



HAL
open science

Rôle des mécanismes de frottement dans l'interaction dispositif médical de compression / corps humain

Bastien Eydan

► **To cite this version:**

Bastien Eydan. Rôle des mécanismes de frottement dans l'interaction dispositif médical de compression / corps humain. Autre. Université de Lyon, 2022. Français. NNT : 2022LYSEM017 . tel-03880664

HAL Id: tel-03880664

<https://theses.hal.science/tel-03880664>

Submitted on 1 Dec 2022

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

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



N° d'ordre NNT : 2022LYSEM017

THÈSE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE LYON
opérée au sein de
l'École des Mines de Saint-Étienne

École Doctorale N° 488
(Sciences, Ingénierie, Santé)

Spécialité de doctorat : Mécanique et ingénierie

Soutenue publiquement le 01/07/2022, par :

Bastien EYDAN

Rôle des mécanismes de frottement dans l'interaction dispositif médical de compression / corps humain

Devant le jury composé de :

M. ALLAIN Jean-Marc	Professeur, École Polytechnique	Rapporteur
M. HAMBLI Ridha	Professeur, Université d'Orléans	Rapporteur
M. ZAHOUANI Hassan	Professeur, École Centrale de Lyon	Examineur
M. CARRÉ Matt	Professeur, University of Sheffield	Examineur
Mme. DIDIER Clémentine	Maître de conférences, École Nationale d'Ingénieur de Saint-Étienne	Examinatrice
Mme. RIMAUD Diana	Ingénieur de recherche, CHU de Saint-Étienne	Examinatrice
M. MOLIMARD Jérôme	Professeur, École des Mines de Saint-Étienne	Directeur de thèse
M. PIERRAT Baptiste	Ingénieur de recherche, École des Mines de Saint-Étienne	Co-encadrant de thèse
M. CONVERT Reynald	Directeur de la recherche et du développement, Thuasne	Invité
M. PERROT Jean-Luc	Professeur dermatologue, CHU de Saint-Étienne	Invité

Spécialités doctorales
 SCIENCES ET GENIE DES MATERIAUX
 MECANIQUE ET INGENIERIE
 GENIE DES PROCEDES
 SCIENCES DE LA TERRE
 SCIENCES ET GENIE DE L'ENVIRONNEMENT

Responsables :
 K. Wolski Directeur de recherche
 S. Drapier, professeur
 F. Gruy, Maître de recherche
 B. Guy, Directeur de recherche
 V.Laforest, Directeur de recherche

Spécialités doctorales
 MATHEMATIQUES APPLIQUEES
 INFORMATIQUE
 SCIENCES DES IMAGES ET DES FORMES
 GENIE INDUSTRIEL
 MICROELECTRONIQUE

Responsables
 M. Batton-Hubert
 O. Boissier, Professeur
 JC. Pinoli, Professeur
 N. Absi, Maître de recherche
 Ph. Lalevé, Professeur

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

ABSI	Nabil	MR	Génie industriel	CMP
AUGUSTO	Vincent	MR	Génie industriel	CIS
AVRIL	Stéphane	PR	Mécanique et ingénierie	CIS
BADEL	Pierre	PR	Mécanique et ingénierie	CIS
BALBO	Flavien	PR	Informatique	FAYOL
BASSEREAU	Jean-François	PR	Sciences et génie des matériaux	SMS
BATTON-HUBERT	Mireille	PR	Mathématiques appliquées	FAYOL
BEIGBEDER	Michel	MA	Informatique	FAYOL
BILAL	Blayac	DR	Sciences et génie de l'environnement	SPIN
BLAYAC	Sylvain	PR	Microélectronique	CMP
BOISSIER	Olivier	PR	Informatique	FAYOL
BONNEFOY	Olivier	PR	Génie des Procédés	SPIN
BORBELY	Andras	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
BOUCHER	Xavier	PR	Génie Industriel	FAYOL
BRUCHON	Julien	PR	Mécanique et ingénierie	SMS
CAMEIRAO	Ana	PR	Génie des Procédés	SPIN
CHRISTIEN	Frédéric	PR	Science et génie des matériaux	SMS
DAUZERE-PERES	Stéphane	PR	Génie Industriel	CMP
DEBAYLE	Johan	MR	Sciences des Images et des Formes	SPIN
DEGEORGE	Jean-Michel	MA	Génie industriel	Fayol
DELAFOSSE	David	PR	Sciences et génie des matériaux	SMS
DELORME	Xavier	PR	Génie industriel	FAYOL
DESRAYAUD	Christophe	PR	Mécanique et ingénierie	SMS
DJENIZIAN	Thierry	PR	Science et génie des matériaux	CMP
BERGER-DOUCE	Sandrine	PR	Sciences de gestion	FAYOL
DRAPIER	Sylvain	PR	Mécanique et ingénierie	SMS
DUTERTRE	Jean-Max	PR	Microélectronique	CMP
EL MRABET	Nadia	MA	Microélectronique	CMP
FAUCHEU	Jenny	MA	Sciences et génie des matériaux	SMS
FAVERGEON	Loïc	MR	Génie des Procédés	SPIN
FEILLET	Dominique	PR	Génie Industriel	CMP
FOREST	Valérie	PR	Génie des Procédés	CIS
FRACZKIEWICZ	Anna	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GAVET	Yann	MA	Sciences des Images et des Formes	SPIN
GERINGER	Jean	MA	Sciences et génie des matériaux	CIS
GONDRAN	Natacha	MA	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
GONZALEZ FELIU	Jesus	MA	Sciences économiques	FAYOL
GRAILLOT	Didier	DR	Sciences et génie de l'environnement	SPIN
GRIMAUD	Frederic	EC	Génie mathématiques et industriel	FAYOL
GROSSEAU	Philippe	DR	Génie des Procédés	SPIN
GRUY	Frédéric	PR	Génie des Procédés	SPIN
HAN	Woo-Suck	MR	Mécanique et ingénierie	SMS
HERRI	Jean Michel	PR	Génie des Procédés	SPIN
ISMAILOVA	Esma	MC	Microélectronique	CMP
KERMOUCHE	Guillaume	PR	Mécanique et Ingénierie	SMS
KLOCKER	Helmut	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
LAFOREST	Valérie	DR	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
LERICHE	Rodolphe	DR	Mécanique et ingénierie	FAYOL
LIOTIER	Pierre-Jacques	MA	Mécanique et ingénierie	SMS
MEDINI	Khaled	EC	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
MOLIMARD	Jérôme	PR	Mécanique et ingénierie	CIS
MOULIN	Nicolas	MA	Mécanique et ingénierie	SMS
MOUTTE	Jacques	MR	Génie des Procédés	SPIN
NAVARRO	Laurent	MR	Mécanique et ingénierie	CIS
NEUBERT	Gilles	PR	Génie industriel	FAYOL
NIKOLOVSKI	Jean-Pierre	Ingénieur de recherche	Mécanique et ingénierie	CMP
O CONNOR	Rodney Philip	PR	Microélectronique	CMP
PICARD	Gauthier	PR	Informatique	FAYOL
PINOLI	Jean Charles	PR	Sciences des Images et des Formes	SPIN
POURCHEZ	Jérémy	DR	Génie des Procédés	CIS
ROUSSY	Agnès	MA	Microélectronique	CMP
SANAUR	Sébastien	MA	Microélectronique	CMP
SERRIS	Eric	IRD	Génie des Procédés	FAYOL
STOLARZ	Jacques	CR	Sciences et génie des matériaux	SMS
VALDIVIESO	François	PR	Sciences et génie des matériaux	SMS
VIRICELLE	Jean Paul	DR	Génie des Procédés	SPIN
WOLSKI	Krzystof	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
XIE	Xiaolan	PR	Génie industriel	CIS
YUGMA	Gallian	MR	Génie industriel	CMP

Frictione in cute, non est semper bonum.

Cela n'a probablement aucun sens, mais il fallait bien commencer par quelque chose.

Remerciements

Ah les remerciements! Une vraie épreuve que de prendre du recul pour dresser un bilan de ces quatre années de thèses. Oui quatre. Oui, c'est long! Parfois si long que par moment je me suis (re)demandé ce qui m'avait poussé à emprunter cette voie. Cependant, de la même manière que sur une course de trail, et j'ai eu le bonheur d'expérimenter la chose pendant ces années de thèse, passer la ligne d'arrivée, accomplir un défi, en finir après avoir donné le maximum, c'est un soulagement qui remplit de fierté. J'ai traversé cette épreuve par étapes. Dès le début j'ai souvent pensé à la ligne d'arrivée mais elle semblait pendant bien longtemps très loin. Et en me rapprochant de la conclusion je me suis souvent refait le film. Les différentes difficultés traversées m'auront permis d'apprendre énormément, peut-être même plus que ce que je n'avais imaginé en m'engageant sur la ligne de départ. Elles m'auront aussi rendu plus persévérant. Finalement, je l'ai gravie cette montagne, je l'ai réussi ce défi! Pas tout seul, bien évidemment.

Avant tout, il me faut remercier le Pr.Ridha Hambli et le Pr.Jean-Marc Allain pour la lecture et l'évaluation de mon manuscrit ainsi que pour les retours que vous m'avez faits à l'écrit et les échanges que nous avons pu avoir lors de la soutenance. Pr.Matt Carré, vous êtes l'une des rares personnes avec qui j'ai eu l'occasion d'échanger sur mon travail lors d'une conférence étant donné la situation liée au COVID-19. J'ai apprécié votre enthousiasme et la simplicité de notre discussion, je vous remercie d'avoir accepté de participer à ma soutenance. Dr.Clémentine Didier merci pour votre participation au jury et pour les propositions de corrections de ce manuscrit.

Il est maintenant temps de remercier officiellement ma " Dream Team " d'encadrement.

Jérôme, je ne suis pas sûr que tu aies vu en moi un thésard potentiel la première fois que tu m'as eu en cours, en Toolbox "Méthodes expérimentales" lors de ma deuxième année à l'école des Mines. Pas certain non plus après mon projet de troisième année que tu as co-encadré. Je te remercie de la confiance que tu m'as donnée en me proposant cette aventure. J'ai donc passé plus ou moins 5 années d'étude sous ta supervision. Merci pour ta disponibilité et ta gentillesse pendant toutes ces années. Tu as bien souvent su être à l'écoute et trier les idées tout en me laissant suffisamment d'autonomie pour que j'apprenne aussi par moi-même. Merci pour tout ce que tu m'as appris et merci encore pour l'assistance pour mes petites blessures lors de mes déplacements à vélo.

Baptiste, je pense que tous les étudiants que tu as pu suivre te le disent, mais je me dois d'en remettre une couche : qu'est-ce qu'on ferait sans ton aide précieuse! Toujours des bons conseils, des pistes de solutions, toujours calme et toujours des explications

limpides. Je souhaite à tous les thésards d'avoir un Baptiste dans leur encadrement, c'est le pied !

Pierre, je suis venu te voir un certain nombre de fois avec des dizaines de questions et d'incertitudes sur la pertinence de ce que je faisais. Et à chaque fois tu m'as redonné un coup de boost et un cap à suivre. J'ai adoré ces échanges avec toi, et tu m'as souvent dit que tu aimais aussi particulièrement ces discussions scientifiques trop rares à ton goût. Merci aussi pour toutes les discussions sur nos pratiques sportives et leurs à-côtés. J'ai encore du mal à m'y mettre vraiment mais c'est grâce à toi que je me suis intéressé à la nutrition sportive. Tu es parti après 2 ans chercher un terrain de jeu qui te conviendrait mieux et je te souhaite de continuer à t'épanouir dans cette nouvelle vie. Au plaisir de te croiser dans le Diois ou dans le Vercors !

Merci à vous trois, pour votre bonne humeur en toutes circonstances. Merci pour votre légèreté en réunion, je ne sais pas combien de jeux de mots je n'ai pas compris, pour autant j'ai bien ri.

Faire cette thèse au CIS fut une chance notamment parce que cela m'a permis d'évoluer dans un environnement multidisciplinaire. Au-delà des aspects universitaire et recherche que l'école des Mines représente, ce travail baigne dans un contexte médical et industriel. Vous me voyez venir, de nombreuses personnes m'ont aidé tout au long de ce projet et je vais essayer de les remercier comme il se doit.

Tout d'abord, monsieur Calmels, merci infiniment pour votre extrême gentillesse et votre disponibilité. Vos nombreuses questions et réflexions m'auront poussé à prendre en compte un maximum de détails dans la réalisation de l'essai clinique. Ce fut très agréable de travailler à vos côtés notamment lors des visites d'inclusion. Diana, sans ton aide je pense que ce protocole clinique n'aurait jamais vu le jour. Je serai probablement encore en train de galérer pour comprendre cet exercice mystérieux qu'est la rédaction d'un CPP. Jean-Luc, merci de nous avoir suivi dans ce projet clinique et de m'avoir ouvert les portes du service de dermatologie. Hassan, merci pour l'accueil au LTDS et pour l'aide sur les préparatifs de ce projet.

Sans l'aide des personnes chez Thuasne, ce projet n'aurait pas non plus été possible. Merci beaucoup Reynald pour votre accompagnement pendant ces quatre années et pour avoir répondu présent à chaque fois que nous vous avons sollicité. Un très gros merci aussi pour l'équipe recherche clinique, Stéphanie, Alyssia et Astrid pour votre aide avant, pendant et après l'essai clinique. Je reste impressionné par votre réactivité et votre efficacité qui ont permis de rendre concret notre projet d'étude clinique.

Que de personnes rencontrées dans ce laboratoire... Essayons de reprendre les choses dans l'ordre.

Le bureau V1, qui m'a accueilli au CIS. Aymeric, c'est toi qui m'a trouvé dans le couloir du labo et qui m'a fait découvrir ce bureau où j'allais passer un petit bout de vie. Merci pour l'initiation aux mots fléchés, c'est devenu récurrent. Je ne comprends toujours pas comment tu faisais pour paraître si calme alors que tu écoutais du métal quasiment toute la journée. Radha tu es sans doute celui avec qui j'ai le plus partagé de choses entre les sorties vélo et les quatre mois de coloc ! Tu es même venu découvrir l'Auvergne chez moi pour y courir et te régaler de fromage évidemment. J'espère que ça ne te manque pas trop en Norvège, essaye de te contrôler pour ne pas te rendre malade la prochaine fois que tu en mangeras ! Et pour finir, Mohsen, félicitations pour ta thèse qui n'a pas été simple sur la fin. Je t'attends toujours pour aller courir avec des chaussures autres que des Stan ou

des Derbies. Ali tu as rejoint le bureau après leurs départs, merci pour ta gentillesse et ta bienveillance.

Vient ensuite le bureau voisin avec Nico, Joseph, Joan et Claudie. Sacrée ambiance entre les chants de Nico et l'animation assurée par Joan. Du début à la fin vous m'êtes tous apparus comme des machines de travail. Nico, Joseph et Joan, parmi les plus gros mangeurs que j'ai rencontrés. Nico j'espère te croiser bientôt pour te voir t'extasier devant un bon repas et quelques bières! Joseph, j'espère que le BUL ne te manque pas trop ou que tu as trouvé un équivalent où que tu sois. Joan, je suis vraiment content de t'avoir eu comme coloc sur la fin, j'ai hâte d'entendre parler de tes prochaines aventures en montagne ou à vélo.

L'équipe vélo composée de Nico, Joan et Radha, se complète d'ailleurs avec Tristan et (petit) Baptiste. Des beaux week-ends de vélo, ou de bouffe j'arrive plus bien à savoir. Baptiste, malgré ces expériences avec du matos bien pourri avec lequel tu auras bien ramé tu t'es découvert une passion. J'espère que tu continueras à nous sortir des dingeries comme ton trajet pour rallier Andorre ou celui pour faire Sainté-Clermont et retour.

De l'autre côté de l'étage, exilées chez I4S, je ne vous oublie pas Laure et Zeineb. Laure, vu le nombre de personnes qu'on connaissait en commun avant de se rencontrer je ne doute pas qu'on se recroise dans des endroits improbables. D'ailleurs il faudra bien vous résigner à venir voir Bort-les-Orgues un jour où l'autre avec Raph. N'oubliez pas de me prévenir à cette occasion. Zeineb, je suis tellement content pour toi que tu en aies terminé de cette thèse. Je te souhaite de t'épanouir à fond dans tes futurs projets. Et merci encore pour les petites attentions sucrées qui venaient de Tunisie :D.

Après les départs des membres de la V1 du bureau, une V2 s'est vite installée avec Federica, Beatrice et Aicha. Je vous souhaite à toutes les trois de finir vos thèses avec le moins de stress possible. Fede, Bea, merci pour les quelques bonnes soirées et repas avec toute l'équipe (Joan, Marta, Audrey, Leslie (coach natation) et Aubin).

Et encore tellement plus de personnes au CIS. Françoise, Amélie et Vincent, merci pour toute l'aide que vous m'avez apportée. Je pense que je ne mesure pas réellement toutes les choses dont je n'ai pas eu à me soucier grâce à vous. Nicolas, merci beaucoup pour tout ce que tu as apporté à mon travail de thèse. Merci aussi de ne pas t'être trop moqué de mes conceptions CAO foireuses. Woo-Suck et Claire merci de m'avoir fait participer à vos heures d'enseignements. Woo-Suck je te souhaite une bonne retraite remplie d'heures de golf et de ski. La team footing, variable, avec Jérôme, Thierry, Fanette, (grand) Baptiste, Vincent et quelques fois Yoann. Fanette, tu avais encadré mon projet de troisième année avec Jérôme, c'était drôle de te recroiser pour la "fin" de ma thèse. Merci beaucoup pour le temps que tu as pris pour répondre à mes questions et pour préparer ma soutenance. Cyriac et Salma, merci pour les discussions et les bonnes rigolades du midi. On a parfois eu du mal à se remettre au boulot. Mais aussi Asma, Romain, Afafe, Cristina, Stéphane, Raksmei, Nathalie, Coralie, Lara, Gwendoline, Laurent, Jérémie, Miquel, Benjamin, Felipe, Victor, Nour, Sophie. Merci pour ces 4 années, merci pour les moments partagés.

Pfiou déjà un gros morceau de fait! Et pourtant ce n'est pas le plus simple qui est à venir...

Jules, Hugo, ce fut un énorme plaisir, et une véritable chance, de partager cette aventure avec vous après déjà 3 années ensemble à l'école des Mines. On aura quand même bien mangé, bien ri, bien couru et bien comaté. Entre les sorties trails, les soirées films, les sorties traquenards à Lyon (au Kelly's) et les repas de Noël avec le reste de l'équipe, on

a pas toujours ménagé ni nos estomacs, ni nos foies, ni nos jambes. À cette équipe il me faut ajouter Vic et donc évoquer les combos Ninkasi / match du LOU ou encore raclette / Miss France / Skimania! Depuis le temps que tu viens tous les ans en Auvergne tu fais presque partie de la famille, j'espère que ton futur en tant que boulanger te permettra de continuer d'y venir et de faire les autres week-ends trail. À tous les trois un très très gros merci, même si la team AURA continue de se disperser je ne doute pas qu'on se retrouvera vite!

Non loin de là on retrouve Élo et Jules Jules pour quelques traquenards supplémentaires de course à pied. Jamais moins de 20 bornes les sorties sinon c'est pas marrant hein! Heureusement qu'on sait se venger sur les brunchs et la sieste ensuite pour la partie réconfort.

Ronan et Thomas, merci d'être toujours aussi présents depuis maintenant 10 et 8 ans. Groooooose mention très spéciale pour votre présence le soir de la soutenance!!

Et puis il y a eu l'ASEC, un bon moyen détourné (ou peut-être pas si détourné que ça) de se faire quelques copains pour l'apéro. Carine, Marion, Mathilde, Corentin, Cyriac, Élodie, les bons copains pour faire un apéro par mois pour décider de comment en organiser un deuxième. Félicitations à tous pour vos thèses! Grâce à l'ASEC j'ai quand même pu participer à l'organisation de Pint of Science, encore un bon moyen de faire quelques réunions-apéro, notamment avec Martin et Arthur.

Merci beaucoup à ma famille pour le soutien que vous m'avez apporté pendant toute cette aventure. La famille Eydan, la famille Kohlhaas, la famille Roux et la famille Merle, merci à tous. Cela n'a pas été toujours simple de vous expliquer mon travail et ce que cela signifie d'être doctorant. Je suis très heureux que vous ayez pu être aussi nombreux à assister à la soutenance, dans la salle comme en visio même depuis l'Irlande et le Danemark! Au-delà de cet événement qu'est la soutenance pour un thésard, ce fut une journée chargée en émotions grâce à des retrouvailles qu'on n'osait plus attendre. Des émotions dont on aura su profiter en prolongeant le plaisir l'après-midi puis grâce à une très belle soirée.

Ma Floflo!! C'est bon j'ai pas laissé trop de fautes d'orthographe?? Merci, merci, merci à toi pour ton soutien sans faille tout au long de ce périple. Tu as été si compréhensive, toujours à l'écoute de mes plaintes et de mes questionnements et tu as su me remotiver dans les moments un peu plus difficiles. Merci pour ton sourire et ton rire qui me donnent tant de bonheur. Merci!

Table des matières

Remerciements	5
Table des matières	11
Liste des figures	17
Liste des tableaux	20
Introduction générale	21
1 Contexte	25
1.1 Les dispositifs de compression et de contention médicale	26
1.1.1 Les différents types de dispositifs	26
1.1.2 Pathologies associées	27
1.1.3 Les bas médicaux de compression : structure, mode d'action et autres indications	29
1.2 Anatomie et fonctions de la peau	31
1.2.1 Les différentes couches et leurs fonctions	32
1.2.2 Système nerveux cutané	36
1.2.3 Comportement mécanique	37
1.2.4 L'irritation cutanée	38
1.3 Tribologie de la peau	40
1.3.1 Modèles mécaniques utilisés en tribologie de la peau	40
1.3.2 Travaux expérimentaux	43
1.3.3 Modélisation numérique du frottement avec la peau	51
1.3.4 Études cliniques de l'irritation cutanée d'origine mécanique	53
1.4 Synthèse et propositions	54
2 Étude expérimentale de l'effet des mécanismes de frottement dans l'épaisseur de la peau	57
2.1 Introduction	58
2.2 Conception d'un banc de mesure	59
2.2.1 Matériel	59
2.2.2 Logiciel	61
2.3 La corrélation d'images numériques	61
2.3.1 Principe	61

2.3.2	Description de la méthode de CIN utilisée	62
2.3.3	Avantages, inconvénients et pré-requis	64
2.3.4	Applications dans le domaine de la biomécanique	66
2.4	Évaluation de la méthode	67
2.4.1	Préparation des échantillons	67
2.4.2	Mesure des champs de déformation	68
2.4.3	Mesure du frottement	72
2.5	Étude de l'influence de l'état de surface de la peau et du matériau de contact	74
2.5.1	Objectifs	74
2.5.2	Préparation des échantillons	74
2.5.3	Protocole de mesure	75
2.5.4	Traitement de données	76
2.5.5	Résultats	76
2.5.6	Discussion	82
2.5.7	Limitations et pistes d'amélioration	84
2.6	Conclusion	85
3	Étude clinique : Analyse des facteurs biomécaniques pouvant déterminer une	
	intolérance cutanée induite par le frottement de textiles de compression sur la	
	peau	87
3.1	Introduction et objectifs	88
3.1.1	Orthèses de compression et complications associées : Étude préliminaire	88
3.1.2	Peau et irritations cutanées	89
3.1.3	Textile et irritations cutanées	91
3.1.4	Justification de la recherche clinique et objectifs	91
3.2	Matériel et méthodes	93
3.2.1	Critères d'inclusion	93
3.2.2	Dispositifs étudiés	93
3.2.3	Zones de mesure	94
3.2.4	Évaluation des propriétés de la peau	95
3.2.5	Évaluation de l'irritation cutanée	98
3.2.6	Évaluation du ressenti des volontaires	100
3.2.7	Déroulement de l'étude	100
3.2.8	Analyses statistiques	102
3.3	Résultats et discussion	103
3.3.1	Description du panel de volontaires	103
3.3.2	Caractéristiques biophysiques des peaux étudiées	103
3.3.3	Occurrence et intensité des irritations	106
3.3.4	Facteurs influençant l'apparition des irritations	106
3.3.5	Prédiction du développement d'une irritation	111
3.3.6	Évolution des paramètres biophysiques après utilisation des dispositifs	114
3.3.7	Ressenti des volontaires	116
3.4	Analyse des résultats du protocole clinique	116
3.5	Limites et perspectives	118
3.6	Conclusion	120

4	Mise en place d'un modèle éléments finis de peau	123
4.1	Introduction	124
4.2	Présentation du modèle éléments finis de la peau	124
4.2.1	La peau	125
4.2.2	Le contact	126
4.2.3	Étapes et conditions aux limites	127
4.2.4	Méthode de construction des modèles pour la simulation	127
4.3	Identification des propriétés des différentes couches de la peau par méthode inverse.	128
4.3.1	Introduction et objectifs	128
4.3.2	Méthode	129
4.3.3	Résultats	134
4.3.4	Discussion	138
4.3.5	Conclusion	140
5	Étude de l'effet des propriétés morphologiques et mécaniques de la peau sur les irritations cutanées d'origine mécanique par une approche numérique	143
5.1	Introduction et objectifs	144
5.2	Méthode	145
5.2.1	Dimensionnement	145
5.2.2	Modèle numérique et variables de réponse	146
5.2.3	Plans d'expériences	148
5.3	Résultats	149
5.3.1	Étape de criblage	149
5.3.2	Interactions et non-linéarités	151
5.3.3	Prédiction à partir des données de l'essai clinique	153
5.4	Discussion	154
5.4.1	Effets des paramètres mécaniques et morphologiques de la peau sur son état mécanique	154
5.4.2	Modélisation mécanique et irritations cutanées	155
5.5	Conclusion	156
	Conclusion générale	159
	Bibliographie	165

Liste des figures

1.1	Différents types de dispositifs de compression. De gauche à droite : une ceinture de soutien lombaire, une genouillère, une chevillière, des chaussettes de compression, des bas de compression, une bande de compression [1].	26
1.2	Exemples de structures de textile tissé (gauche) et tricoté (droite).	30
1.3	Différents types de bande d'antiglisse utilisés sur des bas de compression.	31
1.4	Structure de l'épiderme [34].	32
1.5	Structure schématisée de la jonction dermo-épidermique [38].	34
1.6	Organisation de la circulation sanguine cutanée (d'après [44]).	35
1.7	Vue d'ensemble des récepteurs nerveux cutanés (d'après [47]).	36
1.8	A gauche : Schématisation de l'évolution de l'organisation des fibres de collagène de la peau associée à une courbe contrainte-déformation typique en traction. A droite : Courbe contrainte-déformation typiquement obtenue lors d'un essai de traction cyclique, montrant le comportement viscoélastique de la peau. D'après Benítez & Montáns [52].	38
1.9	Schématisation des distributions de pression modélisées par les théories de DMT (gauche) et de JKR (droite).	42
1.10	Exemples de peau humaine de 4 zones anatomiques différentes (DHS : dos de la main, PHS : paume de la main, DFS : dos du pied, PFS : plante du pied) colorées par différentes méthodes (H&E : hemalun et éosine, FMP : FontanaMasson-Picrosirius) [107]. Barre d'échelle : $100\mu m$; E : épiderme; D : derme.	46
1.11	Influence de la quantité d'eau présente à l'interface de contact avec la peau sur le coefficient de frottement d'après Derler et al. [108].	48
1.12	Courbe de Stribeck montrant l'influence de la vitesse sur le mécanisme de frottement lors d'un contact lubrifié [121]. BL : lubrification limite, ML : lubrification mixte, Full Film Lubr. : lubrification par film fluide.	50
2.1	Photographies du banc de mesure vu de face (A) avec un point de vue rapproché sur l'échantillon (B) et vu de dessus (C). Schémas descriptifs du fonctionnement du banc de mesure vu de face (D) et de dessus (E).	59
2.2	Interface du logiciel LabVIEW utilisé pour contrôler les paramètres de l'acquisition avec le banc de mesure conçu.	60
2.3	Principe de la méthode de corrélation d'images numériques en 2D. Image modifiée à partir de Palanca et al. [166].	61

2.4	Essai de différents agents de coloration sur des échantillons de couenne de porc. A : Peau à l'état naturel ; B : Hémalun ; C : Bleu de toluidine ; D : Eosine ; E : Hémalun et Eosine.	67
2.5	Essai de différentes combinaisons de durées d'immersion dans les solutions d'hémalun et d'éosine.	68
2.6	Erreur sur les déformations E_{xx} (gauche), E_{yy} (milieu) et E_{xy} (droite) liée à la distorsion de la caméra en fonction de la position sur le champ de vue. .	69
2.7	Image de la section d'un échantillon de peau au naturel (gauche), après coloration HE (milieu) et après l'application des pré-traitements d'images (droite).	70
2.8	Évolution de l'erreur moyenne de mesure des champs de déplacements (gauche) et des champs de déformation (droite) par CIN en fonction de la taille de la fenêtre de corrélation. Les champs de déformations sont obtenus en utilisant une fenêtre de rayon 9.	71
2.9	Représentation schématique de la méthode utilisée pour mesurer les coefficients de frottement statique (μ_s) et dynamique (μ_d) ainsi que la longueur d'adhésion (L_{adh}) sur un exemple de courbe de ratio force tangentielle / force normale obtenue à partir des signaux du capteur de force.	72
2.10	Coefficients de frottement statique (moyenne \pm écart-type) mesurés avec l'indenteur en acier (gauche) et couvert de silicone (droite) contre une surface en acier pour différentes charges normales et vitesses de glissement. .	73
2.11	Découpe des échantillons sur un morceau de peau abdominale.	75
2.12	Évolution du ratio de la force tangentielle sur la force normale (moyenne et écart-type (σ)) lors du dernier cycle de frottement pour chaque condition de contact. A gauche pour les échantillons bruts, au milieu pour les échantillons dont la surface a été nettoyée, à droite pour les échantillons nettoyés et endommagés par tape-stripping.	77
2.13	Cartes montrant l'évolution moyenne des champs de déformation longitudinale verticale (E_{yy}), après mise en charge et lors du frottement, pour les 9 différentes conditions de contact testées.	79
2.14	Cartes montrant l'évolution moyenne des champs de déformation longitudinale horizontale (E_{xx}), après mise en charge et lors du frottement, pour les 9 différentes conditions de contact testées.	80
2.15	Cartes montrant l'évolution moyenne des champs de déformation en cisaillement (E_{xy}), après mise en charge et lors du frottement, pour les 9 différentes conditions de contact testées.	81
3.1	Structures des bandes de fixation d'anti-glisse pour les deux modèles de bas médicaux de compression étudiés.	94
3.2	Zones auxquelles les mesures de caractérisation de la peau et de son état ont été réalisées avant et après utilisation des dispositifs de compression. .	94
3.3	Exemple d'application de la projection de frange sur l'un des moulages effectué au niveau du creux poplité lors de l'étude (gauche). Carte topographique du profil mesuré (droite).	96
3.4	Schéma explicatif de la mesure de la largeur des motifs à la ligne moyenne sur un profil de rugosité.	97
3.5	Exemple d'images obtenues avec le LC-OCT (gauche) et l'échographie (droite) avec description des mesures effectuée.	98

3.6	Résumé des différentes étapes de l'étude clinique.	100
3.7	Résumé des variables descriptives de la population testée lors de ce protocole clinique.	103
3.8	Résumé des variations inter-zones des caractéristiques biophysiques mesurées. Pour chaque zone sont indiquées la moyenne et l'intervalle de confiance à 95%. Les différences significatives entre les zones sont indiquées par des astérisques : *** < 0,001 ; ** < 0,01 ; * < 0,05. Les paramètres représentés sur cette figure sont : les épaisseurs de l'hypoderme (E_h), du derme (E_d), de l'épiderme (E_e) et de la couche cornée (E_{sc}), la rugosité moyenne (R_a), la hauteur 10 points (R_z), la largeur moyenne des motifs dans la direction longitudinale ($R_{sm,0}$) et dans la direction circonférentielle ($R_{sm,90}$), la rugosité quadratique (R_q), le coefficient d'asymétrie (R_{sk}), le coefficient d'aplatissement (R_{ku}), l'élasticité instantanée initiale ($ISE0$), les températures initiales moyenne ($T_{moy,0}$), minimale ($T_{min,0}$) et maximale ($T_{max,0}$), et le débit sanguin initial (BPO).	104
3.9	Zones d'occurrence des irritations en fonction du modèle de bas (gauche). Occurrence de chaque degré d'intensité d'irritation cutanée pour chaque modèle de bas, uniquement dans la zone du haut de cuisse (droite).	106
3.10	Carte des coefficients de corrélation de Spearman pour une grande partie des variables mesurées au niveau de la zone du haut de cuisse uniquement. Les corrélations significatives sont indiquées par des astérisques : *** < 0,001 ; ** < 0,01 ; * < 0,05. Pour les corrélations significatives, la force de la corrélation est repérée par une couleur de plus en plus saturée lorsque la valeur absolue du coefficient se rapproche de 1,0. Les paramètres pris en compte sur cette figure sont : le score d'irritation obtenu ($Score$), la rugosité moyenne (R_a), la hauteur 10 points (R_z), la largeur moyenne des motifs dans la direction longitudinale ($R_{sm,0}$) et dans la direction circonférentielle ($R_{sm,90}$), la rugosité quadratique (R_q), le coefficient d'asymétrie (R_{sk}), le coefficient d'aplatissement (R_{ku}), la température initiale moyenne ($T_{moy,0}$), l'élasticité instantanée initiale ($ISE0$), le débit sanguin initial (BPO), les épaisseurs de l'hypoderme (E_h), du derme (E_d), de l'épiderme (E_e) et de la couche cornée (E_{sc}), les taux de variation de température moyenne (ΔT_{moy}), d'élasticité instantanée (ΔISE) et de débit sanguin (ΔBP), l'âge, et l'indice de masse corporelle (IMC).	108
3.11	Évolution des paramètres biophysiques avant-après utilisation des bas médicaux de compression toutes zones confondues (ligne du haut), et en fonction de la zone anatomique (ligne du bas).	115
3.12	Nombre d'occurrence de chaque sensation proposée chez les volontaires en fonction du modèle de bas (haut). Pour les sensations ayant obtenu un minimum de 5 mentions pour chaque modèle, nombre de fois que chaque note a été attribuée (bas), la note de 4 n'ayant jamais été attribuée.	117
4.1	Exemple de modèle élément finis de peau avec son maillage.	125

4.2	Exemple de données expérimentales. A : Champs de déplacements horizontaux et verticaux obtenus par corrélation d'images numériques pour un échantillon à 5% de pré-tension et à trois charges normales successives ($F_N = 0g$, $F_N = 50g$, $F_N = 100g$). B : Images montrant la mesure du déplacement de la sonde cylindrique par suivi du repère prévu à cet effet (gauche) et courbe de force-déplacement correspondante (droite). Les signaux de forces sont obtenus par le capteur de force 6-axes du dispositif de mesure.	130
4.3	Schéma descriptif du processus d'optimisation mis en place et répété pour huit jeux de paramètres initiaux différents pour les deux modèles testés. . .	133
4.4	Force normale en fonction du déplacement vertical de la sonde d'indentation aux différents niveaux de pré-tension de la peau pour les 4 échantillons. Les données expérimentales sont représentées en trait plein. Les courbes obtenues pour la solution d'optimisation avec le modèle linéaire sont en pointillés, celles pour le modèle Ogden sont en tirets.	135
4.5	Champs de déplacement horizontaux (haut) et verticaux (bas) obtenus numériquement en utilisant le modèle non linéaire de Ogden. La configuration présentée correspond à l'échantillon 4, à 10% de pré-tension et pour le chargement maximal.	136
4.6	Exemples de cartographies des écarts entre les déplacements prédits par les simulations numériques et ceux mesurés expérimentalement. A : erreur sur les déplacements horizontaux avec le modèle linéaire (gauche) et de Ogden (droite). B : erreur sur les déplacements verticaux avec le modèle linéaire (gauche) et de Ogden (droite).	137
4.7	Sensibilité de la fonction objectif aux différents paramètres des modèles linéaire élastique (gauche) et non linéaire de Ogden (droite) autour de la solution identifiée.	138
4.8	Sensibilité des deux composantes de la fonction objectif aux différents paramètres du modèle de Ogden autour de la solution identifiée pour l'échantillon n°1.	139
5.1	Exemple de modèle éléments finis de peau avec son maillage.	147
5.2	Diagramme en barres des coefficients des régressions linéaires effectuées sur les résultats du plan de criblage pour les variables de sortie de cisaillement maximal, de pression maximale et de cisaillement surfacique maximal. Les niveaux de significativité des coefficients sont indiqués par des astérisques : *** < 0,001 ; ** < 0,01 ; * < 0,05. Les courbes de Pareto sont superposées à ces diagrammes, elles représentent l'influence cumulée des paramètres des modèles de régression et se lisent sur l'axe de droite.	150
5.3	Valeurs des coefficients des modèles quadratiques de régression pour les variables de réponses de cisaillement maximal, de pression maximale et de cisaillement surfacique maximal. Les cases noires indiquent les coefficients n'ayant pas dépassé le seuil de significativité de 95%.	151

-
- 5.4 Influence des différents paramètres μ , μ_E , R_a et R_{sm} sur les différents modèles de surfaces de réponse interpolées pour $R_{sk} = 0$ (haut) et pour $R_{sk} = +1$ (bas). La visualisation de ces courbes à deux valeurs différentes de R_{sk} met en évidence les interactions non-linéaires entre les différents paramètres de rugosité. Les barres verticales orange indiquent le niveau des paramètres pour les autres graphiques de la même ligne. 152
- 5.5 Prédiction du cisaillement surfacique maximal, du cisaillement maximal et de la pression maximale à partir des données cliniques mesurées dans la zone de la bande d'antiglisse en silicone. Coloration des différents points prédits en fonction du score d'irritation observé. 153

Liste des tableaux

1.1	Classification des troubles veineux en fonction de la gravité des symptômes et niveau de pression recommandé pour le traitement [6].	28
2.1	Moyennes \pm écart types des coefficients de frottement statique (μ_s) et dynamique (μ_d) et de la longueur d'adhésion (L_{adh}) calculées sur le cinquième et dernier cycle de glissement pour les 9 conditions expérimentales.	77
3.1	Échelle d'évaluation visuelle des réactions irritantes, standardisée et recommandée par le groupe international de recherche sur la dermatite de contact (ICDRG) [230]	90
3.2	Classification du phototype selon l'échelle de Fitzpatrick [256].	101
3.3	Valeurs p résultantes des tests de Student et de Mann-Whitney visant à déterminer les différences significatives entre les moyennes des groupes de niveaux d'irritation pour chaque paramètre biophysique mesuré. Les seuils de significativité sont repérés par des astérisques : ** $< 0,01$; * $< 0,05$	110
3.4	Tableau résumant l'influence des paramètres du modèle de régression logistique pour le risque de développement d'une irritation cutanée.	112
3.5	Tableau résumant l'influence des paramètres du modèle de régression logistique pour le risque de développement de signes nets d'irritation cutanée.	112
3.6	Tableau résumant l'influence des paramètres du modèle de régression logistique pour le risque de développement d'une irritation cutanée forte.	113
3.7	Tableau résumant l'influence des paramètres du modèle de régression logistique pour le risque de développement d'une irritation cutanée ajusté avec l'ajout de paramètres.	113
4.1	Les huit jeux de paramètres initiaux utilisés pour le processus d'identification des modules d'Young des trois couches de peau dans le cas d'une loi de comportement linéaire élastique (colonnes 2-4) et pour le processus d'identification des paramètres de la loi de comportement de Ogden pour les couches du derme et de l'hypoderme (colonnes 5-8).	134
4.2	Solutions obtenues pour chaque échantillon pour les processus d'identification avec la loi de comportement linéaire élastique (colonnes 2 à 5) et la loi non-linéaire de Ogden (colonnes 6 à 10). $\varepsilon(X)_L$ et $\varepsilon(X)_O$ sont les minimums atteints par la fonction objectif avec la solution linéaire élastique et avec la solution du modèle de Ogden respectivement. Les indices e , d , et h font référence respectivement à l'épiderme, au derme et à l'hypoderme.	134

4.3	Coefficients de détermination ajustés (R^2) obtenus avec les solutions de l'optimisation pour les courbes de force normale en fonction du déplacement de la sonde cylindrique pour les modèles linéaire élastique et non-linéaire de Ogden par rapport aux courbes expérimentales.	135
4.4	Les huit jeux de paramètres identifiés en fonction du point de départ utilisé pour le processus d'identification des paramètres de la loi de comportement de Ogden. Sont aussi indiquées les valeurs correspondantes de la fonction objectif ainsi que de ses deux composantes liées aux champs de déplacement et aux courbes de force-déplacement de la sonde. La dernière colonne indique la durée du processus pour chacun des points de départ. Dans sa globalité, le processus d'identification a duré 22h19m. La ligne contenant la solution finale du processus est surlignée.	139
5.1	Les 11 facteurs intégrés dans l'étude par la méthode des plans d'expériences ainsi que les gammes de variations considérées pour ces facteurs. .	145

Introduction générale

L'utilisation de dispositifs médicaux à base textile est très courante pour le traitement de différents types de pathologies telles que les troubles articulaires ou les problèmes d'insuffisance veineuse. De manière générale, le principe actif de ces traitements réside dans l'application d'une contrainte mécanique à la surface du membre à soigner. Comme c'est le cas pour le traitement de l'insuffisance veineuse, il peut s'agir d'une pression qui aura pour but de modifier l'équilibre biomécanique interne du membre. Le dispositif peut aussi avoir pour objectif de contraindre le volume du membre, ou les mouvements autour d'une articulation. Dans tous les cas, le fonctionnement physiologique du corps est modifié afin de s'adapter au nouvel équilibre imposé par le dispositif.

L'insuffisance veineuse est liée à un dysfonctionnement du système veineux, principalement des membres inférieurs, pouvant être à l'origine d'un œdème sanguin, de sensations de jambes lourdes, de dégradations des tissus cutanés, et dans le pire des cas, de l'ulcération. Ce trouble peut être présent dès le plus jeune âge ou bien survenir suite à un accident ou une autre maladie. En particulier parmi les facteurs de risques on retrouve l'âge, les antécédents familiaux, l'obésité, la consommation de tabac, des antécédents de phlébite. Chez une personne saine, le réseau veineux est composé d'un réseau superficiel à basse pression relié par des veines perforantes à un réseau profond à haute pression. Lorsque les muscles se contractent, ils exercent une forte pression sur les veines du réseau profond qui permet de faire remonter le sang. Simultanément, les valves présentes dans les veines perforantes se ferment pour éviter que cette pression soit transmise aux veines superficielles. Ainsi, les veines profondes se vident et la pression devient plus faible que dans le réseau superficiel en raison de l'éjection du sang. Lors du relâchement musculaire, les valves sont à nouveau ouvertes, permettant au sang du réseau superficiel de s'écouler vers le réseau profond pour rééquilibrer la pression. Les troubles chroniques du retour veineux trouvent leur origine dans un dysfonctionnement des valves ou suite à la dilatation des parois veineuses, entraînant une altération de la circulation veineuse (Beebe-Dimmer, Pfeifer, Engle, Schottenfeld, 2005; Hague, Pherwani, Rajagopalan, 2017).

Dans ce cas, le traitement très largement plébiscité est justement l'application d'un textile de compression. La pression imposée par le dispositif (pression d'interface), est transmise au réseau veineux au travers des tissus mous. Lorsqu'elle est correctement dosée, elle permet de rétablir avec efficacité une bonne circulation sanguine et ainsi limiter les œdèmes. De surcroît, cela permet d'éviter des répercussions plus sévères comme l'ulcère veineux, une forme de nécrose des tissus souvent délicate à soigner, due au manque

d'apport sanguin. Un surdosage de cette pression peut cependant avoir des conséquences toutes aussi graves. En effet, une pression d'interface trop importante ou appliquée pour une durée trop longue peut créer une occlusion partielle ou totale de certains vaisseaux sanguins et endommager irréversiblement les tissus. Cependant, même lorsqu'il est convenablement dosé, le traitement de compression est souvent inconfortable pour les patients. Cela se traduit trop fréquemment par un abandon du traitement en raison d'une intolérance cutanée ou d'une intolérance à la pression, sous ou à proximité du dispositif. On peut raisonnablement supposer que ces irritations cutanées sont liées à l'état mécanique imposé à la peau par le dispositif de compression.

L'objectif de cette thèse est d'étudier les interactions entre le textile médical et la peau afin de mieux comprendre les conditions mécaniques pouvant favoriser l'apparition des intolérances cutanées chez les personnes qui utilisent ce type de dispositifs. L'approche qui a été choisie se décompose en trois axes principaux :

- ❑ des mesures expérimentales des déformations subies par la peau lors d'interactions de contact,
- ❑ une étude clinique des facteurs biomécaniques pouvant être déterminants dans le développement d'irritations cutanées lors de l'utilisation de bas médicaux de compression,
- ❑ une étude de l'effet des propriétés morphologiques et mécaniques de la peau sur son état mécanique lors du frottement par modélisation numérique.

Les différents acteurs ayant permis le bon déroulement de ce projet sont :

- ❑ Le Centre Ingénierie et Santé de l'École des Mines de Saint-Étienne, à l'initiative de ce projet, via le laboratoire Sainbiose, INSERM U1059, dont l'une des thématiques de recherche concerne la biomécanique des tissus mous.
- ❑ Le LTDS, UMR CNRS 5513, spécialiste de la mécanique de la peau.
- ❑ Le service de médecine physique de réadaptation du CHU de Saint-Étienne, qui a aussi été à l'initiative du projet, notamment par la constatation sur le terrain des effets indésirables des dispositifs médicaux de compression.
- ❑ Le service de dermatologie du CHU de Saint-Étienne, hôte du protocole clinique mis en place lors de ce projet.
- ❑ La société Thuasne, fabricant de dispositifs médicaux de compression, notamment pour le traitement et la prévention de l'insuffisance veineuse.
- ❑ La région Auvergne-Rhône-Alpes, organisme financeur de ces travaux via le « Pack Ambition Recherche ».

Le premier chapitre sera consacré à une mise en contexte de ces travaux. Les dispositifs médicaux de compression et leur mode d'action seront succinctement présentés, tout comme l'anatomie et la physiologie de la peau. Après une brève description des symptômes et des causes de l'irritation cutanée, une revue non-exhaustive de la littérature concernant la tribologie de la peau sera proposée. Celle-ci aboutira à la définition des trois axes de recherche qui seront développés dans les chapitres suivants.

Le chapitre 2 présentera la méthode expérimentale qui a été développée afin de mesurer les champs de déformations dans l'épaisseur d'échantillons de peau lors d'inter-

actions de contact. Une étude de l'influence des conditions de contact sur ces déformations permettra ensuite d'explicitier comment les propriétés de frottement sont liées aux contraintes réellement subies par la peau.

Dans le chapitre 3, le protocole et les résultats de l'étude clinique seront présentés. L'objectif de cette étude était de déterminer les facteurs biomécaniques pouvant être déterminants dans le développement des irritations cutanées lors de l'utilisation de dispositifs médicaux de compression. L'évaluation *in vivo* des propriétés de la peau et de son état après utilisation des dispositifs de compression permet de se placer dans les conditions réelles de survenue des irritations cutanées.

Le chapitre 4 présentera une étude numérique de l'influence des propriétés mécaniques et morphologiques de la peau sur son état mécanique lors du contact. Le modèle conçu pour cette étude a été validé à partir de résultats expérimentaux obtenus grâce à la méthode introduite au chapitre 2. L'étude numérique a été conduite sous la forme d'un plan d'expériences dont le dimensionnement s'appuie sur les résultats expérimentaux et cliniques précédemment obtenus.

Pour finir, une synthèse des résultats des différents axes de recherche sera proposée afin de donner une conclusion globale à ce travail. Cette discussion permettra aussi de souligner les limites observées lors des différentes études, ainsi que les perspectives possibles d'approfondissement émanant de ce travail de thèse.

Chapitre 1

Contexte

Sommaire du chapitre

1.1	Les dispositifs de compression et de contention médicale	26
1.1.1	Les différents types de dispositifs	26
1.1.2	Pathologies associées	27
1.1.2.1	Pathologies musculosquelettiques	27
1.1.2.2	Pathologies veineuses	27
1.1.2.3	Lymphœdème	28
1.1.3	Les bas médicaux de compression : structure, mode d'action et autres indications	29
1.1.3.1	Stratégie de soin	29
1.1.3.2	Effets indésirables	29
1.1.3.3	Structure des textiles	30
1.1.3.4	Bande d'antiglisser	30
1.1.3.5	Action mécanique sur le corps	30
1.2	Anatomie et fonctions de la peau	31
1.2.1	Les différentes couches et leurs fonctions	32
1.2.1.1	Film hydrolipidique	32
1.2.1.2	Épiderme	32
1.2.1.3	La jonction dermo-épidermique	34
1.2.1.4	Derme	34
1.2.1.5	Hypoderme	35
1.2.2	Système nerveux cutané	36
1.2.3	Comportement mécanique	37
1.2.4	L'irritation cutanée	38
1.2.4.1	Symptômes et effets sur la peau	38
1.2.4.2	Les différentes causes d'irritations cutanées	39
1.3	Tribologie de la peau	40
1.3.1	Modèles mécaniques utilisés en tribologie de la peau	40
1.3.1.1	Modèle de Hertz	40

1.3.1.2	Modèles adhésifs.	41
1.3.1.3	Description du frottement	42
1.3.2	Travaux expérimentaux	43
1.3.2.1	Influence des propriétés de la peau	44
1.3.2.2	Influence des propriétés de l'objet en contact avec la peau	46
1.3.2.3	Influence des conditions de contact	47
1.3.2.4	Réponse de la peau aux contraintes de contact	50
1.3.3	Modélisation numérique du frottement avec la peau	51
1.3.3.1	Modèles de comportement mécanique de la peau	51
1.3.3.2	Applications à l'étude du contact avec la peau	52
1.3.4	Études cliniques de l'irritation cutanée d'origine mécanique	53
1.4	Synthèse et propositions	54

1.1 Les dispositifs de compression et de contention médicale

1.1.1 Les différents types de dispositifs

Il existe une grande variété de dispositifs médicaux de contention et de compression médicale. La fonction principale des ces dispositifs est d'assister le corps pour rétablir ou maintenir certaines fonctions grâce à une action mécanique. Ils sont principalement fabriqués à partir de textiles mais certains dispositifs ayant pour objectif de restreindre les mouvements au niveau d'une articulation cible peuvent être équipés de renforts rigides. La nature des textiles utilisés détermine l'action mécanique du dispositif sur le corps :

- ❑ Si le textile est élastique et permet un allongement important, l'action du dispositif sera une pression modérée mais permanente. On parlera dans ce cas de dispositif de compression médicale.
- ❑ Au contraire dans le cas d'un textile inélastique ou quasi-inélastique, la pression appliquée par le dispositif est intermittente. Les mouvements du membre sur lequel le dispositif est appliqué peuvent être restreints et la pression intervient dès lors que le volume du membre tend à augmenter. On parlera alors de dispositif de contention médicale.



FIGURE 1.1 – Différents types de dispositifs de compression. De gauche à droite : une ceinture de soutien lombaire, une genouillère, une chevillère, des chaussettes de compression, des bas de compression, une bande de compression [1].

Parmi les dispositifs médicaux de compression les plus communs on peut notamment citer les chaussettes, les bas et les bandages utilisés dans le traitement de maladies

veineuses et lymphatiques. Cette famille de dispositifs regroupe aussi des dispositifs de maintien articulaire tels que les chevillères, les genouillères ou encore les ceintures de soutien lombaire (Figure 1.1).

1.1.2 Pathologies associées

Les pathologies qui sont décrites dans la suite de cette section sont des exemples parmi les pathologies les plus communes pouvant nécessiter l'utilisation de dispositifs médicaux de compression. Cette liste n'est en aucun cas exhaustive.

1.1.2.1 Pathologies musculosquelettiques

- ❑ La lombalgie se traduit par une douleur située dans la région lombaire. Plusieurs phénomènes peuvent être à l'origine de cette douleur (infection, inflammation, tumeur), cependant la lombalgie commune, pour laquelle le port d'une ceinture de soutien lombaire peut être recommandé, est d'origine mécanique. En général la lombalgie commune est liée à l'endommagement de certaines structures que l'on retrouve dans cette zone du corps (disques intervertébraux, articulations, muscles) [2].
- ❑ L'entorse aiguë, de la cheville ou du genou entre autres, est souvent le résultat d'un mauvais positionnement à la réception d'un mouvement explosif. Un œdème peut alors se former au niveau de l'articulation avec potentiellement aussi un hématome. Dans les cas les plus sévères, un endommagement des ligaments peut aussi intervenir [3]. Le port d'une orthèse de compression est souvent conseillé de manière à immobiliser partiellement l'articulation. Des versions souples de celles-ci peuvent aussi être recommandées pour améliorer la stabilité des articulations en prévention de la blessure ou bien en phase de reprise d'activité après immobilisation [4].
- ❑ La tendinopathie, ou tendinite est une usure des tissus tendineux en raison d'un usage répété des tendons à des niveaux de fortes tensions. L'utilisation d'orthèse de compression permettrait d'agir sur la micro-circulation sanguine dans le tendon en favorisant le retour veineux. Cela pourrait avoir un effet thérapeutique et aider à soulager les douleurs [5].

1.1.2.2 Pathologies veineuses

- ❑ L'insuffisance veineuse chronique décrit les dysfonctionnements du système veineux, principalement des membres inférieurs, qui altèrent le bon retour du sang jusqu'au cœur. Ces dysfonctionnements sont en général le résultat d'une trop forte pression dans les vaisseaux sanguins. Ils peuvent être causés par un événement accidentel, un épisode de thrombose ou une dégradation des tissus constituant la paroi veineuse. En général, ces phases de surpression entraînent la distension de la paroi veineuse et endommagent les valves qui aident à la régulation du retour veineux. Il en résulte une stase sanguine et de l'hypertension dans les vaisseaux des membres inférieurs. Celle-ci peut entraîner un œdème sanguin, des sensations de jambes lourdes voire des douleurs, des dégradations des tissus cutanés, et dans le pire des cas l'ulcération. Des varices peuvent être visibles en raison de la dilatation des vaisseaux sanguins superficiels. Le traitement à l'aide de bas ou de bandes de compression vise à rétablir un équilibre de pression dans le système veineux de manière à favoriser la bonne circulation du sang. En fonction des symptômes

et donc de la sévérité de la pathologie, plusieurs classes de pression peuvent être recommandées (Table 1.1) [6]. Les récurrences sont fréquentes notamment parce que le risque d'insuffisance veineuse augmente avec l'âge. Par exemple, dans le cas des veines variqueuses le taux de récurrence 5 ans après une intervention chirurgicale est estimé à 50% [7].

Grade	Signes cliniques	Pression recommandée
C ₀	Aucun signe visible ou palpable de maladie veineuse	15 – 20mmHg
C ₁	Télangiectasies ou veines réticulaires	
C ₂	Varices	20 – 30mmHg
C ₃	Œdème	
C _{4a}	Pigmentation et eczéma	30 – 40mmHg
C _{4b}	Lipodermatosclérose ou atrophie blanche	
C ₅	Ulcère veineux cicatrisé	
C ₆	Ulcère veineux actif	40 – 50mmHg
	Ulcère veineux récurrent	

TABLE 1.1 – Classification des troubles veineux en fonction de la gravité des symptômes et niveau de pression recommandée pour le traitement [6].

- La thrombose veineuse est un problème de santé majeur puisque c'est un phénomène qui touche chaque année environ 1 personne sur 1000 et entraîne la mort dans environ 2% des cas [8]. Il s'agit de la formation d'un caillot sanguin, en général dans une veine profonde de la jambe. Dans les cas graves, le caillot migre vers le cœur et une artère pulmonaire causant ainsi une embolie pulmonaire. Il est admis que cette pathologie est causée par trois facteurs de risque principaux qui sont (1) la stase sanguine, (2) la dégradation des parois veineuses, et (3) des modifications de la composition du sang entraînant son hypercoagulabilité [9]. Le traitement par compression, à l'aide de bas de compression graduée, s'est montré très efficace dans la prévention de la thrombose veineuse en améliorant la circulation sanguine dans les membres inférieurs et éviter la stase sanguine [10]. Le risque de récurrence est relativement élevé. Il peut atteindre 20% des cas pour une thrombose veineuse superficielle et 30% pour une thrombose veineuse profonde [11], [12].

1.1.2.3 Lymphœdème

Le lymphœdème correspond à une accumulation anormale de liquide lymphatique dans les tissus mous entraînant un gonflement du membre touché. Le rôle essentiel de la lymphe est d'éliminer les protéines et de nombreuses autres macromolécules au sein des tissus du corps. Une quantité trop importante de ces molécules trop grosses pour réintégrer le flux sanguin peut créer une obstruction de la connexion avec le flux sanguin et entraîner la rétention du liquide lymphatique dans les tissus [13]. Le traitement consiste en général en une combinaison d'utilisation de bandes de compression, de massage et de traitement par le mouvement [14]. Ils ont pour but de ralentir et si possible réduire le gonflement principalement afin d'éviter toute infection.

Les pathologies qui requièrent l'utilisation de dispositifs médicaux de compression sont très diverses. Les modes d'action mécanique de ces dispositifs sont donc tout aussi

variés de manière à répondre aux besoins des différentes pathologies. De ce fait, les dispositifs de compression présentent des structures bien différentes. C'est pourquoi dans le cadre de ce travail nous nous concentrerons principalement sur les bas de compression. Ces dispositifs sont utilisés pour la prévention et le soin des problèmes d'insuffisance veineuse. Cependant, de nombreux patients développent des intolérances cutanées lors de leur utilisation. Une trop grande partie des patients préfère alors abandonner le traitement en raison de l'inconfort et de l'endommagement cutané constaté. Ces dispositifs doivent pourtant être portés sur de longues périodes pour être efficaces.

1.1.3 Les bas médicaux de compression : structure, mode d'action et autres indications

1.1.3.1 Stratégie de soin

Le mode de traitement de l'insuffisance veineuse à l'aide de bas de compression dépend fortement du stade de l'affection [15]-[19]. Les niveaux de pression recommandés en fonction de la gravité de la pathologie sont indiqués dans le tableau 1.1 [6], [19]. Pour le traitement de l'insuffisance veineuse modérée, notamment dans un cadre occupationnel pour des personnes dont le travail nécessite de rester debout et de piétiner, l'utilisation de dispositifs permettant d'obtenir une pression d'interface de 10 à 20mmHg est suffisante. Celle-ci n'est pas limitée dans le temps. La prévention de la thrombose veineuse, notamment suite à une opération de chirurgie orthopédique ou en période de grossesse, se fait par une utilisation de bas de compression de classe II (15 à 20mmHg) pour une durée variant de 2 à 7 semaines. Les bas de compression de classe III (20 à 35mmHg) sont recommandés pour le traitement de l'œdème veineux et du lymphœdème ainsi que pour le traitement des insuffisances veineuses de grade C_3 à C_{4b} . Si elle est diagnostiquée, la thrombose veineuse aussi bien superficielle que profonde, peut aussi être traitée par l'utilisation de bas de compression de classe III. Enfin la classe IV ($> 35mmHg$) est utilisée pour le traitement des ulcères de pression, jusqu'à cicatrisation, et en prévention de la récurrence. Dans ce dernier cas, la classe III est parfois préférée afin d'améliorer l'observance.

De manière générale, il est recommandé de porter les bas de compression sur la journée entière. Il est aussi vivement déconseillé de les garder pour la nuit. La mise en place des bas doit se faire le plus tôt possible dans la journée, sur une peau propre et sèche. Les plaies doivent être protégées. Les bas de compression doivent être enfilés correctement, en suivant la méthode que le médecin qui les prescrit, ou le pharmacien qui les délivre, indique au patient. Une mauvaise application des bas peut être à l'origine d'effets indésirables [20].

1.1.3.2 Effets indésirables

Parmi les effets indésirables liés à l'utilisation de dispositifs médicaux de compression on peut dans un premier temps citer les ulcères de pression [21]. Comme l'indique leur nom ils sont causés par un mauvais dosage de la pression. Il s'agit en général d'une trop forte compression, prolongée dans le temps, qui déclenche la nécrose des tissus mous. Cela peut se produire facilement au niveau des zones du corps où la peau est fine et repose directement sur des os. Cela peut aussi survenir plus profondément en raison d'une ischémie.

Les autres effets indésirables rencontrés seront principalement des irritations cuta-

nées [10], [22]. Celles-ci peuvent survenir sous des formes variées et à différentes zones. Notamment, dans le cas de bas ou chaussettes de compression, de nombreuses personnes vont développer ces irritations sous ou à proximité de la zone siliconée d'antiglisser. Autrement, les zones de pliures, et plus particulièrement la zone du creux poplité du genou, sont exposées. Ces irritations se manifestent généralement par des érythèmes et oedèmes, des sensations de brûlure, de peau sèche, des démangeaisons ou des picotements. Malheureusement, celles-ci amènent assez souvent les patients à abandonner le traitement.

1.1.3.3 Structure des textiles

Le composant principal des bas médicaux de compression est le textile qui, de part sa composition et sa structure, permet l'application de la pression au membre inférieur. Du point de vue de la composition, les textiles utilisés peuvent être composés d'un ou plusieurs types de fils dont les propriétés de tension élastique vont être déterminantes dans l'action mécanique du dispositif sur le corps. L'autre facteur qui influence l'effet du dispositif est la structure avec laquelle ces fils sont assemblés de manière à constituer le textile (Figure 1.2). Il peut s'agir d'un tissage (entrelacement de deux ensemble de fils de manière orthogonale) ou d'un tricotage (bouclage d'un ou plusieurs fils les uns dans les autres de manière à former un ensemble de mailles entrelacées). Dans les deux cas les entrelacements peuvent se faire de nombreuses manières différentes.

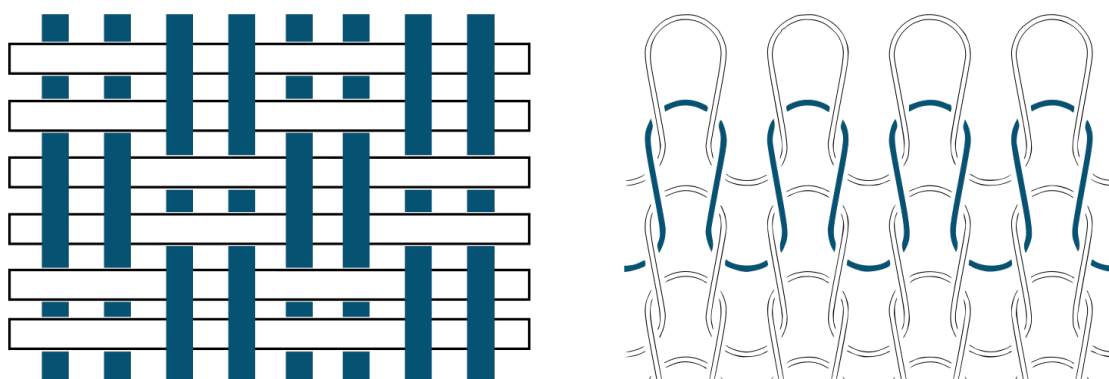


FIGURE 1.2 – Exemples de structures de textile tissé (gauche) et tricoté (droite).

