n°2 et 26 des échantillons micro-texturés ont d'une part été calculées à partir des résultats du plan d'expériences selon l'Équation 3.18 (cf § 6.1, chap. 3), et d'autre part obtenues par les simulations du contact doigt/surface. Les aires calculées sont représentées en fonction des aires simulées sur la Figure 3.36. En comparant ces résultats avec la droite ( $y = x$ ) correspondant à une adéquation parfaite, on constate que les aires calculées sont relativement bien corrélées aux aires simulées. Ce plan d'expériences peut ainsi être utilisé en première approximation pour étudier l'impact des différents paramètres sur les aires de contact. Les aires de contact sont cependant sous-estimées dans la plupart des cas de figure représentés, indiquant que des plans d'expériences plus complexes seraient nécessaires pour affiner cette étude.

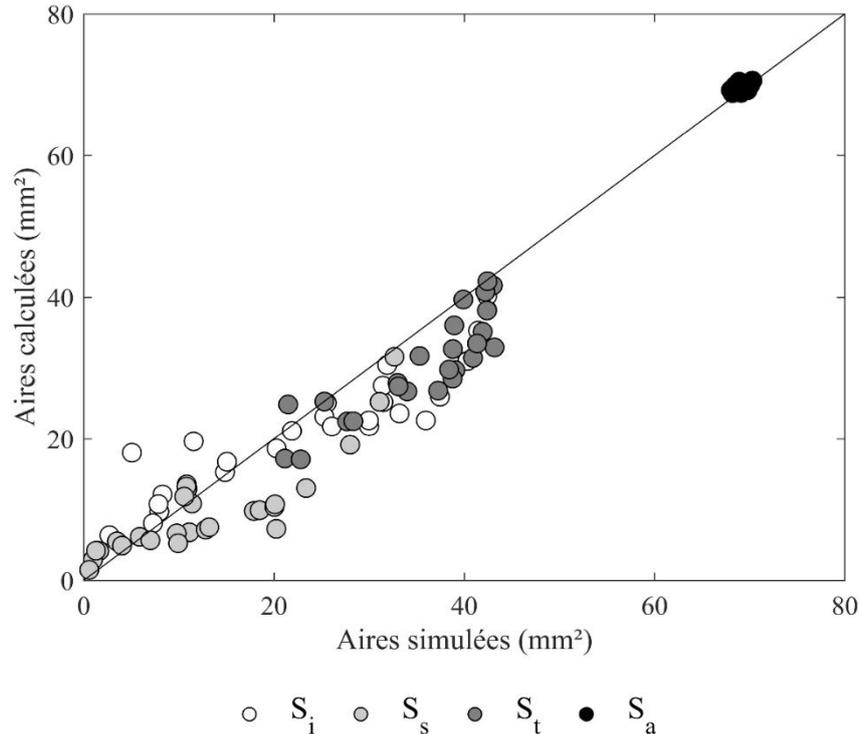


Figure 3.36 : Représentation des aires de contact inférieure  $S_i$ , supérieure  $S_s$ , totale  $S_t$  et apparente  $S_a$ , calculées à partir des coefficients du plan d'expériences, en fonction des aires de contact obtenues par simulation. La droite noire correspond à une adéquation parfaite entre les simulations et les calculs.

## 6.2. Influence des propriétés du doigt

Afin d'étudier l'influence des propriétés du doigt sur les aires de contact totale  $S_t$  et apparente  $S_a$ , le plan d'expériences résumé sur le Tableau 3.7 a été utilisé. Les simulations ont été réalisées avec un indenteur dont les deux rayons  $R_1$  et  $R_2$ , le module d'Young  $\overline{E_{doigt}}$ , l'espacement entre les dermatoglyphes  $\lambda_{dermato}$  et leur hauteur  $H_{dermato}$  varient. La surface a été modélisée par un seul niveau de plots de rayons  $R = 18 \mu\text{m}$  espacés de  $SP = 43,2 \mu\text{m}$  selon un réseau hexagonal, permettant de simuler une surface quasi-plane. Le domaine expérimental a été choisi en prenant des niveaux de propriétés proches des valeurs minimales et maximales mesurées sur les huit volontaires de cette étude.

Les effets des coefficients les plus importants de ce plan d'expérience sur les aires de contact totale et apparente sont présentés respectivement sur les Figure 3.37 (a) et (b). Dans le cas des coefficients de la surface totale  $S_t$ , tous les coefficients n'étant pas présentés ont des effets  $< |1,8|$ . Pour la surface apparente  $S_a$ , les effets des coefficients non-présentés sont  $< |0,7|$ . Pour les deux aires de contact, on observe que le paramètre prépondérant est le module d'Young du doigt  $k_E$ , qui a un poids 3 à 4 fois plus important que tous les autres paramètres ou interactions. Dans le cas de l'aire de contact totale, le deuxième facteur le plus important, est la hauteur des dermatoglyphes  $k_H$ , suivie par les deux rayons du doigt  $k_{R1}$  et  $k_{R2}$  et l'espacement entre les dermatoglyphes  $k_\lambda$ . Ensuite, la seule interaction qui semble avoir une influence non négligeable est l'interaction entre le module d'Young et la hauteur des dermatoglyphes  $k_{E,H}$ . Concernant l'aire de contact apparente, en dehors du module d'Young, seuls les deux rayons du doigt  $k_{R1}$  et  $k_{R2}$  influencent réellement la réponse.

Numéro de l'essai	$R_1$	$R_2$	$\overline{E}_{doigt}$	$\lambda_{dermato}$	$H_{dermato}$	$S_t$ (mm <sup>2</sup> )	$S_a$ (mm <sup>2</sup> )
[1]	- 1	- 1	- 1	- 1	- 1	66,6	78,7
[2]	- 1	- 1	- 1	- 1	+ 1	49,2	80,1
[3]	- 1	- 1	- 1	+ 1	- 1	72,3	79,0
[4]	- 1	- 1	- 1	+ 1	+ 1	57,8	81,1
[5]	- 1	- 1	+ 1	- 1	- 1	28,9	38,6
[6]	- 1	- 1	+ 1	- 1	+ 1	20,6	39,6
[7]	- 1	- 1	+ 1	+ 1	- 1	32,5	38,3
[8]	- 1	- 1	+ 1	+ 1	+ 1	24,4	39,6
[9]	- 1	+ 1	- 1	- 1	- 1	77,4	97,9
[10]	- 1	+ 1	- 1	- 1	+ 1	55,7	99,6
[11]	- 1	+ 1	- 1	+ 1	- 1	86,3	97,9
[12]	- 1	+ 1	- 1	+ 1	+ 1	66,0	100,2
[13]	- 1	+ 1	+ 1	- 1	- 1	33,0	47,8
[14]	- 1	+ 1	+ 1	- 1	+ 1	23,2	49,0
[15]	- 1	+ 1	+ 1	+ 1	- 1	38,2	48,0
[16]	- 1	+ 1	+ 1	+ 1	+ 1	27,5	49,6
[17]	+ 1	- 1	- 1	- 1	- 1	73,3	89,1
[18]	+ 1	- 1	- 1	- 1	+ 1	55,4	98,2
[19]	+ 1	- 1	- 1	+ 1	- 1	85,5	96,0
[20]	+ 1	- 1	- 1	+ 1	+ 1	65,5	98,1
[21]	+ 1	- 1	+ 1	- 1	- 1	32,8	47,2
[22]	+ 1	- 1	+ 1	- 1	+ 1	23,1	48,5
[23]	+ 1	- 1	+ 1	+ 1	- 1	37,7	471
[24]	+ 1	- 1	+ 1	+ 1	+ 1	27,4	48,9
[25]	+ 1	+ 1	- 1	- 1	- 1	89,5	121,5
[26]	+ 1	+ 1	- 1	- 1	+ 1	63,1	123,6
[27]	+ 1	+ 1	- 1	+ 1	- 1	101,6	121,8
[28]	+ 1	+ 1	- 1	+ 1	+ 1	75,0	124,7
[29]	+ 1	+ 1	+ 1	- 1	- 1	37,7	59,4
[30]	+ 1	+ 1	+ 1	- 1	+ 1	26,1	61,0
[31]	+ 1	+ 1	+ 1	+ 1	- 1	44,0	60,0
[32]	+ 1	+ 1	+ 1	+ 1	+ 1	31,3	62,2

Niveau -	11 mm	6 mm	15 kPa	350 $\mu$ m	50 $\mu$ m
Niveau +	22 mm	11 mm	45 kPa	550 $\mu$ m	120 $\mu$ m

Tableau 3.7 : Matrice d'expériences pour l'étude de l'influence des propriétés du doigt (rayons, module d'Young, hauteur et espacement des dermatoglyphes) sur les surfaces de contact totales  $S_t$  et apparentes  $S_a$  entre l'indenteur et une surface plane (cf § 3.2, chap. 3).

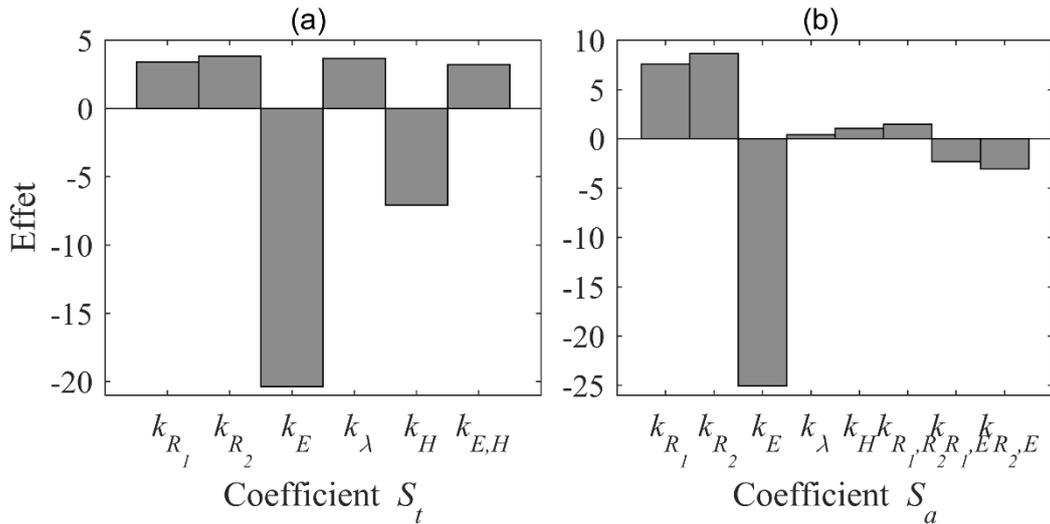


Figure 3.37 : Valeur des effets des principaux coefficients  $k$  obtenus après la résolution de la matrice d'expériences (Tableau 3.7) pour les aires de contact étudiées totale  $S_t$  (a) ; apparente  $S_a$  (b). Dans le cas de (a), tous les autres coefficients ont un effet inférieur à  $|1,8|$  et dans le cas de (b) inférieur à  $|0,7|$ .

De la même manière que pour le premier plan réalisé, la validité de ces coefficients a été étudiée en calculant les aires de contact pour 9 simulations, dont les valeurs des paramètres correspondent à l'indenteur central du domaine expérimental, et aux propriétés du doigt des huit volontaires. Les aires de contact calculées en fonctions de celles simulées, ainsi que la droite d'équation  $y = x$  ont été tracées sur la Figure 3.38. De nouveau, on observe une tendance entre ces deux paramètres, bien que l'aire de contact soit surestimée à partir des coefficients issus du plan d'expériences. Comme pour le cas précédent, ce plan d'expériences peut être utilisé comme une première approximation de l'influence des différents paramètres.

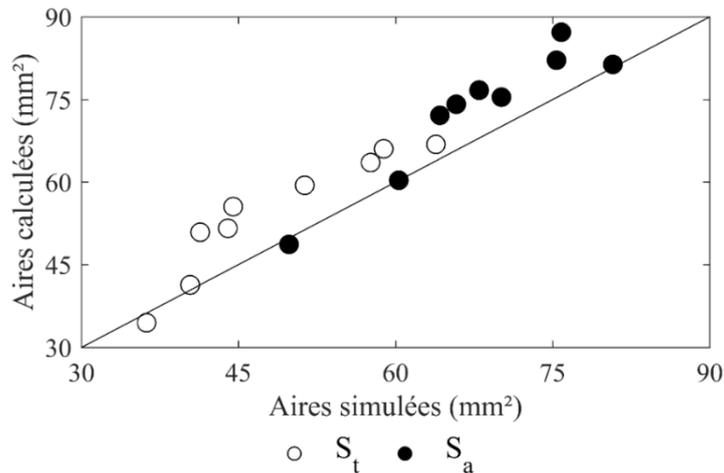


Figure 3.38 : Représentation des aires de contact totale  $S_t$  et apparente  $S_a$ , calculées à partir des coefficients du plan d'expériences, en fonction des aires de contacts obtenues par simulation. La droite noire correspond à une adéquation parfaite entre les simulations et les calculs.

### 6.3. Conclusion

Ces deux plans d'expériences très simples ont permis d'apporter des informations intéressantes sur les paramètres qui ont une influence prépondérante sur les aires de contact, et donc sur la composante adhésive du coefficient de frottement. Lors de la vérification de la validité des deux plans, nous avons montré que les aires de contact calculées grâce aux coefficients et les aires de contact obtenues par simulation sont en adéquation, malgré l'existence d'écart non négligeables. Il serait ainsi intéressant de réaliser des plans d'expériences plus élaborés afin d'obtenir des conclusions plus fiables sur l'effet des différents paramètres.

Le premier plan d'expériences a été réalisé en variant les trois paramètres géométriques des surfaces micro-texturées : le diamètre  $D$ , l'ouverture  $O$  et la hauteur  $H$ . Les résultats ont montré que pour les surfaces de contact avec le fond des textures  $S_i$ , l'ouverture a un effet important par rapport aux autres paramètres. Pour les surfaces de contact avec les plots  $S_s$ , ce sont le diamètre, l'ouverture ainsi que l'interaction de ces deux paramètres qui influent sur l'évolution de l'aire. La hauteur a un effet négligeable. Pour la surface totale de contact  $S_t$ , tous les paramètres et leurs interactions ont un rôle non négligeable. Finalement concernant l'aire apparente  $S_a$ , ce sont les modifications de la hauteur des plots qui semblent avoir des effets importants.

Le second plan a été réalisé en variant les 5 paramètres permettant de définir l'indenteur, à savoir les deux rayons de la paraboloïde, le module d'Young, la hauteur des dermatoglyphes et leur espacement. Le module d'Young a un effet drastiquement prépondérant sur les aires de contact totale et apparente. Pour l'aire de contact totale, tous les paramètres ont un rôle non négligeable sur son évolution. Concernant les interactions, seule celle entre le module d'Young et la hauteur des dermatoglyphes a une importance. Pour l'aire de contact apparente, seuls les effets des deux rayons du doigt sont importants. Ainsi, l'aire réelle de contact entre le doigt et la surface va augmenter lorsque  $\lambda_{dermato}$  et  $R_{gm}$  augmentent, et lorsque  $H_{dermato}$  et  $E_{doigt}$  diminuent.

## **7. Conclusion**

Dans ce chapitre, des essais de frottement ainsi que des simulations numériques ont été réalisés afin d'étudier d'une part l'influence de la topographie des surfaces, et d'autre part l'influence des propriétés du doigt, sur le comportement tribologique et vibratoire du doigt. La Figure 3.39 fournit un rappel des méthodes et des résultats principaux obtenus dans ce chapitre.

### **Mesure des vibrations induites par frottement avec un accéléromètre fixé sur l'ongle.**

Nous avons prouvé que les vibrations dont les fréquences sont supérieures à 10 Hz sont transmises correctement jusqu'à l'accéléromètre. Nous avons également montré l'atténuation du signal transmis au doigt pour des fréquences supérieures à 300 Hz sous une charge estimée à 0,4 N (cf § 2.5.4, chap. 3).

### **Influence de la topographie des surfaces sur le coefficient de frottement entre le doigt et une surface**

Pour les surfaces micro-texturées, nous avons montré que le coefficient de frottement est majoritairement dépendant de la surface de contact entre le doigt et la surface des plots  $S_s$ . Cependant, lorsque des petits plots ( $D = 0,11$  mm) sont très éloignés ( $O > 0,4$  mm), le coefficient de frottement ne dépend plus majoritairement des aires de contact mais plutôt des déformations du doigt sur les plots.

Pour les surfaces macro-texturées, nous avons montré qu'au contraire, le coefficient de frottement est majoritairement dépendant de l'aire de contact totale  $S_t$ . Nous pensons que cette différence entre les deux sets peut être due à la différence d'échelle entre les sets d'échantillons, qui permet à l'aire de contact entre le doigt et le fond des surfaces d'être important dans la composante adhésive du contact.

### **Influence de la topographie des surfaces sur les vibrations induites par frottement entre le doigt et une surface**

Sur les surfaces micro-texturées, nous avons montré que la valeur RMS du signal accélération atteint un maximum lorsque l'espacement entre le centre des plots est similaire à l'espacement inter-dermatoglyphes. Ainsi, les dermatoglyphes permettent d'augmenter l'intensité du signal transmis aux mécanorécepteurs lorsque leur période spatiale s'accorde avec celle de la texture.

À partir des *DSP* du signal accélération, nous avons montré que les fréquences excitées par le frottement du doigt correspondent aux fréquences liées à la période spatiale des plots. Plus les surfaces sont grossières, et plus les harmoniques excités seront importants, tandis que les premiers harmoniques vont disparaître. Ce phénomène entraîne une valeur de la fréquence la plus excitée qui n'évolue plus lorsque la distance entre le centre des plots augmente pour des textures où  $SP$  est supérieure à l'espacement inter-dermatoglyphes. Au contraire, lorsque  $SP$  est inférieure à l'espacement inter-dermatoglyphes, la fréquence la plus excitée correspond uniquement à la fréquence fondamentale liée au passage du doigt sur les plots. Ce résultat est cohérent avec ceux obtenus par d'autres auteurs<sup>276,280</sup>.

Sur les surfaces macro-texturées, on observe une transition entre les surfaces fines ( $SP < 2$  mm), où les fréquences excitées correspondent à celles liées aux textures et les surfaces grossières, où les fréquences excitées correspondent à celles liées aux dermatoglyphes.

Nous avons réalisé des simulations numériques en utilisant des surfaces parsemées de plots cylindriques disposés selon un réseau hexagonal afin d'appliquer un plan d'expériences simplifié. Nous avons montré que ce plan permet d'obtenir une approximation correcte de l'influence des paramètres géométriques des plots sur les aires de contact doigt/surface, et donc sur le coefficient de frottement. Ainsi, nous avons montré que le diamètre des plots a une influence prépondérante sur l'aire de contact avec la surface des plots  $S_s$ , suivie par l'ouverture entre les plots, et finalement du couplage de ces deux paramètres.

**Influence des propriétés du doigt sur le coefficient de frottement entre le doigt et les surfaces micro-texturées.**

Nous avons réalisé des simulations numériques sur une surface quasi-plane avec 32 jeux de propriétés différentes pour le doigt. Nous avons ainsi montré l'influence prédominante du module d'Young sur les aires de contact. Bien que bien moins influent, le second paramètre le plus important est la hauteur des dermatoglyphes. Plus ces deux paramètres sont importants, et plus les aires de contact sont faibles. Les deux rayons de courbures ainsi que l'espacement inter-dermatoglyphes ont un impact secondaire, et une augmentation de ces paramètres entraîne une augmentation de l'aire de contact.

Sur un panel de 6 volontaires et 5 surfaces micro-texturées, nous avons montré que le coefficient de frottement varie énormément entre les individus. Nous avons pu justifier ces variations du coefficient de frottement par des variations de l'aire de contact et par des variations de l'hydratation du doigt, qui vont entraîner une augmentation de la composante d'adhésion du coefficient de frottement, et enfin par des variations du nombre de dermatoglyphes dans le contact, qui va entraîner une augmentation de la composante de déformation du coefficient de frottement.

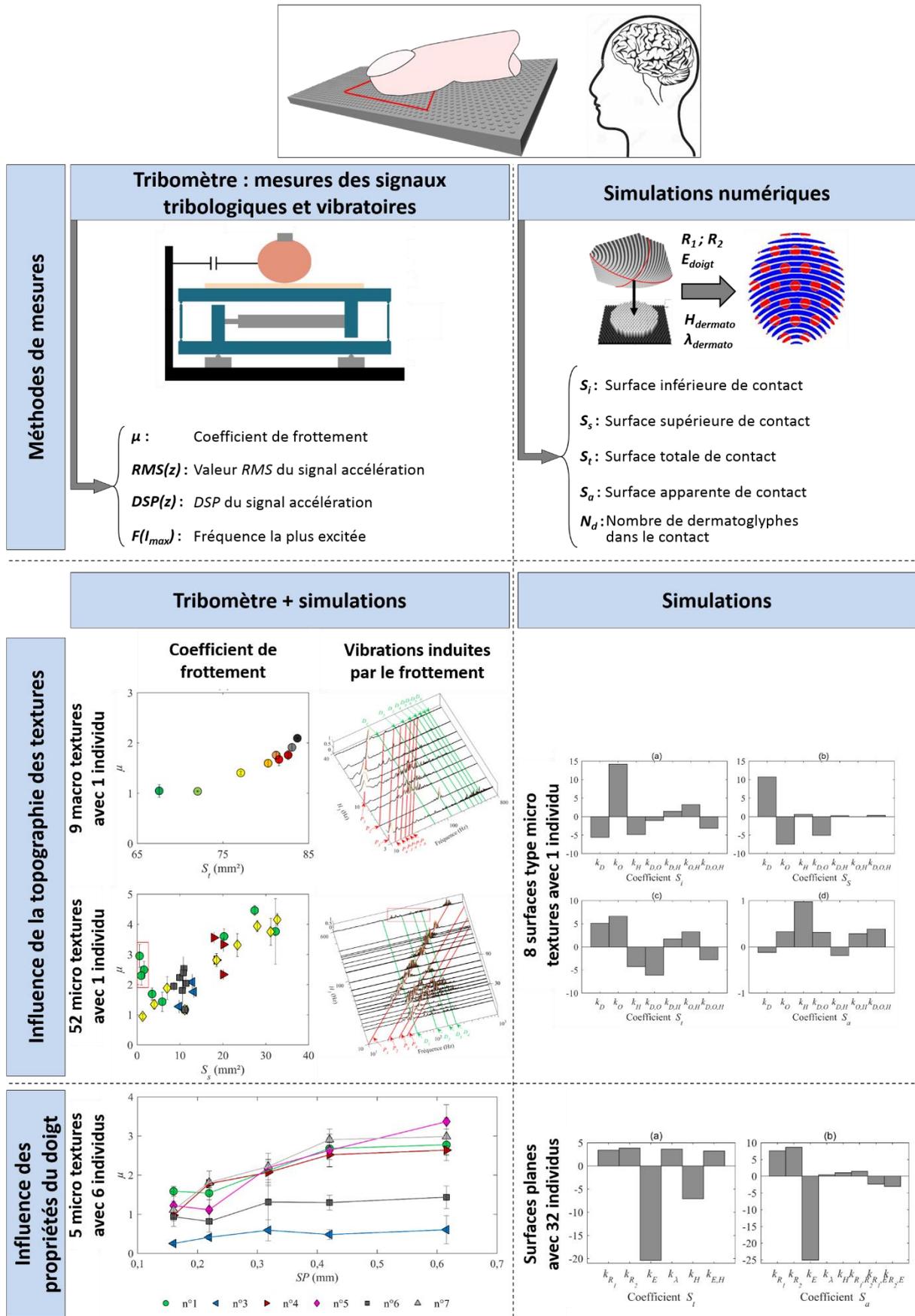


Figure 3.39 : Résumé des méthodologies et résultats liés à l'étude du contact doigt/surfaces texturées.

# Chapitre 4 :

## Perception tactile de surfaces texturées

La compréhension des phénomènes régissant la perception tactile est utile pour de nombreuses applications, que ce soit dans l'amélioration de l'agréabilité tactile d'un produit<sup>319-321</sup>, l'identification et le soin de la déficience tactile<sup>322</sup>, ou encore l'amélioration de la perception ou le développement d'effecteurs tactiles<sup>67,225-228</sup>. Lors de l'exploration tactile, les propriétés de la texture en contact, ainsi que les conditions de force et de vitesse de déplacement du doigt, entraînent des forces de frottement, des déformations et des vibrations qui conduisent à une réaction des mécanorécepteurs présentés dans le premier chapitre de ce manuscrit. Ces phénomènes initiaux doivent être considérés comme mécanismes primaires conduisant *in fine* l'individu à émettre un jugement sur sa perception de la surface explorée. L'influence des stimuli physiques sur la perception est étudiée au sein de la psycho-physique.

Dans ce chapitre, nous souhaitons apporter une contribution dans le domaine psycho-physique en répondant à cette question : qu'est ce qui, physiquement, est à l'origine de la perception tactile d'un individu ? Pour atteindre cet objectif, nous avons étudié la perception tactile engendrée par le contact avec les surfaces macro- et micro-texturées, présentées dans le chapitre 2, en appliquant des méthodes issues de la psycho-physique à un panel d'individus. Dans une première partie, nous verrons que la perception tactile est étudiée sous la forme de dimensions psycho-perceptives. Les dimensions reliées au mouvement relatif entre le doigt et une texture peuvent être divisées en deux : « rugueux/lisses » et « glissant/bloquant ». L'exploration des surfaces micro-texturées engendre des sensations diverses qui ont mené à la caractérisation des dimensions psycho-perceptives de ces échantillons à travers la méthode de la catégorisation, présentée dans la seconde partie de ce chapitre. La caractérisation de l'intensité des perceptions des surfaces texturées est réalisée à l'aide d'une méthode dite de jugement, dont le protocole sera détaillé dans une troisième partie. Dans la quatrième partie, les résultats issus de cette caractérisation seront présentés pour chacune des dimensions psycho-perceptives issues de la catégorisation : « glissant/bloquant », « vibrant » et « rugueux/lisses ». Nous étudierons alors l'influence sur la perception tactile moyenne d'un panel d'individus de la topographie des surfaces, ainsi que des signaux tribologiques et vibratoires issus des essais de frottement réalisés sur un individu et présentés dans le chapitre 3.

1. DIMENSIONS PSYCHO-PERCEPTIVES DE LA PERCEPTION TACTILE .....	125
2. DIMENSIONS PSYCHO-PERCEPTIVES ASSOCIEES AUX SURFACES ETUDIEES .....	127
2.1. <i>Cas des surfaces macro-texturées</i> .....	127
2.2. <i>Catégorisation des surfaces micro-texturées</i> .....	127
2.3. <i>Liens entre dimensions psycho-perceptives, topographie et signaux tribologiques procurés par les surfaces texturées</i> .....	130
3. METHODES D’EVALUATION DE L’INTENSITE DE PERCEPTION DES SURFACES TEXTUREES .....	133
3.1. <i>Protocole utilisé pour les échantillons macro-texturés</i> .....	133
3.2. <i>Protocole utilisé pour les échantillons micro-texturés</i> .....	133
4. RELATIONS ENTRE INTENSITE DE PERCEPTION, TOPOGRAPHIE DES TEXTURES, ET SIGNAUX TRIBOLOGIQUES ASSOCIES .....	135
4.1. <i>Textures situées dans la dimension « glissant/bloquant »</i> .....	135
4.2. <i>Textures situées dans la dimension psycho-perceptives « vibrant/calme »</i> .....	138
4.3. <i>Textures situées dans la dimension « rugueux/lisse »</i> .....	140
5. CONCLUSION .....	151

## 1. Dimensions psycho-perceptives de la perception tactile

L'étude de la perception tactile a montré que la sensation du toucher peut être représentée dans un espace multidimensionnel<sup>323</sup>. Ces dimensions, appelées dimensions psycho-perceptives, correspondent à des échelles de sensations particulières qui sont souvent peu corrélées de manière évidente à des paramètres physiques. Selon la littérature, il existe quatre dimensions tactiles principales<sup>224,239,324-328</sup>. Ces dimensions sont « rugueux / lisse », « dur / mou », « chaud / froid » et « glissant / bloquant ». La dimension de rugosité est elle-même fréquemment divisée en deux sous-dimensions d'après la théorie duplex de la perception de la rugosité<sup>232,233,333-336,276,297,324,325,329-332</sup>. La première dimension est la **macro-rugosité**, pour des textures dont les éléments ont une période spatiale supérieure à 200 µm. Ces textures peuvent être discriminées les unes par rapport aux autres sans mouvement du doigt. La seconde dimension est la **microrugosité** pour les textures ayant une période spatiale inférieure à 100 µm. Pour cette seconde dimension, le mouvement du doigt est nécessaire afin de fournir des vibrations aux mécanorécepteurs. Par ailleurs, la dimension **grossier / fin** est régulièrement étudiée dans la littérature pour décrire la perception plus ou moins prononcée de reliefs sur la surface. La distinction de diverses dimensions psycho-perceptives via les paramètres topographiques des surfaces est à mettre en regard de la rugosité du doigt qui les explore. En effet, la première fonction des dermatoglyphes serait d'améliorer la perception tactile en amplifiant les stimuli mécaniques transmis aux mécanorécepteurs présents sous la peau<sup>207</sup>. La rugosité de la peau engendrée par les dermatoglyphes aurait alors une influence sur l'agréabilité d'une surface. Il a été montré qu'une surface dont la rugosité est inférieure à celle du doigt génère des sensations agréables, contrairement à une surface dont la rugosité est supérieure<sup>337</sup>.

De nombreuses méthodes issues de la psychophysique permettent d'étudier l'influence des stimuli sur la perception des individus. Dans la littérature, trois méthodes sont majoritairement utilisées dans l'étude des réponses tactiles :

- **La méthode des rangs** consiste à présenter un ensemble de stimuli à un individu qui doit les classer selon un critère particulier qui peut être par exemple la rugosité.
- **La comparaison paillée** consiste à fournir des paires de stimuli à un volontaire qui doit juger, selon un certain critère, quel stimulus est supérieur à l'autre. Selon cette méthode, les différences entre deux couples d'échantillons sont considérées égales dans le cas où les probabilités obtenues à l'issue de l'expérience sont identiques. Cette méthode a notamment permis de montrer que les humains ont une excellente capacité à discriminer deux textures pourtant très semblables<sup>22-24,224,338-340</sup>.
- **L'expérience de jugement** est la méthode de mesure psychophysique la plus commune<sup>341,342</sup>. Les stimuli sont présentés un par un aux individus qui doivent en juger l'intensité en choisissant une valeur sur une échelle fournie par l'expérimentateur, ou bien dans certains cas sur une échelle libre. Cette méthode est ainsi basée sur l'hypothèse qu'une estimation numérique directe de l'intensité d'un stimulus est possible. Elle nécessite également l'utilisation de la mémoire sensorielle<sup>343</sup> des individus, car ceux-ci n'ont pas la possibilité de comparer le stimulus à évaluer avec une référence, ce qui entraîne généralement des écarts-types élevés. Il est donc nécessaire de réaliser l'expérience en présentant les échantillons dans un ordre aléatoire, et de répéter la présentation de ces stimuli à plusieurs reprises pour un même individu. Les réponses moyennes sont ensuite analysées en fonction des paramètres des échantillons.

Dans le cadre de cette thèse, seules les sensations haptiques liées à un mouvement relatif du doigt, c'est à dire les dimensions « rugueux / lisse » et « glissant / bloquant », ont été étudiées. La première dimension a été la plus étudiée dans la littérature. La rugosité perçue a été définie comme étant la sensation qui apparaît lorsque plusieurs intensités de pression très différentes se manifestent lors du déplacement du doigt<sup>344</sup>. Dans la majorité des études, il a été observé que ni la force de contact<sup>230,239,339,340,345,346</sup>, ni la vitesse<sup>275,347</sup> n'avaient d'influence importante sur la perception de la macro-rugosité. En revanche, les propriétés mécaniques de la peau joue un rôle important dans la perception de la géométrie des textures<sup>69,348</sup>, et donc dans la perception de textures grossières. A l'inverse, celles-ci n'influencent pas la perception de textures fines<sup>69</sup>. Ainsi, lorsque l'hydratation du doigt est plus grande, la rugosité perçue diminue<sup>69</sup>. En travaillant avec des textures déterministes parsemées de plots, les travaux de Dépeault *et al.* ont montré que la rugosité perçue était indépendante de la période spatiale des plots dans la direction orthogonale au mouvement<sup>349</sup>. Plus encore, les mêmes auteurs ont également montré que la perception était similaire entre des surfaces parfaitement déterministes ou au contraire présentant une variabilité du positionnement des aspérités sur la surface.