1.1.3.4 Bande d'antiglisser

En plus du textile, responsable du principe actif du traitement, les bas médicaux de compression sont complétés dans leurs parties supérieures par une bande d'antiglisser. Le rôle de celle-ci est de permettre le maintien du bas en haut de la cuisse et ainsi assurer le bon déroulement du traitement. Bien souvent cette bande d'antiglisser est en résine siliconée. Celle-ci peut présenter des propriétés adhésives variées en fonction de la résine et du traitement de surface qui lui est appliqué. De plus, comme on peut le voir sur la figure 1.3, des géométries différentes de résine sont utilisées et permettent de varier la surface de contact entre la bande silicone et la peau du patient.

1.1.3.5 Action mécanique sur le corps

Le principe actif des bas de compression médicaux est d'appliquer de la pression sur toute la circonférence des membres inférieurs. Celle-ci est en général graduée avec une

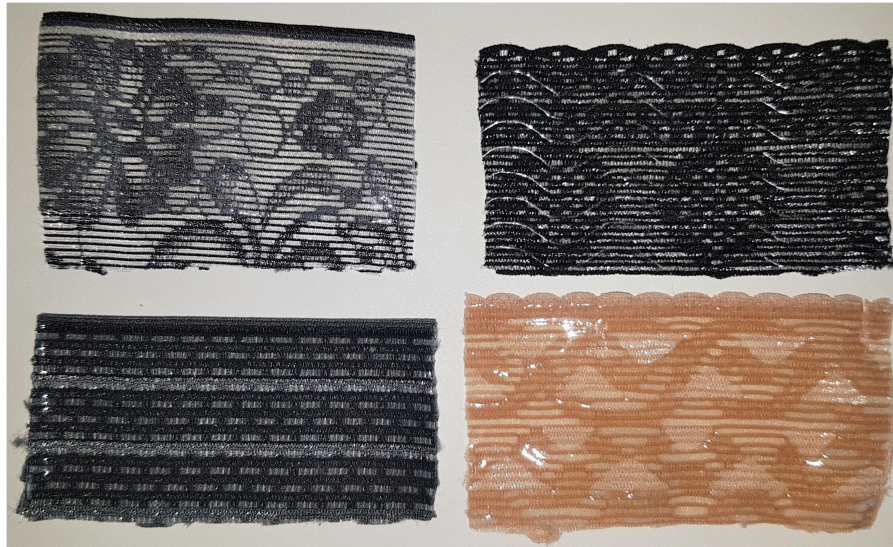


FIGURE 1.3 – Différents types de bande d’antiglisse utilisés sur des bas de compression.

pression plus forte au niveau de la cheville et qui diminue progressivement jusqu’à un minimum de pression au niveau du haut de la cuisse [23], [24]. Il a été démontré que le niveau de pression dépend largement de la géométrie du membre [23]. En effet, la tension du textile est dépendante du rayon de courbure locale du membre [25]. Il en résulte que la pression varie aussi selon la position sur la circonférence de la jambe. De plus, la position du corps influence donc aussi le niveau de pression que ce soit le long de la hauteur de la jambe ou sur sa circonférence, notamment en raison de ces modifications géométriques.

Les mesures de Wertheim et al. [26], [27] ont aussi montré les variations causées par la marche. En effet lors de mouvements, la forme des membres inférieurs est très nettement modifiée. Cela implique que la tension du textile fluctue, que ce soit dans la direction circonférentielle ou dans la direction longitudinale. De ce fait, il est plausible que du cisaillement et des frottements s’ajoutent à la pression appliquée par le bas aux tissus mous de la jambe.

Étant donnée qu’elle recouvre la majorité de la surface du corps, la peau est donc fortement impactée par les contraintes mécaniques imposées par les bas de compression. Celles-ci peuvent porter atteinte à sa structure, générer des irritations, et donc compromettre ses fonctions. Ces observations sont aussi applicables aux autres dispositifs médicaux de compression qui sont eux aussi appliqués directement à la surface de la peau. Afin de pouvoir mieux cerner les réactions de la peau à ces sollicitations mécaniques ainsi que les problèmes générés par l’irritation cutanée nous allons maintenant décrire succinctement la structure et les différents rôles physiologiques de la peau.

1.2 Anatomie et fonctions de la peau

La peau est un organe à part entière qui recouvre la quasi-totalité de la surface du corps humain. Elle est composée de plusieurs strates aux compositions, structures et fonctions bien différentes. De la couche la plus externe vers la plus interne on retrouve : l’épiderme, le derme puis l’hypoderme. On peut aussi diviser ces trois dernières en sous-couches comme nous allons le voir par la suite.

1.2.1 Les différentes couches et leurs fonctions

1.2.1.1 Film hydrolipidique

Bien que l'épiderme soit la couche cellulaire la plus externe de la peau, elle est recouverte d'un film hydrolipidique. Celui-ci est composé principalement d'eau mais aussi des produits de la dégradation de la peau ainsi que d'autres composés organiques (urée, ammoniac, acides aminés, vitamines, glucose, etc.) et enfin de sébum [28]. La présence d'acides donne à ce film un pH compris entre 5 et 7 [29]. C'est donc ce film, sécrété par les différentes glandes sébacées et exocrine sudoripares de la peau et issu du processus de dégradation de l'épiderme qui assure le premier contact avec l'environnement extérieur. Son épaisseur est très variable (entre $0,5\mu\text{m}$ et $4\mu\text{m}$), dépendant principalement du site anatomique observé, avec de fortes variations d'une personne à une autre [30]. Les fonctions principales de ce mélange en émulsion sont le maintien de l'hydratation de l'épiderme, la protection contre toute contamination notamment grâce aux acides aminés et de manière plus secondaire d'améliorer la sensation de toucher [31], [32].

1.2.1.2 Épiderme

La fonction principale de l'épiderme est de produire une couche perméable et protectrice, le stratum corneum (ou couche cornée), prévenant la perte en eau afin de maintenir une bonne hydratation tout en empêchant une surhydratation de la peau [33]. Ainsi, on peut subdiviser l'épiderme en sous-couches en fonction de la morphologie et la position des kératinocytes qui le composent à plus de 80% (Figure 1.4). Ces cellules doivent leur nom à la kératine, une protéine fibreuse qu'elles synthétisent tout au long de leur différenciation. Les fibres de kératine s'organisent concentriquement autour du noyau et s'accrochent aux desmosomes ou aux hémidesmosomes de la surface cellulaire. Les desmosomes permettent un bon couplage mécanique entre les kératinocytes et assurent en partie la résistance aux stress mécaniques subis par l'épiderme. Par ailleurs, une communication par voie chimique est rendue possible grâce à des jonctions lacunaires entre les cellules de l'épiderme, ce qui les aide à réguler leur évolution.

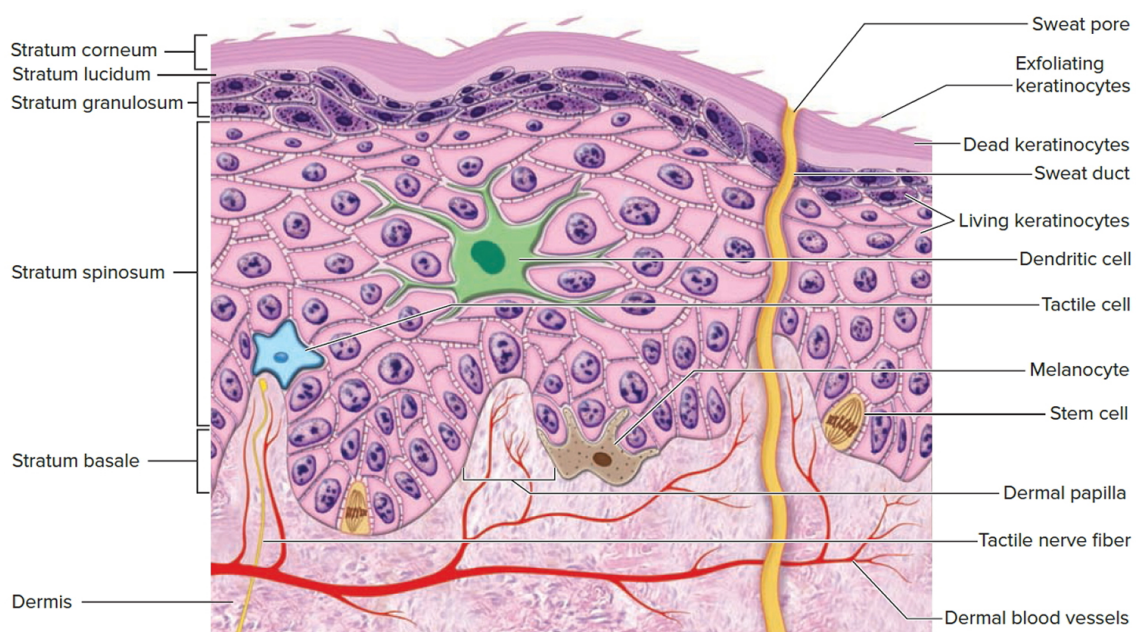


FIGURE 1.4 – Structure de l'épiderme [34].

Au niveau de la couche basale, à l'interface avec le derme la première couche de kératinocytes est fermement attachée à la matrice extracellulaire qui fait jonction dermo-épidermique grâce aux hémidesmosomes. Ces derniers permettent la redistribution des forces de traction et de cisaillement subies par l'épiderme vers les tissus sous-jacents. Les kératinocytes de cette couche se divisent et l'une des deux cellules nouvellement formées migre vers la surface et entame sa différenciation. La deuxième reste fixée au niveau de la couche basale pour se diviser de nouveau. Ce processus se répète continuellement et permet à l'épiderme de s'auto-régénérer.

La toute première étape de la différenciation des kératinocytes est la perte de l'habilité à proliférer. Ensuite, dans le stratum spinosum, de nombreux desmosomes sont créés afin de solidariser les cellules nouvellement formées entre elles et aux couches environnantes. Conjointement, la synthèse de la kératine est accrue afin de permettre ces liaisons. L'aspect épineux que confèrent les nombreux desmosomes à la surface des cellules donne son nom à cette couche de l'épiderme. Les cellules continuent leur migration vers la surface tout en s'aplatissant par rapport aux kératinocytes basaux qui ont une forme plus cubique.

La transition avec le stratum granulosum est marquée par le début de la synthèse de granules de kératohyaline. Cette protéine permet le maintien des liaisons entre les filaments de kératine. Parallèlement les kératinocytes produisent les kératinosomes. Il s'agit d'un organite membranaire qui ne sera actif que plus tardivement en tant que précurseur des lipides intercellulaires du stratum corneum. En effet ils se remplissent en synthétisant un mélange lipidique qu'ils déverseront par exocytose et qui aidera à maintenir la cohésion des cellules. C'est aussi à ce niveau que la phase terminale de différenciation commence avec la préparation de la destruction des organites et du noyau. Le processus complet de différenciation dure en moyenne trois semaines.

Le stratum corneum qui en résulte est une structure composée de cornéocytes, des kératinocytes aplatis considérés comme morts puisqu'ils ont perdu leur noyau, riches en protéines et pauvres en lipides, incrustés dans une matrice extracellulaire lipidique. Les cornéocytes apportent de la résistance mécanique et sont maintenus liés les uns aux autres par des cornéodesmosomes qui assurent l'intégrité physique du stratum corneum. La matrice lipidique quant à elle assure l'imperméabilité de la couche cornée [35], le tout formant ainsi une couche dont l'épaisseur varie de quelques micromètres à plus de 200 μm . Bien que pendant très longtemps considérée comme inerte, cette structure est en fait très fonctionnelle étant donné qu'elle gère de manière continue son propre renouvellement, notamment en communiquant avec les strates sous-jacentes de l'épiderme. De plus elle est soumise à de nombreux stress environnementaux de natures variables et doit donc pouvoir les percevoir et y répondre en adaptant sa structure. Les exemples les plus visibles sont la capacité de l'épiderme à cicatrifier des plaies lorsqu'il est endommagé mécaniquement et la réaction de pigmentation résultant de l'exposition prolongée aux rayons ultraviolets.

Parmi les autres cellules présentes dans l'épiderme on en retrouve principalement de trois types. Les mélanocytes qui sont responsables de la pigmentation de la peau. Les cellules de Langerhans, appartenant au système immunitaire, sont capable de faire proliférer la population de lymphocytes de type T en cas de présence d'agent pathogène. Enfin, les cellules de Merkel, des mécanorécepteurs du toucher parmi les plus sensibles de la peau sont réparties au niveau de la couche basale. Celles-ci se retrouvent en très grande densité sur certaines parties du corps, comme par exemple sur le bouts des doigts, ce qui donne à ces zones une meilleure résolution des sensations de toucher. Il a été démontré

plus récemment que d'autres terminaisons nerveuses libres traversent la jonction dermo-épidermique et se prolongent jusque dans l'épiderme. La plus grande majorité d'entre elles sont des nocicepteurs, des terminaisons transmettant des sensations de douleur en réaction à des stimuli d'origine mécanique, thermique ou chimique[36], [37].

1.2.1.3 La jonction dermo-épidermique

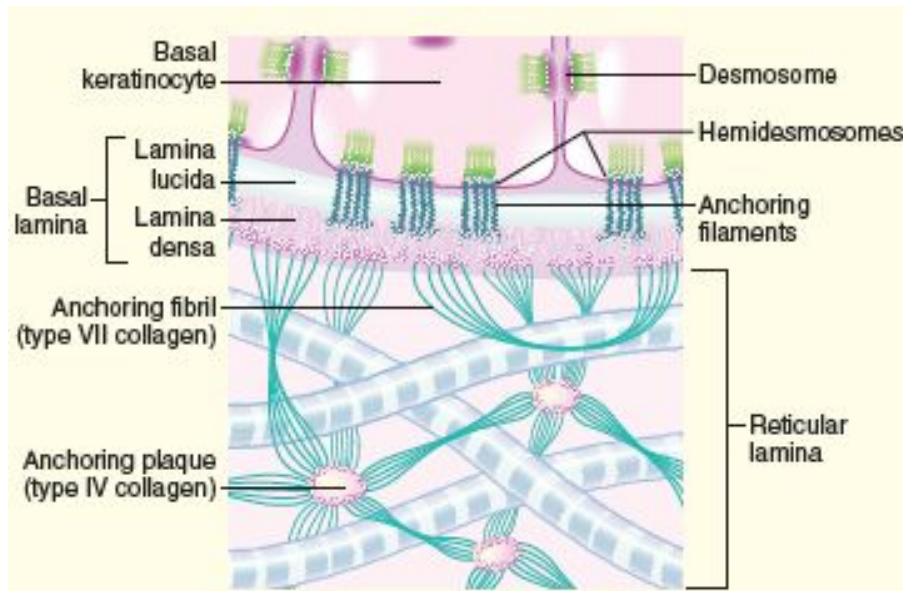


FIGURE 1.5 – Structure schématisée de la jonction dermo-épidermique [38].

A l'interface entre les kératinocytes basaux et les papilles dermales se trouve une membrane basale épaisse de quelques dixièmes de micromètres à peine. Bien que très fine, cette couche s'avère très complexe dans son contenu et physiologiquement très importante (Figure 1.5) [39], [40]. Le rôle le plus facilement envisageable de cette jonction est la liaison mécanique de l'épiderme au derme sous-jacent. Les kératinocytes basaux sont attachés à la partie supérieure de cette couche, la lamina lucida, grâce à des hémidesmosomes. Des filaments d'ancrage composés de collagène et de diverses protéines (laminine, intégrine) renforcent cet attachement à travers la lamina lucida. Plus profondément, dans la lamina densa puis la lamina reticularis, diverses formes de collagène assurent la jonction avec les tissus connectifs du derme papillaire. Ces assemblages structurels complexes permettent d'obtenir une liaison très solide de l'épiderme sur le derme.

Parmi les autres fonctions attribués à cette membrane on note également la gestion des échanges moléculaires et cellulaires entre le derme et l'épiderme. Il s'agit aussi d'un réservoir de cytokines et de facteurs de croissance très utiles à la reconstruction des tissus lors de la cicatrisation des blessures.

1.2.1.4 Derme

On peut subdiviser le derme en deux couches principales : le derme papillaire, directement sous la jonction dermo-épidermique, puis le derme réticulaire. Il est composé principalement par un dense réseau de tissus connectifs. Parmi ces tissus on retrouve de très nombreuses fibres de collagène qui lui permettent de conférer à la peau sa résistance à la traction. Ces fibres de collagène représentent 90% des fibres dermiques. Les autres 10% sont des filaments d'élastine donnant à la peau ses propriétés élastiques ou

viscoélastiques notamment lors de faibles déformations. Toutes ces fibres sont directement synthétisées au sein du derme par les nombreux fibroblastes. En fonction de la profondeur dans le derme, mais aussi de la position sur le corps, il a été noté de nettes différences dans l'expression de ces cellules. Il en résulte que différents types de collagène sont synthétisés dans le derme et plus l'on s'enfonce dans le derme réticulaire, plus le réseau de collagène est dense et les fibres sont épaisses. Ce réseau de fibres repose dans un mélange visqueux composé d'eau et de glycosaminoglycanes qui représente plus de la moitié de la masse totale du derme [41].

De nombreuses cellules du système immunitaire sont présentes dans le derme [35], [42], [43]. Les macrophages sont en mesure de phagocyter les débris cellulaires mais aussi certains pathogènes. Tout comme les cellules dendritiques dermales, ils sont en mesure de déclencher la réponse immunitaire en détectant les agents infectieux. Le derme contient aussi un très grand nombre de lymphocyte ce qui lui permet une réponse immunitaire très rapide. La réponse inflammatoire dans la peau est régulée par les mastocytes, mais aussi les macrophages.

Le derme est aussi la première couche vascularisée de la peau (Figure 1.6). On retrouve notamment un plexus de vaisseaux sanguins au niveau du derme papillaire [41]. Ces derniers sont responsables de l'alimentation de l'épiderme notamment grâce aux boucles papillaires, des vaisseaux très fins remontant au plus proche de la jonction dermo-épidermique dans les papilles dermiques. Cette vascularisation aide aussi à la régulation de la température corporelle.

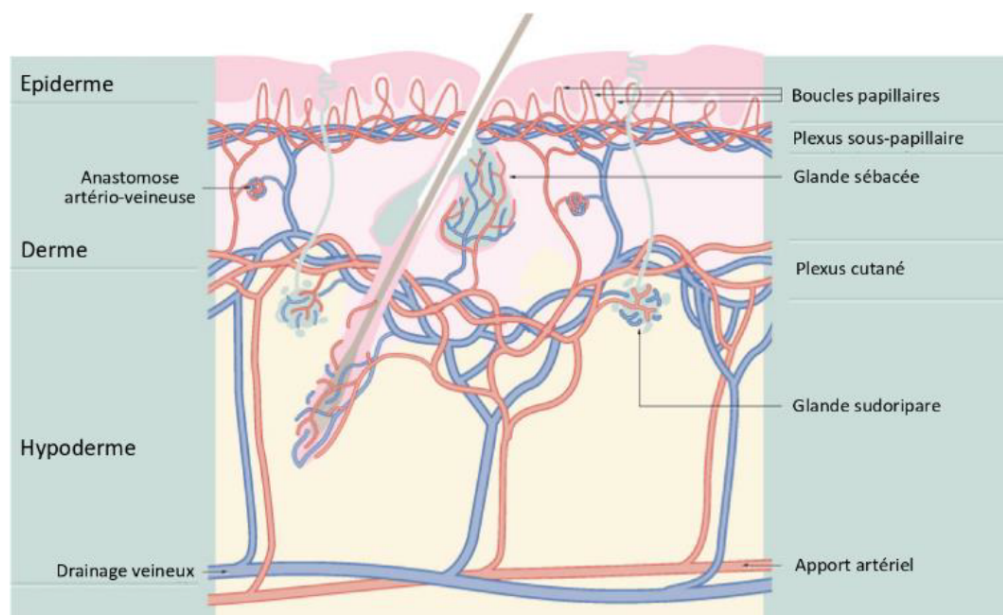


FIGURE 1.6 – Organisation de la circulation sanguine cutanée (d'après [44]).

1.2.1.5 Hypoderme

L'hypoderme est le compartiment le plus profond du tissu cutané, il est constitué principalement de tissus adipeux blancs. Souvent négligés, ces tissus peuvent pourtant représenter 15 à 20% de la masse totale du corps même chez des personnes maigres [41]. En fonction des personnes, de leur genre et de l'endroit sur le corps cela se traduit donc par une couche d'une épaisseur pouvant varier de 0,1mm à plusieurs centimètres. Ces tissus modèlent donc en grande partie la forme du corps.

Les tissus adipeux sous-cutanés sont principalement une réserve de l'excès d'énergie sous forme de lipides [35], [45]. L'organisme l'approvisionne en cas d'apport alimentaire excessif et l'utilise par lipolyse en fonction de besoins énergétiques. Ces amas de lipides étant de bons isolants thermiques, l'hypoderme participe largement à la régulation de la température corporelle [41]. Des fibres de collagène, semblables à celles du derme mais plus rares, permettent de maintenir une structure mécanique dans l'hypoderme. Il reste malgré cela très lâche et sert mécaniquement d'amortisseur de chocs.

1.2.2 Système nerveux cutané

La peau est un organe très densément innervé (Figure 1.7). On y retrouve à la fois des fibres nerveuses efférentes et afférentes. Les premières font partie du système nerveux autonome périphérique et sont très majoritairement localisées dans le derme. Elles ont un rôle très important pour l'homéostasie cutanée, et notamment la thermorégulation, en agissant sur l'activité des glandes sudoripares mais aussi sur la vasomotricité et donc sur le flux sanguin [46].

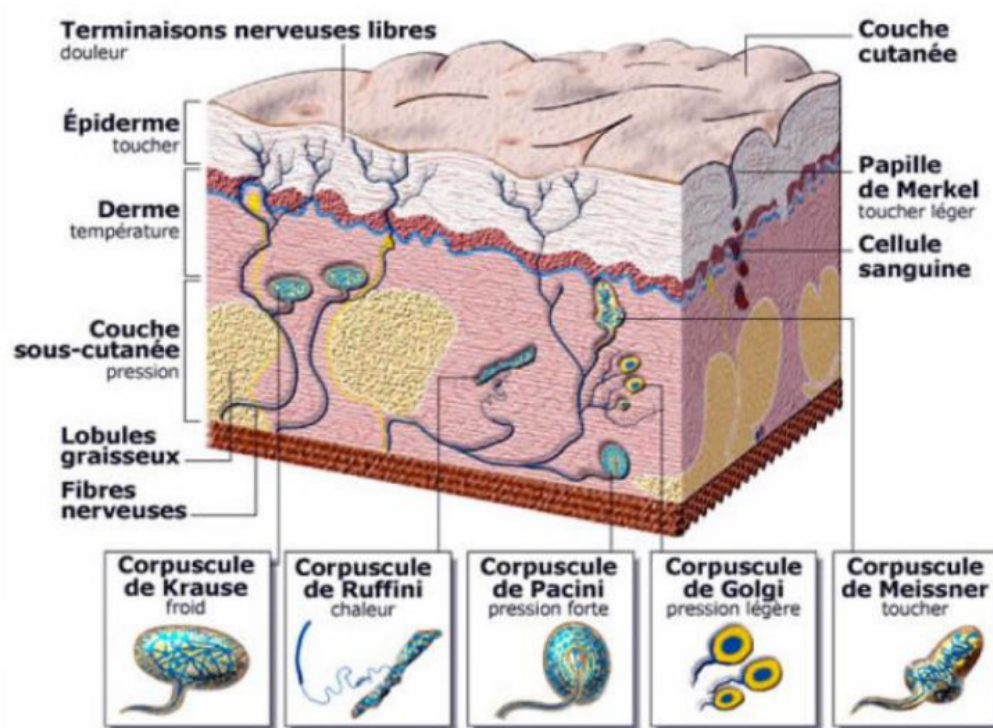


FIGURE 1.7 – Vue d'ensemble des récepteurs nerveux cutanés (d'après [47]).

Grâce à un réseau très dense de terminaisons nerveuses afférentes, la peau est un organe sensoriel très développé qui nous permet d'évaluer l'environnement dans lequel nous nous trouvons. Ces récepteurs nerveux peuvent se répartir en trois familles :

- ❑ **Les mécanorécepteurs** sont sensibles à la pression, aux vibrations et aux contacts plus légers (toucher ou tact). Ils sont situés dans le derme et l'hypoderme et on peut observer des différences notables entre les peaux glabres et les peaux poilues [43]. Pour la pression on trouve les cellules de Merkel aux extrémités des papilles dermiques à proximité immédiate de la jonction dermo-épidermique et les corpuscules de Ruffini dans le derme profond et l'hypoderme. Ces terminaisons nerveuses sont

particulièrement sensibles aux signaux quasi constants et à l'intensité de la pression. Les vibrations sont ressenties par les corpuscules de Paccini qui sont dans le derme profond et l'épiderme et réagissent aux signaux sinusoïdaux. La différence principale entre les peaux glabres et les peaux poilus vient des récepteurs de la sensation fine de toucher. Pour les peaux glabres il s'agit des corpuscules de Meissner qui se trouvent dans les papilles dermiques. Au niveau des peaux poilues la sensation de toucher est régulée par des récepteurs des follicules pileux qui réagissent aux mouvements des poils.

- ❑ **Les thermorécepteurs**, qui sont bien moins nombreux que les mécanorécepteurs, sont sensibles aux variations de température de la surface de la peau [43], [48]. Les récepteurs sensibles au froid se trouvent principalement dans l'épiderme et sont actifs de 1 à 20°C en deçà de la température normale de la peau ($\approx 34^\circ\text{C}$). Les récepteurs sensibles à la chaleur se situent plus profondément dans le derme, ils sont actifs entre 32 et 45°C. En dehors de l'amplitude couverte par ces récepteurs, la sensation de douleur est générée par les nocicepteurs. La densité de thermorécepteurs est plus importante sur la peau du visage.
- ❑ **Les nocicepteurs** sont des terminaisons nerveuses libres à l'origine du message nerveux provoquant des sensations comme la douleur ou la démangeaison [49]. Leur rôle est de prévenir des interactions mécaniques, thermiques ou chimiques, pouvant endommager le tissu cutané. Certains sont sensibles spécifiquement à un type de stimuli mais d'autres sont capables de s'activer pour les trois différents types de stimuli. Les nocicepteurs sont présents partout dans la peau, exception faite de la couche cornée.

1.2.3 Comportement mécanique

La structure complexe de la peau que nous venons de décrire lui confère des propriétés mécaniques tout aussi complexes. La peau est en effet décrite dans la littérature comme un matériau non-homogène, anisotrope, non-linéaire et viscoélastique. De plus, ces propriétés diffèrent très largement en fonction des zones anatomiques étudiées. Elle sont aussi très variables d'une personne à une autre.

Il est reconnu que le comportement mécanique de la peau est principalement dicté par la structure du derme [43], [50]. Ceci est en particulier vrai aux grandes déformations, lesquelles sont majoritairement contrôlées par le réseau de fibres de collagène se trouvant dans le derme. La peau doit d'ailleurs son anisotropie à l'orientation de ces fibres dans certaines directions préférentielles (Lignes de Langer). Cette orientation des fibres varie sur les différentes zones du corps afin de permettre à la peau de s'adapter à différents niveaux de tension notamment lors des mouvements du corps. On note également des variations de la densité de ces fibres, mais aussi des variations des épaisseurs de la couche cornée et de l'hypoderme, donnant à la peau des propriétés mécaniques spécifiques dans chaque zone anatomique.

Le comportement non-linéaire de la peau s'explique par la sollicitation progressive des différentes structures à mesure que la déformation est augmentée comme expliqué par Holpzafel [51]. Initialement, la forte élongation de la peau pour des faibles contraintes, est attribuée à l'élongation des fibres d'élastine et au déroulement des fibres de collagène. Ensuite, les fibres de collagène sont recrutées progressivement. Elles commencent par s'aligner dans la direction de la sollicitation puis elles sont étirées comme indiqué sur la partie gauche de la figure 1.8.

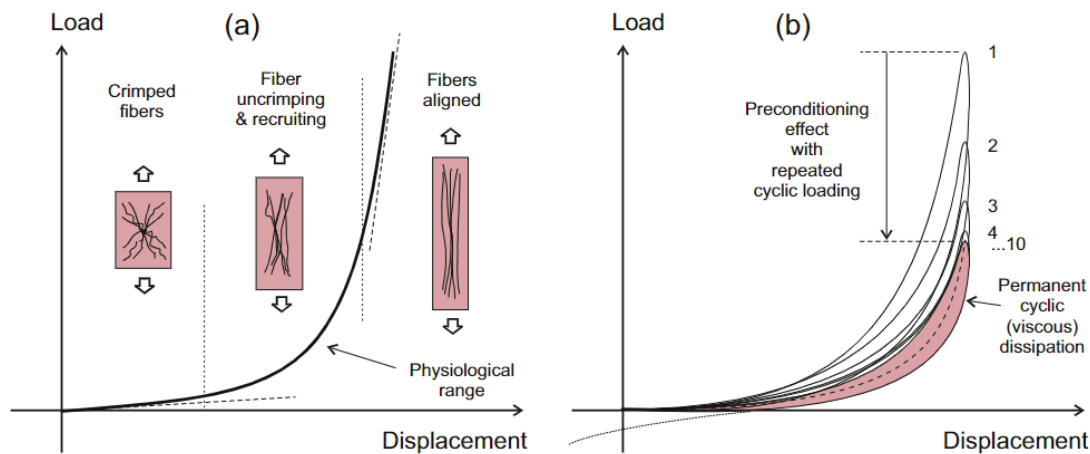


FIGURE 1.8 – A gauche : Schématisation de l'évolution de l'organisation des fibres de collagène de la peau associée à une courbe contrainte-déformation typique en traction. A droite : Courbe contrainte-déformation typiquement obtenue lors d'un essai de traction cyclique, montrant le comportement viscoélastique de la peau. D'après Benítez & Montáns [52].

Pour ce qui est des propriétés viscoélastiques, elle sont expliquées par l'interaction entre la matrice fibreuse et les fluides extra-cellulaires, à nouveau principalement au sein du derme [53]. C'est la viscosité de ces fluides qui serait à l'origine d'une dissipation d'énergie lors d'un cycle de chargement. De plus, lors de déformations cycliques ou vibratoires, on observe aussi un effet de préconditionnement avant qu'un régime permanent soit atteint (Figure 1.8, droite).

Malgré que leur influence soit souvent considérée comme secondaire, le rôle des autres couches dans le comportement mécanique de la peau n'est pas négligeable. La couche cornée par exemple, joue un rôle dans l'élasticité globale de la peau. Des variations ont notamment été observées en fonction de son niveau d'hydratation, de son épaisseur et de sa topographie. En particulier, Yang et al. [54] notent un durcissement de la peau lorsque la couche cornée se déshydrate. Leyva-Mendivil et al. [55] expliquent le rôle de la couche cornée principalement en raison de son influence sur la déformation du motif topographique de la peau. Enfin, les travaux de mesure des propriétés des différentes couches de peau menés par Geerligts [56] montrent que l'hypoderme intervient principalement aux faibles niveaux de contraintes. Ensuite il montre de fortes propriétés viscoélastiques, et plus particulièrement tixotropiques. Le rôle mécanique de l'hypoderme est alors de permettre à la peau de se déplacer dans son ensemble sur les tissus sous-jacents en atténuant et en distribuant la pression.

1.2.4 L'irritation cutanée

1.2.4.1 Symptômes et effets sur la peau

L'irritation cutanée est un phénomène très banal que tout le monde a déjà expérimenté. Il s'agit d'une réaction physiologique à une sollicitation extérieure qui se traduit par des sensations désagréables voire douloureuses (picotements, démangeaisons, échauffement, tension). Elle peut s'accompagner d'une réaction inflammatoire et de diffusion des sensations autour de la zone atteinte.

Visuellement, l'irritation cutanée, en se manifestant par une réaction inflammatoire,

va se traduire symptomatiquement par une rougeur de la peau (érythème), liée à une dilatation locale des vaisseaux sanguins cutanés, et peut aussi donner lieu à un gonflement (oedème). La couche cornée est fragilisée par l'agent irritant, qu'il soit chimique ou allergène, et les cornéocytes peuvent se désolidariser par abrasion (desquamation). Cette altération de la surface de la peau compromet sa fonction barrière et plus elle est grave, plus l'épiderme et le derme vont être exposés aux sollicitations externes. Ce qui entraînera aussi une stimulation plus facile des nocicepteurs, qui sont à l'origine des sensations inconfortables et douloureuses.

La dégradation de la fonction barrière de la peau signifie aussi une plus forte exposition aux risques de contamination biologique. En effet, la couche cornée assurant une première protection et étant responsable de l'imperméabilité de la peau, son endommagement facilite le passage de bactéries pouvant être à l'origine de nombreuses maladies de la peau. En réponse à cette agression, plusieurs réactions ont été observées dans la peau. Au niveau de la couche cornée on constate une augmentation de la perte insensible en eau ainsi qu'une désorganisation des lipides qui aident à maintenir les cornéocytes ensemble [57]. Plus profondément dans l'épiderme on remarque une augmentation de l'activité mitotique des kératinocytes basaux. Enfin, les kératinocytes et les cellules de Langherans vont libérer des cytokines, tels que les interleukines IL-1 α et IL-1 β , marqueurs des réactions inflammatoires [57].

Les phlyctènes (ampoules) sont une autre forme d'irritation de la peau. Ils sont souvent le résultat de la rupture des liaisons entre les cellules du stratum spinosum dans l'épiderme [58]. L'espace créé par ce décollement se remplit d'un fluide similaire au plasma en raison de la pression hydrostatique, c'est ce qui leur donne cet aspect de bulles à la surface de la peau. Il faut en moyenne 120 heures à la peau pour achever le processus de rétablissement [58].

1.2.4.2 Les différentes causes d'irritations cutanées

Il existe trois principales sources d'irritations cutanées [58], [59] :

- ❑ Les réaction allergiques : il s'agit d'une hypersensibilité d'un individu à des antigènes normalement inoffensifs pour l'organisme. Rustemeyer et al. définit ces réactions comme un effet indésirable du bon fonctionnement de notre système immunitaire [60]. En effet, ces substances allergènes déclenchent l'irritation en se fixant sur les cellules de Langherans de l'épiderme. Ces cellules modifiées vont par la suite migrer au travers du système lymphatique et, au sein des ganglions, elles vont être reconnues par les lymphocytes T spécifiques et déclencher leur prolifération.
- ❑ Le contact avec un agent chimique : il peut provoquer une réaction suite à un unique contact et les symptômes se manifestent très rapidement, en quelques minutes au maximum. Même s'il est possible qu'il n'y ait aucun signe visuel, seulement des sensations de picotement ou de brûlure, le plus fréquemment des signes indistinguables de ceux causés par une réaction allergique sont quand même présents. Dans les cas les plus sévères, causés par des substances fortement acides ou alcalines, il se forme un érythème très douloureux, puis des vésicules à la surface de la peau, voire une escarre nécrosée. Le système immunitaire est impliqué notamment grâce aux molécules de signalement qui vont déclencher la réaction inflammatoire. A la différence de la réaction allergique, aucune mémoire immunologique n'intervient.

- ❑ L'interaction mécanique avec un objet : en particulier le frottement répété d'un objet sur la surface de la peau, peut endommager les couches superficielles de la peau par abrasion ou bien être la source de phlyctènes. Ces irritations sont très fréquemment liées à l'activité professionnelle ou bien à certains loisirs. De manière générale, certains matériaux et les conditions de température et d'humidité dans lesquelles ils sont utilisés peuvent favoriser ce type d'irritation cutanée.

1.3 Tribologie de la peau

La tribologie est une branche des sciences physiques qui étudie les phénomènes se produisant lors du contact entre deux surfaces en mouvement relatif. Elle regroupe l'étude des frottements, de l'usure et de la lubrification. Il s'agit alors d'une science multidisciplinaire qui nécessite la prise en considération des interactions physiques, chimiques et mécaniques.

La tribologie de la peau se concentre donc sur les interactions de contact avec la peau. C'est un sujet essentiel dans la compréhension de nombreux phénomènes et qui est aussi d'intérêt pour des applications industrielles. Notamment, pour les domaines de la cosmétique et de la mode, mais aussi pour le développement des technologies informatiques et téléphoniques avec la conception des écrans tactiles. Bien évidemment c'est aussi une science qui intervient dans de nombreuses problématiques de santé. En effet, la peau étant la première barrière biologique contre les infections, maintenir son intégrité est primordial. C'est aussi un organe sensoriel très développé, la tribologie intervient donc incontestablement dans la compréhension de notre évaluation des sensations éprouvées au contact de notre environnement.

1.3.1 Modèles mécaniques utilisés en tribologie de la peau

1.3.1.1 Modèle de Hertz

La théorie la plus classique en ce qui concerne la mécanique du contact est celle développée par Hertz à la fin du 19^{ème} siècle [61], [62]. Celle-ci décrit un contact non adhésif, dans lequel aucune force tangentielle de frottement n'est prise en compte. De plus, les deux solides en contact sont considérés comme des demi-espaces élastiques de dimensions nettement supérieures à l'aire de contact. Cette théorie s'appuie aussi sur une hypothèse de petites déformations. A partir de ces hypothèses la théorie de Hertz propose une solution pour le calcul des contraintes mécaniques dans les deux solides en contact en prenant en compte leur propriétés géométriques et mécaniques.

Par exemple, pour un solide sphérique de rayon R , entrant en contact avec un solide plan avec une force normale F_n , il est possible de décrire l'état mécanique dans la zone de contact à l'aide d'équations assez simples. Le rayon de la surface de contact obtenue dans cette configuration s'exprime à l'aide de l'équation (1.1) :

$$a_H = \sqrt[3]{\frac{3RF_n}{4E^*}} \quad (1.1)$$

Où le module d'Young équivalent E^* , décrit la rigidité du contact et se calcule à l'aide de la formule suivante :

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \quad (1.2)$$

La distribution de pression dans l'aire de contact est donnée par :

$$p = p_{max} \sqrt{1 - \frac{r^2}{a_H^2}} \quad (1.3)$$

Avec r la distance radiale au centre du contact et p_{max} la pression de contact maximale :

$$p_{max} = \frac{3F_n}{2\pi a_H^2} \quad (1.4)$$

Si l'on note z la profondeur dans le solide selon l'axe normal au plan de contact, on obtient les contraintes principales suivantes dans les deux solides :

$$\sigma_{x,i} = \sigma_{y,i} = -p_{max} \left(\left(1 - \frac{z}{a} \arctan\left(\frac{1}{z/a}\right) (1 + \nu_i) \right) - \frac{1}{2(1 + (z/a)^2)} \right) \quad (1.5)$$

$$\sigma_{z,1} = \sigma_{z,2} = \frac{-p_{max}}{1 + (z/a_H)^2} \quad (1.6)$$

La contrainte de cisaillement maximal peut alors être approximée par :

$$\tau_{max} \approx \frac{p_{max}}{2} \quad (1.7)$$

Elle est atteinte légèrement en dessous de la surface des solides à une profondeur z_0 proche de $0,5 \times a_H$.

La théorie développée par Hertz permet de décrire facilement l'état mécanique de solides en contact, c'est pourquoi elle est encore utilisée dans de nombreuses applications industrielles. Cependant, certaines hypothèses trop restrictives, en particulier l'hypothèse d'absence de phénomènes d'adhésion, ne permettent pas de l'appliquer telle quelle dans le cas de contact avec la peau. En effet, l'adhésion à la surface de la peau ne peut pas être négligée, notamment en raison du film hydrolipidique présent à sa surface.

1.3.1.2 Modèles adhésifs

Plusieurs théories ont été développées afin de prendre en compte les phénomènes d'adhésion entre les objets prenant part au contact. Dans le cas d'un contact sec, les forces d'adhésion sont principalement liées aux énergies de surface des deux solides en contact. La présence d'un film fluide à l'interface modifie ces énergies de surface et peut être à l'origine de forces d'attraction capillaires et visqueuses [63]. De manière générale les forces d'adhésion dépendent de la distance séparant les deux solides.

La théorie de Derjaguin, Muller et Toporov (DMT) s'appuie sur la théorie de Hertz en ce qui concerne la zone de contact entre les objets [64]. Elle considère que les forces attractives d'adhésion n'agissent qu'autour de cette zone de contact répulsive, identique à celle de Hertz (Figure 1.9, gauche). La théorie de DMT concerne principalement les contacts de solides rigides, pour lesquels la surface de contact et les forces d'adhésion sont faibles.

Dans le cas de solides plus souples comme c'est le cas de la peau, une autre théorie lui est préférable. Il s'agit de la théorie de Johnson, Kendall et Roberts (JKR) [65]. Celle-ci prend en compte des forces d'attraction à l'intérieur de la surface de contact et néglige les interactions à l'extérieur de cette zone (Figure 1.9, droite). Ces forces d'attraction ont pour conséquence d'augmenter la surface de contact par rapport à celle que l'on

obtiendrait avec la théorie de Hertz ou de DMT. Pour une sphère rigide de rayon R en contact avec un solide souple, la force d'adhésion F_{adh} est ainsi définie :

$$F_{adh} = -\frac{3}{2}\pi R\omega \quad (1.8)$$

Où ω représente l'énergie d'adhésion qui est en relation avec les énergies de surface des deux solides. Le rayon de la surface de contact est alors modifié par rapport à celui défini par Hertz :

$$a_{JKR} = \sqrt[3]{\frac{3R}{4E^*} (F_n + 2F_{adh} + 2\sqrt{F_{adh}(F_{adh} + F_n)})} \quad (1.9)$$

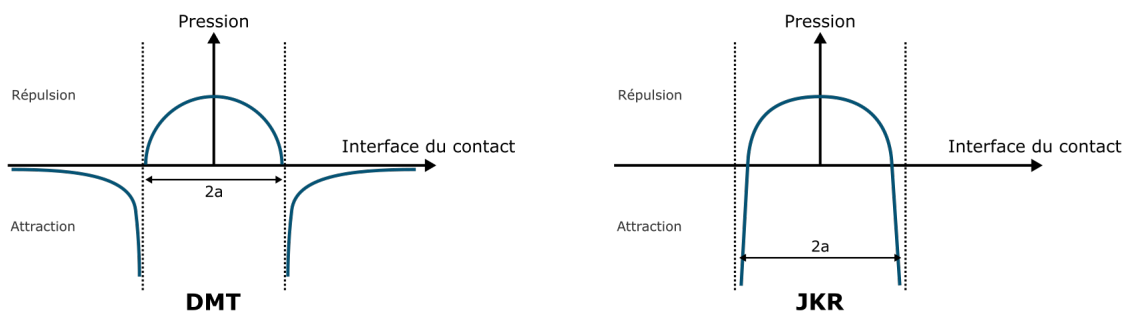


FIGURE 1.9 – Schématisation des distributions de pression modélisées par les théories de DMT (gauche) et de JKR (droite).

1.3.1.3 Description du frottement

Dans la majorité des interactions de contact, les objets sont en mouvement relatif. A moins que l'interface de contact ne soit parfaitement lubrifiée, des forces tangentielles sont présentes au niveau de la zone de contact et s'opposent au mouvement entre les objets. Il s'agit des forces de frottement. On utilise en général un coefficient de frottement, noté μ , afin de décrire la facilité avec laquelle le mouvement entre deux interfaces s'effectue. Celui-ci est défini par le rapport des forces tangentielles F_t sur les forces normales F_n à l'interface de contact :

$$\mu = \left| \frac{F_t}{F_n} \right| \quad (1.10)$$

On parle de frottement statique lorsqu'il ne se produit aucun glissement entre les surfaces en contact. Dans le cas contraire on parlera de frottement dynamique. Le coefficient de frottement statique μ_s est alors défini comme la limite maximale de μ avant que le glissement ne commence. Le coefficient de frottement dynamique μ_d le remplace dès lors que le glissement entre les surfaces existe. En général ces deux coefficients sont présentés comme des constantes représentatives d'un système constitué des deux objets en contact, de l'état de leur surface et des fluides ou particules qui peuvent aussi se trouver à l'interface du contact. Dans certaines configurations, notamment avec la peau, les valeurs de ces coefficients se sont pourtant montrées dépendantes de la charge normale imposée voire de la vitesse du mouvement entre les objets [50], [66].

Le modèle le plus populaire pour décrire les forces de frottement à la surface de la peau se décompose en deux termes additionnés [67], [68]. Le premier est lié à des

phénomènes interfaciaux, il représente en particulier les efforts tangentiels nécessaires pour rompre les forces d'adhésion entre les deux surfaces, on le notera F_{int} . Le second terme, F_{def} est dû aux pertes d'énergies engendrées par les déformations viscoélastiques dans le volume de la peau.

$$F_t = F_{int} + F_{def} \quad (1.11)$$

Dans ce modèle la composante interfaciale de la force de frottement est donnée par le produit entre la résistance au cisaillement τ et la surface réelle de contact A :

$$F_{int} = \tau A \quad (1.12)$$

Il a été montré que la résistance au cisaillement dépend linéairement de la pression de contact p , ce qui donne :

$$\tau = \tau_0 + \alpha p \quad (1.13)$$

Avec τ_0 la résistance intrinsèque au cisaillement et α un coefficient de pression. Sachant que la pression moyenne est définie par le rapport entre la charge normale F_n et la surface réelle de contact, on obtient que le coefficient de frottement lié aux phénomènes interfaciaux μ_{int} s'écrit comme suit :

$$\mu_{int} = \frac{\tau_0 A}{F_n} + \alpha \quad (1.14)$$

Le terme de déformation a été obtenu par Greenwood et Tabor [69]. Dans le cas d'une sphère rigide de rayon R glissant sur un matériau souple comme la peau ils obtiennent la formulation suivante :

$$F_{def} = \beta \left(\frac{9}{128R} \right)^{2/3} \left(\frac{1-\nu^2}{E} \right)^{1/3} F_n^{4/3} \quad (1.15)$$

D'après les mesures effectués sur la peau par ce même groupe de chercheurs, le coefficient de frottement lié à ce phénomène de déformation serait de l'ordre de 0,04 pour un contact avec une sonde sphérique en acier inoxydable de rayon $7,9\text{mm}$. Cette valeur est presque négligeable par rapport aux valeurs de coefficient de frottement reportées dans la littérature. Cependant les auteurs reconnaissent que la formulation décrite par l'équation (1.15) ne tient pas compte des potentielles pertes viscoélastiques liées à la déformation de la peau dans le plan du glissement.

1.3.2 Travaux expérimentaux

Bien que le coefficient de frottement soit propre à un système il s'agit d'un bon indicateur de l'interaction entre deux matériaux. En ce qui concerne le coefficient de frottement avec la peau, de très nombreuses mesures expérimentales ont déjà été effectuées. La variété des matériaux, des géométries, des conditions de température et d'humidité à l'interface, des charges normales et des vitesses de mouvement utilisés dans ces innombrables travaux ont mis en évidence de nombreux facteurs d'influence. D'après ces recherches, il existe aussi des interactions entre ces paramètres. On peut répartir ces facteurs en trois catégories : ceux qui dépendent directement de la peau, ceux dépendant de l'objet en contact avec la peau, et enfin les paramètres liés aux conditions de contact.

1.3.2.1 Influence des propriétés de la peau

1.3.2.1.a Hydratation de la couche cornée

L'hydratation de la peau se réfère à la teneur en eau de la couche cornée. Celle-ci est régulée à la fois par la capacité des cornéocytes à retenir l'eau grâce à la présence d'agents hygroscopiques et par le contenu en lipides extra-cellulaires qui agit comme un ciment entre les cornéocytes de la couche cornée et limite les flux d'eau [70]. Plusieurs travaux ont montré que l'hydratation de la couche cornée de la peau était directement corrélée à ses propriétés mécaniques [71]-[73]. Notamment, l'augmentation de la teneur en eau entraîne le gonflement des cornéocytes qui tend à réduire la rugosité de la surface de la peau [74]. De plus, une diminution du module d'élasticité mesurée par tension uniaxiale est observée lorsque l'humidité relative de l'air est augmentée [71]. Cette dernière étant elle aussi liée au niveau d'hydratation de la couche cornée [75].

Les résultats des nombreuses mesures de frottement sur la peau prenant en compte son niveau d'hydratation, montrent une très nette augmentation du coefficient de frottement lorsque l'hydratation de la couche cornée est plus importante [68], [73], [76]-[81]. En fonction des autres paramètres du système de contact le coefficient de frottement statique peut atteindre des valeurs proches de 2,5 [68], [82], [83]. L'explication principale proposée par les auteurs de ces mesures s'appuient sur la plastification de la couche cornée suite à son hydratation. Celle-ci, en raison de la réduction très importante du module d'élasticité, entraîne l'augmentation de la surface réelle de contact du fait de la déformation des aspérités de la peau [68]. Le coefficient de frottement étant directement dépendant de la surface réelle de contact d'après le modèle de frottement adhésif, cela permettrait donc d'expliquer l'augmentation observée. Pour les niveaux d'hydratation les plus élevés, et en fonction des matériaux utilisés pour le contact, des phénomènes de stick-slip ont aussi été relevés [84]. Étant donné que le frottement peut être influencé par plusieurs types d'interaction, il est probable que sous certaines conditions d'autres phénomènes soient à prendre en compte. Notamment, en présence d'un fluide à l'interface entre la peau et l'objet en contact des phénomènes de capillarité, et des forces hydrodynamiques peuvent intervenir [85].

1.3.2.1.b Film hydrolipidique

Le film hydrolipidique étant la couche de fluide recouvrant la peau, c'est avec lui que le premier contact s'effectue. L'épaisseur de ce film ainsi que son contenu peuvent varier selon la zone anatomique et il existe aussi une forte variabilité d'une personne à une autre [86]. Les travaux de Mavon et al. [87] ont montré que l'énergie de surface de la peau est en relation directe avec la quantité de sébum présente à la surface de la peau, mesurée à l'aide du Sebumeter. La théorie de JKR nous a montré que les forces d'adhésion étaient dépendantes de l'énergie de surface. Cela a pu être confirmé par les mesures réalisées dans les travaux présentés par Pailler-Mattei et al. [85]. Ces derniers ont supposé que les forces d'adhésion étaient principalement dépendantes des ponts capillaires créés à l'interface avec la peau par le fluide hydrolipidique. Après traitement de la peau avec de l'éther pour éliminer le film hydrolipidique, ils ont mesuré des forces d'adhésion nettement moins importantes.

Pourtant, les travaux réalisés par Cua et al. [88] ont montré une influence assez faible de la quantité de lipides en surface de la peau sur le coefficient de frottement. Ces résultats ont été plus récemment confirmés par les travaux de plusieurs équipes [81], [89].

Cependant, ces derniers ont tout de même mis en évidence une influence non négligeable du film hydrolipidique grâce à une analyse plus détaillée permise par des mesures de spectroscopie infrarouge. En effet, l'augmentation du coefficient de frottement ne serait donc pas liée à la quantité de lipides présents à la surface de la peau, elle serait en revanche nettement causée par la viscosité que ces lipides donnent au film qui recouvre la peau. Par ailleurs, la présence de ce film et son contenu déterminent aussi la nature hydrophile ou hydrophobe de la surface de la peau. Cette caractéristique de la peau influence l'intensité des forces d'adhésion et donc le coefficient de frottement. En effet, les résultats de Elkhyat et al. montrent que plus la surface de la peau est hydrophile, plus le frottement est important [90], [91].

1.3.2.1.c Propriétés mécaniques de la peau

La peau se caractérise par un comportement mécanique complexe notamment en raison de sa structure tout aussi complexe. Ses propriétés mécaniques sont souvent comparées à celles des élastomères en raison d'un comportement élastique non linéaire et viscoélastique [92], [93]. De plus, ces propriétés ne sont pas homogènes notamment du fait de sa structure en plusieurs couches aux propriétés distinctes. On observe aussi des variations très importantes de structure et donc de propriétés mécaniques dans les différentes zones anatomiques [94]-[96]. Enfin, la peau montre un comportement mécanique anisotrope, notamment en raison de l'orientation des fibres de collagène et d'élastine qui sont les principales composantes du derme [97].

De ce fait l'analyse de l'influence des propriétés mécaniques de la peau sur son comportement tribologique est aussi très complexe. De plus, ces propriétés peuvent être influencées par des facteurs environnementaux, en particulier l'humidité de l'air. Nous avons pu voir précédemment que les études à ce sujet montrent une augmentation du coefficient de frottement lorsque la peau est plus hydratée. Cette variation est généralement attribuée à une peau plus souple et dont la rugosité est diminuée ce qui engendre une augmentation de la surface réelle de contact. Les travaux ayant mesuré conjointement des paramètres décrivant les propriétés mécaniques et tribologiques de la peau se sont principalement focalisées sur les effets liés au vieillissement de la peau [98], [99]. Bien que les effets du vieillissement sur le comportement mécanique de la peau soient en général évident, les liens avec le comportement de frottement restent subtils. De faibles corrélations sont obtenues entre la diminution de l'élasticité de la peau et l'augmentation du frottement. De même avec l'augmentation du facteur de perte viscoélastique.

1.3.2.1.d Rugosité de la peau

L'influence de la rugosité de la peau est probablement le paramètre qui a été le moins étudié. Les premiers travaux de Nakajima et al. [84] ont mesuré une augmentation du coefficient de frottement lorsque le motif de peau présente des plateaux de plus grande surface et donc un motif moins fréquent. Au contraire, les résultats obtenus par Egawa et al. [100] ne permettent pas de conclure quant à l'influence de la rugosité moyenne du profil de peau. Enfin, suite à des mesures de frottement lors de tests visant à déterminer les effets de différentes solutions exfoliantes sur la peau et ses propriétés, Li et al. ont conclu que le coefficient de frottement augmente lorsque la rugosité de la peau est diminuée [79]. Cependant, l'augmentation de l'hydratation de la peau obtenue par l'application de ces solutions pourraient être la raison principale des variations de frottement observées.

Bien que les auteurs de nombreuses études s'accordent à dire que la diminution de la rugosité de la peau serait à l'origine d'une augmentation assez nette de la surface réelle de contact entre la peau et les objets, les résultats des mesures effectuées à ce jour sont mitigés sur l'effet de la rugosité de la peau sur le frottement.

1.3.2.1.e Zone anatomique

Après avoir décrit l'influence des paramètres précédents il semble évident que les propriétés de frottement de la peau avec des objets vont très largement dépendre de la zone anatomique. En effet, comme on peut le constater sur la figure 1.10, la structure de la peau est très variable. Les épaisseurs des différentes couches, notamment celle de la couche cornée, peut aller de quelques micromètres au niveau de l'avant bras et de la cuisse entre autres, à près de $300\mu\text{m}$ au niveau de la paume des mains [101]-[103]. L'épaisseur de l'hypoderme est aussi très variable d'une zone à une autre et peut être de l'ordre de plusieurs dizaines de millimètres [104]. Des différences très nettes de motifs de rugosité sont aussi à noter [105]. Deux autres facteurs d'influence très importants sont liés à la zone anatomique. Le plus évident est la présence et la densité de poils qui peut modifier considérablement l'interaction avec les objets. Le deuxième concerne la quantité de glandes sudoripares présentes dans la zone et leur niveau d'activité. Celle-ci est directement liée à l'hydratation de la peau et l'humidité à l'interface peau-objet [106], l'un des facteurs ayant le plus d'influence sur les propriétés de frottement.

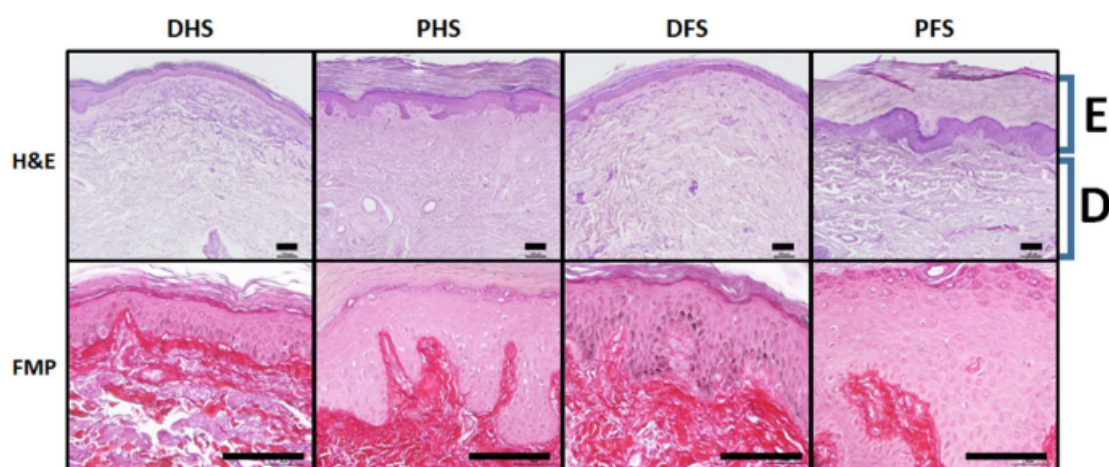


FIGURE 1.10 – Exemples de peau humaine de 4 zones anatomiques différentes (DHS : dos de la main, PHS : paume de la main, DFS : dos du pied, PFS : plante du pied) colorées par différentes méthodes (H&E : hemalun et éosine, FMP : FontanaMasson-Picrosirius) [107]. Barre d'échelle : $100\mu\text{m}$; E : épiderme; D : derme.

1.3.2.2 Influence des propriétés de l'objet en contact avec la peau

1.3.2.2.a Rugosité de l'objet

De la même manière que pour l'influence des propriétés de la peau, il semblerait que les solides ayant des surfaces plus lisses obtiennent des coefficients de frottement plus élevés au contact de la peau [108], [109]. Cependant, la présence d'eau à l'interface tend à lubrifier le contact plus aisément que pour une surface rugueuse pour laquelle une

quantité d'eau plus importante pourra se glisser dans les motifs de rugosité. D'après les travaux de Hendriks et Franklin [110], le mécanisme de frottement dominant semble être différent si la surface de l'objet est plutôt rugueuse ou plutôt lisse. Selon eux, en se basant sur le modèle de frottement adhésif, pour les surfaces rugueuses le coefficient de frottement serait fortement dépendant du coefficient de pression α . Au contraire pour les surfaces lisses, qui présentent une aire réelle de contact nettement plus grande, le coefficient de frottement dépendrait principalement de l'énergie de surface et de la résistance intrinsèque au cisaillement interfacial τ_0 .

La rugosité de l'objet en contact peut aussi influencer les forces de frottement lorsque les aspérités des deux surfaces en contact interagissent. Ainsi, pour des surfaces très rugueuses, des efforts tangentiels supplémentaires peuvent être nécessaires pour que le glissement entre les deux surfaces démarre [111]. Ce phénomène est en général expliqué par les pertes viscoélastiques causées par la déformation des aspérités de la peau qui s'emboîtent dans le motif de rugosité de l'objet en contact.

1.3.2.2.b Propriétés physico-chimiques

Certains auteurs ont pris en compte le caractère hydrophile/hydrophobe de la surface venant au contact de la peau afin d'analyser les variations de coefficients obtenus en utilisant différents matériaux. Néanmoins, il n'y a à ce jour pas de consensus à ce sujet. En effet, alors que certaines études mesurent des coefficients de frottement plus faibles pour des matériaux hydrophiles [68], [83], d'autres travaux obtiennent des résultats inversés [76], [88], [90]. En réalité, il est probable que d'autres facteurs ayant une influence prépondérante soient à l'origine des différences observées, notamment, la rugosité de l'objet en contact qui détermine en grande partie le mécanisme dominant. Dans le cas de surfaces plutôt rugueuses, ce sont les pertes viscoélastiques liées à la déformation des aspérités qui dominent, ce qui donnerait une place moins importante aux effets liés aux interactions physico-chimiques. Par ailleurs, les mesures des études citées précédemment n'ont pas toujours été effectuées aux mêmes zones anatomiques. Or dans les différentes zones, le motif de rugosité, le niveau d'hydratation de la couche cornée, la quantité de sébum et sa composition sont autant de facteurs pouvant influencer les propriétés du contact.

Malgré des résultats peu concluants à ce jour, les variations observées du coefficient de frottement avec différents objets de contact montrent que la nature de la surface de l'objet en contact avec la peau semble tout de même jouer un rôle. En particulier, il semblerait que ces interactions physico-chimiques soient prépondérantes dans les configurations où la surface réelle de contact est importante, favorisant les phénomènes adhésifs.

1.3.2.3 Influence des conditions de contact

1.3.2.3.a Température et humidité

Les travaux ayant évalué l'influence des conditions environnementales (température et humidité) du contact sur le coefficient de frottement sont nombreux [73], [80], [108], [110], [112]-[116]. Il apparaît que l'augmentation de l'humidité relative de l'air, ou l'humidification superficielle de la peau, tend tout d'abord à augmenter l'hydratation de la couche cornée. En conséquence, cette dernière est assouplie et la surface réelle de contact est augmentée ce qui permet une forte adhésion. Ensuite, lorsque la quantité d'eau continue d'augmenter, la peau n'est pas en mesure de l'assimiler, celle-ci reste donc en surface.

En fonction du matériau en contact, et en particulier en fonction de sa rugosité et son affinité pour l'eau, un film d'eau se crée plus ou moins facilement. Ce film a tendance à lubrifier le contact et réduire le coefficient de frottement, notamment lorsque la rugosité du matériau est faible. Le schéma de la figure 1.11, proposé par Derler et al. [108] résume les phénomènes que nous venons de décrire.

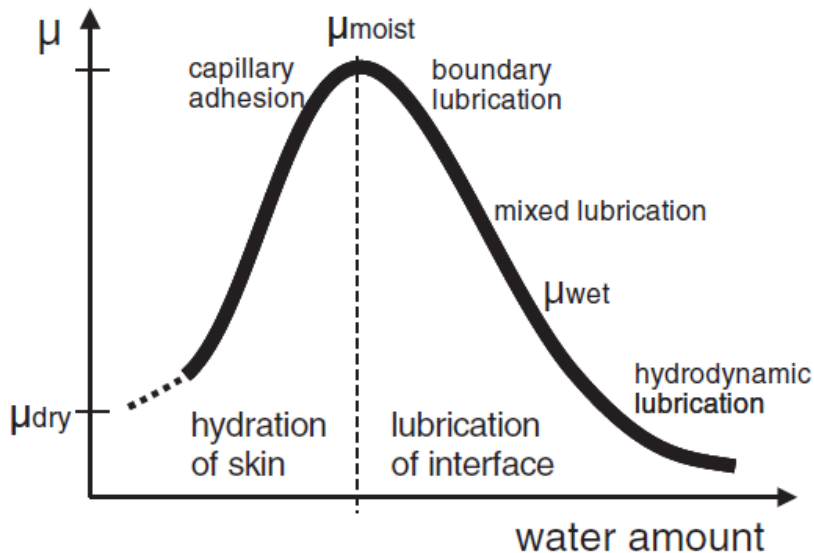


FIGURE 1.11 – Influence de la quantité d'eau présente à l'interface de contact avec la peau sur le coefficient de frottement d'après Derler et al. [108].

En ce qui concerne la température ambiante, les effets sont moins évidents. Les travaux de Veijgen et al. [113] ont d'abord permis d'établir une corrélation faible entre l'augmentation de la température et la diminution du coefficient de frottement mesuré avec une sonde en aluminium. Ils proposent une relation polynomiale de degré deux entre ces deux valeurs indiquant un minimum de frottement pour une température de $34,1^{\circ}\text{C}$. Cependant, cette relation est obtenue en comparant plusieurs zones anatomiques. Notamment, le bout des doigts où la température est la plus faible alors que l'humidité dans la couche cornée est la plus élevée. Des coefficients de frottement aussi élevés pour les faibles températures pourraient ainsi être expliqués par un contact avec une peau nettement plus hydratée. Les mesures de Klaassen et al. [117] montrent une influence mitigée de la température, qui semble un peu plus importante pour les matériaux hydrophobes. Enfin, les mesures réalisées par les mêmes auteurs avec du textile montrent que la température n'a quasiment pas d'influence sur le coefficient de frottement pour une humidité ambiante faible ($\approx 40\%$). Cependant, plus l'humidité ambiante est grande, plus le coefficient de frottement augmente nettement avec la température.

1.3.2.3.b Pression apparente de contact

Le modèle de frottement adhésif implique que le coefficient de frottement diminue avec la pression de contact d'après l'équation (1.14). C'est en effet ce qui a été observé par Derler et Gerhardt dans leur travail de revue de la littérature à ce sujet [50]. Ils notent cependant que pour une peau sèche l'influence de la pression est quasiment nulle. D'après

les mesures réalisées par Derler et al. [108], l'influence de la pression est en effet nulle au contact d'un solide rugueux et les coefficients de frottement restent proches de 0,5 indépendamment du matériau de contact. Ce phénomène est expliqué par l'augmentation quasi-linéaire de la surface réelle de contact lorsque la charge normale est augmentée. Il en résulte que la véritable pression de contact reste pratiquement constante. Au contraire, au contact d'un solide lisse, pour lequel la surface réelle de contact est bien plus importante initialement, les coefficients de frottement peuvent être jusqu'à 5 fois plus importants pour de faibles pressions. Lorsque la pression est augmentée ils diminuent rapidement étant donné que l'évolution de la surface réelle de contact est moindre.

Par ailleurs, le travail de revue de la littérature proposé par Derler et Gerhardt [50] fait aussi état de l'influence de la technique de mesure. En effet, bien que tout ce qui a été décrit jusqu'ici pour l'influence de la pression semble vérifié pour les techniques de glissement d'une sonde sur la peau, ou inversement de glissement de la peau sur une surface et même pour les méthodes utilisant la saisie d'un objet ; une tendance contradictoire est observée pour les méthodes utilisant la rotation d'une sonde sur la peau. Plusieurs hypothèses sont proposées pour expliquer ce phénomène. Tout d'abord une augmentation importante de la déformation est envisageable. En effet, lorsque la pression augmente les couches plus profondes de la peau sont sollicitées, ce qui entraînerait une résistance supplémentaire. Une augmentation de l'hydratation de la peau pourrait aussi être à l'origine de cette augmentation du coefficient de frottement en raison d'un échauffement local important qui générerait de la sudation.

1.3.2.3.c Vitesse de frottement

Les résultats concernant l'influence de ce paramètre sont nuancés. Certains auteurs ont observé une légère augmentation du coefficient de frottement avec la vitesse de frottement pour des peaux non traitées [77], [118], [119]. Bien que les mécanismes précis n'aient pas encore été étudiés, ce phénomène pourrait être expliqué par le comportement viscoélastique de la peau qui dépend de la vitesse de déformation. En présence d'un film fluide, des effets hydrodynamiques pourraient aussi intervenir. En outre, les résultats obtenus par Adams et al. [68] ne montrent aucune influence de la vitesse de frottement. Enfin, en présence d'eau à l'interface entre le doigt et une surface en verre, Derler et Rotaru observent une diminution nette du coefficient de frottement lorsque la vitesse de frottement est augmentée [120].

Comme le décrivent Persson et al. [122], l'analyse de ces résultats peut s'appuyer sur la courbe de Stribeck (Figure 1.12). Celle-ci décrit le mécanisme de frottement lors de contact lubrifiés en fonction de la vitesse de glissement et de la viscosité du fluide à l'interface du contact [123]. Ainsi, pour des vitesses faibles, le frottement dépendrait principalement de l'interaction solide-solide et serait quasiment indépendant de la vitesse. Ensuite, en augmentant la vitesse, on entre dans une zone où le frottement est un mélange entre l'interaction solide-solide et des interactions solide-fluide moins importante, et où des phénomènes de « stick-slip » peuvent survenir. On parle de lubrification mixte. Dans ces conditions le coefficient de frottement diminue avec la vitesse en raison de l'augmentation de l'épaisseur du film fluide. Enfin, lorsque les surfaces sont totalement séparées par le fluide, des effets hydrodynamiques peuvent causer une nouvelle augmentation du coefficient de frottement.

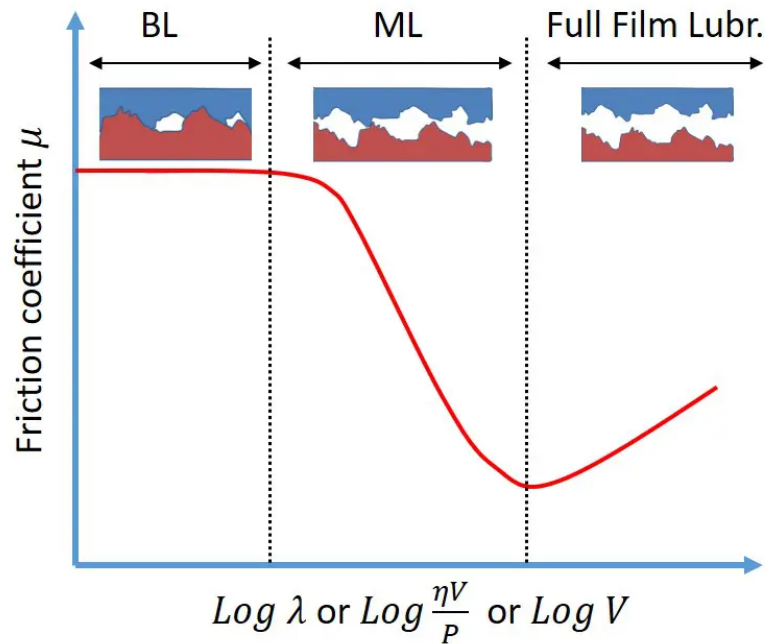


FIGURE 1.12 – Courbe de Stribeck montrant l'influence de la vitesse sur le mécanisme de frottement lors d'un contact lubrifié [121]. BL : lubrification limite, ML : lubrification mixte, Full Film Lubr. : lubrification par film fluide.

1.3.2.4 Réponse de la peau aux contraintes de contact

Comme nous venons de le voir les travaux ayant pour but l'étude de l'influence des paramètres du contact sur le coefficient de frottement sont nombreux. Souvent, ces travaux font l'hypothèse que le coefficient de frottement est directement lié à notre perception tactile et aux phénomènes d'irritations cutanées. Une interaction de contact avec un coefficient de frottement plus élevé serait plus à même de générer de l'abrasion, des phlyctènes, voire de l'ulcération dans le pire des cas [124], [125].

En se reposant sur les théories de la mécanique du contact, il est souvent admis que le coefficient de frottement influence les déformations transmises en profondeur de la peau. Sur la base de ce principe, très peu de travaux ont donc entrepris de mesurer les déformations réellement subies par la peau lors d'interactions de contact. Pourtant, il est aussi reconnu que ce sont elles qui sont à l'origine des phénomènes d'irritation cutanée. En effet, les phlyctènes sont le résultat de la rupture des liaisons entre les kératinosomes dans l'épiderme [58]. De même, l'ulcération est engendrée par l'occlusion des vaisseaux sanguins qui est aggravée par le cisaillement [126], [127]. Enfin, la stimulation des terminaisons nerveuses du toucher et de la douleur, qui sont situées à proximité immédiate de la jonction dermo-épidermique, est liée aux contraintes mécaniques sous la surface de la peau [41].

Les premiers travaux ayant eu pour objectif d'étudier l'effet du contact sur les déformations sous la surface de la peau ont été réalisés par Liu et al. [73], [128]. La méthode qu'ils ont développée utilise la tomographie en cohérence optique (OCT) afin d'obtenir des images de l'épiderme. Celle-ci leur a permis de suivre la morphologie globale de la surface de la peau et de l'interface entre la couche cornée et l'épiderme sous-jacent lors du frottement du bout du doigt sur une surface en verre. Cependant, aucune mesure des déformations sous la surface de la peau n'a encore été réalisée avec ce système.

1.3.3 Modélisation numérique du frottement avec la peau

1.3.3.1 Modèles de comportement mécanique de la peau

De nombreuses méthodes et modèles de matériau ont été utilisés pour décrire le comportement de la peau. Les plus simples sont utilisés afin de rendre compte du comportement élastique global de la peau. En y ajoutant de la complexité, les modèles peuvent prendre en compte certains éléments structurels ainsi que certaines propriétés mécaniques de la peau qui ont été décrits aux paragraphes 1.2.1 et 1.2.2.

Parmi les modèles les plus simples, certains représentent la peau dans une géométrie idéalisée et utilisent le plus souvent un modèle hyperélastique [129]-[133]. Ces lois de comportement se basent sur une fonction d'énergie de déformation dont le but est simplement de modéliser le comportement non linéaire de la peau. Les paramètres n'ont alors pas de sens physique à proprement parler. Les modèles un peu plus complexes essaient de tenir compte de l'anisotropie de la peau ainsi que de ses propriétés viscoélastiques. Par exemple, le modèle de Gasser-Ogden-Holzapfel, fréquemment utilisé dans la modélisation des tissus mous, considère l'anisotropie en ajoutant des termes exponentiels représentant le comportement de deux familles de fibres à un terme non linéaire représentant la matrice extra-cellulaire [134]. Le comportement des familles de fibres est une fonction de l'orientation dans l'espace, ce qui permet de donner des propriétés d'anisotropie au modèle. Un exemple de modèle tenant compte du comportement viscoélastique de la peau est proposé par Fung avec la formulation viscoélastique quasi-linéaire [135]. Celui-ci décompose la réponse du matériau en une partie élastique, en utilisant en général une formulation non-linéaire hyperélastique, et une partie viscoélastique. Cette dernière est assumée par une fonction de relaxation dont il existe plusieurs formes (Série de Prony, exponentielle, logarithmique) [96]. L'historique de chargement est aussi pris en compte grâce à une intégration sur la durée du chargement.

Malgré une représentation plus fidèle du comportement de la peau, les modèles viscoélastiques et les modèles considérant l'anisotropie demandent un certain nombre de pré-requis pour leur étalonnage. En effet, ces modèles dépendent de nombreux paramètres qu'il faut estimer à partir de multiples résultats expérimentaux. Dans le cas d'un modèle viscoélastique il faut notamment être en mesure d'observer la réponse temporelle du tissu étudié. Pour les modèles s'appuyant sur la répartition de fibres de collagène, il faut pouvoir mesurer leur distribution dans l'espace. Ainsi, en fonction des phénomènes étudiés, des lois de comportement plus simples sont souvent préférées. De tels modèles sont en effet capables de fournir des résultats très satisfaisants si leur utilisation se fait dans des conditions proches de celles de l'étalonnage.

La méthode qui a le plus souvent été mise en pratique pour étudier les effets du contact sur la peau consiste à représenter les différentes couches de peau en leur attribuant des paramètres différents [55], [129], [130], [132], [133], [136]-[141]. Ces modèles utilisent en général des propriétés linéaires élastiques ou hyperélastiques pour chacune des couches. En ce qui concerne la géométrie des différentes couches, elle est souvent idéalisée [129], [136], [140], [141], cependant certains travaux ont essayé de prendre en compte les irrégularités de texture notamment en s'appuyant sur des coupes histologiques [55], [132], [137]-[139].

1.3.3.2 Applications à l'étude du contact avec la peau

Dans le cas de l'étude des dispositifs de compression en textile, la majorité des travaux de modélisation se sont concentrés sur la pression d'interface et ses effets sur le flux sanguin dans les veines profondes [25], [142], [143]. Bien souvent leur objectif a été de mieux comprendre l'action mécanique des dispositifs de compression en créant des cartographies de pression d'interface. En particulier, la géométrie de la jambe, la structure du textile et ses propriétés mécaniques sont les principaux facteurs étudiés. Les tissus mous sont généralement modélisés en un seul bloc avec des propriétés hyperélastiques uniformes et l'attention se porte sur les conditions mécaniques imposées par les dispositifs à la surface du membre. Cependant, en se concentrant sur l'efficacité des dispositifs, ces travaux négligent la thématique de l'irritation cutanée et du confort.

Une autre problématique pour laquelle le contact avec la peau est régulièrement modélisé concerne les emboîtures prothétiques [144]-[146]. Comme pour les dispositifs de compression textile, ce sont les contraintes transmises à la surface du membre par le dispositif lors de son utilisation qui sont étudiées. Cependant, dans ce cas l'objectif final est bien de proposer des solutions pour rendre les dispositifs moins douloureux et inconfortables. Ainsi, les contraintes en surface de la peau sont analysées comme des sources d'endommagement de la peau et des tissus mous sous-jacents, et donc des sources d'inconfort. Les effets de ces conditions aux limites sur les tissus mous n'ont cependant pas été étudiés expérimentalement.

Les travaux ayant eu pour objectif de modéliser les effets du contact sur les contraintes dans la peau sont plutôt récents et ne sont pas nombreux. Leung et al. proposent un modèle multicouche de peau afin d'étudier les effets du frottement et de la pression sur le volume des vaisseaux sanguins cutanés [140]. Les différentes couches sont prises dans une géométrie idéalisée et sont considérées linéaires élastiques et incompressibles. Cependant, contrairement aux résultats de nombreuses mesures expérimentales et cliniques, dans leur modèle l'ajout de frottement tend à diminuer la déformation des vaisseaux causées par la pression [147]-[149]. Les travaux de Leyva-Mendivil ont permis de mettre en évidence le rôle de la topographie de la peau sur l'interaction de contact et sur les déformations dans l'épaisseur de la peau [139]. En effet, les coefficients de frottement globaux (par opposition au coefficient de frottement local définissant l'interaction de contact dans le modèle) obtenus avec une géométrie de peau idéalisée étaient en moyenne inférieur à ceux obtenus avec une géométrie réelle calquée sur une coupe histologique de peau. Cet effet semble cependant disparaître lorsque les dimensions de l'objet en contact avec la peau augmente. Enfin, les travaux de Jobanputra et de Diosa ont eu pour objectif d'étudier les variations du comportement tribologique de la peau lors du vieillissement [129], [132]. Celui-ci est simulé par des variations de la micro-structure de la peau (diminution de la rugosité et des épaisseurs des différentes couches), et une variation des propriétés mécaniques des couches de peau. Dans ces deux modèles, les couches de peau sont modélisées avec des lois de comportement hyperélastiques (Ogden ou Neo-Hooke) et sont prises incompressibles. Diosa et al. [132] proposent une analyse des variations de coefficient de frottement lors du vieillissement. Les forces de réactions en surface de la peau et les contours de déformations sous la surface de la peau sont aussi examinés. Jobanputra et al [129] proposent une analyse du cisaillement dans l'épaisseur de la peau, notamment à proximité des sites où se trouvent des récepteurs mécaniques, afin d'étudier les effets possibles du vieillissement sur notre perception tactile.

1.3.4 Études cliniques de l'irritation cutanée d'origine mécanique

Comme nous l'avons décrit précédemment, l'irritation cutanée est une réaction physiologique qui se traduit par des sensations désagréables et qui peut s'accompagner d'une réaction inflammatoire. Les nombreuses études cliniques des irritations chimiques de la peau ont permis de mettre en avant différents signes physiologiques caractéristiques de l'irritation cutanée et les méthodes pour les mesurer le plus objectivement possible. Ainsi, la perte insensible en eau (flux d'eau sous forme de vapeur ne résultant pas de la sudation), est l'un des indicateurs les plus utilisés pour évaluer l'endommagement de la barrière cutanée [150]-[152]. Son augmentation est révélatrice d'une irritation de la couche cornée. Parmi les autres mesures qui sont corrélées à l'irritation cutanée on peut citer l'évaluation de la circulation sanguine cutanée par fluxmétrie laser Doppler et la mesure de rougeur par chromatométrie [57], [153]-[155]. Cependant, l'évaluation visuelle de la peau par un clinicien, qui permet de noter l'intensité de l'irritation en fonction des symptômes observables, semble toujours être la méthode standard. Ces différentes méthodes ont été appliquées afin d'évaluer les irritations cutanées générées par le frottement répété de différents objets sur la peau [125].

Li et al. ont utilisé des échelles de notation de l'érythème, de l'œdème, et une autre pour évaluer globalement les irritations provoquées par le frottement des emboîtures prothétiques sur la peau de moignon de personnes amputées [156], [157]. Dans un premier temps l'expérience de frottement répété a été réalisée en utilisant différents textiles comme objets de contact [156]. Il en résulte que les textiles les plus rugueux et ayant des fibres plus dures et saillantes (laine et nylon), sont ceux qui donnent les coefficients de frottement les plus élevés. Ce sont aussi avec ces matériaux que les signes d'irritation sont les plus intenses. De plus, les textiles avec des coefficients de frottement élevés sont aussi ceux pour lesquels les sensations de chaleur et de douleur éprouvées par les volontaires sont les plus fortes. Li et al. [157] proposent une expérience similaire avec pour matériau de contact une résine acrylique utilisée pour la fabrication des emboîtures de prothèse. Cette étude permet de mettre en évidence un certain nombre d'adaptation lorsque l'expérience est répétée quotidiennement pendant 30 jours. En effet, les scores d'irritation (érythème et œdème) augmentent les trois premiers jours avant de diminuer progressivement. Une tendance similaire est obtenue pour l'intensité des signaux d'électroencéphalogramme utilisés pour mesurer l'inconfort ou encore pour l'augmentation de température après frottement. Étonnamment, le coefficient de frottement diminue entre le premier et le vingtième jour de l'expérience mais une tendance de retour aux valeurs initiales est observée ensuite. Ce résultat suggère que la peau est dans un premier temps endommagée puis qu'elle commence son adaptation. Cette observation est confirmée par les variations de rugosité.

L'étude clinique proposée par Thieulin et al. [125] met en avant les variations de rougeur de la peau, de flux sanguin, de perte insensible en eau et des propriétés mécaniques de la peau mesurées par indentation, causées par le frottement répété de deux modèles de mouchoirs en papier. Alors que les indicateurs physiologiques de l'irritation augmentent, son module d'élasticité diminue. Les taux de variation obtenus sont plus importants pour le papier ayant un coefficient de frottement plus élevé. L'observation au microscope des résidus de couche cornée retirés par tape-stripping montre comment le frottement cause l'abrasion de la peau et la desquamation des cornéocytes.

Les études cliniques de l'effet du frottement répété sur la peau nous montrent donc que les signes d'irritation sont plus forts lorsque le coefficient de frottement est plus

élevé. L'intensité des indicateurs physiologiques de l'irritation semble aussi être corrélée à l'intensité des sensations désagréables ressenties. Néanmoins, ces études ne permettent pas de comprendre pourquoi certaines personnes sont plus sensibles aux phénomènes irritatifs que d'autres. De plus, aucune étude n'a à ce jour été réalisée sur l'effet des conditions de contact très particulières à l'interface entre un dispositif de compression en textile et la peau sur les risques de développer des irritations cutanées.

1.4 Synthèse et propositions

Les dispositifs médicaux de compression en textile sont communément utilisés pour le traitement et la prévention de nombreuses pathologies. Les bas de compression médicaux sur lesquels ces travaux se concentreront, sont utilisés dans le cadre de l'insuffisance veineuse. Le principe du traitement est d'appliquer une pression à la surface du membre, celle-ci est transmise à travers les tissus mous et a pour objectif de rétablir une pression favorisant le retour du sang jusqu'au cœur. Cependant, une partie des utilisateurs développe des irritations de la peau lors de l'utilisation de ces dispositifs, et certains renoncent au traitement.

Les études concernant l'étiologie des irritations cutanées ont démontré que la combinaison de la pression avec du cisaillement ou du frottement augmente nettement les risques de problèmes cutanés. C'est pourquoi il est raisonnable de supposer que les contraintes mécaniques très particulières que subie la peau lors de l'utilisation de dispositifs de compression peuvent être à l'origine des irritations observées chez les utilisateurs.

Comme nous avons pu le constater d'innombrables travaux expérimentaux de tribologie de la peau se sont concentrés sur des mesures du coefficient de frottement. La réalisation de cette mesure dans une grande variété de conditions environnementales, avec des matériaux, des vitesses et des pressions de contact différentes, mais aussi sur de nombreuses zones anatomiques, a permis d'évaluer l'influence de nombreux facteurs. Il apparaît en effet que de nombreux paramètres semblent jouer un rôle dans l'interaction de frottement avec la peau. Cependant, il est illusoire d'espérer tous les contrôler simultanément. De plus, il existe des interactions entre les paramètres étudiés comme par exemple entre l'hydratation de la peau et les conditions de température et d'humidité. De ce fait, il semble nécessaire d'étudier l'interaction de contact entre la peau et les dispositifs de compression dans des conditions les plus proches possible des conditions réelles d'utilisation.

D'autre part, de nombreux travaux admettent que les phénomènes irritatifs sont intimement liés aux contraintes mécaniques dans l'épaisseur de la peau. Cependant, aucune véritable mesure n'est proposée dans la littérature, ce qui ne permet pas de conclure totalement sur le rôle du frottement dans le développement d'irritations. Bien que ces contraintes dans l'épaisseur de la peau lors du contact avec des objets aient été étudiées au travers de certaines études numériques, ces études ont été pensées dans des contextes différents que celui des textiles de compression.

En partant de ces constats, ce travail se propose d'étudier le rôle des mécanismes de frottement dans l'interaction dispositif médical de compression / corps humain. Afin de répondre à cet objectif trois axes ont été développés :

1. Tout d'abord **une partie expérimentale** qui aura pour objectif d'étudier les contraintes créées par différentes interactions de contact dans l'épaisseur de la peau. Pour ce faire, un banc de mesure et une méthode ont été développés au sein du laboratoire. De telles mesures permettront de mieux comprendre l'interaction entre les propriétés de frottement classiquement décrites et les contraintes réellement subies par la peau.
2. Dans un second temps, **une étude clinique** des facteurs biomécaniques favorisant le développement d'intolérances cutanées lors de l'utilisation de bas de compression sera proposée. Celle-ci aura principalement pour objectif de mettre en avant les caractéristiques morphologiques et mécaniques de la peau qui peuvent être des facteurs de risque.
3. Enfin, **une étude numérique** aura pour objectif d'étudier l'influence des différents facteurs de risque mis en avant lors de l'étude clinique sur les contraintes mécaniques dans la peau. Le modèle numérique de peau sera validé à travers l'identification des propriétés mécaniques des différentes couches de peau. Celle-ci s'appuiera sur des résultats expérimentaux obtenus avec la méthode développée précédemment. L'étude des différents facteurs de risque se fera à partir d'un plan d'expérience numérique conçu à partir des résultats observés lors de l'étude clinique.

Chapitre 2

Étude expérimentale de l'effet des mécanismes de frottement dans l'épaisseur de la peau

Sommaire du chapitre

2.1	Introduction	58
2.2	Conception d'un banc de mesure	59
2.2.1	Matériel	59
2.2.2	Logiciel	61
2.3	La corrélation d'images numériques.	61
2.3.1	Principe	61
2.3.2	Description de la méthode de CIN utilisée	62
2.3.2.1	Objectif et critère d'évaluation	62
2.3.2.2	Obtention des champs complets de déplacements.	63
2.3.2.3	Obtention des champs de déformations.	63
2.3.3	Avantages, inconvénients et pré-requis.	64
2.3.4	Applications dans le domaine de la biomécanique	66
2.4	Évaluation de la méthode	67
2.4.1	Préparation des échantillons	67
2.4.2	Mesure des champs de déformation	68
2.4.2.1	Distorsion de la caméra	68
2.4.2.2	Estimation de l'erreur liée aux déplacements hors-plan	69
2.4.2.3	Préparation des images pour la CIN	69
2.4.2.4	Évaluation des champs de déformations obtenus	70
2.4.3	Mesure du frottement	72
2.4.3.1	Indicateurs du frottement	72
2.4.3.2	Essais préliminaires de frottement.	73

2.5	Étude de l'influence de l'état de surface de la peau et du matériau de contact	74
2.5.1	Objectifs	74
2.5.2	Préparation des échantillons	74
2.5.3	Protocole de mesure	75
2.5.4	Traitement de données	76
2.5.4.1	Capteur de force	76
2.5.4.2	Traitement d'images	76
2.5.5	Résultats	76
2.5.5.1	Indicateurs des mécanismes de frottement	76
2.5.5.2	Champs de déformation associés	78
2.5.6	Discussion	82
2.5.6.1	Influence des conditions expérimentales sur les mécanismes de frottement impliqués	82
2.5.6.2	Influence des conditions expérimentales sur les champs de déformations	83
2.5.7	Limitations et pistes d'amélioration	84
2.6	Conclusion	85

2.1 Introduction

L'étude de la littérature effectuée au chapitre précédent a mis en évidence que les connaissances actuelles concernant la tribologie de la peau ne permettent pas d'expliquer complètement tous les phénomènes liés à l'irritation mécanique de la peau. Notamment, il en ressort que les études menées jusqu'à présent se sont limitées à des mesures et des observations à la surface de la peau. Cependant, l'endommagement de la peau et les sensations d'inconfort éprouvées lors d'irritations cutanées peuvent aussi intervenir dans l'épaisseur. En effet nous avons vu que les phlyctènes survenant parfois après un frottement répété sur la peau sont liées à un endommagement dans l'épaisseur de l'épiderme [58]. Par ailleurs, de nombreux récepteurs nerveux mécaniques et de la douleur sont situés autour de la jonction dermo-épidermique [158], [159]. Afin de mieux comprendre les processus de l'irritation cutanée, il paraît donc primordial d'étudier les phénomènes mécaniques intervenant dans l'épaisseur de la peau lors du contact avec des objets.

L'hypothèse de base ce travail expérimental est que les différents mécanismes pouvant intervenir lors du contact d'un objet sur la peau influencent la réaction mécanique de la peau dans son épaisseur. Cette hypothèse s'appuie sur l'observation dans la littérature des différentes formes d'irritations cutanées d'origine mécanique. En effet, nous avons pu constater que celles-ci pouvaient atteindre aussi bien la couche cornée en arrachant des couches de cornéocytes par abrasion [160], [161], que des couches plus proches de la jonction dermo-épidermiques [58], [162]. Par ailleurs, la littérature fait aussi état de très nombreux facteurs influençant les propriétés de contact de la peau avec des objets [50], [163], [164]. L'objectif de ce travail est donc de développer une méthode permettant d'observer les déformations induites par différents types de contact dans l'épaisseur de la peau. Nous commencerons par présenter le banc de mesure que nous avons conçu au laboratoire afin de répondre à cet objectif. Ce dispositif permet de suivre visuellement la déformation des échantillons à l'aide d'une caméra. Les déformations sont obtenues en

appliquant la corrélation d'images numériques (CIN), une méthode optique de champ que nous introduirons dans une deuxième partie. Nous procéderons ensuite à une évaluation de la qualité des mesures de frottement et de déformation qu'il est possible de réaliser avec le dispositif conçu. Enfin, une application de cette méthode à l'étude de l'influence des matériaux de contact et de la préparation de la surface des échantillons de peau sera exposée. L'objectif sera notamment d'étudier l'influence de différentes conditions de contact (matériau et état de surface de la peau) que les personnes utilisant des dispositifs de compression en textile sont susceptibles de rencontrer.

2.2 Conception d'un banc de mesure

2.2.1 Matériel

Un banc de mesure a donc été conçu directement au sein du Centre Ingénierie et Santé pour répondre à nos besoins (Figure 2.1). Le dispositif permet l'acquisition d'images des couches de peau sur la face d'un échantillon *ex-vivo*, pendant la déformation par contact sur la surface de la peau. A partir de ces images il est possible de calculer les champs de déformation et leur évolution lors des différents essais. Grâce à un capteur de force il est possible de décrire les mécanismes de frottement.

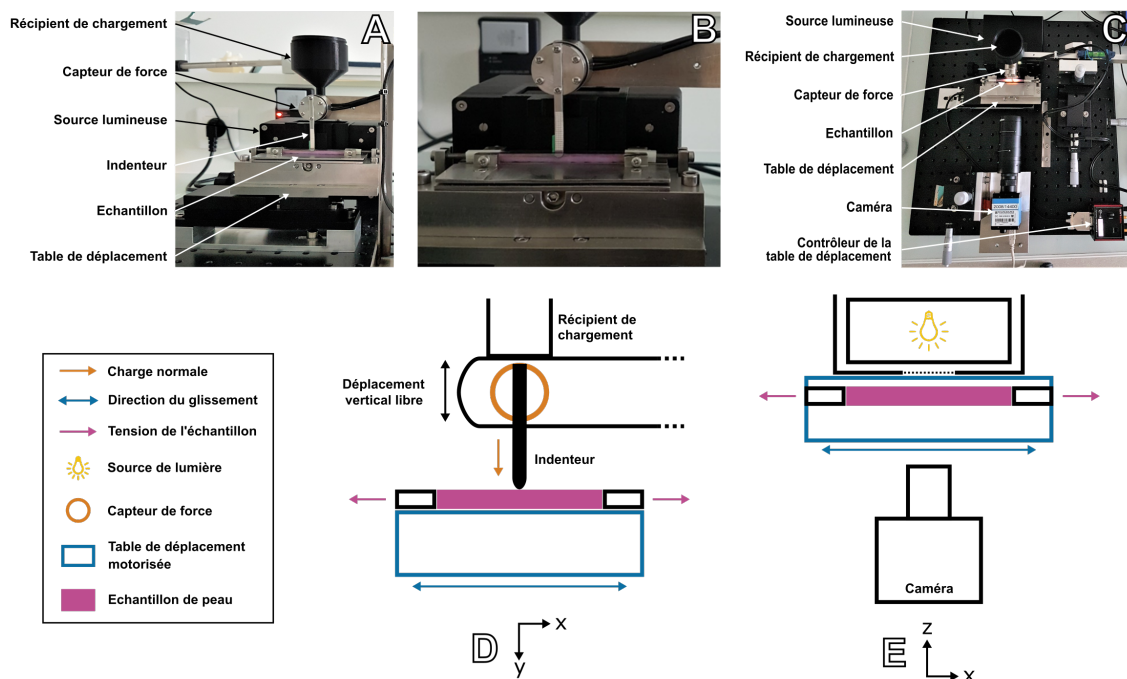


FIGURE 2.1 – Photographies du banc de mesure vu de face (A) avec un point de vue rapproché sur l'échantillon (B) et vu de dessus (C). Schémas descriptifs du fonctionnement du banc de mesure vu de face (D) et de dessus (E).

L'échantillon de peau est maintenu au centre du dispositif grâce à un système permettant aussi de le mettre en tension. La surface de l'échantillon, la face observée et la face arrière sont libres. La surface inférieure de l'échantillon repose sur un support en acier. Ce dispositif de maintien de l'échantillon est lui-même fixé sur une table de déplacement motorisée (Thorlab, MTS25-Z8, Newton, NJ, USA), servant à contrôler le mouvement latéral et donc le frottement de l'échantillon contre une sonde cylindrique.

L'amplitude maximale de glissement est de 25mm avec un incrément répétable minimal de $0,8\mu\text{m}$. La vitesse maximale est de $2,4\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$, elle peut être ajustée avec une précision de $0,25\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$.

La sonde cylindrique en acier est vissée directement sur un capteur de force 6-axes (K6D27 50N/1Nm, ME-Meßsysteme GmbH, Hennigsdorf, Germany). L'amplitude de mesure pour les forces normale et tangentielle s'étend de $50\mu\text{N}$ à 50N . La précision de ce capteur est de $\pm 0,05\text{N}$. Le dispositif a été conçu pour que la charge normale soit appliquée par une masse morte. Cela permet de conserver une charge normale constante malgré les reliefs des échantillons tout en évitant de devoir implémenter une boucle d'asservissement. Pour ce faire, le capteur est fixé à l'extrémité d'un bras en acier dont la rotation libre est permise en son centre par un roulement à billes. La charge est ensuite ajustée grâce à deux récipients fixés aux deux extrémités de ce bras. Celui à l'opposé permet de compenser la masse du capteur et de la sonde en plus de permettre la décharge. Le récipient placé juste au dessus du capteur permet alors d'ajuster la charge normale. La charge et la décharge sont réalisées à l'aide de billes en acier. Ce système est monté sur deux tables coulissantes manuelles qui permettent d'ajuster la position verticale et dans la profondeur de la sonde par rapport à l'échantillon.

Une caméra (DMK 41BU02.H, The Imaging Source, Bremen, Germany) est placée face à l'échantillon de manière à observer les déformations dans l'épaisseur de la peau. Elle est fixée sur des tables coulissantes manuelles permettant d'ajuster la mise au point et le champ de vision. La résolution de la caméra est de 1260×980 pixels. L'objectif à zoom manuel (MLH-10X, CBC America, Cary, North Caroline, USA) et un tube d'extension de l'objectif de 40mm permettent d'obtenir un pixel large de $6\mu\text{m}$ environ. Le champ de vision résultant de ce montage est donc de $7,56\text{mm} \times 5,88\text{mm}$.

Une source de lumière LED (MultiLED QT, GS Vitec, Gründau, Germany) est disposée à l'arrière de l'échantillon. Elle permet une bonne illumination et rend possible l'acquisition d'images de qualité. La puissance lumineuse peut atteindre 12000 Lumen, elle est ajustable grâce une table de contrôle externe (MultiLED G8, GS Vitec, Gründau, Germany) pour permettre de s'adapter à chaque échantillon testé.

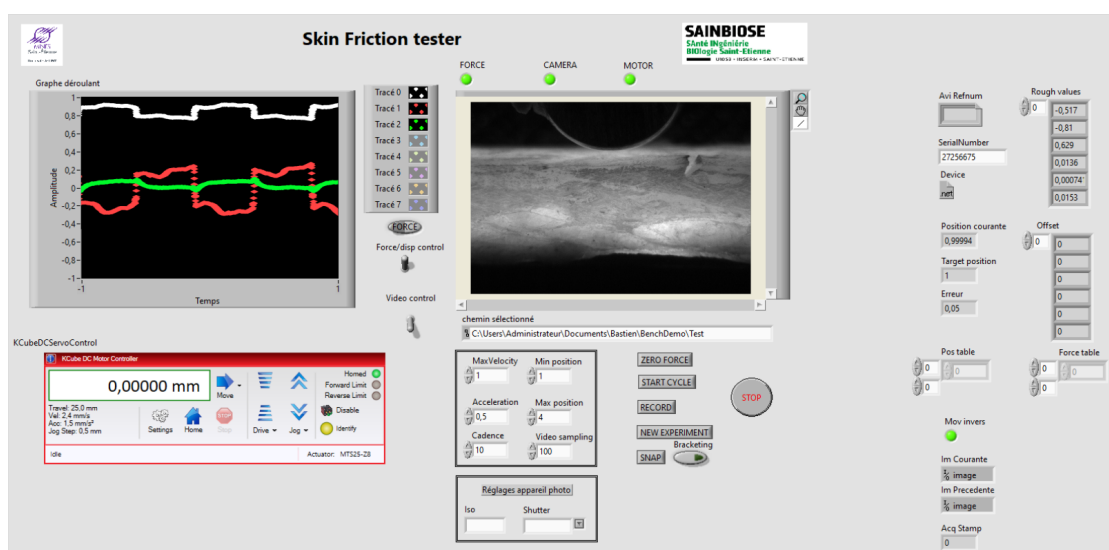


FIGURE 2.2 – Interface du logiciel LabVIEW utilisé pour contrôler les paramètres de l'acquisition avec le banc de mesure conçu.

2.2.2 Logiciel

Le capteur de force, la table de déplacement motorisée et la caméra, sont pilotés par un ordinateur. Un programme LabVIEW a été conçu afin de coordonner tous ces dispositifs et d'assurer un contrôle complet des acquisitions (Figure 2.2). Les paramètres ajustables de la table de déplacement (amplitude, vitesse et accélération), et les fréquences d'acquisition peuvent y être modifiés. Il est aussi possible d'effectuer le zéro du capteur de force et de contrôler le démarrage et l'arrêt du déplacement et des acquisitions. Les courbes des différents canaux du capteur de force et le déplacement peuvent être visualisées en temps réel. Le programme permet aussi de s'assurer de la synchronisation des mesures de force et de déplacement. Les images enregistrées lors des essais sont horodatées afin de pouvoir les synchroniser avec les mesures.

2.3 La corrélation d'images numériques

2.3.1 Principe

Depuis le début des années 1950, des méthodes optiques ont été développées pour l'étude de champs complets de déformations en mécanique. Comme évoqué précédemment, la corrélation d'images numériques (CIN) est l'une de ces méthodes. Elle se développe au début des années 1980 en parallèle des progrès réalisés sur les systèmes permettant l'acquisition et le traitement d'images numériques dans les décennies précédentes [165]. De nombreux travaux de développement sont conduits au cours des années 1980, et depuis les années 1990 les travaux d'évaluation de la précision de cette nouvelle méthode se sont multipliés.

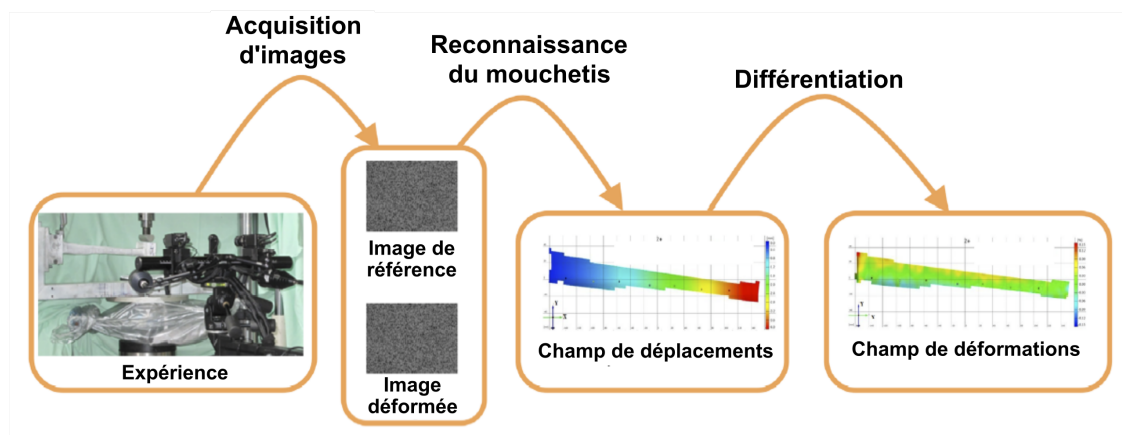


FIGURE 2.3 – Principe de la méthode de corrélation d'images numériques en 2D. Image modifiée à partir de Palanca et al. [166].

L'objectif de la CIN est de calculer les champs de déplacements puis de déformations sur un échantillon soumis à des contraintes mécaniques (Figure 2.3). Le besoin d'obtenir cette mesure très détaillée naît dans la volonté d'étudier des matériaux aux propriétés mécaniques non-homogènes tels que les matériaux composites ou les tissus vivants, ou bien pour étudier des situations de chargement complexe. Cette méthode utilise des images de l'échantillon pendant sa déformation et essaie de déterminer le déplacement et la déformation des points de la surface de l'échantillon. Pour ce faire, les algorithmes utilisés comparent des groupes de pixels (sous-ensemble) entre une image de la situation

de référence et une image d'une situation déformée. Le premier objectif est de retrouver le déplacement de chaque sous-ensemble de l'image de référence dans l'image déformée. Ensuite, l'objectif sous-jacent est de retrouver mathématiquement la transformation qui a permis de déformer le sous-ensemble de l'image de référence pour obtenir celui correspondant dans la situation déformée. La surface étudiée doit donc présenter un motif aléatoire que ces algorithmes pourront reconnaître de manière biunivoque.

La méthode décrite au paragraphe précédent est dite locale par opposition à d'autres méthodes, globales qui effectuent la comparaison entre les situations déformées et celle de référence directement sur l'ensemble de la région d'intérêt. Ces méthodes globales présentent l'avantage d'assurer la continuité des champs de déplacements. Elles offrent aussi la possibilité d'étudier des déformations très importantes et hétérogènes puisqu'elles ne sont pas limitées par la taille des sous-ensembles qui sont considérés avec les méthodes locales. Cependant, pour des déformations moins grandes, les méthodes locales offrent une meilleure précision ainsi que des temps de calcul bien plus faibles [167]. N'ayant pas à faire à des grandes déformations comme cela peut être le cas dans les travaux étudiant les phénomènes de rupture, il paraît donc plus raisonnable de se tourner vers une méthode locale. La méthode qui sera décrite dans la prochaine section est celle employée par le logiciel Ncorr [168], que nous avons par la suite utilisé pour le traitement de nos données.

2.3.2 Description de la méthode de CIN utilisée

2.3.2.1 Objectif et critère d'évaluation

L'objectif des algorithmes de corrélation d'images numériques est de déterminer la transformation subie par les différents sous-ensembles de pixels. Celle-ci est en générale limitée à une transformation linéaire du premier ordre. Les coordonnées estimées $\tilde{x}_{d,i}$ et $\tilde{y}_{d,j}$ des points du sous-ensemble (S) dans la situation déformée peuvent donc s'écrire de la manière suivante :

$$\tilde{x}_{d,i} = x_{r,i} + u + \frac{\partial u}{\partial x} \Delta x_{r,i} + \frac{\partial u}{\partial y} \Delta y_{r,j} \quad (2.1)$$

$$\tilde{y}_{d,j} = y_{r,j} + v + \frac{\partial v}{\partial x} \Delta x_{r,i} + \frac{\partial v}{\partial y} \Delta y_{r,j} \quad (2.2)$$

Avec $x_{r,i}$ et $y_{r,j}$ les coordonnées des points dans la situation de référence. u et v sont les champs de déplacements, $\Delta x_{r,i}$ et $\Delta y_{r,j}$ représentent la distance du point (i,j) au centre du sous-ensemble dans la situation de référence. Les indices "r" et "d" font référence respectivement à la situation de référence et à la situation déformée. Le premier objectif de la corrélation d'images est donc de déterminer pour chaque sous-ensemble la transformation $\{u, v, \frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial u}{\partial y}, \frac{\partial v}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial y}\}$ qui permet d'obtenir des imageries aussi similaires que possible. La ressemblance entre les imageries est évaluée à l'aide d'un coefficient de corrélation. La méthode proposée par Ncorr utilise les coefficients normalisés de corrélation croisée C_{CC} et de moindres carrés C_{LS} :

$$C_{CC} = \frac{\sum_{(i,j) \in S} [f(x_{r,i}, y_{r,j}) - f_m](g(x_{d,i}, y_{d,j}) - g_m)}{\sqrt{\left(\sum_{(i,j) \in S} [f(x_{r,i}, y_{r,j}) - f_m]^2 \sum_{(i,j) \in S} [g(x_{d,i}, y_{d,j}) - g_m]^2 \right)}} \quad (2.3)$$

$$C_{LS} = \sum_{(i,j) \in S} \left[\frac{f(x_{r,i}, y_{r,j}) - f_m}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in S} [f(x_{r,i}, y_{r,j}) - f_m]^2}} - \frac{g(x_{d,i}, y_{d,j}) - g_m}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in S} [g(x_{d,i}, y_{d,j}) - g_m]^2}} \right]^2 \quad (2.4)$$

f et g représentent les imagerie de la situation de référence et de la situation déformée respectivement, qui sont en niveaux de gris. f_m et g_m sont les niveaux de gris moyens de chacune des imagerie. Il y a une ressemblance forte entre les imagerie comparées lorsque C_{CC} s'approche de 1 et C_{LS} s'approche de 0.

2.3.2.2 Obtention des champs complets de déplacements

Une méthode d'optimisation itérative non linéaire des moindres carrés, ayant pour objectif de minimiser l'équation (2.4), est utilisée pour déterminer la meilleure solution pour cette transformation. Elle est appliquée successivement à tous les sous-ensembles composant la région d'intérêt (ROI) à analyser et se déroule en trois étapes :

1. **Une première estimation de la transformation** est obtenue en utilisant la méthode de corrélation croisée normalisée rapide introduite par Lewis [169]. Le principe est de calculer le coefficient normalisée de corrélation croisée décrit par l'équation (2.3) pour toutes les positions possibles dans l'images déformée en utilisant une méthode de calcul efficace.
2. **L'optimisation itérative** permet de trouver une meilleure solution de transformation. Elle s'effectue en appliquant la méthode de Gauss-Newton, un algorithme de minimisation utilisée pour la résolution des problèmes de moindres carrés non linéaires [170].
3. **Une interpolation B-spline biquintique** permet enfin d'obtenir un niveau de précision inférieur au pixel.

Afin d'obtenir le champ complet de déplacement N_{corr} utilise la méthode développée par B.Pan (Reliability Guided DIC)[171], qui détermine l'ordre dans lequel traiter les points de la ROI. Un point de départ est défini par l'utilisateur, si possible un point où la déformation sera faible de manière à obtenir une première estimation de la transformation de bonne qualité par la méthode de corrélation croisée normalisée rapide. Les déplacements sont obtenus à ce point puis, ses voisins sont ajoutés à la file d'attente. Ensuite, l'algorithme sélectionne un nouveau point parmi la file d'attente et utilise si possible les informations déjà calculées aux points précédents comme première estimation. Au fur et à mesure l'algorithme fait remonter dans la file d'attente les points des zones où la corrélation est de bonne qualité. Cela permet d'utiliser des premières estimations de meilleure qualité et donc d'éviter de propager des erreurs. Le processus s'arrête, et les champs complets de déplacements horizontaux et verticaux $\{u, v\}$ sont obtenus, lorsque la file d'attente a été vidée.

2.3.2.3 Obtention des champs de déformations

Les champs de déformations sont obtenus par différentiation des champs de déplacements. N_{corr} propose entre autre le calcul des déformations de Green-Lagrange d'après les équations suivantes :

$$E_{xx} = \frac{1}{2} \times \left(2 \times \frac{\partial u}{\partial x} + \left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial x} \right)^2 \right) \quad (2.5)$$

$$E_{xy} = \frac{1}{2} \times \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial^2 u}{\partial x \partial y} + \frac{\partial^2 v}{\partial x \partial y} \right) \quad (2.6)$$

$$E_{yy} = \frac{1}{2} \times \left(2 \times \frac{\partial v}{\partial y} + \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial y} \right)^2 \right) \quad (2.7)$$

Les gradients de déplacements sont obtenus lors de l'optimisation par la méthode de Gauss-Newton mais ils sont très bruités. Il est possible de leur appliquer directement un filtre passe-bas pour atténuer l'erreur. Une autre possibilité est de les recalculer par différentiation des champs de déplacements, nettement moins bruités. Cette étape de différentiation est cependant très sensible aux variations de haute fréquence. Il est donc nécessaire filtrer tout de même les champs de déplacements afin d'éliminer autant de bruit que possible puisque ce dernier sera accentué par la différentiation.

La solution mise en place par Ncorr se déroule en deux étapes :

1. Ajustement d'un plan par la méthode des moindres carrés, sur une fenêtre de points des champs bruités u et v . Cette étape permet d'obtenir pour chaque point mesuré (x, y) , les équations de plans de champs de déplacements $\tilde{u}_{(x,y)}$ et $\tilde{v}_{(x,y)}$ lissés sur une fenêtre autour de chaque point.
2. Calculer des gradients de déplacements en chaque point (x, y) par différentiation des plans $\tilde{u}_{(x,y)}$ et $\tilde{v}_{(x,y)}$. Les déformations de Green-Lagrange sont obtenues en chaque point en utilisant les équations (2.5), (2.6) et (2.7).

La taille de la fenêtre de champ de déplacement sur lequel un plan est ajusté détermine la puissance du filtre. Plus celle-ci est grande et plus le lissage sera important. Il est donc important de sélectionner une dimension permettant de minimiser le bruit sans perdre trop d'information.

2.3.3 Avantages, inconvénients et pré-requis

Cette méthode est devenue rapidement très populaire du fait de son faible coup de mise en place et des possibilités qu'elle offre. En effet, elle permet d'étudier de nombreux phénomènes avec un niveau de détails remarquable. Sa mise en place ne nécessite que très peu de matériel. Une caméra permettant l'acquisition d'images de la surface étudiée pendant les expériences est suffisante en plus du dispositif permettant d'appliquer la déformation. Cette mesure peut donc être totalement non-invasive, et la mise en place de cette méthode n'altère que très marginalement l'objet mesuré. Il faut cependant faire en sorte que la surface étudiée soit accessible visuellement, ce qui peut parfois être contraignant pour certaines applications. Par exemple, pour l'étude d'échantillons *in-vitro* la surface doit toujours rester dans le champ de vue de la caméra tout en conservant des conditions d'illumination optimales afin d'obtenir des images de qualité suffisante. De même *in-vivo*, aucun dispositif obturant ne doit recouvrir la zone du corps étudiée. Dans de nombreuses situations la déformation est réalisée grâce à un objet directement en contact avec le corps, celui-ci obture ainsi une partie de la zone étudiée. Pour les essais *in-vivo* il est bien entendu possible que des mouvements involontaires et indésirables viennent altérer les déformations mesurées en surface de la peau.

L'avantage majeur de cette méthode sur des méthodes de mécanique plus classiques est l'obtention de champs complets de déplacements et de déformations. Le niveau de détail fourni par ces informations permet de caractériser le comportement des échantillons avec beaucoup de précision. En effet, les méthodes classiques de tension uniaxiale, tension biaxiale, indentation, torsion et succion ne permettent en général qu'une mesure homogénéisée de l'état de déformation des échantillons. Ces méthodes font aussi l'hypothèse d'un champ de déformation uniaxial. Dans le cas de matériaux non-homogènes et anisotropes, une information ponctuelle ne permet pas de décrire convenablement les phénomènes observés, et ce malgré la très bonne sensibilité des capteurs utilisés dans les dispositifs de mesures classiques. Dans le cas de la CIN, la qualité des résultats obtenus dépend très largement des conditions d'acquisition des données. Notamment, parmi les aspects nécessitant un vrai travail d'optimisation on peut citer les conditions d'illumination de la surface étudiée, la résolution de la caméra utilisée et plus largement les réglages de la caméra. Ces paramètres doivent être choisis avec précaution de manière à maximiser la qualité des images acquises lors des essais mécaniques. Ils sont inhérents à chaque application et leur étalonnage est une étape primordiale de la conception de la méthode d'expérimentation. De la même manière, la distorsion des images par la lentille de la caméra, tout comme les potentiels déplacements hors-plan sont des sources d'erreurs qu'il faut prendre en compte lors de mesures par CIN [172], [173].

Un autre point qui nécessite une attention particulière est la méthode de création du mouchetis. Bien souvent sur des échantillons biologiques celui-ci n'existe pas naturellement. Celui-ci est pourtant absolument indispensable pour que la mesure puisse être effectuée par les algorithmes de corrélation. Il doit donc le plus souvent être créé artificiellement. Les méthodes les plus courantes sont l'application de peinture ou d'une poudre, le plus souvent à l'aide d'une brosse ou d'un spray à air comprimé. De nombreuses études ont été réalisées à ce sujet [174]-[177]. Parmi les critères permettant de juger de la qualité du mouchetis ces études pointent notamment la distribution des tailles et formes des taches le composant. En effet chaque fenêtre étudiée dans le processus de corrélation doit pouvoir être reconnue de manière unique. Il est donc recommandé d'avoir une distribution la plus aléatoire possible des tailles et formes de taches sur la surface de l'échantillon. La taille des tâches doit être en accord avec les dimensions de l'échantillon, la résolution de la caméra et donc le niveau de précision souhaité sur la mesure des déplacements. Dans une situation idéale, le contraste du mouchetis doit être maximal avec une répartition noir-blanc proche de 50 :50 et une distribution des niveaux de gris la plus large possible.

Dans une moindre mesure, les mesures dépendent aussi des algorithmes de traitement et du choix des paramètres utilisés pour effectuer pour les différentes étapes. Il est reconnu que l'utilisation d'un coefficient de corrélation normalisé est nécessaire. La taille de la fenêtre de corrélation optimale dépend des caractéristiques du mouchetis, elle peut être déterminée par des essais préliminaires, en caractérisant les dimensions moyennes des tâches par auto-corrélation. Les théorèmes d'échantillonnage nous permettent de dire qu'une fenêtre de rayon deux fois supérieur au rayon moyen des tâches du mouchetis est le minimum à considérer pour pouvoir reconstruire l'information de déplacement et de déformation. Une autre méthode consiste à mesurer l'erreur de mesure en fonction de la taille choisie pour la fenêtre de corrélation. L'erreur peut-être estimée en effectuant la corrélation d'images sur des paires d'images d'échantillons dans un état supposé stable. Ainsi, l'écart-type des déplacements et les déformations doivent être nuls. Cependant, dans les situations impliquant des grandes déformations, il n'est pas rare que les algo-

rithmes ne réussissent pas à recalculer la situation déformée sur la situation de référence. Dans ces situations, la taille de fenêtre de corrélation doit être augmentée, ce qui conduit à une diminution de la précision des résultats.

Pour résumer la corrélation d'images numériques peut s'appliquer sur des situations très variées et à différentes échelles. Elle peut être utilisée pour étudier des petites déformations aussi bien que des grandes déformations. Cependant, elle nécessite une mise en place minutieuse pour fournir des résultats de très bonne qualité. Enfin, les détails qu'elle permet de mesurer sont une vraie progression dans l'étude de certains phénomènes et matériaux.

2.3.4 Applications dans le domaine de la biomécanique

Dans le domaine de la biomécanique, les matériaux étudiés présentent souvent des propriétés mécaniques non-homogènes et anisotropes que les tests mécaniques classiques ne sont pas capables de décrire simplement. Les méthodes optiques, et notamment la corrélation d'images numériques, permettent de mesurer les déplacements et déformations sur toute la surface d'échantillons, aussi bien *in vitro* que *in vivo*. Cela donne accès à des informations très détaillées pour l'étude de nombreux phénomènes mécaniques.

Bien que les premières applications en biomécanique datent seulement de la fin des années 1990, la méthode a déjà été appliquée pour l'étude de nombreux tissus mous différents. Notamment, les tissus composants le système cardio-vasculaire [178]-[181], l'œil [182], [183], le cartilage [184]-[186], les tissus musculaires [187], les tissus tendineux et ligamenteux [188], [189], la peau [128], [131], [190]-[192]. L'objectif général est d'améliorer la compréhension du comportement mécanique des différents tissus en apportant un nouveau niveau de détail. Bien souvent les études essaient de se rapprocher des conditions physiologiques de fonctionnement des tissus de manière à obtenir des résultats pertinents. De nombreuses études visent à mieux définir le comportement mécanique des tissus, notamment en faisant interagir la CIN avec des modèles éléments finis pour l'identification de paramètres de modèles de comportement [131], [178], [193]. D'autres ont eu pour objectif d'étudier des phénomènes bien précis tels que l'initiation et la propagation de fissures [194], ou encore les effets de pathologies sur le comportement mécanique des tissus [195], [196].

Concernant l'étude de la peau grâce à cette méthode, les travaux se sont principalement focalisés sur des mesures *in vivo* sur la surface de la peau. Evans et Holt [131] ont utilisé la CIN pour suivre les déformations de la peau lors d'un chargement quasi ponctuel. Les résultats obtenus ont servi à calibrer un modèle d'Ogden pour définir les propriétés en tension de la peau. Des travaux similaires ont permis à Boyer et al. de mesurer les propriétés orthotropes de la peau et l'effet du vieillissement sur celles-ci [197]. La méthode a aussi servi à étudier les déformations de la peau sur le visage dans le but de mieux comprendre les causes de la formation des rides et les effets du vieillissement [198]. Une équipe de recherche de l'université de Sheffield a couplé la CIN avec des mesures de tomographie en cohérence optique afin d'observer les effets de déformations en surface de la peau sur la géométrie des interfaces entre les différentes couches de peau [128], [191], [192]. Ils ont notamment montré que les déformations du bout des doigts lors du frottement sur un support en verre ne sont pas uniformes sur la surface du doigt et que plusieurs mécanismes de contact pouvaient intervenir simultanément [128]. Seuls les travaux de Gerhardt et Lamers, ont appliqué cette méthode dans l'épaisseur d'échantillons de peau [199], [200]. Ils ont dans un premier temps étudié l'inhomogénéité des

propriétés mécaniques de la peau par des essais de cisaillement pur sur un rhéomètre. Dans une seconde étude, le comportement viscoélastique de la peau a été étudié par le même groupe en utilisant cette fois un test de cisaillement oscillatoire de grande amplitude.

Il n’y a donc à ce jour aucune étude qui a mesuré les champs de déformations générés par le frottement dans l’épaisseur de la peau. De telles mesures pourraient permettre de mieux comprendre les contraintes subies par la peau lors de différentes situations de frottement. C’est l’objectif de la méthode qui sera présentée dans la section suivante. Son application avec des matériaux de contact et des états de surface de la peau variés aura pour objectif de fournir de nouveaux éléments pour la compréhension du rôle des mécanismes de frottement dans le développement d’irritations cutanées.

2.4 Évaluation de la méthode

2.4.1 Préparation des échantillons

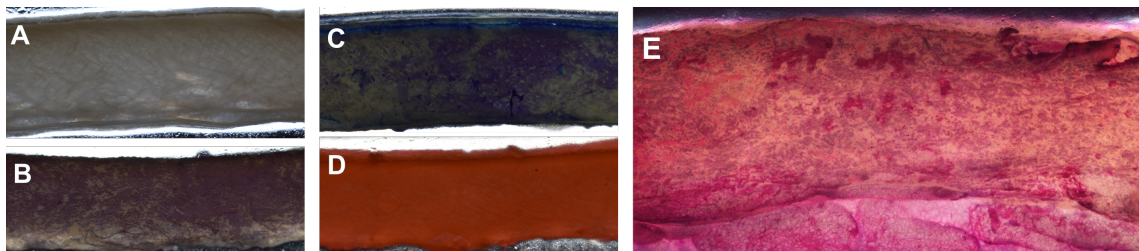


FIGURE 2.4 – Essai de différents agents de coloration sur des échantillons de couenne de porc. A : Peau à l’état naturel ; B : Hémälun ; C : Bleu de toluidine ; D : Eosine ; E : Hémälun et Eosine.

Comme cela a été précisé lors de la description de la méthode de corrélation d’images numériques, l’un des pré requis pour que la méthode soit appliquée dans de bonnes conditions est de pouvoir accéder visuellement à la surface étudiée. Les échantillons doivent donc être découpés afin de pouvoir visualiser les déformations dans leur épaisseur. La surface étudiée doit aussi présenter un motif de mouchetis adapté, c’est à dire avec un contraste suffisant et des tâches de formes et tailles le plus varié possible. La peau ne disposant pas naturellement d’un tel motif (Figure 2.4, A), il est nécessaire de le créer. La méthode habituellement utilisée est d’appliquer le mouchetis à l’aide de spray de peinture, cependant la surface de peau qui est étudiée ici est trop humide pour permettre le séchage et l’adhésion de la peinture sur l’échantillon. En s’inspirant des images très colorées d’histologie de la peau nous avons donc décidé d’essayer une méthode similaire sur des échantillons nettement plus épais (quelques millimètres contre quelques micromètres). Plusieurs agents régulièrement utilisés sur des échantillons de peau en histologie ont été testés (Figure 2.4, B-E) et la combinaison de l’hémälun avec l’éosine, très commune, a été choisie [201], [202]. Après avoir testé plusieurs combinaisons de durées d’immersion dans chacun de ces deux agents (Figure 2.5), le protocole de coloration suivant a été retenu :

1. Immersion pendant 30 secondes dans la solution diluée d’hémälun,
2. Rinçage à l’eau et essuyage,
3. Immersion pendant 10 secondes dans la solution diluée d’éosine,

4. Rinçage à l'eau et essuyage puis mise en sachet pour stockage à 4°C.

Une immersion trop rapide dans l'hémalun ne laissait pas le temps à l'agent de se fixer sur l'échantillon. Au contraire une durée d'immersion trop longue entraînait la nécessité d'adapter les conditions d'acquisition des images, soit en allongeant la durée d'exposition, soit en augmentant la puissance lumineuse. Ces deux solutions n'étant pas satisfaisantes puisque la première accroît le bruit d'acquisition et que la deuxième entraîne le dessèchement trop rapide de l'échantillon. Une immersion trop longue dans la solution d'éosine a tendance à réduire le contraste et s'avère donc contre-productive.