La seconde dimension, « glissant / bloquant » a été en revanche très peu étudiée dans le cadre de la perception tactile d'une surface avec le doigt. Certains auteurs se sont néanmoins intéressés au frottement entre le pied et le sol, et à la perception de glissement que ce sol engendre afin d'améliorer la sensation de sécurité qu'un individu peut avoir en se déplaçant<sup>350-353</sup>.

## **2. Dimensions psycho-perceptives associées aux surfaces étudiées**

### **2.1. Cas des surfaces macro-texturées**

La dimension psycho-physique retenue pour les surfaces macro-texturées est la dimension « rugueux/lisse ». Ce choix se justifie par la sensation rugueuse évidente ressentie par les expérimentateurs lors de l'exploration de ces surfaces, ainsi que par des surfaces semblables étudiées selon cette dimension dans la littérature<sup>22,354-356</sup>.

### **2.2. Catégorisation des surfaces micro-texturées**

Concernant les surfaces micro-texturées, la finesse et la grande variabilité des textures ont entraîné des sensations très différentes lors des premières explorations de ces échantillons. De plus, des variations de l'intensité perçue ont déjà été attribuées à des transitions d'une dimension psycho-perceptive à une autre<sup>357</sup>. Pour éviter ce phénomène avec les surfaces micro-texturées, une première étape dite de catégorisation des surfaces, a été effectuée en amont des tâches de jugement. La catégorisation des surfaces a été entreprise en utilisant une méthodologie issue de la psychophysique et a eu pour objectif de créer des groupes de textures ne variant que par leur intensité. Cette intensité a ensuite été déterminée par une tâche de jugement appliquée sur chacune des dimensions mises en évidence.

La campagne de catégorisation psycho-perceptive des textures a été réalisée dans une salle à 21°C et 35% d'humidité relative. 20 individus (7 femmes et 13 hommes) âgés en moyenne de  $26,3 \pm 1,6$  ans ont participé à cette expérience. Il a été demandé à chaque participant de nettoyer ses mains à l'aide d'un gel hydroalcoolique (*Aniosgel*) au début de l'expérience. Les surfaces, préalablement nettoyées dans un bain lessiviel, ont été déposées sur une table selon un agencement aléatoire et ont été cachées sous une nappe en tissu. Le participant portait des lunettes dont les verres avaient été préalablement rayés, ce qui lui permettait de repérer l'emplacement des échantillons afin de les saisir sans pour autant distinguer visuellement les différentes textures. Le participant portait également un casque antibruit. Dans un premier temps, le déroulement de l'expérience a été expliqué au volontaire. De manière à reproduire le plus fidèlement possible la tâche de catégorisation d'un individu à un autre, le même discours explicatif a été scrupuleusement formulé. Le texte intégral de ce discours est disponible en Annexe 5.

Lors des passations, chaque volontaire touchait l'une après l'autre les surfaces texturées avec l'index de sa main dominante en effectuant un mouvement de va et vient dans la direction longitudinale de la surface, tout en maintenant celle-ci plaquée sur la table entre le pouce et l'index de son autre main. Au fur et à mesure des passations, le volontaire a créé librement des groupes d'échantillons qui, selon lui, procurent le même type de sensation tactile (glissant, rugueux, vibrant...etc.). À l'issue des passations, il a été demandé au volontaire de définir les catégories qu'il avait créées par un ou plusieurs adjectifs. Il lui a également été demandé de donner un indice de confiance quant à l'appartenance des échantillons aux groupes formés. Trois indices lui étaient proposés :  $I_1$  : Pas sûr du tout ;  $I_2$  : À peu près sûr ;  $I_3$  : Tout à fait sûr.

À l'issue de la campagne, la méthode de classification ascendante hiérarchisée (CAH) proposée par Lévy *et al.*<sup>358</sup> a été exploitée. Cette méthode aboutit à la construction d'un dendrogramme permettant de regrouper les textures par types de sensations tactiles perçues par l'ensemble du

panel d'individus. La construction du dendrogramme a été réalisée en suivant la démarche explicitée ci-dessous.

**(a) Construction d'un dendrogramme sans prendre en compte les indices de confiance**

Soit  $N = 52$  le nombre total de surfaces utilisées dans cette expérience. Pour chaque couple d'échantillons  $\{S_i ; S_j\}$ , le nombre de sujets  $n_{i,j}$  ayant classé ces échantillons dans la même catégorie a été compté. L'ensemble des  $n_{i,j}$  ont ensuite été placés dans une matrice  $A$  symétrique et de taille  $N \times N$  croisant les échantillons deux à deux. Pour la construction de la diagonale de cette matrice, il a été considéré qu'un échantillon a toujours été classé avec lui-même, donc les  $n_{i,i}$  valent 20 (nombre total de volontaires). Les clusters de surfaces  $C_i$ , contenant chacun une surface telle que  $S_i \in C_i$ , ont ensuite été créés. Le cluster  $C_i$  est composé de  $N_i$  surfaces et la  $p^{\text{ème}}$  surface du cluster est nommée  $C_{i,p}$ . La distance euclidienne  $d(C_i ; C_j)$  représentant l'éloignement entre les deux clusters  $C_i$  et  $C_j$  a alors été calculée en appliquant l'Équation 4.1.

$$d(C_i ; C_j) = \sqrt{\sum_{k=1}^N (n_{k,i} - n_{k,j})^2} \quad (\text{Équation 4.1})$$

La matrice de distance  $M_0$  contenant les valeurs  $d(C_i ; C_j)$  a alors été construite. Ensuite, une méthode itérative comprenant  $(N - 1)$  itérations a été utilisée. À chaque itération :

- le couple de clusters  $\{C_i ; C_j\}$  ayant la distance  $d(C_i ; C_j)$  la plus faible a été recherché. Ces informations ( $C_i, C_j$  et  $d(C_i ; C_j)$ ) sont ajoutées dans un tableau  $T$ , décrit plus loin dans ce chapitre, qui permettra de construire le dendrogramme ,
- la matrice de distance  $M_n$  de taille  $(N - n) \times (N - n)$  a été construite en fusionnant les deux clusters les plus proches ( $C_m = C_i + C_j$  avec  $m = N + n$ ).

Pour calculer la distance entre un cluster quelconque  $C_x$ , et le cluster nouvellement formé  $C_m$ , l'Équation 4.2, déterminant la moyenne des distances euclidiennes entre les surfaces appartenant à chaque cluster, a été utilisée.

$$d(C_x ; C_m) = \frac{1}{N_x * N_m} \sum_{k=1}^{N_x} \sum_{l=1}^{N_m} d(C_{x,k} ; C_{m,l}) \quad (\text{Équation 4.2})$$

Le tableau  $T$  permettant de construire le dendrogramme est ainsi un tableau de taille  $(N - 1) \times 3$  qui contient, pour chacune des  $(N - 1)$  lignes, les indices des deux clusters les plus proches et la distance euclidienne les séparant. La dernière colonne du tableau  $T$  a ensuite été normalisée par la distance euclidienne maximale apparaissant dans  $T$ , conduisant à des distances comprises entre 0 et 1. Le dendrogramme a alors été construit en portant la distance normalisée entre clusters en ordonnée, et l'ensemble des échantillons en abscisse. Pour chaque ligne du tableau  $T$ , une barre horizontale reliant les deux clusters considérés a été placée sur le dendrogramme. La position de cette barre horizontale correspond à la valeur de la distance euclidienne normalisée. L'application de cette méthodologie a permis d'aboutir au dendrogramme présenté sur la Figure 4.1 (a). Les clusters de surfaces appartenant à une même catégorie sont obtenus en coupant le dendrogramme à l'aide d'une barre horizontale placée à un certain pourcentage de la distance maximale. Plus ce

pourcentage est faible, plus les surfaces composant un cluster sont proches les unes des autres. Il est possible de distinguer très clairement trois catégories de surfaces si le dendrogramme est coupé à 50 % de la distance maximale obtenue.

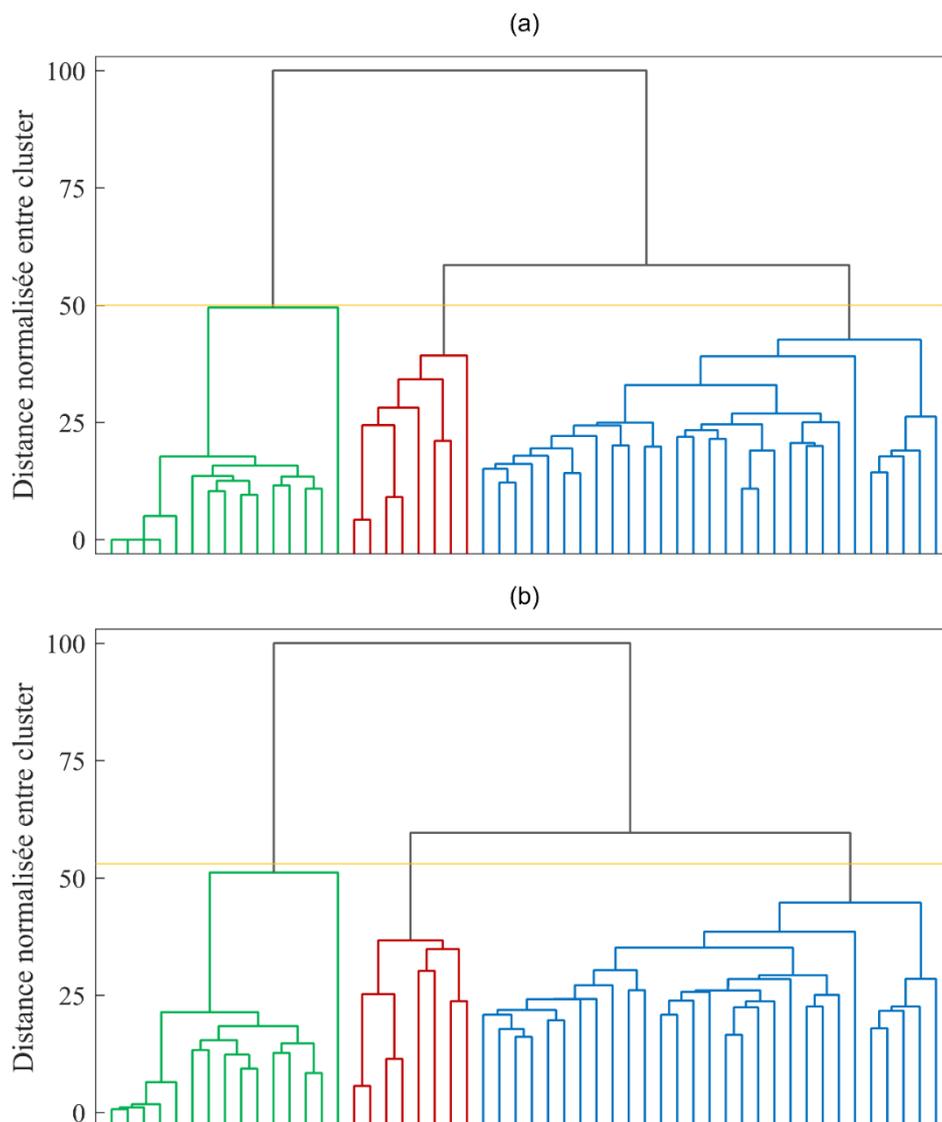


Figure 4.1 : Dendrogrammes obtenus après la tâche de catégorisation sur les surfaces micro-texturées lorsque les résultats sont non pondérés par les indices de confiance (a) ; pondérés par les indices de confiance (b).

#### (b) Construction d'un dendrogramme avec prise en compte des indices de confiance

La démarche est identique à la construction du dendrogramme précédent, mais cette fois-ci, les valeurs  $n_{i,j}$  initialement exploitées pour construire la matrice  $A$  sont à présent pondérées par les indices de confiances de sorte que :

$$n_{i,j} = \sum_{p=1}^3 \sum_{q=1}^3 N_{i,j,p,q} \times \alpha_{p,q} \quad (\text{Équation 4.3})$$

Avec  $N_{i,j,p,q}$  le nombre de volontaire ayant placé les surfaces  $S_i$  et  $S_j$  dans la même catégorie avec les indices de confiance respectifs  $I_p$  et  $I_q$ . Les valeurs  $\alpha_{p,q}$ , fournies dans le Tableau 4.1, correspondent aux valeurs utilisées pour la pondération.

	$I_1$	$I_2$	$I_3$
$I_1$	+1	+1	+1
$I_2$	+1	+2	+2
$I_3$	+1	+2	+3

Tableau 4.1 : Valeurs de pondération  $\alpha_{p,q}$  utilisées pour la construction du dendrogramme prenant en compte les indices de confiance.

La Figure 4.1 (b) montre le dendrogramme obtenu avec pondération par les indices de confiance. De nouveau, il est possible de distinguer très clairement trois catégories. Ces catégories sont identiques à celles obtenues avec le premier dendrogramme et les différences entre les 2 dendrogrammes sont infimes. La seule conséquence de la pondération est de modifier légèrement la distance à laquelle il est nécessaire de couper le dendrogramme pour discriminer les 3 catégories de surface (55 % cette fois-ci), ce qui indique la robustesse des 3 dimensions psycho-perceptives mises en évidence.

Une analyse des adjectifs proposés par les volontaires a ensuite permis de dénommer les trois dimensions psycho-perceptives ainsi créées :

- Les 15 surfaces apparaissant en vert sont des surfaces où les volontaires ont indiqué ressentir une rugosité importante avec des textures grossières : **les surfaces rugueuses** (adjectifs les plus employés: rugueuses, grossières, texturées et largement striées).
- Les 8 surfaces apparaissant en rouge sont des surfaces pour lesquelles les volontaires n'ont pas ressenti de textures particulières, mais où ils ont eu plus ou moins de facilité à déplacer leur doigt : **les surfaces glissantes** (adjectifs les plus employés : lisses, glissantes, douces et collantes).
- Enfin, les 29 surfaces reliées par un trait bleu sont des surfaces où les volontaires ont ressenti des textures fines entraînant une sensation de vibration sur le doigt : **les surfaces vibrantes** (adjectifs les plus employés : lisses, vibrantes, fines, finement striées, micro-rugueuses).

Ces adjectifs sont cohérents avec les dimensions psycho-perceptives « rugueux/lisse » et « glissant/bloquant » (cf § 1, chap. 4), ainsi qu'avec la liste des descripteurs sensoriels constituant le « Touch Perception Task »<sup>320</sup>, contenant notamment les mots « rough », « slippery », « vibrating ».

### 2.3. Liens entre dimensions psycho-perceptives, topographie et signaux tribologiques procurés par les surfaces texturées

La Figure 4.2 permet d'observer la répartition des trois catégories de sensation tactile en fonction des paramètres géométriques des plots :  $H$ ,  $D$  et  $O$ . Dans la gamme de géométrie de plots étudiés, leur diamètre et leur ouverture semblent être des paramètres prépondérants afin de passer d'une catégorie à une autre. La hauteur des plots paraît jouer un moindre rôle, bien que des textures complémentaires grossières ( $O$  et  $D$  élevées) présentant des  $H$  variables seraient nécessaires afin de statuer définitivement sur ce point. Manifestement, les surfaces perçues glissantes sont des surfaces dont les plots sont de faibles diamètre ( $D < 110 \mu\text{m}$ ) et rapprochés ( $O < 110 \mu\text{m}$ ). Les surfaces perçues rugueuses sont caractérisées par de grandes ouvertures ( $O > 210 \mu\text{m}$ ). Les surfaces perçues

vibrantes sont des textures combinant une ouverture  $O$  proche de  $110 \mu\text{m}$  et des diamètres de plots importants ( $D > 110 \mu\text{m}$ ). Il est intéressant de constater qu'une variation drastique de  $H$  ou de  $D$  ne modifie pas la sensation de vibration rencontrée.

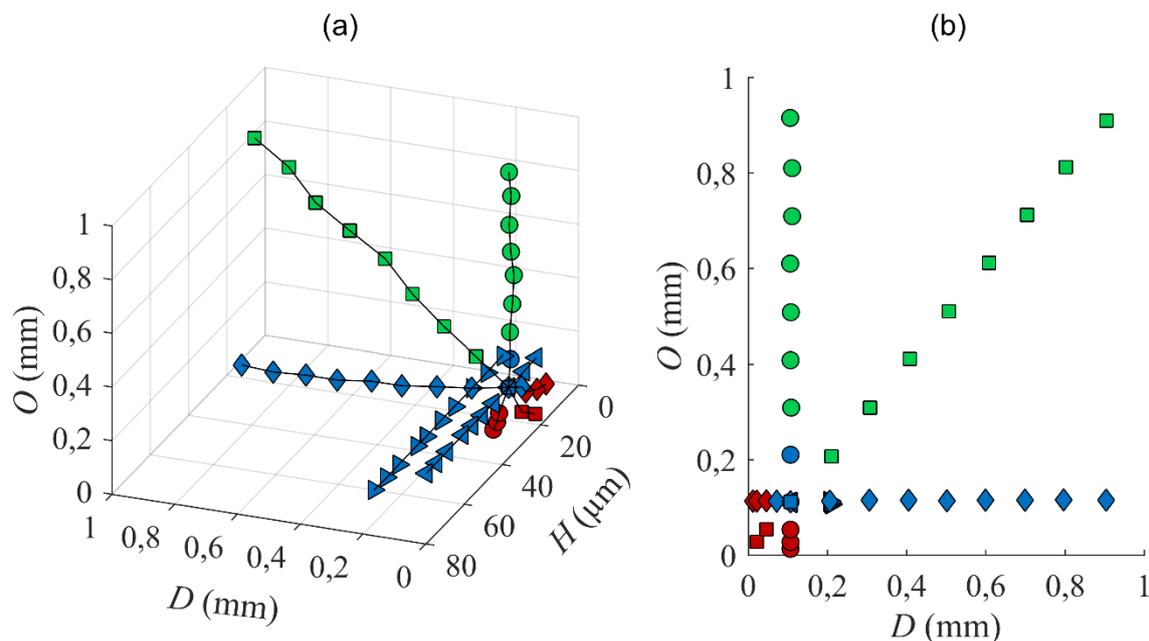


Figure 4.2 : Positionnement des dimensions psycho-perceptives en fonction des paramètres géométriques des microtextures dans l'espace [ $H$  ;  $D$  ;  $O$ ] (a) ; et dans le plan [ $D$  ;  $O$ ] (b). En vert, les surfaces appartenant à la dimension « rugueux/lisse », en bleu, celles appartenant à la dimension « vibrant/calme » et en rouge celles appartenant à la dimension « glissant/bloquant ».

Outre les relations existant entre les propriétés topographiques des microtextures et leur appartenance à une dimension psycho-perceptive particulière, des liens ténus apparaissent entre ces dimensions et les signaux vibratoires issus de l'interaction doigt / texture. En effet, la sectorisation de la Figure 3.29 (cf chap. 3) en fonction des 3 dimensions conduit à considérer des faciès de  $DSP$  du signal d'accélération qui diffèrent, comme le montre la Figure 4.3. On observe ainsi que sur les surfaces glissantes (Figure 4.3 (a)), seule la fréquence fondamentale des textures a été excitée par le passage du doigt sur les surfaces. Au contraire, concernant les surfaces rugueuses (Figure 4.3 (c)), de nombreuses fréquences ont été excitées pour chaque échantillon. On notera que, si une partie des fréquences apparaissant sur les  $DSP$  du signal d'accélération sont liées aux harmoniques associés au défilement des plots, de nombreuses fréquences ne sont liées ni à ces harmoniques, ni à ceux des dermatoglyphes. Les surfaces vibrantes (Figure 4.3 (c)) présentent une signature spectrale intermédiaire pour laquelle l'excitation de la fréquence fondamentale est dominante, associée à des fréquences supérieures qui s'accordent relativement bien aux harmoniques des plots sous le doigt.

Le coefficient de frottement généré par le frottement du doigt du volontaire n°2 sur les surfaces micro-texturées varie :

- entre 0,8 et 4,5 pour les surfaces appartenant à la dimension « glissant/bloquant »,
- entre 1,2 et 4,2 pour les surfaces appartenant à la dimension « vibrant/calme »,
- entre 1,7 et 3,0 pour les surfaces appartenant à la dimension « rugueux/lisse ».

Notre conclusion est que les signatures vibratoires permettent de discerner les dimensions psycho-perceptives tandis que le coefficient de frottement ne le permet pas.

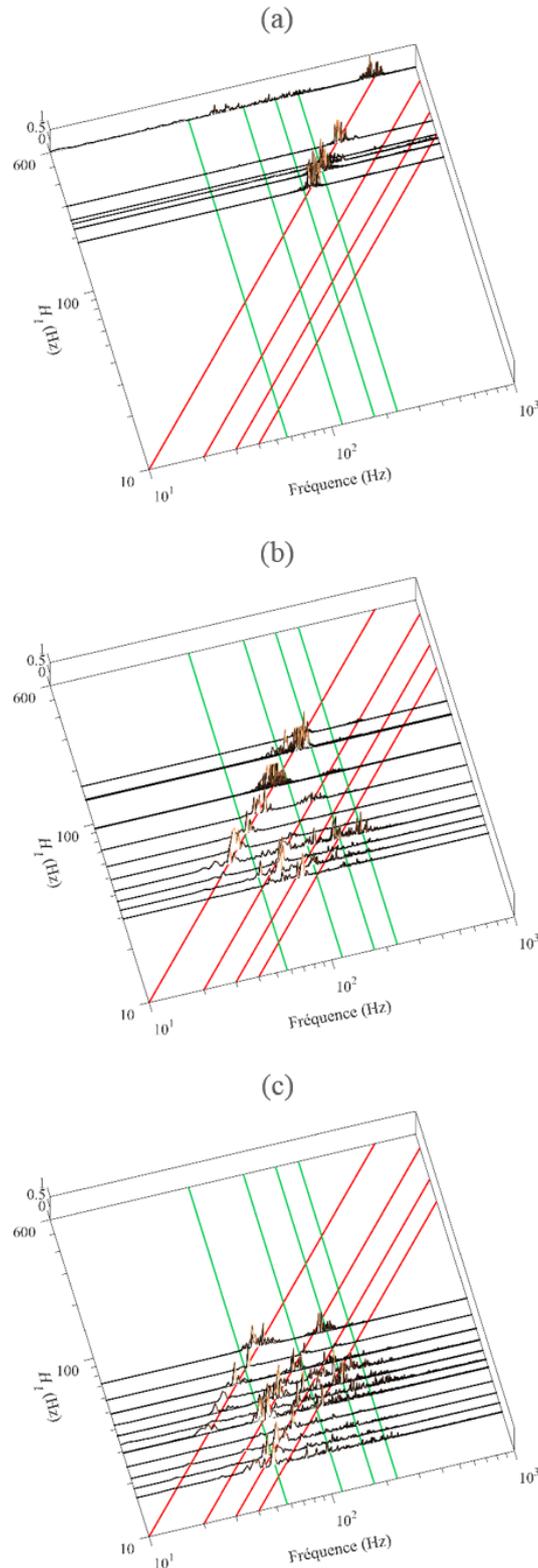


Figure 4.3 : DSP du signal accélération des surfaces micro-texturées en fonction de la fréquence de passage du doigt sur les plots  $H_1$  séparées selon les dimensions psycho-perceptives : pour 8 surfaces glissantes (a) ; pour les 29 surfaces vibrantes (b) ; pour les 15 surfaces rugueuses (c). En rouge, la fréquence fondamentale des plots ainsi que les 3 premiers harmoniques sont tracés en fonction de la fréquence fondamentale des plots. Les fréquences liées à la période spatiale des dermatoglyphes du volontaire n°2 (cf § 5, chap. 1), ainsi que 3 harmoniques apparaissent en vert.

### 3. Méthodes d'évaluation de l'intensité de perception des surfaces texturées

#### 3.1. Protocole utilisé pour les échantillons macro-texturés

La sensation de rugosité procurée lors du toucher des surfaces macro-texturées a été étudiée à l'aide d'une tâche dite de jugement. Le jugement du niveau de la rugosité a été réalisé par un panel constitué de 26 personnes âgées en moyenne de  $22,7 \pm 3,1$  ans (17 femmes et 9 hommes). Les surfaces ont été disposées derrière un voile afin de ne pas être visibles aux participants à l'expérience qui ne pouvaient donc les évaluer que d'un point de vue strictement tactile. La Figure 4.4 montre dans quelle situation le participant, les surfaces et l'expérimentateur étaient disposés.

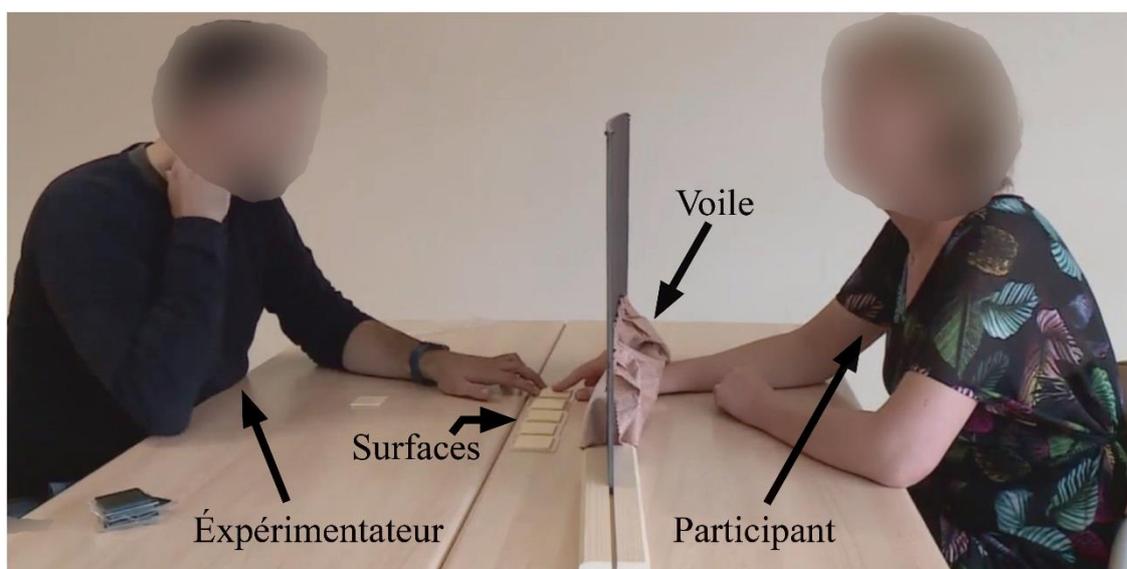


Figure 4.4 : Positionnement du participant, de l'expérimentateur et des surfaces lors de l'étape de familiarisation.

Dans un premier temps, une étape de familiarisation a été réalisée en présentant les 9 surfaces selon l'ordre d'espace  $SP$  croissant de manière à ce que chaque participant appréhende l'étendue de la gamme de textures considérées. Consécutivement, l'exercice de jugement des rugosités perçues s'est déroulé comme suit pour chaque participant : les surfaces ont été présentées à 6 reprises dans un ordre pseudo-aléatoire et il a été demandé aux volontaires de noter la rugosité perçue dans la direction  $x$  par une valeur comprise entre 0 et 20, 0 étant la rugosité perçue la plus faible et 20 la plus élevée. L'ordre pseudo-aléatoire des passations a été modifié d'un participant à un autre. À l'issue des  $26 \times 9 \times 6$  passations, la moyenne arithmétique des  $26 \times 6$  notes octroyées pour une même surface a été calculée. Cette moyenne définit la rugosité perçue par l'ensemble du panel de ladite surface.

#### 3.2. Protocole utilisé pour les échantillons micro-texturés

L'intensité des 3 dimensions psycho-perceptives sélectionnées après la campagne de catégorisation des textures a été étudiée au travers de 3 campagnes de jugement menées de manière indépendantes. Ces tâches ont été effectuées sur une période de 26 jours à une température de  $22,4 \pm 1,0$  °C et  $28,7 \pm 3,7$  % d'humidité relative sur un panel de 25 volontaires (8 femmes et 17 hommes) âgés en moyenne de  $26,9 \pm 2,3$  ans. Pour chaque volontaire, ces trois tâches ont été réalisées au cours de deux séances séparées de quelques jours afin de limiter la fatigue sensorielle

entraînée par l'exercice proposé. Durant la première séance, les surfaces rugueuses puis les textures glissantes ont été testées, tandis que les surfaces vibrantes ont été testées durant la seconde séance. Un protocole similaire à celui utilisé lors de la campagne de catégorisation des textures a été suivi (nettoyage des mains et des surfaces, port de lunettes à verres rayés et d'un casque anti bruit, etc.).

Dans un premier temps, une étape de familiarisation a été réalisée, en présentant deux échantillons d'intensité très différente du set d'échantillon à tester, afin que le volontaire prenne connaissance de l'étendue de sensation qu'il devra appréhender. Pour chacune des 3 tâches de jugement, les échantillons ont été présentés à 6 reprises dans un ordre pseudo-aléatoire structuré en 3 blocs de passations où toutes les surfaces ont été présentées à 2 reprises. À chaque passation, il a été demandé au volontaire de déplacer son index sur la surface dans sa direction longitudinale, en ramenant vers lui son doigt, puis de noter l'intensité de la sensation perçue par une valeur comprise entre 0 et 20, 0 étant l'intensité la plus faible et 20 la plus élevée. L'ordre pseudo-aléatoire des passations a été modifié d'un participant à un autre. Pour chaque catégorie de textures, la moyenne arithmétique des 25×6 notes octroyées pour une même surface a été calculée. Cette moyenne définit ainsi l'intensité de la sensation perçue de ladite surface par l'ensemble du panel d'individus. Chacune de ces valeurs moyennes conduit donc à définir les intensités de sensation perçues  $G_p$ ,  $V_p$  et  $R_p$  pour les surfaces perçues glissantes, vibrantes et rugueuses, respectivement.

#### 4. Relations entre intensité de perception, topographie des textures, et signaux tribologiques associés

Dans cette partie, les résultats de la caractérisation de l'intensité de la perception seront détaillées d'abord pour la dimension « glissant/bloquant », puis pour la dimension « vibrant », et enfin pour la dimension « rugueux/lisse ». Ces résultats seront systématiquement analysés dans un premier temps avec la topographie des échantillons, et dans un second temps avec les signaux tribologiques et vibratoires issus des essais de frottement du volontaire n°2 sur les surfaces micro-texturées, et du volontaire n°1 sur les surfaces macro-texturées.

##### 4.1. Textures situées dans la dimension « glissant/bloquant »

La Figure 4.5 montre l'évolution de la sensation de glissement perçue  $Gp$  en fonction des paramètres géométriques (le diamètre (a) ; l'espacement (b)) concernant les 8 échantillons appartenant à la dimension psycho-perceptives « glissant/bloquant ». On notera que ces 8 textures sont toutes caractérisées par des plots de hauteur identique ( $H \approx 21 \pm 3 \mu\text{m}$ ). Sur la Figure 4.5 (a), on observe une forte corrélation négative entre  $Gp$  et  $D$ , alors que sur la Figure 4.5 (b), aucune corrélation n'est visible. Avec les échantillons du groupe n°1 ( $D$  constant et  $O$  variable), nous constatons l'absence de variation de  $Gp$  avec l'ouverture, tandis qu'avec le groupe n°4 ( $D$  variable et  $O$  constant), nous constatons la présence de variations importantes de  $Gp$ . De plus, l'intensité  $Gp$  issue de l'exploration des échantillons du groupe n°5 ( $D$  variable,  $O = D$ ) est similaire aux intensités issues de l'exploration des échantillons du groupe n°4 pour des diamètres identiques. Ainsi, le diamètre est le paramètre géométrique dont dépend l'intensité de la perception du « glissant/bloquant » dans cette étude : plus le diamètre est important, plus l'intensité de la perception du glissement est faible.

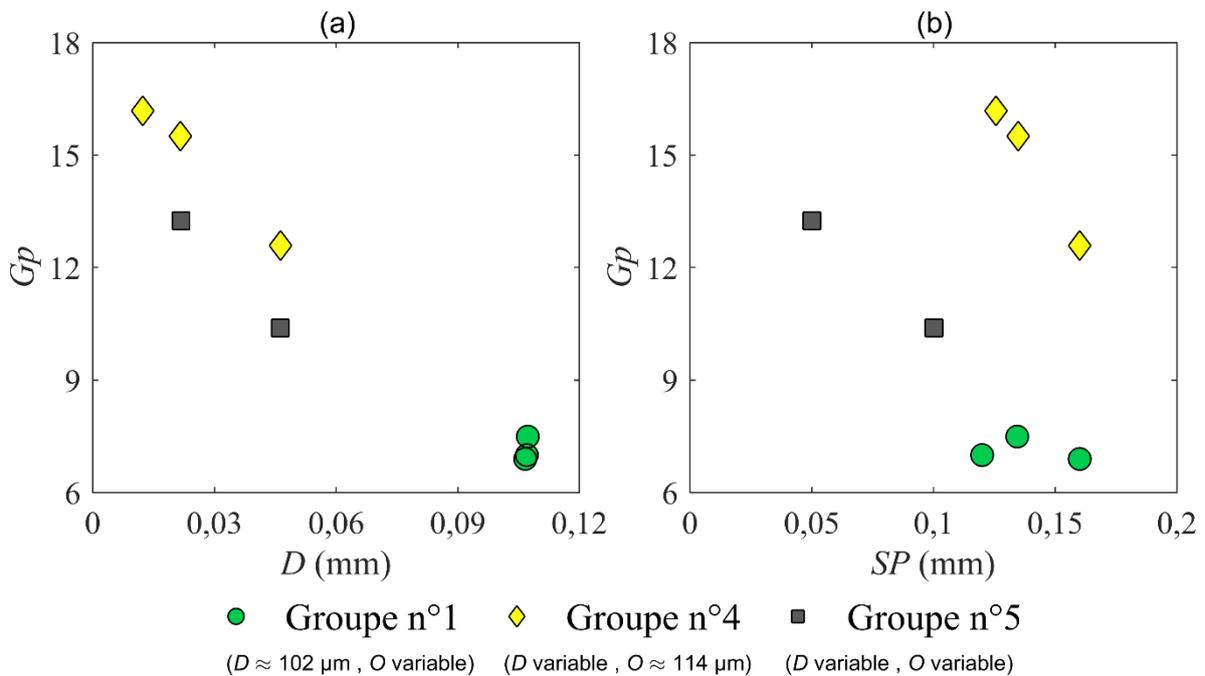


Figure 4.5: Évolution de l'intensité du glissement moyenne  $Gp$  perçue par un panel de volontaires pour les surfaces micro-texturées appartenant à la dimension « glissant/bloquant » en fonction du diamètre des plots  $D$  (a) ; de l'espacement entre les centre des plots  $SP$  (b).

On observe également sur la Figure 4.6 que l'intensité de glissement diminue lorsque la rugosité des textures augmente, ce qui est à la fois intuitif et cohérent avec la littérature<sup>104,223,241,352,359</sup>.

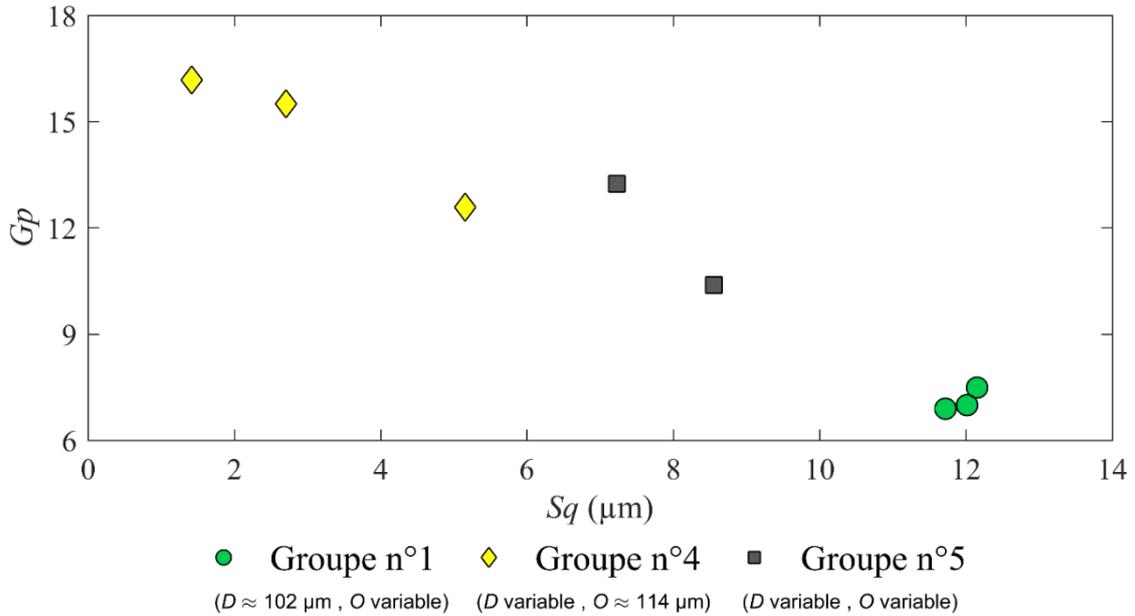


Figure 4.6 : Évolution de l'intensité du glissement moyenne  $G_p$  perçue par un panel de volontaires pour les surfaces micro-texturées appartenant à la dimension « glissant/bloquant » en fonction du paramètre de rugosité  $S_q$ .

Les intensités de glissement perçue  $G_p$  peuvent par ailleurs être confrontées aux signaux tribologiques et vibratoires issus de l'interaction doigt/surfaces pour un individu particulier. Ainsi, la Figure 4.7 présente les valeurs de  $G_p$  en fonction des coefficients de frottement (a) et de la fréquence dominante sur la DSP du signal accélération (b) dans le cas du volontaire n°2 (cf § 2.3.1, chap. 3).

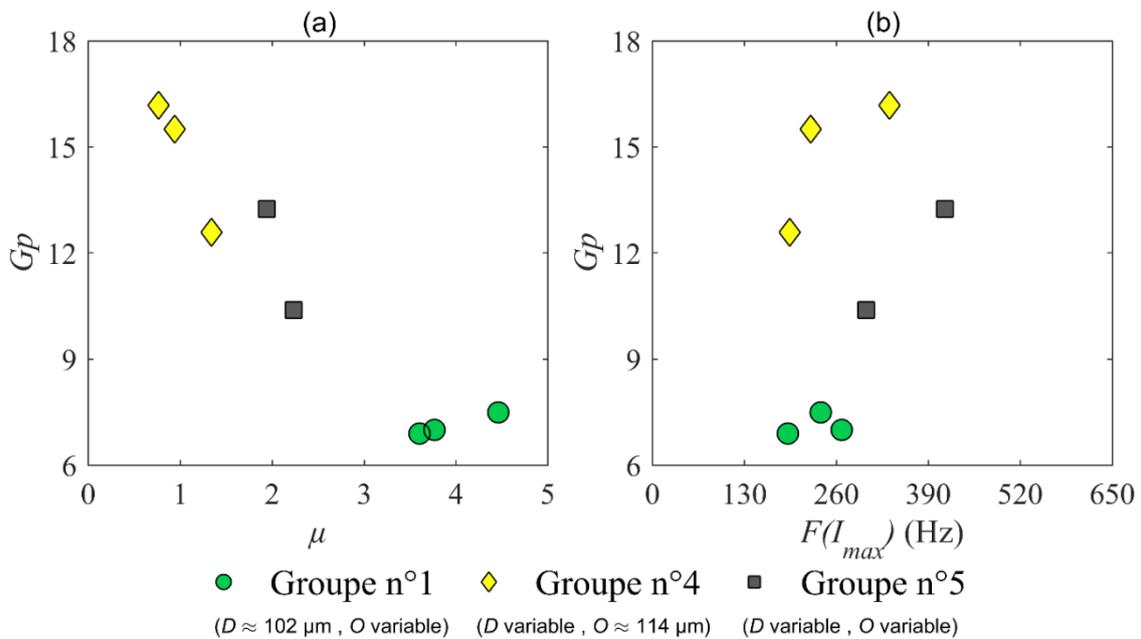


Figure 4.7 : Évolution de l'intensité du glissement moyenne  $G_p$  perçue par un panel de volontaires pour les surfaces micro-texturées appartenant à la dimension « glissant/bloquant » en fonction des signaux issus du frottement du doigt du volontaire n°2 contre ces surfaces : le coefficient de frottement  $\mu$  (a) ; la fréquence la plus excitée  $F(I_{max})$  (b).

Grâce à la Figure 4.7 (a), on observe que l'intensité de la sensation de glissement est reliée linéairement au coefficient de frottement. Ce résultat est très intuitif puisqu'un coefficient de frottement plus élevé entre le doigt et les surfaces entraîne une sensation de glissement moindre. Cette conclusion a également été atteinte dans plusieurs études<sup>104,239,360,361</sup>, bien que d'autres constatent que la perception du glissement ne peut pas être expliquée uniquement par le coefficient de frottement<sup>223,362</sup>. A contrario, d'autres études montrent que les individus pouvaient distinguer ou classer des surfaces uniquement grâce au coefficient de frottement<sup>236,264</sup>. Cependant, le glissement perçu semble dépendre davantage de la différence de coefficient de frottement entre deux échantillons que des valeurs absolues de ce paramètre<sup>236</sup>. Ce résultat appuie l'importance de la conception de la campagne de caractérisation de la perception (étendue, intervalle, nombre de surfaces ...). La très forte dépendance de l'intensité de la perception  $Gp$  au coefficient de frottement est due à l'aire de contact entre le doigt et la surface des plots  $S_5$ . En effet, nous avons montré dans le § 4.2.1 du chapitre 3 que le coefficient de frottement est dépendant de cette aire.

La corrélation linéaire entre  $Gp$  et  $\mu$  a également été observée avec les signaux tribologiques obtenus avec le volontaire n°1 (Figure 4.8). Bien que les coefficients de frottement obtenus par les deux volontaires sur ces surfaces soient similaires, de grandes variations de  $\mu$  en fonction des individus ont été observées dans le chapitre 3, avec des tendances similaires d'un individu à un autre (cf § 5, chap. 3 ; cf Annexe 4). Il serait ainsi probable que les pentes observées sur la Figure 4.8 pour les deux volontaires soit différentes de celle obtenue par un troisième individu, mais que la tendance générale, c'est-à-dire la diminution de  $Gp$  avec  $\mu$ , soit la même. Ce résultat est ainsi généralisable à plusieurs individus.

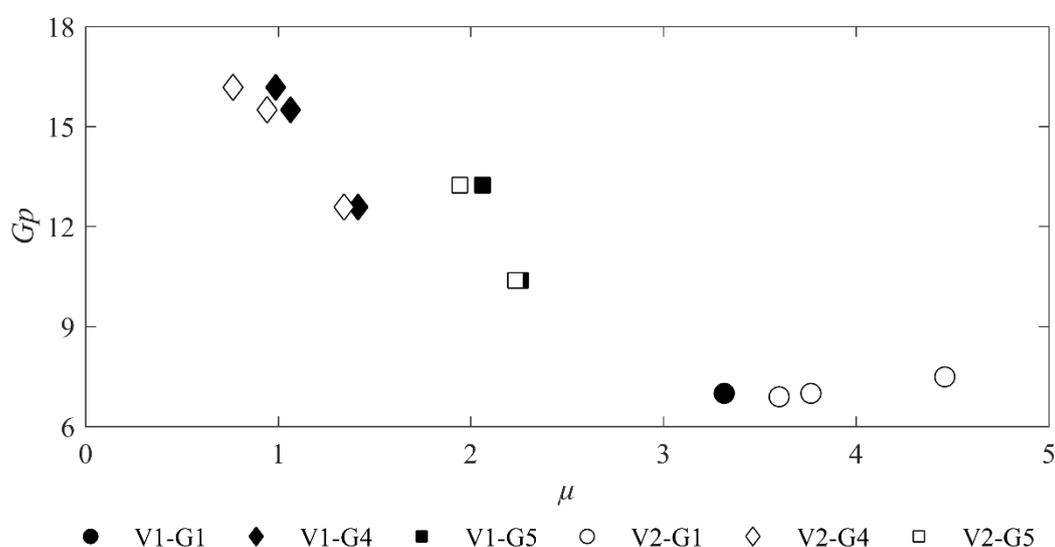


Figure 4.8 : Évolution de l'intensité du glissement moyenne  $Gp$  perçue par un panel de volontaires pour les surfaces micro-texturées appartenant à la dimension « glissant/bloquant » en fonction des coefficients de frottement issus du frottement du doigt des volontaires n°1 et n°2 contre ces surfaces.

Sur la Figure 4.7 (b), on n'observe aucune corrélation entre  $Gp$  et la fréquence la plus excitée lors du passage du doigt sur les surfaces. La perception du glissement donnée par les individus serait donc peu liée au signal vibratoire transmis.

Contrairement à ce que Bensmaïa *et al.*<sup>363</sup> suggèrent, l'absence de corrélation observée avec les fréquences indique que les afférences *FA II* sont peu exploitées dans la perception du glissement.

En revanche, plusieurs auteurs concluent que la perception du frottement lors de l'exploration tactile dépend principalement des afférences *SA II* de Ruffini<sup>28,39,40</sup>. Ces afférences étant principalement sensibles aux déformations de la peau, il est cohérent de penser que ce mécanisme est à l'origine de la discrimination de 2 textures situées dans la dimension « glissant/bloquant » par le coefficient de frottement. En effet, un coefficient de frottement plus élevé va être responsable d'une déformation de la peau plus importante.

#### **4.2. Textures situées dans la dimension psycho-perceptives « vibrant/calme »**

L'étude des vibrations perçues n'a pas ou peu été étudiée telle quelle dans la littérature. La distinction observée ici entre les surfaces vibrantes et rugueuses est cependant très proche de celle existant entre les macro- et microrugosités qui a lieu pour un *SP* proche de 100  $\mu\text{m}$  dans la théorie duplex de la perception de la rugosité (cf § 1, chap. 4). Dans notre cas, cette distinction apparaît pour un *SP* compris entre 200 et 300  $\mu\text{m}$  lorsque l'ouverture *O* augmente, mais n'apparaît pas dans le cas où seul le diamètre *D* augmente. Pour cette raison, et également parce que le terme de microrugosité a été proposé lors de la caractérisation des dimensions psycho-perceptives par une partie des volontaires, on se rapprochera ici de la littérature portant sur la microrugosité. Il sera cependant nécessaire d'être prudent dans cette approche car la campagne de caractérisation de l'intensité de la perception s'est appuyée sur le terme « vibrant » et non « rugueux ».

La Figure 4.9 montre l'évolution de la sensation de vibration perçue *V<sub>p</sub>* en fonction des paramètres géométriques des surfaces (le diamètre (a) ; la hauteur (b)) pour les 29 échantillons appartenant à la catégorie des surfaces vibrantes. Sur les 29 échantillons, 28 présentent la même ouverture ( $O \approx 110 \mu\text{m}$ ), et le dernier (surface *F05*), apparaissant sous la forme d'un cercle vert sur la figure, possède une ouverture d'environ 210  $\mu\text{m}$ . Les individus ont jugé que cette surface était la plus vibrante de cette catégorie. À l'inverse, la *F04*, différente de la *F05* uniquement par son ouverture, fait partie des surfaces perçues les moins vibrantes par le panel. Cela permet d'éclairer l'effet crucial de l'ouverture sur la sensation de vibration. Si on considère que l'ouverture entre les plots joue le même rôle que la distance entre deux stries parallèles, le résultat obtenu ici est cohérent avec les résultats de Cesini *et al.*<sup>294</sup>.

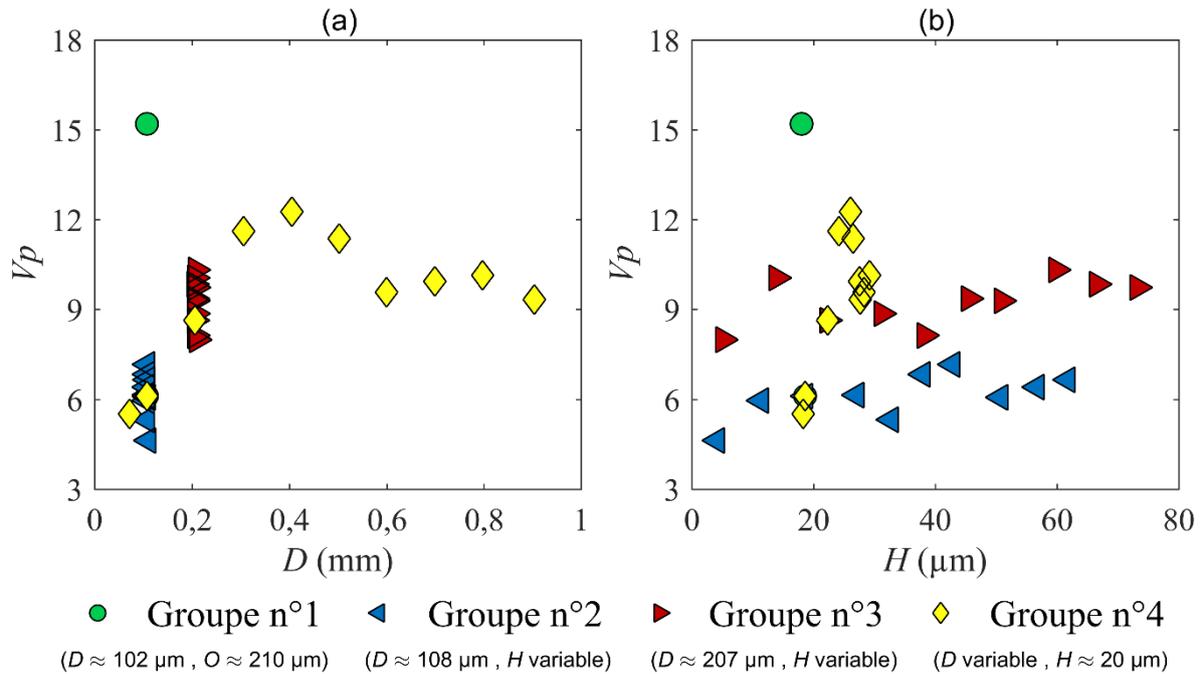


Figure 4.9 : Évolution de l'intensité des vibrations moyennes  $V_p$  perçue par un panel de volontaires pour les surfaces micro-texturées appartenant à la dimension « vibrant/calme » en fonction du diamètre des plots  $D$  (a) ; de la hauteur des plots  $H$ .

Sur la Figure 4.9 (a), on observe la présence de deux phases pour les échantillons du groupe n°4, avec une transition pour un diamètre de 0,4 mm. Dans la première phase,  $V_p$  augmente lorsque le diamètre augmente, tandis que dans la seconde phase,  $V_p$  diminue. Des études portant sur des papiers abrasifs, c'est-à-dire sur des surfaces homothétiques, ou sur des surfaces parsemées de plots, ont permis d'observer des variations identiques lorsque la taille des grains augmente pour la première phase ( $D \in [0,01 ; 0,3]$  mm)<sup>325</sup>, et pour la seconde ( $D \in [0,01 ; 0,3]$  mm)<sup>22,364-366</sup>. Aucune de ces études ne travaille sur un set de surfaces complet dans lequel seul le diamètre des plots évolue. Des sets de surfaces similaires au groupe n°4 ont été étudiés par plusieurs auteurs<sup>24,233,366,367</sup> qui ont caractérisé les variations de la rugosité perçue engendrées par des variations de la largeur de stries parallèles (cf Figure 3.1, chap. 3). Ces auteurs ont observé une diminution faible de la rugosité perçue avec l'augmentation du diamètre sur une plage de largeur comprise entre 0,1 et 2 mm. Ces résultats sont cohérents avec ce que l'on observe sur la deuxième phase, et l'absence de la première peut être expliquée par les ouvertures bien plus importantes ( $\approx 1$  mm contre 0,1 mm ici) utilisées dans ces études.

Dans la gamme de hauteur de plot considérée (Figure 4.9 b)), ce paramètre semble avoir une influence mineure car la sensation de vibration reste relativement constante entre les différents échantillons pour les deux valeurs de diamètres considérés (110 µm en bleu et 210 µm en rouge).

De manière similaire à la démarche adoptée pour la dimension « glissant / bloquant », les intensités de perception sont par la suite mises en regard des signaux tribologiques et vibratoires recueillis sur le même individu. La Figure 4.10 (a) et (b) permet d'observer des relations linéaires positive entre l'intensité perçue des vibrations  $V_p$  et le coefficient de frottement  $\mu$ , et négative avec la fréquence la plus excitée  $F(I_{max})$ . Dans les deux cas, la surface F05, présentant une ouverture différente et supérieure, est isolée des autres échantillons. Une étude avec un plus grand nombre de surfaces

présentant des ouvertures variables serait donc nécessaire afin de mieux comprendre comment ce paramètre influe sur la perception de la sensation de vibration. Ces résultats mettent en exergue la dualité force de frottement / vibrations dans l'intensité de perception pour cette dimension psycho-perceptive. Il est cependant fort probable que l'aspect fréquentiel de la sollicitation ait un impact prépondérant sur l'intensité de vibration pour deux raisons. La première est que les volontaires ont majoritairement proposé l'adjectif « vibrant » pour décrire ces surfaces, et la seconde est, comme on le verra dans le prochain paragraphe, qu'il s'agit de l'unique dimension psycho-perceptive pour laquelle il existe une corrélation directe entre l'intensité perçue et la signature fréquentielle du signal vibratoire. Il est intéressant de noter que malgré le fait que les fréquences excitées se rapprochent des fréquences optimales pour exciter les mécanorécepteurs, ces fréquences sont d'autant plus élevées que les surfaces sont ressenties de moins en moins vibrante par les volontaires. Ce constat contre intuitif pourrait s'expliquer par l'augmentation conjointe des forces de frottement entre le doigt et les textures qui amoindrirait l'impact de l'excitation vibratoire.

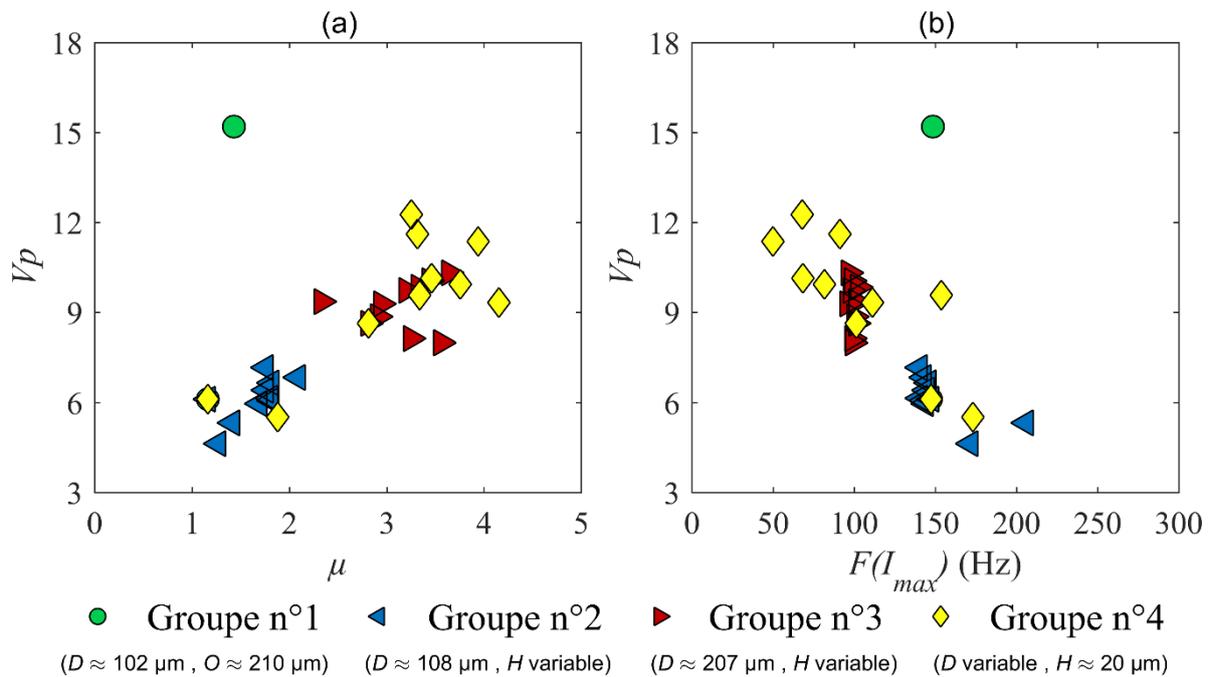


Figure 4.10 : Évolution de l'intensité des vibrations moyennes  $V_p$  perçue par un panel de volontaires pour les surfaces micro-texturées appartenant à la dimension « vibrant/calme » en fonction des signaux issus du frottement du doigt du volontaire n°2 contre ces surfaces : le coefficient de frottement  $\mu$  (a) ; la fréquence la plus excitée  $F(I_{max})$  (b).

### 4.3. Textures situées dans la dimension « rugueux/lisse »

Pour cette dimension psycho-perceptive, notre étude s'appuie à la fois sur les textures macro- et micro-texturées. Comme précédemment, l'influence de la topographie des échantillons sur l'intensité de la rugosité perçue par le panel d'individus sera discutée dans une première partie. Dans un second temps, ces intensités seront mises en relation avec les signaux tribologiques et vibratoires issus des essais de frottement réalisés par le volontaire n°2 (cf § 4, chap. 3).

### 4.3.1. Influence de la topographie des textures sur l'intensité de la rugosité perçue par un panel d'individus

#### 4.3.1.1. Défaut des plots

Dans le chapitre 2, nous avons montré la présence d'un défaut non négligeable sur les plots des échantillons macro-texturés :  $H_{\text{défaut}}$  (cf § 1.3, chap. 2). La Figure 4.11 représente l'intensité de la rugosité perçue  $R_p$  en fonction de ce défaut. Aucune corrélation entre ces deux paramètres n'est visible, et on observe également que pour des valeurs de défaut identiques,  $R_p$  varie de manière importante. Ce défaut a donc une influence négligeable sur l'intensité de la rugosité perçue par le panel de volontaires.

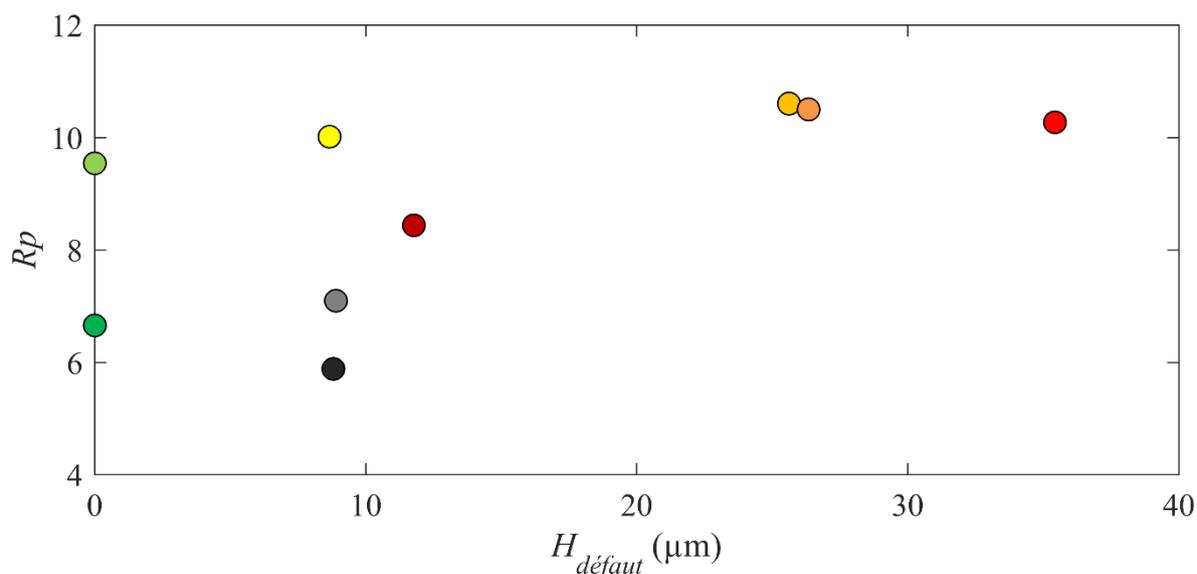


Figure 4.11 : Intensité de la rugosité moyenne  $R_p$  perçue par un panel de volontaires pour les surfaces micro-texturées appartenant à la dimension « rugueux/lisses » en fonction de la hauteur  $H_{\text{défaut}}$  de défaut présent sur les plots des macros textures.

#### 4.3.1.2. Rugosité des textures

Des corrélations positives importantes entre  $R_p$  et les paramètres de rugosité  $R_a$  et  $R_q$  ont déjà été observées dans la littérature<sup>104,223,353,362,368,369,223,319</sup>. Selon la conclusion apportée par ces articles, plus les paramètres de rugosité sont importants et plus les échantillons sont ressentis rugueux. Des études portant sur la sensation de relief ont apporté des conclusions similaires<sup>222,361</sup>. Pour vérifier si la rugosité des échantillons est bien le paramètre à l'origine de la perception de l'intensité de la rugosité, la Figure 4.12, représentant  $R_p$  en fonction de la hauteur quadratique moyenne des textures  $S_q$ , a été tracée pour les surfaces macro-texturées (a), et micro-texturées (b).

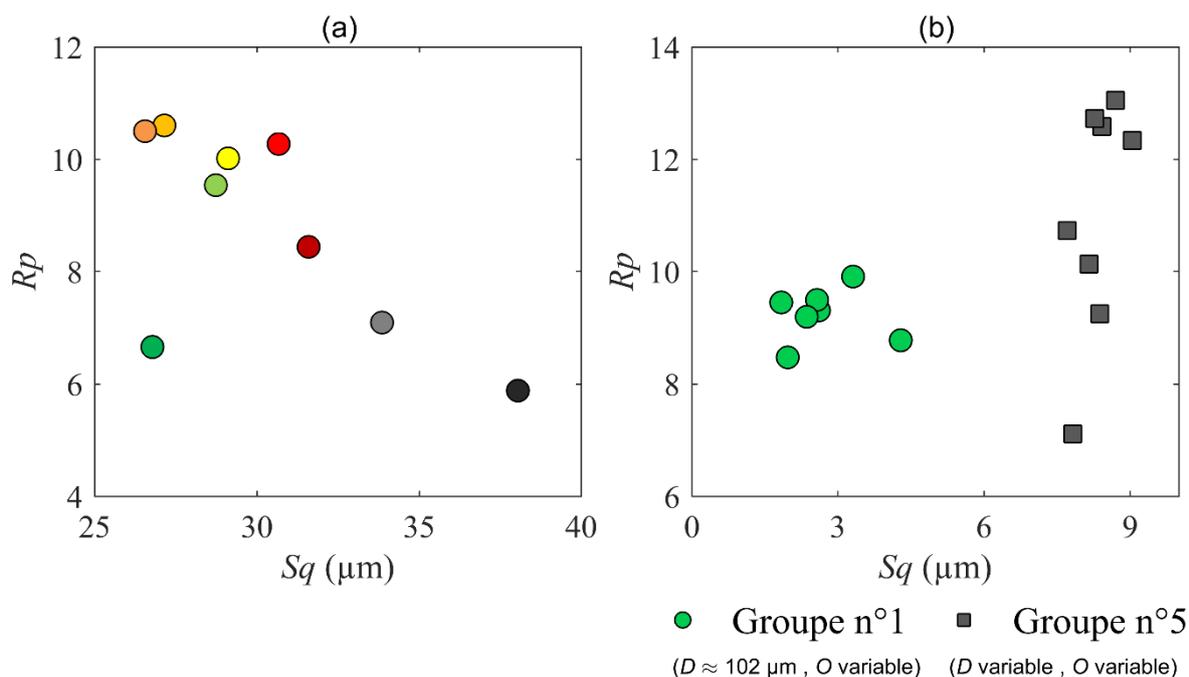


Figure 4.12 : Évolution de l'intensité de la rugosité moyenne  $Rp$  perçue par un panel de volontaires pour les surfaces appartenant à la dimension « rugueux/lisses » en fonction du paramètre de rugosité  $Sq$  : pour les surfaces macro-texturées (a) ; pour les surfaces micro-texturées (b).