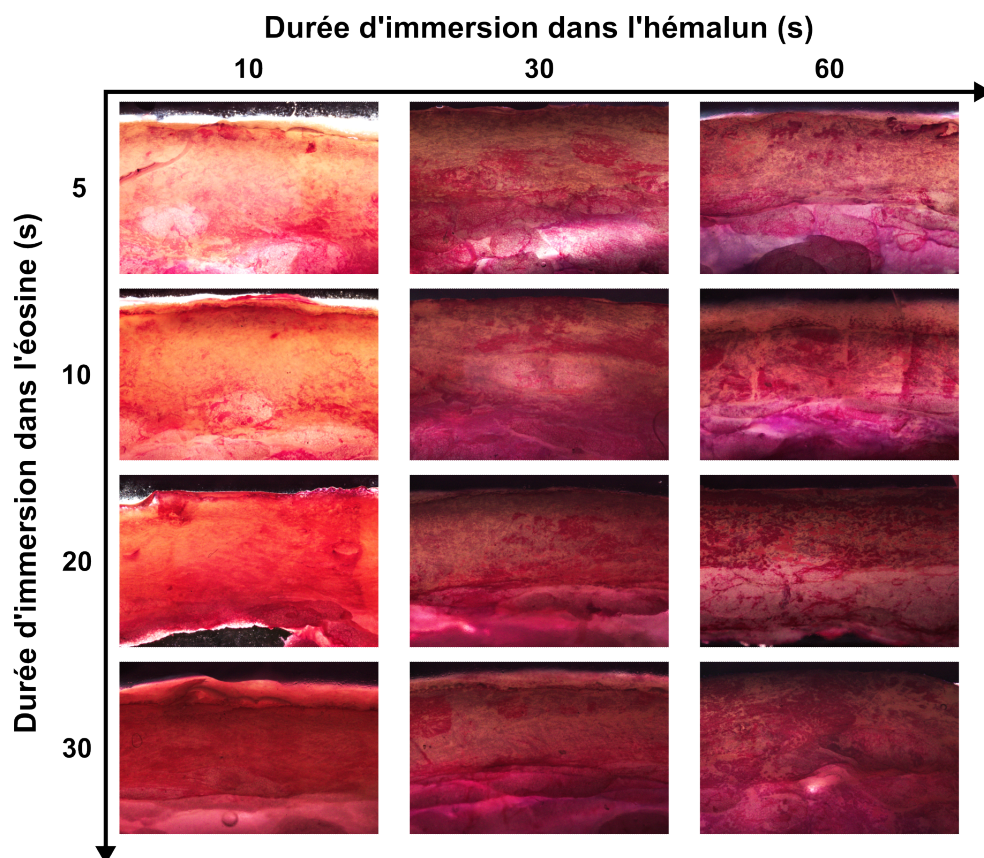


FIGURE 2.5 – Essai de différentes combinaisons de durées d'immersion dans les solutions d'hémalun et d'éosine.

2.4.2 Mesure des champs de déformation

2.4.2.1 Distorsion de la caméra

Le niveau d'erreur généré par la distorsion des images par la lentille de la caméra a été mesuré en effectuant un étalonnage [203]. La première étape de celui-ci consiste à prendre en photo dans plusieurs positions un motif dont les dimensions sont connues, souvent un damier noir et blanc. Ensuite, la toolbox de calibration de Matlab permet de détecter les points importants du motif sur les images et de calculer la matrice de projection associée à la caméra [204]. Grâce à cette matrice il est possible de corriger la distorsion des images.

Ainsi, il est possible d'estimer l'erreur liée à cette distorsion en calculant les champs de déformations apparentes obtenus lors de la translation d'un objet du centre de l'image

vers les autres points du champ de vision de la caméra. La figure 2.6 présente les champs de déformations de Green-Lagrange obtenus dans le cas du montage présenté précédemment. La région du champ de vue de la caméra sur laquelle la CIN est effectuée se situe verticalement entre $350px$ et $850px$ et horizontalement entre $100px$ et $1100px$. De ce fait, l'erreur maximale liée à la distorsion sur les déformations mesurées par la CIN est environ de 0,1%, 0,1% et 0,04% respectivement sur E_{xx} , E_{yy} et E_{xy} . D'après les mesures préliminaires réalisées, ces niveaux d'erreurs sont négligeables par rapport aux déformations des échantillons de peau lors des essais d'indentation et de frottement.

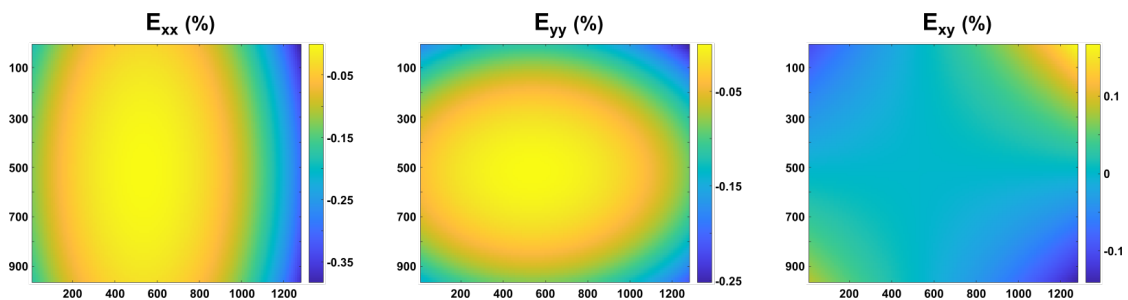


FIGURE 2.6 – Erreur sur les déformations E_{xx} (gauche), E_{yy} (milieu) et E_{xy} (droite) liée à la distorsion de la caméra en fonction de la position sur le champ de vue.

2.4.2.2 Estimation de l'erreur liée aux déplacements hors-plan

Étant données les conditions aux limites imposées dans le montage à l'échantillon, et la charge normale qui est appliquée sur toute la largeur de l'échantillon ($4mm$) lors du contact avec la sonde cylindrique, nous faisons l'hypothèse d'être dans une configuration de contraintes planes. Ainsi, le mouvement hors-plan est le résultat de l'effet de Poisson généré par la déformation dans le plan de l'échantillon [173]. Les autres causes de mouvement hors plan sont invraisemblables, notamment le flambage n'a jamais été observé dans les expériences préliminaires. Les erreurs d'alignement ont été éliminées par une conception rigoureuse du dispositif de mesure.

Il est donc possible de quantifier le mouvement hors plan de l'échantillon en supposant l'incompressibilité de la peau. Lors des essais préliminaires, des déformations de compression maximales de 5% ont été mesurées. Celles-ci entraînent des déformations hors-plan approximatives de 2,5% (avec $\nu = 0,5$). L'épaisseur des échantillons étant de $4mm$, cela signifie un déplacement hors-plan de la face avant en direction de la caméra de $50\mu m$. L'erreur résultant de ce déplacement a été estimée à l'aide d'un mouchetis et en prenant deux images, une première au niveau de la mise au point, une seconde déplacée de $50\mu m$ vers la caméra. L'application de la CIN à ces deux images résulte en des déformations apparentes inférieures à 0,1% pour E_{xx} et E_{yy} , et inférieures à 0,025% pour E_{xy} . Dans notre application cette source d'erreur est donc négligeable.

2.4.2.3 Préparation des images pour la CIN

Afin que la CIN puisse être appliquée dans les meilleures conditions possibles, il est nécessaire de préparer les images acquises pendant l'expérience. Cette étape du traitement a pour objectif d'augmenter le contraste des images dans le but d'améliorer la qualité du motif de mouchetis. Dans un premier temps le bruit haute fréquence est éliminé à l'aide d'un filtre à fenêtre rectangulaire. Ensuite, les basses fréquences sont retirées des

images de manière à améliorer le contraste des contours présents dans le motif. L'utilisation de tels filtres entraîne la création de niveaux de gris intermédiaires, la dernière étape de préparation des images est donc leur conversion en format de niveaux de gris 16-bits. Ainsi, le contraste et les détails de l'image sont encore améliorés. Un exemple d'image obtenu par ce pré-traitement est visible sur la figure 2.7.

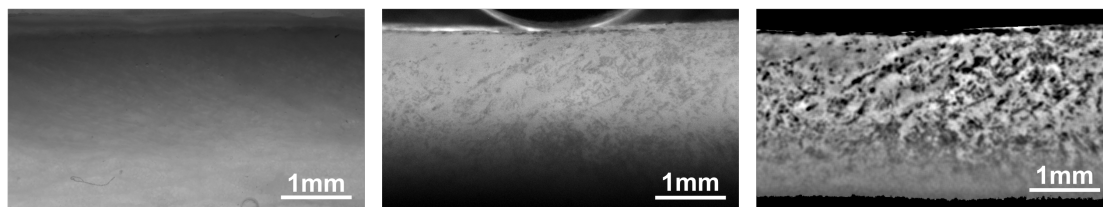


FIGURE 2.7 – Image de la section d'un échantillon de peau au naturel (gauche), après coloration HE (milieu) et après l'application des pré-traitements d'images (droite).

2.4.2.4 Évaluation des champs de déformations obtenus

Afin d'évaluer la qualité globale des mesures obtenues par CIN, la méthode a été appliquée sur des paires d'images de plusieurs échantillons photographiés dans la même position mais à deux instants différents. Ceci a été effectué pour 8 échantillons. Ainsi, les déformations et le bruit de mesure pour le calcul des déplacements doivent être nuls puisqu'aucun chargement n'est appliqué [205]. L'écart-type moyen sur les déplacements est alors représentatif de la qualité globale des résultats obtenus avec cette méthode [206]. La taille de la fenêtre de corrélation utilisée dans l'analyse est un paramètre critique. D'une part, elle doit être suffisamment grande pour que chaque sous-ensemble puisse être distingué des autres grâce à une distribution unique des niveaux de gris. D'autre part, l'utilisation d'un sous-ensemble plus grand entraînerait une augmentation des approximations pour l'étape de calcul des déformations, en particulier lorsque le niveau de déformation augmente [207]. Le rayon de fenêtre de corrélation minimum devant être choisi afin de minimiser l'erreur peut être identifié en répétant la CIN sur les couples d'images en augmentant progressivement la taille de fenêtre utilisée. Ici, les calculs ont été effectués avec un rayon variant entre 20 pixels et 100 pixels.

L'évolution de l'écart-type moyen pour les déplacements horizontaux (U_x) et verticaux (U_y) avec la taille de fenêtre est visible sur la figure 2.8. On peut constater une diminution progressive de la pente sur ces deux courbes avec une pente forte pour les faibles rayons de fenêtre de corrélation puis une pente plus faible. La majorité de l'erreur de calcul est évitée à partir du moment où cette variation de pente est proche de 0. Il n'est alors pas nécessaire de prendre une fenêtre de corrélation bien plus grande. Au contraire, l'utilisation d'une fenêtre trop grande augmentera très nettement la durée des calculs et entraînera aussi une perte d'information néfaste. Dans l'expérience réalisée ici, on note une diminution nette de la variation de la pente qui commence pour un rayon de fenêtre de corrélation entre 30 pixels et 40 pixels. Celle-ci ne varie quasiment plus au delà de 60 pixels. Cela rejoint le théorème d'échantillonnage de Nyquist-Shannon [208]. Celui-ci stipule que le taux d'échantillonnage doit être au moins deux fois plus élevé que la composante de fréquence maximale du signal afin d'obtenir une reconstruction adéquate du signal. La fonction d'auto-corrélation permet d'estimer le rayon moyen des tâches du mouchetis obtenu par le protocole de coloration mis en place. Sur les images

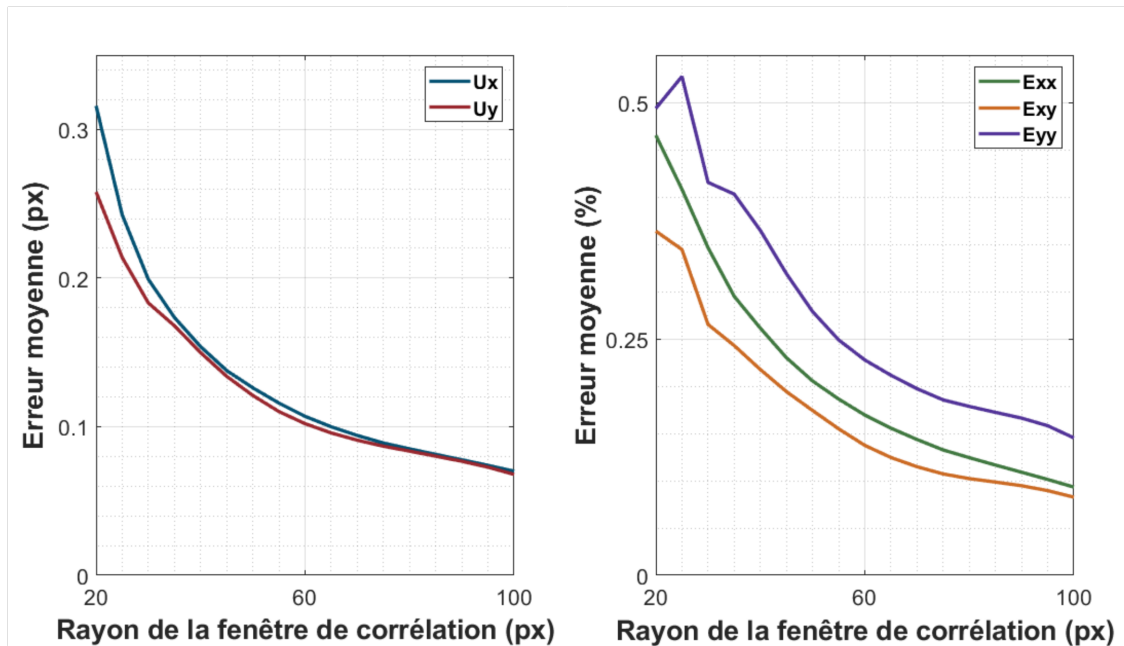


FIGURE 2.8 – Évolution de l’erreur moyenne de mesure des champs de déplacements (gauche) et des champs de déformation (droite) par CIN en fonction de la taille de la fenêtre de corrélation. Les champs de déformations sont obtenus en utilisant une fenêtre de rayon 9.

acquises grâce à notre dispositif on obtient un rayon moyen de $15,02 \pm 2,98$ pixels pour les tâches du mouchetis. D’après le théorème de Nyquist-Shannon il faudrait alors utiliser une fenêtre de corrélation d’un rayon minimum de 30 ± 6 pixels. Ainsi, nous avons choisi une valeur de rayon légèrement plus grande de 60 pixels, de manière à minimiser l’erreur expérimentale même pour les cas avec les tailles de mouchetis moyennes les plus grandes.

En considérant un tel rayon dans les résultats de l’expérience réalisée précédemment les écarts-types moyens, et donc les erreurs globales dues aux conditions expérimentales, étaient de $0,14 \pm 0,04$ pixels (c.a.d. $0,84 \pm 0,24 \mu\text{m}$) et $0,13 \pm 0,04$ pixels (i.e. $0,78 \pm 0,24 \mu\text{m}$) sur les déplacements horizontaux et verticaux respectivement. Concernant l’erreur sur les déformations que cela représente des erreurs de $0,16 \pm 0,12\%$, $0,23 \pm 0,17\%$ et $0,14 \pm 0,10\%$ respectivement sur les déformations longitudinales horizontales (E_{xx}), verticales (E_{yy}), et sur les déformations en cisaillement (E_{xy}). Ce niveau d’erreur est environ un ordre de grandeur plus important que ceux obtenus par Avril et al. avec des déplacements appliqués numériquement [209]. Cependant, elles sont dans le même ordre de grandeur que celles obtenues par Nguyen avec la même méthode mais sur des matériaux synthétiques [206]. La qualité des champs de déplacements obtenus avec cette méthode est donc très satisfaisante. Un tel niveau d’erreur aléatoire s’explique principalement par des approximations dues au système d’acquisition et aux conditions d’illumination de la surface étudiée [207]. Il faut donc s’assurer que ces dernières restent bien stables tout au long des essais afin de minimiser l’erreur aléatoire. En ajoutant de la déformation aux échantillons on peut s’attendre à un niveau d’erreur légèrement supérieur. La peau étant un matériau viscoélastique, du fluage peut aussi intervenir au cours des essais. De plus, la peau étant en grande partie composée d’eau, il se peut que les échantillons sèchent progressivement au cours des essais. Ces phénomènes peuvent aussi causer des déplacements et déforma-

tions bien réels, non négligeables mais surtout néfastes. Il faudra en particulier veiller à limiter au maximum la durée des mesures pour chaque échantillon.

Nous venons donc de voir que la méthode développée au sein du laboratoire permet de réaliser des mesures de champs de déformation sur des échantillons de peau avec une qualité tout à fait acceptable. Celle-ci pourra donc être appliquée afin d'étudier les déformations générées par le frottement d'une sonde cylindrique dans différentes conditions. Afin de valider que le dispositif conçu est capable de réaliser les mesures permettant de décrire le mécanisme de frottement, des essais préliminaires ont été réalisés et vont maintenant être présentés.

2.4.3 Mesure du frottement

2.4.3.1 Indicateurs du frottement

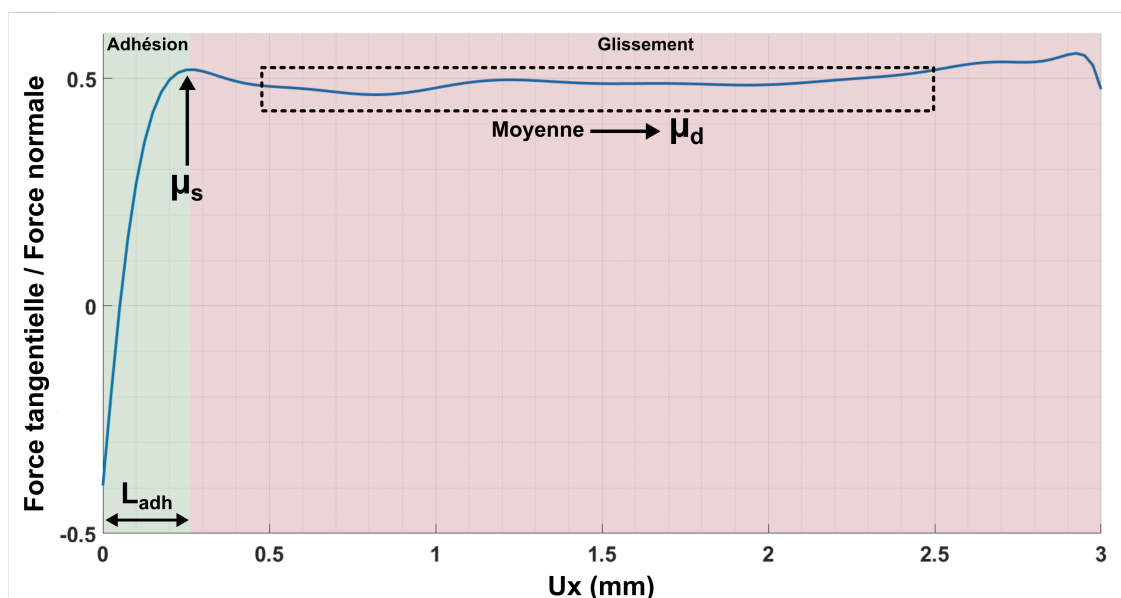


FIGURE 2.9 – Représentation schématique de la méthode utilisée pour mesurer les coefficients de frottement statique (μ_s) et dynamique (μ_d) ainsi que la longueur d'adhésion (L_{adh}) sur un exemple de courbe de ratio force tangentielle / force normale obtenue à partir des signaux du capteur de force.

Les indicateurs du mécanisme de frottement sont mesurés à partir des signaux du capteur de force [210]. Un filtre passe-bas est appliqué à ces derniers afin de lisser les données et d'enlever le bruit de mesure. Les mesures sont effectuées sur le signal correspondant à un déplacement unidirectionnel complet. Le coefficient de frottement statique, μ_s , est ensuite obtenu en prenant le premier pic du ratio entre la force tangentielle et la force normale. La longueur d'adhésion, L_{adh} , correspond à la distance parcourue au moment où ce pic est atteint. Enfin, le coefficient de frottement dynamique, μ_d , est calculé en prenant la moyenne du ratio de force tangentielle par la force normale sur la période pendant laquelle le glissement est stabilisé. Une courbe typique de ratio de force tangentielle par rapport à la force normale obtenue lors de ces expériences pour un aller de frottement, est montrée en figure 2.9. La manière de calculer les indicateurs du frottement est décrite sur cette courbe.

2.4.3.2 Essais préliminaires de frottement

La capacité du dispositif à réaliser des mesures de frottements a été évalué en effectuant des essais de frottements cycliques sur une surface en acier. La sonde cylindrique en acier et recouverte de silicone ont été utilisées comme objet de contact. Ces matériaux ont été choisis de manière à pouvoir comparer les résultats obtenus avec ceux observés dans d'autres travaux. Pour chaque matériau l'expérience a été répétée avec une charge normale variant entre 25g et 200g, et une vitesse de glissement entre $0,1\text{mm.s}^{-1}$ et $2,0\text{mm.s}^{-1}$. Pour chacune de ces conditions, huit cycles de frottement sur une distance de 4mm ont été enregistrés. Les coefficients de frottement statique ont été mesurés sur les cinq derniers cycles en prenant le ratio de force tangentielle par rapport à la force normale au moment où le glissement entre les deux surfaces commence. Les moyennes des 10 valeurs obtenues pour chaque essai sont présentées sur la figure 2.10.

On peut constater que le coefficient de frottement de la sonde en acier reste quasiment constant malgré les variations de charge normale et de vitesse de glissement. En effet en prenant la moyenne des coefficients mesurés toutes conditions confondues, on obtient $0,15 \pm 0,04$, il y a donc une très faible variabilité. La quasi-indépendance aux conditions de contact imposées ainsi que la valeur du coefficient de frottement obtenue sont en bon accord avec la littérature existante sur le frottement acier-acier [211].

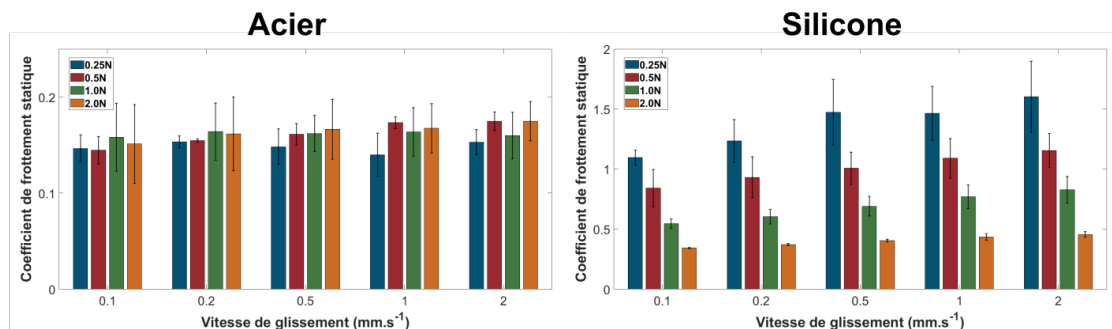


FIGURE 2.10 – Coefficients de frottement statique (moyenne \pm écart-type) mesurés avec l'indenteur en acier (gauche) et couvert de silicone (droite) contre une surface en acier pour différentes charges normales et vitesses de glissement.

Au contraire, avec la sonde recouverte de silicone, une forte dépendance vis à vis de la charge normale et de la vitesse de glissement est obtenue. On constate, en effet une augmentation d'au moins 33% du coefficient de frottement statique lorsque la vitesse de frottement est augmentée de $0,1\text{mm.s}^{-1}$ à $2,0\text{mm.s}^{-1}$. On obtient même une augmentation de 52% dans le cas où la charge normale est de 1,0N. Cette variation s'accorde avec le modèle théorique présenté par Li et al. [Li 2014] pour le frottement d'élastomères sur de l'acier. Ils ont montré une augmentation linéaire du coefficient de frottement jusqu'à des vitesses de 10mm.s^{-1} . L'augmentation de la charge normale de 0,25N à 2,0N a entraîné une réduction du coefficient de frottement d'environ 70% pour chacune des vitesses testées. Des résultats similaires ont été obtenus dans d'autres travaux [212], [213] qui ont expliqué cette tendance par la déformation viscoélastique du silicone.

Les résultats présentés ci-dessus confirment que le dispositif permet de réaliser des mesures de frottement comparables à celles déjà observées dans la littérature. Après

l'évaluation des mesures de champs de déformation, cela finit de valider la capacité de la méthode à répondre aux attentes énoncées en introduction de ce chapitre. A savoir, étudier les effets des mécanismes de frottement sur les déformations dans l'épaisseur de la peau. Son application à différents matériaux de contact et différents états de la surface de la peau va donc être présentée par la suite. Celle-ci aura pour objectif de fournir des éléments de compréhension des effets du contact sur les contraintes dans la peau dans le cas des bas de compression.

2.5 Étude de l'influence de l'état de surface de la peau et du matériau de contact

2.5.1 Objectifs

L'objectif du protocole qui va être décrit ici est d'étudier l'influence de différentes conditions de contact sur la mécanique de la peau. Plusieurs matériaux de contact sont étudiés, notamment ceux qui constituent les bas de compression disponibles sur le marché. De même, la surface des échantillons a été préparée de plusieurs manières de sorte à simuler différents états de surface dans lesquels la peau peut se trouver lorsque nous utilisons ces dispositifs médicaux. L'objectif est donc de comprendre de quelle manière ces deux paramètres influencent le comportement de la peau. A terme, il s'agit d'apporter de nouveaux éléments pour mieux comprendre les causes mécaniques de l'irritation cutanée chez des personnes utilisant ces dispositifs médicaux.

2.5.2 Préparation des échantillons

Pour ce protocole, 24 échantillons ont été étudiés. Ils sont découpés à l'aide d'un emporte-pièce, sur la peau de l'abdomen d'un cochon femelle âgée de 90 jours à 100 jours (Figure 2.11). Le cochon a été abattu la veille de l'essai et conservé à 4°C jusqu'à la récupération de la couenne. Comme on peut le voir sur la figure 2.11 les échantillons sont découpés dans la même orientation. Ils mesurent 55mm de longueur, 4mm de largeur, et environ 3mm d'épaisseur. Comme expliqué précédemment, les photographies de la section de la peau dans son état naturel ne présentent pas un motif de mouchetis adapté à la mesure par corrélation d'images. Les échantillons ont donc été colorés à l'aide d'hémotoxyline et d'éosine en suivant le protocole établi grâce aux essais préliminaires. Ainsi, les solutions commerciales d'hémotoxyline et d'éosine ont toutes deux été diluées au tiers. Les échantillons ont ensuite été immergés pendant 30 secondes dans la solution d'hématoxyline, rincés à l'eau, puis immergés pour 10 secondes dans la solution d'éosine. Enfin les échantillons ont à nouveau été rincés à l'eau avant d'être stockés au réfrigérateur, à 4°C, en sachets individuels. Un exemple du résultat obtenu après coloration est visible sur la figure 2.5.

Immédiatement avant l'expérience, deux pièces en plastique fabriquées par impression 3D sont collées chacune à une extrémité de l'échantillon. Ces pièces présentent un trou taraudé qui permet de fixer l'échantillon sur le dispositif de mesure à l'aide de vis. Elles permettent aussi d'appliquer une tension à l'échantillon.

Trois groupes de 8 échantillons avec des préparations de surfaces différentes ont été étudiés. Le but étant de simuler différents états dans lesquels la peau peut se retrouver lors de l'utilisation des dispositifs médicaux de compression. Un premier groupe dit "Brut", sans traitement préliminaire de la surface de la peau afin de conserver son film

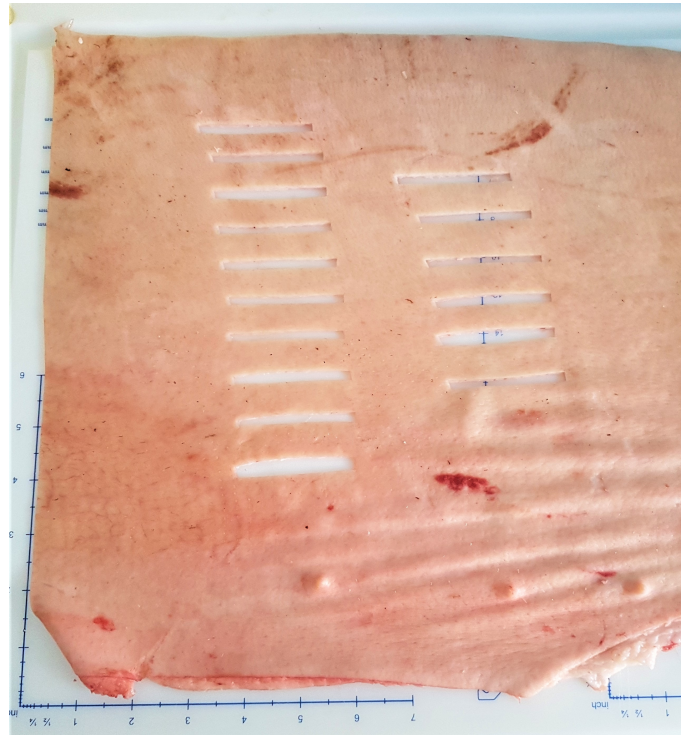


FIGURE 2.11 – Découpe des échantillons sur un morceau de peau abdominale.

hydro-lipidique. Pour le deuxième groupe, la surface des échantillons a été nettoyée à l'aide de savon liquide et de coton pour retirer le film hydro-lipidique et se rapprocher d'une situation après une douche. Enfin, pour le dernier groupe, en plus du nettoyage au savon liquide, 15 tape-stripping ont été appliqués sur la surface de la peau de manière à retirer des cellules de la couche cornée et avoir une peau légèrement irritée. Lors du montage des échantillons sur le dispositif, une tension initiale de 10% leur a été appliquée à l'aide des vis prévues à cet effet, afin de se placer dans le régime physiologique de tension de la peau [191]. Tous les échantillons ont été testés dans les 48h après qu'il aient été récupérés auprès d'une boucherie locale.

2.5.3 Protocole de mesure

L'expérience réalisée ici consiste en des cycles de frottement avec une charge normale de 50g. En s'appuyant sur la théorie de Hertz on peut calculer que cela correspond à une pression moyenne de contact de 180mmHg environ. Celle-ci est 4 à 5 fois supérieure à celle indiquée pour l'usage des bas médicaux de compression. Cependant, avec ce niveau de pression on s'assure que les déformations mesurées par la CIN seront nettement plus significatives que le bruit de mesure. Le frottement s'effectue sur une distance de 3mm afin de s'assurer qu'un glissement complet soit atteint. La vitesse est fixée à $0,2\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ de manière à ce que les images acquises pendant l'expérience restent nettes. Pour chaque échantillon, 5 cycles de frottement sont enregistrés afin d'atteindre un état stationnaire. L'expérience est répétée avec trois matériaux de contact différents : l'acier avec lequel la sonde est fabriquée, le textile et le silicone entrant dans la conception des bas de compression. Avant chaque test, la sonde est nettoyée avec précaution à l'aide d'éthanol. Au total, ce sont donc 72 expériences qui ont été réalisées.

2.5.4 Traitement de données

2.5.4.1 Capteur de force

Afin de s'affranchir des effets relatifs au pré-conditionnement des échantillons, seul le signal correspondant au dernier cycle de frottement a été analysé. Sur ce dernier aller-retour, les coefficients de frottement statique (μ_s) et dynamique (μ_d), ainsi que la longueur d'adhésion (L_{adh}) sont mesurés comme cela a été décrit au paragraphe 2.4.3.a et sur la figure 2.9.

2.5.4.2 Traitement d'images

Après que les images aient été préparées afin d'améliorer la qualité du mouchetis, les calculs de CIN ont été effectués sur le logiciel Ncorr disponible sur Matlab [168]. L'étude préliminaire qui a été décrite précédemment nous a permis de fixer les paramètres de cette corrélation tel que suit :

- ❑ Rayon de la fenêtre de corrélation : 60 pixels.
- ❑ Pas entre deux mesures : 5 pixels.
- ❑ Rayon de la fenêtre pour le calcul des déformations : 7 points de mesure.

En chaque point des champs de déplacement, le calcul des déformations se fait par interpolation linéaire d'un plan sur une fenêtre des champs de déplacement autour du point considéré. Les plans analytiques ainsi obtenus sont dérivés par rapport à x et y afin d'obtenir les déformations. Il faut donc définir ici un nouveau rayon de fenêtre pour les calculs des déformations. Plus celui-ci est pris grand, plus les champs de déformation obtenus seront lissés et potentiellement, de l'information sera perdue.

Pour toutes les expériences réalisées, la situation de référence est prise lorsque l'échantillon est fixé en tension sur le dispositif de mesure, avant que la charge soit ajoutée. Le premier état déformé est pris immédiatement après avoir ajouté la charge normale de 50g, avant que le déplacement horizontal ne démarre. Ensuite, le cinquième et dernier cycle de frottement est considéré. Dans celui-ci, des images sont analysées tous les 0,1mm de déplacement jusque 1mm de déplacement.

Pour chacun des états de déformation étudiés, une carte moyenne de déformation est obtenue en recalant les cartes les unes sur les autres par rapport au point de contact. La carte moyenne est le résultat de la moyenne des déformations en chaque point du plan pour tous les échantillons. Les échantillons pour lesquels les cartes de déformation présentaient des aberrations ont été retirés du calcul de la carte moyenne. Ces aberrations étaient le résultat d'une corrélation de mauvaise qualité dans une partie de la région d'intérêt. Pour chaque situation expérimentale, au moins 5 essais ont été conservés pour obtenir ces cartes moyennes.

2.5.5 Résultats

2.5.5.1 Indicateurs des mécanismes de frottement

Tous les indicateurs du mode de frottement, obtenus pour les 9 différentes conditions expérimentales, sont résumés dans le tableau 1. Ils résultent du traitement des signaux des capteurs de force et de la table de déplacement motorisée des derniers cycles de glissement pour les 72 expériences réalisées. Les deux coefficients de frottement et la longueur d'adhésion sont plus élevés lors de l'interaction entre le silicone et les échantillons

nettoyés et irrités par tape-stripping. Les coefficients maximum sont obtenus avec la combinaison Silicone sur la peau irritée avec $0,66 \pm 0,20$ et $0,64 \pm 0,21$ respectivement pour μ_s et μ_d . Dans cette situation de contact la longueur d'adhésion obtenue est en moyenne de $0,92 \pm 0,30\text{mm}$. Les valeurs les plus faibles de ces indicateurs sont obtenus pour le frottement entre le silicone et les échantillons bruts avec $0,18 \pm 0,06$ et $0,17 \pm 0,05$ respectivement pour μ_s et μ_d . Cette fois la longueur d'adhésion moyenne qui a été mesurée est de $0,172 \pm 0,05\text{mm}$.

Surface	Matériau	μ_s [-]	μ_d [-]	L_{adh} [mm]
Brute	Acier	$0,40 \pm 0,08$	$0,35 \pm 0,07$	$0,19 \pm 0,08$
	Silicone	$0,18 \pm 0,06$	$0,17 \pm 0,05$	$0,17 \pm 0,05$
	Textile	$0,38 \pm 0,05$	$0,38 \pm 0,05$	$0,53 \pm 0,16$
Nettoyée	Acier	$0,33 \pm 0,10$	$0,27 \pm 0,08$	$0,19 \pm 0,09$
	Silicone	$0,54 \pm 0,21$	$0,51 \pm 0,18$	$0,70 \pm 0,31$
	Textile	$0,32 \pm 0,10$	$0,30 \pm 0,07$	$0,36 \pm 0,13$
Tape-strip	Acier	$0,34 \pm 0,09$	$0,29 \pm 0,10$	$0,20 \pm 0,13$
	Silicone	$0,66 \pm 0,20$	$0,64 \pm 0,21$	$0,92 \pm 0,30$
	Textile	$0,34 \pm 0,07$	$0,33 \pm 0,07$	$0,43 \pm 0,22$

TABLE 2.1 – Moyennes \pm écart types des coefficients de frottement statique (μ_s) et dynamique (μ_d) et de la longueur d'adhésion (L_{adh}) calculées sur le cinquième et dernier cycle de glissement pour les 9 conditions expérimentales.

Les coefficients de frottement du silicone sur la peau ont été augmentés d'un facteur 3,7 après le nettoyage et le tape-stripping. La longueur d'adhésion a elle été augmentée d'un facteur 5,4. Cependant, la variabilité des coefficients mesurés pour les échantillons nettoyés et endommagés par tape-stripping a également été fortement augmentée. Au contraire, les valeurs ont été légèrement réduites par les différentes préparations de surface pour l'acier et le textile. Bien que l'acier et le textile aient donné des coefficients de frottement similaires, la longueur d'adhésion obtenue avec la sonde recouverte de textile était environ deux fois plus élevée, et ce quelle que soit la préparation de surface.

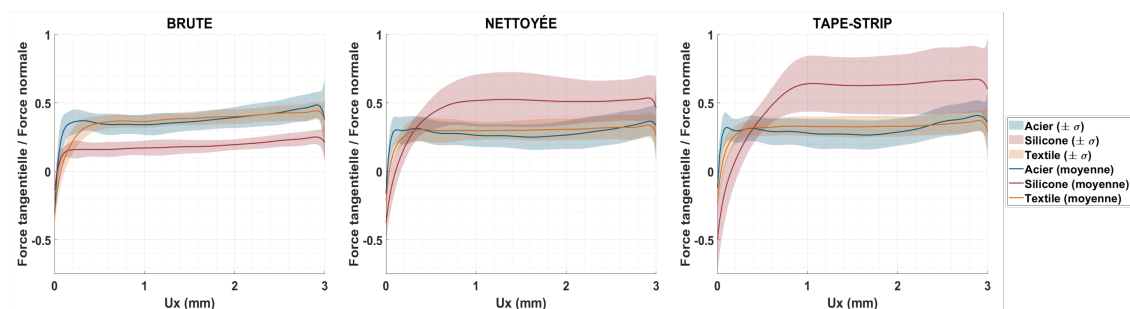


FIGURE 2.12 – Évolution du ratio de la force tangentielle sur la force normale (moyenne et écart-type (σ)) lors du dernier cycle de frottement pour chaque condition de contact. A gauche pour les échantillons bruts, au milieu pour les échantillons dont la surface a été nettoyée, à droite pour les échantillons nettoyés et endommagés par tape-stripping.

On peut voir sur la figure 2.12 les courbes moyennes du rapport entre la force tangentielle et la force normale pour chaque situation. Les zones en transparence représentent l'écart-type de cette mesure. Ces courbes permettent d'apprécier les différents types d'interactions obtenus en faisant varier le matériau de contact et l'état de surface de la peau. Notamment, la hauteur du plateau atteint par la courbe qui représente l'intensité du frottement. La distance parcourue avant d'atteindre ce maximum et la pente de la courbe pour y arriver indiquent la présence de phénomènes adhésifs. On peut constater le peu d'influence de la préparation de la surface sur l'interaction de la peau avec le textile et l'acier. Au contraire l'évolution du mécanisme de frottement pour le silicone est mise en évidence, ainsi que la variabilité des résultats obtenus pour le silicone après les différentes préparations de surface.

2.5.5.2 Champs de déformation associés

Toutes les cartes de champs de déformation de Green-Lagrange moyennes pour le chargement et le premier millimètre de frottement du cinquième cycle de glissement sont présentées sur les figures 2.13, 2.14 et 2.15. Celles-ci sont centrées verticalement sur le point de contact initial. La zone étudiée par la CIN est une fenêtre de 4mm de large autour du point de contact et de $0,1\text{mm}$ à $1,75\text{mm}$ dans la profondeur des échantillons. Cette taille de fenêtre a été choisie suite à l'impossibilité d'obtenir une qualité suffisante de la corrélation dans la proximité immédiate du point de contact ainsi que dans la profondeur de l'échantillon. Cela peut notamment s'expliquer par le fait que la compression était la plus forte juste au dessous de l'indenteur. Certaines variations d'éclairage dues au mouvement de la sonde et à des effets secondaires peuvent également entrer en jeu et affecter la CIN dans cette zone de la région d'intérêt. Pour ce qui est de la profondeur de l'échantillon, l'image est floue dans cette zone en raison d'un manque de luminosité.

Grâce à ces cartes de déformation il est possible de constater les différentes réactions des échantillons de peau en fonction des conditions de contact. Il faut notamment observer les différences dans les formes et l'intensité des contours des déformations lorsque l'on varie le matériau de contact et la préparation de la surface. De plus, la manière dont ces cartes évoluent pendant le glissement indique également des réponses différentes des échantillons de peau.

Concernant les cartes de déformation longitudinale verticale (figure 2.13) on remarque une très nette différence entre les champs obtenus juste après le chargement et ceux après les 4 premiers cycles de frottement. Cela met en avant le comportement viscoélastique de la peau et la nécessité de réaliser des cycles de conditionnement afin de placer dans une situation où la réponse de la peau est stable. En considérant les différentes préparations de surface séparément, on peut aussi noter que dans chacun des trois cas l'intensité des déformations varie en lien avec le coefficient de frottement.

Sur les cartes de déformation longitudinale horizontale (figure 2.14) on peut à nouveau constater que l'intensité des déformations dépend très largement des échantillons. En effet, nous avons utilisé trois groupes de 8 échantillons pour chaque préparation de surface et nous pouvons voir que le niveau de déformation moyen est très différent pour chacun des groupes. Cela se vérifie dans une moindre mesure sur les cartes de champs de cisaillement (figure 2.15). Il est cependant possible de constater sur les champs de E_{xx} l'augmentation progressive de la déformation lors du frottement pour les situations où l'adhésion est plus forte (Textile-Brute, Silicone-Nettoyée et Silicone-Tape).

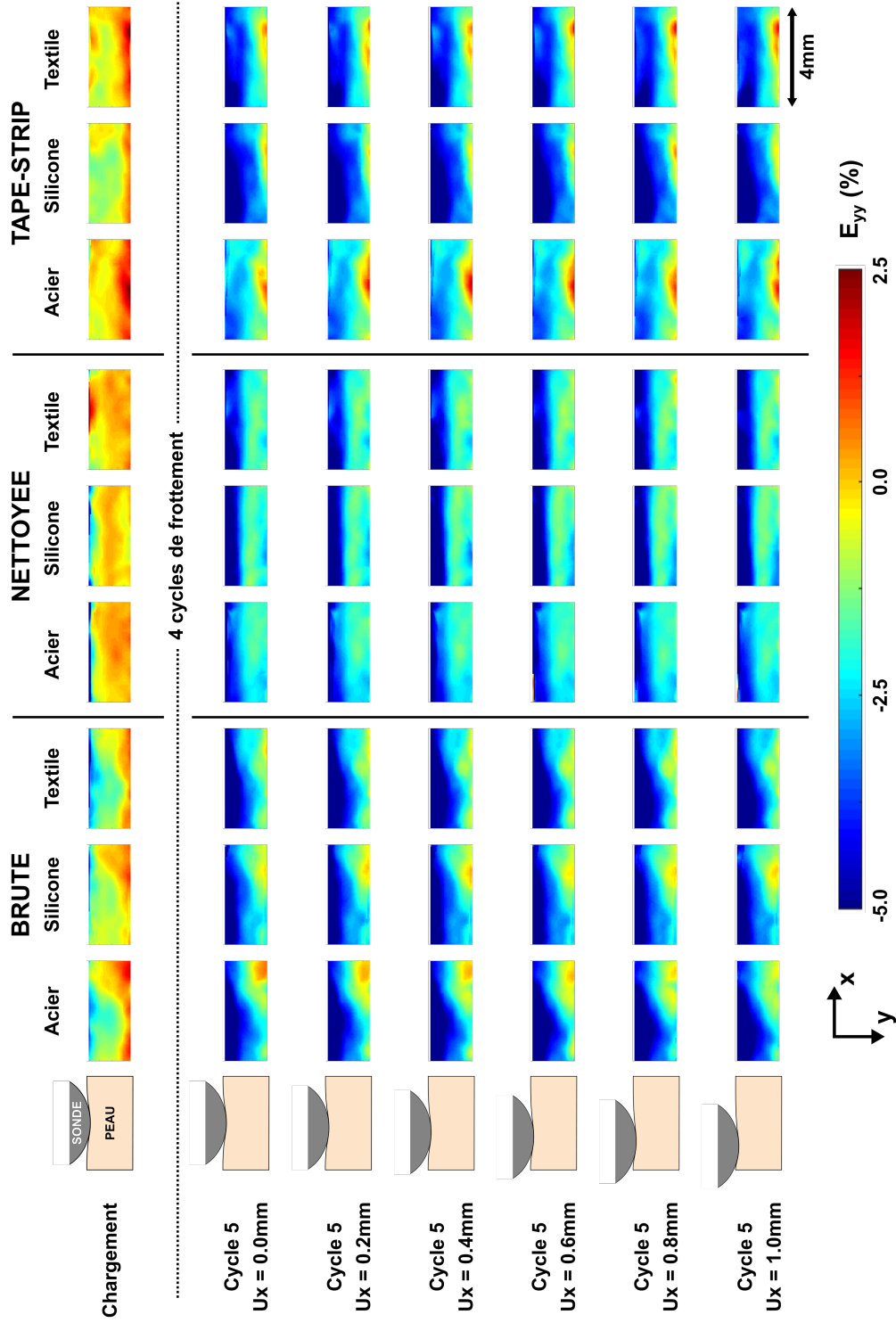


FIGURE 2.13 – Cartes montrant l'évolution moyenne des champs de déformation longitudinale verticale (E_{yy}), après mise en charge et lors du frottement, pour les 9 différentes conditions de contact testées.

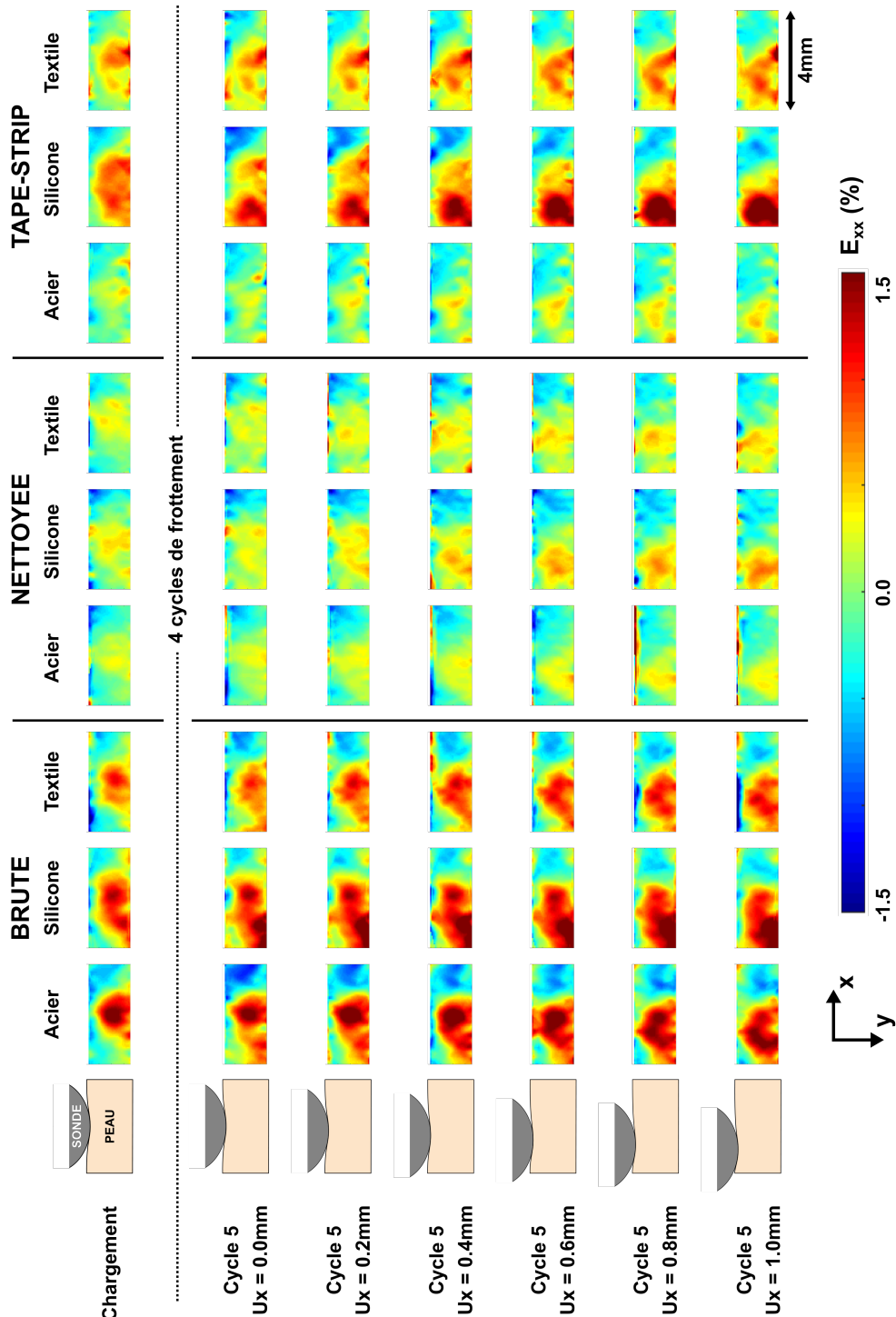


FIGURE 2.14 – Cartes montrant l'évolution moyenne des champs de déformation longitudinale horizontale (E_{xx}), après mise en charge et lors du frottement, pour les 9 différentes conditions de contact testées.

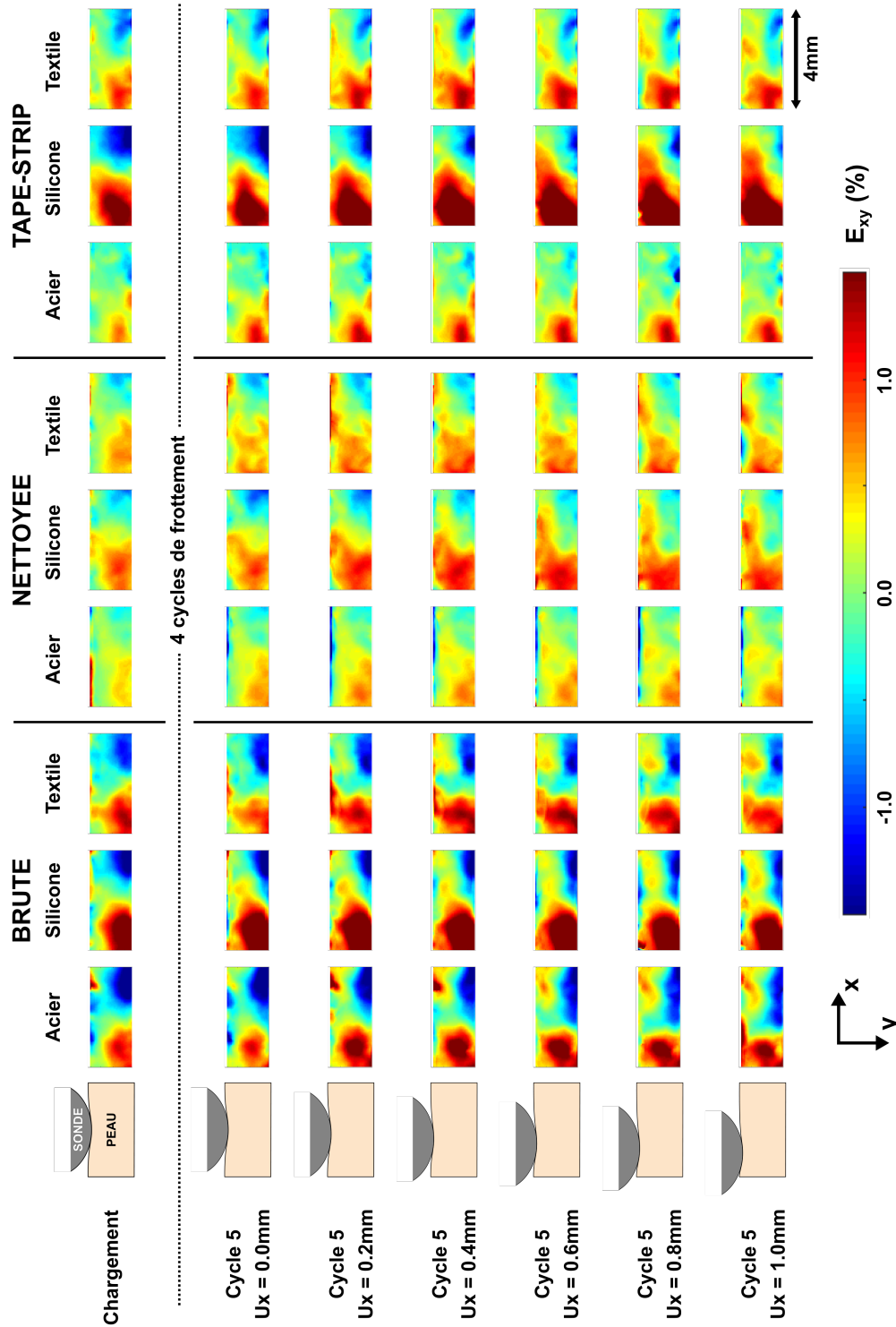


FIGURE 2.15 – Cartes montrant l'évolution moyenne des champs de déformation en cisaillement (E_{xy}), après mise en charge et lors du frottement, pour les 9 différentes conditions de contact testées.

Les cartes de déformation en cisaillement (figure 2.15) sont probablement celles qui contiennent le plus d'informations. On constate d'abord que l'intensité des déformations et leur diffusion dans l'épaisseur des échantillons de peau sont influencées par les conditions de contact. Par exemple, avec l'acier sur la peau brute, l'intensité de la déformation de cisaillement augmente jusqu'à $0,2\text{mm}$ de glissement et reste ensuite presque constante. Avec l'acier comme matériau de contact, la forme des contours de cisaillement reste très similaire à celle juste après l'ajout de la charge normale. Ceci est également vrai pour le glissement du silicone sur la peau brute. Au contraire, pour le silicone sur la peau nettoyée et après tape-stripping, la contrainte de cisaillement se propage dans l'échantillon presque jusqu'à 1mm de glissement. Cela semble également être le cas pour les situations où le matériau de contact est le textile, bien que ce soit un peu moins évident.

2.5.6 Discussion

2.5.6.1 Influence des conditions expérimentales sur les mécanismes de frottement impliqués

La surface de la peau est recouverte d'un film fluide qui résulte à la fois de la dégradation des kératinocytes de l'épiderme et de la sécrétion des glandes sébacées. Cette couche hydro-lipidique contient principalement de l'eau, des acides aminés et du sébum, et son épaisseur est de quelques micromètres selon la localisation sur le corps [30]. Sur une peau non traitée, les objets entrent d'abord en contact avec cette couche fluide avant qu'un contact solide-solide puisse se produire. Les propriétés de frottement sont donc dans un premier temps régies par les propriétés physico-chimiques, et notamment la viscosité, de cette couche [214]. En modifiant l'état de surface de la peau, l'objectif était de recréer les différentes conditions de frottement que les patients peuvent rencontrer lorsqu'ils portent des dispositifs de compression. Le nettoyage a été effectué pour enlever partiellement la couche hydro-lipidique, modifiant ainsi l'énergie de surface de la peau [85]. L'application de bandes adhésives sur la surface des échantillons avait pour objectif d'arracher des cellules de la couche cornée, de manière à simuler un début de dégradation, ce qui conduit à un assouplissement de la surface de la peau [215]. Dans les deux cas, le mécanisme d'interaction entre la peau et les objets en contact a probablement évolué en conséquence.

L'interaction du silicone avec la peau a été la plus influencée par ces modifications. En effet, μ_s , μ_d , et L_{adh} ont considérablement augmenté après le nettoyage et le tape-stripping. L'étude de Pailler-Mattei et al. [85] sur les propriétés physiques de la surface de la peau avait permis de conclure que la couche hydro-lipidique est responsable de la majeure partie du comportement adhésif de la peau. Ils ont également observé que la peau était plus hydrophobe lorsqu'on retirait ce film très fin à l'aide d'éther. Le silicone utilisé dans cette étude étant hydrophobe, le film hydro-lipidique a très probablement exercé des forces répulsives sur la surface du silicone. Par conséquent, l'élimination de ce film hydrophile aurait modifié le mécanisme d'interaction, entraînant une augmentation de la surface de contact entre la sonde et la peau. Cela pourrait expliquer l'augmentation significative des propriétés de friction après le nettoyage. Ceci est en accord avec les observations de Kékicheff sur les interactions entre surfaces hydrophobes [216]. Cela permettrait également d'expliquer l'augmentation de la longueur d'adhésion. Comme mentionné précédemment, le tape-stripping avait pour but d'assouplir la peau et de réduire la rugosité de la surface. Ces deux effets conduiraient à une augmentation de la surface de contact réelle, en particulier pour un matériau comme le silicone, dont la sur-

face ne présente pratiquement aucune aspérité. Cela suffirait à expliquer l'augmentation supplémentaire de la longueur d'adhésion et des coefficients de frottement.

L'acier, en revanche, est hydrophile tout comme le film hydrolipidique qui a donc tendance à créer des forces d'attraction grâce à des ponts capillaires [85], [214]. Ce qui peut expliquer la légère diminution observée dans les propriétés de friction après le nettoyage. Pailler-Mattei et al. [217] ont mesuré une augmentation d'un facteur 2 du coefficient de frottement d'une sonde en acier après tape-stripping. Ils ont expliqué cette variation par une modification de la perte insensible en eau transépidermique, ce qui aurait tendance à augmenter les forces capillaires. Au contraire, ici, les résultats n'ont pas été affectés par le tape-stripping. Cette différence de comportement est probablement due au fait que les mesures ont été effectuées sur des échantillons *ex vivo*, et que sur ces derniers les flux d'eau ne varient pas avec les différents traitements de surface. Une autre différence notable est la pression de contact qui était 10 à 100 fois plus élevée dans notre étude. Une telle pression de contact peut briser les ponts capillaires et ainsi compromettre l'augmentation des forces d'adhésion [214]. Ces dernières ne sont peut-être plus prépondérantes dans ces conditions.

Les propriétés de frottement et d'adhésion des textiles semblent évoluer de la même manière que celles de l'acier. Cependant, ces deux matériaux ont des caractéristiques mécaniques et des rugosités très différentes. Ainsi, une interaction entre les aspérités des deux matériaux rugueux que sont le textile et la peau pourrait s'ajouter aux interactions physico-chimiques habituelles des surfaces. A l'état brut, les coefficients de frottement étaient similaires à ceux de l'acier. Cependant, la surface du textile étant beaucoup plus rugueuse, la surface réelle de contact est réduite malgré la déformation élastique des aspérités du textile. Il est donc raisonnable de supposer que la couche hydro-lipidique crée une force d'adhésion plus forte avec les fibres du textile, ce qui compenserait cette différence. Le nettoyage aurait tendance à réduire l'attraction entre la surface de la peau et le textile, contrairement au cas du silicone. Mais le contact direct des aspérités des deux surfaces pourrait provoquer une augmentation de la déformation élastique. Ceci expliquerait pourquoi la diminution des propriétés de friction observée est très faible. Enfin, le tape-stripping ne semble pas avoir influencé plus les propriétés de frottement du textile sur la peau.

2.5.6.2 Influence des conditions expérimentales sur les champs de déformations

Avant de commencer l'analyse des champs de déformation obtenus par CIN pour les différentes conditions expérimentales, quelques aspects techniques méritent d'être mentionnés. Tout d'abord, afin de minimiser les erreurs et les incertitudes, le traitement par CIN a été soigneusement exécuté pour toutes les expériences et seuls les résultats présentant une bonne corrélation ont été conservés pour l'analyse. Cependant, pour un nombre significatif d'échantillons, il a été difficile d'obtenir une qualité de corrélation suffisante dans les premiers dixièmes de millimètre en raison de phénomènes propres à cette zone. Tout d'abord on observe des déformations plus importantes dans la proximité immédiate de la sonde. De plus, les mouvements de la sonde peuvent perturber le processus de corrélation d'images. Ces derniers influencent aussi la qualité des résultats en raison des variations d'éclairage qu'ils peuvent provoquer. Des difficultés similaires sont apparues à proximité du support inférieur en raison de zone de flou sur les images. Il convient également de noter que des échantillons différents ont été utilisés pour chaque préparation de surface. Ce choix s'est imposé du fait de la durée de l'expérience, qui ne permettait

pas de réaliser les tests pour les trois préparations de surface sans que les échantillons ne sèchent. L'intensité des déformations mesurées dépendait fortement des échantillons, bien qu'ils aient tous été prélevés sur un même cochon, dans la même zone de la peau et découpés avec la même orientation. Cela complique les mesures quantitatives mais ne compromet pas l'analyse qualitative des contours de déformation.

Même si certains phénomènes d'adhésion peuvent déjà se produire juste après le chargement normal, la première étape analysée par CIN peut être considérée comme une référence pour analyser les différents effets causés par le glissement relatif des surfaces. Pour chacune des conditions de contact, deux lobes de signes opposés peuvent être observés dans la profondeur des échantillons sur les champs de cisaillement E_{xy} (Figure 2.15). Ce motif, bien centré sur le point de contact, est typique de la déformation provoquée par l'indentation. Certaines variations dans l'intensité et l'étalement des lobes peuvent être observées et sont à attribuer à des différences dans les propriétés mécaniques des objets en contact ainsi qu'à l'adhésion entre les deux surfaces. Les lobes créés par l'acier semblent être plus resserrés et ne se rapprochent pas de la surface de l'échantillon. Au contraire, pour le textile et le silicone, les lobes sont plus étalés. Pour le silicone, on observe un effet de cisaillement croissant près de la surface de l'échantillon lorsque la surface est nettoyée puis après le tape-stripping. On observe une tendance contraire pour le textile. Cela confirme que plus l'adhésion est forte, plus les couches supérieures de la peau sont cisailées.

Pendant la phase de frottement, l'intensité de la déformation de cisaillement est amplifiée. Il semblerait que cela soit d'autant plus vrai que les forces de frottement sont élevées. C'est effectivement le cas pour l'acier et le textile sur la peau brute, ainsi que pour le silicone et le textile sur les échantillons nettoyés et après tape-stripping. Au contraire, aucune évolution évidente n'est à noter pour le silicone sur la peau brute et l'acier dans les situations avec les échantillons nettoyés et après tape-stripping. Cela confirme que les déformations en cisaillement augmentent avec les forces de frottement. Dans les cas où les forces d'adhésion étaient élevées, le cisaillement a eu tendance à s'étendre à la partie supérieure de l'échantillon lors de son déplacement. Ceci est très prononcé pour le frottement du silicone sur la peau ayant subi le tape-stripping. Dans les situations où le coefficient de frottement et l'adhésion étaient faibles, les champs de cisaillement sont restés très similaires à ceux obtenus immédiatement après l'application de la charge normale. Une adhésion plus forte semble donc être à l'origine de la propagation de la déformation en cisaillement, en particulier dans la partie supérieure de la peau. Et plus généralement, les forces de frottement semblent être principalement responsables de l'augmentation de l'intensité du cisaillement. En particulier, il est intéressant de noter que l'intensité du cisaillement ne semble plus varier dès lors que le glissement entre les deux surfaces commence.