Sur la Figure 4.12 (a), on observe qu'à l'exception de l'échantillon  $G1$ ,  $Rp$  diminue linéairement avec  $Sq$ . Ainsi, plus les échantillons sont rugueux, moins l'intensité de la rugosité perçue est importante. Ce résultat, en contradiction avec la littérature présentée précédemment, ainsi que l'absence de corrélation avec l'échantillon  $G1$ , montrent que les individus n'ont pas basé leur jugement de l'intensité de la rugosité perçue sur ce paramètre de rugosité pour les échantillons macro-texturés.

Sur la Figure 4.12 (b), on observe très peu de variation de  $Sq$  à l'intérieur des groupes de surfaces n°1 et n°5, mais une différence relativement importante entre ces deux groupes. Aucune corrélation entre  $Rp$  et  $Sq$  n'est visible pour ces échantillons. Comme pour les surfaces macro-texturées, ce paramètre de rugosité ne permet pas d'expliquer les variations de  $Rp$  observées ici.

Bien qu'en contradiction avec la littérature présentée précédemment, nous ne sommes pas les seuls à conclure que les paramètres de rugosité ne dirigent pas l'intensité de la rugosité perçue <sup>370,371</sup>.

#### 4.3.1.3. Géométrie des plots des surfaces micro-texturées

Comme le paramètre  $Sq$  ne permet pas d'expliquer les variations de l'intensité de la rugosité perçue, nous allons maintenant discuter de l'influence des paramètres géométriques des textures sur  $Rp$ .

La Figure 4.13 représente l'intensité de la rugosité perçue  $Rp$  engendrée par l'exploration des surfaces micro-texturées en fonction de l'espacement entre les centres des plots  $SP$ . Les échantillons ayant engendré la sensation de rugosité parmi les surfaces micro-texturées appartiennent aux groupes de surfaces n°1 ( $D$  et  $H$  constant,  $O$  variable) et n°5 (homothétiques,  $H$  constant).

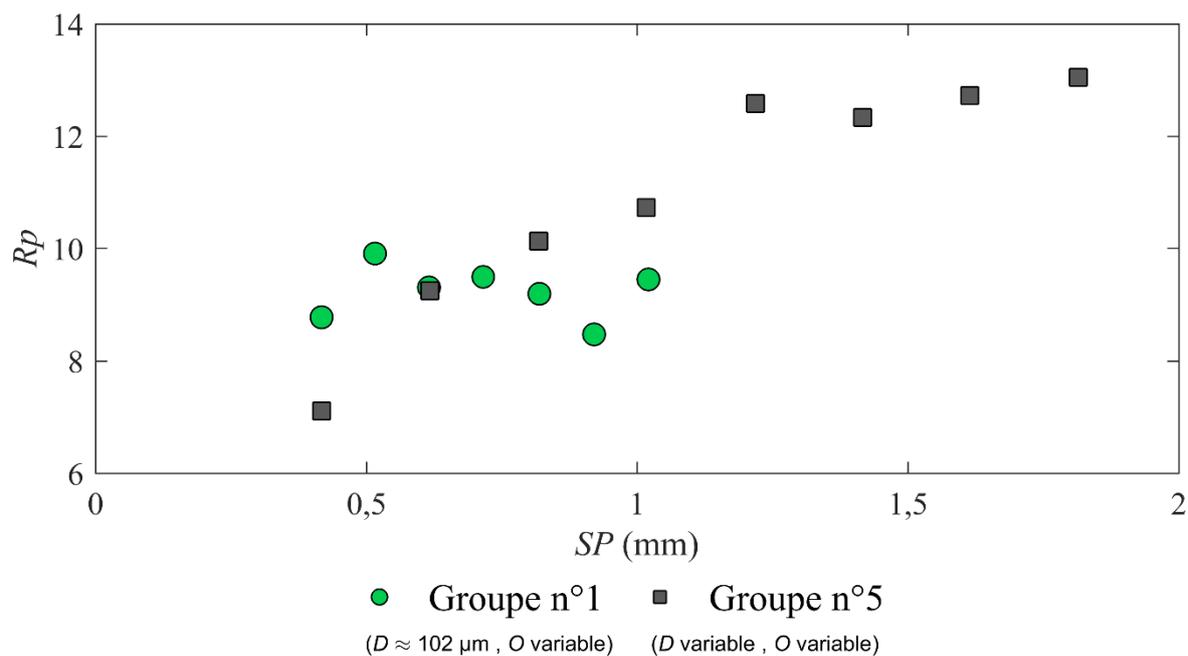


Figure 4.13 : Intensité de la rugosité moyenne  $R_p$  perçue par un panel de volontaires pour les surfaces micro-texturées appartenant à la dimension « rugueux/lisses » en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$ .

On observe que l'évolution de  $R_p$  lorsque  $SP$  augmente est différente pour les deux groupes de surfaces (n°1 et n°5). Alors que l'intensité de la rugosité perçue augmente de manière importante pour le groupe n°5, elle reste constante pour le groupe n°1. De nombreuses études ont observé qu'une augmentation de l'espacement entre les éléments engendre une intensité de rugosité plus importante<sup>22,24,355,356,364,366,367,369,372-375,233,376-379,234,267,275,325,339,349,354</sup>, et ce même si la dimension des éléments (diamètre / largeur) reste constante. De plus, il a été montré qu'une augmentation du diamètre engendre une faible diminution de l'intensité de la rugosité perçue<sup>22,233,365,366</sup>. D'après ces articles, l'augmentation de  $R_p$  lorsque  $Sp$  augmente devrait être plus importante pour le groupe n°1 que pour le groupe n°5. Nous posons l'hypothèse que cette apparente contradiction entre nos résultats et la littérature est due au diamètre trop faible des plots composant les textures du groupe n°1 ( $D \approx 110 \mu\text{m}$ ) en nous appuyant sur deux arguments :

- D'après la théorie duplex de la perception de la rugosité (cf § 1, chap. 4) la géométrie des éléments composant les textures n'est pas à l'origine de la perception de l'intensité de la rugosité lorsque ceux-ci sont trop fins.
- D'après Eck *et al.*<sup>355</sup> il ne serait pas possible de ressentir les plots individuellement lorsque les textures sont trop fines.

Afin de vérifier ce résultat, il serait intéressant de réaliser la caractérisation de l'intensité de la rugosité perçue sur un set de surfaces semblable au groupe de surfaces n°1, avec un diamètre de plot plus important. Bien que cette hypothèse puisse expliquer une moindre influence de  $O$  sur  $R_p$  dans cette étude, elle ne peut justifier l'absence totale d'augmentation de  $R_p$ . Celle-ci est due au protocole de la caractérisation de  $R_p$  qui est différent. En effet, nous avons réalisé la caractérisation de  $R_p$  sur les groupes de surfaces n°1 et n°5 en parallèle, alors que les articles de la littérature étudient l'influence de chaque paramètre géométrique de manière indépendante. En effet, en

l'absence des stimuli plus importants engendrés par le groupe de surfaces n°5, il est probable que les individus caractérisent plus finement l'intensité  $R_p$  engendrée par le contact du doigt sur les échantillons du groupe n°1, ce qui permettrait de retrouver l'augmentation de  $R_p$  avec  $O$  observée si souvent.

#### 4.3.1.4. Géométrie des plots des surfaces macro-texturées

Le set contenant les échantillons macro-texturés est composé de surfaces homothétiques dans lesquelles tous les plots sont à une hauteur identique. La Figure 4.14 représente ainsi  $R_p$  en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$ , et une évolution semblable de la rugosité perçue en fonction des diamètres  $D_b$  ou  $D_h$  pourrait être observée.

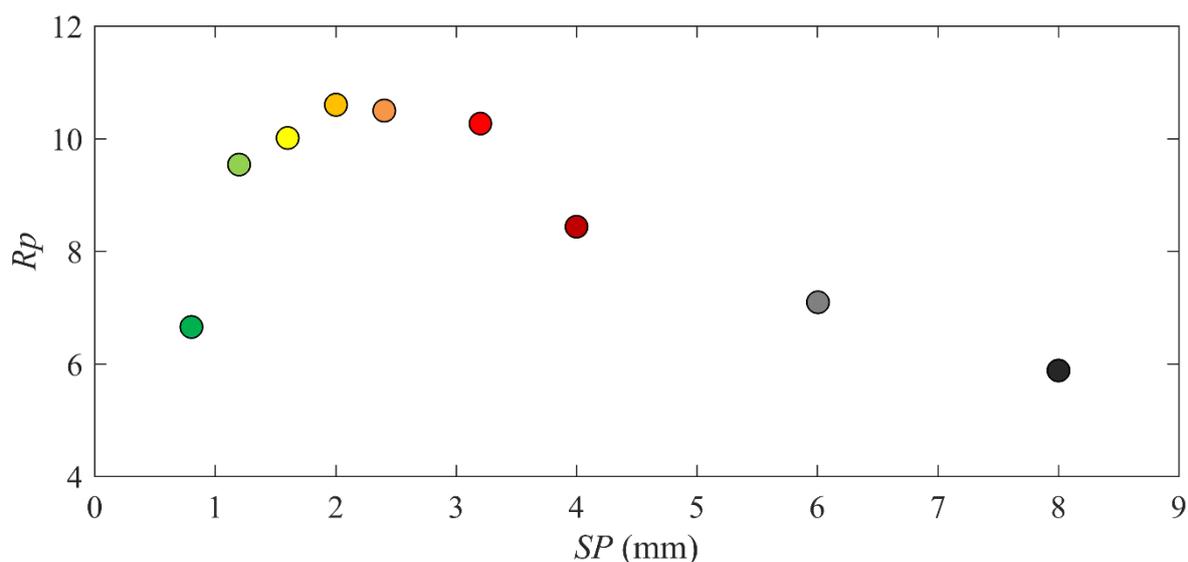


Figure 4.14 : Intensité de la rugosité moyenne  $R_p$  perçue par un panel de volontaires pour les surfaces macro-texturées appartenant à la dimension « rugueux/lisses » en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$ .

On observe ainsi une courbe en U inversé, avec une augmentation forte de  $R_p$  (*phase 1*), suivie d'une diminution plus douce (*phase 2*). Bien que peu intuitive, cette courbe en U inversé a déjà été observée dans la littérature sur des surfaces composées de plots ou de cônes tronqués dont le diamètre est du même ordre de grandeur que la surface G3 ( $D \approx 0,8$  mm) <sup>22,354-356</sup>.

On observe que la diminution de l'intensité de la rugosité perçue, lorsque l'espacement entre le centre des plots augmente, a lieu pour un espacement limite  $SP_{lim}$  compris entre 2,5 et 4 mm dans la littérature <sup>22,354-356</sup>, contre  $SP_{lim} \approx 2$  mm en explorant les surfaces macro-texturées. En utilisant les données provenant de ces articles, l'article de Dépeault *et al.* <sup>349</sup> dans lequel on devine que l'inversion a lieu pour un  $SP_{lim} \approx 7,5 - 8,5$  mm (Figure 4.15), et les surfaces macro-texturées de cette étude, on peut tracer  $SP_{lim}$  en fonction de la hauteur des éléments (Figure 4.16). On observe une forte corrélation positive entre ces deux paramètres, indiquant une forte influence de la hauteur des éléments sur  $SP_{lim}$ . Les résultats obtenus par Smith *et al.* <sup>267</sup> corroborent cette analyse, puisque ces auteurs n'observent aucune inversion de l'intensité de la rugosité perçue jusqu'à un  $SP = 9$  mm avec des plots de 1,8 mm de hauteur.

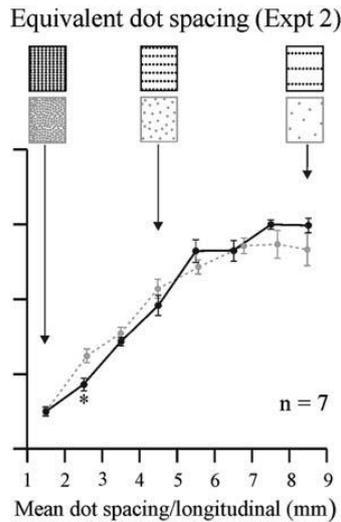


Figure 4.15 : D'après Dépeault et al.<sup>349</sup>. Rugosité perçue en fonction de l'espacement moyen entre les plots pour des surfaces déterministes (noir) ou non déterministes (gris).

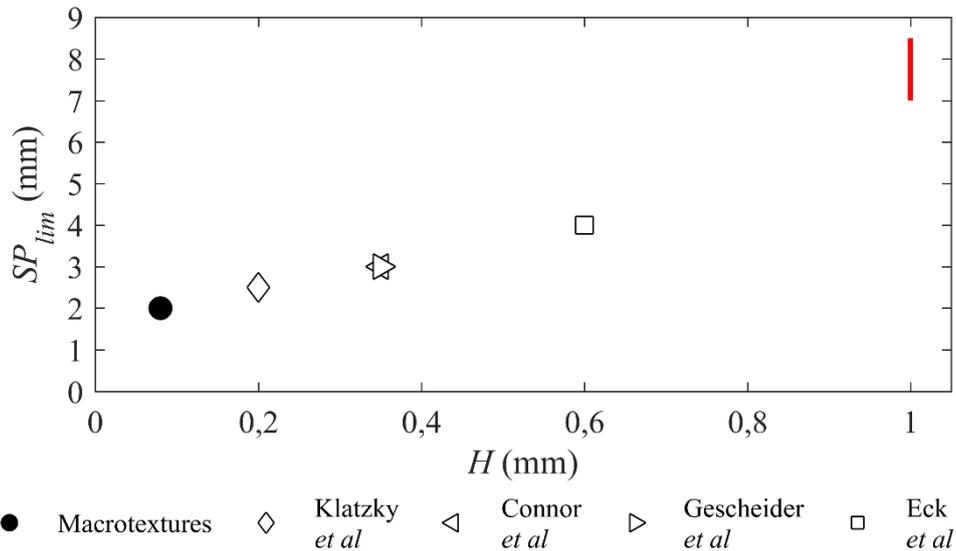


Figure 4.16 : Évolution de l'espacement entre le centre des plots pour lequel il y a la transition de la première phase à la seconde  $SP_{lim}$  en fonction de la hauteur des éléments  $H$  pour les surfaces macro-texturées (cercle noir), et pour différents articles : Klatzky et al.<sup>356</sup>, Connor et al.<sup>22</sup>, Gescheider et al.<sup>354</sup> et Eck et al.<sup>355</sup>. La barre rouge représente l'estimation de  $SP_{lim}$  dans l'article de Dépeault et al.<sup>349</sup>.

Les surfaces macro-texturées ainsi que les surfaces micro-texturées du groupe n°5 étant homothétiques, l'évolution de la rugosité perçue, normalisée par la valeur maximale de  $R_p$ , en fonction de l'espacement entre les plots de ces deux sets a été tracée sur la Figure 4.17. Ce graphique montre que l'évolution de la rugosité perçue des deux sets de surfaces est similaire. De manière intéressante, la perception de l'intensité de la rugosité est indépendante de la forme des plots (cônes tronqués ou plots cylindriques), du réseau (carré ou hexagonal), du matériau des échantillons (résine acrylique et résine polyuréthane) et enfin de la hauteur des plots (82  $\mu\text{m}$  et 20  $\mu\text{m}$ ) lorsque  $SP$  est inférieur à 2 mm. Le manque d'inversion de la courbe des surfaces micro-

texturées jusqu'à  $SP = 2$  mm peut être expliqué si en dessous d'une certaine hauteur  $SP_{lim}$  devient constant. La création de plusieurs sets de surfaces homothétiques, avec  $SP \in [0,5 ; 6]$  mm, dont on ferait varier la hauteur des plots entre 15 et 100  $\mu\text{m}$  permettrait de valider cette hypothèse.

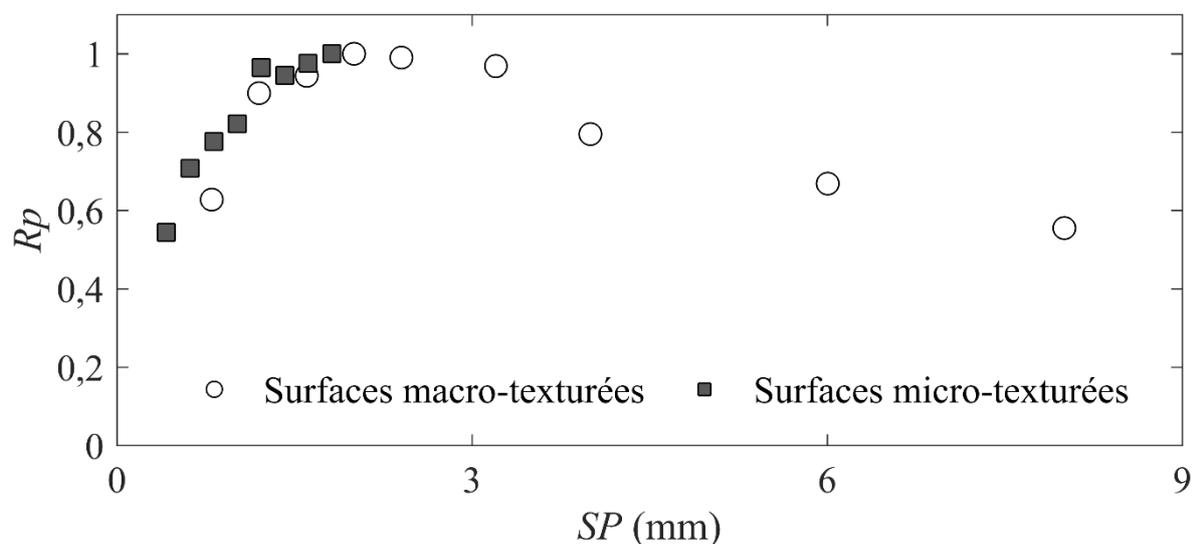


Figure 4.17 : Comparaison de la rugosité perçue, normalisée par le maximum de la rugosité perçue, entre les échantillons macro-texturés et ceux micro-texturés du groupe n°5 procurant une sensation de rugosité en fonction de l'espacement entre les plots.

Selon Lederman *et al.*<sup>357</sup>, la transition de la *phase 1* à la *phase 2* lorsque  $SP > SP_{lim}$  s'explique par un changement de la dimension psycho-perceptive sur laquelle les individus appuient leur jugement. Ainsi, la *phase 1* est dirigée par la sensation de rugosité alors que la *phase 2* l'est par la perception de relief des plots. Ce résultat est cohérent avec le fait de ne pas ressentir des plots individuels lorsque  $SP$  est inférieure à  $SP_{lim}$ <sup>355</sup>. Eck *et al.*<sup>355</sup> suggèrent également qu'au-delà de  $SP_{lim}$  l'intensité de la perception de la rugosité dépend du nombre d'indentation dans la peau. On remarque également que  $SP_{lim}$  dans notre étude est égale à l'espacement pour lequel on observe la transition entre des fréquences excitées par le frottement du doigt sur les surfaces texturées uniquement dues aux textures, ou bien due aux dermatoglyphes (cf § 4.4.2, chap. 3). Ce résultat est ainsi cohérent avec un changement de dimension psycho-physique. Des études<sup>380-382</sup> ayant montré la présence de régions excitatrices et inhibitrices dans les champs récepteurs de certains neurones impliqués dans la perception des textures permettent de confirmer cette hypothèse. Sur la Figure 4.18, tirée de Hollins *et al.*<sup>383</sup>, ces régions ont été représentées sur trois surfaces texturées avec des plots cylindriques dont les  $SP$  sont respectivement de 1,5 mm, 3 mm et 4,5 mm. Les zones illuminées correspondent aux régions excitatrices, et les zones sombres aux régions inhibitrices. Sur la première texture, on constate que les plots vont stimuler les deux types de régions en parallèle, ce qui va entraîner une faible réponse des neurones. Au contraire, sur la seconde, les plots vont stimuler uniquement les régions excitatrices, entraînant une forte réponse des neurones. Finalement, sur la troisième texture, seules les régions excitatrices seront stimulées, mais l'espacement important entre les plots réduit le nombre de régions excitées en parallèle. La réponse des neurones sera donc plus faible.

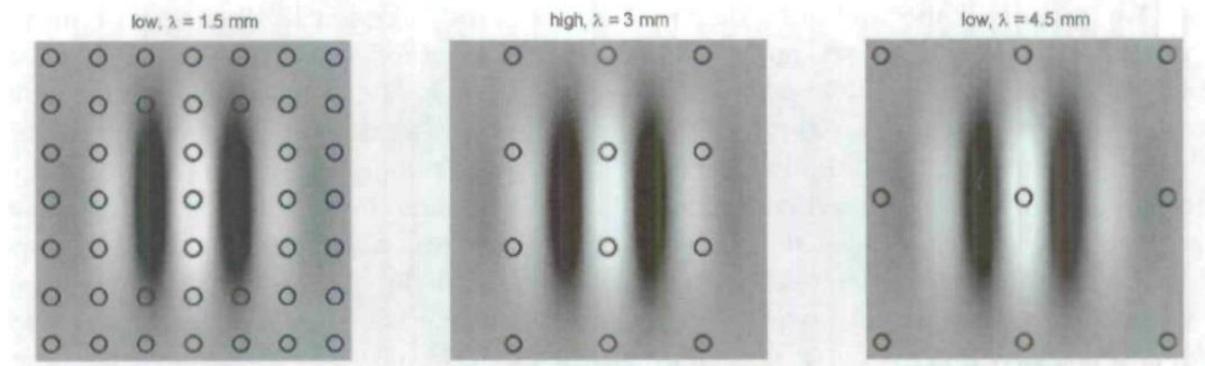


Figure 4.18 : Tirée de <sup>383</sup>. Trois textures parsemées de plots dont les périodes spatiales sont de 1,5 mm, 3 mm et 4,5 mm. Les régions excitatrices et inhibitrices des champs récepteurs de neurones impliqués dans la perception des textures sont superposées sur les surfaces. Les zones illuminées correspondent aux régions excitatrices, et les zones sombres aux régions inhibitrices.

#### 4.3.1.5. Conclusion

Dans ce paragraphe, nous avons montré que la perception de l'intensité de la rugosité obtenue par un panel d'échantillons sur nos surfaces macro- et micro-texturées ne dépend pas des paramètres de rugosité des échantillons, mais de l'espacement entre le centre des plots. Nous avons également constaté que dans le cas où le diamètre des plots est faible, les variations de la rugosité perçue étaient très faibles. À partir de nos données, et des données obtenues dans des articles ayant observé la courbe en U inversé entre  $R_p$  et  $SP$ , nous avons pu montrer que l'espacement limite  $SP_{lim}$  de transition de la *phase 1* à la *phase 2* dépend de la hauteur des plots. Finalement nous avons pu expliquer grâce à la littérature la raison pour laquelle cette transition existe. Nous allons maintenant tenter d'expliquer les variations de l'intensité de la rugosité perçue à l'aide des signaux tribologiques et vibratoires obtenus par des essais avec le volontaire n°2 (cf § 4, chap. 3).

### 4.3.2. Analyse de l'intensité de la rugosité perçue avec le comportement tribologique et vibratoire du contact doigt/texture

#### 4.3.2.1. Coefficient de frottement résultant du contact doigt/surfaces texturées

La Figure 4.19 représente l'intensité de la rugosité perçue  $R_p$  en fonction du coefficient de frottement  $\mu$  pour les surfaces macro-texturées (a) et micro-texturées (b).

Sur la Figure 4.19 (a) trois phénomènes ressortent :

- Il existe une grande variation de  $R_p$  entre les échantillons  $G1$  et  $G2$  avec un coefficient de frottement identique ( $\mu = 1$ ).
- Il n'existe presque aucune variation de  $R_p$  pour des variations importantes de  $\mu$  ( $\mu \in [1 - 1,6]$ ).
- Il y a une diminution de  $R_p$  lorsque  $\mu > 1,6$ .

Sur la Figure 4.19 (b), on constate que pour des variations semblables de  $\mu$  ( $\mu \in [1,5 - 3]$ ), il n'y a pas de variation de  $R_p$  pour le groupe n°1, et de grandes variations pour le groupe n°5 sans corrélation.

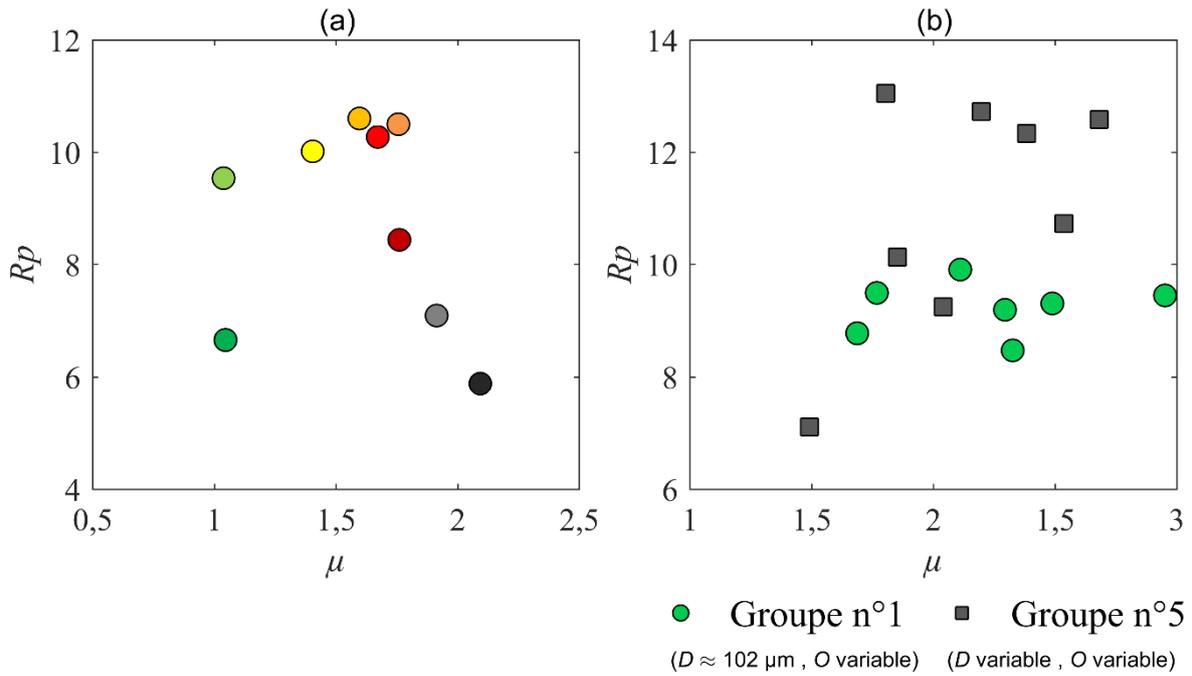


Figure 4.19 : Évolution de l'intensité de la rugosité moyenne  $R_p$  perçue par un panel de volontaires appartenant à la dimension « rugueux/lisses » en fonction des coefficients de frottement issus du frottement du doigt du volontaire n°1 pour les surfaces macro-texturées (a) ; et du volontaire n°2 contre les surfaces micro-texturées (b).

Dans la littérature, l'influence du coefficient de frottement ne fait pas consensus. Certains auteurs ne constatent aucune corrélation entre  $R_p$  et  $\mu$ <sup>384,385</sup>, tandis que d'autres observent une influence faible qui est positive<sup>228,267,386</sup> ou négative<sup>104</sup> en fonction des études, ce qui est cohérent avec nos résultats. Cependant, la majorité des études observent au contraire que celui-ci a une influence. Dans cette étude nous concluons donc que le coefficient de frottement a une influence négligeable sur l'intensité de la rugosité perçue.

#### 4.3.2.2. Intensité des vibrations induites par frottement

La Figure 4.20 représente l'intensité de la rugosité perçue  $R_p$  en fonction de la valeur RMS du signal accélération induit par le frottement du doigt sur les surfaces texturées pour les surfaces macro-texturées (a) et micro-texturées (b).

Comme pour le coefficient de frottement, on ne constate aucune corrélation entre  $R_p$  et l'intensité des vibrations. Ce résultat est en accord avec la théorie duplex de la perception de la rugosité (cf § 1, chap. 4). En effet, de nombreux auteurs ont montré que l'intensité des vibrations n'influe l'intensité de la perception de la rugosité que dans le cas où les textures sont fines<sup>232,233,333-336,345,383,387,276,297,324,325,329-332</sup>.

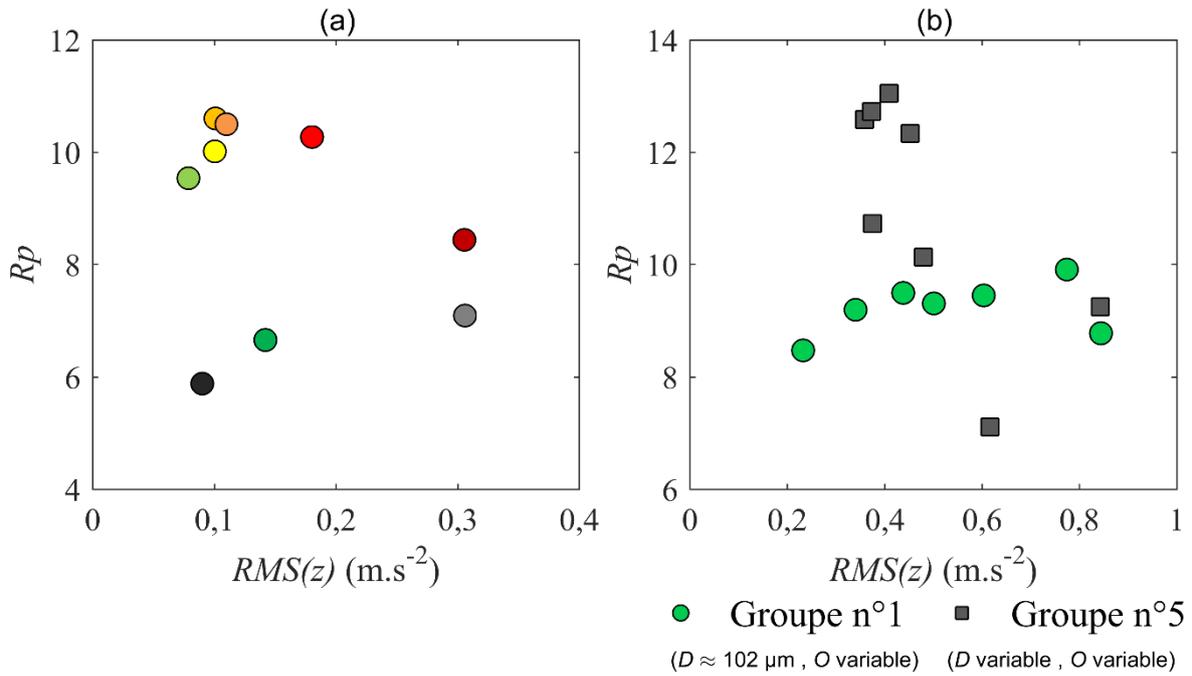


Figure 4.20 : Évolution de l'intensité de la rugosité moyenne  $R_p$  perçue par un panel de volontaires appartenant à la dimension « rugueux/lisses » en fonction des valeurs RMS du signal accélération issues du frottement du doigt du volontaire n°1 pour les surfaces macro-texturées (a) ; et du volontaire n°2 contre les surfaces micro-texturées (b).

#### 4.3.2.3. Fréquences résultant du contact doigt/surfaces texturées

Finalement, la Figure 4.21 représente l'intensité de la rugosité perçue  $R_p$  en fonction de la fréquence la plus excitée par le frottement  $F(I_{max})$  pour les échantillons macro-texturés (a) et micro-texturés (b).

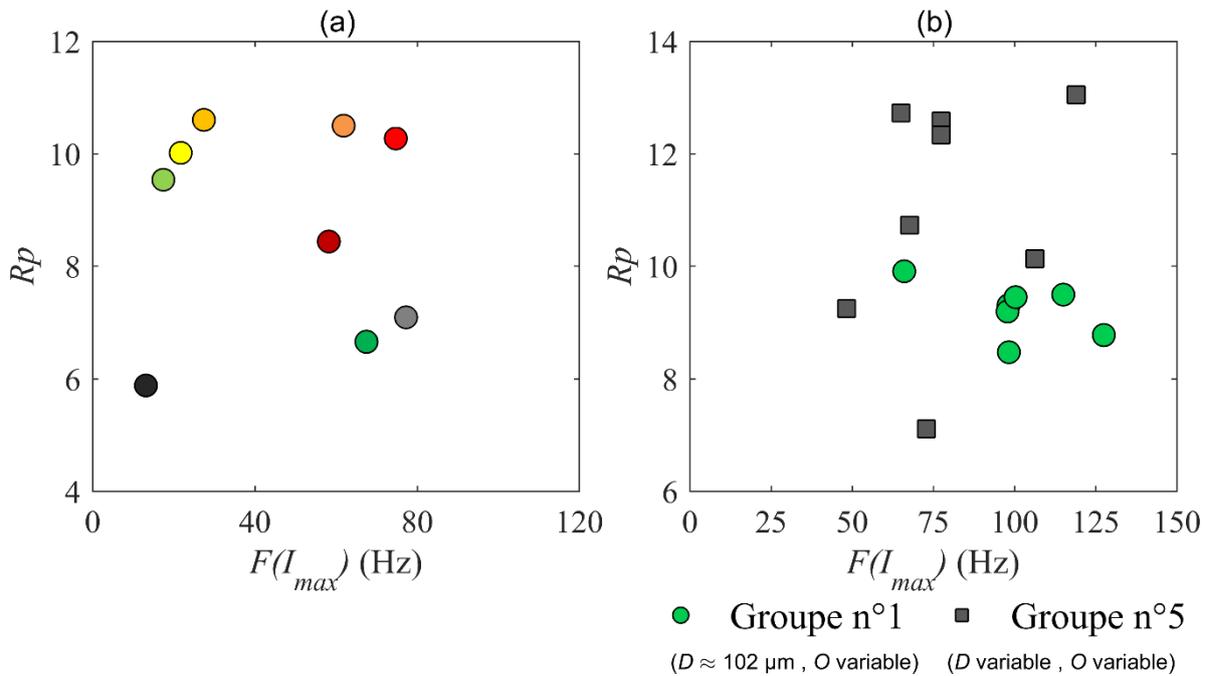


Figure 4.21 : Évolution de l'intensité de la rugosité moyenne  $R_p$  perçue par un panel de volontaire appartenant à la dimension « rugueux/lisses » en fonction des fréquences les plus excitées  $F(I_{max})$

*issus du frottement du doigt du volontaire n°1 pour les surfaces macro-texturées (a) ; et du volontaire n°2 contre les surfaces micro-texturées (b).*

De nouveau, aucune corrélation n'est visible, que cela soit sur les surfaces macro- et micro-texturées. La présence de nombreuses fréquences excitées par le frottement du doigt sur ces surfaces (Figure 4.3 (c)) appuie l'hypothèse que la fréquence la plus excitée n'est pas à l'origine des variations de  $R_p$ .

#### 4.3.2.4. Conclusion

Ni les signaux tribologiques, ni les signaux vibratoires ne sont à l'origine des variations de l'intensité de la rugosité perçue.

#### 4.3.4. Conclusion

Dans le cadre de notre étude, nous concluons que les volontaires n'ont basé leur jugement de l'intensité perçue de la rugosité ni sur les fréquences excitées par le contact, ni sur l'intensité des vibrations, ni sur le coefficient de frottement, mais uniquement sur la géométrie des plots, et donc sur la déformation élastique engendré par le contact avec les plots. Ce résultat est ainsi cohérent avec la théorie duplex de la perception de la rugosité présentée dans le § 1 de ce chapitre pour lequel la macro-rugosité ne dépend pas des vibrations mais plutôt de la géométrie des surfaces.

## **5. Conclusion**

Dans ce chapitre, des méthodes issues de la psychophysique ont été appliquées à un panel d'individus afin d'étudier l'influence des propriétés géométriques des textures, ainsi que du comportement tribologique du contact entre le doigt et les surfaces, sur la perception de ces échantillons. La Figure 4.22 résume les résultats obtenus dans ce chapitre.

### **Dimension psycho-physiques**

Dans un premier temps, une caractérisation des dimensions psycho-physiques nous a permis de montrer la présence de trois dimensions principales :

- La dimension « glissant/bloquant » pour les textures les plus fines ( $O < 110 \mu\text{m}$ ,  $D < 110 \mu\text{m}$ ),
- La dimension « vibrant/calme » pour les textures intermédiaires ( $110 < O < 210 \mu\text{m}$ ),
- La dimension « rugueux/lisse » pour les textures les plus grossières ( $O > 210 \mu\text{m}$ ).

Nous avons montré que la transition d'une dimension à une autre est essentiellement dépendante de l'ouverture  $O$ . Le diamètre semble avoir une influence mineure et la hauteur des plots négligeable pour les paramètres qui ont été testés dans cette étude.

### **Intensité des perceptions**

Nous avons ensuite réalisé une campagne de caractérisation de l'intensité des perceptions de manière indépendante pour chacune des dimensions, et pour les deux sets d'échantillons. Nous avons ainsi pu comprendre comment les individus perçoivent le contact entre leur doigt et ces textures. Nous avons ainsi prouvé une implication mixte entre le frottement et les vibrations induites par celui-ci est à considérer, et dépend fortement de la sensation qu'il est demandé au panel de juger.

- Dimension « glissant/bloquant » : l'intensité du glissement du doigt perçu par les volontaires est directement reliée au coefficient de frottement entre le doigt et les surfaces. Ainsi, de manière très intuitive, plus la force de frottement est importante, moins les échantillons ont été ressentis glissants. D'après la littérature, ce serait ainsi les afférences *SA II*, utilisées pour ressentir les déformations de la peau, qui permettent de ressentir le glissement des surfaces.

- Dimension « vibrant/calme » : l'intensité des vibrations perçues par les individus mesurée dans cette étude n'a pas donné de conclusion aussi directe que celle obtenue avec les surfaces glissantes. Il a ainsi été conclu qu'une variation de la hauteur des plots de 5 à 80  $\mu\text{m}$  n'a eu aucune influence sur la perception des vibrations, alors qu'en augmentant le diamètre, une courbe en U inversé a été observée. Enfin, des relations linéaires ont été observées à la fois avec le coefficient de frottement et avec la fréquence la plus excitée par le frottement. Les résultats obtenus dans cette catégorie sont cohérents avec ceux obtenus dans la littérature concernant la sensation de microrugosité de la théorie duplex de la sensation de rugosité. Les afférences *FA II* sont utilisées pour cette sensation car ce sont celles-ci qui d'après la littérature permettent de ressentir les vibrations, et qui sont activées par les fréquences observées sur ces surfaces.

- Dimension « rugueux/lisse » :
  - o Nous avons montré pour nos surfaces texturées que, contrairement à ce qu'indique la littérature, l'intensité de la perception n'est pas dépendante du paramètre  $S_q$ . Nous avons expliqué cela par le caractère indépendant de la hauteur, du diamètre et de la hauteur d'éléments déterministes contrairement à ce que nous avons constaté dans la littérature.

- Nous avons montré que la perception de la rugosité ne dépend pas, ou très peu, des signaux tribologiques et vibratoires tirés du frottement du doigt contre les surfaces. Ce résultat est cohérent avec la théorie duplex de la perception de la rugosité qui indique que pour des macro-textures, la perception de la rugosité peut être réalisée en statique.
- Ainsi, comme pour cette théorie, l'intensité de la perception de la rugosité dépend de la géométrie des textures.
  - Avec les surfaces micro-texturées, aucune influence de l'ouverture des plots n'a été observée, contrairement à ce qu'indique la littérature. L'hypothèse permettant d'expliquer ce problème est que le diamètre des plots du groupe n°1 est trop faible pour que les plots soient ressentis individuellement par les afférences SA II. Ainsi seules les vibrations auraient pu être utilisées par les volontaires pour juger ces échantillons, mais les variations de l'intensité des vibrations sont trop faibles par rapport à l'augmentation de la rugosité perçue due à la taille des plots (groupe n°5).
  - Avec les surfaces macro-texturées, une courbe en U-inversé a été observée avec l'espacement, avec une transition ayant lieu pour un  $SP_{lim} = 2$  mm. Dans la littérature<sup>380-382</sup>, il a été montré qu'il existe des régions excitatrices et inhibitrices dans les champs récepteurs de certains neurones impliquées dans la perception des textures. Ces régions permettent d'expliquer en partie l'inversion de la courbe, mais ne sont pas suffisantes. En effet, il a été observé des variations de  $SP_{lim}$  dans la littérature, dont nous avons montré qu'elles dépendent de la hauteur des éléments. Ces variations n'ont pas de raison d'exister si la perception de la rugosité ne dépend que des régions inhibitrices et excitatrices. Nous avons montré dans le chapitre 3 que l'espacement  $SP_{lim}$  correspond à l'espacement pour lequel il existe une transition entre des fréquences excitées par le passage du doigt sur les plots, et des fréquences excitées par le passage des dermatoglyphes sur un plot. Ce résultat permet d'appuyer l'idée avancée dans la littérature<sup>357</sup> d'un changement de dimension au sein de ces surfaces, de la dimension « rugueux/lisse » pour les plus fines, vers la dimension « relief » pour les plus grossières.
  - On notera que la méthode de production de nos échantillons a entraîné des défauts importants par rapport à la géométrie souhaitée avec un demi-angle au sommet de l'ordre de 73° et la présence d'un creux au centre des plots de certains échantillons pouvant atteindre une profondeur de 50 µm. Néanmoins, nos travaux tendent à montrer que l'influence de la profondeur du défaut sur la rugosité perçue est négligeable.
  - Enfin, la comparaison entre les échantillons macro-texturés et des échantillons micro-texturés semblables a permis d'observer une évolution similaire de  $Rp$  avec l'espacement entre le centre des plots. Ce résultat indique que la perception de la rugosité est indépendante du réseau des plots (carré et hexagonal), de la hauteur des plots (82 µm et 20 µm), de la forme des plots (cônes tronqués et plots cylindriques) et enfin du matériau polymérique (résine acrylique et résine polyuréthane). Pour les surfaces micro-texturées du groupe n°5 et celles macro-texturées, ce sont les afférences SA II qui permettent de ressentir les déformations engendrées par les plots.

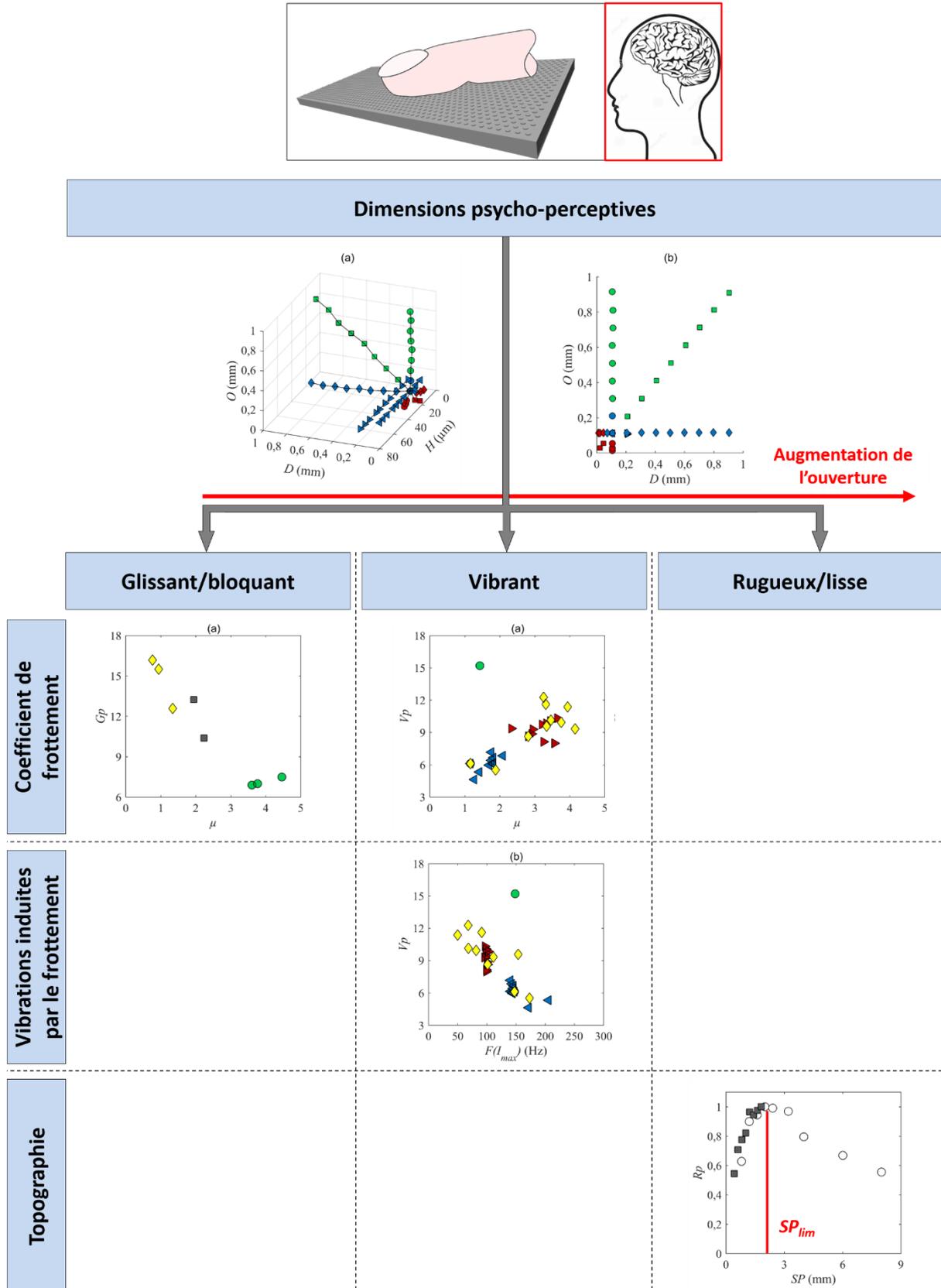


Figure 4.22 : Résumé des expériences du chapitre 4.

# Conclusion générale

## 1. Conclusion

Les objectifs de cette thèse sont, dans le cadre d'un contact glissant entre un doigt et une surface texturée, de comprendre les phénomènes à l'origine du comportement tribologique et de la perception tactile. Après avoir réalisé des surfaces texturées déterministes et caractérisé les propriétés mécaniques, morphologiques, topographiques et physico-chimiques du doigt, le contact doigt/surface a été étudié grâce à des essais tribologiques et par simulations numériques. La perception tactile engendrée par l'exploration de ces surfaces a ensuite été étudiée en appliquant des méthodes issues de la psycho-physiques sur un panel important d'individus. Les influences de la topographie des textures et des caractéristiques du doigt sur les mesures de coefficient de frottement montrent que :

- Le coefficient de frottement dépend uniquement de l'aire de contact réelle, et donc de la composante adhésive du contact. Ces conclusions sont cohérentes avec la littérature dans laquelle il est également observé que la composante adhésive du contact est majoritaire dans le cas où la hauteur des plots est faible. Trois situations ont été observées :

- Pour la majorité des textures submillimétriques, le coefficient de frottement est directement relié à l'aire de contact entre les dermatoglyphes et la surface supérieure des plots. L'augmentation de l'aire de contact est engendrée par l'augmentation du diamètre des plots, ainsi que par la diminution de l'ouverture entre les plots. La hauteur des plots a peu d'influence sur l'aire de contact.

- Il y a une augmentation du coefficient de frottement quand la période spatiale est grande malgré une aire de contact constante. Ceci est sans doute dû à une augmentation de la composante de déformation du doigt.

- Pour des textures de dimensions millimétriques, le coefficient de frottement est directement relié à l'aire de contact totale entre les dermatoglyphes et les textures.

- Le coefficient de frottement augmente avec l'aire de contact entre le doigt et les surfaces. Ce résultat est cohérent avec la littérature. On observe que les caractéristiques principales influençant l'aire de contact sont le module d'élasticité, et dans une moindre mesure la hauteur des dermatoglyphes et les rayons de courbure du doigt.

- Une hydratation élevée du doigt entraîne également une augmentation du coefficient de frottement. Ce phénomène, largement observé sur des surfaces lisses, a également été mis en évidence dans cette thèse portant sur des surfaces texturées. Ce résultat tend donc à étendre considérablement l'implication de la physicochimie de surface du doigt sur le comportement tribologique du contact digital.

- Nous avons aussi observé que le coefficient de frottement augmente de façon importante avec le nombre de dermatoglyphes dans le contact, compensant même les effets de sous hydratation. Ce phénomène, non discuté dans la littérature, suggère que la composante de déformation du doigt joue un rôle important sur le coefficient de frottement, même dans le cas d'aspérités de faible hauteur.

L'étude menée sur le comportement vibratoire du doigt a confirmé que dans le cas de textures déterministes, la fréquence la plus excitée par le frottement est fonction des textures dans le cas de

textures fines, et des dermatoglyphes dans le cas de textures plus grossières. Nous avons proposé une méthode innovante pour analyser les fréquences excitées dans les vibrations induites par frottement d'un doigt sur des surfaces déterministes. Cette méthode consiste à analyser une cascade de *DSP* du signal accélération classées en fonction de la fréquence fondamentale liée au passage du doigt sur les plots. Nous avons montré que :

- Dans le cas des surfaces micro-texturées, les fréquences excitées sont majoritairement attribuées aux harmoniques liés aux textures. L'existence d'une transition entre les surfaces dont la période spatiale est faible et celles où elle est importante a été démontrée. Dans le premier cas, seule la fréquence fondamentale liée aux textures est excitée, et dans le second de nombreuses fréquences sont excitées, et correspondent aux harmoniques liés aux textures. Plus la période spatiale des textures est importante, plus les harmoniques excités sont élevés, au détriment des premières harmoniques. Cette transition a lieu pour une fréquence similaire à celle correspondant à la période spatiale des dermatoglyphes, ce qui est cohérent avec ce qui a été observé dans la littérature.

- Dans le cas des surfaces macro-texturées, nous avons montré la présence d'une transition entre les surfaces fines, où seuls les harmoniques liés aux textures sont excités, et les surfaces grossières, où les fréquences liées aux dermatoglyphes sont excitées.

Concernant la perception tactile des surfaces micro-texturées, nous avons identifié trois dimensions psycho-physiques principales : « glissant/bloquant », « vibrant/calme » et « rugueux/lisse ». Ces dimensions dépendent essentiellement des périodes spatiales des textures. En travaillant sur ces trois dimensions, nous avons cherché à identifier les phénomènes physiques à l'origine de l'intensité de la perception tactile :

- Pour la dimension « glissant/bloquant », l'intensité du glissement perçu est directement reliée au coefficient de frottement pour des périodes spatiales entre les plots comprises entre 50 et 200  $\mu\text{m}$ . Une sensation plus « glissante » correspond ainsi à un coefficient de frottement et à une surface de contact avec la face supérieure des plots amoindris.

- Pour la dimension « vibrant/calme », les variations de l'intensité de perception dépendent à la fois des fréquences les plus excitées dans le contact et du coefficient de frottement. Pour augmenter l'intensité des vibrations, il est nécessaire d'augmenter le diamètre des plots, ce qui entraîne à la fois des coefficients de frottement plus élevés, ainsi que des fréquences excitées plus faibles. Nous avons montré l'importance capitale de l'ouverture entre les plots sur l'intensité de la perception dans cette dimension.

- Pour la dimension « rugueux/lisse », l'intensité de la rugosité perçue ne dépend que de la géométrie des plots. Des textures présentant des plots de diamètre et de période spatiale plus importants engendrent une sensation de rugosité plus soutenue jusqu'à un espacement limite au-delà duquel l'intensité de la rugosité perçue diminue. En comparant avec la littérature, nous avons montré que cet espacement limite augmente avec la hauteur des plots. Enfin, nous avons montré que les variations de l'intensité de rugosité perçue sont indépendantes du réseau (carré ou hexagonal), de la hauteur des plots (82  $\mu\text{m}$  ou 20  $\mu\text{m}$ ), de la forme des plots (cônes tronqués ou plots cylindriques) et du matériau polymérique (résine acrylique ou résine polyuréthane) considérés.

La Figure 5.1 ci-dessous résume les étapes et conclusions principales issues de cette thèse de doctorat.

## Conclusion générale

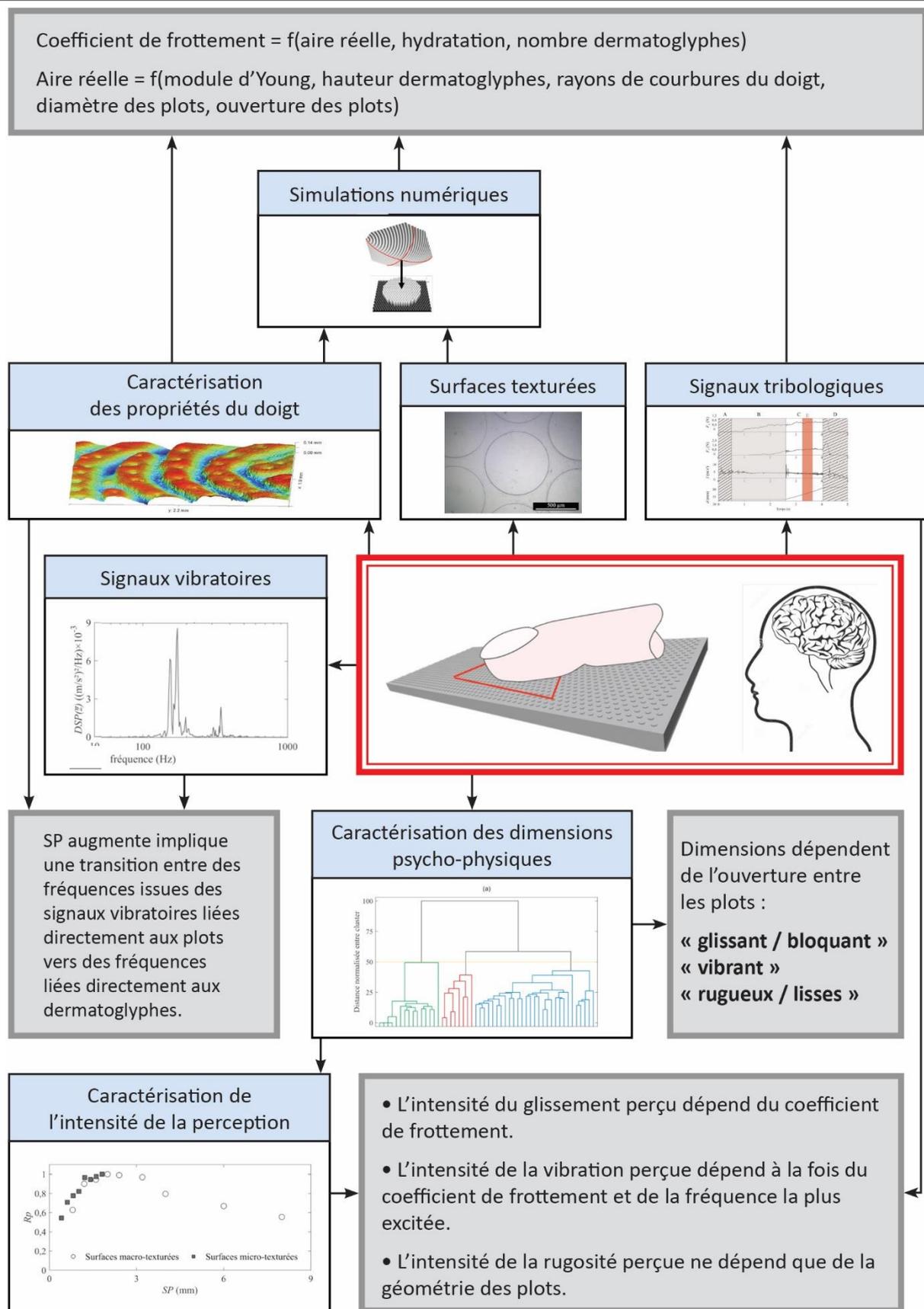


Figure 5.1 : Étapes et conclusions principales issues des études menées durant ce doctorat.

## **2. Perspectives**

Dans la continuité de ces travaux de doctorat, plusieurs campagnes de mesures sont envisagées. Dans le but de renforcer la confiance en nos résultats tribologiques et vibratoires obtenus sur toutes les surfaces micro-texturées, il serait notamment intéressant de répliquer ces mesures auprès de différents individus. Également, l'exploitation de surfaces micro-texturées présentant d'autres caractéristiques géométriques serait intéressante. Il pourrait s'agir, par exemple, d'élargir les conclusions apportées sur des surfaces homothétiques par les études tribologiques et psychophysiques, à une plage de périodes spatiales plus étendue. Sur le plan de la caractérisation *in vivo* de la physicochimie du doigt, nous avons mis en évidence le potentiel de la technique de la microbalance à quartz, jusqu'alors inutilisée dans le cadre de la tribologie tactile. Le développement de méthodes de mesure exploitant cette technique permettrait potentiellement une mesure très fine de la quantité des lipides déposés par le doigt sur une surface. Néanmoins, nous avons vu au cours de ces travaux que l'analyse de l'influence des propriétés du doigt sur le coefficient de frottement reste complexe en raison de l'impossibilité de les contrôler. Pour y pallier, des doigts artificiels sont en cours de développement au sein de notre équipe, dans le but d'analyser finement l'influence de chacune des propriétés du doigt en les contrôlant indépendamment les unes des autres.

Au-delà des études directement reliées à ce doctorat, mes travaux ont été également exploités par le GDR CNRS 2033 « TACT » (Le Toucher : Analyse, Connaissance et simulaTion), notamment via l'utilisation des surfaces micro-texturées développées durant cette thèse. Ces projets ont menées actuellement à la publication de deux articles portant respectivement sur l'agréabilité issue de l'exploration tactile de ces surfaces, et sur les liens existant entre la perception des surfaces et les signaux vibratoires issus de l'interaction doigt/texture. À plus long terme, l'un des objectifs des études menées par le GDR TACT est d'aboutir à une meilleure compréhension du sens du toucher. La démarche proposée consiste à couvrir l'intégralité de la chaîne d'information tactile.

Dans ce but, une campagne de mesures, sans précédent à l'échelle internationale à notre connaissance, a été réalisée en janvier 2020. Cette campagne, à laquelle j'ai participé, a impliquée 6 laboratoires (Femto-ST, LNC, DIMA, LEAD, LamCoS, LGF) de disciplines très variées. Dans ce cadre, une caractérisation du contact doigt/surfaces texturées a été réalisée sur 14 individus en toucher actif sur le tribomètre ActivTact, et en toucher passif sur le dispositif TribolTouch développé au LaMCoS. Simultanément aux essais tribologiques, l'activité cérébrale des individus a été mesurée par électroencéphalographie. En parallèle, des mesures psycho-physiques ont été réalisées par ces mêmes individus. On notera que ces travaux constituent les prémices d'une étude d'une plus grande envergure, qui est actuellement proposée dans le cadre d'un projet ANR actuellement expertisé.

Enfin, et toujours dans le but de confronter les signaux tribologiques et biophysiques, une collaboration avec Jean-Marc Aimonetti (LNSC) a été récemment enclenchée. Cette collaboration a pour objectif d'associer à nos signaux mécaniques des mesures microneurographiques, lors de l'exploration tactile de surfaces striées à l'échelle submicrométrique, fabriquées selon un protocole similaire à celui présenté dans cette thèse.

# Annexes

## Annexe 1 : Influence de la force de contact sur l'indice d'hydratation (Cornéomètre)

L'indice d'hydratation  $IH$  obtenue avec le Cornéomètre CM825 dépend fortement de la force utilisée pour appliquer la sonde sur la peau. Pour le montrer, des mesures ont été réalisées dans une salle à 22,5°C. L'index de la main droite a été préparé à l'aide d'un nettoyage au gel hydroalcoolique (Aniosgel 85 NPC) puis a été laissé à l'air ambiant pendant cinq minutes. La mesure en l'absence d'occlusion de  $IH_S$  a été réalisée avec 15 masses différentes. Pour chaque masse, trois valeurs sont relevées et la moyenne et l'écart-type sont calculés (Figure 6.1 (a)). Pour la mesure avec occlusion de  $IH_A$ , la sonde a été appliquée avec 6 masses différentes en laissant quelques minutes pour que le doigt retrouve son état initial (Figure 6.1 (b)). On observe ainsi qu'il y a bien une dépendance de la mesure de l'indice d'hydratation lorsque la force de contact est inférieure à 9 N.

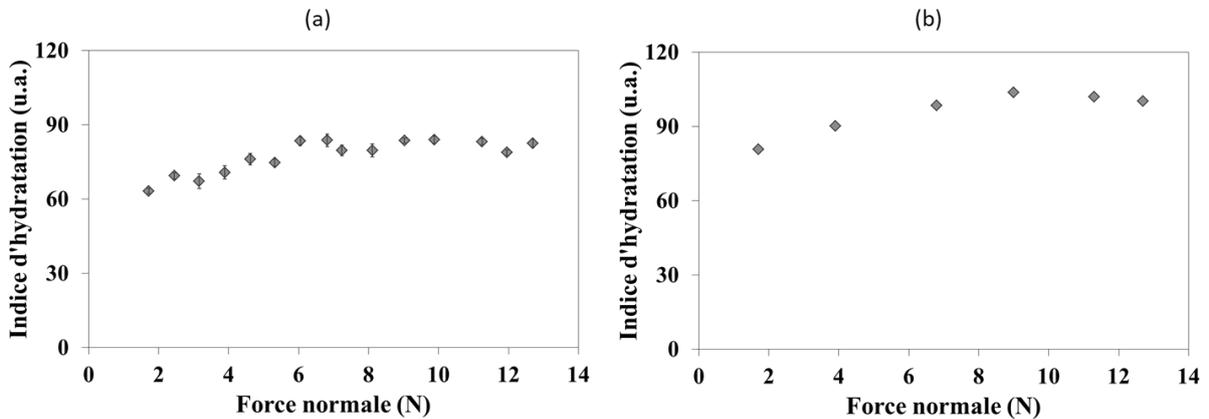


Figure 6.1 : Évolution de l'indice d'hydratation obtenue par une mesure au Cornéomètre en fonction de la force normale appliquée par l'expérimentateur : mesures en l'absence d'occlusion  $IH_S$  (a) ; mesure après occlusion  $IH_A$  (b).

## **Annexe 2 : Influence de la force de contact sur les mesures par le spectromètre infrarouge (FTIR)**

L'influence de la force normale sur les résultats obtenus avec le spectromètre infrarouge à transformée de Fourier en mode ATR est détaillée ci-dessous. Des forces de 4 à 16 N ont été appliquées sur le doigt afin de réaliser la mesure d'un spectre. On observe deux phénomènes différents :

- Pour les descripteurs liés à l'eau, tel que l'intensité intégrée de la bande  $\nu_{O-H}^{str}$ , la valeur mesurée augmente linéairement avec la force.
- Pour les descripteurs liés aux lipides, tel que l'index descripteur des lipides  $D_L$ , les mesures ne semblent pas dépendre de la force normale.