2.5.7 Limitations et pistes d'amélioration

L'objectif de ce travail était de développer une méthode permettant la visualisation des déformations subies par des échantillons de peau dans leur épaisseur dans le but de fournir de nouveaux éléments pour la compréhension des phénomènes d'irritation cutanée. Afin de progresser dans cet objectif, il pourrait être avantageux de modifier le dispositif de manière à pouvoir visualiser avec précision les déformations même à dans l'épiderme et près de la jonction dermo-épidermique. C'est en effet autour de cette zone de la peau que se trouvent de nombreux récepteurs nerveux sensibles aux stimuli méca-

niques. Les dommages résultant du frottement répétitif d'objets sur la peau se produisent également principalement à proximité immédiate de la surface de la peau.

Enfin, la mesure des effets des différentes préparations de surface sur le contenu chimique, la géométrie et les propriétés mécaniques de la surface de la peau améliorerait considérablement l'analyse des propriétés de contact de la peau. Le travail présenté ici a déjà permis de montrer que les variations d'états de surface de la peau peuvent modifier de manière significative le comportement de la peau. Cependant, l'analyse des résultats s'est basée sur une revue de la littérature qui est encore incomplète sur ce sujet. Afin de fournir une analyse encore plus juste, il serait également intéressant d'étudier l'influence de l'étape de coloration des échantillons sur le comportement mécanique de la peau. Dans le même ordre d'idée, le contrôle des conditions d'humidité et de température pourrait également enrichir les connaissances sur les propriétés de contact de la peau.

2.6 Conclusion

Comme cela a été indiqué dans l'introduction de ce chapitre, le but de ce travail expérimental était de développer un dispositif permettant de visualiser les déformations dans l'épaisseur de la peau lors de sollicitations de contact. L'objectif final était de fournir de nouveaux éléments pour la compréhension des phénomènes intervenant dans l'irritation mécanique de la peau. La méthode conçue a permis d'étudier avec succès les déformations dans les premiers millimètres d'échantillons de peau lors du frottement contre différents matériaux. L'analyse combinée des cartes de déformation et des forces de frottement obtenues dans diverses conditions expérimentales a permis de mieux décrire les effets du frottement et de l'adhésion sur la peau. Cette expérience a également mis en évidence l'influence du matériau de contact et de l'état de surface de la peau sur le mécanisme de contact. Les premiers résultats obtenus par cette méthode ouvrent donc la voie à de futurs travaux visant à comprendre les conditions physiques et mécaniques augmentant les risques de développer des irritations cutanées.

Pour résumer, une nouvelle méthode a été développée afin de mesurer simultanément le comportement tribologique et la déformation dans l'épaisseur d'échantillons de peau. Elle a été appliquée dans ce travail à une étude de cas sur l'influence de l'état de surface de la peau et du matériau de contact sur la déformation de la peau et les propriétés de contact. Bien que des améliorations doivent être apportées pour augmenter le niveau de précision de la CIN, en particulier près de la surface des échantillons, la méthode a déjà permis d'obtenir des résultats prometteurs. L'utilisation de différents matériaux et les différentes préparations de la surface des échantillons ont permis d'atteindre différents régimes de frottement et d'adhésion. L'analyse des champs de déformation, notamment en cisaillement, obtenus dans ces différentes conditions de contact nous a permis d'entrevoir comment elles peuvent influencer la propagation des déformations dans l'épaisseur de la peau.

L'application de cette méthode dans des conditions encore plus variées pourrait contribuer à la compréhension des effets du contact sur la peau. En particulier, cela pourrait apporter de nouvelles perspectives pour de nombreuses applications médicales et industrielles où le confort de la peau est une nécessité absolue.

Résultats à retenir

- ❑ L'adhésion semble influencer la propagation de la déformation en cisaillement, notamment à proximité de la surface de l'échantillon.
- ❑ L'augmentation du coefficient de frottement semble être responsable de l'augmentation de l'intensité des déformations.
- ❑ L'état de surface de la peau a une influence significative à la fois sur les indicateurs du frottement et sur les déformations de la peau. Cela renforce l'idée que dans le domaine de la tribologie, il est nécessaire d'étudier chaque situation aussi près que possible des conditions réelles.

Chapitre 3

Étude clinique : Analyse des facteurs biomécaniques pouvant déterminer une intolérance cutanée induite par le frottement de textiles de compression sur la peau

Sommaire du chapitre

3.1	Introduction et objectifs	88
3.1.1	Orthèses de compression et complications associées : Étude préliminaire	88
3.1.2	Peau et irritations cutanées	89
3.1.3	Textile et irritations cutanées.	91
3.1.4	Justification de la recherche clinique et objectifs	91
3.2	Matériel et méthodes.	93
3.2.1	Critères d'inclusion	93
3.2.2	Dispositifs étudiés	93
3.2.3	Zones de mesure	94
3.2.4	Évaluation des propriétés de la peau.	95
3.2.4.1	Élasticité	95
3.2.4.2	Rugosité	95
3.2.4.3	Épaisseur des différentes couches de peau.	97
3.2.5	Évaluation de l'irritation cutanée	98
3.2.5.1	Évaluation visuelle	98
3.2.5.2	Circulation sanguine micro-cutanée	99
3.2.5.3	Température	99

3.2.6	Évaluation du ressenti des volontaires	100
3.2.7	Déroulement de l'étude	100
3.2.7.1	Visite d'inclusion	100
3.2.7.2	Visite d'évaluation	101
3.2.8	Analyses statistiques	102
3.3	Résultats et discussion	103
3.3.1	Description du panel de volontaires	103
3.3.2	Caractéristiques biophysiques des peaux étudiées	103
3.3.3	Occurrence et intensité des irritations	106
3.3.4	Facteurs influençant l'apparition des irritations	106
3.3.4.1	Modèle de bas	106
3.3.4.2	Zone anatomique	107
3.3.4.3	Corrélations entre les paramètres mesurés	107
3.3.4.4	Différences de caractéristiques biophysiques entre les peaux en fonction du score d'irritation	109
3.3.5	Prédiction du développement d'une irritation	111
3.3.5.1	Prédire le risque de développer des signes d'irritation même faibles	111
3.3.5.2	Prédire le risque de développer des signes nets d'irritation cutanée	112
3.3.5.3	Prédire le risque de développer une irritation forte	112
3.3.5.4	Synthèse	114
3.3.6	Évolution des paramètres biophysiques après utilisation des dispositifs	114
3.3.6.1	Effet du modèle de bas et de la zone anatomique	114
3.3.6.2	Évolution générale	115
3.3.6.3	Influence du développement d'irritations cutanées sur les variations de paramètres biophysiques	116
3.3.7	Ressenti des volontaires	116
3.4	Analyse des résultats du protocole clinique	116
3.5	Limites et perspectives	118
3.6	Conclusion	120

3.1 Introduction et objectifs

3.1.1 Orthèses de compression et complications associées : Étude préliminaire

Les orthèses de compression sont des dispositifs médicaux utilisés comme moyens thérapeutiques pour de nombreuses pathologies du système circulatoire (affections veineuses essentiellement) et de l'appareil locomoteur (affections ostéo-articulaires et neurologiques). Elles sont en général fabriquées à partir de textiles, tissées ou tricotées, avec diverses caractéristiques, dont une en particulier est l'élasticité. Cette dernière permet de réguler la pression appliquée qui est un des principes actifs du traitement, il peut même être essentiel dans le cas des bandes et bas pour le traitement de l'insuffisance veineuse.

Dans une situation où un déséquilibre physiologique, souvent biomécanique, au sein du membre a été induit par une affection, la pression appliquée par l'orthèse va permettre d'apporter une suppléance au fonctionnement du membre [14]. La notion de « dosage » de cette pression est importante puisque :

- ❑ une sous-estimation entraînerait l'inefficacité du dispositif ;
- ❑ une surestimation aussi avec potentiellement des complications locales, voire générales à moyen terme, bien plus préjudiciables, comme à titre d'exemple, des ulcères de pression.

Un autre problème plus fréquent et partiellement indépendant du seul dosage de pression est le développement d'intolérances cutanées, sous, ou à proximité, du textile [218]. Devant le manque de données fiables, le CHU de Saint-Etienne a conduit en 2019 une étude préliminaire sous la forme d'un questionnaire transmis aux patients par leur pharmacien de ville. Elle a permis de mettre en évidence que sur un échantillon de 70 porteurs d'une orthèse de compression, si 85% étaient satisfaits de l'efficacité du dispositif, 57% n'étaient cependant pas satisfaits de son confort. En effet, 29% d'entre eux ressentaient une sensation d'inconfort dès l'installation du système compressif, 54% ressentaient une sensation d'inconfort à la fin de la journée et 64% ressentaient une sensation d'inconfort lorsqu'ils étaient en mouvement (marche). Une irritation et/ou un rougeur survenait dans 44% des cas, le plus souvent au niveau de la cuisse sous la bande qui maintient le bas (61%), sous le genou (31%) ou encore au niveau de la cheville ou du dessus du pied (8%). D'autres éléments comme une variation locale de température et d'hydratation ont pu être rapportés comme facteurs d'influence [219]. Il est possible que les structures de tricot et de grip en silicone, différentes selon les modèles et les marques, puissent aussi être un des déterminants de la survenue et de la variabilité de ces intolérances.

3.1.2 Peau et irritations cutanées

La peau est composée de trois couches tissulaires aux compositions, structures et fonctions bien différentes. De la couche la plus externe vers la plus interne on retrouve : l'épiderme, le derme puis l'hypoderme. L'épiderme assure une fonction de barrière physique, hydrique et anti-microbienne, notamment par le développement d'une couche cornée et d'un film hydro-lipidique à la surface la plus superficielle de la peau [220]. En moyenne, cette couche cornée a une épaisseur d'environ $20\mu\text{m}$ et le reste de l'épiderme a une épaisseur de $50\mu\text{m}$; ces valeurs peuvent beaucoup varier selon la zone anatomique. De même pour la rugosité de la peau formée par la structure de sommets et vallées de l'épiderme : cette dernière, couramment évaluée en dermatologie et cosmétologie par analyse de moulages en silicone de la peau, évolue très nettement avec l'âge pour former des vallées plus profondes mais spatialement moins fréquentes [221]-[223]. Le derme, dont l'épaisseur varie entre 1mm et 2mm, est le principal responsable des propriétés mécaniques de la peau grâce à un dense réseau de fibres de collagène et d'élastine. Les travaux de mesures de torsion sur la peau de 123 sujets qui ont été réalisés par Escoffier [224] ont montré comment l'épaisseur de la peau peut varier d'une personne à une autre et comment ce paramètre est étroitement lié aux propriétés mécaniques de la peau. Par ailleurs, les travaux de comparaison par simulation numérique entre une peau idéalisée plate et une peau à géométrie réelle à partir de coupes histologiques par Leyva-Mendivil

[139], ont démontré l'influence de la microstructure de la peau sur ses propriétés de contact. Le derme est aussi le lieu de la circulation sanguine cutanée (Figure 1.6) avec un réseau de vaisseaux dans le derme profond et des capillaires plus fins qui s'étendent jusqu'à l'interface avec l'épiderme [225], [226]. Surtout, le derme héberge de nombreux récepteurs sensoriels (Figure 1.7), parmi lesquels on retrouve des récepteurs de la sensibilité mécanique, de la sensibilité thermique et aussi de la sensibilité à la douleur, les nocicepteurs. Ces derniers sont aussi présents dans l'épiderme par le biais de terminaisons nerveuses libres [227].

L'irritation cutanée est à l'origine d'une réaction physiologique qui se traduit par des sensations désagréables (picotements, démangeaisons, échauffement, tension) voire douloureuses à la surface de la peau, avec possibilité d'une réaction inflammatoire locale et de diffusion des sensations. Visuellement, l'irritation cutanée, en se manifestant par une réaction inflammatoire, va se traduire symptomatiquement par une rougeur de la peau (érythème) liée à une augmentation du flux sanguin cutané dans ce contexte inflammatoire et/ou à l'altération de la couche cornée [228]. De plus, cette altération de la surface de la peau peut compromettre sa fonction barrière : plus elle est importante, plus l'épiderme et le derme vont être exposés aux sollicitations externes, et les nocicepteurs seront d'autant plus stimulés.

La cause la plus commune des irritations cutanées est le contact direct avec une substance ou un objet. En particulier le contact prolongé avec des objets, qui peut aussi entraîner la formation de phlyctènes d'origine mécanique (ampoules), susceptible par l'inflammation induite, d'engendrer les sensations et symptômes décrits précédemment.

A ce jour, de multiples moyens ont été rapportés pour évaluer la gravité d'une irritation de la peau. Notamment :

- ❑ la notation visuelle est une évaluation subjective de l'érythème et de l'œdème observé en surface de la peau ; elle doit être réalisée par un clinicien. Le résultat est un classement parmi l'un des grades définis et validés par le Groupe International de Recherche sur la Dermatite de contact (Tableau 3.1), permettant de décrire le degré de gravité de l'irritation [229], [230] ;

Pas de réponse	0
Érythème discutable, faible ou indistinct	0,5
Érythème bien défini	1
Érythème avec oedème léger à modéré	2
Vésicules (petites phlyctènes) ou papules (petites élévations circonscrites)	3
Bulle (grande phlyctène), propagation ou autre réaction grave	4

TABLE 3.1 – Échelle d'évaluation visuelle des réactions irritantes, standardisée et recommandée par le groupe international de recherche sur la dermatite de contact (ICDRG) [230]

- ❑ la technique de fluxmétrie laser Doppler permet de mesurer l'effet Doppler causé par le flux d'hématies dans les capillaires cutanés. Il s'agit alors d'une évaluation de l'état de micro-circulation sanguine de la peau. Une étude de Goon et al. a établi une corrélation entre les résultats de mesure par laser Doppler et la notation visuelle jusqu'alors utilisée après avoir provoqué une dermatite de contact chez quinze patients [231] ;

- D'autres techniques comme la mesure de perte insensible en eau ou la mesure colorimétrique de l'érythème ont déjà été utilisées pour décrire l'intensité d'irritations de la peau [232], [233]. Cependant, d'après les résultats présentés par Thieulin et al. [125] à ce sujet, la mesure de flux sanguin par laser Doppler suite à une phase irritative montre une augmentation plus significative, par rapport à ces deux derniers paramètres.

3.1.3 Textile et irritations cutanées

Les irritations de la peau, dues au contact prolongé et/ou au frottement répété de matériaux textiles sur la peau, ne constituent pas un sujet de recherche très étudié au regard des études de la littérature. Des études d'interactions de textiles avec la peau se sont plutôt concentrées sur la problématique des ulcères de pression ou encore sur la perception tactile en lien avec le secteur de la mode. [128], [234]-[236].

Bien souvent, les études du contact entre le textile et la peau se sont limitées à la mesure du coefficient de frottement et à l'influence de plusieurs paramètres biophysiques sur cette mesure [115], [160], [235], [237]. Les paramètres dont l'impact sur le comportement de frottement avec la peau a été établi sont nombreux et les résultats ne concordent pas toujours [50]. Le matériau en contact et son état de surface, l'humidité et la température locale (microclimat au niveau du contact), les propriétés mécaniques et la topographie de la peau, la pression appliquée et la vitesse de frottement sont ceux rapportés le plus souvent. Les résultats obtenus par Klaassen et al. [115] montrent en particulier l'influence des conditions de température et d'humidité sur les propriétés de frottement. Notamment, pour une augmentation de 6°C dans des conditions humides, il a été observé une augmentation de 20% du coefficient de frottement de la peau contre un textile en coton tissé.

Récemment, les travaux de Thieulin et al. [125] ont mis en évidence le lien entre un coefficient de frottement élevé et des irritations cutanées plus marquées. En effet, après avoir irrité la peau de l'avant-bras par un frottement prolongé (roue cylindrique couverte par différents textiles pendant 40s avec une force normale de 0,5N et une vitesse de $118\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$), le degré d'irritation de la peau a été évalué en mesurant les variations de perte insensible en eau et de débit sanguin. Une augmentation du débit sanguin de 45% et de 21% de la perte insensible en eau a été observée pour le textile avec le plus grand coefficient de frottement contre des variations de 27% et 13% respectivement pour le second textile étudié. Une réduction moyenne de 6% à 10% de la rigidité de la peau mesurée par indentation (application d'une pression contrôlée en surface de la peau et mesure de la déformation engendrée) a aussi été observée lors de cette étude.

Ainsi, les conditions des intolérances cutanées lors de l'utilisation de dispositifs de compression n'ont, à notre connaissance, pas été profondément étudiées. Pourtant, ces dispositifs créent des conditions mécaniques et un microclimat (conditions de température et humidité locale) très particuliers à la surface de la peau en raison de la pression, principe actif du traitement, mais aussi du cisaillement et des frottements, notamment en raison des mouvements effectués [27], [238].

3.1.4 Justification de la recherche clinique et objectifs

Malgré une efficacité thérapeutique reconnue des bas de compression [239]-[241], un niveau d'intolérance assez élevé du port de dispositifs de compression, en raison du dé-

veloppement de réactions cutanées, est largement constaté. Les données actuelles de la littérature, nous indiquent que l'irritation cutanée est évaluée cliniquement par évaluation visuelle des symptômes. Il apparaît aussi que les variations de certains paramètres biophysiques, le débit sanguin micro-cutané par exemple, semblent être corrélées à l'intensité des irritations. Cependant, les données cliniques existantes à ce jour ne semblent pas suffisantes pour définir les réactions physiologiques liées à l'irritation cutanée de frottement. De plus, faute d'étude sur le sujet, les facteurs biomécaniques pouvant influencer leur apparition sont encore très mal connus.

Les travaux préalablement réalisés ont démontré que de nombreuses variables pouvaient influencer le comportement tribologique de la peau. De plus, il est clair que les propriétés de contact sont propres à un système et pas forcément à un matériau. Il semble donc nécessaire d'étudier les conditions mécaniques et biophysiques *in situ* afin de pouvoir potentiellement différencier des situations à risques. De cette manière, il sera possible de mesurer l'influence de nombreux paramètres biophysiques et biomécaniques sur le développement d'irritation de la peau lors de l'utilisation de bas de compression. Avoir la connaissance de paramètres critiques devrait permettre d'entreprendre un travail sur les produits de compression textile et leur application de manière à minimiser les risques et garantir aux patients l'observance de leur traitement.

Ainsi, nous proposons une étude clinique avec pour objectif d'**identifier des mécanismes déterminants dans le développement d'intolérances cutanées lors du port de bas de compression**. Nous proposons d'évaluer la sévérité de l'irritation cutanée induite par le port de bas de compression, puis de déterminer les principaux facteurs pouvant influencer son apparition et son étendue : parmi eux, la rigidité de la peau, la rugosité de la peau, l'épaisseur des couches de la peau, la température de la peau, la microcirculation sanguine ou encore les caractéristiques techniques des bas de compression comme la structure de l'anti-glisse permettant le maintien du bas. Pour ce faire, des mesures de paramètres mécaniques et biophysiques seront comparées avant et après utilisation de deux différents modèles de dispositif de compression textile.

Concernant les dispositifs médicaux de compression en textile utilisés pour le traitement des affections veineuses, nous avons vu que de nombreuses études se sont déjà concentrées sur l'efficacité de la pression d'interface. L'objectif de ce travail est de mieux comprendre dans quelles circonstances les utilisateurs développent l'un des effets indésirables de manière à pouvoir améliorer les conditions d'observance du traitement. Il s'agit d'étudier un phénomène encore très mal compris et qui n'a pas particulièrement été étudié, notamment *in vivo*. C'est ce qui fait l'originalité de cette étude.

Le protocole conçu pour répondre aux objectifs est totalement inoffensif pour les participants. Cependant, il présente le risque de ne pas complètement garantir l'obtention de symptômes évidents d'irritation cutanée. En effet, comme nous allons le voir par la suite, les dispositifs étudiés seront utilisés dans les conditions normales d'utilisation et sur une durée relativement courte. C'est pourquoi pour maximiser les chances de résultat nous avons choisi de faire appel à des volontaires ayant déjà été sujets aux irritations cutanées lors de l'utilisation de dispositifs médicaux de compression en textile.

Dans la suite du chapitre nous commencerons par décrire les critères d'inclusion et le panel de volontaires ayant participé à cette étude qui s'est déroulée du 6 juillet 2021 au 21 octobre 2021. Seront ensuite présentés les dispositifs de compression étudiés avant de détailler les méthodes et appareils de mesures utilisés pour évaluer l'état et les ca-

ractéristiques de la peau. Le protocole que nous avons conçu au cours de ce travail de thèse, qui a été porté par la société Thuasne et qui a été évalué et approuvé par le Comité de Protection des Personnes (CPP) Sud-Est V le 9 juin 2021 (ID-RCB : 2021-A00366-35), sera ensuite présenté. Enfin, ce chapitre se clôturera par une description et une analyse des résultats obtenus.

3.2 Matériel et méthodes

3.2.1 Critères d'inclusion

Plusieurs critères ont été fixés afin de pouvoir sélectionner les participants à cette étude. Pouvaient être inclus les hommes et femmes âgés de 18 à 60 ans et respectant les critères suivants :

- ❑ Être capable de marcher au moins 30 minutes sur un tapis roulant de marche;
- ❑ Avoir préalablement porté un dispositif médical de compression ayant provoqué une irritation cutanée définie par des sensations désagréables sur la zone de pression ou de fixation;
- ❑ Présenter une morphologie permettant l'application de bas de compression du commerce de série;
- ❑ Ne pas présenter de lésion en cours et évolutive cutanées au niveau des deux membres inférieurs;
- ❑ Être indemne d'affection chronique invalidante neurologique ou ostéo-articulaire, cardiaque ou respiratoire, pouvant induire des difficultés de marche ou d'effort (marche à $5km.h^{-1}$ pendant 1 heure), et des difficultés de la circulation artérielle ou du fonctionnement cardio-respiratoire;
- ❑ Accepter de signer le consentement écrit.

3.2.2 Dispositifs étudiés

Pour répondre aux objectifs de l'étude, c'est à dire, pour évaluer les causes biomécaniques pouvant être impliquées dans l'apparition d'irritation de la peau suite au port de compression veineuse, ainsi que pour répondre au critère associé concernant le type même de conception de la contention, deux modèles différents de bas de compression seront analysés. Les deux modèles utilisés, que l'on notera A et B, sont tous les deux recommandés dans l'indication de compression veineuse pour le traitement et la prévention de l'insuffisance veineuse. Cependant, ils sont différents par leur structure et la composition de leur bande de fixation ou antiglisse.

Les deux modèles de bas choisis sont fabriqués à partir de fils de polyamide et d'élasthanne, tous deux tricotés avec une structure légèrement différente. Ils permettent tous deux d'obtenir un dosage de pression compris entre $15mmHg$ et $20mmHg$ (Classe 2 : compression modérée). La plus grande différence entre ces 2 bas se situe sur la structure de l'antiglisse permettant le maintien du bas au niveau du haut de la cuisse. Le modèle A est muni d'un antiglisse en silicone avec une enduction par vague, et une surface de contact entre la peau et le silicone relativement faible. Le modèle B est équipé d'un antiglisse avec une enduction en silicone tackant sur une bande de $3,5cm$ de hauteur tout autour de la jambe (Figure 3.1).

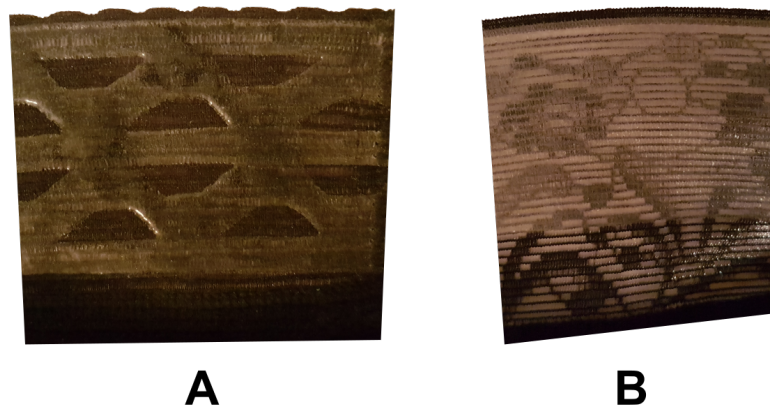


FIGURE 3.1 – Structures des bandes de fixation d’anti-glisse pour les deux modèles de bas médicaux de compression étudiés.

3.2.3 Zones de mesure

Toutes les mesures qui seront décrites dans les paragraphes 3.2.4 et 3.2.5 sont effectuées sur les deux jambes. Pour chaque jambe les mesures sont réalisées en trois zones (Figure 3.2) :

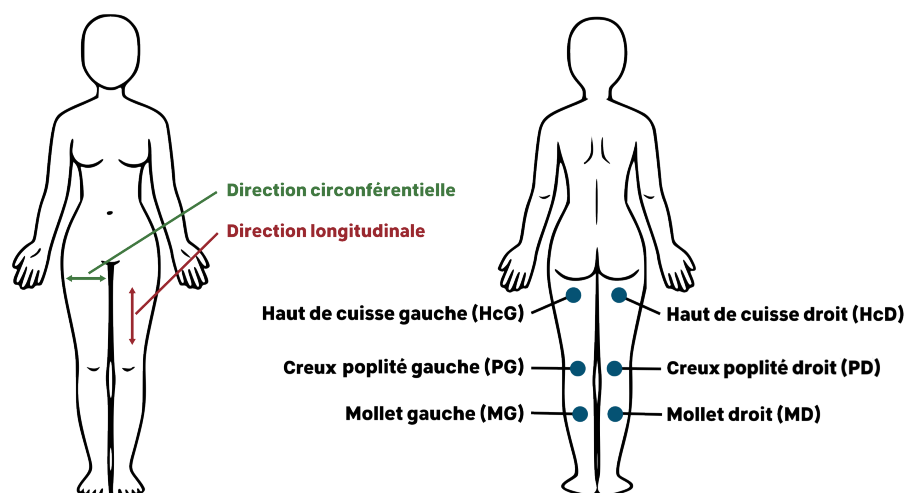


FIGURE 3.2 – Zones auxuelles les mesures de caractérisation de la peau et de son état ont été réalisées avant et après utilisation des dispositifs de compression.

- ❑ En *haut de la cuisse*, au niveau de l’attache en silicone, afin de déterminer les effets spécifiques à cette dernière. Les résultats de l’enquête préliminaire ont montré que la majorité des cas d’intolérance sont en lien avec cette partie des dispositifs de compression ;
- ❑ Au niveau du *creux poplité*, une zone particulière pour plusieurs raisons. En effet, la géométrie de la zone fait que les contraintes mécaniques varient grandement lors des mouvements initiés par la marche. De plus, des plis sont susceptibles de se former, créant un état mécanique spécifique, très difficile à caractériser. Cela peut notamment intervenir lorsque les utilisateurs sont en position assise. Il s’agit aussi d’une zone fréquemment citée par les utilisateurs victimes d’intolérances cutanées ;

- Le galbe du *mollet* fera office de zone "neutre", où la peau est en contact avec le textile sans pliure. Il est toutefois possible que des frottements entre la peau et le textile interviennent dans cette zone en raison des mouvements lors de la marche.

3.2.4 Évaluation des propriétés de la peau

3.2.4.1 Élasticité

L'élasticité de la peau est évaluée à l'aide d'un dispositif d'indentation portable (Elastimeter, DelfinTechnologies, Kuopio, Finland) [242], [243]. L'indentation est une technique couramment utilisée afin d'étudier les propriétés mécaniques *in vivo* de la peau humaine [244]-[247]. Elle a notamment été appliquée pour étudier l'influence de l'application de produits cosmétiques, du vieillissement, de la cicatrisation sur les propriétés mécaniques de la peau [125], [244], [248]. Elle consiste à utiliser une sonde de géométrie connue pour appliquer une pression (ou déformation) normale définie à la surface de la peau. La mesure de la déformation engendrée (ou de la force de réaction), permet de caractériser les propriétés mécaniques de rigidité de la peau. Dans le cas de l'Elastimeter, il s'agit d'une sonde cylindrique de $0,6\text{mm}$ de hauteur et de $2,5\text{mm}$ de diamètre, qui applique un déplacement sur la peau. L'appareil mesure la force de réaction (F) de la peau sur la sonde afin de calculer un module d'élasticité instantanée (Instant Skin Elasticity, ISE , en $N.m^{-1}$) :

$$ISE = \sum_{i=1}^5 \frac{F_i}{\delta} \quad (3.1)$$

Ici, δ représente la profondeur de pénétration de l'indenteur dans la peau. Elle est fixe et égale à $0,6\text{mm}$ d'après les spécifications de l'appareil.

Les raisons principales menant au choix de cette méthode sont : son caractère non invasif, la précision et la répétabilité de la mesure, la simplicité de mise en place, la rapidité de la mesure. En effet, dans le cas de l'Elastimeter, afin d'effectuer une mesure, il suffit d'appliquer très brièvement la sonde sur la peau au niveau de la zone étudiée. La mesure est répétée 5 fois par zone et l'appareil enregistre directement la moyenne des 5 mesures d' ISE . Bien que ce ne soit pas une grandeur mécanique intrinsèque, ce paramètre est tout de même caractéristique de l'élasticité de la peau au niveau de la zone où il est mesuré.

3.2.4.2 Rugosité

Afin de pouvoir évaluer la rugosité de la peau, des moulages sont réalisés par application de Silflo®, une pâte de silicone, sur la peau du sujet aux six zones étudiées. La pâte de silicone doit au préalable être mélangée avec un fluidifiant afin de créer un liquide qui puisse s'écouler dans les creux de la peau. Quelques gouttes de catalyseur (≈ 1 goutte de catalyseur pour 1g de poudre de silicone) doivent être ajoutées juste avant l'utilisation afin de déclencher la polymérisation. La pâte est appliquée en 30s maximum et prend seulement quelques minutes pour se figer. Une fois sec, le moulage peut être retiré en tirant délicatement sur les bords. La solidification se poursuit pendant 24h avant de pouvoir analyser les moulages par profilométrie.

La technique de profilométrie utilisée ici est la projection de franges [249]. Elle est réalisée grâce à un dispositif conçu au laboratoire [250]. Le principe physique est simple :

un motif périodique est projeté sur le moulage de peau, la lumière est diffusée par l'objet et capturée par une caméra vidéo CCD. La déformation des franges, enregistrées sous forme de cartes de phase, dépend de la forme de l'objet illuminé. Les intensités lumineuses sur un objet éclairé par un ensemble de franges peuvent être décrites par une fonction périodique, avec une perturbation correspondant à la forme de l'objet. Un nuage de $n_1 \times n_2$ points (x, y, z) , décrivant le motif de rugosité de la peau, est obtenue par extraction de phase. A partir de ce nuage de point il est ensuite possible de caractériser la rugosité de la peau en utilisant des paramètres topographiques. Un exemple de résultat obtenu par cette technique est présenté sur la figure 3.3.

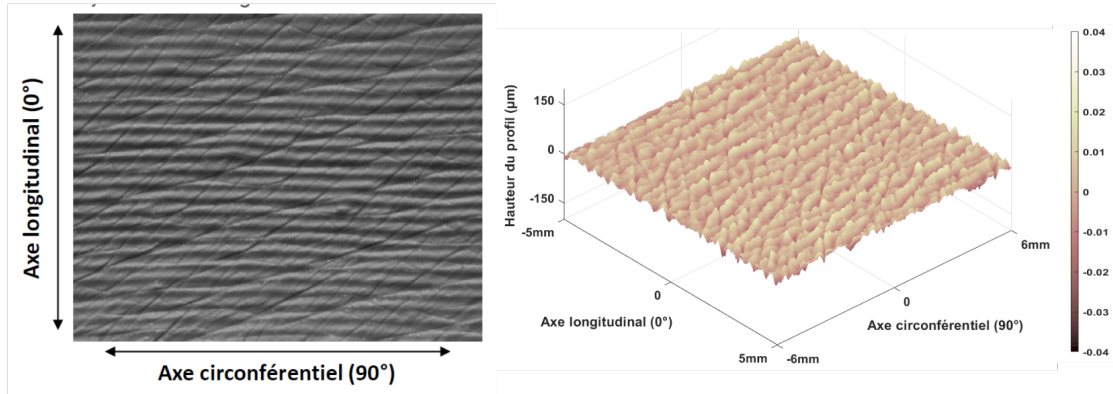


FIGURE 3.3 – Exemple d'application de la projection de frange sur l'un des moulages effectué au niveau du creux poplité lors de l'étude (gauche). Carte topographique du profil mesuré (droite).

Les indicateurs proposés en topographie sont très nombreux [251]. Les paramètres les communément utilisés pour décrire la peau sont :

- La rugosité moyenne, R_a (μm), qui est définie par l'écart absolu moyen des irrégularités de rugosité par rapport à la ligne moyenne :

$$R_a = \frac{1}{n_1 n_2} \sum_{i=1}^{n_1} \sum_{j=1}^{n_2} |z_{i,j}| \quad (3.2)$$

- La rugosité moyenne quadratique, R_q ou RMS (μm), décrit l'écart-type de la distribution; elle est plus sensible que R_a aux écarts importants par rapport à la ligne moyenne :

$$R_q = \sqrt{\frac{1}{n_1 n_2} \sum_{i=1}^{n_1} \sum_{j=1}^{n_2} z_{i,j}^2} \quad (3.3)$$

- La hauteur 10 points, R_z (μm), est sensible aux hauts sommets et aux vallées profondes occasionnels. Avec $z_{p,i}$ les hauteurs des 10 plus hauts sommets et $z_{v,i}$ la hauteur des 10 vallées les plus profondes cela donne :

$$R_z = \frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} (z_{p,i} - z_{v,i}) \quad (3.4)$$

Auxquels nous avons décidé d'ajouter les paramètres suivants :

- Le skewness, R_{sk} (-), qui permet de caractériser l'asymétrie du profil autour de la ligne moyenne. Un profil avec des plateaux et quelques vallées profondes est représenté par un skewness négatif, au contraire un profil avec de larges vallées et quelques sommets élevés donnera un skewness positif. Le skewness est obtenu en prenant le troisième moment central de la fonction de densité de probabilité de l'amplitude du profil :

$$R_{sk} = \frac{1}{n_1 n_2 R_q^3} \sum_{i=1}^{n_1} \sum_{j=1}^{n_2} z_{i,j}^3 \quad (3.5)$$

- Le kurtosis, R_{ku} (-), ou coefficient d'aplatissement, traduit l'acuité du profil. Si $R_{ku} > 3$ la distribution du profil présente de nombreux sommets élevés et vallées profondes alors que si $R_{ku} < 3$ la distribution est plus aplatie. La loi normale est un cas particulier de $R_{ku} = 3$. Il s'obtient en prenant le quatrième moment central de la fonction de densité de probabilité de l'amplitude du profil :

$$R_{ku} = \frac{1}{n_1 n_2 R_q^4} \sum_{i=1}^{n_1} \sum_{j=1}^{n_2} z_{i,j}^4 \quad (3.6)$$

- La largeur moyenne des motifs du profil à la ligne moyenne, R_{sm} (μm), est obtenue en prenant la moyenne des longueurs S_i entre deux passages du profil par la ligne moyenne dans la même direction (Figure 3.4) :

$$R_{sm} = \frac{1}{P} \sum_{i=1}^P S_i \quad (3.7)$$

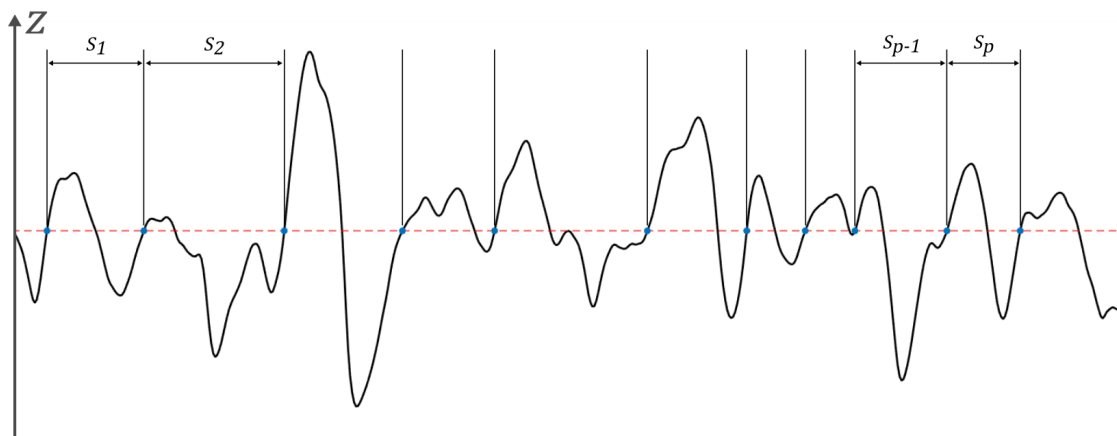


FIGURE 3.4 – Schéma explicatif de la mesure de la largeur des motifs à la ligne moyenne sur un profil de rugosité.

3.2.4.3 Épaisseur des différentes couches de peau

Les épaisseurs des différentes couches de peau sont mesurées à partir d'images acquises par deux méthodes d'imagerie permettant d'accéder à deux échelles différentes de visualisation de la peau :

- La tomographie en cohérence optique confocale en ligne (LC-OCT) [252] permet l'acquisition d'images volumiques de la peau jusque $500\mu m$. Pour atteindre une telle

profondeur, l'appareil utilisé (OCTAV V3, Damae Medical, Paris, France) combine les principes physiques de l'OCT et de la microscopie confocale. La résolution obtenue est de $1,3\mu\text{m}$ dans toutes les directions. Les mesures des épaisseurs de la couche cornée ($E_{sc} \approx 10\mu\text{m}$) et de l'épiderme ($E_e \approx 60\mu\text{m}$) sont donc possibles grâce à ces images. L'acquisition est réalisée en maintenant stable la sonde du dispositif sur la zone à mesurer pendant l'enregistrement du volume pendant environ 1 minute. Un exemple d'image obtenue est présenté sur la partie gauche de la figure 3.5. Cette figure montre aussi comment sont repérés la couche cornée et l'épiderme. Les mesures sont réalisées à l'aide du logiciel Slicer. Pour chaque volume mesuré, trois coupes sont analysées. Sur chacune, trois mesures de la couche cornée et de l'épiderme sont effectuées. Le résultat final est donc la moyenne de 9 mesures pour chacune de ces couches de peau.

- *L'échographie en mode superficiel* (VéVoMD sonde 70mhz, société Fujifilm, Tokyo, Japon) permet l'acquisition d'images allant jusque 10mm de profondeur. Une image est enregistrée par zone afin de mesurer les épaisseurs du derme (E_d) et de l'hypoderme (E_h) en mm . La mesure est effectuée en minimisant le contact de la sonde avec la peau de manière à ne pas compresser les tissus. L'objectif est notamment de pouvoir visualiser le fascia qui se présente sous la forme d'une épaisse ligne blanche parallèle à la surface de la peau. Cette structure marque la frontière inférieure de la peau et donc de l'hypoderme. La partie droite de la figure 3.5 montre un exemple d'image échographique obtenue. Le derme et l'hypoderme y sont désignés.

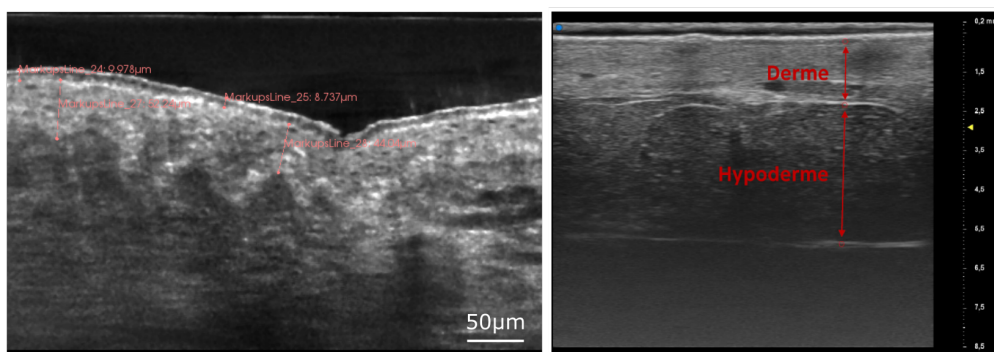


FIGURE 3.5 – Exemple d'images obtenues avec le LC-OCT (gauche) et l'échographie (droite) avec description des mesures effectuées.

3.2.5 Évaluation de l'irritation cutanée

3.2.5.1 Évaluation visuelle

La notation visuelle des signes d'irritation cutanée est effectuée par le dermatologue, immédiatement après le retrait des dispositifs. Comme expliqué précédemment, même si certaines mesures biophysiques ont auparavant été corrélées à l'irritation cutanée, l'évaluation visuelle réalisée par un clinicien reste la référence. Notamment, avec un protocole tel que celui appliqué dans cette étude, nous ne nous attendons pas à des irritations très intenses. L'évaluation visuelle des potentiels érythèmes et oedèmes, bien que subjective, est donc nécessaire. Au niveau de chacune des zones étudiées, un score est donc attribué en fonction des signes observés et en suivant l'échelle de cotation visuelle définie par le groupe international de recherche sur la dermatite de contact (Tableau 3.1) [230].

3.2.5.2 Circulation sanguine micro-cutanée

Le débit de circulation sanguine micro-cutanée (*BP*) est mesuré sur chaque zone avant et après le port des dispositifs à l'aide d'un laser Doppler (PeriFlux 5000 LDPM, Perimed, Järfälla, Suède). Le principe de la mesure de fluxmétrie laser Doppler est le suivant : lorsqu'une lumière laser arrive sur la peau, certains photons sont diffusés par des particules en mouvement, et d'autres par des tissus statiques. Lorsqu'une interaction se produit avec des particules en mouvement, comme les globules rouges, les photons diffusés subissent un décalage en fréquence déterminé par l'angle de diffusion, la longueur d'onde et la vitesse du diffuseur. Ainsi, la part de photons (parmi tous les photons diffusés) ayant subi un décalage fréquentiel est reliée au nombre de globules rouges présents dans le volume étudié. La vitesse des globules rouges est quant à elle reliée à la valeur du décalage fréquentiel. La valeur de la perfusion sanguine correspond au produit de la concentration en globules rouges avec la vitesse de ceux-ci. Elle est exprimée en unités arbitraires.

Expérimentalement, le signal de perfusion sanguine est très différent d'une zone étudiée à l'autre [253]. Cette hétérogénéité est due à la répartition non homogène des artérioles et veinules superficielles. Le signal de perfusion peut varier d'une unité arbitraire lors d'un écart de quelques millimètres. De plus, plusieurs mesures de la perfusion sanguine, à un même endroit et de manière répétée, peuvent conduire à des valeurs différentes [254]. C'est pourquoi on a souvent qualifié cette technologie de non reproductible. Cependant, les enregistrements réalisés sur des outils d'étalonnage ou des modèles physiques, ayant un flux bien contrôlé, sont hautement reproductibles. Ainsi, la non reproductibilité ne peut pas être due à des facteurs liés à l'instrument [255]. Pour réduire ces variations, il est donc conseillé de conserver une même température ambiante durant tout l'enregistrement et de commencer les mesures seulement après une période d'acclimatation de quelques minutes.

En pratique, pour réaliser la mesure, la sonde est fixée sur la peau à l'aide d'un support adapté et d'une pastille double face. Lorsque le signal qui apparaît sur le moniteur du logiciel est stable l'enregistrement est démarré. Le sujet doit alors rester le plus immobile possible. En effet, les mouvements de la fibre optique entraînent des artefacts indésirables sur le signal enregistré. L'enregistrement se poursuit de manière à obtenir au minimum 30s de signal stable. Les signaux sont ensuite analysés sur le logiciel fourni avec le dispositif. La valeur retenue pour la perfusion sanguine sera la moyenne du signal sur ces 30s.

3.2.5.3 Température

La mesure de la température de la peau, est réalisée grâce à une caméra de thermographie infrarouge (T530, FLIR Systems, Wilsonville, OR, USA). Elle s'effectue de la même manière que pour prendre une photographie. La caméra doit être placée à la bonne distance de la zone étudiée, pour des mesures sur la jambe cette distance sera comprise entre 30cm et 50cm. Parmi les autres bonnes pratiques à suivre il faut notamment faire en sorte que la surface mesurée soit orthogonale à l'axe de l'objectif et que la caméra soit mise en marche au moins quinze minutes avant les premières mesures.

La caméra enregistre des images visibles et infrarouges. L'utilisation du mode "Picture in Picture" aide à centrer le champ de vision sur la zone repérée au marqueur au préalable. Ces dernières peuvent ensuite être traitées à l'aide du logiciel ResearchIR pour extraire les températures moyennes et maximales sur une région d'intérêt autour des zones étudiées.

3.2.6 Évaluation du ressenti des volontaires

Un questionnaire est proposé aux volontaires de l'étude afin de recueillir les sensations qu'ils ont ressenties pendant la période d'utilisation des dispositifs médicaux de compression. Le questionnaire est assez simple et leur permet d'évaluer une liste de sensations en leur attribuant une note de 0 à 4. La note de 0 signifiant que la sensation n'a pas été ressentie alors que la note de 4 indique une sensation insupportable pour le volontaire. Chaque jambe ayant été équipée d'un modèle de bas différent, l'évaluation est faite pour les deux jambes. Les sensations proposées sont les suivantes :

- | | |
|--|---------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> Démangeaisons ; | <input type="checkbox"/> Garrot ; |
| <input type="checkbox"/> Fourmillements ; | <input type="checkbox"/> Froid ; |
| <input type="checkbox"/> Engourdissement ; | <input type="checkbox"/> Lourdeur ; |
| <input type="checkbox"/> Chaleur ; | <input type="checkbox"/> Sueur ; |
| <input type="checkbox"/> Brûlure ; | <input type="checkbox"/> Crampes ; |
| <input type="checkbox"/> Irritations ; | <input type="checkbox"/> Gonflement ; |
| <input type="checkbox"/> Compression ; | <input type="checkbox"/> Douleur. |

3.2.7 Déroulement de l'étude

Le protocole a fait l'objet d'un passage en Comité de Protection des Personnes. Il a été approuvé par ce dernier le 9 juin 2021 et les inclusions pour l'étude clinique ont donc pu démarrer le 6 juillet 2021. Les mesures se sont étalées sur 16 semaines, jusqu'à la dernière visite d'évaluation le 21 octobre 2021.

Le recrutement pour l'étude s'est effectué à l'échelle locale au sein des réseaux des différents acteurs impliqués dans le projet. Ensuite pour chaque volontaire respectant les critères d'inclusion, l'étude se déroulait en 2 visites à quelques jours d'intervalle. Les grandes lignes du déroulement de l'étude sont résumées dans la figure 3.6.

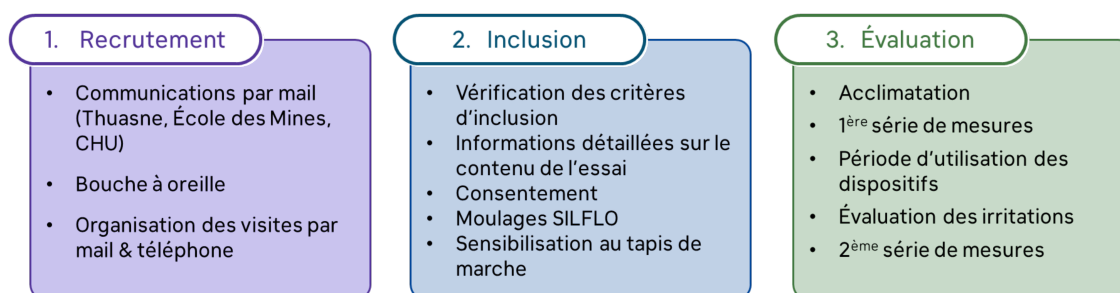


FIGURE 3.6 – Résumé des différentes étapes de l'étude clinique.

3.2.7.1 Visite d'inclusion

La première visite se déroulait en présence d'un médecin chargé de vérifier les critères d'inclusion, de recenser les antécédents d'irritation cutanée liés à l'utilisation de dispositifs de compression, et de faire signer et signer le consentement écrit. Au cours de cette visite étaient aussi recueillies des informations telles que l'âge, la taille, le poids,

le phototype (Tableau 3.2), l'état d'hydratation global de la peau. Le médecin et moi-même étions à disposition des volontaires pour répondre à toutes leurs questions sur le déroulement de l'étude.

Une fois le consentement signé, les moulages en silicone des six zones de peau étudiées étaient pris. Enfin, une sensibilisation à la marche sur tapis roulant de marche, peu intuitive sans pratique, était proposée aux volontaires n'ayant jamais, ou rarement utilisé un tel dispositif. Au total cette première visite ne durait que trente minutes.

Peau très claire, ne bronze pas, brûle systématiquement au soleil	I
Peau très claire, bronze difficilement, coups de soleil fréquents	II
Peau claire, bronze progressivement, coups de soleil occasionnels	III
Peau mate, bronze rapidement, peu de coups de soleil	IV
Peau foncée, bronze rapidement, coups de soleil rares	V
Peau noire, jamais de coups de soleil	VI

TABLE 3.2 – Classification du phototype selon l'échelle de Fitzpatrick [256].

3.2.7.2 Visite d'évaluation

La visite d'évaluation se déroulait quelques jours après la visite d'inclusion, au sein du service de dermatologie du CHU de Saint-Étienne. Elle démarrait par une période de cinq minutes d'acclimatation pendant laquelle le sujet est en position allongée, en short et avant d'avoir mis en place les bas. Elle permet au corps de s'adapter aux conditions de température et d'humidité de la salle avant le début des mesures. Pendant cette durée, les six zones de mesure sont repérées et marquées par des carrés à l'aide d'un marqueur dermatographique de manière à effectuer toujours les mesures aux mêmes endroits.

Ensuite démarre une première série de mesures pendant laquelle le sujet reste en position allongée. Les mesures sont réalisées dans l'ordre suivant :

1. Cartes de température,
2. Rigidité de la peau,
3. Flux sanguin micro-cutané,
4. Tomographie en cohérence optique,
5. Échographie.

Pour chaque catégorie de mesure, les six zones sont évaluées dans le même ordre pour tous les sujets.

Commence ensuite la phase d'utilisation des dispositifs de compression. Le sujet enfile d'abord un modèle de bas sur chaque jambe, puis effectue quinze minutes de marche sur tapis roulant à 5km.h^{-1} . Une pause de quinze minutes en position assise sur une chaise est respectée avant une nouvelle phase de quinze minutes de marche à 5km.h^{-1} .

Les bas sont retirés par le sujet, et l'évaluation des signes d'irritation est immédiatement effectuée par le clinicien. Une deuxième série de mesures, identique à la première est ensuite effectuée. La visite se termine par un questionnaire de ressenti et de satisfaction qui est soumis aux volontaires.

3.2.8 Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel JASP (Version 0.16, JASP Team, 2021). Pour tous les tests effectués, le seuil de significativité a été fixé à 95%. Avant les comparaisons entre groupes, le test de Levene a été appliqué afin de tester l'égalité des variances, le test de Shapiro-Wilk afin de tester la normalité des distributions des paramètres mesurés. En fonction de la validité des hypothèses de normalité et d'égalité des variances, les tests ANOVA avec post-hoc de Tukey ou un test de Kruskal-Wallis avec post-hoc de Dunn ont été appliqués pour déterminer les différences de caractéristiques biophysiques entre zones.

Plusieurs tests ont été réalisés afin de déterminer l'influence des paramètres sur le score d'irritation. Les tests de Student ou de Mann-Whitney ont été utilisés pour déterminer l'influence du modèle de bas. De la même manière, le test de Kruskal-Wallis avec post-hoc de Dunn a été utilisé pour évaluer si certaines zones anatomiques étaient plus touchées par les irritations. Les corrélations entre les paramètres ont été analysées via les coefficients ρ de Spearman, et notamment les corrélations avec le score d'irritation. Ensuite, la répartition de la population des zones testées en groupes en fonction d'un seuil de score d'irritation a permis de déterminer dans quelle mesure les peaux irritées sont différentes des peaux non irritées. Le test paramétrique de Student ou le test non paramétrique de Mann-Whitney ont été appliqués en fonction des hypothèses de normalité et d'égalité des variances. Plusieurs configurations ont été testées :

- ❑ Irritation oui ($score > 0$) vs non ($score = 0$);
- ❑ Irritation nette ($score > 0,5$) vs faible ($score \leq 0,5$);
- ❑ Irritation forte ($score = 2$) vs moyenne ($score < 2$).

Pour ces trois configurations, des régressions logistiques ont été réalisées afin de déterminer l'influence de certains paramètres sur l'apparition et l'intensité des irritations. De tels modèles permettent de déterminer l'influence de variables prédictives X_i sur la probabilité p d'une variable à expliquer Y . Dans notre cas la variable à expliquer Y est binomiale (0 si appartenance au groupe peu ou pas irrité, 1 sinon) et p représente la probabilité que Y soit égale à 1. Les variables X_i prennent les valeurs x_k^i , où k représente les différents sujets. Un modèle de régression logistique binomiale peut donc s'écrire de la manière suivante :

$$\ln\left(\frac{p}{1-p}\right) = \beta_0 + \sum_{i=1}^n \beta_i x_k^i \quad (3.8)$$

Les coefficients β_i ne peuvent pas être analysés directement mais ils permettent de calculer les rapports de côtes (ou odds ratio, OR) associés à chaque variable explicative en prenant leur exponentielle :

$$OR = e^{\beta} \quad (3.9)$$

Ces rapports de côtes nous indiqueront par combien est multiplié le risque d'irritation lorsque la variable prédictive X_i est augmentée d'une unité. Les modèles de régression ont été créés en testant plusieurs combinaisons de variables prédictives dans l'objectif de réduire la déviance tout en conservant des bonnes valeurs de sensibilité et de spécificité. Étant donné qu'il s'agit d'une étude exploratoire avec un nombre assez limité de sujets, le seuil de signification utilisé pour conserver les paramètres dans le

modèle est fixé à $p = 0,1$. En effet, la méthode de régression logistique peut échouer à identifier des paramètres dont l'influence est connue avec un seuil traditionnel de 0,05 [257], [258]. Ensuite, pour les variables prédictives passant le seuil $p = 0,05$, il sera possible de quantifier leur influence sur la variable à expliquer en calculant leur rapport de côtes.

Enfin, l'évolution des différents paramètres biophysiques sera évaluée à l'aide du test de Student pour des échantillons appariés. Dans les cas où les paramètres ne suivent pas une distribution normale, le test de Wilcoxon est appliqué.

3.3 Résultats et discussion

3.3.1 Description du panel de volontaires

Le protocole a été appliqué sur 25 sujets volontaires, dont 23 femmes et 2 hommes. L'âge des sujets variait entre 23 et 57 ans avec une moyenne de $36,5 \pm 10,8$ ans. De manière générale les sujets présentaient des corpulences normales avec un indice de masse corporelle (IMC) de $22,6 \pm 3,2$ kg.m⁻². Des phototypes de I à V ont été observés chez les sujets, avec tout de même une très grande majorité de phototypes II et III (Table 3.2). La moitié des sujets avaient une peau normale, ne nécessitant pas d'être hydratée régulièrement. Toutes ces variables descriptives de la population sont regroupées sur la figure 3.7.

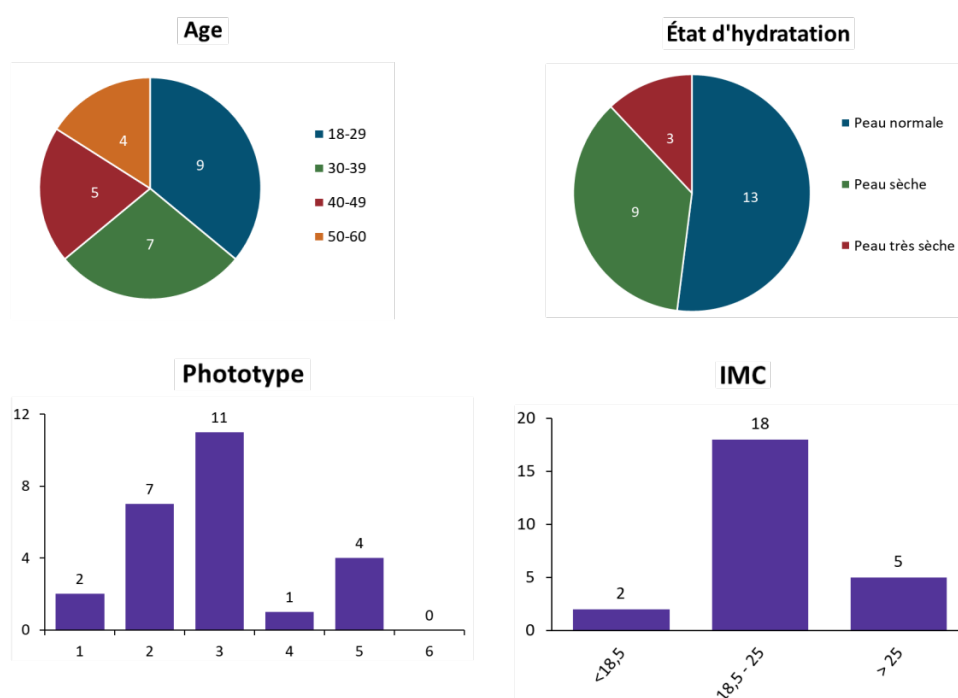


FIGURE 3.7 – Résumé des variables descriptives de la population testée lors de ce protocole clinique.

3.3.2 Caractéristiques biophysiques des peaux étudiées

La figure 3.8 montre les valeurs moyennes \pm intervalle de confiance à 95% des paramètres biophysiques mesurés pour chaque zone. Les tests statistiques décrit au paragraphe 3.2.8 ont permis de déterminer les paramètres biophysiques pour lesquels les différences entre zones sont statistiquement significatives.

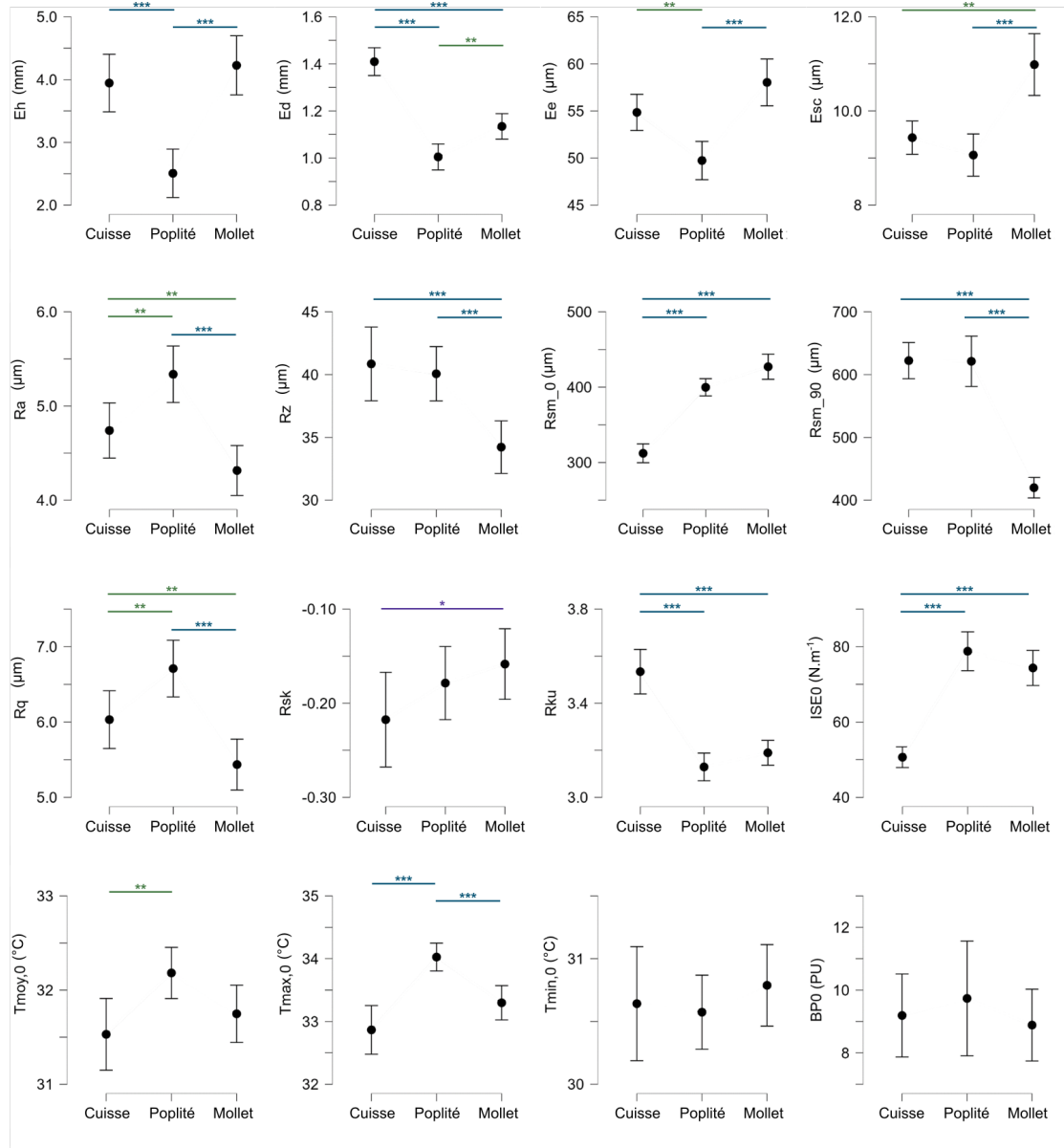


FIGURE 3.8 – Résumé des variations inter-zones des caractéristiques biophysiques mesurées. Pour chaque zone sont indiquées la moyenne et l'intervalle de confiance à 95%. Les différences significatives entre les zones sont indiquées par des astérisques : *** < 0,001 ; ** < 0,01 ; * < 0,05. Les paramètres représentés sur cette figure sont : les épaisseurs de l'hypoderme (E_h), du derme (E_d), de l'épiderme (E_e) et de la couche cornée (E_{sc}), la rugosité moyenne (R_a), la hauteur 10 points (R_z), la largeur moyenne des motifs dans la direction longitudinale ($R_{sm,0}$) et dans la direction circonférentielle ($R_{sm,90}$), la rugosité quadratique (R_q), le coefficient d'asymétrie (R_{sk}), le coefficient d'aplatissement (R_{ku}), l'élasticité instantanée initiale ($ISE0$), les températures initiales moyenne ($T_{moy,0}$), minimale ($T_{min,0}$) et maximale ($T_{max,0}$), et le débit sanguin initial ($BP0$).

On peut constater de nombreuses différences entre les épaisseurs des différentes couches. Le creux poplité semble présenter une peau très fine avec des épaisseurs nettement inférieures quelle que soit la couche de peau. Les principales différences entre les épaisseurs de peau du haut de cuisse et du mollet sont un derme (E_d) plus fin et une couche cornée (E_{sc}) plus épaisse au niveau du mollet. Malgré le fait que le derme soit plus épais au niveau du haut de cuisse, l'élasticité instantanée ($ISE0$) est pourtant plus élevée au niveau du creux poplité et du mollet. C'est la zone du haut de cuisse qui présente une peau nettement plus souple que les deux autres zones. Ceci est en accord avec les résultats obtenus par Smalls et al. [259].

De la même manière, comme cela a déjà pu être observé dans d'autres travaux, chaque zone semble être caractérisée par un motif de rugosité qui lui est propre [260], [261]. En effet hormis le skewness R_{sk} qui est resté assez stable entre les trois zones, les autres paramètres permettent de les différencier. Par exemple, les zones de la cuisse et du mollet ont des motifs avec des sommets et des vallées en moyenne moins marqués que le creux poplité (R_a et R_q). Au niveau de la cuisse il semblerait qu'il y ait tout de même quelques sommets et vallées plus élevés (R_z). Dans la direction longitudinale, la cuisse présente un motif plus fréquent ($R_{sm,0}$). En ce qui concerne la direction circonférentielle ($R_{sm,90}$), c'est le mollet qui dispose d'un motif plus fréquent. On peut remarquer que le motif de la cuisse et du creux poplité semblent être assez nettement orientés avec $R_{sm,0} < R_{sm,90}$ alors que ce n'est pas le cas au niveau du mollet.

Les comparaisons inter-zones des températures nous indiquent que le creux poplité présente en moyenne des températures maximales ($T_{max,0}$) significativement plus grandes que pour les deux autres zones. L'écart moyen de température maximale est de $1,16^\circ\text{C}$ avec la zone de haut de la cuisse et de $0,75^\circ\text{C}$ avec la zone du mollet. La température moyenne ($T_{mov,0}$) du creux poplité est aussi significativement plus importante que celle du haut de la cuisse avec un écart moyen de $0,65^\circ\text{C}$. Des tendances similaires ont déjà été observées dans d'autres études [262], [263]. Ceci est probablement à mettre en relation avec la présence d'une peau plus fine sur cette zone du corps. Aucune différence notable n'est à mentionner concernant les températures minimales ($T_{min,0}$).

Enfin, concernant la mesure du débit sanguin micro-cutané ($BP0$), aucune différence entre les zones ne peut être établie. On remarque tout de même que la variabilité inter-sujet dans chaque zone est très importante. Ce qui confirme la possibilité d'utiliser cette mesure seulement en observant sa variation chez un sujet liée à des événements, et non comme une mesure absolue [255].

Il s'agit à notre connaissance de la première étude qui propose la mesure simultanée de tous ces paramètres biophysiques descriptifs de la structure de la peau à différentes zones des jambes. Ce protocole nous a permis de mettre en évidence de nombreuses différences de morphologie de la peau en fonction de la zone anatomique, En particulier au niveau des épaisseurs des couches et des indicateurs décrivant le motif de rugosité où chaque zone possède sa signature. D'autres différences importantes ont été mises en évidence pour les paramètres de température, notamment la température maximale, plus élevée au niveau du creux poplité. Pour finir, les mesures ont montré que la peau est plus souple dans la zone du haut de cuisse, qui sera par la suite soumise au contact de la bande siliconée d'anti-glisser. Pour la suite des analyses il faudra donc prendre en

compte le fait que presque tous les paramètres mesurés dépendent largement de la zone anatomique. Pour certaines analyses il pourra alors être plus pertinent de considérer chaque zone séparément de manière à s'affranchir de ces différences intrinsèques.

3.3.3 Occurrence et intensité des irritations

Sur les 25 volontaires inclus, 20 ont montré des signes d'irritation cutanée au moins sur l'une des deux jambes après utilisation des dispositifs de compression. Pour 19 d'entre eux une irritation était visible au niveau de la zone d'anti-glisse, dont 13 volontaires ayant des signes d'irritation causés par les deux modèles. Toujours dans la zone de l'antiglisser, pour 2 volontaires l'irritation était présente uniquement avec le modèle A, et pour 4 autres uniquement avec le modèle B. Tous ces chiffres tendent à montrer le faible impact du modèle de bas sur le nombre et l'intensité des irritations développées par les volontaires. Seulement 3 volontaires ont montré des signes d'irritation au niveau des autres zones (mollet ou creux poplité), à chaque fois causés par l'utilisation du modèle A. Bien que ce soit seulement 3 volontaires, cette différence pourrait être imputée à la conception de la partie textile des bas du modèle A. Tous ces résultats sont résumés sur la figure 3.9.

Les signes d'irritation observés se résumaient souvent à des rougeurs légères ($Score = 0,5$). Au niveau de la bande d'anti-glisse, 10 volontaires ont montré des signes d'irritation plus nette ($Score \geq 1$). Pour 3 d'entre eux ces irritations nettes étaient présentes avec les deux modèles, pour 4 seulement avec le modèle A et pour les 3 derniers uniquement avec le modèle B.

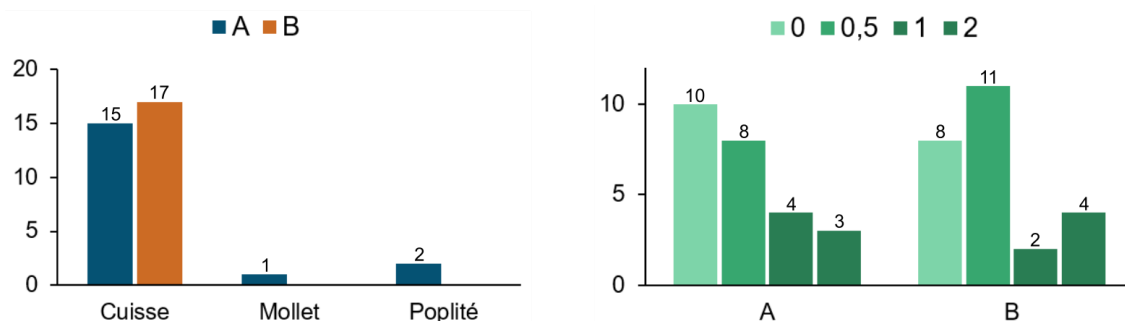


FIGURE 3.9 – Zones d'occurrence des irritations en fonction du modèle de bas (gauche). Occurrence de chaque degré d'intensité d'irritation cutanée pour chaque modèle de bas, uniquement dans la zone du haut de cuisse (droite).

3.3.4 Facteurs influençant l'apparition des irritations

3.3.4.1 Modèle de bas

Hormis la présence d'irritations dans d'autres zones que celle de la bande adhésive d'anti-glisse pour le modèle A, le choix du modèle n'a pas eu d'effet significatif sur l'apparition de signes d'irritation et leur intensité. Cette observation est confirmée par le résultat du test non paramétrique de Mann-Whitney comparant les moyennes des scores d'irritation observés en fonction du modèle de bas ($p = 0,811$).

3.3.4.2 Zone anatomique

Au contraire, on constate un effet significatif de la zone anatomique avec une très grande majorité des signes d'irritation observés dans la zone de la bande d'anti-glisser. Cela se confirme avec le résultat du test non paramétrique de Kruskal-Wallis comparant les scores d'irritation observés en fonction de la zone anatomique ($p < 0,001$). Le test post-hoc de Dunn permet de valider que le score d'irritation est en effet significativement plus important au niveau de la zone d'anti-glisser par rapport aux autres zones ($p < 0,001$).

Nous avons vu que les peaux des différentes zones présentaient des caractéristiques biophysiques très différentes. Cependant, une autre différence fondamentale entre la zone du haut de cuisse et les autres est due aux conditions de contact imposées par la présence de la bande adhésive d'anti-glisser en silicone, mais aussi de différences de pression d'interface (bas dégressifs). *C'est pourquoi, les résultats présentés pour la suite de cette section ne concerneront que la zone du haut de cuisse.* De cette manière, les données comparées concerneront des conditions de contact identiques. Cela permettra aussi de s'affranchir des effets uniquement dues aux différences biophysiques entre les zones anatomiques.

3.3.4.3 Corrélations entre les paramètres mesurés

Les coefficients de corrélation ρ de Spearman entre les variables mesurées *au niveau de la zone du haut de cuisse* sont résumés dans la figure 3.10. Le résultat principal est que deux des paramètres testés présentent une corrélation significative avec le score d'irritation. Le premier est l'espacement moyen des motifs dans la direction longitudinale, $R_{sm,0}$ ($\rho = -0,301, p = 0,034$), qui présente un effet moyen de signe négatif. Cela indique que le risque d'irritation semble augmenter avec la fréquence des profils de rugosité dans la direction longitudinale. Le second paramètre significativement corrélé au score d'irritation est la température initiale moyenne de la zone, $T_{moy,0}$ ($\rho = 0,304, p = 0,032$). Son effet est lui aussi moyen mais de signe positif, indiquant une tendance de risque accrue d'irritation pour des peaux initialement plus chaudes.

Parmi les autres corrélations notables, on peut remarquer sur la partie haute de la figure 3.10 que de nombreux paramètres de rugosité sont fortement corrélés. Certains sont aussi corrélés à l'épaisseur de la couche cornée (R_a, R_z et R_q). Nombre d'entre eux semblent aussi être corrélés à l'âge, en accord avec l'évolution de la rugosité de la peau lors du vieillissement [260], mais aussi à l'IMC. De la même manière que pour les paramètres de rugosité, les températures minimales, maximales et moyennes ont aussi montré de fortes corrélations positives entre elles. $T_{min,0}$ et $T_{max,0}$ n'ont cependant pas été ajoutées sur la figure 3.10 pour des questions de lisibilité, étant donné que leur comportement est identique à celui de $T_{moy,0}$. L'élasticité de la peau montre des corrélations avec le Skewness mais aussi la température, le flux sanguin micro cutané et l'IMC. Le lien entre débit sanguin et température de la peau est cohérent avec des résultats précédemment observés [264]. Il a aussi précédemment été observé que lorsque la température ambiante augmente, la peau tend à s'assouplir notamment en raison d'une sécrétion de sébum accrue [265]. Enfin, la variation de température moyenne ainsi que le flux sanguin micro cutané initial sont tous les deux corrélés à l'épaisseur de l'hypoderme ce qui est en accord avec les résultats de Leblanc [266].

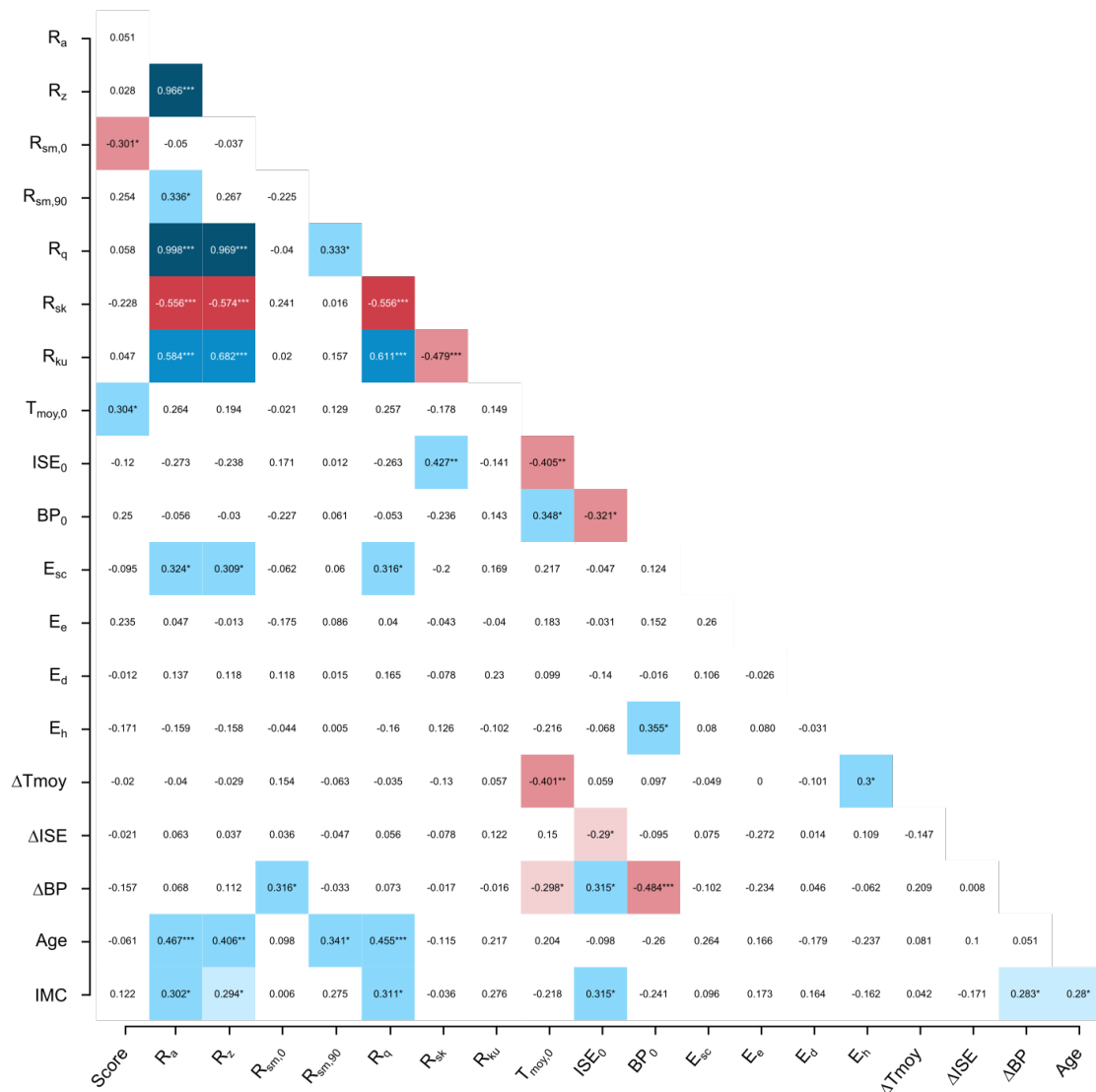


FIGURE 3.10 – Carte des coefficients de corrélation de Spearman pour une grande partie des variables mesurées au niveau de la zone du haut de cuisse uniquement. Les corrélations significatives sont indiquées par des astérisques : *** < 0,001 ; ** < 0,01 ; * < 0,05. Pour les corrélations significatives, la force de la corrélation est repérée par une couleur de plus en plus saturée lorsque la valeur absolue du coefficient se rapproche de 1,0. Les paramètres pris en compte sur cette figure sont : le score d'irritation obtenu (*Score*), la rugosité moyenne (R_a), la hauteur 10 points (R_z), la largeur moyenne des motifs dans la direction longitudinale ($R_{sm,0}$) et dans la direction circonférentielle ($R_{sm,90}$), la rugosité quadratique (R_q), le coefficient d'asymétrie (R_{sk}), le coefficient d'aplatissement (R_{ku}), la température initiale moyenne ($T_{moy,0}$), l'élasticité instantanée initiale (ISE_0), le débit sanguin initial (BP_0), les épaisseurs de l'hypoderme (E_h), du derme (E_d), de l'épiderme (E_e) et de la couche cornée (E_{sc}), les taux de variation de température moyenne (ΔT_{moy}), d'élasticité instantanée (ΔISE) et de débit sanguin (ΔBP), l'âge, et l'indice de masse corporelle (*IMC*).

3.3.4.4 Différences de caractéristiques biophysiques entre les peaux en fonction du score d'irritation

Le tableau 3.3 résume les valeurs p des tests d'hypothèses de Student et de Mann-Whitney visant à établir les différences entre les moyennes des paramètres biophysiques. Pour ces comparaisons les peaux sont réparties en groupes selon le score d'irritation obtenu (cf. 3.2.8). Afin d'éviter que les résultats ne soient influencés par des différences de caractéristiques entre les zones, et étant donné que les conditions de contact aussi sont différentes, *on considère uniquement la zone du haut de cuisse, la plus touchée par les irritations.*

Pour la première répartition, on considère un groupe réunissant les peaux où aucun signe d'irritation n'a été observé ($score = 0$, 18 cas) et un deuxième groupe prenant en compte même les signes les plus faibles d'irritation ($score > 0$, 32 cas). Étant donnée la courte durée de port des dispositifs par rapport aux recommandations d'utilisation thérapeutique, il est probable que ces signes faibles d'irritation se soient accentués en cas d'utilisation prolongée. Cette configuration peut donc tout de même nous indiquer un certain nombre de paramètres influençant le développement de symptômes d'irritations. Avec cette répartition, on note une seule différence significative entre les deux groupes. Il s'agit de l'espacement moyen des motifs de rugosité dans la direction longitudinale ($R_{sm,0}$) qui est significativement plus faible pour les peaux ayant développé des signes d'irritation ($-8,08\%$ en moyenne) d'après le test de Student ($p = 0,038$).

Dans une deuxième configuration on prend en considération le fait qu'un score de 0,5 ne représente seulement qu'un signe discutable d'irritation sur l'échelle d'évaluation visuelle malgré la courte durée de port des dispositifs. On peut supposer que ces signes ne soient pas suffisants pour qu'il existe une nette différence avec les peaux n'ayant eu aucun signe. On se retrouve alors avec un premier groupe de peaux non irritées, ou très faiblement irritées ($score \leq 0,5$, 37 cas) et un deuxième groupe ayant montré des signes plus nettes d'irritation ($score > 0,5$, 13 cas).

Avec cette nouvelle répartition dans les groupes, les différences s'en trouvent modifiées. On retrouve une différence pour l'un des paramètres décrivant le motif de rugosité. Il s'agit cette fois de $R_{sm,90}$ qui est en moyenne $14,03\%$ supérieur pour les peaux nettement irritées ($p = 0,02$, Mann-Whitney). Le test de Student fait aussi apparaître des différences significatives entre les températures minimales, moyennes et maximales initiales des peaux des deux groupes avec des valeurs p toutes inférieures à 0,01. La température moyenne initiale des peaux ayant obtenu un score au moins égal à 1 est en moyenne supérieure de $0,8^\circ\text{C}$ par rapport aux peaux non irritées. Des écarts similaires sont observés pour les températures minimales et maximales. Enfin, le test de Mann-Whitney fait apparaître une différence significative entre les flux sanguins micro-cutanés initiaux des deux groupes ($p = 0,022$). Celui-ci est en moyenne supérieur de $17,1\%$ pour les peaux irritées.

Enfin, quand on isole les peaux ayant montré les signes d'irritations les plus forts des autres, on obtient à nouveau des résultats différents. On retrouve des différences significatives entre les deux groupes pour plusieurs paramètres décrivant le motif de rugosité. Notamment, R_a , R_z , $R_{sm,90}$, R_q sont respectivement $25,1\%$, $26,2\%$, $16,4\%$ et $25,3\%$ plus grands en moyenne pour les peaux les plus irritées. Au contraire R_{sk} est en moyenne $76,5\%$ plus faible pour le groupe des peaux irritées en comparaison de toutes les autres peaux. Bien que les indicateurs de la rugosité soient les seuls à avoir montré des diffé-

Paramètre	Oui (> 0) vs Non (= 0)	Nette (> 0,5) vs Faible (\leq 0,5)	Forte (= 2) vs Moyenne (< 2)
R_a	0,769	0,619	0,036*
R_z	0,741	0,827	0,049*
$R_{sm,0}$	0,038*	0,098	0,077
$R_{sm,90}$	0,464	0,020*	0,014*
R_q	0,816	0,596	0,037*
R_{sk}	0,307	0,422	0,032*
R_{ku}	0,616	0,734	0,338
T_{moy}	0,404	0,001**	0,156
T_{min}	0,597	0,006**	0,101
T_{max}	0,347	0,002**	0,353
ISE_0	0,611	0,121	0,059
BP_0	0,303	0,022*	0,378
E_{sc}	0,139	0,620	0,266
E_e	0,318	0,145	0,054
E_d	0,970	0,704	0,710
E_h	0,378	0,370	0,364

TABLE 3.3 – Valeurs p résultantes des tests de Student et de Mann-Whitney visant à déterminer les différences significatives entre les moyennes des groupes de niveaux d'irritation pour chaque paramètre biophysique mesuré. Les seuils de significativité sont repérés par des astérisques : ** < 0,01 ; * < 0,05.

rences statistiquement significatives, deux autres paramètres ont montré des différences très proches du seuil de significativité de 0,05. Il s'agit de l'élasticité de la peau ISE_0 , qui est 14,3% plus faible pour les peaux irritées ($p = 0,059$, Student) et de l'épaisseur de l'épiderme E_e qui est en moyenne 10,9% plus importante. L'hypothèse H_0 des tests effectués jusqu'ici était qu'il existait une différence entre les moyennes des deux groupes comparés. Lorsque l'on change l'hypothèse du test de Student pour vérifier l'infériorité ou la supériorité de la moyenne d'un groupe sur l'autre, cela permet de franchir le seuil de significativité. On obtient cette fois une valeur $p = 0,029$, en dessous du seuil de significativité affirmant que les peaux irritées sont en moyennes plus souples. Il en va de même avec la supériorité de l'épaisseur de l'épiderme pour le groupe des peaux fortement irritées ($p = 0,027$).

Les comparaisons effectuées dans les différentes configurations ont permis de mettre en évidence que certaines caractéristiques biophysiques de la peau semblent pouvoir la rendre plus sensible aux irritations. Il semblerait que des phénomènes différents soient impliqués en fonction du degré d'irritation de la peau. D'après ces résultats, on peut notamment retenir que :

- ❑ Les peaux avec un motif de rugosité plus fréquent le long de la hauteur de la jambe mais moins fréquent sur sa circonférence sont plus sensibles aux irritations ;
- ❑ Une température superficielle de la peau et un débit sanguin micro cutané plus importants différencient les peaux nettement irritées des peaux peu ou pas irritées ;

- Les peaux potentiellement plus souples avec un épiderme plus épais et un motif de rugosité avec des sommets et des creux plus marqués, pourraient être plus facilement sujettes aux irritations les plus fortes.

3.3.5 Prédiction du développement d'une irritation

En utilisant la méthode de régression logistique décrite au paragraphe 3.2.8, il est possible de créer un modèle afin de déterminer le rôle de différents paramètres mesurés sur le risque de développement d'une irritation cutanée. Bien que l'on parle de modèle de prédiction, il s'agit avant tout ici de mettre en avant les indicateurs les plus influents sur le développement d'une irritation cutanée lors du port de bas médicaux de compression. Les modèles présentés par la suite ont été créés en considérant les paramètres qui ont montré des signes d'influence au travers des tests précédemment réalisés. *Ils ont été construits uniquement à partir des données récoltées dans la zone du haut de cuisse afin de s'affranchir des différences de conditions de contact et de paramètres biophysiques entre sites corporels.* Les variables du modèle devant être indépendantes, nous éviterons d'inclure simultanément dans le modèle deux paramètres ayant démontré des corrélations. C'est par exemple le cas pour de nombreux indicateurs de la rugosité ou encore pour les paramètres de température de la peau.

3.3.5.1 Prédire le risque de développer des signes d'irritation même faibles

Dans une première configuration le modèle créé visera à évaluer si une peau présente un fort risque de développer une irritation cutanée même faible. Le modèle obtenu en suivant la méthode expliquée au paragraphe 3.2.8 est statistiquement significatif ($p = 0,002$). Le pseudo R^2 de McFadden atteint par le modèle est de 0,271 ce qui d'après les travaux de McFadden [267], représente un très bon ajustement. Ce modèle est construit en utilisant cinq paramètres décrivant la peau des sujets (Tableau 3.4). Deux d'entre eux sont sous le seuil de signification de 0,05 ce qui permet d'interpréter leur rapport de côtes. Il s'agit tout d'abord de la température initiale moyenne de la peau qui présente un rapport de côte (ou Odds Ratio, OR) de 1,647 ($p = 0,003$). Cela signifie qu'une augmentation de $T_{moy,0}$ de 1°C accroît de 64,7% le risque de développer une irritation sous la bande d'anti-glisse en silicone lors de l'utilisation des bas. De la même manière, le deuxième paramètre ayant une influence significative est le phototype ($p = 0,047$) qui présente un OR de 0,415. Les personnes ayant des peaux plus mates sont donc moins sujettes aux irritations causées par l'utilisation des bas de compression. Bien que les trois autres paramètres ne soient pas sous le seuil de signification de 0,05, il semblerait qu'une couche cornée et un hypoderme plus épais ainsi qu'un motif de rugosité plus large dans la direction longitudinale tendent à préserver du risque d'irritation cutanée.

En appliquant le modèle créé sur les données récoltées on peut déterminer les taux de vrai-positifs (sensibilité) et de vrai-négatifs (spécificité) qui sont respectivement de 84,4% et de 50%. Le modèle a donc de forte chance de prédire correctement qu'une personne développera des irritations. Cependant il présente un grand taux d'erreur pour les personnes qui n'en développeront pas.

Variable	Coefficient	p	OR	IC à 95% pour OR
$R_{sm,0}$	-0,015	0,076	0,986	[0,970;1,002]
$T_{moy,0}$	0,499	0,003	1,647	[1,178;2,302]
E_h	-0,428	0,100	0,652	[0,391;1,086]
E_{sc}	-0,655	0,061	0,520	[0,262;1,029]
Phototype	-0,879	0,047	0,415	[0,174;0,990]

TABLE 3.4 – Tableau résumant l’influence des paramètres du modèle de régression logistique pour le risque de développement d’une irritation cutanée.

3.3.5.2 Prédire le risque de développer des signes nets d’irritation cutanée

Le modèle créé pour ce deuxième cas de figure a pour objectif de mettre en avant les paramètres qui peuvent influencer sur le risque de développer des signes nets d’irritation ($score \geq 1$). Comme expliqué précédemment, cette configuration permet de séparer les cas d’irritations plus litigieux pour lesquels un score de seulement 0,5 avait été attribué. Le modèle est à nouveau significativement significatif ($p < 0,001$) et le pseudo R^2 est meilleur que pour le modèle précédent puisqu’il atteint 0,407. La sensibilité obtenue n’est pas complètement satisfaisante (38,5%), cependant la spécificité obtenue est excellente (91,9%).

Dans cette deuxième configuration on retrouve deux paramètres qui étaient déjà présents dans le modèle précédent (Tableau 3.5) : l’espacement moyen des motifs de rugosité dans la direction longitudinale ($R_{sm,0}$) et l’épaisseur de l’hypoderme (E_h). Les rapports de côtes obtenus pour ces paramètres sont similaires à ceux du premier modèle. La température moyenne ($T_{moy,0}$) n’est plus présente mais le débit sanguin (BP_0), qui lui est corrélé (Figure 3.10), le remplace avec une influence comparable puisque le rapport de côte est de 1,330. Contrairement au premier cas étudié, l’épaisseur de la couche cornée et le phototype n’ont pas respecté les critères pour être inclus dans le modèle. Néanmoins, dans cette configuration l’*IMC* pourrait apparaître comme un paramètre relativement influent ($p = 0,094$; $OR = 1,166$).

Variable	Coefficient	p	OR	IC à 95% pour OR
$R_{sm,0}$	-0,017	0,023	0,983	[0,969;0,998]
E_h	-0,575	0,044	0,563	[0,321;0,985]
BP_0	0,285	0,005	1,330	[1,092;1,620]
<i>IMC</i>	0,153	0,094	1,166	[0,974;1,395]

TABLE 3.5 – Tableau résumant l’influence des paramètres du modèle de régression logistique pour le risque de développement de signes nets d’irritation cutanée.

3.3.5.3 Prédire le risque de développer une irritation forte

Cette fois le modèle construit visera à prédire le risque pour une personne de développer au niveau de la bande d’anti-glisse une irritation forte ($score = 2$) à partir des paramètres biophysiques mesurés. Le modèle obtenu est statistiquement signifi-

tif ($p < 0,001$) et atteint un pseudo R^2 de 0,697, ce qui est excellent. Les quatre paramètres sur lesquels le modèle repose ont une influence statistiquement significative (Tableau 3.6). Il s'agit des deux paramètres décrivant l'espacement moyen des motifs du profil de rugosité $R_{sm,0}$ ($p = 0,025, OR = 0,953$) et $R_{sm,90}$ ($p = 0,036, OR = 1,015$), de l'élasticité de la peau ISE_0 ($p = 0,044, OR = 0,779$) et de l'épaisseur de l'épiderme E_e ($p = 0,036, OR = 1,272$). La présence de ces paramètres dans le modèle est en accord avec les résultats du test de comparaison des moyennes entre le groupe des peaux fortement irritées et les autres, décrits précédemment.

Variable	Coefficient	p	OR	IC à 95% pour OR
$R_{sm,0}$	-0,048	0,025	0,953	[0,914;0,994]
$R_{sm,90}$	0,015	0,036	1,015	[1,001;1,030]
E_e	0,240	0,036	1,272	[1,016;1,086]
ISE_0	-0,250	0,044	0,779	[0,611;0,994]

TABLE 3.6 – Tableau résumant l'influence des paramètres du modèle de régression logistique pour le risque de développement d'une irritation cutanée forte.

L'application de ce modèle aux résultats de l'essai clinique donne une sensibilité de 42,9% et une spécificité de 97,7%. Cela nous indique que le modèle ne se trompe que très peu dans la prédiction des peaux qui ne développeront pas d'irritation cutanée forte. Cependant, la faible sensibilité montre qu'une grande partie des sujets ayant réellement développé des irritations fortes n'ont pas pu être retrouvés par ce modèle.

En ajoutant trois paramètres à ce modèle il est possible d'améliorer nettement sa sensibilité malgré l'influence non significative des paramètres en question (Tableau 3.7). Il s'agit du skewness, du phototype et de l'épaisseur de l'hypoderme. Avec l'ajout de ces paramètres le modèle reste statistiquement significatif ($p < 0,001$) et le pseudo R^2 de McFadden est encore amélioré ($R^2 = 0,740$). Le résultat le plus important qui est atteint avec ce modèle ajusté est qu'il permet d'augmenter la sensibilité à 71,4% malgré une très légère baisse de la spécificité à 95,3%.

Variable	Coefficient	p	OR	IC à 95% pour OR
$R_{sm,0}$	-0,051	0,024	0,950	[0,909;0,993]
$R_{sm,90}$	0,018	0,039	1,018	[1,001;1,035]
E_e	0,222	0,070	1,248	[0,982;1,586]
ISE_0	-0,284	0,052	0,753	[0,565;1,002]
R_{sk}	-4,126	0,347	0,016	[0,000;87,437]
Phototype	0,539	0,421	1,715	[0,461;6,378]
E_h	-0,173	0,703	0,841	[0,347;2,041]

TABLE 3.7 – Tableau résumant l'influence des paramètres du modèle de régression logistique pour le risque de développement d'une irritation cutanée ajusté avec l'ajout de paramètres.

3.3.5.4 Synthèse

Les modèles prédictifs proposés ont permis de confirmer certaines observations effectuées après les tests d'hypothèse du paragraphe précédent. L'influence des paramètres de rugosité se confirme avec la fréquence du motif notamment dans la direction longitudinale. Parmi les paramètres importants pour le développement de signes faibles ou nets d'irritation, on retrouve aussi la température moyenne et le débit sanguin. Pour les irritations fortes on notera une influence significative de l'épaisseur de l'épiderme alors que l'épaisseur de l'hypoderme semble intervenir plutôt pour les scores d'irritation plus faibles. Le phototype de peau est apparu comme un paramètre potentiellement intéressant pour la prédiction des irritations, cependant peu de personnes IV, V, ou VI ont été inclus dans le protocole.

L'intérêt majeur de ces modèles par rapport aux tests d'hypothèse effectués précédemment réside dans la quantification de l'effet des paramètres qui avaient été ciblés. En effet les rapports de côtes présentés donnent une bonne indication de l'effet de l'augmentation des paramètres des modèle sur le risque d'irritation. La création de modèle pour plusieurs cas de figure de répartition par score d'irritation permet aussi de voir l'effet des paramètres sur l'intensité des irritations. On pourra notamment retenir parmi les paramètres ayant une influence remarquable :

- ❑ Un hypoderme plus fin, une température moyenne et/ou un débit sanguin plus importants ont tendance à augmenter le risque d'irritations faibles et nettes ;
- ❑ Un épiderme plus épais et une élasticité instantanée de la peau plus faible sont des facteurs augmentant le risque d'irritations fortes ;
- ❑ Les indicateurs de fréquence du motif de rugosité sont les seuls qui ont pu être inclus dans toutes les configurations malgré une influence moins marquée.

3.3.6 Évolution des paramètres biophysiques après utilisation des dispositifs

3.3.6.1 Effet du modèle de bas et de la zone anatomique

Les tests de Student et de Mann-Whitney réalisés sur les différences après-avant ont montré que le modèle de bas n'avait pas d'effet sur l'évolution des paramètres biophysiques. Par ailleurs, les tests ANOVA et Kruskal-Wallis ont été utilisés pour vérifier les différences de variation des paramètres biophysiques entre les zones de peau. Le test de Kruskal-Wallis permet de montrer qu'il existe des différences significatives de variation de température minimale ($p = 0,047$). Notamment, la zone du haut de cuisse montre une variation moyenne de la température minimale de $-2,04^{\circ}\text{C}$ contre $+0,10^{\circ}\text{C}$ pour la zone du mollet d'après le test post-hoc de Dunn ($p = 0,031$). Le deuxième paramètre montrant des variations différentes en fonction de la zone mesurée est l'élasticité instantanée de la peau ($ISE, p < 0,001$). Le test post-hoc de Dunn montre en effet que la variation d'élasticité engendrée par l'utilisation des bas est significativement inférieure au niveau du mollet ($-5,25\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$) par rapport à celles observées au niveau du haut de la cuisse ($0,00\text{N}\cdot\text{m}^{-1}, p = 0,042$) et au niveau du creux poplité ($+7,88\text{N}\cdot\text{m}^{-1}, p < 0,001$).

3.3.6.2 Évolution générale

La figure 3.11 résume les évolutions observées pour les paramètres de température, d'élasticité et de flux sanguin micro-cutané après l'utilisation des bas médicaux de compression. Le modèle de bas ainsi que la zone anatomique n'ayant qu'une influence très limitée sur ces variations, les résultats décrits ici prennent en compte la totalité des mesures effectuées.

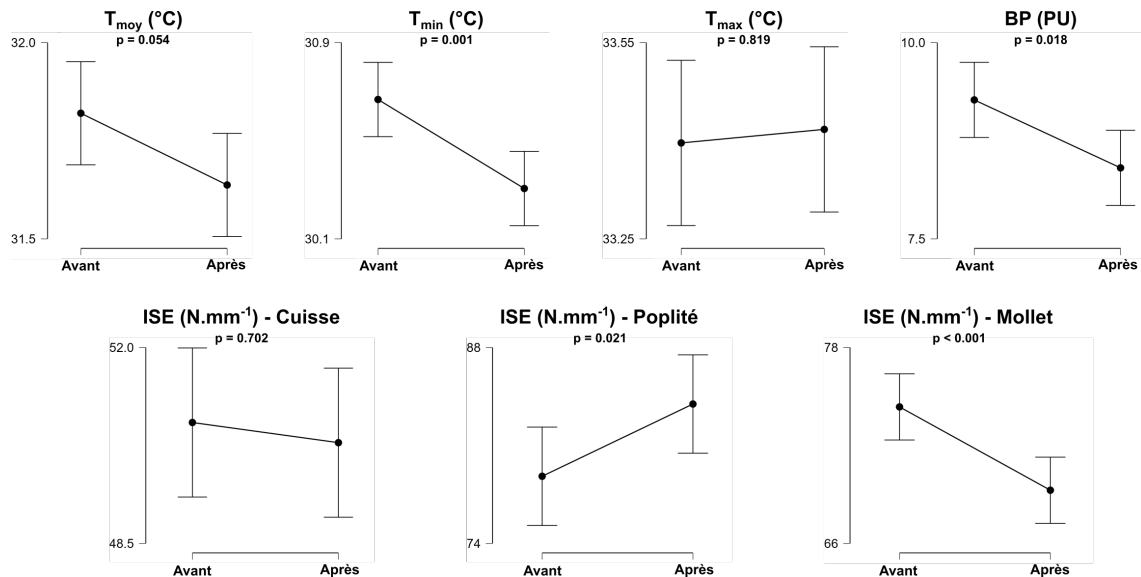


FIGURE 3.11 – Évolution des paramètres biophysiques avant-après utilisation des bas médicaux de compression toutes zones confondues (ligne du haut), et en fonction de la zone anatomique (ligne du bas).

Le test de Student pour échantillons appariés nous indique une diminution significative de la température moyenne après utilisation des bas de compression ($-0,19^{\circ}\text{C}$, $p = 0,027$). De la même manière, le test de rang de Wilcoxon montre que la température minimale est elle aussi significativement réduite ($-0,36^{\circ}\text{C}$, $p < 0,001$). Au contraire, aucune évolution notable de la température maximale n'est à relever. Enfin, une diminution significative du flux sanguin micro cutané est révélée grâce au test de Wilcoxon ($-0,86\text{PU}$, $p = 0,018$), en accord avec les corrélations précédemment observées entre le débit sanguin et la température moyenne de la peau.

Contrairement à ce que l'on aurait pu penser, la température a diminué malgré l'activité de marche, et ce même dans les cas où des irritations sont survenues. Ceci est en contradiction avec les travaux de Tanda ayant montré que même si la température de la peau diminue après un effort, en moins de 5 minutes après l'arrêt de l'effort une augmentation par rapport à la température initiale était constatée [263]. Cependant, on peut supposer que ce résultat est un effet secondaire du dispositif de compression. En effet, la pression exercée doit être suffisante pour favoriser la circulation du sang dans les veines profondes, ce qui pourrait aussi entraîner le vidage des veines superficielles. Ceci est appuyé par la réduction du flux sanguin micro-cutané qui a été observée toutes zones confondues.

3.3.6.3 Influence du développement d'irritations cutanées sur les variations de paramètres biophysiques

Des tests de Student et de Mann-Whitney ont été effectués afin de vérifier si des différences de variations des paramètres biophysiques intervenait en fonction des différents degrés d'irritation. Ils ne révèlent qu'une seule différence significative, elle concerne la variation de flux sanguin micro cutané qui diminue pour le groupe irritation nette ($score \geq 1$) alors qu'il augmente pour le groupe irritation faible ($score < 1$). Il est à noter que dans chacune des trois configurations de répartition de la population on observe une très forte variabilité dans l'évolution des paramètres pour le groupe contenant les peaux irritées.

3.3.7 Ressenti des volontaires

Les sensations des volontaires lors de la mise en place, lors de l'utilisation et dans les minutes suivant le retrait des bas, étaient évaluées à l'aide d'un questionnaire qui leur était soumis à la fin de la visite d'évaluation. Une liste de sensations était proposée, et les volontaires devaient attribuer pour chaque jambe une note de 0 (pas du tout ressenti) à 4 (insupportable). Les données ne sont pas disponibles pour l'un des 25 volontaires.

La partie haute de la figure 3.12 donne le bilan du nombre de fois que chaque sensation a été mentionnée, indépendamment de la note attribuée, pour chaque modèle de bas. Ainsi, on constate que les sensations les plus fréquemment ressenties sont les mêmes pour les deux modèles de bas. Il s'agit des sensations de démangeaisons, de chaleur, d'irritation et de compression. Les autres sensations n'ayant que très peu été mentionnées elles seront délaissées pour la suite.

Le deuxième graphique présenté sur la figure 3.12 indique pour chacune des sensations les plus fréquentes la répartition des notes attribués. Celles-ci vont de 1 à 3 étant donné que la note de 4 n'a jamais été atteinte. Les sensations de chaleur et de compression sont celles qui ont le plus obtenu les notes de 2 et 3. Bien que ce soit la sensation la plus souvent mentionnée, la sensation de démangeaisons était dans la majorité des cas faible. Dans une moindre mesure la même situation est observée pour la sensation d'irritation.

Des tests de Mann-Whitney ont été réalisés afin de vérifier si des différences significatives étaient à noter dans l'intensité des quatre sensations les plus fréquentes en fonction du degré d'irritation. Pour cela les mêmes répartitions en groupes que précédemment ont été utilisées. Il n'est pas possible de conclure à une différence significative même dans le cas séparant les zones ayant reçu le score d'irritation de 2 du reste. Cela nous indique que les sensations éprouvées par les volontaires lors de l'essai n'étaient pas nécessairement synonymes de signes visuels d'irritation cutanée.

3.4 Analyse des résultats du protocole clinique

Le protocole mis en place pour cette étude clinique a permis d'atteindre les objectifs que nous nous étions fixés. Tout d'abord, la phase d'utilisation des dispositifs a souvent suffi pour que les premiers signes d'irritation surviennent. Les différences de structures des bas ont eu une influence très limitée malgré la présence pour quelques volontaires de signes d'irritation ailleurs que dans la proximité de la bande siliconée d'antiglisse. Puisque la majorité des irritations sont intervenues autour de cette zone nous avons donc décidé de concentrer nos analyses sur les mesures effectuées au niveau du haut de la cuisse. Celles-ci nous ont permis de montrer que certaines caractéristiques biophysiques

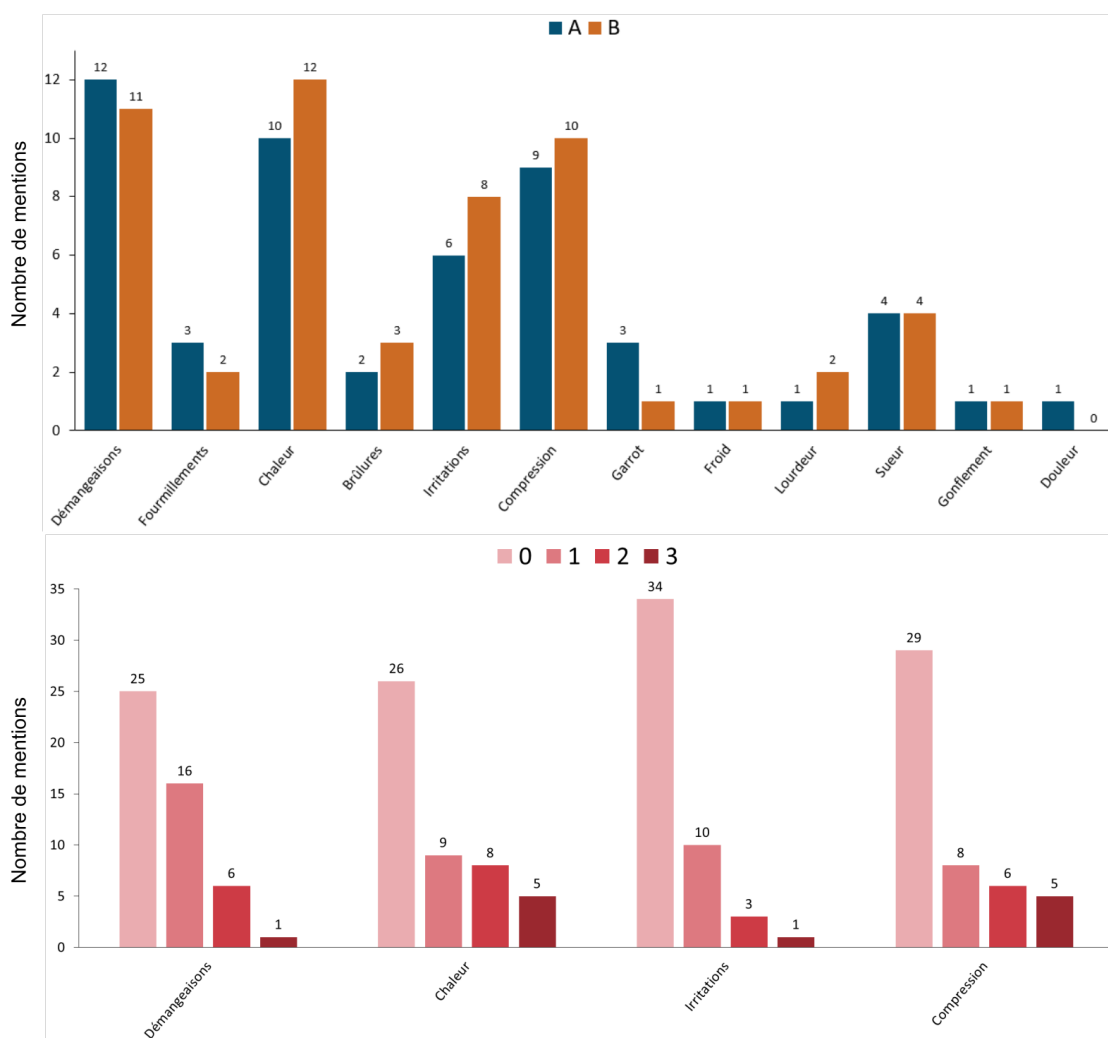


FIGURE 3.12 – Nombre d’occurrence de chaque sensation proposée chez les volontaires en fonction du modèle de bas (haut). Pour les sensations ayant obtenu un minimum de 5 mentions pour chaque modèle, nombre de fois que chaque note a été attribuée (bas), la note de 4 n’ayant jamais été attribuée.

de la peau sont susceptibles d’augmenter le risque de développer des irritations lors de l’utilisation de bas de compression.

En particulier, les paramètres descriptifs du motif de rugosité sont fréquemment ressortis lors des différents tests statistiques effectués. Notamment, un profil de rugosité plus fréquent dans la direction longitudinale de la jambe semble être une caractéristique récurrente des peaux irritées par la bande en silicone. Les tests d’hypothèses du paragraphe 3.3.4 nous ont aussi montré que les peaux ayant développé des irritations plus intenses présentent des motifs de rugosité avec des sommets et des creux plus marqués. Bien qu’il n’y ait que peu de résultats à ce sujet parmi les études expérimentales de la tribologie de la peau, les travaux de Nakajima [84] ont montré que le coefficient de frottement tend à augmenter lorsque la fréquence du motif diminue. De manière un peu plus générale, il est souvent admis que moins la peau présente de reliefs plus le coefficient de frottement augmente en raison de l’augmentation de la surface réelle de contact qui en découle. Il est donc probable que pour les personnes dont la peau présente un motif plus fréquent et marqué, le coefficient de frottement entre la bande d’antiglisser des bas et leur

peau soit légèrement plus faible. Cela pourrait être à l'origine de frottements plus importants du silicone sur la peau pour ces personnes et expliquer au moins en partie les signes d'irritation obtenus. Il est aussi envisageable qu'une rugosité plus marquée soit à l'origine de contraintes plus localisées et donc plus intenses pour un même chargement moyen.

Concernant l'effet de la température de la peau, les travaux à ce sujet sont mitigés. Bien que les résultats ne soient pas statistiquement significatifs, la température de la peau a eu tendance à diminuer un peu plus pour les personnes ayant développé des irritations. Cette diminution de température est parfois associée à une diminution de la sécrétion de sebum [268], [269] et donc potentiellement à une peau légèrement moins hydratée. De nombreux travaux expérimentaux ont mesuré une augmentation du coefficient de frottement lorsque l'hydratation de la couche cornée augmente. Si l'on considère que la diminution plus importante de température mesurée sur les peaux les plus irritées entraîne aussi une légère baisse du coefficient de frottement entre la peau et le bas de compression, cela rejoindrait l'observation du paragraphe précédent.

Les tests d'hypothèse et les modèles de régression logistique ont aussi mis en avant l'influence de l'élasticité de la peau et de l'épaisseur de l'épiderme et de l'hypoderme. Ces deux couches de peau ont souvent été décrites comme étant les plus souples, il est donc possible que leurs épaisseurs et le paramètre d'élasticité instantanée (*ISE*) soient en lien même si cela n'apparaît pas significativement avec les coefficients de corrélation de Spearman. Au regard des différentes études de tribologie de la peau, l'influence des propriétés mécaniques de la peau est difficile à établir. Étant donné que des peaux plus souples se sont montrées plus sensibles aux irritations, on pourrait supposer que ces dernières ont subi des déformations plus importantes sous la pression appliquée par les dispositifs. Or, les terminaisons nerveuses de la peau sont sensibles au degré de déformation et peuvent être à l'origine des réactions physiologiques menant à l'irritation si les déformations sont suffisantes [270].

Enfin, les résultats du questionnaire de ressenti qui a été proposé aux sujets de l'étude nous montrent toute la subjectivité des sensations d'inconfort. Bien que d'autres recherches aient pu faire le lien entre les sensations des volontaires et les marqueurs visuels et biophysiques de l'irritation cutanée [156], [157], nous n'avons constaté aucune différence notable dans la notation des sensations par les personnes irritées par rapport aux autres. Cela peut s'expliquer principalement par des conditions de contact très différentes. Dans leurs travaux sur les emboîtures prothétiques, Li et al. [156] ont imposé une charge normale très importante pour se rapprocher des contraintes de contact rencontrées lors de l'utilisation de tels dispositifs, où la peau du moignon supporte une charge de l'ordre du poids du corps. Dans le cas des bas de compression, la pression d'interface est nettement plus faible. De plus, la durée d'utilisation des dispositifs considérée dans ce protocole étant relativement courte, nous avons obtenu trop peu d'irritations bien nettes pour permettre une bonne fiabilité de l'étude des ressentis.

3.5 Limites et perspectives

Bien que les objectifs que nous nous étions fixés aient été atteints, on peut relever quelques limites au protocole de cette étude clinique. Tout d'abord, nous nous sommes restreints à inclure uniquement des personnes sensibles aux phénomènes d'irritation de la peau et en particulier lors de l'utilisation des dispositifs étudiés. Cela nous a permis de voir survenir des signes d'irritation malgré la courte durée de port des dispositifs.

Cependant, afin d'établir une réelle différence entre les peaux des personnes sensibles et les autres, cela aurait pu être intéressant d'avoir un groupe "sain" de personnes n'ayant jamais eu de signes d'irritation. De plus, nous avons choisi de minimiser la durée de la visite d'évaluation pour des raisons pratiques et évidentes de disponibilité des volontaires. Pourtant, de nombreux volontaires nous ont confié ne pas spécialement développer d'irritations après environ une heure de port des dispositifs mais plutôt après une journée entière. Il est donc fort probable que le nombre de sujets développant des irritations de score au moins égal à 2 aurait été plus important si le protocole avait intégré une journée entière d'utilisation. Néanmoins, ce choix nous a permis de contrôler la durée de la période de port des dispositifs pour qu'elle soit identique pour tous les volontaires, tout comme l'activité pendant cette période.

Concernant le choix des mesures effectuées, nous avons pu constater au travers des différentes analyses que presque toutes ont montré des résultats exploitables. Celle dont la pertinence est la plus discutable est probablement la mesure de débit sanguin micro-cutané. Cette mesure est en général utilisée pour étudier l'effet d'un traitement appliqué à la peau et il est indispensable que les mesures avant et après soient effectuées rigoureusement au même endroit. La sonde du laser Doppler est fine et la distribution des capillaires de la peau est variable. Ainsi, un décalage de quelques millimètres suffit à modifier complètement la mesure. Malheureusement, la conception de ce protocole ne permettait pas de s'assurer de la position exacte des signes d'irritation développés par les sujets après utilisation des dispositifs. Les mesures n'ont donc pas toujours été réalisées précisément dans la zone de peau irritée. Cela a été moins problématique pour les mesures thermographiques puisque le dispositif utilisé permet de mesurer sur une zone plus étendue. Par ailleurs, la mesure de LC-OCT s'est souvent avérée complexe et coûteuse en temps. Les images obtenues sont d'une qualité difficilement égalable par d'autres appareils. Elles auraient probablement pu être exploitées un peu plus, en particulier pour analyser l'état de la couche cornée et de l'épiderme après utilisation des dispositifs. Néanmoins, pour cela il aurait peut-être fallu que les irritations obtenues soient plus intenses. Enfin, des mesures du niveau d'hydratation de la peau auraient pu apporter des éléments de discussion supplémentaires concernant le mécanisme de contact. Des mesures de coefficients de frottement entre la peau des volontaires et les résines silicone et textiles composant les bas aussi.

Des approches différentes pourraient permettre de compléter les résultats obtenus dans cette étude. Nous avons évoqué la possibilité de faire porter les bas sur une journée plutôt que sur une heure, au risque de ne pas complètement contrôler l'utilisation qui en est faite. Il pourrait aussi être intéressant d'analyser le choix de différentes tailles de dispositifs en fonction de la morphologie des jambes des sujets. En effet, il n'existe qu'un nombre limité de tailles disponibles relativement aux différentes morphologies de jambe. Pourtant, les contraintes mécaniques imposées par le bas en surface de la peau dépendent largement du choix du modèle de bas, notamment puisque la pression d'interface obtenue varie avec la géométrie de la jambe. De plus, une étude approfondie de l'interaction mécanique entre le dispositif et la peau *in situ* pourrait permettre de clarifier la nature du contact dans les différentes zones concernées par les irritations. Enfin, si l'on se place du point de vue des fabricants de bas médicaux de compression, une étude détaillée de l'effet de différents aspects de la conception des dispositifs pourrait être bénéfique. En particulier, il serait intéressant de tester différents types de résine en silicone et différentes structures de bandes d'antiglisse puisque cette zone semble être la plus problématique. Cela permettrait d'indiquer aux industriels comment minimiser le

taux de survenue des irritations et aiderait à améliorer l'observance du traitement pour les patients.

3.6 Conclusion

L'objectif principal de ce protocole clinique était de mettre en évidence les différents facteurs intervenant dans le développement des irritations cutanées induites par l'utilisation de bas médicaux de compression. Le protocole qui a été conduit au sein du service de dermatologie du CHU de Saint-Étienne a permis de récolter une grande quantité de données relatives à l'état et à la morphologie de la peau sur les 25 volontaires inclus. Une analyse aussi détaillée que possible de ces données a été présentée dans les sections précédentes. Cette dernière a permis de mettre en évidence l'influence de certains facteurs sur le développement et l'intensité des irritations de la peau. De plus, l'effet des dispositifs de compression sur plusieurs variables que nous avons mesurées et sur les sensations perçues par les volontaires ont aussi pu être examinés.

Tout d'abord les mesures réalisées ont une nouvelle fois mis en évidence l'impact majeur de la zone anatomique sur de nombreuses variables biophysiques. Nous avons pu constater que chaque zone étudiée avait une morphologie qui lui était propre. Les mesures de température et d'élasticité ont aussi nettement varié en fonction de la zone corporelle.

Bien que le fait d'avoir déjà développé des irritations cutanées était un critère pour l'inclusion, de nombreux volontaires n'ont pas développé de signes d'irritation. L'utilisation des bas de compression pendant 45 minutes a tout de même suffi pour faire apparaître des signes nets d'irritation cutanée chez 40% des volontaires. La quasi totalité de ces irritations sont intervenues au niveau de la bande d'anti-glisse. Malgré l'utilisation de deux structures différentes d'anti-glisse, aucune influence du modèle de bas n'a pu être établie à ce niveau. Cependant, en ce qui concerne les autres zones, le modèle A s'est montré plus irritant, même si les irritations ne sont survenues que chez 3 volontaires.

L'analyse des facteurs intervenant dans le développement des irritations, notamment dans la zone du haut de cuisse, permet de mettre en évidence l'influence de la topographie de la peau mais aussi de sa température. Nous avons en effet pu observer que les peaux ayant développé des irritations plus fortes avaient des sommets et des vallées plus marquées, plus larges dans la circonférence de la jambe mais plus fines dans la longueur de la jambe. De plus, une température plus élevée de quelques dixièmes de degré s'est aussi avéré être un facteur de risque. La création de modèles de régression logistique a aussi permis de montrer qu'une couche cornée et un hypoderme plus épais et une peau plus souple pouvaient tendre à réduire le risque d'irritation. Un effet inverse a pu être constaté concernant l'épaisseur de l'épiderme.

Pour finir, les variations de paramètres biophysiques causées par l'utilisation des bas de compression n'ont pas semblé être affectées par le développement d'irritations. De même, les sensations éprouvées par les volontaires se sont avérées totalement décorréliées des signes d'irritation observés. Cela démontre le caractère subjectif de la capacité des volontaires à supporter le port des bas de compression. Afin de nous éclairer sur ce dernier point il serait nécessaire de mieux comprendre les mécanismes de stimulation des récepteurs nerveux cutanés à l'origine de ces sensations.

Résultats à retenir

- ❑ 80% des volontaires ont développé des signes d'irritation cutanée. Pour 50% d'entre eux, il s'agissait au moins d'irritations bien définies.
- ❑ Le modèle de bas n'a pas eu d'influence nette sur le développement des irritations.
- ❑ La majorité des irritations sont survenues sous ou à proximité de la bande d'anti-glisse en silicone.
- ❑ Les mesures ont montré que les trois zones de peau possèdent des caractéristiques biophysiques bien différentes.
- ❑ La morphologie de la peau, notamment sa rugosité, s'est avérée être un facteur d'influence important.
- ❑ Les sensations éprouvées par les volontaires ont été indépendantes du développement d'une irritation.
- ❑ Les variations de paramètres biophysiques causées par l'utilisation des bas de compression ont été indépendantes du développement d'une irritation.

Chapitre 4

Mise en place d'un modèle éléments finis de peau

Sommaire du chapitre

4.1	Introduction	124
4.2	Présentation du modèle éléments finis de la peau	124
4.2.1	La peau	125
4.2.1.1	Géométrie	125
4.2.1.2	Maillage	125
4.2.1.3	Lois de comportement envisagées	125
4.2.2	Le contact	126
4.2.3	Étapes et conditions aux limites	127
4.2.4	Méthode de construction des modèles pour la simulation	127
4.3	Identification des propriétés des différentes couches de la peau par méthode inverse.	128
4.3.1	Introduction et objectifs	128
4.3.2	Méthode.	129
4.3.2.1	Collecte de données expérimentales	129
4.3.2.2	Modèle éléments finis.	131
4.3.2.3	Méthode d'identification	132
4.3.3	Résultats.	134
4.3.4	Discussion	138
4.3.4.1	Efficacité de la stratégie d'optimisation	138
4.3.4.2	Apport du modèle non-linéaire et de l'utilisation de mesures de champ.	139
4.3.5	Conclusion.	140

4.1 Introduction

Les résultats obtenus aux chapitres précédents ont permis de mettre en avant certaines propriétés de la peau et du contact susceptibles d'aggraver les risques de développer une irritation cutanée. Nous avons notamment pu constater au travers de nos travaux expérimentaux l'influence du matériau de contact et de l'état de la surface de la peau sur les propriétés de frottement. Il a aussi été démontré que les champs de déformation ne sont pas uniformes dans l'épaisseur des échantillons de peau et qu'ils sont particulièrement influencés par les propriétés du contact. Le protocole de recherche clinique présenté au chapitre précédent a mis en lumière l'influence de la topographie et de la morphologie des différentes couches de peau sur les risques de développer des irritations cutanées lors de l'utilisation de dispositifs médicaux de compression. Néanmoins, ces travaux expérimentaux et cliniques ne permettent pas d'accéder à des informations complètes sur l'état mécanique de la peau lors des différentes situations de contact. De la même manière, ces travaux n'offrent qu'un degré de contrôle limité sur les conditions dans lesquelles le contact a lieu. Le développement d'un modèle numérique de peau semble donc être une solution adaptée afin d'approfondir les résultats qui ont pu être établis expérimentalement et cliniquement.

Bien que les modèles numériques soient dépendants de nombreuses hypothèses, un modèle éléments finis calibré sur des données expérimentales adaptées peut permettre de reproduire le comportement mécanique de la peau. De plus, cette méthode permet un contrôle complet des conditions aux limites et des chargements subis par les échantillons modélisés, ce qui n'est pas possible cliniquement, et très compliqué expérimentalement. Il est donc possible de contrôler avec précision les effets de nombreuses variables décrivant la morphologie de la peau, ses propriétés mécaniques et les propriétés du contact. Sur la base des hypothèses formulées et d'une validation convenable du modèle, les logiciels de calcul par éléments finis permettent alors de caractériser en détails l'état mécanique du modèle pendant la déformation. En effet, il est possible d'extraire des champs de contrainte et de déformation en tout point du modèle et à chacune des étapes de la simulation.

L'objectif de ce travail de modélisation numérique est donc de mettre au point, calibrer et valider un modèle bidimensionnel de peau prenant en compte ses différentes couches. Le chapitre s'ouvrira sur la présentation du modèle éléments finis. La loi de comportement à utiliser pour décrire les différentes couches de la peau sera sélectionnée par la mise en place d'une méthode d'identification inverse. Cette identification s'appuie sur des données expérimentales recueillies en utilisant la méthode précédemment introduite dans le chapitre 2.

4.2 Présentation du modèle éléments finis de la peau

Le modèle éléments finis de peau a été conçu pour l'identification par méthode inverse de paramètres de lois de comportement dans le but de réaliser une étude de l'effet de facteurs mécaniques et morphologiques sur les contraintes mécaniques subies par la peau en utilisant la méthode des plans d'expériences. Ces deux méthodes demandent de répéter les simulations de nombreuses fois en adaptant les paramètres du modèle. C'est pourquoi le choix a été fait de concevoir un modèle bidimensionnel de manière à limiter les temps de calculs. Le modèle, dont un exemple est visible sur la figure 4.1, a été développé en utilisant le logiciel Abaqus.

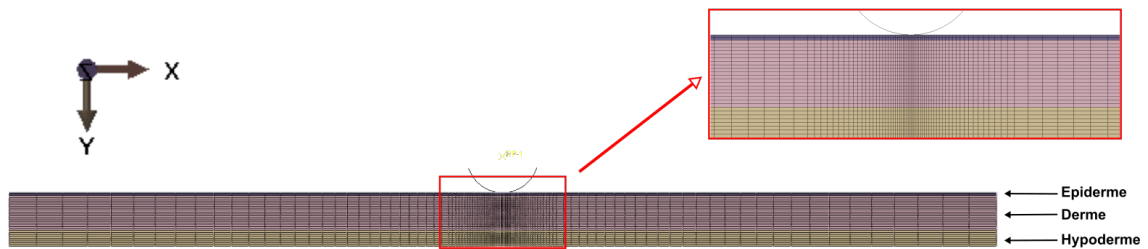


FIGURE 4.1 – Exemple de modèle élément finis de peau avec son maillage.

4.2.1 La peau

4.2.1.1 Géométrie

Étant donné l'échelle des mesures expérimentales qui serviront pour l'identification des paramètres des lois de comportement et étant donné l'échelle des mesures cliniques sur lesquelles le dimensionnement du plan d'expériences s'est appuyé, le choix a été fait de construire un modèle prenant en compte trois couches de peau. Il s'agit de l'épiderme (couche cornée incluse), du derme et de l'hypoderme. Les épaisseurs de ces trois couches n'ont pas été conservées constantes, elles ont été fixées en fonction des mesures expérimentales.