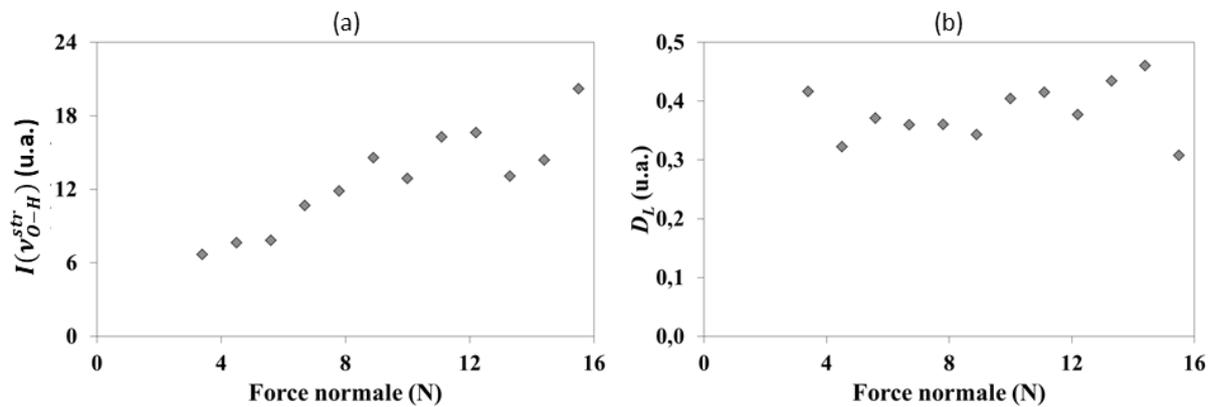


Figure 6.2 : Évolution de l'intensité de l'intensité intégrée de la bande  $\nu_{O-H}^{str}$  (a) ; l'index descripteur des lipides  $D_L$  (b) ; en fonction de la force appliquée sur le cristal du spectromètre infrarouge à transformée de Fourier.

**Annexe 3 : Données de la caractérisation de panel de volontaires**

Le Tableau 6.1 ci-dessous présente les propriétés physico-chimiques, morphologiques, topographiques et mécaniques des 8 volontaires obtenues à l'aide des techniques de mesures présentées dans le chapitre 1 de ce manuscrit.

Volontaire	n°1	n°2	n°3	n°4	n°5	n°6	n°7	n°8
$IH_S$ [u.a.]	93	53	45	92	92	58	42	112
$IH_A$ [u.a.]	115	92	79	97	108	96	80	114
$m_{film}$ [µg]	7,0	3,8	1,6	3,1	20,8	0,8	27,7	5,7
$I(v_{O-H}^{str})$ [u.a.]	11	6	5	10	10	6	6	16
$F_H$	1,55	1,47	1,55	1,55	1,51	1,54	1,53	1,61
$D_W$ [u.a.]	$9,5 \times 10^{-2}$	$2,4 \times 10^{-2}$	$4,7 \times 10^{-2}$	$12 \times 10^{-2}$	$7,1 \times 10^{-2}$	$6,0 \times 10^{-2}$	$4,2 \times 10^{-2}$	$15 \times 10^{-2}$
$D_L$ [u.a.]	$5,3 \times 10^{-1}$	$3,3 \times 10^{-1}$	$4,4 \times 10^{-1}$	$3,7 \times 10^{-1}$	$9,3 \times 10^{-1}$	$3,9 \times 10^{-1}$	$12 \times 10^{-1}$	$3,9 \times 10^{-1}$
$D_{L/W}$	$3,6 \times 10^{-2}$	$4,2 \times 10^{-2}$	$6,4 \times 10^{-2}$	$2,8 \times 10^{-2}$	$6,9 \times 10^{-2}$	$4,7 \times 10^{-2}$	$15 \times 10^{-2}$	$2,0 \times 10^{-2}$
$\lambda_{dermato}$ [µm]	493	549	438	451	438	435	354	521
$H_{dermato}$ [µm]	98	120	51	53	56	62	51	68
$R_1$ [mm]	20,1	10,7	17,6	14,9	14,9	22,0	18,2	12,4
$R_2$ [mm]	10,1	8,4	8,1	7,2	7,7	11,5	6,2	6,2
$R_{gm}$ [mm]	14,3	9,5	12,0	10,3	10,7	15,9	10,6	8,8
$A_{0,4}$ [mm <sup>2</sup> ]	73,2	67,1	35,6	64,8	69,6	61,8	82,1	70,3
$\overline{E}_{doigt}$ [kPa]	28,8	22,9	48,3	26,2	22,4	45,1	18,0	19,4

Tableau 6.1 : Propriétés physico-chimiques, morphologiques, topographiques et mécaniques des 8 volontaires obtenues à partir des techniques présentées dans le chapitre 1 de ce manuscrit.

### **Annexe 4 : Coefficients de frottement obtenus par les volontaires n°1 et n°2 sur les surfaces micro-texturées**

La Figure 6.3 représente les coefficients de frottement obtenus par les volontaires n°1 et n°2 sur les surfaces micro-texturées pour le groupe n°1 en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$  (a) ; pour les groupes n°2 et n°3 en fonction de la hauteur des plots  $H$  (b) ; pour le groupe n°4 en fonction de  $SP$  (c) ; et pour le groupe n°5 en fonction de  $SP$  (d).

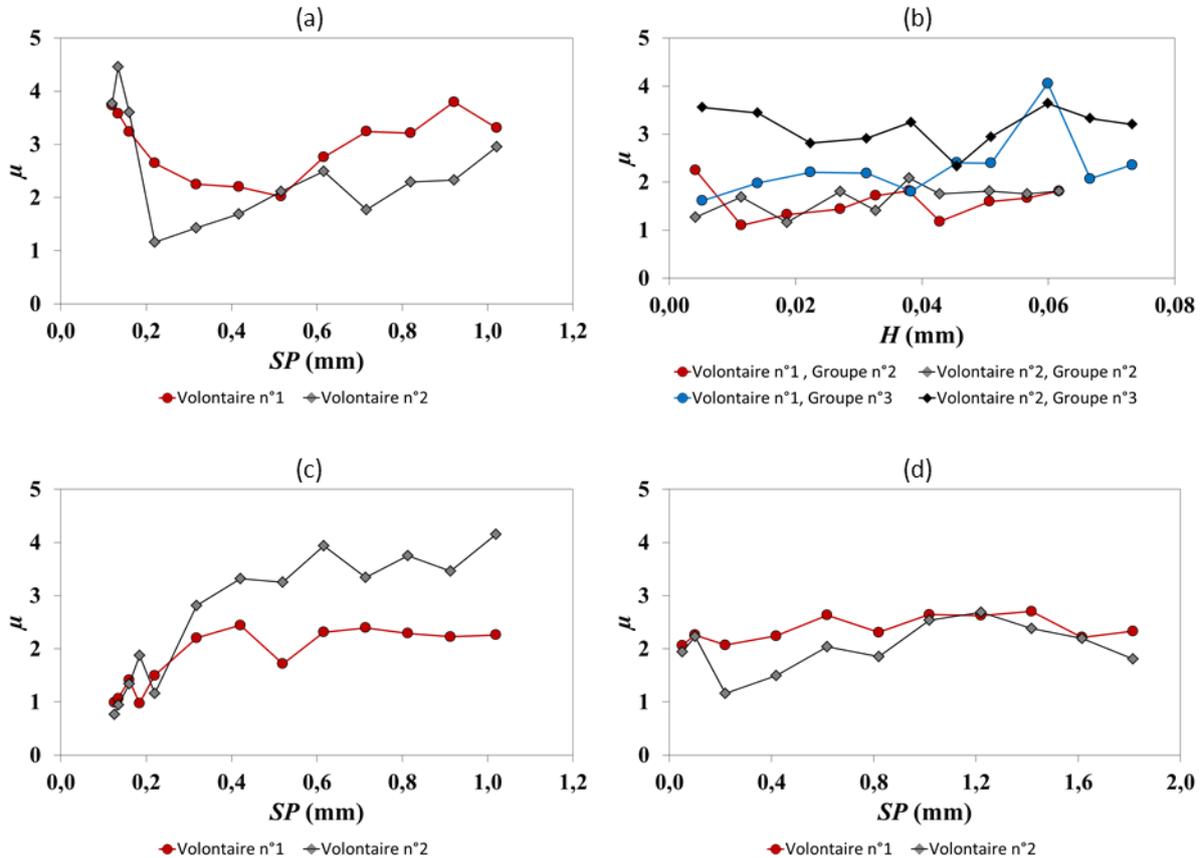


Figure 6.3 : Coefficient de frottement obtenus par les volontaire n°1 et n°2 pour les surfaces micro-texturées du groupe n°1 en fonction de l'espacement entre le centre des plots  $SP$  (a) ; pour les groupes de surfaces n°2 et n°3 en fonction de la hauteur des plots  $H$  (b) ; pour le groupe de surfaces n°4 en fonction de  $SP$  (c) ; pour le groupe de surfaces n°5 en fonction de  $SP$  (d).

### **Annexe 5 : Discours catégorisation des surfaces micro-texturées**

« Aujourd’hui je vais vous demander de travailler sur une cinquantaine de surfaces rectangulaires telles que celle-ci [*l’expérimentateur montre au participant une surface lisse*]. Avec la main que vous utilisez pour écrire, vous allez toucher les surfaces de cette façon en les tenant entre le pouce et l’index de votre autre main [*Le mouvement est effectué par l’expérimentateur*]. Il n’est pas nécessaire d’appuyer de façon excessive sur les surfaces. Votre but sera de regrouper les surfaces pour lesquelles vous ressentez une texture identique afin de former une ou plusieurs familles de textures où les surfaces ne diffèrent que par l’intensité de cette texture. Par exemple, si je vous demandais de faire cet exercice avec des surfaces colorées, vous pourriez obtenir une famille bleue et une famille rouge avec des couleurs allant du rouge clair au rouge foncé. Une fois les familles formées, je vous demanderai de nommer la texture que vous aurez ressentie. Avez-vous compris ? Je vais maintenant vous demander de porter ces lunettes et ce casque afin que vous ne vous concentriez que sur la sensation du toucher. Ce n’est pas très agréable au début mais la sensation disparaît après quelques minutes. Prenez tout le temps qu’il vous faut, vous pouvez toucher les surfaces autant de fois qu’il le faudra. »

Une fois cette étape terminée :

« Maintenant je vais vous demander de reprendre les familles que vous avez formées et de les séparer en trois groupes. Dans le premier, vous êtes tout à fait sûr que les surfaces appartiennent à la famille créée. Dans le second vous en êtes à peu près sûr, et dans le dernier vous n’en êtes pas sûr. Enfin, je vous demanderai de définir les familles que vous avez créées à l’aide d’un ou plusieurs adjectifs. »

# Bibliographie

1. Eckert RL. Structure , Function , and Differentiation of the Keratinocyte. *Physiol Rev.* 1989;69(4):1316-1346.
2. Maurel W, Wu Y. *Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation.*; 1998.
3. Martinot F. Caractérisation du rôle de la dynamique du toucher dans la perception de textures. 2006.
4. Arda O, Göksügür N, Tüzün Y. Basic histological structure and functions of facial skin. *Clin Dermatol.* 2014;32:3-13. doi:10.1016/j.clindermatol.2013.05.021
5. Shrewsbury M, Johnson RK. The fascia of the distal phalanx. *J Bone Jt Surg.* 1975;57(6):784-788.
6. Odland GF. Structure of the skin. In: *Biochemistry and Physiology of the Skin.* ; 1991:3-63.
7. Hould R. Histologie descriptive et éléments d'histopathologie. *Décarie éditeurs.* 1982:148-151.
8. Breathnach A, Bannister LH. Integumental system: skin and breasts. *Gray's Anat.* 1995:376.
9. Garrone R. Composants extracellulaires et structure tridimensionnelle du derme. *Biol la peau, 4ième cours Francoph Annu.* 1987;161:111-115.
10. Langer K. On the anatomy and physiology of the skin. *Imp Acad Sci Vienna Br J Plast Surg.* 1861;17(31):93-106.
11. Ebling FJG. Anatomy and organization of human skin. In: *Textbook of Dermatology.* ; 1992.
12. Holbrook KA, Wolff K. The structure and development of skin. In: *Dermatology in General Medecine.* ; 1987:93-131.
13. Odland GF. Histology and fine structure of the epidermis. In: *The Skin by 30 Authors.* ; 1971:28-46.
14. Whitton JT, Everall JD. The thickness of the epidermis. *Br J Dermatol.* 1973;89:467-477.
15. Holbrook KA, Odland GF. Regional differences in the thickness (cell layers) of the human stratum corneum: an ultrastructural analysis. *J Invest Dermatol.* 1974;62:415-422.
16. Russell LM, Wiedersberg S, Delgado-Charro MB. The determination of stratum corneum thickness. An alternative approach. *Eur J Pharm Biopharm.* 2008;69(3):861-870. doi:10.1016/j.ejpb.2008.02.002
17. Fruhstorfer H, Abel U, Garthe C, Knüttel A. Thickness of the Stratum Corneum of the Volar Fingertips. *Clin Anat.* 2000;13:429-433.
18. Liu X, Gad D, Lu Z, Lewis R, Carré MJ, Matcher SJ. The contributions of skin structural properties to the friction of human. *J Eng Tribol.* 2015;229(3):294-311. doi:10.1177/1350650114567699
19. Liu X, Lu Z, Lewis R, Carré MJ, Matcher SJ. Feasibility of using optical coherence tomography to study the influence of skin structure on finger friction. *Tribol Int.* 2013;63:34-44. doi:10.1016/j.triboint.2012.08.020
20. Johansson RS, Vallbo AB. Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin. *J Physiol.* 1979;286:283-300.
21. Vallbo AB, Johansson RS. Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand - related to touch sensation. *Hum Neurobiol.* 1984;3:3-14.

22. Connor CE, Hsiao SS, Phillips JR, Johnson KO. Tactile roughness: neural codes that account for psychophysical magnitude estimates. *J Neurosci.* 1990;10(12):3823-3836. doi:<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2269886>
23. Libouton X, Barbier O, Plaghki L, Thonnard J. Tactile roughness discrimination threshold is unrelated to tactile spatial acuity. *Behav Brain Res.* 2010;208:473-478. doi:10.1016/j.bbr.2009.12.017
24. Sathian K, Goodwin AW, John KT, Darian-Smith I. Perceived Roughness of a Grating : Correlation with Responses of Mechanoreceptive Afferents Innervating the Monkey ' s Fingerpad. *J Neurosci.* 1989;9(4):1273-1279.
25. Iggo BA, Ogawa H. Correlative physiological and morphological studies of rapidly adapting mechanoreceptors in cat's glabrous skin. *J Physiol.* 1977;266:275-296.
26. Jänig W. The afferent innervation of the central pad of the cat hind foot. *Brain Res.* 1971;28:203-216.
27. Johansson RS. Tactile Sensibility in Man: receptive field characteristics of Mechanoreceptive Units in the Glabrous Skin Area. *J Physiol.* 1978;281:101-123. <http://books.google.es/books?id=lgV3HAAACAAJ>.
28. Knibestöl M, Vallbo AB. Single Unit Analysis of Mechanoreceptor Activity from the Human Glabrous Skin. *Acta Psychol (Amst).* 1970;80:178-195.
29. Johnson KO. The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. *Curr Opin Neurobiol.* 2001;11:455-461.
30. Johnson KO, Yoshioka T, Vega Bermudez F. Tactile functions of mechanoreceptive afferents innervating the hand. *J Clin Neurophysiol.* 2000;17(6):539-558. doi:10.1097/00004691-200011000-00002
31. Maricich SM, Wellnitz SA, Nelson AM, et al. Merkel cells are essential for light-touch responses. *Science (80- ).* 2009;324:1580-1582. doi:10.1126/science.1172890
32. Goodwin AW, Macefield VG, Bisley JW. Encoding of Object Curvature by Tactile Afferents From Human Fingers. *J Neurophysiol.* 1997;78:2881-2888. doi:10.1152/jn.1997.78.6.2881
33. Goodwin AW, Browning AS, Wheat HE. Representation of Curved Surfaces in Responses of Mechanoreceptive Afferent Fibers Innervating the Monkey's Fingerpad. *Neuroscience.* 1995;15(1):798-810.
34. LaMotte RH, Srinivasan MA. Neural encoding of shape: responses of cutaneous mechanoreceptors to a wavy surface stroked across the monkey fingerpad. *J Neurophysiol.* 1996;76(6):3787-3797. doi:10.1152/jn.1996.76.6.3787
35. Vega-Bermudez F, Johnson KO. SA1 and RA receptive fields, response variability, and population responses mapped with a probe array. *J Neurophysiol.* 1999;81:2701-2710. doi:10.1152/jn.1999.81.6.2701
36. Blake DT, Johnson KO, Hsiao SS. Monkey Cutaneous SAI and RA Responses to Raised and Depressed Scanned Patterns: Effects of Width, Height, Orientation, and a Raised Surround. *J Neurophysiol.* 1997;78:2503-2517. doi:10.1152/jn.1997.78.5.2503
37. Johansson RS, Landstrom U, Lundstrom R. Responses of Mechanoreceptive Afferent Units in the Glabrous Skin of the Human Hand to Sinusoidal Skin Displacements. *Brain Res.* 1982;244:17-25.
38. Lundström RJ. Responses of mechanoreceptive afferent units in the glabrous skin of the human hand to vibration. *Scand J Work Environ Health.* 1986;12:413-416.

39. Edin BB. Quantitative analysis of static strain sensitivity in human mechanoreceptors from hairy skin. *J Neurophysiol.* 1992;67(5):1105-1113. doi:10.1152/jn.1992.67.5.1105
40. Srinivasan MA, Whitehouse JM, LaMotte RH. Tactile detection of slip: surface microgeometry and peripheral neural codes. *J Neurophysiol.* 1990;63(6):1323-1332. doi:10.1152/jn.1990.63.6.1323
41. Olausson H, Wessberg J, Kakuda N. Tactile directional sensibility: Peripheral neural mechanisms in man. *Brain Res.* 2000;866:178-187. doi:10.1016/S0006-8993(00)02278-2
42. Collins DF, Prochazka A. Movement illusions evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand. *J Physiol.* 1996;496(3):857-871.
43. Collins DF, Refshauge KM, Gandevia SC. Sensory integration in the perception of movements at the human metacarpophalangeal joint. *J Physiol.* 2000;529(2):505-515.
44. Paré M, Behets C, Cornu O. Paucity of presumptive Ruffini corpuscles in the index finger pad of humans. *J Comp Neurol.* 2003;456:260-266. doi:10.1002/cne.10519
45. Talbot WH, Darian-Smith I, Kornhuber HH, Mountcastle B. The Sense of Flutter-Vibration: Comparison of the human Capacity With Response Patterns of mechanoreceptive Afferents From the monkey hand. *J Neurophysiol.* 1968;31(2):301-334.
46. Sherrick CE, Cholewiak RW, Collins AA. The localization of low- and high-frequency vibrotactile stimuli. *J Acoust Soc Am.* 1990;88(1):169-179. doi:10.1121/1.399937
47. Brisben AJ, Hsiao SS, Johnson KO. Detection of vibration transmitted through an object grasped in the hand. *J Neurophysiol.* 1999;81(4):1548-1558. doi:10.1152/jn.1999.81.4.1548
48. LaMotte RH, Mountcastle VB. Capacities of humans and monkeys to discriminate vibratory stimuli of different frequency and amplitude: a correlation between neural events and psychological measurements. *J Neurophysiol.* 1975;38(3):539-559. doi:10.1152/jn.1975.38.3.539
49. Kasting GB, Barai ND, Wang TF, Nitsche JM. Mobility of water in stratum corneum. *J Pharm Sci.* 2003;92:2326-2340.
50. Subramanyan K, Misra M, Mukherjee S, Ananthapadmanabhan KP. Advances in the Materials Science of Skin : A Composite Structure with Multiple Functions. *MRS Bull.* 2007;32:770-778.
51. Walkley K. Bound Water in Stratum Corneum Measured by Differential Scanning Calorimetry. *J Invest Dermatol.* 1972;59(3):225-227. doi:10.1111/1523-1747.ep12627251
52. Inoue T, Tsujii K, Okamoto K, Toda K. Differential Scanning Calorimetric Studies on the Melting Behavior of Water in Stratum Corneum. *J Invest Dermatol.* 1986;86(6):689-693. doi:10.1111/1523-1747.ep12276282
53. Kligman AM. The biology of the stratum corneum. In: *In: Montagna, and Lobitz (Eds.): The Epidermis, New York: Academic Press, Inc. ; 1964.*
54. Hancock W, Whitehouse AGR, Haldane JS. The Loss of Water and Salts through the Skin, and the Corresponding Physiological Adjustments. In: *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences.* Vol 105. ; 1929:43-59. doi:10.1098/rspb.1929.0028
55. Jüngensen E. Mikrobeobachtungen der Schweissekretion der Haut des Menschen unter Kontrastfärbung. *Dtsch Arch klin Med,*. 1924;144:193-201.
56. Emanuel S V. Quantitative determinations of the sebaceous glands' function, with particular mention of the method employed. *Acta Derm Verereol.* 1936;17:444-456.
57. Pasumarty SM, Johnson SA, Watson SA, Adams MJ. Friction of the Human Finger Pad : Influence of Moisture , Occlusion and Velocity. *Tribol Lett.* 2011;44:117-137.

- doi:10.1007/s11249-011-9828-0
58. Spurr RT. Fingertip friction. *Wear*. 1976;39:167-171.
  59. Shahidzadeh N, Bonn D, Meunier J, Mavon A. Wetting of biological lipids on aqueous substrates. *Phys Rev E*. 2001;64(2):021911. doi:10.1103/PhysRevE.64.021911
  60. Girod A, Ramotowski R, Weyermann C. Composition of fingerprint residue: A qualitative and quantitative review. *Forensic Sci Int*. 2012;223(1-3):10-24. doi:10.1016/j.forsciint.2012.05.018
  61. Cadd S, Islam M, Manson P, Bleay S. Fingerprint composition and aging: A literature review. *Sci Justice*. 2015;55(4):219-238. doi:10.1016/j.scijus.2015.02.004
  62. Menon G, Ghadially R. Morphology of lipid alterations in the epidermis: A review. *Microsc Res Tech*. 1997;37(3):180-192. doi:10.1002/(SICI)1097-0029(19970501)37:3<180::AID-JEMT3>3.0.CO;2-S
  63. Simon I, Emslie AG, Apt CM, Blank IH, Anderson RR. Determination in vivo of water concentration profile in human stratum corneum by a photoacoustic method. In: *Bioengineering and the Skin*. Dordrecht: Springer Netherlands; 1981:187-195. doi:10.1007/978-94-009-7310-7\_22
  64. Warner RR, Myers MC, Taylor DA. Electron Probe Analysis of Human Skin: Determination of the Water Concentration Profile. *J Invest Dermatol*. 1988;90(2):218-224. doi:10.1111/1523-1747.ep12462252
  65. Baier RE. Noninvasive, rapid characterization of human skin chemistry in situ. *J Soc Cosmet Chem*. 1978;29(5):283-306.
  66. Eudier F, Savary G, Grisel M, Picard C. Skin surface physico-chemistry: Characteristics, methods of measurement, influencing factors and future developments. *Adv Colloid Interface Sci*. 2019;264:11-27. doi:10.1016/j.cis.2018.12.002
  67. Cornuault P, Carpentier L, Bueno M, Cote J, Monteil G. Influence of physico-chemical, mechanical and morphological fingerpad properties on the frictional distinction of sticky/slippery surfaces. *J R Soc Interface*. 2015;12(110):20150495. doi:10.1098/rsif.2015.0495
  68. Veijgen NK, Masen MA, van der Heide E. Relating Friction on the Human Skin to the Hydration and Temperature of the Skin. *Tribol Lett*. 2013;49:251-262. doi:10.1007/s11249-012-0062-1
  69. Verrillo RT, Bolanowski SJ, Checkosky CM, Mcglone FP. Effects of hydration on tactile sensation. *Somatosens Mot Res*. 1998;15(2):93-108. doi:10.1080/08990229870826
  70. Tagami H. Impedance measurement for evaluation of the hydration state of the skin surface. In: *Lévêque, J L (Ed.) Cutaneous Investigation in Health and Disease. Marcel Dekker, New York.* ; 1988:79-111.
  71. Rogiers V, Derde MP, Verleye G, Roseeuw D. Standardized conditions needed for skin surface hydration measurements. *Cosmet Toilett*. 1990;105:73-82.
  72. Barel AO, Clarys P. Measurement of Epidermal Capacitance. In: *In: Serup, J., Jemec, G. B. E., Grove, G. L., Non-Invasive Methods and the Skin Second Edition.* ; 2006:337-344.
  73. Van Duzee BF. The influence of water content, chemical treatment and temperature on the rheological properties of stratum corneum. *J Invest Dermatol*. 1978;71:140-144.
  74. Wu KS, van Osdol WW, Dauskardt RH. Mechanical properties of human stratum corneum: Effects of temperature, hydration, and chemical treatment. *Biomaterials*. 2006;27(5):785-795. doi:10.1016/j.biomaterials.2005.06.019
  75. Merle C, Baillet-Guffroy A. Physical and chemical perturbations of the supramolecular organization of the stratum corneum lipids: In vitro to ex vivo study. *Biochim Biophys Acta* -

- Biomembr.* 2009;1788(5):1092-1098. doi:10.1016/j.bbamem.2009.02.010
76. Boncheva M, Damien F, Normand V. Molecular organization of the lipid matrix in intact Stratum corneum using ATR-FTIR spectroscopy. *Biochim Biophys Acta - Biomembr.* 2008;1778(5):1344-1355. doi:10.1016/j.bbamem.2008.01.022
  77. Ongpipattanakul B, Francoeur ML, Potts RO. Polymorphism in stratum corneum lipids. *Biochim Biophys Acta - Biomembr.* 1994;1190(1):115-122. doi:10.1016/0005-2736(94)90040-X
  78. Bommannan D, Potts RO, Guy RH. Examination of the effect of ethanol on human stratum corneum in vivo using infrared spectroscopy. *J Control Release.* 1991;16(3):299-304. doi:10.1016/0168-3659(91)90006-Y
  79. Potts RO, Francoeur ML. The Influence of Stratum Corneum Morphology on Water Permeability. *J Invest Dermatol.* 1991;96(4):495-499. doi:10.1111/1523-1747.ep12470197
  80. de Sousa Neto D, Gooris G, Bouwstra J. Effect of the  $\omega$ -acylceramides on the lipid organization of stratum corneum model membranes evaluated by X-ray diffraction and FTIR studies (Part I). *Chem Phys Lipids.* 2011;164(3):184-195. doi:10.1016/j.chemphyslip.2010.12.007
  81. Pilgram GS., van der Meulen J, Gooris G., Koerten H., Bouwstra J. The influence of two azones and sebaceous lipids on the lateral organization of lipids isolated from human stratum corneum. *Biochim Biophys Acta - Biomembr.* 2001;1511(2):244-254. doi:10.1016/S0005-2736(01)00271-1
  82. Knutson K, Potts RO, Guzek DB, et al. Macro- and molecular physical-chemical considerations in understanding drug transport in the stratum corneum. *J Control Release.* 1985;2:67-87. doi:10.1016/0168-3659(85)90034-3
  83. Clancy M, Corish J, Corrigan O. A comparison of the effects of electrical current and penetration enhancers on the properties of human skin using spectroscopie (FTIR) and calorimetric (DSC) methods. *Int J Pharm.* 1994;105(1):47-56. doi:10.1016/0378-5173(94)90234-8
  84. Tanojo H, Junginger HE, Boddé HE. In vivo human skin permeability enhancement by oleic acid: transepidermal water loss and fourier-transform infrared spectroscopy studies. *J Control Release.* 1997;47(1):31-39. doi:10.1016/S0168-3659(96)01613-6
  85. Curdy C, Naik A, Kalia YN, Alberti I, Guy RH. Non-invasive assessment of the effect of formulation excipients on stratum corneum barrier function in vivo. *Int J Pharm.* 2004;271(1-2):251-256. doi:10.1016/j.ijpharm.2003.11.016
  86. Agache PG, Humbert P. *Measuring the Skin. Springer Science & Business Media.*; 2004.
  87. Richard S, Querleux B, Bittoun J, et al. Characterization of the Skin In Vivo by High Resolution Magnetic Resonance Imaging: Water Behavior and Age-Related Effects. *J Invest Dermatol.* 1993;100(5):705-709. doi:10.1111/1523-1747.ep12472356
  88. Veijgen NK, van der Heide E, Masen MA. A multivariable model for predicting the frictional behaviour and hydration of the human skin. *Ski Res Technol.* 2013;19(3):330-338. doi:10.1111/srt.12053
  89. Keisar O, Cohen Y, Finkelstein Y, et al. Measuring the water content in freshly-deposited fingermarks. *Forensic Sci Int.* 2019;294:204-210. doi:10.1016/j.forsciint.2018.11.017
  90. Blichman CW, Serup J. Assessment of skin moisturization. Measurement of electrical conductance, capacitance and transepidermal water loss. *Acta Derm Verereol.* 1988;68:284.
  91. Clar EJ, Her CP, Sturell CG. Skin impedance and moisturization. *J Soc Cosmet Chem.* 1975;26:337.