Pour ce travail de calibration du modèle numérique la surface de la peau et la jonction dermo-épidermique sont prises dans des géométries idéalisées. Il est supposé que la calibration des paramètres mécaniques de chacune des couches de peau n'est pas compromise en considérant des interfaces parfaitement plates.

4.2.1.2 Maillage

Le maillage a été créé directement par Abaqus en utilisant des éléments quadrilatéraux structurés avec intégration linéaire et une hypothèse des contraintes planes (éléments de type CPS4R dans Abaqus). L'hypothèse de contraintes planes se base sur le fait qu'aucune contrainte n'est appliquée directement sur la face de l'échantillon de peau qui est étudiée. De plus, la largeur de l'échantillon dans la direction hors plan était similaire à son épaisseur et très nettement inférieure à la longueur de l'échantillon. Enfin, la charge normale a été appliquée de manière quasi-linéique sur toute la largeur de l'échantillon dans la direction hors du plan. Il a donc été supposé que les contraintes sont homogènes dans la largeur de l'échantillon.

Chaque couche a été maillée avec un nombre fixe d'éléments dans son épaisseur. L'épiderme a été maillé avec 2 éléments dans son épaisseur ($75\mu\text{m}$), Le derme avec 19 éléments ($\approx 100\mu\text{m}$), et enfin l'hypoderme avec 8 éléments ($\approx 110\mu\text{m}$). Dans la direction horizontale, les éléments sont pris fins ($\approx 20\mu\text{m}$) dans la région d'intérêt centrale et de plus en plus larges en direction des extrémités de la peau.

4.2.1.3 Lois de comportement envisagées

L'étude de la littérature à propos de la modélisation du comportement de la peau dans son épaisseur et en utilisant plusieurs couches différentes nous a montré que plusieurs lois de comportement pouvaient être utilisées. Notamment, la loi élastique linéaire de Hooke [136], [138], [140], et les lois hyperélastiques non-linéaires de Neo-Hooke [55], [133], [137], [139] ou de Ogden [129], [130], [132], [271] ont été sélectionnées dans

d'autres études. Le choix a donc été fait d'essayer dans un premier temps si l'utilisation d'une loi linéaire élastique isotrope pour chaque couche serait suffisante. Celle-ci peut s'écrire de la manière suivante :

$$\sigma = \frac{E}{1+\nu} \left(\epsilon + \frac{\nu}{1-2\nu} \text{Tr}(\epsilon) I \right) \quad (4.1)$$

Où σ est le tenseur des contraintes de Cauchy, ϵ le tenseur des déformations logarithmiques, et I la matrice identité. Le module d'Young E et le coefficient de Poisson ν sont les paramètres de ce modèle. Dans le cas d'un matériau quasi-incompressible on peut considérer que $\nu \approx 0,5$.

Au cas où cette première loi ne serait pas suffisante pour reproduire des résultats de mesures expérimentales, une loi hyperélastique de Ogden avec un seul terme sera ensuite sélectionnée. Cette loi de comportement est définie sous la forme d'une énergie de déformation W en fonction des élongations principales $\bar{\lambda}_i$. Elle peut s'écrire de la façon suivante :

$$W = \frac{2\mu_0}{\alpha^2} \left(\bar{\lambda}_1^\alpha + \bar{\lambda}_2^\alpha + \bar{\lambda}_3^\alpha - 3 \right) + \frac{1}{D_1} (J - 1)^2 \quad (4.2)$$

Avec μ_0 le module de cisaillement, α un exposant de non-linéarité et D_1 un paramètre volumique, qui sont les paramètres du modèle. J est le Jacobien du gradient de déformation, et les extensions déviatoriques s'expriment en fonction des extensions principales λ_i sous la forme $\bar{\lambda}_i = J^{-1/3} \lambda_i$.

4.2.2 Le contact

Dans ce modèle, l'objet qui vient en contact de la peau est une sonde cylindrique de rayon $2mm$ (Figure 4.1). Celle-ci a été modélisée par une surface analytique rigide pour simplifier la simulation et étant donné que l'influence de ses propriétés mécaniques n'est pas le sujet de ce travail.

L'interaction tangentielle de contact entre la peau et la sonde cylindrique est régie par une loi de Coulomb. Celle-ci permet de définir la contrainte de frottement critique à partir de laquelle le glissement entre les deux surfaces en contact débute en fonction de la pression de contact p :

$$\tau_{crit} = \mu p, p > 0 \quad (4.3)$$

Le coefficient de frottement μ est choisi en fonction des résultats obtenus lors de nos travaux expérimentaux présentés au chapitre 2 (§2.5.5.1) et publiés dans Eydan et al. [272].

L'interaction normale de contact est rigide, gérée par la méthode de Lagrange augmenté [273]. Celle-ci permet d'éviter la pénétration entre les deux surfaces en modifiant la pression de contact. Ainsi, lors d'une itération, si un nœud de la surface « esclave » pénètre la surface « maître » au delà de la tolérance acceptée, la pression est augmentée de manière à repousser le nœud. Plusieurs itérations peuvent être nécessaires pour ajuster la pression permettant de respecter au mieux la tolérance de pénétration fixée. Par convention, on définit en général la surface la plus rigide, ici la sonde cylindrique, comme étant la surface « maître ».

4.2.3 Étapes et conditions aux limites

La simulation se déroule de manière quasi-statique, en deux étapes successives :

1. **Mise en tension de l'échantillon** : un déplacement horizontal est imposé aux extrémités droite et gauche de la peau. Cette étape permet de simuler la tension naturellement présente dans la peau. Le déplacement imposé est fixé en fonction du niveau de tension souhaité. Cette condition aux limites est maintenue tout au long de la simulation. Au cours de cette étape, la sonde cylindrique est déplacée verticalement de manière à se situer tout juste au contact de la surface de la peau. Le déplacement horizontal et la rotation de la sonde dans le plan sont empêchés. Tous les déplacements de la sonde sont gérés grâce à une contrainte de couplage. De cette manière, les conditions aux limites concernant celle-ci sont imposées via un unique point de référence.
2. **Application de la pression** : cette étape peut-être contrôlée en déplacement ou en force en fonction des besoins. La première méthode nécessite d'imposer un déplacement vertical connu à la sonde. Pour la seconde, la contrainte de déplacement vertical est libérée et une force verticale est appliquée au point de référence. Cette dernière est calibrée en fonction de la pression de contact souhaitée. Dans tous les cas le déplacement horizontal et la rotation sont toujours bloqués à cette étape.

Pendant ces deux étapes de simulation les déplacements verticaux de la surface basse de la peau sont contraints. Les déplacements horizontaux sont laissés libres.

4.2.4 Méthode de construction des modèles pour la simulation

Comme cela a pu être précisé, la géométrie des modèles n'est pas figée et dépend des données expérimentales. Les géométries sont donc préparées sous Matlab par le traitement de ces données. Pour ce modèle idéalisé elles prennent simplement la forme de coordonnées de quelques points de repères.

Ensuite, les fichiers d'entrées des simulations sont créés automatiquement grâce à un script Python faisant appel à Abaqus. Celui-ci a besoin comme données d'entrée de la géométrie du modèle, des propriétés mécaniques des différentes couches et de l'interaction de frottement, et des conditions aux limites appliquées à la sonde cylindrique. Ces dernières permettent de gouverner le mode de déformation par indentation ou par pression et frottement. Il peut s'agir d'un déplacement vertical ou d'une force pour appliquer la charge normale. Pour le frottement, il s'agit d'un déplacement horizontal.

Cette méthode a permis d'automatiser la création des modèles grâce à un paramétrage des propriétés étudiées dans un script Python permettant l'écriture des fichiers d'entrée des simulations. En effet, la méthode d'identification des paramètres utilisée pour la sélection de la loi de comportement, nécessite la réalisation d'un grand nombre de simulations. Ne pas effectuer ces étapes manuellement constitue un gain de temps certain et l'assurance que les modèles soient tous identiques à l'exception des paramètres de notre étude.

Résumé des hypothèses de modélisation :

- ❑ **Phénomène 2D** - On suppose que la force appliquée à la peau en raison du contact avec le cylindre est uniforme dans la direction normale à celle du plan observé.
- ❑ **Contraintes planes** - Aucune contrainte n'est appliquée directement sur la face de l'échantillon de peau qui est étudiée. Par ailleurs, la largeur de l'échantillon (dans la direction normale au plan étudié) est similaire à son épaisseur dans le plan, et très nettement inférieure à sa longueur.
- ❑ **Isotropie des couches de peau** - Chaque couche de peau est supposée uniforme à l'échelle étudiée. De plus, l'anisotropie de la peau est souvent attribuée aux variations d'orientation des fibres de collagènes, principalement dans des plans parallèles à la surface de la peau, et donc orthogonaux à celui étudié dans ce travail.
- ❑ **Processus quasi-statique** - Les déformations imposées à la peau sont supposées suffisamment lentes pour que les propriétés viscoélastiques de la peau soient négligées.

4.3 Identification des propriétés des différentes couches de la peau par méthode inverse.

4.3.1 Introduction et objectifs

Dans le cadre de l'étude de phénomènes biomécaniques par la méthode des éléments finis, il est très important de confirmer l'aptitude du modèle à reproduire des résultats expérimentaux et donc exploitables. Les conditions de sollicitation des échantillons lors des mesures expérimentales doivent être semblables à celles envisagées pour l'application numérique étudiée. De cette manière l'analyse qui découlera de l'utilisation du modèle sera pertinente et pas simplement un résultat numérique extrapolant la réalité.

Il s'agit donc ici de valider le choix d'une loi de comportement pour décrire le comportement mécanique des différentes couches de la peau. Plusieurs contraintes sont à prendre en compte pour effectuer ce choix. En premier lieu, la capacité du modèle à reproduire des résultats expérimentaux. Ensuite, il faut aussi considérer le nombre de paramètres de la loi de comportement. Augmenter le nombre de paramètres permet en général d'obtenir des modèles toujours plus proches des résultats expérimentaux. Cependant, avec un nombre limité de situations expérimentales pour la validation, il n'est pas possible d'identifier avec précision beaucoup de paramètres.

Par ailleurs, les méthodes pour l'identification inverse de paramètres de lois de comportement peuvent s'avérer très coûteuses en temps de calcul. En effet, elles nécessitent de multiples répétitions de simulations éléments finis afin d'ajuster au fur et à mesure les paramètres. Plus ces paramètres sont nombreux et plus le processus est long étant donné que le nombre de simulations à réaliser à chaque itération de l'optimisation dépend du nombre d'inconnues à identifier. Afin de limiter la durée du processus, il est donc primordial d'optimiser la durée des simulations lors de la conception du modèle.

Nous commencerons par présenter les expériences réalisées pour réunir les données nécessaires à la validation du modèle numérique. Celles-ci s'appuieront sur la méthode développée au laboratoire afin de mesurer les champs de déplacement et de déformation dans l'épaisseur d'échantillons de peau présentée au chapitre 2 [272]. Le modèle numé-

rique utilisé sera ensuite décrit ainsi que le processus d'identification mis en place et les critères d'évaluation choisis. L'utilisation d'un modèle 2D avec un maillage pertinent permettra de réduire en grande partie la durée des simulations. Ce choix est judicieux étant donné la nature des données expérimentales. Enfin, les résultats obtenus seront analysés et dans le but de valider le modèle en vue de son utilisation pour l'étude des phénomènes d'irritations cutanées.

4.3.2 Méthode

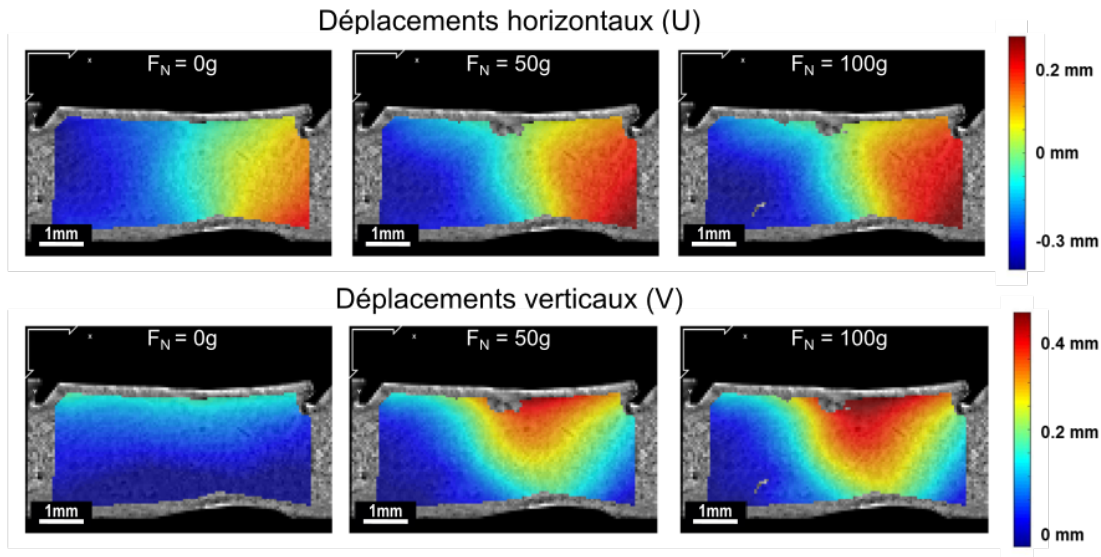
4.3.2.1 Collecte de données expérimentales

Les mesures expérimentales ont été réalisées grâce au banc de mesure et à la méthode qui ont été présentés au chapitre 2 (§2., [272]) avec quelques adaptations. Tout d'abord, la caméra a été remplacée par un appareil photo (Nikkon D5600) permettant une meilleure résolution (24 Mpx). L'ouverture est fixée à $f11$, la sensibilité à ISO 200 et la durée d'exposition à $1/3''$. Les 4 échantillons de peau ont été prélevés sur deux cochons différents (2 par cochon). Ils ont ensuite été découpés, colorés, et conservés comme cela a été expliqué au chapitre 2 (§2.4.1 et §2.5.2). Aucun traitement n'a été appliqué sur la surface de la peau.

Le protocole expérimental qui a été suivi pour chaque échantillon consiste en trois expériences successives d'indentation avec une charge normale de 100g. Une sonde d'indentation cylindrique en acier inox et de diamètre 4mm a été utilisée. Une première image de référence a d'abord été acquise sans aucune charge. Ensuite, la charge normale a été appliquée en six étapes (10g; 20g; 30g; 50g; 75g; 100g), en prenant une photo à chacun de ces paliers. Pour la première expérience l'échantillon est placé sur le banc de mesure sans aucune tension ($L = 55mm$), dans la deuxième expérience une tension de 5% lui est appliquée ($L = 57,8mm$), et pour la dernière indentation la tension est augmentée à 10% ($L = 60,5mm$). La tension est appliquée aux échantillons grâce aux vis prévues à cet effet. La longueur des échantillons est contrôlée grâce à un pied à coulisse.

Les images acquises sont d'abord filtrées en suivant la méthode décrite au chapitre 2 (§2.4.2c) afin de faire ressortir les structures naturelles de la peau qui sont apparues après la coloration par immersion dans des solutions d'hémalun et d'éosine. Cela a pour but d'améliorer la qualité du motif sur lequel la corrélation d'images numériques est effectuée. Après ces traitements la largeur d'un pixel était d'environ $3,4\mu m$. La corrélation d'images numériques a ensuite été appliquée sur Matlab à l'aide du logiciel Ncorr [168]. Le rayon de la fenêtre de corrélation a été fixé à $75px$ avec un espacement de $15px$ entre deux mesures du champs de déplacement. La situation de référence pour la corrélation d'images était celle de l'échantillon sans tension et sans charge normale. Le zéro en ordonnée est fixé au niveau du point de contact entre la sonde cylindrique et l'échantillon. Les champs de déplacements verticaux obtenus pour les échantillons en tension ont donc ensuite été corrigés en post-traitement afin de prendre en compte l'effet de Poisson généré par la mise en tension des échantillons. Pour cela, la base de l'échantillon est considérée fixe, puisqu'elle repose sur le support du dispositif de mesure, et c'est donc la surface de l'échantillon qui se déplace. Les champs de déplacements horizontaux ont aussi été ajustés pour corriger les légères translations de l'échantillon pouvant survenir entre deux expériences d'indentation en raison de la mise en tension manuelle. Les champs de déplacements horizontaux et verticaux finalement obtenus (Figure 4.2 A), ainsi que les forces de réaction normale et tangentielle enregistrées à chaque étape d'indentation par le capteur de force 6-axes, sont les données expérimentales qui ont été utilisées pour le

A : Champs de déplacements (5% de tension)



B : Courbes force-déplacement

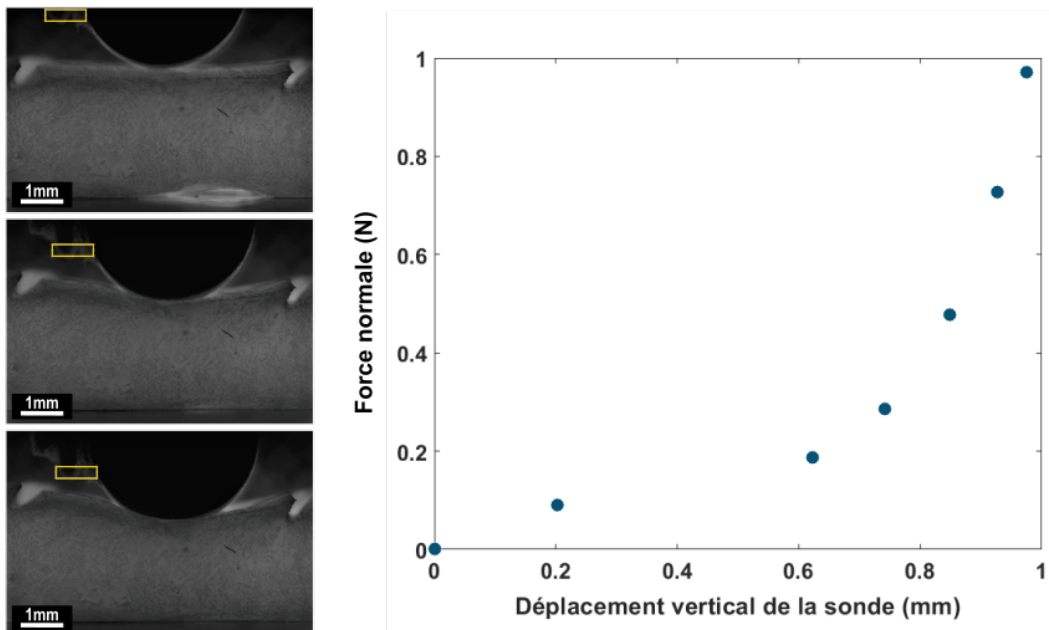


FIGURE 4.2 – Exemple de données expérimentales. A : Champs de déplacements horizontaux et verticaux obtenus par corrélation d'images numériques pour un échantillon à 5% de pré-tension et à trois charges normales successives ($F_N = 0g$, $F_N = 50g$, $F_N = 100g$). B : Images montrant la mesure du déplacement de la sonde cylindrique par suivi du repère prévu à cet effet (gauche) et courbe de force-déplacement correspondante (droite). Les signaux de forces sont obtenus par le capteur de force 6-axes du dispositif de mesure.

processus d'identification.

Les images acquises lors des expériences d'indentation ont aussi été utilisées pour mesurer les déplacements verticaux et horizontaux de la sonde cylindrique (Figure 4.2 B). Ces derniers ont été mesurés séparément pour chaque expérience d'indentation par corrélation croisée normalisée (fonction *normxcorr2* de Matlab). Cette mesure a été rendue possible grâce à un repère fixé sur le côté de la sonde cylindrique. Ces données de déplacements ont servi de conditions aux limites dans les simulations numériques reproduisant les expériences pour l'identification des paramètres des lois de comportement mécanique.

4.3.2.2 Modèle éléments finis

L'objectif des simulations numériques utilisées dans le processus d'identification des paramètres des lois de comportement était de reproduire le plus fidèlement possible les conditions aux limites imposées aux échantillons de peau lors des expérimentations. Le modèle éléments finis utilisé est celui qui a été introduit en première partie de ce chapitre.

La longueur des échantillons de peau a donc été fixée à 55mm , l'épaisseur de l'épiderme est prise égale à $150\mu\text{m}$ en se basant sur des données de la littérature [Boyle 2019], les épaisseurs du derme et de l'hypoderme sont mesurées à partir des images acquises pendant l'expérience. Ces dernières sont en moyenne égales à $1,92 \pm 0,11\text{mm}$ pour le derme, et $0,93 \pm 0,14\text{mm}$ pour l'hypoderme. La surface de la peau et la jonction dermo-épidermique sont prises dans une géométrie idéalisée. La corrélation d'images numériques ne permet pas d'obtenir une résolution suffisante pour que l'influence de la rugosité de la peau soit visible puisque les points de mesures sont espacés de $51\mu\text{m}$. C'est pourquoi la surface de la peau et la jonction dermo-épidermique ont été considérées plates. L'utilisation d'une géométrie idéalisée avait pour objectif de réduire le nombre de nœuds du modèle et donc diminuer la durée de chaque itération du processus d'identification.

Deux lois de comportement ont successivement été utilisées pour modéliser les différentes couches de la peau. Dans un premier temps, les trois couches de peau ont été considérées linéaires élastiques isotropes et quasi-incompressibles (équation 4.3 avec $\nu = 0,495$). Dans cette configuration chaque couche était décrite par un unique paramètre, le module d'Young (E). Par la suite une loi de comportement non-linéaire isotrope de Ogden a été utilisée. Celle-ci est définie par le module de cisaillement (μ_0), un exposant de non-linéarité (α), et D_1 un paramètre volumique (équation 4.4). Dans ce travail D_1 a été fixé en fonction de μ_0 afin d'avoir $\nu = 0,495$ sachant que ν est défini par l'équation suivante :

$$\nu = \frac{6/(D_1\mu_0) - 2}{12/(D_1\mu_0) + 2} \quad (4.4)$$

Pour chaque échantillon, trois modèles ont été créés pour représenter les trois niveaux de tension considérés expérimentalement. L'indentation est réalisée en appliquant à la sonde cylindrique les déplacements verticaux et horizontaux qui ont été mesurés à partir des images acquises lors des expériences. Une étape de simulation est créée pour chacune des étapes de chargement expérimental. Les déplacements de la base de l'échantillon sont bloqués dans la direction y . La tension est appliquée en début de simulation par

un déplacement des deux extrémités de l'échantillon puis elle est maintenue. Enfin, le contact avec la sonde cylindrique en acier est modélisé par un coefficient de frottement $\mu = 0,35$ d'après les résultats expérimentaux présentés au chapitre 2 (§2.5.5.1, [272]).

4.3.2.3 Méthode d'identification

L'identification inverse des paramètres des lois de comportement a été réalisée par un processus d'optimisation non-linéaire en utilisant la fonction *lsqnonlin* de Matlab. Cette fonction fait appel à l'algorithme de trust-region reflective least-squares [274] pour minimiser une fonction objectif par la méthode des moindres carrés. La fonction objectif permet d'évaluer l'écart entre les résultats numériques et expérimentaux en calculant la somme des carrés des résidus. En l'occurrence la fonction objectif (ε) fait la comparaison des champs de déplacements horizontaux et verticaux ainsi que des forces de réaction normales et tangentielles pour chaque étape de chargement. On peut l'écrire de la manière suivante :

$$\varepsilon(\hat{X}) = C_{disp} \times \varepsilon_{disp}(\hat{X}) + C_{force} \times \varepsilon_{force}(\hat{X}) \quad (4.5)$$

Où \hat{X} représente le vecteur contenant l'estimation du jeu de paramètres à optimiser, ε_{disp} la fonction objectif liées aux champs de déplacements et ε_{force} la fonction objectif liées aux forces de réaction du contact. Les coefficients C_{disp} et C_{force} permettent d'ajuster le poids de chaque type de données expérimentales dans le processus d'optimisation. Ils sont fixés en fonction du nombre d'étapes de chargement, du nombre de points dans les champs de déplacements et de l'objectif d'écart entre les données numériques et expérimentales (0.02mm pour les données de déplacements et 0.01N pour les données de forces). La fonction coût ε_{disp} est construite sur les déplacements car Molimard et al. ont montré que cette formulation était la plus stable numériquement pour les méthodes d'identification à gradient [275]. ε_{disp} peut être détaillée de la manière suivante :

$$\varepsilon_{disp}(\hat{X}) = \sum_{i=1}^S \sum_{j=1}^P \left([\hat{U}_{i,j}(\hat{X}) - U_{i,j}]^2 + [\hat{V}_{i,j}(\hat{X}) - V_{i,j}]^2 \right) \quad (4.6)$$

Avec $S = 20$ le nombre d'étapes de chargement, P le nombre de point de chaque champ de déplacement, \hat{U} et \hat{V} les champs de déplacements horizontaux et verticaux obtenus numériquement en fonction de \hat{X} , U et V les champs de déplacements horizontaux et verticaux expérimentaux. Dans le même état d'esprit, ε_{force} prend la forme suivante :

$$\varepsilon_{force}(\hat{X}) = \sum_{i=1}^S \left([\hat{F}_{N,i}(\hat{X}) - F_{N,i}]^2 + [\hat{F}_{T,i}(\hat{X}) - F_{T,i}]^2 \right) \quad (4.7)$$

Avec \hat{F}_N et \hat{F}_T les forces de réactions normales et tangentielles obtenues numériquement en fonction de \hat{X} , F_N et F_T les forces de réactions normales et tangentielles expérimentales.

L'algorithme de trust-region reflective least-squares est une méthode d'optimisation locale. En fonction du jeu de paramètres initiaux X_0 , des solutions X différentes peuvent être obtenues. Cependant, une méthode locale a été choisie par rapport à une méthode

globale en raison du trop grand nombre de répétitions des simulations nécessaires pour les méthodes globales. De plus, pour de tels problèmes d'optimisation, il est possible que plusieurs minimums de la fonction objectif existent localement. Ainsi, une méthode locale a été préférée et appliquée à partir de huit jeux de paramètres initiaux arbitrairement choisis afin de tester des régions différentes de l'espace des paramètres (Table 4.1). En raison du nombre de paramètres à identifier pour la loi de Ogden, le choix a été fait de fixer les propriétés de la couches de l'épiderme en fonction de valeurs observées dans la littérature. L'épiderme présente une épaisseur nettement inférieure à celles des autres couches de peau. Il peut donc être assimilé à une membrane en flexion, dont la participation aux forces de réaction normales peut être négligée. Ainsi, pour l'identification dans le cas non-linéaire de Ogden les paramètres choisis pour décrire l'épiderme sont les suivants : $\mu_{0,epiderme} = 0,02MPa$, $\alpha_{epiderme} = 10,0$ [276]. Le processus global de la méthode d'identification mise en place est résumé sur le schéma de la figure 4.3.

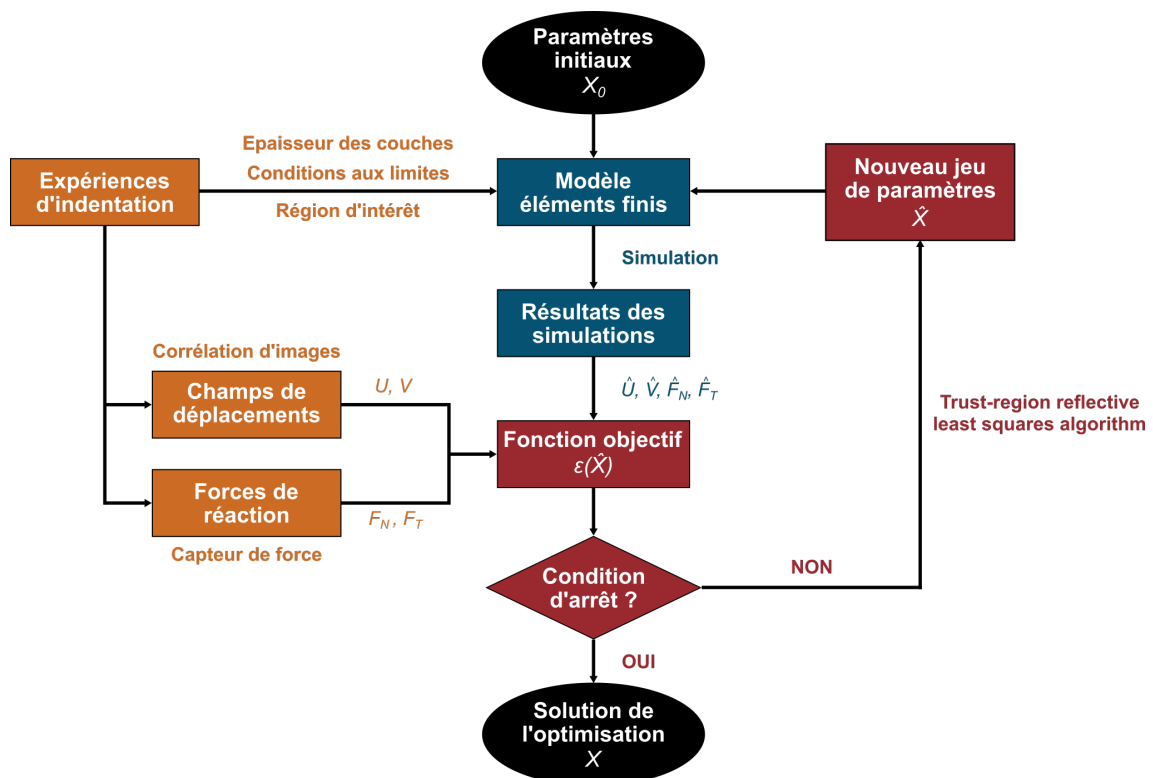


FIGURE 4.3 – Schéma descriptif du processus d'optimisation mis en place et répété pour huit jeux de paramètres initiaux différents pour les deux modèles testés.

La validité des solutions obtenues par ce processus ainsi que l'influence des différents paramètres sur la fonction objectif ont été évalués grâce à un test de sensibilité. Pour cela, la fonction objectif a été évaluée à plusieurs points autour de la solution en faisant varier un à un les paramètres à identifier. Ainsi, pour chaque paramètre les simulations ont été recommencées en le multipliant par un facteur allant de 0,5 à 1,5. Les autres paramètres sont conservés fixés au niveau de la solution obtenue. La fonction objectif a été recalculée avec les résultats de ces simulations puis comparée au résultat obtenu au niveau de la solution de l'optimisation.

Jeu n°	Linéaire élastique			Non-linéaire Ogden			
	E_e (MPa)	E_d (MPa)	E_h (MPa)	$\mu_{0,d}$ (MPa)	α_d	$\mu_{0,h}$ (MPa)	α_h
1	0,1	1,0	0,1	0,001	1,0	0,001	1,0
2	10,0	1,0	1,0	0,001	1,0	10,0	5,0
3	1,0	10,0	0,1	1,0	5,0	0,001	1,0
4	10,0	0,1	1,0	1,0	10,0	1,0	10,0
5	1,0	10,0	10,0	0,1	10,0	5,0	20,0
6	0,1	0,1	0,1	0,0001	0,1	0,1	0,1
7	1,0	1,0	1,0	0,7	40,0	0,1	10,0
8	0,1	10,0	0,1	0,2	25,0	0,05	12,0

TABLE 4.1 – Les huit jeux de paramètres initiaux utilisés pour le processus d'identification des modules d'Young des trois couches de peau dans le cas d'une loi de comportement linéaire élastique (colonnes 2-4) et pour le processus d'identification des paramètres de la loi de comportement de Ogden pour les couches du derme et de l'hypoderme (colonnes 5-8).

4.3.3 Résultats

Les jeux de paramètres obtenus comme solutions des processus d'optimisation pour chaque modèle sur les 4 échantillons sont résumés dans le tableau 4.2. Hormis pour E_h et α_h dont les solutions varient d'un facteur 10 ou plus, on peut noter des solutions assez stables en ce qui concerne les autres paramètres. Le modèle non linéaire de Ogden permet d'atteindre des valeurs de la fonction objectif en moyenne $60,9 \pm 8,1\%$ inférieures aux valeurs obtenues avec le modèle linéaire élastique. Ce dernier donne un épiderme plus rigide que l'hypoderme, lui même plus rigide que le derme dans la majorité des cas. En revanche le modèle de Ogden donne un épiderme et un hypoderme aux propriétés similaires alors que la rigidité du derme est un ordre de grandeur plus grande.

Éch.	$\varepsilon(X)_L$	E_e (MPa)	E_d (MPa)	E_h (MPa)	$\varepsilon(X)_O$	$\mu_{0,d}$ (MPa)	α_d	$\mu_{0,h}$ (MPa)	α_h
1	172,17	45,67	0,40	2,56	56,36	0,385	56,6	0,028	2,9
2	389,17	41,68	0,62	0,37	146,64	0,219	75,4	0,029	0,53
3	286,01	22,13	0,45	8,89	145,39	0,437	41,7	0,046	7,5
4	247,98	27,75	0,46	3,02	87,43	0,353	50,0	0,04	10,9
Moyenne	273,83	34,31	0,48	3,71	108,96	0,349	55,93	0,036	5,46
Écart-type	90,29	11,18	0,10	3,64	44,64	0,093	14,34	0,009	4,64

TABLE 4.2 – Solutions obtenues pour chaque échantillon pour les processus d'identification avec la loi de comportement linéaire élastique (colonnes 2 à 5) et la loi non-linéaire de Ogden (colonnes 6 à 10). $\varepsilon(X)_L$ et $\varepsilon(X)_O$ sont les minimums atteints par la fonction objectif avec la solution linéaire élastique et avec la solution du modèle de Ogden respectivement. Les indices e , d , et h font référence respectivement à l'épiderme, au derme et à l'hypoderme.

On peut constater sur la figure 4.4 la capacité de ces jeux de paramètres à permettre la reproduction des courbes de force normale en fonction du déplacement vertical de la sonde cylindrique en acier obtenues expérimentalement. Les valeurs de coefficient de détermination (R^2) des courbes obtenues numériquement avec les solutions de l'optimi-

sation par rapport aux courbes expérimentales sont présentées dans la table 4.3. Pour tous les échantillons et toutes les conditions de pré-tension, on peut noter que le modèle de Ogden permet d'obtenir des R^2 nettement supérieurs à ceux obtenus avec le modèle linéaire élastique. Ces coefficients de détermination, ainsi que les courbes de la figure 4.4, mettent en évidence l'intérêt d'utiliser un modèle non-linéaire. Un exemple de champs de déplacements obtenus numériquement avec ce modèle est présenté sur la figure 4.5.

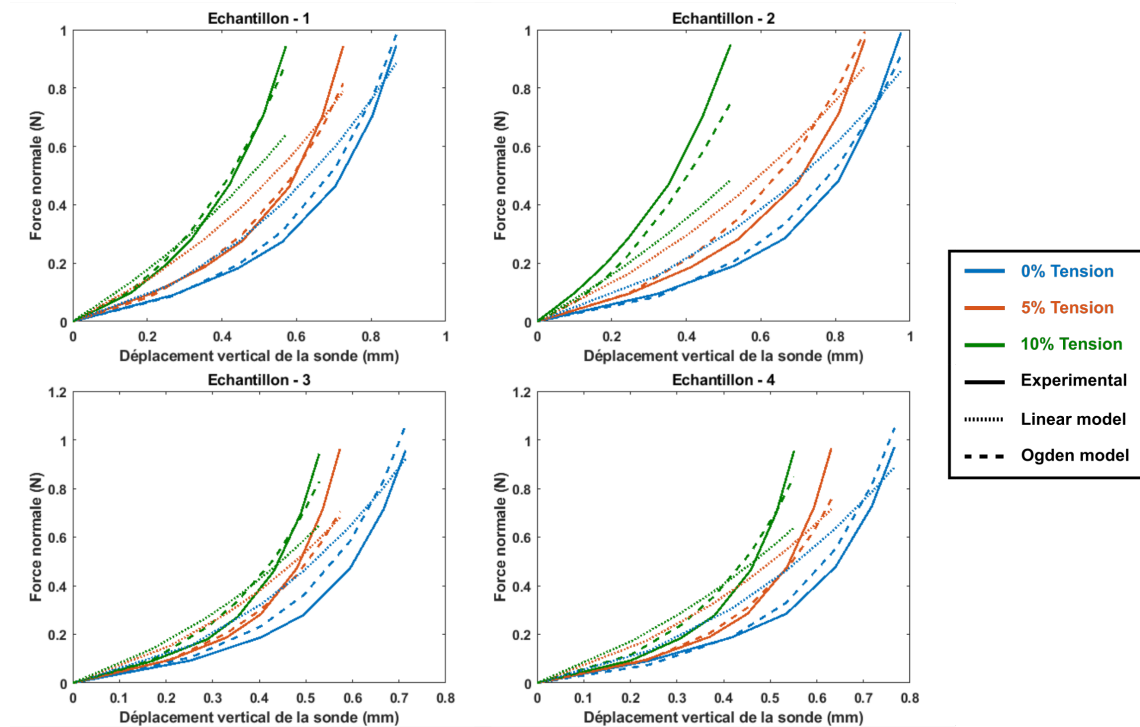


FIGURE 4.4 – Force normale en fonction du déplacement vertical de la sonde d'indentation aux différents niveaux de pré-tension de la peau pour les 4 échantillons. Les données expérimentales sont représentées en trait plein. Les courbes obtenues pour la solution d'optimisation avec le modèle linéaire sont en pointillés, celles pour le modèle Ogden sont en tirets.

Échantillon	Linéaire élastique			Non-linéaire Ogden		
	0%	5%	10%	0%	5%	10%
1	0,900	0,878	0,918	0,983	0,964	0,984
2	0,844	0,883	0,960	0,926	0,968	0,992
3	0,874	0,811	0,821	0,976	0,922	0,934
4	0,932	0,774	0,764	0,983	0,938	0,921

TABLE 4.3 – Coefficients de détermination ajustés (R^2) obtenus avec les solutions de l'optimisation pour les courbes de force normale en fonction du déplacement de la sonde cylindrique pour les modèles linéaire élastique et non-linéaire de Ogden par rapport aux courbes expérimentales.

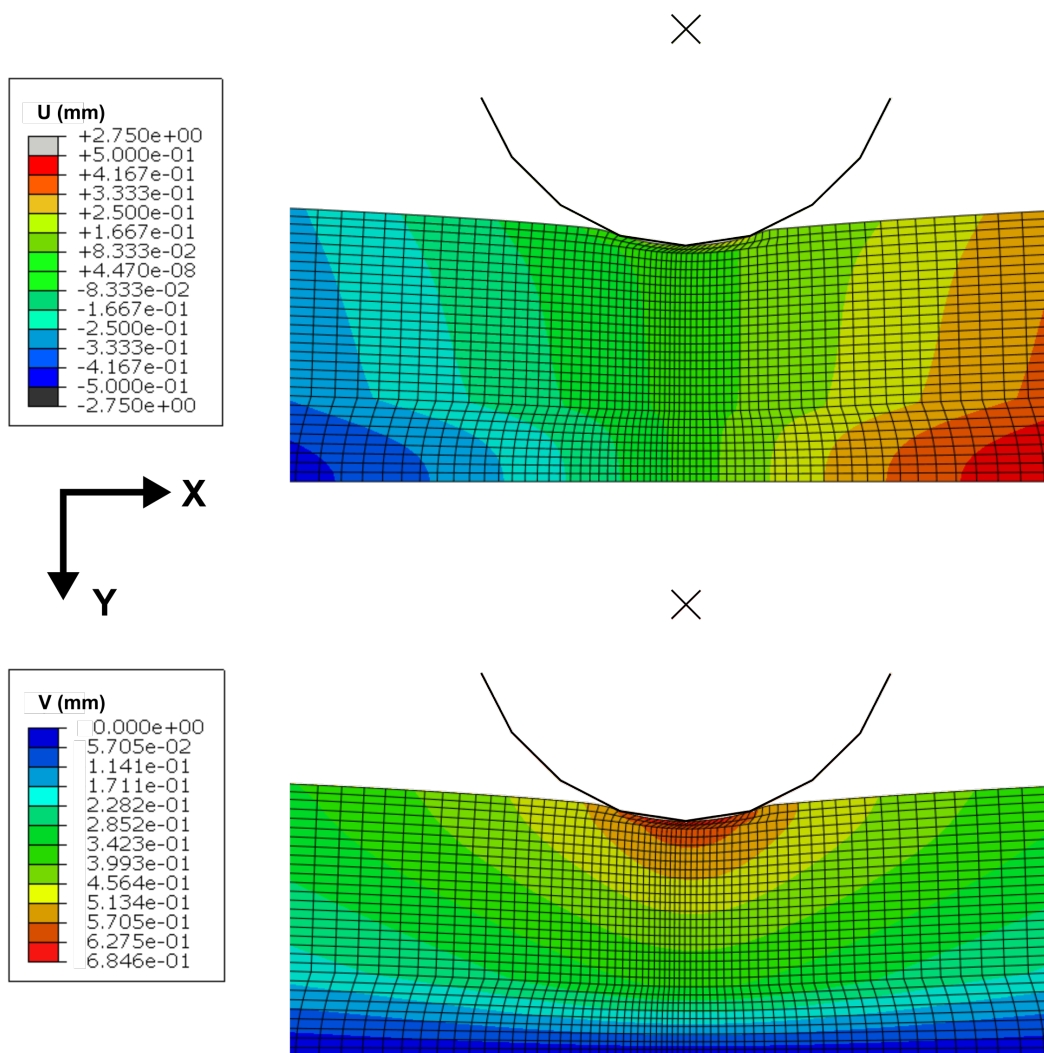


FIGURE 4.5 – Champs de déplacement horizontaux (haut) et verticaux (bas) obtenus numériquement en utilisant le modèle non linéaire de Ogden. La configuration présentée correspond à l'échantillon 4, à 10% de pré-tension et pour le chargement maximal.

La figure 4.6 montre un exemple de différences entre les déplacements horizontaux (bas) et verticaux (haut) prédits numériquement en utilisant le modèle linéaire élastique (gauche) et le modèle de Ogden (droite). La situation présentée sur cette figure correspond à l'échantillon $n^{\circ}1$ sous 10% de pré-tension et à l'étape de chargement maximal (100g). Pour cette configuration, les déplacements horizontaux et verticaux moyens obtenus expérimentalement étaient respectivement de $157\mu\text{m}$ et $447\mu\text{m}$. On peut constater une erreur nettement inférieure avec le modèle de Ogden. En moyenne la valeur absolue de l'erreur est de $21\mu\text{m}$ pour les déplacements horizontaux, et de $48\mu\text{m}$ pour les déplacements verticaux avec le modèle de Ogden. Soit respectivement 13,4% et 10,7% de la valeur absolue des déplacements horizontaux et verticaux mesurés expérimentalement. Sur la partie haute de l'échantillon, jusque $Y = -2\text{mm}$, ces valeurs descendent même à $13\mu\text{m}$ et $16\mu\text{m}$ respectivement pour les déplacements horizontaux et verticaux. Pour le modèle linéaire élastique ces valeurs sont de $131\mu\text{m}$ et de $195\mu\text{m}$ respectivement pour les déplacements horizontaux et verticaux.

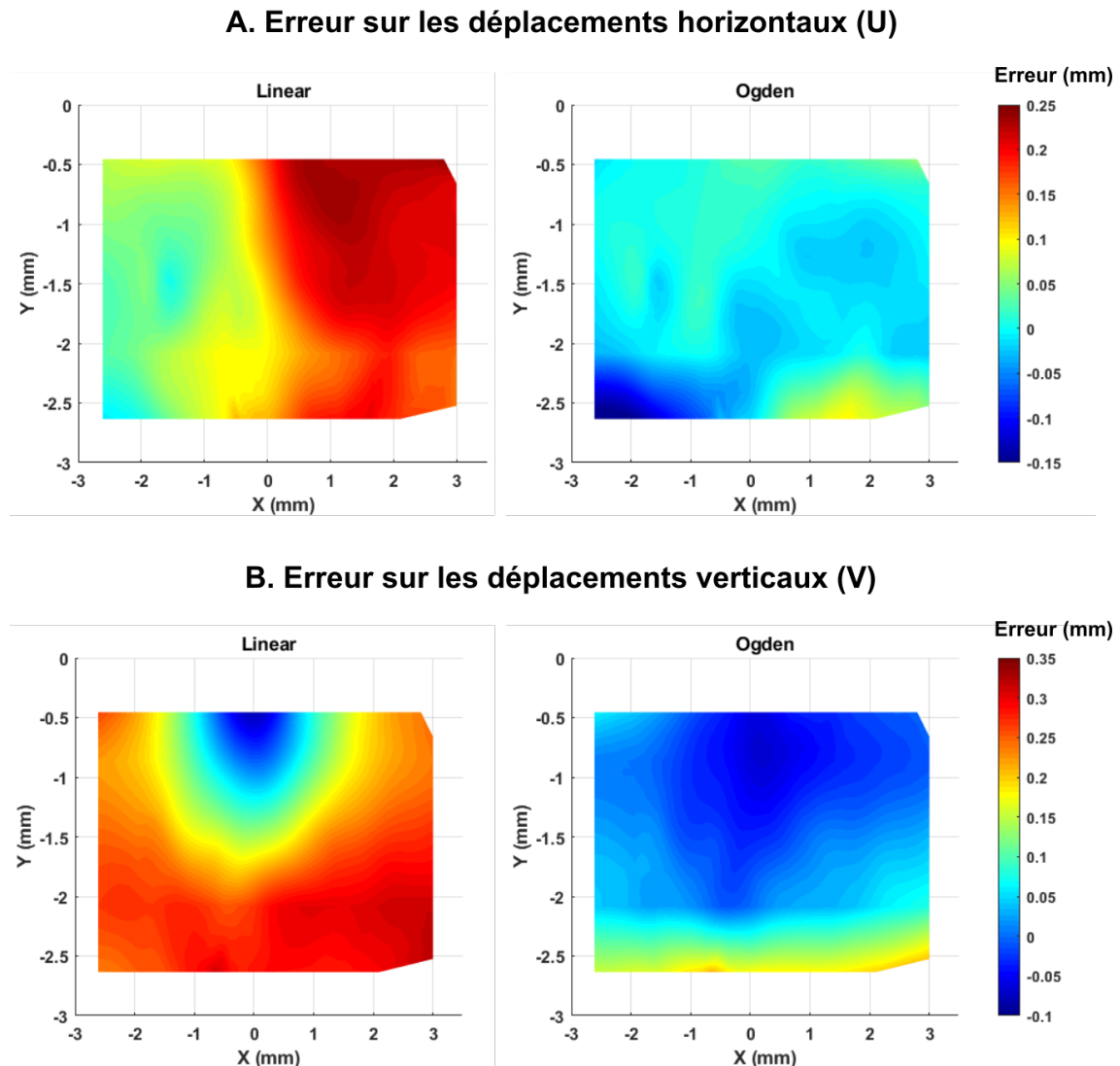


FIGURE 4.6 – Exemples de cartographies des écarts entre les déplacements prédits par les simulations numériques et ceux mesurés expérimentalement. A : erreur sur les déplacements horizontaux avec le modèle linéaire (gauche) et de Ogden (droite). B : erreur sur les déplacements verticaux avec le modèle linéaire (gauche) et de Ogden (droite).

Pour finir, la figure 4.7 montre les résultats de l'étude de sensibilité de la fonction objectifs aux différents paramètres constitutifs des modèles utilisés. On peut remarquer que dans les deux cas les paramètres concernant la couche du derme sont les plus influents. Notamment, en ce qui concerne le modèle non-linéaire de Ogden, la fonction objectif est très sensible aux variations de l'exposant de non-linéarité du derme. Toujours dans le cas non-linéaire, la sensibilité de la fonction objectif aux deux modules de cisaillement est loin d'être négligeable contrairement à l'exposant de non-linéarité de l'hypoderme. Cela nous indique que en ce qui concerne le modèle de Ogden, hormis pour α_h , l'identification a atteint une convergence satisfaisante avec un minimum évident et une forte augmentation de la fonction objectif dès lors qu'on se décale de la solution. Pour le modèle linéaire, la fonction objectif est principalement sensible aux variations du module d'Young du derme.

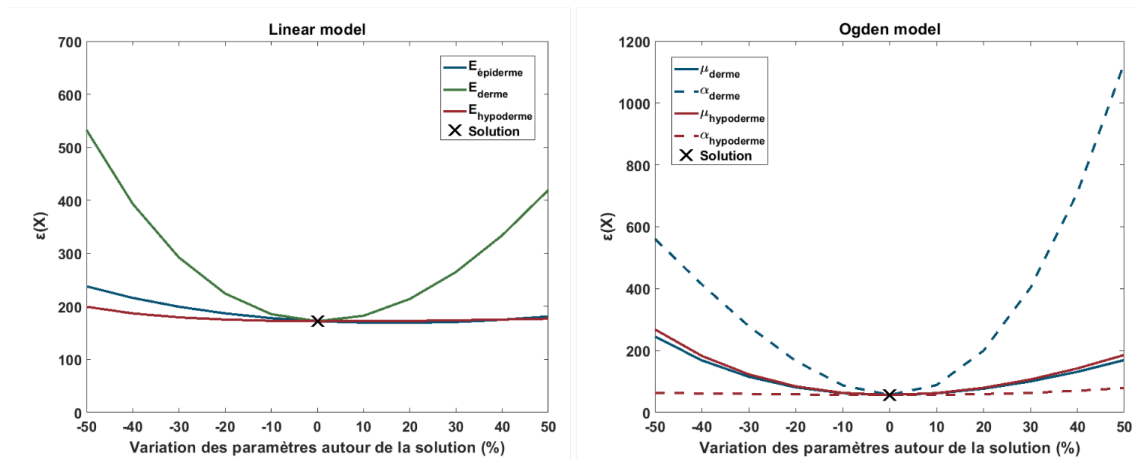


FIGURE 4.7 – Sensibilité de la fonction objectif aux différents paramètres des modèles linéaire élastique (gauche) et non linéaire de Ogden (droite) autour de la solution identifiée.

4.3.4 Discussion

4.3.4.1 Efficacité de la stratégie d'optimisation

Dans le but de pouvoir tester plusieurs zones de l'espace des solutions potentielles malgré la méthode d'optimisation locale, celle-ci a été répétée huit fois en utilisant des jeux de paramètres initiaux différents, choisis arbitrairement. Cette stratégie s'est révélée très utile étant donnée que les différentes répétitions du processus d'optimisation n'ont pas toutes abouties à la même solution comme on peut le constater dans le tableau 4.4. Bien que la durée totale de l'identification ait été relativement longue, il est très incertain qu'une méthode globale aurait permis d'atteindre un résultat similaire dans les mêmes délais. Bien que des minimums locaux aient été atteints avec succès pour huit points de départ différents, on ne peut pas exclure qu'ils ne correspondent pas au minimum global de la fonction objectif.

Le jeu de paramètres ayant permis de minimiser la fonction objectif est aussi celui qui a permis de minimiser la part de fonction objectif liée aux courbes de force-déplacement. Cependant, ce n'est pas la solution qui a permis de se rapprocher au mieux des champs de déplacements expérimentaux étant donné que 4 autres jeux de paramètres ont obtenu des valeurs plus faibles de $\varepsilon_{disp}(X)$. Les solutions dépendent donc fortement des coefficients C_{disp} et C_{force} . La calibration qui en a été faite ici avait pour but d'équilibrer le poids de chaque type de données en fonction du nombre de points de chacune ($2 \times S \times P$ pour les champs de déplacements et $2 \times S$ pour les courbes de force-déplacement) et de la précision souhaitée. Bien que l'écart obtenu entre ε_{disp} et ε_{force} au niveau de la meilleure solution soit faible, on peut s'apercevoir sur la figure 4.8 que ε_{force} est nettement plus sensible aux variations du jeu de paramètres que ε_{disp} . Un autre étalonnage de la fonction objectif aurait peut-être permis d'équilibrer la sensibilité de la fonction objectif aux deux types de données.

Jeu n°	$\mu_{0,d}$ (MPa)	α_d	$\mu_{0,h}$ (MPa)	α_h	$\varepsilon(X)$	$\varepsilon_{disp}(X)$	$\varepsilon_{force}(X)$	Durée
1	0,32	12,4	0,19	23,0	308,5	26,5	282,0	1h50m27s
2	0,19	0,6	24,59	12,5	341,4	41,5	299,9	0h35m03s
3	0,87	40,6	0,02	< 0,1	76,8	34,3	42,5	1h38m33s
4	0,32	0,2	0,31	19,2	286,2	29,5	256,7	2h21m32s
5	0,35	1,7	0,14	32,0	270,0	27,0	243,0	2h23m41s
6	0,19	< 0,1	4,94	1,9	337,2	39,1	298,1	1h54m20s
7	0,39	56,6	0,03	2,9	56,4	33,3	23,1	2h55m17s
8	0,44	53,0	0,03	2,3	58,6	32,8	25,8	3h40m39s

TABLE 4.4 – Les huit jeux de paramètres identifiés en fonction du point de départ utilisé pour le processus d’identification des paramètres de la loi de comportement de Ogden. Sont aussi indiquées les valeurs correspondantes de la fonction objectif ainsi que de ses deux composantes liées aux champs de déplacement et aux courbes de force-déplacement de la sonde. La dernière colonne indique la durée du processus pour chacun des points de départ. Dans sa globalité, le processus d’identification a duré 22h19m. La ligne contenant la solution finale du processus est surlignée.

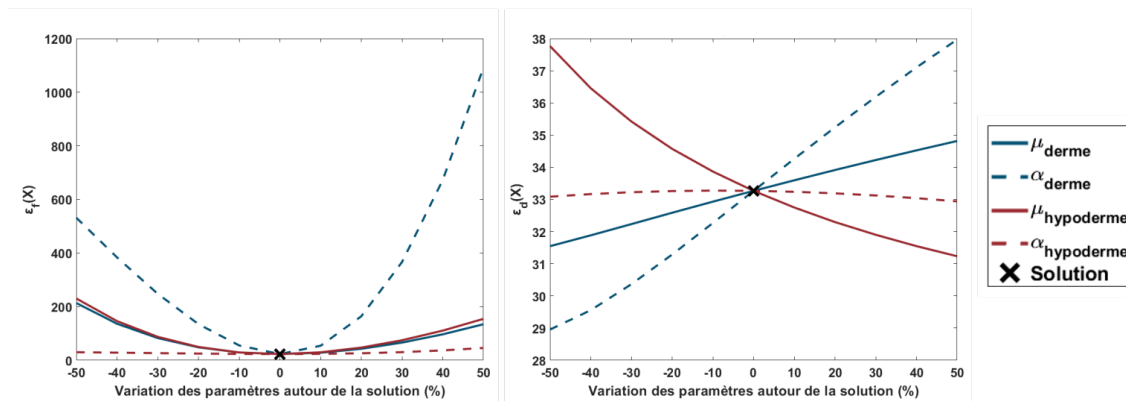


FIGURE 4.8 – Sensibilité des deux composantes de la fonction objectif aux différents paramètres du modèle de Ogden autour de la solution identifiée pour l’échantillon n°1.

4.3.4.2 Apport du modèle non-linéaire et de l’utilisation de mesures de champ

Les expériences réalisées ont mis en évidence un comportement non-linéaire des échantillons de peau lors des essais d’indentation à différents niveaux de pré-tension. Il est donc logique que l’utilisation d’un modèle linéaire élastique n’ait pas permis d’obtenir des résultats satisfaisants en ce qui concerne la reproduction des courbes de force normale en fonction du déplacement de la sonde. Les cartes d’erreur sur les champs de déplacements permettent de confirmer cette observation avec une erreur très souvent supérieure à $200\mu\text{m}$ voire $300\mu\text{m}$ dans les deux directions mesurées.

L’utilisation du modèle non-linéaire de Ogden au contraire a permis une très bonne reproduction des résultats expérimentaux. En effet, les courbes de force-déplacement ont montré un très bon ajustement sur les données expérimentales avec des valeurs de R^2 toujours supérieures à 0,92 et supérieures à 0,96 pour plus de la moitié des expériences. De la même manière, les champs de déplacements prédits permettent d’obtenir une erreur en général inférieure à $25\mu\text{m}$ au moins jusque 2mm de profondeur. L’erreur qui peut être observée plus en profondeur peut en partie s’expliquer par une plus grande

incertitude de mesure dans cette zone (cf Chapitre 2 §2.5.6b). Il est aussi possible que cette erreur soit liée aux différences de conditions aux limites à la base de l'échantillon entre celles définies numériquement et celles de l'expérience. Ce niveau d'erreur montre aussi un moins bon ajustement des paramètres de la couche de l'hypoderme par rapport à ceux du derme. En effet, la figure 4.7 nous montre que la fonction objectif utilisée était moins sensible aux variations des paramètres décrivant le comportement de l'hypoderme ce qui nous indique une plus grande incertitude sur l'identification de ces paramètres. Notamment, α_h influence très peu la fonction objectif.

Les valeurs de modules de cisaillement (μ_d et μ_h) obtenues sont environ un ordre de grandeur supérieures à celles données par d'autres études [130], [131], [276]. Les valeurs obtenues pour les exposants de non-linéarité (α_d et α_h) sont dans les mêmes ordres de grandeurs que ceux de la littérature. Les différences principales peuvent être expliquées en premier lieu par le fait que différents types de mesures expérimentales sont utilisées pour recueillir les données pour l'identification. De plus, ces expériences ont été réalisées sur des peaux différentes (humain, animal, *in-vivo* et *in-vitro*). Néanmoins, la méthode proposée dans ce travail est la première à notre connaissance à utiliser des mesures de courbes de force-déplacement couplées avec des mesures de champs de déplacement pour une application à la peau. De plus, contrairement aux champs de déplacement utilisés par Evans et Holt. [131] qui étaient mesurés en surface de la peau, ici les champs de déplacement dans la profondeur des échantillons permettent de mieux représenter les variations de propriétés mécaniques dans la profondeur de la peau. Les valeurs de modules de cisaillement obtenues par Evans et Holt [131] avec une sollicitation de la peau en traction à la surface de la peau sont environ 100 fois inférieures à celles de ce travail. Les jeux de paramètres identifiés ici permettent alors une bonne description du comportement de la peau lors de l'indentation mais pas nécessairement dans d'autres conditions de sollicitation. Par ailleurs, le comportement des différentes couches a pu être identifié sur la base de mesures contrairement à Boyle et al. [130] qui avait supposé les valeurs de modules de cisaillement des différentes couches sur la base d'une mesure de force globale et de rapport de volumes des différentes couches.

4.3.5 Conclusion

Le processus d'identification présenté dans la première partie de ce chapitre a permis de confronter les résultats numériques obtenus en utilisant différentes lois de comportement matériau, aux résultats expérimentaux de tests d'indentation à différents niveaux de tension de la peau. Ce travail aura permis de valider la capacité du modèle à reproduire avec une précision satisfaisante les résultats expérimentaux dès lors qu'une loi de comportement non-linéaire de Ogden a été utilisée pour décrire les différentes couches de la peau. En particulier, les courbes de force normale en fonction du déplacement vertical de la sonde ont pu être ajustées avec précision. Mais surtout, les champs de déplacements verticaux et horizontaux prédits par le modèle se sont révélés très proches des champs de déplacements expérimentaux. Notamment, dans la partie supérieure de la zone mesurée à proximité de la surface de la peau, où l'erreur moyenne était de l'ordre d'une dizaine de μm . Ainsi, le modèle développé a donc été validé et pourra par la suite être utilisé pour prédire l'état mécanique de la peau lors d'interactions de frottement.

Résultats à retenir

- ❑ Le modèle numérique 2D de peau représentant les couches de l'épiderme, du derme et de l'hypoderme avec des propriétés non-linéaires (modèle de Ogden) a été validé en le confrontant à des données expérimentales de force et de champs de déplacements acquises lors d'essais d'indentation à différents niveaux de tension dans la peau.
- ❑ La stratégie d'optimisation mise en place a permis d'atteindre des minimums locaux évidents, cependant elle n'assure pas nécessairement l'obtention d'un minimum global.

Chapitre 5

Étude de l'effet des propriétés morphologiques et mécaniques de la peau sur les irritations cutanées d'origine mécanique par une approche numérique

Sommaire du chapitre

5.1	Introduction et objectifs144
5.2	Méthode.145
5.2.1	Dimensionnement145
5.2.2	Modèle numérique et variables de réponse146
5.2.2.1	Géométrie146
5.2.2.2	Maillage147
5.2.2.3	Étapes de la simulation148
5.2.2.4	Variables de réponse148
5.2.3	Plans d'expériences148
5.3	Résultats149
5.3.1	Étape de criblage149
5.3.2	Interactions et non-linéarités.151
5.3.3	Prédiction à partir des données de l'essai clinique153
5.4	Discussion154
5.4.1	Effets des paramètres mécaniques et morphologiques de la peau sur son état mécanique154
5.4.2	Modélisation mécanique et irritations cutanées155
5.5	Conclusion.156

5.1 Introduction et objectifs

La peau est un organe sensoriel très développé. Les très nombreuses terminaisons du système nerveux cutané se prolongent jusque dans les premières couches de cellules de l'épiderme. En particulier, parmi celles-ci se trouvent des terminaisons nerveuses spécifiquement réactives aux stimuli chimiques, thermiques mais aussi mécaniques très intenses et donc susceptibles d'endommager la peau : les nocicepteurs [43], [49]. Le rôle de ces récepteurs est donc, en créant la sensation de douleur ou d'inconfort, de prévenir d'une situation potentiellement dangereuse.

Concernant la nociception mécanique, les différents travaux montrent que les terminaisons nerveuses seraient sensibles aussi bien au cisaillement qu'à la compression [277]-[280]. Cependant, les seuils d'activation de ces récepteurs n'ont à ce jour pas été déterminés. Ces derniers sont probablement très variables d'une personne à une autre. En ce qui concerne des sensations telles que la démangeaison, son origine n'est pas très bien déterminée. Certains travaux évoquent cependant une origine liée à la stimulation de terminaisons nerveuses par des contacts très légers, proches de l'effleurement [281].

L'effet de la morphologie de la peau et de ses propriétés mécaniques sur les contraintes subies lors du contact ont déjà fait l'objet de plusieurs études numériques. Les travaux de Boyle et al. [130] ont étudié principalement l'effet de deux morphologies de peau (plantaire et non plantaire) avec des propriétés mécaniques et des épaisseurs différentes pour la couche cornée, l'épiderme et le derme. Les effets des modifications morphologiques liées au vieillissement ont aussi fait l'objet d'études, notamment afin d'évaluer les variations de la perception tactile et des propriétés de frottement [129], [132]. En se concentrant sur les effets du vieillissement ces travaux n'ont pas analysé en détails les effets des différents paramètres décrivant la morphologie de la peau. En particulier, Jobanputra et al. [129] a utilisé une géométrie de peau plantaire idéalisée de manière sinusoïdale (couche cornée épaisse et des papilles dermiques saillantes). En ce qui concerne l'étude proposée par Diosa et al. [132], les profils de rugosité sont mesurés *in vivo* et avec une morphologie de peau non plantaire (épiderme fin et jonction dermo-épidermique de géométrie semblable à la surface de la peau) mais ne sont pas caractérisés par des paramètres quantitatifs. De plus, les épaisseurs de couches sont conservées constantes et seul le module d'élasticité de la couche cornée varie dans le but de simuler un contact sec ou humide.