- 
92. Lévêque JL, de Rigal J. Impedance methods for studying skin moisturization. *J Soc Cosmet Chem.* 1983;34:419.
  93. Mosely H, English JS, Coghill GM, Mackie RM. Assessment and use of a new skin hygrometer. *Bioeng Ski.* 1985;1:177.
  94. Wilhelm K-P. Possible pitfalls in hydration measurements. In: *In: Elsner, P., Barel, A. O., Berardesca, E., Gabard, B., Serup, J., Eds., Skin Bioengineering: Techniques and Applications in Dermatology and Cosmetology, Karger, Basel.* ; 1998:223.
  95. Barel AO, Clarys P. In vitro calibration of the capacitance method (Corneometer CM 825) and conductance method (Skicon-200) for the evaluation of the hydration state of the skin. *Ski Res Technol.* 1997;3:107.
  96. Barel AO, Clarys P, Gabard B. In vivo evaluation of the hydration state of the skin: measurements and method for claim support. In: *In: Elsner, P., Merk, H. F., Maibach, H. I., Eds., Cosmetics: Controlled Efficacy Studies and Regulations, Springer, Berlin.* ; 1999:57.
  97. Bernengo JC, de Rigal J. Techniques physiques de mesure de l'hydratation du Stratum Corneum. In: *In: Agache, P., Ed., Physiologie de La Peau et Explorations Fonctionnelles Cutanée, Editions Médicales Internationales, Cachau, France.* ; 2000:117.
  98. Barel AO, Clarys P, Wessels B, de Romsée A. Non-invasive electrical measurement for evaluating the water content of the horny layer: comparaison between the capacitance and the conductance measurements. In: *In: Scott, R. C., Guy, R. H., Hadgraft, J., Boddé, H. E., Eds., Prediction of Percutaneous Penetration: Methods, Measurements, Modelling, IBC Technical Services Ltd., London.* ; 1991:238.
  99. Heinrich U, Koop U, Leneveu-duchemin M-C, et al. Multicentre comparison of skin hydration in terms of physical-, physiological-, and product-dependent parameters by the capacitive method ( Corneometer CM 825 ). *Int J Cosmet Sci.* 2003;25:45-53.
  100. Alanen E, Nuutinen J, Nicklén K, Lahtinen T, Mönkkönen J. Measurement of hydration in the stratum corneum with the MoistureMeter and comparison with the Corneometer ´. *Ski Res Technol.* 2004;10:32-37.
  101. André T, De Wan M, Lefèvre P, Thonnard J-L. Moisture Evaluator: a direct measure of fingertip skin hydration during object manipulation. *Ski Res Technol.* 2008;14(4):385-389. doi:10.1111/j.1600-0846.2008.00314.x
  102. Fluhr JW, Gloor M, Lazzerini S, Kleesz P, Grieshaber R, Berardesca E. Comparative study of five instruments measuring stratum corneum hydration (Corneometer CM 820 and CM 825, Skicon 200, Nova DPM 9003, DermaLab). Part I. In vitro. *Ski Res Technol.* 1999;5(3):161-170. doi:10.1111/j.1600-0846.1999.tb00126.x
  103. Heinrich U, Koop U, Leneveu-duchemin M, Osterrieder K, Bielfeldt S, Chkarnat C. Multicentre comparison of skin hydration in terms parameters by the capacitive method (Corneometer CM 825 ). *Int J Cosmet Sci.* 2003;25:45-53.
  104. Zhang S, Zeng X, Matthews DTA, et al. Finger pad friction and tactile perception of laser treated, stamped and cold rolled micro-structured stainless steel sheet surfaces. *Friction.* 2017;5(2):207-218. doi:10.1007/s40544-017-0147-9
  105. Snieder M, Hansen WG. Crystal Effect on Penetration Depth in Attenuated Total Reflectance Fourier-transform Infrared Study of Human Skin. In: *Progress in Fourier Transform Spectroscopy.* Vienna: Springer Vienna; 1997:677-678. doi:10.1007/978-3-7091-6840-0\_175
  106. Comaish S. Infra-red studies of human skin in vivo by multiple internal reflection. *Br J Dermatol.* 1968;80(8):522-528. doi:10.1111/j.1365-2133.1968.tb12342.x
-

- 
107. Puttnam NA. Attenuated total reflectance studies of the skin. *J Soc Cosmet Chem.* 1972;23:209-226.
  108. Hoppel M, Baurecht D, Holper E, Mahrhauser D, Valenta C. Validation of the combined ATR-FTIR/tape stripping technique for monitoring the distribution of surfactants in the stratum corneum. *Int J Pharm.* 2014;472(1-2):88-93. doi:10.1016/j.ijpharm.2014.06.011
  109. Lima CA, Goulart VP, Côrrea L, Pereira TM, Zezell DM. ATR-FTIR spectroscopy for the assessment of biochemical changes in skin due to cutaneous squamous cell carcinoma. *Int J Mol Sci.* 2015;16(4):6621-6630. doi:10.3390/ijms16046621
  110. Gloor M, Hirsch G, Willebrandt U. On the use of infrared spectroscopy for the in vivo measurement of the water content of the horny layer after application of dermatologic ointments. *Arch Dermatol Res.* 1981;271(3):305-313. doi:10.1007/BF00409459
  111. Triebkorn A, Gloor M, Greiner F. Comparative Investigations on the Water Content of the Stratum corneum Using Different Methods of Measurement. *Dermatologica.* 1983;167:64-69.
  112. Puttnam NA, Baxter BH. Spectroscopic studies of skin in situ by attenuated total reflectance. *J Soc Cosmet Chem.* 1967;18:469-472.
  113. Brancalion L, Bamberg MP, Sakamaki T, Kollias N. Attenuated Total Reflection–Fourier Transform Infrared Spectroscopy as a Possible Method to Investigate Biophysical Parameters of Stratum Corneum In Vivo. *J Invest Dermatol.* 2001;116(3):380-386. doi:10.1046/j.1523-1747.2001.01262.x
  114. Potts RO, Guzek DB, Harris RR, McKie JE. A noninvasive, in vivo technique to quantitatively measure water concentration of the stratum corneum using attenuated total-reflectance infrared spectroscopy. *Arch Dermatol Res.* 1985;277(6):489-495. doi:10.1007/BF00510068
  115. Brancalion L, Bamberg MP, Kollias N. Spectral Differences between Stratum Corneum and Sebaceous Molecular Components in the Mid-IR. *Appl Spectrosc.* 2000;54(8):1175-1182. doi:10.1366/0003702001950742
  116. Bommannan D, Potts RO, Guy RH. Examination of Stratum Corneum Barrier Function In Vivo by Infrared Spectroscopy. *J Invest Dermatol.* 1990;95(4):403-408. doi:10.1111/1523-1747.ep12555503
  117. Rouessac F, Rouessac A, Ourisson G. *Analyse Chimique: Méthodes et Techniques Instrumentales Modernes.*; 1998.
  118. Bertrand D, Dufour E. *La Spectroscopie Infrarouge et Ses Applications Analytiques, Collection Sciences et Techniques Agroalimentaires. Editions Tec et Doc, London, Paris, New York.*; 2000.
  119. Lucassen GW. Band Analysis of Hydrated Human Skin Stratum Corneum Attenuated Total Reflectance Fourier Transform Infrared Spectra In Vivo. *J Biomed Opt.* 1998;3(3):267. doi:10.1117/1.429890
  120. Potts RO. Stratum corneum hydration: Experimental techniques and interpretations of results. *J Soc Cosmet Chem.* 1986;33(February):9-33.
  121. Martin KA. Direct measurement of moisture in skin by NIR spectroscopy. *J Soc Cosmet Chem.* 1993;44:249-261.
  122. Laugel C, Yagoubi N, Baillet A. ATR-FTIR spectroscopy: a chemometric approach for studying the lipid organisation of the stratum corneum. *Chem Phys Lipids.* 2005;135(1):55-68. doi:10.1016/j.chemphyslip.2005.02.001
  123. Ali SM, Bonnier F, Lambkin H, et al. A comparison of Raman, FTIR and ATR-FTIR micro spectroscopy for imaging human skin tissue sections. *Anal Methods.* 2013;5(9):2281. doi:10.1039/c3ay40185e
-

124. Movasaghi Z, Rehman S, ur Rehman DI. Fourier Transform Infrared (FTIR) Spectroscopy of Biological Tissues. *Appl Spectrosc Rev*. 2008;43(2):134-179. doi:10.1080/05704920701829043
125. Pouliot R, Germain L, Auger FA, Tremblay N, Juhasz J. Physical characterization of the stratum corneum of an in vitro human skin equivalent produced by tissue engineering and its comparison with normal human skin by ATR-FTIR spectroscopy and thermal analysis (DSC). *Biochim Biophys Acta - Mol Cell Biol Lipids*. 1999;1439(3):341-352. doi:10.1016/S1388-1981(99)00086-4
126. Millo A, Raichlin Y, Katzir A. Mid-Infrared Fiber-Optic Attenuated Total Reflection Spectroscopy of the Solid—Liquid Phase Transition of Water. *Appl Spectrosc*. 2005;59(4):460-466. doi:10.1366/0003702053641469
127. Kong J, Yu S. Fourier Transform Infrared Spectroscopic Analysis of Protein Secondary Structures. *Acta Biochim Biophys Sin (Shanghai)*. 2007;39(8):549-559. doi:10.1111/j.1745-7270.2007.00320.x
128. Dreher F, Walde P, Walther P, Wehrli E. Interaction of a lecithin microemulsion gel with human stratum corneum and its effect on transdermal transport. *J Control Release*. 1997;45(2):131-140. doi:10.1016/S0168-3659(96)01559-3
129. Walling PL, Dabney JM. Moisture in skin by near-infrared reflectance spectroscopy. *J Soc Cosmet Chem*. 1989;40(3):151-171.
130. Menon GK, Cleary GW, Lane ME. The structure and function of the stratum corneum. *Int J Pharm*. 2012;435(1):3-9. doi:10.1016/j.ijpharm.2012.06.005
131. Gloor M, Willebrandt U, Thomer G, Kupferschmid W. Water content of the horny layer and skin surface lipids. *Arch Dermatol Res*. 1980;268:221-223.
132. Gloor M, Heymann B, Stuhler T. Infrared-spectroscopic determination of the water content of the horny layer in healthy subjects and in patients suffering from atopic dermatitis. *Arch Dermatol Res*. 1981;271(4):429-436. doi:10.1007/BF00406688
133. Oertel RP. Protein conformational changes induced in human stratum corneum by organic sulfoxides: An infrared spectroscopic investigation. *Biopolymers*. 1977;16(10):2329-2345. doi:10.1002/bip.1977.360161017
134. Potts RO. In vivo measurement of water content of the stratum corneum using infrared spectroscopy: a review. *Cosmet Toilet*. 1985;100(10):27-31.
135. Byler DM, Susi H. Examination of the secondary structure of proteins by deconvolved FTIR spectra. *Biopolymers*. 1986;25(3):469-487. doi:10.1002/bip.360250307
136. Sauerbrey G. Verwendung von Schwingquarzen zur Wägung dünner Schichten und zur Mikrowägung. *Zeitschrift für Phys*. 1959;155(2):206-222. doi:10.1007/BF01337937
137. Becker B, Cooper MA. A survey of the 2006-2009 quartz crystal microbalance biosensor literature. *J Mol Recognit*. 2011;24(5):754-787. doi:10.1002/jmr.1117
138. Lu G, Gillece TW, Moore DJ. Study of water vapor and surfactant absorption by lipid model systems using the quartz crystal microbalance. *Chem Phys Lipids*. 2011;164(4):259-265. doi:10.1016/j.chemphyslip.2011.02.003
139. Lee D, Ashcraft JN, Verploegen E, Pashkovski E, Weitz DA. Permeability of Model Stratum Corneum Lipid Membrane Measured Using Quartz Crystal Microbalance. *Langmuir*. 2009;25(10):5762-5766. doi:10.1021/la804105t
140. Mong GM, Petersen CE, Clauss TRW. *Advanced Fingerprint Analysis Project Fingerprint Constituents*. Richland, WA; 1999. doi:10.2172/14172

- 
141. Daluz HM. *Fundamentals of Fingerprint Analysis, Second Edition*. Second edition. | Boca Raton, FL: CRC Press, [2019]: CRC Press; 2018. doi:10.4324/9781351043205
  142. Bright NJ, Willson TR, Driscoll DJ, et al. Chemical changes exhibited by latent fingerprints after exposure to vacuum conditions. *Forensic Sci Int.* 2013;230(1-3):81-86. doi:10.1016/j.forsciint.2013.03.047
  143. Kent T. Water content of latent fingerprints – Dispelling the myth. *Forensic Sci Int.* 2016;266:134-138. doi:10.1016/j.forsciint.2016.05.016
  144. Mecea VM. From Quartz Crystal Microbalance to Fundamental Principles of Mass Measurements. *Anal Lett.* 2005;38(5):753-767. doi:10.1081/AL-200056171
  145. Garg A, Heflin JR, Gibson HW, Davis RM. Study of Film Structure and Adsorption Kinetics of Polyelectrolyte Multilayer Films: Effect of pH and Polymer Concentration. *Langmuir.* 2008;24(19):10887-10894. doi:10.1021/la8005053
  146. Dzidek BM, Adams MJ, Andrews JW, Zhang Z, Johnson SA. Contact mechanics of the human finger pad under compressive loads. *J R Soc Interface.* 2017;14(127):20160935. doi:10.1098/rsif.2016.0935
  147. Childs THC, Henson B. Human tactile perception of screen-printed surfaces: Self-report and contact mechanics experiments. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*. Vol 221. ; 2007:427-441. doi:10.1243/13506501JET217
  148. Prevost A, Scheibert J, Debrégeas G. Effect of fingerprints orientation on skin vibrations during tactile exploration of textured surfaces. *Commun Integr Biol.* 2009;2(5):422-424. doi:10.4161/cib.2.5.9052
  149. Derler S, Gerhardt L, Lenz A, Bertaux E, Hadad M. Friction of human skin against smooth and rough glass as a function of the contact pressure. *Tribology Int.* 2009;42:1565-1574. doi:10.1016/j.triboint.2008.11.009
  150. Gerhardt L, Schiller A, Müller B, Spencer ND, Derler S. Fabrication, Characterisation and Tribological Investigation of Artificial Skin Surface Lipid Films. *Tribol Lett.* 2009;34:81-93. doi:10.1007/s11249-009-9411-0
  151. Egawa M, Oguri M, Kuwahara T, Takahashi M. Effect of exposure of human skin to a dry environment. *Ski Res Technol.* 2002;8:212-218.
  152. Batt MD, Fairhurst E. Hydration of the stratum corneum. *Int J Cosmet Sci.* 1986;8(6):253-264. doi:10.1111/j.1467-2494.1986.tb00583.x
  153. Gerrard WA. Friction and other measurements of the skin surface. *Bioeng Ski.* 1987;3(2):123-139.
  154. Dzidek B, Bocheureau S, Johnson S, Hayward V, Adams M. Frictional Dynamics of Finger Pads are Governed by Four Length-Scales and Two Time-Scales. In: *Haptics Symposium '16, April 8-11, 2016, Philadelphia, Pennsylvania, USA.* ; 2016.
  155. Dinç OS, Ettles CM, Calabrese SJ, Scarton HA. Some Parameters Affecting Tactile Friction. *Am Soc Mech Eng.* 1991;113:512-517.
  156. Adams MJ, Johnson SA, Lefèvre P, et al. Finger pad friction and its role in grip and touch. *J R Soc Interface.* 2013;10(80):20120467. doi:10.1098/rsif.2012.0467
  157. Hendriks FM. Mechanical behaviour of human epidermal and dermal layers in vivo. *Mechanical behaviour of human epidermal and dermal layers in vivo.* 2005. doi:10.6100/IR583921
-

158. Delalleau A, Josse G, Lagarde JM, Zahouani H, Bergheau JM. A nonlinear elastic behavior to identify the mechanical parameters of human skin in vivo. *Ski Res Technol.* 2008;14(2):152-164. doi:10.1111/j.1600-0846.2007.00269.x
159. Silver FH, Freeman JW, Devore D. Viscoelastic properties of human skin and processed dermis. *Ski Res Technol.* 2001;7(1):18-23. doi:10.1034/j.1600-0846.2001.007001018.x
160. Wang Q, Hayward V. In vivo biomechanics of the fingerpad skin under local tangential traction. *J Biomech.* 2007;40:851-860. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.03.004
161. Johnson SA, Gonnann DM, Adams MJ, Briscoeb BJ. The friction and lubrication of human stratum corneum. In: *In: Dowson, D, et Al. (Eds.) Tribology Series. Thin Films in Tribology, Proceedings of the 19th Leeds-Lyon Symposium on Tribology Held at the Institute of Tribology, University of Leeds, Vol. 25. ; 1993:663-672.*
162. Meyers MA, Chen P, Lin AY, Seki Y. Biological materials: Structure and mechanical properties. *Prog Mater Sci.* 2008;53(1):1-206. doi:10.1016/j.pmatsci.2007.05.002
163. Wilkes GL, Nguyen A-L, Wildnauer R. Structure-property relations of human and neonatal rat stratum corneum. *Biochim Biophys Acta.* 1973;304:267-275.
164. Papir YS, Hsu K-H, Wildnauer RH. The mechanical properties of stratum corneum. I. The effect of water and ambient temperature on the tensile properties of newborn rat stratum corneum. *Biochim Biophys Acta.* 1975;399:170-180.
165. Park AC, Baddiel CB. Rheology of stratum corneum-I: A molecular interpretation of the stress-strain curve. *J Soc Cosmet Chem.* 1972;23(1):3-12.
166. Blank IH. Factors which influence the water content of the stratum corneum. *J Invest Dermatol.* 1952;18(6):433-440. doi:10.1038/jid.1952.52
167. Warner RR, Myers MC, Taylor DA. Electron Probe Analysis of Human Skin: Element Concentration Profiles. *J Invest Dermatol.* 1988;90(1):78-85. doi:10.1111/1523-1747.ep12462576
168. Adams MJ, Briscoe BJ, Johnson SA. Friction and lubrication of human skin. *Tribol Lett.* 2007;26(3):239-253. doi:10.1007/s11249-007-9206-0
169. Xing Liang, Boppart SA. Biomechanical Properties of In Vivo Human Skin From Dynamic Optical Coherence Elastography. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* Vol 57. ; 2010:953-959. doi:10.1109/TBME.2009.2033464
170. Hendley A, Marks R, Payne PA. Measurement of forces for point indentation of the stratum corneum in vivo: the influences of age, sex, site delipidisation and hydration. *Bioeng Ski.* 1982;3:234-240.
171. Hendriks FM, Brokken D, Oomens CWJ, Baaijens FPT. Influence of hydration and experimental length scale on the mechanical response of human skin in vivo, using optical coherence tomography. *Ski Res Technol.* 2004;10(4):231-241. doi:10.1111/j.1600-0846.2004.00077.x
172. Boyer G, Laquière L, Le Bot A, Laquière S, Zahouani H. Dynamic indentation on human skin in vivo : ageing effects. *Ski Res Technol.* 2009;15:55-67. doi:10.1111/j.1600-0846.2008.00324.x
173. Bochereau S, Dzidek B, Adams M, Hayward V. Characterizing and imaging gross and real finger contacts under dynamic loading. *IEEE Trans Haptics.* 2017;10(4):456-466. doi:10.1109/TOH.2017.2686849
174. Ridge MD, Wright V. Mechanical properties of skin: a bioengineering study of skin structure. *J Appl Physiol.* 1966;21(5):1602-1606. doi:10.1152/jappl.1966.21.5.1602
175. Shoemaker PA, Schneider D, Lee MC, Fung YC. A constitutive model for two-dimensional soft

- tissues and its application to experimental data. *J Biomech.* 1986;19(9):695-702. doi:10.1016/0021-9290(86)90193-4
176. Reihnsner R, Balogh B, Menzel EJ. Two-dimensional elastic properties of human skin in terms of an incremental model at the in vivo configuration. *Med Eng Phys.* 1995;17(4):304-313. doi:10.1016/1350-4533(95)90856-7
177. Gambarotta L, Massabò R, Morbiducci R, Raposio E, Santi P. In vivo experimental testing and model identification of human scalp skin. *J Biomech.* 2005;38(11):2237-2247. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.09.034
178. Edwards C, Marks R. Evaluation of biomechanical properties of human skin. *Clin Dermatol.* 1995;13(4):375-380. doi:10.1016/0738-081X(95)00078-T
179. Hendriks SE, Franklin CP. Influence of Surface Roughness , Material and Climate Conditions on the Friction of Human Skin. *Tribol Lett.* 2010;37:361-373. doi:10.1007/s11249-009-9530-7
180. Gerhardt L-C, Strässle V, Lenz A, Spencer ND, Derler S. Influence of epidermal hydration on the friction of human skin against textiles. *J R Soc Interface.* 2008;5(28):1317-1328. doi:10.1098/rsif.2008.0034
181. Grahame R. A Method for Measuring Human Skin Elasticity in Vivo with Observations on the Effects of Age, Sex and Pregnancy. *Clin Sci.* 1970;39(2):223-238. doi:10.1042/cs0390223
182. Vlasbloom DC. Skin elasticity. 1967.
183. Agache PG, Monneur C, Lévêque JL, de Rigal J. Mechanical Properties and Young's Modulus of Human Skin in Vivo. *Arch Dermatol Res.* 1980;269:221-232.
184. Wijn P. The alinear viscoelastic properties of human skin in vivo for small deformations. 1980.
185. Gunner CW, Hutton WC, Burlin TE. The mechanical properties of skin in vivo—a portable hand-held extensometer. *Br J Dermatol.* 1979;100(2):161-163. doi:10.1111/j.1365-2133.1979.tb05555.x
186. Potts RO, Chrisman DA, Buras EM. The dynamic mechanical properties of human skin in vivo. *J Biomech.* 1983;16(6):365-372. doi:10.1016/0021-9290(83)90070-2
187. Tosti A, Compagno G, Fazzini ML, Villardita S. A ballistometer for the study of the plasto-elastic properties of skin. *J Invest Dermatol.* 1977;69(3):315-317. doi:10.1111/1523-1747.ep12507753
188. Agache PG, Varchon D. Mechanical Behavior Assessment. In: *In: Agache, P., Humbert, P., (Eds.) Measuring the Skin, Springer. ; 2004:447-467.*
189. Bader D, Bowker P. Mechanical characteristics of skin and underlying tissues in vivo. *Biomaterials.* 1983;4(4):305-308. doi:10.1016/0142-9612(83)90033-9
190. Falanga V, Bucalo B. Use of a durometer to assess skin hardness. *J Am Acad Dermatol.* 1993;29(1):47-51. doi:10.1016/0190-9622(93)70150-R
191. Pailler-Mattei C, Bec S, Zahouani H. In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests. *Med Eng Phys.* 2008;30(5):599-606. doi:10.1016/j.medengphy.2007.06.011
192. Pailler-Mattei C, Zahouani H. Analysis of adhesive behaviour of human skin in vivo by an indentation test. *Tribol Int.* 2006;39(1):12-21. doi:10.1016/j.triboint.2004.11.003
193. Zahouani H, Pailler-Mattei C, Sohm B, Vargiolu R, Cenizo V, Debret R. Characterization of the mechanical properties of a dermal equivalent compared with human skin in vivo by indentation and static friction tests. *Ski Res Technol.* 2009;15(1):68-76. doi:10.1111/j.1600-0846.2008.00329.x

- 
194. Pailler-Mattei C, Zahouani H. Study of adhesion forces and mechanical properties of human skin in vivo. *J Adhes Sci Technol*. 2004;18(15-16):1739-1758. doi:10.1163/1568561042708368
  195. Delalleau A, Josse G, Lagarde J, Zahouani H, Bergheau J-M. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with the indentation test. *J Biomech*. 2006;39(9):1603-1610. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.05.001
  196. Zhang M, Turner-Smith AR, Roberts VC. The Reaction of Skin and Soft Tissue to Shear Forces Applied Externally to the Skin Surface. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med*. 1994;208(4):217-222. doi:10.1243/PIME\_PROC\_1994\_208\_291\_02
  197. Serina ER, Mote CD, Rempel D. Force response of the fingertip pulp to repeated compression—Effects of loading rate, loading angle and anthropometry. *J Biomech*. 1997;30(10):1035-1040. doi:10.1016/S0021-9290(97)00065-1
  198. Derler S, Gerhardt L-C. Tribology of Skin: Review and Analysis of Experimental Results for the Friction Coefficient of Human Skin. *Tribol Lett*. 2012;45(1):1-27. doi:10.1007/s11249-011-9854-y
  199. Manschot JFM, Brakkee AJM. The measurement and modelling of the mechanical properties of human skin in vivo—I. The measurement. *J Biomech*. 1986;19(7):511-515. doi:10.1016/0021-9290(86)90124-7
  200. Diridollou S, Patat F, Gens F, et al. In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction. *Ski Res Technol*. 2000;6:214-221.
  201. Hendriks FM, Brokken D, Van Eemeren JTWM, Oomens CWJ, Baaijens FPT, Horsten JBAM. A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin. *Ski Res Technol*. 2003;9:274-283.
  202. Delhaye B, Lefèvre P, Thonnard J. Dynamics of fingertip contact during the onset of tangential slip. *J R Soc Interface*. 2014;11.
  203. Abdouni A, Djaghloul M, Thieulin C, Vargiolu R, Pailler-Mattei C, Zahouani H. Biophysical properties of the human finger for touch comprehension: influences of ageing and gender. *R Soc Open Sci*. 2017;4(8):170321. doi:10.1098/rsos.170321
  204. Cua AB, Wilhelm K-P, Maibach HI. Elastic properties of human skin: relation to age, sex, and anatomical region. *Arch Dermatol Res*. 1990;282(5):283-288. doi:10.1007/BF00375720
  205. Soneda T, Nakano K. Investigation of vibrotactile sensation of human fingerpads by observation of contact zones. *Tribol Int*. 2010;43(1-2):210-217. doi:10.1016/j.triboint.2009.05.016
  206. André T, Lévesque V, Hayward V, Lefèvre P, Thonnard J-L. Effect of skin hydration on the dynamics of fingertip gripping contact. *J R Soc Interface*. 2011;8(64):1574-1583. doi:10.1098/rsif.2011.0086
  207. Warman PH, Ennos AR. Fingerprints are unlikely to increase the friction of primate fingerpads. *J Exp Biol*. 2009;212:2016-2022. doi:10.1242/jeb.028977
  208. Srinivasan MA, Dandekar K. An Investigation of the Mechanics of Tactile Sense Using Two-Dimensional Models of the Primate Fingertip. *J Biomech Eng*. 1996;118(1):48-55. doi:10.1115/1.2795945
  209. Agnihotri AK, Jowaheer V, Allock A. An analysis of fingerprint ridge density in the Indo-Mauritian population and its application to gender determination. *Med Sci Law*. 2012;52(3):143-147. doi:10.1258/msl.2012.011093
  210. Sivamani RK, Wu GC, Gitis N V, Maibach HI. Tribological testing of skin products: gender, age, and ethnicity on the volar forearm. *Ski Res Technol*. 2003;9:299-305.
-

- 
211. Tang W, Bhushan B. Adhesion, friction and wear characterization of skin and skin cream using atomic force microscope. *Colloids Surfaces B Biointerfaces*. 2010;76(1):1-15. doi:10.1016/j.colsurfb.2009.09.039
212. Ding S, Bhushan B. Tactile perception of skin and skin cream by friction induced vibrations. *J Colloid Interface Sci*. 2016;481:131-143. doi:10.1016/j.jcis.2016.07.034
213. Akers CWA. Measurements of Friction Injuries in Man. *Am J Ind Med*. 1985;8:473-481.
214. Cua AB, Wilhelm K-P, Maibach HI. Frictional properties of human skin: relation to age, sex and anatomical region, stratum corneum hydration and transepidermal water loss. *Br J Dermatol*. 2006;123(4):473-479. doi:10.1111/j.1365-2133.1990.tb01452.x
215. Zhu YH, Song SP, Luo W, Elias PM, Man MQ. Characterization of skin friction coefficient, and relationship to stratum corneum hydration in a normal chinese population. *Skin Pharmacol Physiol*. 2011;24(2):81-86. doi:10.1159/000321993
216. Sanders JE, Greve JM, Mitchell SB, Zachariah SG. Material properties of commonly-used interface materials and their static coefficients of friction with skin and socks. *J Rehabil Res Dev*. 1998;35(2):161-176.
217. Edin BB, Westling G, Johansson RS. Independent control of human finger-tip forces at individual digits during precision lifting. *J Physiol*. 1992;450:547-564.
218. Cole KJ, Rotella DL, Harper JG. Mechanisms for age-related changes of fingertip forces during precision gripping and lifting in adults. *J Neurosci*. 1999;19(8):3238-3247.
219. Lewis R, Menardi C, Yoxall A, Langley J. Finger friction: Grip and opening packaging. *Wear*. 2007;263:1124-1132. doi:10.1016/j.wear.2006.12.024
220. Tomlinson SE, Lewis R, Carré MJ. Review of the frictional properties of finger-object contact when gripping. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering*. ; 2007:841-850. doi:10.1243/13506501JET313
221. Schreiner S, Rechberger M, Bertling J. Haptic perception of friction — correlating friction measurements of skin against polymer surfaces with subjective evaluations of the surfaces' grip. *Tribol Int*. 2013;63:21-28. doi:10.1016/j.triboint.2012.08.017
222. Skedung L, Danerlöv K, Olofsson U, et al. Tactile perception : Finger friction , surface roughness and perceived coarseness. *Tribology Int*. 2011;44:505-512. doi:10.1016/j.triboint.2010.04.010
223. Liu X, Yue Z, Cai Z, Chetwynd DG, Smith ST. Quantifying touch-feel perception: Tribological aspects. *Meas Sci Technol*. 2008;19(8). doi:10.1088/0957-0233/19/8/084007
224. Skedung L, Arvidsson M, Chung JY, Stafford CM, Berglund B, Rutland MW. Feeling Small : Exploring the Tactile Perception Limits. *Sci Rep*. 2013;3:2617. doi:10.1038/srep02617
225. Vardar Y, Isleyen A, Saleem MK, Basdogan C. Roughness perception of virtual textures displayed by electrovibration on touch screens. In: *2017 IEEE World Haptics Conference (WHC)*. IEEE; 2017:263-268. doi:10.1109/WHC.2017.7989912
226. Camillieri B, Bueno M, Fabre M, Juan B, Lemaire-Semail B, Mouchnino L. From finger friction and induced vibrations to brain activation: Tactile comparison between real and virtual textile fabrics. *Tribol Int*. 2018;126:283-296. doi:10.1016/j.triboint.2018.05.031
227. Biet M, Boulon L, Martinot F, Giraud F, Lemaire-Semail B. Using an ultrasonic transducer: Evidence for an anisotropic deprivation of frictional cues in microtexture perception. *Proc - Second Jt EuroHaptics Conf Symp Haptic Interfaces Virtual Environ Teleoperator Syst World Haptics 2007*. 2007:385-390. doi:10.1109/WHC.2007.123
-

- 
228. Smith AM, Basile G, Theriault-Groom J, Fortier-Poisson P, Campion G, Hayward V. Roughness of simulated surfaces examined with a haptic tool: Effects of spatial period, friction, and resistance amplitude. *Exp Brain Res*. 2010;202(1):33-43. doi:10.1007/s00221-009-2105-x
229. Gibson JJ. The perception of the visual world. *Psychol Rev*. 1962;62:477-491.
230. Lederman SJ, Klatzky RL. Haptic identification of common objects: Effects of constraining the manual exploration process. *Percept Psychophys*. 2004;66(4):618-618. doi:10.4018/jjss.2013010104
231. Johnson KO, Lamb GD. Neural mechanisms of spatial tactile discrimination: neural patterns evoked by braille-like dot patterns in the monkey. *J Physiol*. 1981;310:117-144. <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1359535&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
232. Bensmaia SJ, Hollins M. The vibrations of texture. *Somatosens Mot Res*. 2003;20(1):33-43. doi:10.1080/0899022031000083825
233. Lederman SJ, Taylor MM. Fingertip force, surface geometry, and the perception of roughness by active touch. *Percept Psychophys*. 1972;12(5):401-408. doi:10.3758/BF03205850
234. Arvidsson M, Ringstad L, Skedung L, Duvefelt K, Rutland MW. Feeling fine - the effect of topography and friction on perceived roughness and slipperiness. *Biotribology*. 2017;11:92-101. doi:10.1016/j.biotri.2017.01.002
235. Fagiani R, Massi F, Chatelet E, Costes JP, Berthier Y. Contact of a Finger on Rigid Surfaces and Textiles: Friction Coefficient and Induced Vibrations. *Tribol Lett*. 2012;48(2):145-158. doi:10.1007/s11249-012-0010-0
236. Smith AM, Scott SH. Subjective Scaling of Smooth Surface Friction. *J Neurophysiol*. 1996;75(5):1957-1962.
237. Christel MI. *Hands of Primates*. (Preuschoft H, Chivers DJ, eds.). Vienna: Springer Vienna; 1993. doi:10.1007/978-3-7091-6914-8
238. Tanaka Y, Bergmann Tiest WM, Kappers AML, Sano A. Contact Force and Scanning Velocity during Active Roughness Perception. Tremblay F, ed. *PLoS One*. 2014;9(3):e93363. doi:10.1371/journal.pone.0093363
239. Yoshioka T, Bensmaia SJ, Craig JC, Hsiao SS. Texture perception through direct and indirect touch : An analysis of perceptual space for tactile textures in two modes of exploration. *Somatosens Mot Res*. 2007;24(1-2):53-70. doi:10.1080/08990220701318163
240. Fagiani R, Massi F, Chatelet E, Berthier Y, Sestieri A. Experimental analysis of friction-induced vibrations at the finger contact surface. 2010;224:1027-1035. doi:10.1243/13506501JET722
241. Zhang S, Zeng X, Matthews DTA, et al. Texture design for light touch perception. *Biosurface and Biotribology*. 2017;3(1):25-34. doi:10.1016/j.bsbt.2017.02.002
242. Veijgen NK, Masen MA, van der Heide E. Variables influencing the frictional behaviour of in vivo human skin. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;28:448-461. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.02.009
243. Cua AB, Wilhelm K, Maibach HI. Skin Surface Lipid and Skin Friction: Relation to Age, Sex and Anatomical Region. *Ski Pharmacol*. 1995;8:246-251.
244. Zhang M, Mak AFT. In vivo friction properties of human skin. *Prosthet Orthot Int*. 1999;23:135-141. doi:10.3109/03093649909071625
245. Sivamani RK, Maibach HI. Tribology of skin. In: *IMEchE Part J: J. Eng. Tribol*. Vol 220. ; 2006:729-737. doi:10.1243/13506501JET85
-

- 
246. André T, Lefèvre P, Thonnard J. Fingertip Moisture Is Optimally Modulated During Object Manipulation. *J Neurophysiol.* 2010;103(1):402-408. doi:10.1152/jn.00901.2009
247. Tomlinson SE, Lewis R, Liu X, Texier C, Carré MJ. Understanding the Friction Mechanisms Between the Human Finger and Flat Contacting Surfaces in Moist Conditions. *Tribol Lett.* 2011;41:283-294. doi:10.1007/s11249-010-9709-y
248. Persson BNJ. Capillary adhesion between elastic solids with randomly rough surfaces. *J Phys Condens Matter.* 2008;20:1-11. doi:10.1088/0953-8984/20/31/315007
249. Deleau F, Mazuyer D, Koenen A. Sliding friction at elastomer / glass contact : Influence of the wetting conditions and instability analysis. *Tribol Int.* 2009;42:149-159. doi:10.1016/j.triboint.2008.04.012
250. Derler S, Rotaru G-M. Stick-slip phenomena in the friction of human skin. *Wear.* 2013;301(1-2):324-329. doi:10.1016/j.wear.2012.11.030
251. Tang W, Ge S, Zhu H, Cao X, Li N. The Influence of Normal Load and Sliding Speed on Frictional Properties of Skin. *J Bionic Eng.* 2008;5(1):33-38. doi:10.1016/S1672-6529(08)60004-9
252. Tang W, Chen N, Zhang J, et al. Characterization of Tactile Perception and Optimal Exploration Movement. *Tribol Lett.* 2015;58(2):28. doi:10.1007/s11249-015-0507-4
253. Briscoe BJ, Tabor D. Shear Properties of Thin Polymeric Films. *J Adhes.* 1978;9(2):145-155. doi:10.1080/00218467808075110
254. El-Shimi AF. In vivo skin friction measurements. *J Soc Cosmet Chem.* 1977;28:37-51.
255. Koudine AA, Barquins M. Frictional properties of skin : proposal of a new approach. *Int J Cosmet Sci.* 2000;22:11-20.
256. Sivamani RK, Goodman J, Gitis N V, Maibach HI. Friction coefficient of skin in real-time. *Ski Res Technol.* 2003;9(3):235-239. doi:10.1034/j.1600-0846.2003.20361.x
257. Gitis N, Sivamani R. Tribometry of Skin. *Tribol Trans.* 2004;47:461-469. doi:10.1080/05698190490493355
258. Derler S, Süess J, Rao A, Rotaru G. Influence of variations in the pressure distribution on the friction of the finger pad. *Tribol Int.* 2013;63:14-20. doi:10.1016/j.triboint.2012.03.001
259. Derler S, Schrade U, Gerhardt L. Tribology of human skin and mechanical skin equivalents in contact with textiles. *wear.* 2007;263:1112-1116. doi:10.1016/j.wear.2006.11.031
260. Zhang M, Mo JL, Xu JY, Zhang X, Wang DW, Zhou ZR. The Effect of Changing Fingerprinting Directions on Finger Friction. *Tribol Lett.* 2017;65(2):60. doi:10.1007/s11249-017-0843-7
261. Skedung L, Danerlöv K, Olofsson U, et al. Finger Friction Measurements on Coated and Uncoated Printing Papers. *Tribol Lett.* 2010;37(2):389-399. doi:10.1007/s11249-009-9538-z
262. Elkhyat A, Courderot-masuyer C, Gharbi T, Humbert P. Influence of the hydrophobic and hydrophilic characteristics of sliding and slider surfaces on friction coefficient: in vivo human skin friction comparison. *Ski Res Technol.* 2004;10:215-221.
263. Vilhena LM, Ramalho A. Friction Behavior of Human Skin Rubbing against Different Textured Polymeric Materials Obtained by a 3D Printing Microfabrication Technique. *Tribol Trans.* 2019;62(2):324-336. doi:10.1080/10402004.2018.1543782
264. Skedung L, Harris K, Collier ES, et al. Feeling Smooth: Psychotribological Probing of Molecular Composition. *Tribol Lett.* 2018;66(4):1-10. doi:10.1007/s11249-018-1077-z
265. Zhou X, Mo JL, Jin ZM. Overview of finger friction and tactile perception. *Biosurface and Biotribology.* 2018;4(4):99-111. doi:10.1049/bsbt.2018.0032
-

- 
266. van Kuilenburg J, Masen MA, Groenendijk MNW, Bana V, van der Heide E. An experimental study on the relation between surface texture and tactile friction. *Tribol Int.* 2012;48:15-21. doi:10.1016/j.triboint.2011.06.003
267. Smith AM, Chapman CE, Deslandes M, Langlais JS, Thibodeau MP. Role of friction and tangential force variation in the subjective scaling of tactile roughness. *Exp Brain Res.* 2002;144:211-223. doi:10.1007/s00221-002-1015-y
268. Darden MA, Schwartz CJ. Skin tribology phenomena associated with reading braille print: The influence of cell patterns and skin behavior on coefficient of friction. *Wear.* 2015;332-333. doi:10.1016/j.wear.2014.12.053
269. Tsipenyuk A, Varenberg M. Use of biomimetic hexagonal surface texture in friction against lubricated skin. *J R Soc Interface.* 2014;11(94). doi:10.1098/rsif.2014.0113
270. Zhang S, Rodriguez Urribarri A, Morales Hurtado M, Zeng X, Van Der Heide E. The role of the sliding direction against a grooved channel texture on tool steel: An experimental study on tactile friction. *Int J Solids Struct.* 2015;56:53-61. doi:10.1016/j.ijsolstr.2014.12.005
271. Bertaux E, Lewandowski M, Derler S. Relationship between Friction and Tactile Properties for Woven and Knitted Fabrics. *Text Res J.* 2007;77(6):387-396. doi:10.1177/0040517507074165
272. Tomlinson SE, Lewis R, Carré MJ. The effect of normal force and roughness on friction in human finger contact. *Wear.* 2009;267:1311-1318. doi:10.1016/j.wear.2008.12.084
273. Masen MA. A systems based experimental approach to tactile friction. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(8):1620-1626. doi:10.1016/j.jmbbm.2011.04.007
274. Bobjer O, Johansson SE, Piguet S. Friction between hand and handle. Effects of oil and lard on textured and non-textured surfaces; perception of discomfort. *Appl Ergon.* 1993;24(3):190-202. doi:10.1016/0003-6870(93)90007-V
275. Meftah E-M, Belingard L, Chapman CE. Relative effects of the spatial and temporal characteristics of scanned surfaces on human perception of tactile roughness using passive touch. *Exp Brain Res.* 2000;132:351-361.
276. Fagiani R, Massi F, Chatelet E, Berthier Y, Akay A. Tactile perception by friction induced vibrations. *Tribology Int.* 2011;44:1100-1110. doi:10.1016/j.triboint.2011.03.019
277. van Kuilenburg J, Masen MA, van der Heide E. The role of the skin microrelief in the contact behaviour of human skin: Contact between the human finger and regular surface textures. *Tribol Int.* 2013;65:81-90. doi:10.1016/j.triboint.2012.11.024
278. Darden MA, Schwartz CJ. Investigation of friction mechanisms during the sliding of elastomers against hard parallel-ridge textures. *Tribol Int.* 2013;63:2-7. doi:10.1016/j.triboint.2012.01.005
279. Tomlinson SE, Lewis R, Carré MJ, Franklin SE. Human finger friction in contacts with ridged surfaces. *Wear.* 2013;301:330-337. doi:10.1016/j.wear.2012.12.039
280. Massimiani V, Weiland B, Chatelet E, Cornuault P, Faucheu J, Massi F. The role of mechanical stimuli on hedonistic and topographical discrimination of textures. *Tribol Int.* 2020;143(July 2019):106082. doi:10.1016/j.triboint.2019.106082
281. Bowden FD, Tabor D. *The Friction and Lubrication of Solids.*; 1954.
282. Dowson D. Tribology and the skin surface. In: *In: Wilhelm, K-P, Elsner, P, Berardesca, E, Maibach, H I, (Eds) Bioengineering of the Skin: Skin Surface Imaging and Analysis.* ; 1997:159-179.
283. Kwiatkowska M, Franklin SE, Hendriks CP, Kwiatkowski K. Friction and deformation behaviour of human skin. *Wear.* 2009;267:1264-1273. doi:10.1016/j.wear.2008.12.030
-

- 
284. Pawluk DT V., Howe RD. Dynamic Contact of the Human Fingerpad Against a Flat Surface. *J Biomech Eng.* 1999;121(6):605. doi:10.1115/1.2800860
285. van Kuilenburg J, Masen MA, van der Heide E. Contact modelling of human skin: What value to use for the modulus of elasticity? *Proc Inst Mech Eng Part J J Eng Tribol.* 2012;227(4):349-361. doi:10.1177/1350650112463307
286. Tomlinson SE, Carré MJ, Lewis R, Franklin S. Human finger contact with small, triangular ridged surfaces. *Wear.* 2011;271(9-10):2346-2353. doi:10.1016/j.wear.2010.12.055
287. Greenwood JA, Tabor D. The friction of hard sliders on lubricated rubber: the importance of deformation losses. In: *Proceedings of the Physical Society* 71. ; 1958:989-1001.
288. Yuan Y, Verma R. Measuring microelastic properties of stratum corneum. *Colloids Surfaces B Biointerfaces.* 2006;48(1):6-12. doi:10.1016/j.colsurfb.2005.12.013
289. Pataky TC, Latash ML, Zatsiorsky VM. Viscoelastic response of the finger pad to incremental tangential displacements. *J Biomech.* 2005;38(7):1441-1449. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.07.004
290. Jiang R, Hu J, Yang X, Ding X. Analysis of fingertip/textile friction-induced vibration by time-frequency method. *Fibers Polym.* 2016;17(4):630-636. doi:10.1007/s12221-016-5913-1
291. Zahouani H, Mezghani S, Vargiolu R, Hoc T, El Mansori M. Effect of roughness on vibration of human finger during a friction test. *Wear.* 2013;301(1-2):343-352. doi:10.1016/j.wear.2012.11.028
292. Hu J, Zhang X, Yang X, Jiang R, Ding X, Wang R. Analysis of fingertip/fabric friction-induced vibration signals toward vibrotactile rendering. *J Text Inst.* 2016;107(8):967-975. doi:10.1080/00405000.2015.1077011
293. Di Bartolomeo M, Morelli F, Tonazzi D, Massi F, Berthier Y. Investigation of the role of contact-induced vibrations in tactile discrimination of textures. *Mech Ind.* 2017;18(4). doi:10.1051/meca/2017027
294. Cesini I, Ndengue JD, Chatelet E, Faucheu J, Massi F. Correlation between friction-induced vibrations and tactile perception during exploration tasks of isotropic and periodic textures. *Tribol Int.* 2018;120:330-339. doi:10.1016/j.triboint.2017.12.041
295. Delhayé B, Hayward V, Lefèvre P, Thonnard J. Texture-induced vibrations in the forearm during tactile exploration. *Front Behav Neurosci.* 2012;6(July):1-10. doi:10.3389/fnbeh.2012.00037
296. Wiertelwski M, Lozada J, Hayward V. The Spatial Spectrum of Tangential Skin Displacement Can Encode Tactual Texture. *IEEE Trans Robot.* 2011;27(3):461-472. doi:10.1109/TRO.2011.2132830
297. Scheibert J, Leurent S, Prevost A, Debrégeas G. The Role of Fingerprints in the Coding of Tactile Information Probed with a Biomimetic Sensor. *Science (80- ).* 2009;323:1503-1506.
298. Debrégeas G, Prevost A, Scheibert J, Debrégeas G, Prevost A, Scheibert J. Toucher digital humain : transduction mécanique de l'information tactile et rôle des empreintes digitales To cite this version : HAL Id : hal-00444839 Toucher digital humain : transduction mécanique de l'information tactile et rôle des empreintes digi. 2010.
299. Fagiani R, Massi F, Chatelet E, Berthier Y, Sestieri A. Experimental analysis of friction-induced vibrations at the finger contact surface. In: *In: Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. J. Eng. Tribol.* ; 2009:1027-1035. doi:10.1243/13506501JET722
300. Fishel JA, Loeb GE. Bayesian exploration for intelligent identification of textures. *Front Neurobot.* 2012;6(JUNE):1-20. doi:10.3389/fnbot.2012.00004
-

- 
301. Natsume M, Tanaka Y, Sano A. Skin-propagated vibration for roughness and textures. In: *Proceedings of the 2016 World Automation Congress (WAC)*. ; 2016.
  302. Johnson KL. Contact Mechanics. *Cambridge Univ Press*. 1985.
  303. Sivamani RK, Goodman J, Gitis N V, Maibach HI. Review Coefficient of friction: tribological studies in man - an overview. *Ski Res Technol*. 2003;9:227-234.
  304. Acree MA. Is there a gender difference in fingerprint ridge density? *Forensic Sci Int*. 1999;102:35-44.
  305. O'Meara DM, Smith RM. Static friction properties between human palmar skin and five grabrail materials. *Ergonomics*. 2001;44(11):973-988.
  306. BESSER M, MARPET M, MEDOFF H. Barefoot-Pedestrian Tribometry: In Vivo Method of Measurement of Available Friction between the Human Heel and the Walkway. *Ind Health*. 2008;46(1):51-58. doi:10.2486/indhealth.46.51
  307. Messaoud W Ben, Bueno M, Lemaire-Semail B. Relation between human perceived friction and finger friction characteristics. *Tribol Int*. 2016;98:261-269. doi:10.1016/j.triboint.2016.02.031
  308. Asserin J, Zahouani H, Humbert P, Couturaud V, Mougin D. Measurement of the friction coefficient of the human skin in vivo. *Colloids Surfaces B Biointerfaces*. 2000;19(1):1-12. doi:10.1016/S0927-7765(99)00169-1
  309. Nacht S, Close J. Skin friction coefficient : changes induced by skin hydration and emollient application and correlation with perceived skin feel. *J Soc Cosmet Chem*. 1981;65(April):55-65.
  310. Comaish S, Bottoms E. The Skin and Friction: Deviations from Amonton's Laws, and the Effects of Hydration and Lubrication. *Br J Dermatol*. 1971;84(37-43).
  311. Highley DR, Coomey M, DenBeste M, Wolfram LJ. Frictional properties of skin. *J Invest Dermatol*. 1977;69:303-305.
  312. Wolfram LJ. Friction of skin. *J Soc Cosmet Chem*. 1983;34(8):465-476.
  313. Lodén M, Olsson H, Axéll T, Linde YW. Friction, capacitance and transepidermal water loss (TEWL) in dry atopic and normal skin. *Br J Dermatol*. 1992;126:137-141.
  314. Kenins P. Influence of Fiber Type and Moisture on Measured Fabric-to-Skin Friction. *Text Res J*. 1994;64(12):722-728.
  315. Egawa M, Oguri M, Hirao T, Takahashi M, Miyakawa M. The evaluation of skin friction using a frictional feel analyzer. *Ski Res Technol*. 2002;8:41-51.
  316. Pailler-Mattei C, Nicoli S, Pirot F, Vargiolu R, Zahouani H. A new approach to describe the skin surface physical properties in vivo. *Colloids Surfaces B Biointerfaces*. 2009;68:200-206. doi:10.1016/j.colsurfb.2008.10.005
  317. Han H-Y, Shimada A, Kawamura S. Analysis of friction on human fingers and design of artificial fingers. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Vol 4. IEEE; 1996:3061-3066. doi:10.1109/ROBOT.1996.509177
  318. Goupy JL. *Methods for Experimental Design*.; 1933.
  319. Alsoufi MS, Bawazeer TM. Quantifying assessment of touch-feel perception : an investigation using stylus base equipment and self-touch ( human fingertip ). *J Eng Archit*. 2016;6(2):37-58.
  320. Guest S, Dessirier JM, Mehrabyan A, et al. The development and validation of sensory and emotional scales of touch perception. *Attention, Perception, Psychophys*. 2011;73(2):531-550. doi:10.3758/s13414-010-0037-y
-

- 
321. Ackerley R, Saar K, McGlone F, Backlund Wasling H. Quantifying the sensory and emotional perception of touch: differences between glabrous and hairy skin. *Front Behav Neurosci.* 2014;8(February):1-12. doi:10.3389/fnbeh.2014.00034
322. Aimonetti J-M, Deshayes C, Crest M, Cornuault P-H, Weiland B, Ribot-Ciscar E. Long Term Cosmetic Application Improves Tactile Discrimination in the Elderly; a New Psychophysical Approach. *Front Aging Neurosci.* 2019;11(June):1-7. doi:10.3389/fnagi.2019.00164
323. Borg I, Groenen P. Modern Multidimensional Scaling: Theory and Applications. *J Educ Meas.* 2003;40(3):277-280. doi:10.1111/j.1745-3984.2003.tb01108.x
324. Hollins M, Bensmaïa S, Karlof K, Young F. Individual differences in perceptual space for tactile textures: Evidence from multidimensional scaling. *Percept Psychophys.* 2000;62(8):1534-1544. doi:10.3758/BF03212154
325. Hollins M, Risner SR. Evidence for the duplex theory of tactile texture perception. *Percept Psychophys.* 2000;62(4):695-705.
326. Hollins M, Faldowski R, Rao S, Young F. Perceptual dimensions of tactile surface texture : A multidimensional scaling analysis. *Percept Psychophys.* 1993;54(6):697-705.
327. Yoshioka T, Gibb B, Dorsch AK, Hsiao SS, Johnson KO. Neural coding mechanisms underlying perceived roughness of finely textured surfaces. *J Neurosci.* 2001;21(17):6905-6916. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11517278>.
328. Okamoto S, Nagano H, Yamada Y. Psychophysical Dimensions of Tactile Perception of Textures. In: *IEEE Transactions on Haptics.* Vol 6. ; 2013:81-93. doi:10.1109/TOH.2012.32
329. Hollins M, Goble AK. Perception of the length of voluntary movements. *Somatosens Mot Res.* 1988;5(4):335-348. doi:10.3109/07367228809144635
330. Hollins M, Bensmaïa SJ, Washburn S. Vibrotactile adaptation impairs discrimination of fine , but not coarse , textures. *Somatosens Mot Res.* 2001;18(4):253-262. doi:10.1080/0142159012008964
331. Lederman SJ, Loomis JM, Williams DA. The role of vibration in the tactual perception of roughness. *Percept Psychophys.* 1982;32(2):109-116. doi:10.3758/BF03204270
332. Lederman SJ. Tactual Roughness Perception: Spatial and Temporal Determinants\*. *Can J Psychol.* 1983;37(4):498-511.
333. Hollins M, Bensmaïa SJ, Risner R. The duplex theory of tactile texture perception. In: *In Proceedings of the 14th Annual Meeting of the International Society for Psychophysics. The International Society for Psychophysics Québec, Canada.* ; 1998:115-121.
334. Hollins M, Fox A, Bishop C. Imposed vibration influences perceived tactile smoothness. *Perception.* 2000;29(12):1455-1465. doi:10.1068/p3044
335. Hollins M. Somatosensory Coding of Roughness: The Effect of Texture Adaptation in Direct and Indirect Touch. *J Neurosci.* 2006;26(20):5582-5588. doi:10.1523/jneurosci.0028-06.2006
336. Gescheider GA, Wright JH. Effects of Sensory Adaptation on the Form of the Psychophysical Magnitude Function for Cutaneous Vibration. *J Exp Psychol.* 1968;77(2):308-313. doi:10.1037/h0025746
337. Barnes CJ, Childs THC, Henson B, Southee CH. Surface finish and touch—a case study in a new human factors tribology. *Wear.* 2004;257(7-8):740-750. doi:10.1016/j.wear.2004.03.018
338. Miyaoka T, Mano T, Ohka M. Mechanisms of fine-surface-texture discrimination in human tactile sensation. *J Acoust Soc Am.* 1999;105(4):2485-2492. doi:10.1121/1.426852
339. Morley JW, Goodwin AW, Darian-Smith I. Tactile Discrimination of Gratings. *Exp Brain Res.*
-

- 
- 1983;49:291-299. doi:10.1016/0022-460X(90)90652-G
340. Lamb GD. Tactile discrimination of textured surfaces: peripheral neural coding in the monkey. *J Physiol.* 1983;338(1):567-587. doi:10.1113/jphysiol.1983.sp014690
341. Gescheider GA. *Psychophysics: The Fundamentals, 3rd Ed.* New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.; 1997.
342. Stevens SS. On the psychophysical law. *Psychol Rev.* 1957;64(3):153-181. doi:10.1037/h0046162
343. Nakano K. Information regarding tactile sensation in friction signals with high uncertainty. *Tribol Int.* 2008;41(11):1114-1125. doi:10.1016/j.triboint.2007.12.005
344. Meenes M, Zigler MJ. An Experimental Study of the Perceptions Roughness and Smoothness. *Am J Psychol.* 1923;34(4):542. doi:10.2307/1414056
345. Lederman SJ. Tactile roughness of grooved surfaces: The touching process and effects of macro- and microsurface structure. *Percept Psychophys.* 1974;16(2):385-395. doi:10.3758/BF03203958
346. Lederman SJ, Klatzky RL, Hamilton CL, Ramsay GI. Perceiving Surface Roughness via a Rigid Probe: Effects of Exploration Speed and Mode of Touch. *Haptics-e.* 1999;1(1):1-20. doi:10.1097/mrr.0000000000000082
347. Katz D. The world of touch (LE Krueger, Trans.). *Mahwah NJ Erlbaum.* 1989;(Original.
348. Biggs J, Srinivasan MA. Tangential versus normal displacements of skin: relative effectiveness for producing tactile sensations. In: *Proceedings 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. HAPTICS 2002.* IEEE Comput. Soc; 2002:121-128. doi:10.1109/HAPTIC.2002.998949
349. Dépeault A, Meftah E, Chapman CE. Tactile perception of roughness : raised-dot spacing , density and disposition. *Exp Brain Res.* 2009;197:235-244. doi:10.1007/s00221-009-1907-1
350. Lockhart TE, Woldstad JC, Smith JL, Ramsey JD. Effects of age related sensory degradation on perception of floor slipperiness and associated slip parameters. *Saf Sci.* 2002;40:689-703.
351. Cohen HH, Cohen DM. Psychophysical assessment of the perceived slipperiness of floor tile surfaces in a laboratory setting. *J Safety Res.* 1994;25(1):19-26. doi:10.1016/0022-4375(94)90004-3
352. Yu R, Way K. Perceived floor slipperiness and floor roughness in a gait experiment. *Work.* 2015;50:649-657. doi:10.3233/WOR-141830
353. Li KW, Yu R, Zhang W. Roughness and slipperiness of floor surface: Tactile sensation and perception. *Saf Sci.* 2011;49:508-512. doi:10.1016/j.ssci.2010.11.010
354. Gescheider GA, Wright JH. Roughness perception in tactile channels: Evidence for an opponent process in the sense of touch. *Somatosens Mot Res.* 2013;30(3):120-132. doi:10.3109/08990220.2013.779242
355. Eck J, Kaas AL, Mulders JIJ, Goebel R. Roughness perception of unfamiliar dot pattern textures. *Acta Psychol (Amst).* 2013;143:20-34. doi:10.1016/j.actpsy.2013.02.002
356. Klatzky RL, Lederman SJ, Hamilton C, Grindley M, Swendsen RH. Feeling textures through a probe: Effects of probe and surface geometry and exploratory factors. *Percept Psychophys.* 2003;65(4):613-631. doi:10.3758/bf03194587
357. Lederman SJ, Klatzky RL, Hamilton CL, Ramsay GI. Perceiving roughness via a rigid probe: psychophysical effects of exploration speed and mode of touch. 1999:1-20.
-

- 
358. Lévy E, Lehalle H. La catégorisation des infractions aux règles sociales chez les adolescents : au-delà des circonstances, les progrès de l'abstraction. *Enfance*. 2002;54(2):187. doi:10.3917/enf.542.0187
359. Li W, Zhan ML, Yu QY, Zhang BY, Zhou ZR. Quantitative assessment of friction perception for fingertip touching with different roughness surface. *Biosurface and Biotribology*. 2015;1(4):278-286. doi:10.1016/j.bsbt.2015.11.004
360. Grierson LEM, Carnahan H. Manual exploration and the perception of slipperiness. *Percept Psychophys*. 2006;68(7):1070-1081. doi:10.3758/BF03193710
361. Chiba T, Kuroda S, Yamaguchi M. Modeling the relationship between tactile sensation and physical properties of synthetic leather. *J Ind Text*. 2019;0(0):1-18. doi:10.1177/1528083719830141
362. Chen X, Barnes CJ, Childs THC, Henson B, Shao F. Materials' tactile testing and characterisation for consumer products' affective packaging design. *Mater Des*. 2009;30(10):4299-4310. doi:10.1016/j.matdes.2009.04.021
363. Bensmaïa S, Hollins M. Pacinian representations of fine surface texture. *Percept Psychophys*. 2005;67(5):842-854. doi:10.3758/BF03193537
364. Johnson KO, Hsiao SS. Evaluation of the relative roles of slowly and rapidly adapting afferent fibers in roughness perception. *Can J Physiol Pharmacol*. 1994;72(5):488-497. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7954078>.
365. Blake DT, Hsiao SS, Johnson KO. Neural coding mechanisms in tactile pattern recognition: the relative contributions of slowly and rapidly adapting mechanoreceptors to perceived roughness. *J Neurosci*. 1997;17(19):7480-7489. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9295394>.
366. Cascio CJ, Sathian K. Temporal Cues Contribute to Tactile Perception of Roughness. *J ne*. 2001;21(14):5289-5296.
367. Lawrence MA, Kitada R, Klatzky RL, Lederman SJ. Haptic Roughness Perception of Linear Gratings via Bare Finger or Rigid Probe. *Perception*. 2007;36(4):547-557. doi:10.1068/p5746
368. Aktar T, Chen J, Ettelaie R, Holmes M, Henson B. Human roughness perception and possible factors effecting roughness sensation. *J Texture Stud*. 2017;48(3):181-192. doi:10.1111/jtxs.12245
369. Ramanantoandro T, Larricq P, Eterradosi O. Relationships between 3D roughness parameters and visuotactile perception of surfaces of maritime pinewood and MDF. *Holzforschung*. 2014;68(1):93-101. doi:10.1515/hf-2012-0208
370. Chimata GP, Schwartz CJ. Tactile Discrimination of Randomly Textured Surfaces: Effect of Friction and Surface Parameters. *Biotribology*. 2017;11:102-109. doi:10.1016/j.biotri.2017.01.004
371. Hartcher-O'Brien J, Evers J, Tempelman E. Surface roughness of 3D printed materials: Comparing physical measurements and human perception. *Mater Today Commun*. 2019;19:300-305. doi:10.1016/j.mtcomm.2019.01.008
372. Gescheider GA, Bolanowski SJ, Greenfield TC, Brunette KE. Perception of the tactile texture of raised-dot patterns: A multidimensional analysis. *Somatosens Mot Res*. 2005;22(3):127-140. doi:10.1080/08990220500262018
373. Lederman SJ, Thorne G, Jones B. Perception of texture by vision and touch: Multidimensionality and intersensory integration. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 1986;12(2):169-180. doi:10.1037/0096-1523.12.2.169
-

- 
374. Merabet L, Thut G, Murray B, Andrews J, Hsiao S, Pascual-Leone A. Feeling by Sight or Seeing by Touch? *Neuron*. 2004;42(1):173-179. doi:10.1016/S0896-6273(04)00147-3
375. Merabet LB, Swisher JD, McMains SA, et al. Combined Activation and Deactivation of Visual Cortex During Tactile Sensory Processing. *J Neurophysiol*. 2007;97(2):1633-1641. doi:10.1152/jn.00806.2006
376. Stevens SS, Harris JR. The scaling of subjective roughness and smoothness. *J Exp Psychol*. 1962;64(5):489-494. doi:10.1037/h0042621
377. Green BG. Tactile roughness and the "paper effect." *Bull Psychon Soc*. 1981;18(3):155-158. doi:10.3758/BF03333590
378. Lamotte RH. Psychophysical and neurophysiological studies of tactile sensibility. In: *Clothing Comfort*. ; 1977:83-105.
379. Connor E, Johnson KO. Neural Coding of Tactile Texture : Comparison of Spatial Temporal Mechanisms for Roughness Perception. *J Neurosci*. 1992;12(9):3414-3426.
380. DiCarlo JJ, Johnson KO, Hsiao SS. Structure of Receptive Fields in Area 3b of Primary Somatosensory Cortex in the Alert Monkey. *J Neurosci*. 1998;18(7):2626-2645. doi:10.1523/jneurosci.18-07-02626.1998
381. DiCarlo JJ, Johnson KO. Spatial and Temporal Structure of Receptive Fields in Primate Somatosensory Area 3b: Effects of Stimulus Scanning Direction and Orientation. *J Neurosci*. 2000;20(1):495-510. doi:10.1523/jneurosci.20-01-00495.2000
382. DiCarlo JJ, Johnson KO. Velocity Invariance of Receptive Field Structure in Somatosensory Cortical Area 3b of the Alert Monkey. *J Neurosci*. 1999;19(1):401-419. doi:10.1523/jneurosci.19-01-00401.1999
383. Hollins M, Bensmaïa SJ. The coding of roughness. *Can J Exp Psychol*. 2007;61(3):184-195. doi:10.1037/cjep2007020
384. Taylor MM, Lederman SJ. Tactile roughness of grooved surfaces: A model and the effect of friction. *Percept Psychophys*. 1975;17(1):23-36. doi:10.3758/BF03203993
385. Natsume M, Tanaka Y, Kappers AML. Individual differences in cognitive processing for roughness rating of fine and coarse textures. *PLoS One*. 2019;14(1):1-16.
386. Ekman G, Hosman JAN, Lindstrom B. Roughness, Smoothness, and Preference: a Study of Quantitative Relations in Individual Subjects. *J Exp Psychol*. 1965;70(1):18-26.
387. Bolanowski SJ. Tactile channels and their interactions. In: *In : Fechner Day 98. Proceedings of the Fourteenth Annual Meeting of the International Society for Psychophysics*. ; 1998:103-108.
-

**Titre :** Tribologie et perception tactile de surfaces texturées.

**Mots clés :** Tribologie, Perception tactile, Vibrations induites par frottement, Surfaces texturées

**Résumé :** Contrairement aux sens visuels et auditifs, le codage de l'information tactile est encore méconnu. Dans cette thèse de doctorat, nous nous intéressons aux phénomènes initiaux conduisant l'individu à émettre un jugement sur sa perception de la surface explorée. Dans ce champ d'étude, l'originalité de notre démarche s'appuie sur l'emploi et la confrontation, de quatre piliers méthodologiques : (i) la caractérisation fine des propriétés *in vivo* du doigt ; (ii) la réalisation et la caractérisation d'une variété de surfaces texturées déterministes définies à l'échelle submillimétrique ; (iii) la caractérisation *in vivo* du comportement frictionnel et vibratoire du contact doigt/texture, couplée à une étude numérique de la mécanique de ce contact ; (iv) la quantification de la perception tactile d'un groupe d'individus. Ces recherches ont permis notamment de mettre en évidence que,

bien que les surfaces soient texturées, le coefficient de frottement entre celles-ci et un doigt humain est majoritairement piloté par l'adhésion entre les deux surfaces. Un second résultat majeur issu de ces recherches porte sur l'identification des phénomènes physiques à l'origine de la perception tactile. Nous avons d'abord montré que les surfaces texturées utilisées sont à l'origine de trois dimensions psycho-perceptives : « glissant/bloquant », « vibrant/calme » et « rugueux/lisse ». Nos mesures ont ensuite permis de montrer que l'intensité de la perception du glissement est pilotée uniquement par le coefficient de frottement, tandis que celle de la perception des vibrations l'est à la fois par le coefficient de frottement et par les vibrations induites par frottement. Finalement, l'intensité de la perception de la rugosité dépend uniquement de la dimension des aspérités composant les textures.

**Title:** Tactile tribology and perception of textured surfaces.

**Keywords:** Tribology, Tactile perception, Friction-induced vibrations, Textured surfaces

**Abstract:** The coding of tactile information, as opposed to visual and acoustic, is still misunderstood. This PhD work is focused on the initial phenomena which lead to emit an opinion on the perception of an explored surface. The originality of the work relies on four methodological pillars: (i) the complete characterization of the finger pad properties; (ii) the elaboration and characterization of a variety of determinist textured surfaces at the sub-millimeter scale; (iii) the *in vivo* characterization of the frictional and vibratory behavior of the contact between a finger pad and a textured surface together with a numeric study on the contact mechanics; (iv) the characterization of the tactile perception by a panel of volunteers. It is shown that even though

the surfaces are textured, the friction coefficient between these surfaces and a human finger is mostly driven by adhesion in the contact. A second major outcome concerns the physical phenomena which influence the tactile perception. First, it appears that the textured surfaces used in this study can be discriminated according to three psycho-perceptive dimensions: "slippery", "vibrating" and "rough". Then, the intensity of the slippery perception is solely driven by the friction coefficient, while the vibrating perception is driven by both the friction coefficient and the friction induced vibrations. Finally, the intensity of the roughness perception depends solely on the geometric features of the texture asperities.