Cette étude a donc pour objectif de déterminer dans quelle mesure la morphologie de la peau et ses propriétés mécaniques peuvent être déterminantes dans le développement des irritations cutanées d'origine mécanique. En particulier, cette étude se concentrera sur le cas des bas médicaux compression. Pour cela, une approche de plan d'expériences numériques est proposée afin d'étudier les effets d'un plus grand nombre de paramètres décrivant la morphologie de la peau et ses propriétés mécaniques. Celle-ci mettra en application le modèle numérique présenté et validé au chapitre 4. La méthode de plan d'expériences qui a été mise en place sera d'abord présentée. Celle-ci s'est appuyée sur les résultats expérimentaux et cliniques présentés dans les chapitres 2 et 3. Une première étape de criblage a été effectuée afin de classer les effets des différents paramètres sur les variables de réponse. Dans un second temps, un plan plus détaillé a été appliqué afin d'obtenir des surfaces de réponses en fonction des paramètres les plus influents. L'objectif de cette deuxième étape était d'obtenir des modèles réduits permettant de décrire l'état mécanique de la peau en fonction d'un faible nombre de paramètres représentant ses propriétés mécaniques et morphologiques. Pour finir, une application de ces modèles

réduits aux résultats de l'étude clinique (cf chapitre 3) sera présentée et permettra de discuter la capacité des modèles réduits à prédire le risque d'irritation de la peau.

5.2 Méthode

5.2.1 Dimensionnement

Les résultats de l'étude clinique présentée au chapitre 3 nous ont montré que les peaux des personnes les plus sensibles aux irritations cutanées lors du port de bas médicaux de compression pouvaient présenter des caractéristiques morphologiques et mécaniques différentes des peaux restées indemnes. Les épaisseurs des différentes couches de peau, les caractéristiques du motif de rugosité, mais aussi l'élasticité instantanée mesurée à l'aide d'un dispositif d'indentation portatif (voir chapitre 3, §3.2.4.1), sont ressortis lors de l'analyse des résultats de cette étude clinique. De plus, les résultats des travaux expérimentaux nous ont montré que l'état de la surface de la peau avait une influence sur les propriétés de frottement et sur les champs de déformations dans l'épaisseur de la peau. Tous ces paramètres ont donc été intégrés comme facteurs du plan d'expériences (Tableau 5.1).

Paramètre	Valeur basse (-1)	Valeur haute (+1)
Épaisseur de l'épiderme (h_E)	55 μm	73 μm
Épaisseur du derme (h_D)	0,93mm	1,45mm
Épaisseur de l'hypoderme (h_H)	1,86mm	5,29mm
Rugosité moyenne (R_a)	3,9 μm	6,1 μm
Espacement moyen des motifs du profils (R_{sm})	310 μm	444 μm
Coefficient d'asymétrie (R_{sk})	-0,36	0,0
Coefficient d'aplatissement (R_{ku})	2,98	3,60
Module de cisaillement de l'épiderme (μ_E)	0,13kPa	0,23kPa
Module de cisaillement du derme (μ_D)	0,13kPa	0,23kPa
Module de cisaillement de l'hypoderme (μ_H)	0,13kPa	0,23kPa
Coefficient de frottement (μ)	0,3	0,7

TABLE 5.1 – Les 11 facteurs intégrés dans l'étude par la méthode des plans d'expériences ainsi que les gammes de variations considérées pour ces facteurs.

Les valeurs basses et hautes des paramètres morphologiques de la peau ont été déterminées en prenant les valeurs moyennes plus ou moins écart-type des mesures effectuées lors de l'étude clinique. En ce qui concerne les propriétés mécaniques des différentes couches de peau, une loi de Ogden a été utilisée. Les paramètres constitutifs ont été calibrés en reproduisant la mesure réalisée à l'aide de l'Elastimeter (DelfinTechnologies, Kuopio, Finland) qui consiste en une indentation par une sonde cylindrique en métal jusque 0,6mm de profondeur dans une simulation numérique. Dans un souci de simplification, l'exposant de non-linéarité a été fixé égal à 34 sur la base des mesures *in vivo* réalisée par Evans et Holt [131] et les couches de peau n'ont pas été détaillées. Les valeurs de module de cisaillement de la loi de Ogden ont été ajustées de manière à reproduire les valeurs moyennes plus ou moins écart-type d'élasticité instantanée qui avaient été obtenues lors de l'étude clinique. Les amplitudes de variations des modules de cisaillement des couches de l'épiderme, du derme et de l'hypoderme sont prises égales, selon les valeurs ainsi identifiées.

Les propriétés de contact ont été fixées dans le but de reproduire l'interaction entre les différentes structures de bande d'antiglisser en silicone et la peau. C'est en effet à ce niveau que les irritations cutanées sont survenues. L'objet en contact a donc été modélisé par une surface analytique cylindrique rigide en utilisant deux rayons différents (2mm et 10mm). Ces deux rayons ont été choisis afin de représenter les différentes géométries d'antiglisser en silicone utilisées lors de l'étude clinique. Le but est d'étudier dans quelle mesure cette dimension peut être un paramètre déterminant sur l'état mécanique de la peau lors du frottement. L'interaction de contact entre la peau et la sonde cylindrique a été modélisée par une simple loi de Coulomb avec un coefficient de frottement variant entre 0,3 et 0,7 sur la base de mesures expérimentales (§2.5.5.1, [272]).

5.2.2 Modèle numérique et variables de réponse

5.2.2.1 Géométrie

Le modèle utilisé est basé sur celui présenté en première partie du chapitre 4 (§4.2). L'objectif de notre travail étant entre autre d'étudier l'effet de paramètres décrivant la morphologie de la peau, il était cette fois nécessaire d'avoir une géométrie réaliste (Figure 5.1).

Pour ce qui est de la surface de la peau, elle a été construite en se basant sur les mesures de rugosité effectuées dans l'étude clinique des facteurs bio-mécaniques déterminants dans le développement des irritations cutanées présentée au chapitre 3. Dans cette étude clinique, les motifs de rugosité de la peau des volontaires avaient été caractérisés en utilisant un certain nombre de paramètres de rugosité. Ces derniers se sont montrés d'une importance non négligeable pour différencier les peaux sensibles aux irritations des peaux qui étaient restées saines. Parmi eux, la rugosité moyenne (R_a), l'espacement moyen des motifs du profil (R_{sm}), le coefficient d'asymétrie (ou skewness, R_{sk}), et le coefficient d'aplatissement (ou kurtosis R_{ku}) ont été retenus pour cette étude numérique. Ainsi, les géométries de la surface de la peau ont été générées sous Matlab sous la forme de série de Fourier d'ordre 7 :

$$y(x) = a_0 + \sum_{i=1}^7 a_i \cos(i\omega x) + \sum_{i=1}^7 b_i \sin(i\omega x) \quad (5.1)$$

Les coefficients a_i , b_i et ω ont été ajustés par un processus d'optimisation non-linéaire afin que le profil obtenu respecte les valeurs souhaitées pour les paramètres de rugosité et avec une précision minimale fixée. Étant donné le nombre de paramètres et l'incapacité de connaître par avance un jeu de paramètres proche d'une solution, cette optimisation a été décomposée en deux étapes. Une première étape utilisant une méthode globale (algorithme génétique), permettant de trouver un jeu de paramètres dans une zone proche d'un minimum satisfaisant les conditions de précision. La deuxième étape consiste à appliquer une méthode d'optimisation locale, en utilisant la fonction *fmincon*, et avec comme point de départ le résultat de l'optimisation globale. Cette étape permet d'affiner l'ajustement des paramètres et ainsi de passer sous le seuil de précision souhaité. À toutes les itérations de chacune des deux étapes, des nouvelles valeurs de coefficients a_i , b_i et ω sont testées et les paramètres de rugosité correspondants sont calculés et comparés aux valeurs ciblées $X = [R_a, R_{sm}, R_{sk}, R_{ku}]$, grâce à la fonction objectif suivante :

$$f(\hat{X}) = c_a(\hat{R}_a - R_a)^2 + c_{sm}(\hat{R}_{sm} - R_{sm})^2 + c_{sk}(\hat{R}_{sk} - R_{sk})^2 + c_{ku}(\hat{R}_{ku} - R_{ku})^2 \quad (5.2)$$

Où $\hat{X} = [\hat{R}_a, \hat{R}_{sm}, \hat{R}_{sk}, \hat{R}_{ku}]$ est le vecteur des paramètres de rugosités obtenus aux différentes itérations, et les c_i sont des coefficients permettant de normaliser les différents paramètres entre eux.

La peau qui a été étudiée ici est celle de la cuisse, il s'agit d'une peau non plantaire pour laquelle la géométrie de la jonction dermo-épidermique est très similaire à la géométrie de la surface de la peau contrairement à la peau plantaire pour laquelle les papilles dermiques sont caractéristiques [130]. La jonction dermo-épidermique a donc été créée par une simple translation de la surface de la peau en fonction de l'épaisseur du derme. Pour finir, l'interface entre le derme et l'hypoderme a été considérée plate.

Cette géométrie a été appliquée sur la zone centrale du modèle, qui entoure la région d'intérêt de ce travail. De chaque côté de cette zone, les géométries de la surface et de la jonction dermo-épidermique ont été idéalisées car elles n'influencent pas la réponse au cœur de la région d'intérêt. Ces portions de peau idéalisée ont été ajoutées de manière à éviter les effets de bord.

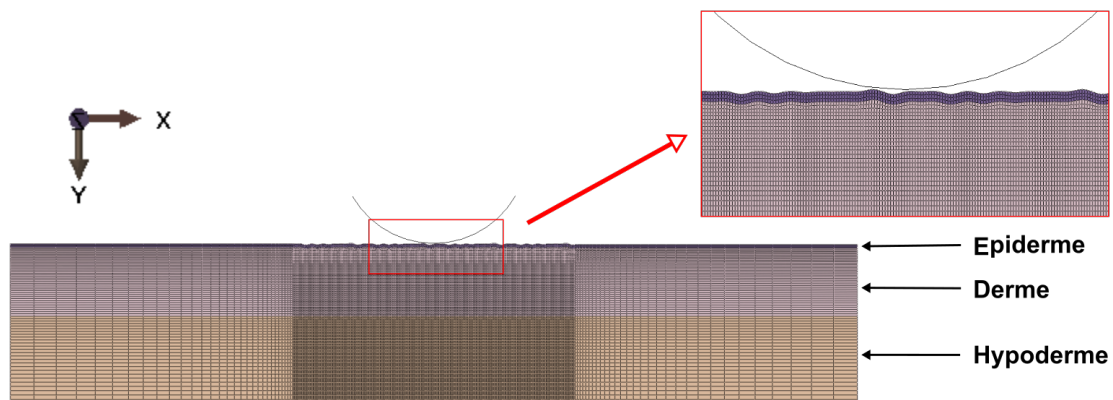


FIGURE 5.1 – Exemple de modèle éléments finis de peau avec son maillage.

5.2.2.2 Maillage

Le maillage a été créé directement par Abaqus en utilisant des éléments quadrilatéraux structurés hybrides avec intégration réduite et une hypothèse de déformations planes (éléments de type CPE4RH dans Abaqus). L'hypothèse de déformations planes se base sur le fait que les contraintes sont appliquées uniquement dans le plan de la face de l'échantillon de peau qui est étudiée. De plus, la largeur de l'échantillon dans la direction hors plan est supposée très grande par rapport à son épaisseur dans le plan. La charge normale est appliquée de manière quasi-linéique sur toute la largeur de l'échantillon dans la direction hors du plan. Pour toutes ces raisons, il a donc été supposé que les déformations hors du plan étudié sont négligeables.

L'épiderme a été maillé avec 3 éléments dans son épaisseur, tout comme la partie supérieure du derme, sur une épaisseur équivalente à celle de l'épiderme. Ensuite, les dimensions verticales des éléments du reste de la peau varient de $25\mu\text{m}$ à proximité de la jonction dermo-épidermique, à $50\mu\text{m}$ à l'interface avec l'hypoderme, pour atteindre $100\mu\text{m}$ sur la surface inférieure de l'hypoderme. Dans la direction horizontale, les éléments sont pris fins ($\approx 20\mu\text{m}$) dans la région d'intérêt centrale, de manière à pouvoir

reproduire fidèlement le motif de rugosité, et de plus en plus larges en direction des extrémités de la peau (Figure 5.1).

5.2.2.3 Étapes de la simulation

Le modèle a pour but de représenter un essai d'indentation puis frottement afin de simuler une couche de peau soumise à l'action d'un dispositif de compression. Ainsi, la simulation se déroule de manière quasi-statique, cette fois en trois étapes successives :

1. **Mise en tension de l'échantillon** par l'application d'un déplacement horizontal aux extrémités droite et gauche de la peau. Cette étape permet de placer l'échantillon dans un niveau de tension physiologique de 5% [191]. Au cours de cette étape la sonde cylindrique est déplacée verticalement de manière à se situer tout juste au contact de la surface de la peau. Le déplacement horizontal et la rotation de la sonde sont empêchés.
2. **Application de la pression** en imposant à la sonde cylindrique une force normale à la surface de la peau. Celle-ci est de $2,00mN$ pour la sonde de rayon $2mm$ et de $4.08mN$ pour la sonde de rayon $10mm$ de manière à avoir une pression de contact $\approx 15mmHg$. Le déplacement horizontal et la rotation de la sonde sont toujours bloqués à cette étape.
3. **Déplacement horizontal de la sonde** : celui-ci permet le frottement de la sonde sur la peau sur une distance de $1,0mm$. La pression est maintenue constante.

Pendant toutes les étapes de la simulation les déplacements verticaux de la surface basse de la peau sont contraints. Les déplacements horizontaux et les rotations sont laissés libres.

5.2.2.4 Variables de réponse

Trois paramètres de réponse sont étudiés en sortie. Tout d'abord, le cisaillement surfacique maximal qui peut être connecté à l'abrasion du dispositif sur la peau. Les deux autres paramètres considérés sont la contrainte maximale de cisaillement et la pression maximale à proximité de la jonction dermo-épidermique. Ces deux paramètres décrivent l'état mécanique de la peau et ont souvent été décrits comme des facteurs de risque pour l'endommagement cutané [282], [283]. Ces contraintes sont aussi potentiellement à l'origine de la stimulation des nocicepteurs. Pour ces trois paramètres, les valeurs qui sont retenues sont les valeurs maximales atteintes au cours de l'étape de glissement de la sonde sur la peau.

5.2.3 Plans d'expériences

Dans un premier temps, les paramètres les plus influents seront déterminés à l'aide d'un plan de criblage. La méthode de « Definitive Screening Design » [284] à 3 niveaux est mise en place afin d'étudier les relations d'ordre 1 entre les variables de réponses et les 11 facteurs en ne réalisant que 25 simulations numériques. Les facteurs sont codés pour varier entre -1 et $+1$.

Une régression linéaire permet d'obtenir les coefficients β_i de la relation :

$$Y = \beta_0 + \sum_{i=1}^{11} (\beta_i X_i) \quad (5.3)$$

Où Y représente une variable de sortie et X_i les facteurs du plan de criblage. Les facteurs dont l'influence cumulée permet d'expliquer au moins 80% de la variance des variables de réponse sont étudiés plus en détail dans un plan factoriel complet à 4 niveaux.

Pour cette deuxième étape les amplitudes de variations des facteurs sont conservées identiques et les niveaux sont fixés à -1 , $-1/3$, $+1/3$ et $+1$. Ce plan d'expériences nécessite la réalisation de 4^N simulations avec N le nombre de facteurs étudiés. Ce type de plan d'expériences permettra d'obtenir avec une bonne précision les surfaces de réponse des différentes variables étudiées.

Dans un premier temps une régression par étapes avec un modèle quadratique sera mise en place à l'aide du module de calibration Model-Based calibration de Matlab. Celle-ci aura pour but de déterminer la nature et de quantifier l'influence des différents facteurs et leurs interactions. Le modèle quadratique ainsi ajusté peut s'écrire sous la forme suivante :

$$Y = \alpha_0 + \sum_{i=1}^N (\alpha_i X_i) + \sum_{i,j=1, j>i}^N (\alpha_{ij} X_i X_j) + \sum_{i=1}^N (\alpha_{ii} X_i^2) \quad (5.4)$$

Pour finir, des surfaces de réponses interpolées ont été obtenues en appliquant une interpolation par fonction de base radiale. Les modèles de régression obtenus à l'aide de cette dernière méthode ont été appliqués aux données de rugosité et d'élasticité instantanée mesurées lors de l'étude clinique. Les données ont été transformées pour correspondre aux valeurs codées utilisées dans le plan d'expériences. Le coefficient de frottement n'ayant pas été mesuré lors de cette étude, sa valeur a été fixée à 0,5 (0 en valeur codée). Les corrélations entre les valeurs ainsi prédites des variables de réponse et les scores d'irritation mesurés cliniquement ont été étudiées à l'aide des coefficients de corrélation de Spearman.

5.3 Résultats

5.3.1 Étape de criblage

Des régressions linéaires ont été ajustées sur les variables de réponse obtenues lors des simulations du plan de criblage. Les coefficients β_i de l'équation (5.1) ainsi obtenus pour les trois modèles sont présentés sur la figure 5.2. Les coefficients de détermination ajustés de ces trois modèles sont de 0,9, 0,79, 0,9, respectivement pour le cisaillement maximal, la pression maximale et le cisaillement surfacique maximal (13 degrés de liberté).

Parmi les 11 facteurs, les coefficients de 7 d'entre eux sont montrés significatifs pour au moins une des trois variables de réponse. Il s'agit du coefficient de frottement μ , des paramètres de rugosité à l'exception du coefficient d'aplatissement R_{ku} , des modules de cisaillement de l'épiderme μ_e et du derme μ_d , et enfin de l'épaisseur de l'hypoderme. L'influence des différents paramètres est quasi identique peu importe le rayon de la sonde cylindrique. Comme on peut le constater à l'aide des courbes de Pareto de la figure 5.2, seulement 5 de ces paramètres suffisent pour dépasser le seuil d'influence cumulée de 80%. Ces paramètres sont : le coefficient de frottement μ , le module de cisaillement de l'épiderme μ_e , la rugosité moyenne R_a , l'espacement moyen des motifs de rugosité R_{sm} , le coefficient d'asymétrie du profil de rugosité R_{sk} .

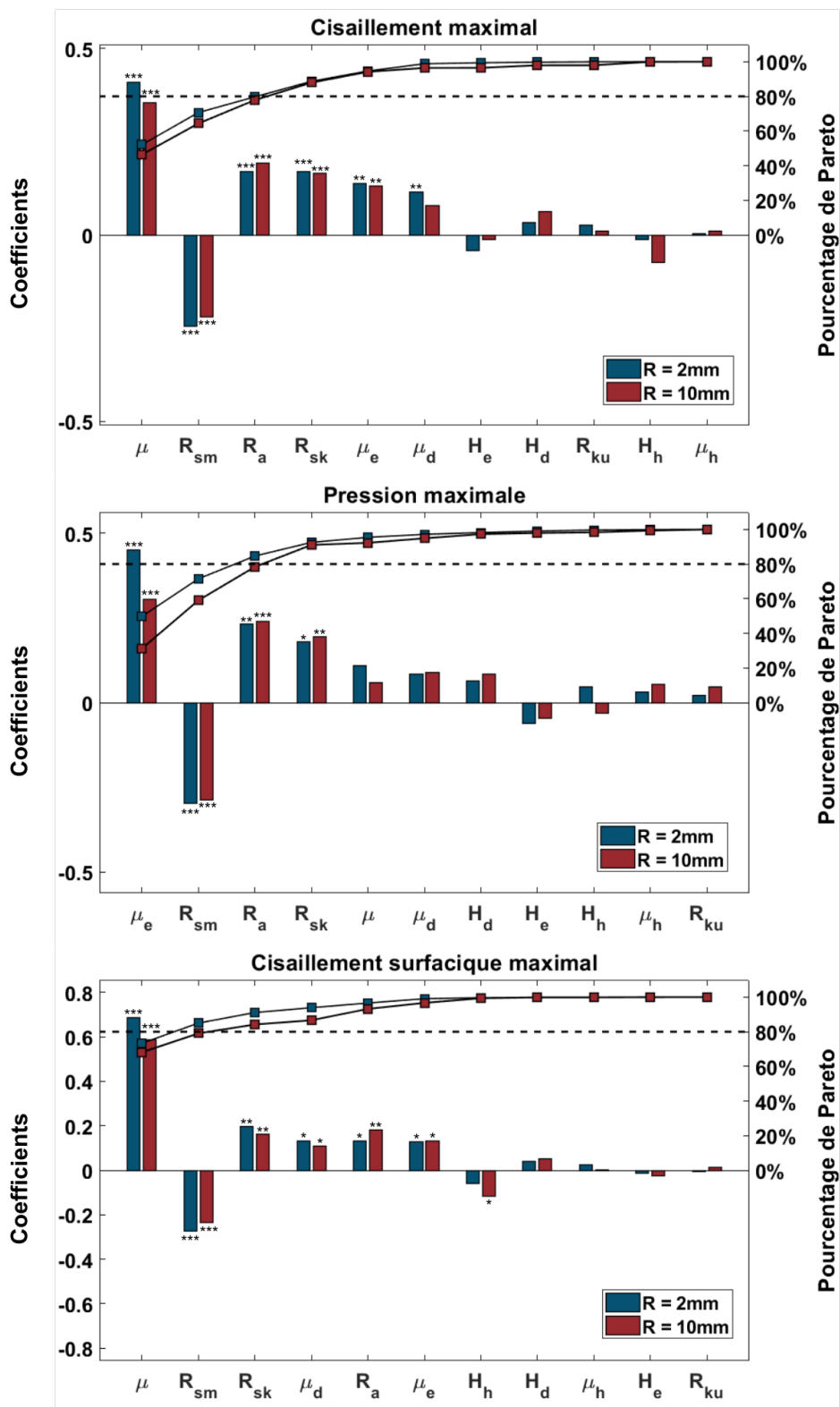


FIGURE 5.2 – Diagramme en barres des coefficients des régressions linéaires effectuées sur les résultats du plan de criblage pour les variables de sortie de cisaillement maximal, de pression maximale et de cisaillement surfacique maximal. Les niveaux de significativité des coefficients sont indiqués par des astérisques : *** < 0,001 ; ** < 0,01 ; * < 0,05. Les courbes de Pareto sont superposées à ces diagrammes, elles représentent l'influence cumulée des paramètres des modèles de régression et se lisent sur l'axe de droite.

5.3.2 Interactions et non-linéarités

Puisque 5 paramètres ont été retenus pour que leur influence soit étudiée plus en détail à l'aide d'un plan factoriel complet à 4 niveaux, ce sont donc $4^5 = 1024$ simulations numériques qui ont été effectuées. Celles-ci ont été effectuées uniquement en utilisant une sonde cylindrique de rayon 2mm étant donné la très faible influence apparente de ce paramètre. Les coefficients α_i , α_{ii} et α_{ij} de l'équation (5.2) ayant dépassé le seuil de significativité de 95% lors de la régression par étapes sont représentés sur la figure 5.3.

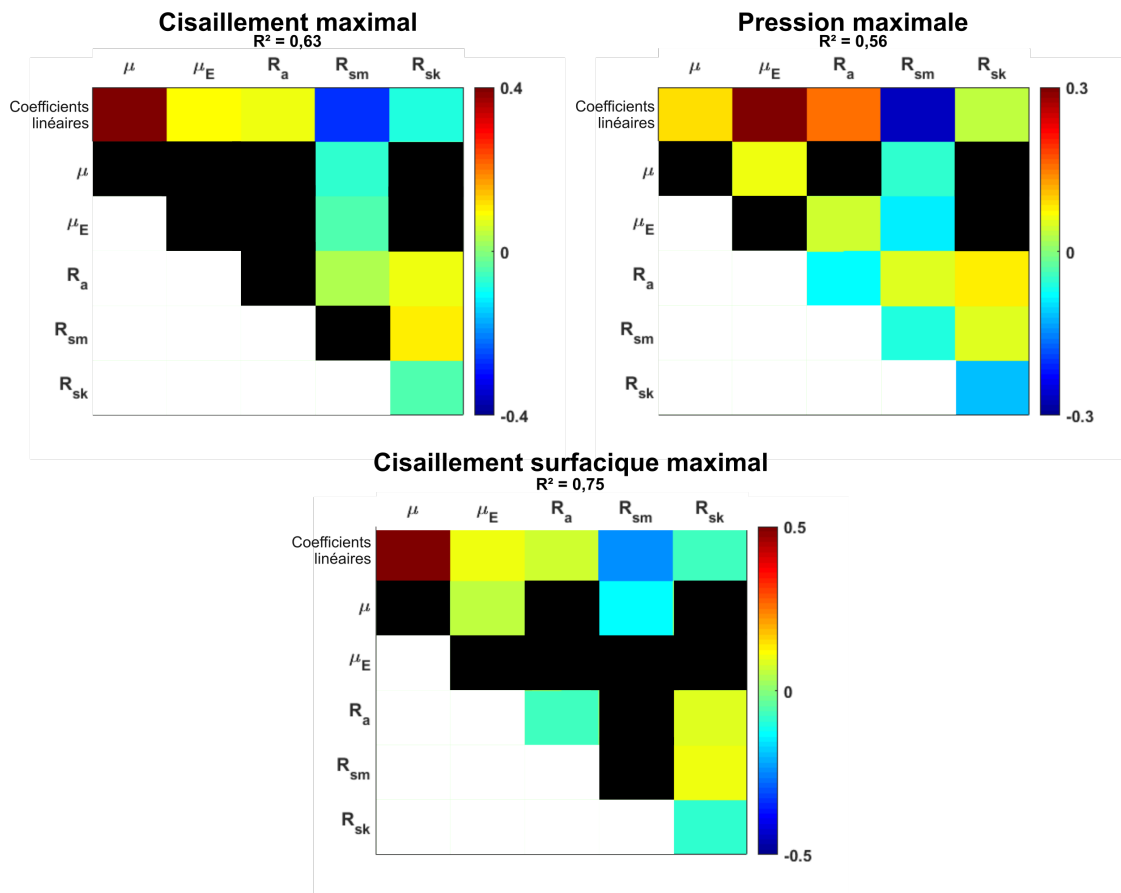


FIGURE 5.3 – Valeurs des coefficients des modèles quadratiques de régression pour les variables de réponses de cisaillement maximal, de pression maximale et de cisaillement surfacique maximal. Les cases noires indiquent les coefficients n'ayant pas dépassé le seuil de significativité de 95%.

Les termes linéaires (α_i) obtenus sont très similaires à ceux précédemment observés avec les régressions linéaires résultant du plan de criblage (β_i). La seule différence notable réside dans le changement de signe en ce qui concerne l'influence du coefficient d'asymétrie R_{sk} sur la pression maximale bien que celle-ci reste très faible par rapport aux autres termes linéaires du modèle. Les seuls termes quadratiques ayant dépassé le seuil de significativité de 95% concernent les trois paramètres de rugosité, notamment R_{sk} . On peut aussi noter des interactions entre les différents paramètres. En particulier, des coefficients de signe négatif pour décrire l'influence des interactions $\mu - R_{sm}$ et $\mu_E - R_{sm}$ et des coefficients de signe positif pour les interactions $R_a - R_{sm}$, $R_a - R_{sk}$ et $R_{sm} - R_{sk}$.

Les coefficients de détermination obtenus pour les trois modèles quadratiques sont de 0,63, 0,656 et 0,75 respectivement pour le cisaillement maximal, la pression maxi-

male et le cisaillement surfacique maximal (1003 degrés de liberté). Ces valeurs sont relativement faibles et indiquent des niveaux de résidus très élevés. Cela signifie que les modèles quadratiques ne sont pas suffisants pour capturer toutes les non-linéarités de chacune des surfaces de réponse.

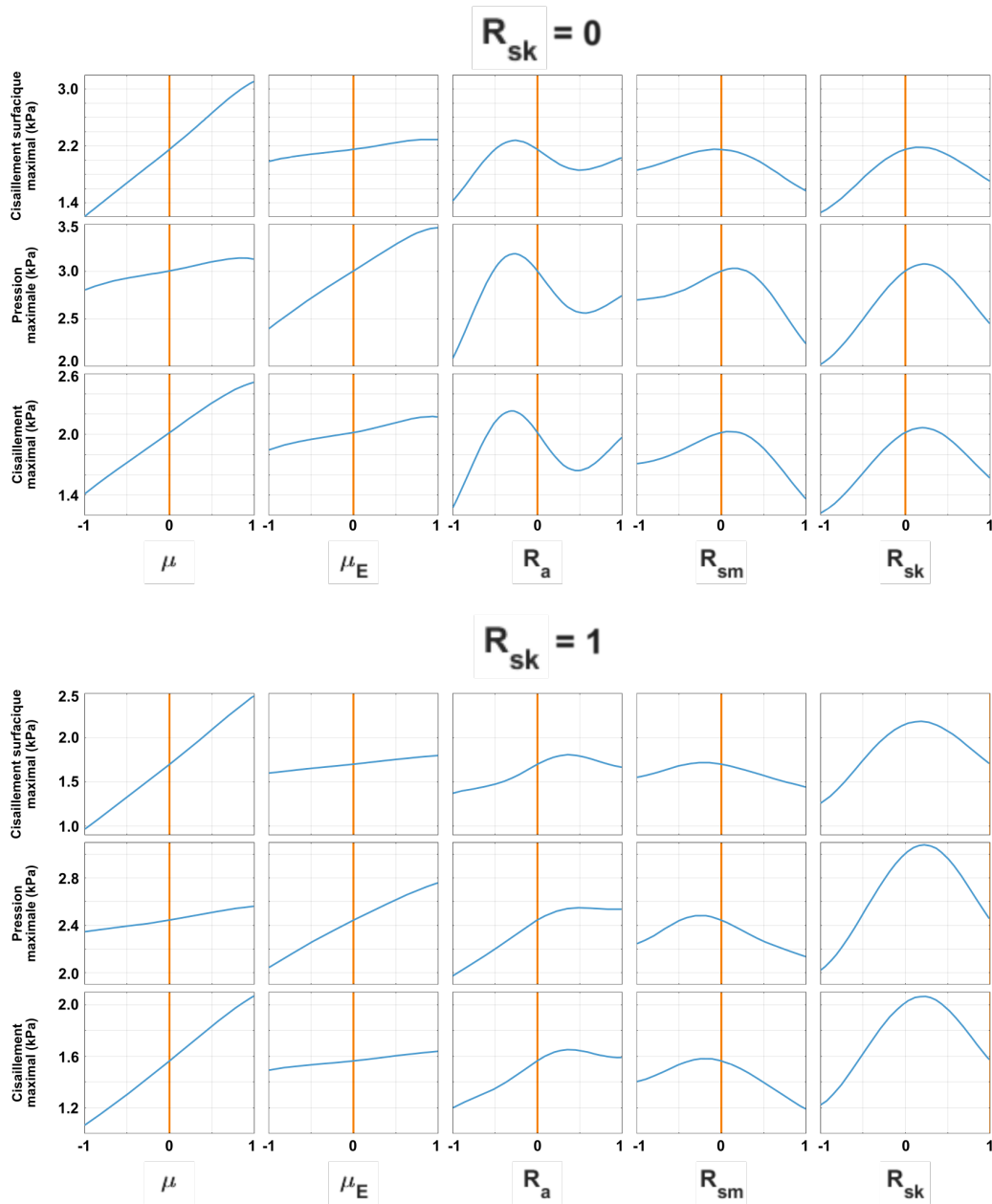


FIGURE 5.4 – Influence des différents paramètres μ , μ_E , R_a et R_{sm} sur les différents modèles de surfaces de réponse interpolées pour $R_{sk} = 0$ (haut) et pour $R_{sk} = +1$ (bas). La visualisation de ces courbes à deux valeurs différentes de R_{sk} met en évidence les interactions non-linéaires entre les différents paramètres de rugosité. Les barres verticales orange indiquent le niveau des paramètres pour les autres graphiques de la même ligne.

La figure 5.4 présente des exemples d'allures des courbes d'influence de chacun des facteurs étudiés obtenues grâce à l'interpolation des surfaces de réponse par fonction de base radiale. Ces courbes mettent en avant les influences non-linéaires des trois paramètres de rugosité. En observant leur allure à différentes positions sur la surface de réponse on peut noter que les courbes d'influence de R_a , R_{sm} et R_{sk} prennent des allures

différentes en fonction des autres paramètres. Cela montre un fort niveau d'interaction en ce qui concerne ces trois facteurs. Au contraire, les courbes d'influence du coefficient de frottement (μ) et du module de cisaillement de l'épiderme (μ_e) semblent rester linéaire.

5.3.3 Prédiction à partir des données de l'essai clinique

Les modèles obtenus par l'interpolation des surfaces de réponse par fonction de base radiale ont été appliqués aux données mesurées lors de l'essai clinique. Ainsi, pour chaque sujet de l'étude clinique, des valeurs de cisaillement maximal, de pression maximale et cisaillement surfacique maximal ont été prédites à partir des valeurs d'élasticité instantanée, de rugosité moyenne, d'espacement moyen des motifs et de coefficient d'asymétrie qui avaient été mesurées. Les réponses obtenues sont présentées sur la figure 5.5. Le score d'irritation correspondant qui avait été observé pour chaque sujet est indiqué grâce à une échelle de couleur.

La nature linéaire des trois différentes courbes montre une très forte corrélation entre les différentes variables de réponse. Cependant, la répartition des différentes couleurs de points ne montre aucune véritable tendance d'augmentation du score d'irritation avec les différentes variables de réponse prédites par le modèle de surface de réponse. Cette observation est confirmée par les très faibles corrélations positives obtenues entre les différentes réponses prédites (paramètres en abscisses et ordonnées des différents graphiques) et le score d'irritation mesuré, représenté par la couleur des points ($\rho = 0,18$ pour le cisaillement maximal, $\rho = 0,13$ pour la pression maximale et $\rho = 0,17$ pour le cisaillement surfacique maximal).

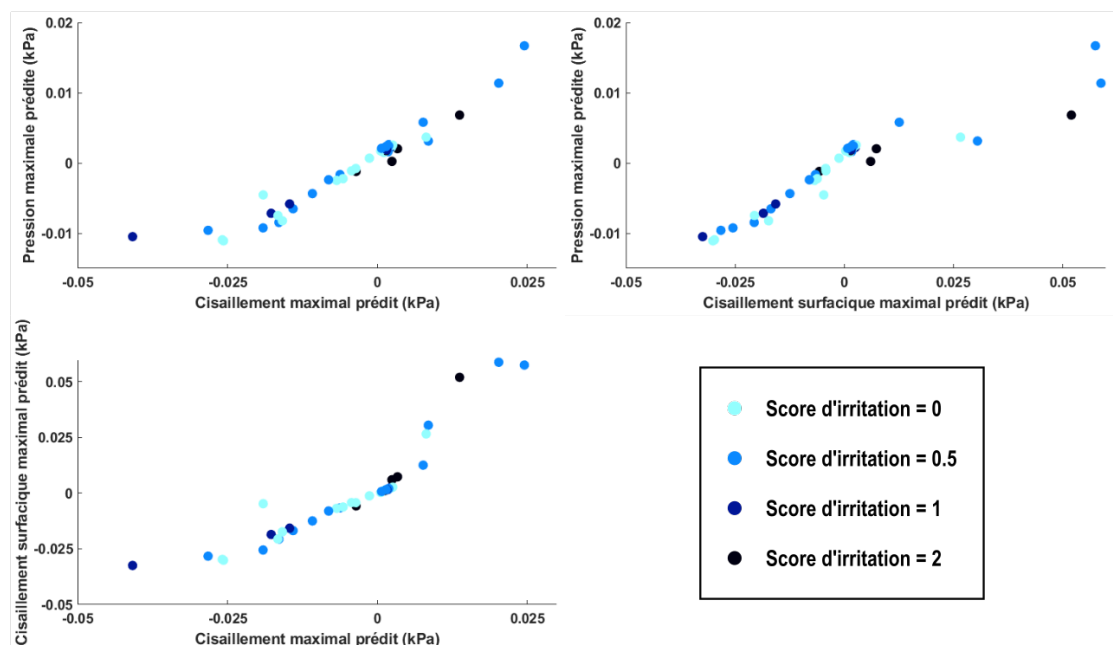


FIGURE 5.5 – Prédiction du cisaillement surfacique maximal, du cisaillement maximal et de la pression maximale à partir des données cliniques mesurées dans la zone de la bande d'antiglisser en silicone. Coloration des différents points prédits en fonction du score d'irritation observé.

5.4 Discussion

Le travail de modélisation numérique effectué a permis l'étude de l'influence de nombreux paramètres pouvant décrire la morphologie de la peau et ses propriétés mécaniques sur son état mécanique lors d'une même interaction de frottements. La première étape de criblage s'est avérée efficace puisqu'elle a permis de concentrer l'étude sur les 5 facteurs les plus influents sur l'état mécanique de la peau sans pour autant avoir besoin de réduire le nombre initial de facteurs de manière arbitraire. De cette manière une étude plus approfondie de ces 5 facteurs a pu être mise en place. Le nombre très faible (25) de simulations nécessaires pour obtenir un tel résultat témoigne de la puissance de la méthode des plans d'expériences. D'autant plus que, l'ajustement de modèles quadratiques sur les données obtenues par les 1024 simulations du plan factoriel complet a donné des coefficients linéaires très similaires.

En outre, les résultats du plan factoriel complet ont mis en avant les non-linéarités et les interactions entre ces paramètres. Bien que le plan de criblage avait permis d'établir de manière satisfaisante les effets linéaires principaux, le plan complet a montré les limites d'une telle méthode. En effet, même les modèles quadratiques ajustés sur les jeux de réponses du plan complet, nettement plus détaillés, n'ont pas permis d'atteindre des coefficients R^2 satisfaisants. Ceci s'explique par la présence d'effets plus complexes qui ont ensuite pu être confirmés par l'interpolation des surfaces de réponse par fonction de base radiale. Dans l'optique d'utiliser les surfaces de réponse avec des données mesurées cliniquement, cette interpolation était nécessaire pour atteindre un niveau d'erreur acceptable. Une comparaison entre les observations cliniques et les prédictions réalisables à partir du modèle développé a donc ensuite été possible. Cependant, la reprojexion des données cliniques sur les surfaces de réponse interpolées ne s'est pas montrée fructueuse étant donné qu'aucune corrélation évidente entre les réponses prédites et les scores d'irritation n'a été obtenue.

5.4.1 Effets des paramètres mécaniques et morphologiques de la peau sur son état mécanique

Les résultats du plan de criblage et du plan factoriel complet, présentés sur les figures 5.2 et 5.3, montrent que le cisaillement surfacique maximal est sans surprise très largement déterminé par le coefficient de frottement. L'espacement moyen des motifs du profil de rugosité, son asymétrie et son amplitude moyenne, ainsi que les propriétés mécaniques de l'épiderme et du derme ont une influence 2 à 3 fois inférieure. Le coefficient de frottement étant largement dépendant du matériau en contact et des conditions environnementale dans lequel ce contact s'effectue [50], il semblerait que ces critères soient déterminants en ce qui concerne l'abrasion potentielle de la peau. Bien que leur influence semble mineure d'après les coefficients de la régression linéaire, les propriétés mécaniques et de rugosités de la peau ont tout de même montré une influence significative. Les travaux de Leyva Mendivil et al. [139] avaient déjà montré l'importance de la microstructure de la peau sur ses propriétés de frottement. Leurs travaux s'étaient cependant arrêtés à la comparaison entre une géométrie de peau plate et une autre tirée d'une coupe histologique de peau. Les travaux de Diosa et al. [132] avaient mis en évidence un effet assez faible de l'évolution des profils de rugosités avec l'âge sur les propriétés de contact. Cependant, leur étude avait montré que les contraintes de contact étaient nettement supérieures lorsque la rigidité de la couche supérieure de la peau était augmentée.

Les résultats de l'étude présentée ici viennent confirmer et compléter ces observations en détaillant l'importance de certaines propriétés du motif de rugosité. En particulier, son amplitude moyenne, sa fréquence et son asymétrie ont eu une influence plus importante sur le cisaillement surfacique par rapport aux propriétés mécaniques de l'épiderme et du derme.

Pour le cisaillement maximal mesuré à proximité de la jonction dermo-épidermique, les tendances sont similaires à celles observées pour le cisaillement surfacique. Cependant, dans ce cas les propriétés mécaniques et de rugosité ont une influence plus importante que pour le cisaillement surfacique. Les résultats obtenus par Jobanputra et al. [129] montraient une influence positive du module de cisaillement du derme sur les contraintes mesurées dans le derme immédiatement à proximité de la jonction dermo-épidermique alors que l'augmentation du coefficient de cisaillement de l'épiderme avait l'effet inverse. Dans les travaux présentés ici, les deux modules de cisaillement ont une influence positive. Cette différence est probablement due au fait que le maximum de contraintes de cisaillement considéré ici pouvait aussi bien intervenir dans le derme que dans l'épiderme. Les résultats obtenus ici montrent aussi que des niveaux de contraintes de cisaillement plus élevés sont atteints lorsque le profil de rugosité présente une amplitude moyenne plus importante ainsi que des motifs plus fréquents et symétriques autour de la ligne moyenne.

En ce qui concerne la pression maximale, le paramètre le plus influent est le module de cisaillement de l'épiderme. Le maximum de pression a en effet quasiment toujours été obtenu dans l'épiderme. Les propriétés de rugosité ont une influence similaire à celles observées sur les réponses de cisaillement. Les modules de cisaillement des différentes couches ont montré des corrélations positives avec les différentes variables de réponses choisies. Au contraire, l'analyse des résultats de l'étude clinique avait montré que les peaux les plus souples avaient eu plus tendance à développer des signes d'irritation. Enfin, l'influence des paramètres de rugosité sur le risque d'irritation cutanée suit les mêmes tendances pour les approches numériques et cliniques.

L'analyse des surfaces de réponse interpolées (figure 5.4), a mis en évidence les non-linéarités des influences de propriétés de rugosité R_a , R_{sm} et R_{sk} sur les trois variables de réponse. De plus, cette analyse fait aussi apparaître des interactions entre les trois paramètres de rugosité, justifiant ainsi l'utilité d'une étude plus approfondie de ces paramètres grâce à un plan d'expériences plus complet. Au delà des influences linéaires précédemment décrites, ces observations suggèrent que certaines combinaisons particulières de ces paramètres de rugosité pourraient engendrer de plus fortes contraintes.

5.4.2 Modélisation mécanique et irritations cutanées

La projection des données mesurées lors de l'étude clinique sur les surfaces de réponse obtenues par interpolation par fonction de base radiale a permis de faire des prédictions de l'état mécanique de la peau des sujets lors du contact avec la bande d'anti-glisse en silicone. Cependant, les réponses prédites n'ont malheureusement montré aucune corrélation significative avec les scores d'irritation mesurés. Si l'on ne remet pas en cause le choix de variables de réponses, le modèle tel qu'il a été utilisé ne permet donc pas de prédire le risque d'irritation cutanée. Ainsi, ce modèle ne permet pas de mettre en évidence une influence des propriétés mécaniques et morphologiques de la peau sur le risque d'irritation cutanée telles qu'elles ont été évaluées.

Le modèle utilisé a été conçu principalement en s'appuyant sur des mesures cliniques

et expérimentales présentant évidemment chacune leurs limites. La mesure des coefficients de frottement du silicone des bas médicaux de compression sur la peau des sujets, ainsi que la pression d'interface, auraient permis de mieux définir les conditions de contact rencontrées lors de l'utilisation des dispositifs, et donc les conditions aux limites à utiliser dans la modélisation numérique. Ainsi, de meilleures corrélations entre les prédictions de réponses et les scores d'irritation auraient pu être obtenues.

Par ailleurs, lors de cette étude les maximums des variables de réponse ont été considérés. Cependant, il est probable que certaines zones très précises de la peau, notamment à proximité des terminaisons nerveuses de la douleur, soient plus particulièrement sensibles aux déformations et aux contraintes. Pour autant, les valeurs maximales des variables de réponse étudiées ici n'ont peut-être pas été atteintes spécifiquement dans ces zones. De plus, la littérature actuelle sur le sujet ne permet pas de définir avec certitude ni les variables descriptives de l'état mécanique de la peau les plus pertinentes, ni les zones précises de la peau sensibles aux contraintes mécaniques. Des travaux cliniques et numériques à ce sujet sont encore nécessaires afin de mieux définir la zone à étudier et les variables de réponse les plus appropriées. En particulier, des travaux cliniques ayant pour but de mieux comprendre les phénomènes physiologiques menant à l'irritation cutanée pourraient apporter de nouveaux éléments pour permettre une meilleure conception des modèles numériques.

Bien que les approches utilisées pour les études expérimentales et cliniques (chapitres 2 et 3) ne soient pas à remettre en cause ici, il est envisageable que l'intégration de paramètres autres que les propriétés mécaniques et morphologiques de la peau pourrait permettre d'obtenir un modèle avec de meilleures capacités de prédiction des irritations. En particulier, le modèle pourrait être amélioré par la prise en compte de paramètres biophysiques tels que l'hydratation et la température de la peau, ou encore la quantité de sébum présente à la surface de la peau, dont l'influence sur les propriétés de contact a déjà pu être mise en avant [50], [163], [164].

Enfin, une méthode d'évaluation des irritations de la peau moins subjective aurait aussi pu permettre d'obtenir de meilleures corrélations. De plus, le nombre de sujets de l'étude clinique était assez faible avec une grande variété des âges, des IMC, et des types de peau. Cette variété est probablement une des causes de la confusion observée dans la répartition des scores d'irritations obtenus en fonction des variables de réponses prédites.

5.5 Conclusion

L'étude qui vient d'être présentée avait pour objectif de déterminer l'influence des propriétés mécaniques et morphologiques de la peau dans le développement d'irritations cutanées en utilisant la méthode des plans d'expériences numériques. Le modèle numérique de peau qui a été utilisé pour cette étude avait préalablement été validé en le confrontant à des données expérimentales. Le dimensionnement du plan d'expériences a été basé sur les résultats de l'étude clinique des facteurs biomécaniques intervenant dans le développement des irritations cutanées induites par l'utilisation de bas médicaux de compression.

Les résultats des simulations numériques effectuées dans le cadre de ce plan d'expériences numérique ont permis de mettre en évidence comment l'état mécanique de la peau lors d'une interaction de frottement, est influencé par les propriétés du motif de rugosité de la peau et les propriétés mécaniques des différentes couches de peau. La complexité des relations entre les différentes variables de réponse étudiées et les propriétés

de rugosité de la peau a été soulignée lors de l'analyse des surfaces de réponses obtenues par l'interpolation de ces résultats. Néanmoins, la mise en regard des modèles de réponse ainsi développés avec les données mesurées lors de l'essai clinique n'a malheureusement pas permis de montrer de corrélation entre les réponses étudiées numériquement et les scores d'irritation mesurés cliniquement. Des mesures cliniques complémentaires auraient pu permettre de mieux définir les conditions aux limites du modèle numérique. De cette manière, des éléments de compréhension supplémentaires sur le rôle de la mécanique dans le développement des irritations cutanées auraient pu être apportés. En particulier, une étude de l'effet du niveau de pression d'interface choisi pourrait être pertinente. En effet, même si les fabricants garantissent une gamme de pression de contact, celle-ci dépend largement de la morphologie de la jambe du sujet [25], [27], [285]. Le choix de la taille de bas influence donc certainement la pression d'interface obtenue. L'étude du lien de corrélation entre la pression réellement appliquée par le dispositif de compression à la surface de la peau et le risque d'irritation cutanée pourrait donc aussi être pertinente. Dans l'hypothèse où cette corrélation existerait effectivement, il est envisageable que la conception de dispositifs plus personnalisés aux différentes morphologies de jambes pourrait aider à réduire l'occurrence des irritations cutanées.

Enfin, les prochains travaux à ce sujet devront probablement aussi considérer d'autres paramètres pouvant avoir une influence sur l'interaction entre les dispositifs médicaux de compression et la peau. Un modèle similaire à celui conçu lors de ce travail pourrait bénéficier de la considération d'autres paramètres biophysiques tels que la température ou l'hydratation cutanée afin de mieux définir l'interface de contact.

Résultats à retenir

- ❑ Le coefficient de frottement et les propriétés mécaniques des couches de peau ont une influence linéaire sur l'état mécanique de la peau lors du frottement.
- ❑ Les relations entre l'état mécanique de la peau lors du frottement et les propriétés de rugosité de la peau sont hautement non-linéaires.
- ❑ La modèle tel qu'il a été conçu, et les données cliniques auxquelles les surfaces de réponse numériques ont été confrontées, ne sont pas suffisantes pour conclure sur le rôle des propriétés morphologiques et mécaniques de la peau dans le développement des irritations cutanées induites par une interaction de frottement.

Conclusion générale

Les utilisateurs de dispositifs médicaux de compression sont trop souvent confrontés à des intolérances qui s'érigent en obstacle à l'observance thérapeutique chez les patients souffrant d'insuffisance veineuse. Les mécanismes à l'origine de ces intolérances sont encore trop peu compris. Tout au long de ce travail, nous avons fait l'hypothèse que ces intolérances pouvaient résulter des contraintes mécaniques imposées par les dispositifs sur la peau. L'analyse de la littérature au sujet des irritations cutanées nous montre que ce phénomène est intimement connecté aux contraintes mécaniques éprouvées par la peau dans son épaisseur. Pourtant, les travaux de tribologie de la peau se sont traditionnellement basés sur des mesures et des observations en surface. Ces derniers, très nombreux, ont mis en avant la grande diversité des facteurs pouvant influencer les propriétés du contact avec la peau, et donc, la nécessité d'effectuer les études dans des conditions réelles. Sur la base de ces observations, ce travail de thèse avait pour objectif de progresser dans la compréhension des facteurs biomécaniques intervenant dans le développement des irritations cutanées. Les travaux réalisés ont mêlé des approches expérimentale, clinique et numérique dont les résultats vont à présent être synthétisés.

Synthèse des travaux

Tout d'abord, une méthode expérimentale a été développée, en particulier par la conception d'un tribomètre et de son interface de contrôle, dans le but de pouvoir réaliser des images de l'épaisseur d'échantillons de peau lors d'interactions de contact. L'application de la méthode de corrélation d'images numériques sur les images ainsi obtenues a permis de mesurer pour la première fois les champs de déformation générés par le contact, ainsi que leur évolution lors du frottement. Cela a notamment été rendu possible par la coloration des échantillons à l'aide d'hémalun et d'éosine, en s'inspirant des images d'histologie de la peau.

Cette méthode a ensuite été mise en application lors d'essais de frottement sur des échantillons de peau de cochon. Trois préparations différentes de la surface des échantillons et trois matériaux de contact différents, dont ceux constituant les bas de compression, ont été utilisés afin d'évaluer leur influence à la fois sur les propriétés de frottement et sur les déformations de la peau. Les mesures du tribomètre ont permis de mettre en avant les différents mécanismes de frottement obtenus en variant les combinaisons de préparation de surface des échantillons et de matériau de contact. L'analyse qualitative des champs de déformation en cisaillement a permis de conclure que le coefficient de

frottement semble corrélé à l'intensité des déformations. En outre, l'adhésion est apparue comme un mécanisme influençant la diffusion des déformations dans l'épaisseur de la peau. L'analyse de l'évolution des champs de déformation lors du frottement a permis de montrer que l'intensité des déformations subies par la peau augmente jusqu'à l'initiation du glissement du matériau de contact. Ces observations laissent entrevoir les limites de la mesure du coefficient de frottement comme unique caractéristique du contact. De plus, l'influence de l'état de la surface des échantillons prouve la nécessité d'étudier chaque situation de contact aussi près que possible des conditions réelles. Ce dernier constat justifie un peu plus l'intérêt d'une approche clinique afin de mieux comprendre les conditions de survenue des irritations cutanées.

Un protocole clinique a donc été mis en place avec le soutien du CHU de Saint-Étienne et de la société Thuasne. Son objectif était d'identifier les facteurs biomécaniques déterminants dans le développement d'intolérances cutanées lors du port de bas de compression. Après avis favorable du Comité de Protection des Personnes, ce protocole a donc permis d'effectuer de nombreuses mesures afin de caractériser l'état biophysique de la peau avant et après une période de port des dispositifs sur 25 volontaires. Parmi eux, 20 ont développé des signes d'irritations malgré une durée d'utilisation des bas de compression relativement brève. Bien que deux bas de compression avec des différences majeures de conception d'antiglisseraient aient été portés simultanément par les volontaires, aucune influence du modèle de bas n'a pu être mise en évidence. La quasi-totalité des irritations a été observée sous ou à proximité de la bande d'antiglisser en silicone pour les deux modèles. Les résultats obtenus lors des essais expérimentaux de frottement ont également montré des déformations très intenses et des indicateurs de frottement élevés pour l'interaction de la résine en silicone sur une peau nettoyée et endommagée. En particulier en comparaison des résultats obtenus pour l'interaction entre le textile et la peau. Les propriétés de contact sont donc bien déterminantes dans le développement d'irritations cutanées, notamment en raison de leur influence sur les contraintes dans la peau.

Les analyses statistiques des résultats de l'étude clinique présentées au chapitre 3 ont aussi permis de mettre en évidence l'influence de certains paramètres biophysiques sur le risque d'irritation. La rugosité de la peau, dont le rôle ne fait pas consensus dans la littérature, s'est avérée être un facteur très important. En particulier, les analyses réalisées en fonction du score d'irritation ont démontré que la fréquence des motifs du profil de rugosité était significativement supérieure dans la direction longitudinale, et inférieure dans la direction circonférentielle pour les peaux des personnes ayant développé des irritations. De plus, une amplitude plus grande entre les sommets et les vallées du motif, ainsi que des profils avec des sommets plus larges et des vallées étroites, sont des critères qui ont permis de distinguer les peaux les plus sévèrement irritées des autres. Par ailleurs, une élasticité plus faible de la peau s'est aussi avérée être un facteur de risque d'irritation. Ces caractéristiques favorisent en effet une surface de contact plus étendue entre la peau et le silicone, et donc un coefficient de frottement et des déformations possiblement plus importants. De plus, la présence de vallées profondes et étroites est très probablement à l'origine d'une concentration de fortes contraintes mécaniques très localement. Cela pourrait permettre d'expliquer en partie les différences de niveau d'intensité des irritations. L'étude numérique proposée au chapitre 5 nous a par ailleurs montré que ces caractéristiques de rugosité de la peau étaient à l'origine de pression et de cisaillement plus importants dans la peau. En outre, les épaisseurs de l'épiderme et de l'hypoderme ont aussi influencé le risque d'irritation. Les résultats expérimentaux ont

montré que la déformation de la peau n'est pas uniforme dans son épaisseur. Ceci peut s'expliquer par des propriétés mécaniques propres à chacune des couches de la peau. Les variations d'épaisseurs modifient donc très probablement la propagation des contraintes mécaniques dans la peau, ce qui permettrait d'expliquer leur influence sur le risque d'irritation. Enfin, une température initiale plus élevée, qui a été corrélée à un débit sanguin plus important, est une autre caractéristique des peaux ayant développé des irritations nettes.

Les réponses des volontaires de l'étude clinique au questionnaire d'évaluation de leur ressenti n'ont pas pu être corrélées aux scores d'irritation observés. On peut donc en déduire le caractère subjectif que peuvent prendre les intolérances aux dispositifs de compression avec des seuils d'acceptation très variables d'une personne à une autre. Cela peut aussi signifier que les réactions physiologiques liées à l'irritation ne sont pas déclenchées de la même manière que les sensations d'inconfort.

Sur la base des résultats de l'étude clinique, les travaux de modélisation réalisés dans le cadre du chapitre 4 avaient pour objectif d'étudier en détail l'influence des propriétés mécaniques et morphologiques de la peau sur son état mécanique lors du frottement. Dans un premier temps, l'identification inverse des paramètres mécaniques des différentes couches de la peau a permis de montrer la nécessité d'utiliser une loi de comportement non-linéaire de type Ogden. La confrontation des résultats numériques aux champs de déplacement et aux courbes force-déplacement mesurés expérimentalement a permis de valider le modèle bidimensionnel multicouche de peau qui a été développé.

Ce modèle a par la suite été utilisé afin d'étudier le rôle de la rugosité de la peau et de ses propriétés mécaniques sur des variables descriptives de son état mécanique. Des indicateurs de cisaillement et de pression ont été choisis en supposant leur rôle dans le processus d'irritation de la peau. Le plan d'expériences numériques, dimensionné à partir des mesures de l'étude clinique, a tout d'abord permis d'isoler cinq paramètres expliquant à plus de 80% l'état mécanique de la peau lors du frottement. Parmi eux, le coefficient de frottement a été le plus influent sur les paramètres de cisaillement, suivi des propriétés de rugosité de la peau. En ce qui concerne la pression maximale, les propriétés mécaniques de l'épiderme, suivies une nouvelle fois des propriétés de rugosité de la peau, ont été les paramètres les plus influents. L'analyse des surfaces de réponse a permis de montrer des fortes non-linéarités, et donc une certaine complexité, dans l'influence des paramètres de rugosité de la peau sur son état mécanique.

Pour finir, une prédiction de l'état mécanique de la peau des volontaires de l'essai clinique a été réalisée. Celle-ci a été effectuée à partir des surfaces de réponses obtenues par le plan d'expérience numérique et les mesures réalisées lors de l'étude clinique, mettant en évidence l'intérêt d'un tel modèle réduit. Cependant, les résultats obtenus n'ont pas pu être corrélés aux scores d'irritation observés lors de l'essai clinique. Pour y arriver, des travaux complémentaires impliquant une meilleure connaissance des conditions de l'essai clinique et des conditions mécaniques à l'interface peau-dispositif de compression, seraient nécessaires.

Limites

Les différents travaux réalisés au cours de ce projet de thèse présentent un certain nombre de limitations, ouvrant sur de nouvelles perspectives de travail.

Tout d'abord, les travaux expérimentaux ont été réalisés *in vitro*, sur des échantillons animaux. Bien que la structure de la peau de cochon soit semblable à celle de la peau humaine, il n'est pas toujours aisé de transposer les résultats de tests mécaniques d'une espèce à une autre. Cependant, l'obtention d'échantillons d'origine animale est nettement plus simple et programmable au contraire des échantillons humains qui sont souvent disponibles en fonction d'opérations chirurgicales.

Au cours de ces travaux, nous nous sommes placés dans une hypothèse de processus quasi-statique. En effet, d'un point de vue technique, les mesures réalisées ne nous permettaient pas d'étudier le caractère dynamique des phénomènes de frottement. Ainsi, cela nous a obligé à négliger les propriétés viscoélastiques de la peau. De la même manière, la dépendance des phénomènes de frottement à la vitesse de mouvement relatif entre les surfaces en contact a aussi été négligée. Cependant, l'utilisation d'une caméra haute fréquence avec une résolution adaptée pourrait suffire à surmonter ces limites.

En ce qui concerne l'étude clinique, la limitation principale réside dans la durée d'utilisation des dispositifs de compression. Pour des raisons évidentes de logistique et de disponibilités des volontaires celle-ci a dû être limitée à environ 45 minutes. Les personnes ayant participé à l'étude nous ont le plus souvent indiqué que les signes visuels d'irritation et les sensations d'inconfort survenaient après une journée entière de port des bas de compression. Allonger cette durée d'utilisation aurait peut-être permis d'obtenir :

- ❑ des signes d'irritations chez un plus grand nombre de personnes,
- ❑ des irritations dans des zones plus variées,
- ❑ des irritations plus intenses et donc une distribution des scores d'irritation plus équilibrée.

Par ailleurs, l'inclusion d'un nombre plus important de volontaires aurait pu permettre d'améliorer la significativité des analyses statistiques. L'influence des différents paramètres biophysiques aurait pu être affinée, ce qui aurait notamment permis d'améliorer la spécificité et la sensibilité des modèles de régression logistique. Il s'agissait cependant d'une première étude exploratoire en ce qui concerne ce sujet, ce qui ne nous a pas permis de calculer le nombre nécessaire de sujets à inclure. De plus, le calendrier de la thèse ne nous permettait pas d'inclure beaucoup plus de volontaires.

Étant donné qu'il a été validé en s'appuyant sur les mesures expérimentales, le modèle numérique a lui aussi négligé les propriétés viscoélastiques de la peau. De plus, la prise en considération d'une couche cornée, plus rigide, aurait pu permettre de mieux détailler le rôle des différentes couches de peau. Néanmoins, cela aurait nécessité une conception différente du modèle pour ne pas faire exploser le nombre de nœuds et donc la durée des simulations. Des données expérimentales plus précises dans cette zone de la peau auraient aussi été nécessaires afin d'identifier avec précision le rôle de chaque couche de peau.

Lors du dimensionnement du plan d'expériences numériques, les propriétés mécaniques des différentes couches de peau ont pu varier indépendamment, cependant elles sont restées dans la même gamme de valeurs. Ce choix a été imposé par la mesure d'un unique paramètre mécanique au cours du protocole clinique. Pourtant, ces propriétés peuvent en réalité être différentes d'un ou plusieurs ordres de grandeurs. Une solution, loin d'être idéale, pour le prendre en compte, aurait été de calibrer les paramètres décrivant chaque couche de peau à partir de leurs épaisseurs relatives, en considérant les couches de peau comme une succession de ressorts en série.

Perspectives

Les travaux réalisés ouvrent aussi un certain nombre de perspectives dans le but de progresser sur la compréhension des mécanismes impliqués dans le développement des irritations cutanées provoquées par l'utilisation de dispositifs médicaux de compression.

D'un point de vue expérimental, la méthode de mesure des champs de déformation dans l'épaisseur de la peau devrait pouvoir être utilisée pour approfondir les travaux effectués dans le cadre de cette thèse. Une campagne d'essais de frottement couplée avec des mesures de caractérisation de l'état de surface de la peau permettrait de mieux définir l'interface de contact, et donc l'influence de paramètres qui ont été négligés dans ce travail. Il serait particulièrement intéressant de mesurer la rugosité de la peau afin de finir de valider les observations permises par les résultats numériques et cliniques. Des mesures de température et d'hydratation de la couche cornée, voire une caractérisation de la composition du film hydro-lipidique, dont l'influence sur les propriétés de contact est reconnue, pourraient aussi permettre de compléter la description de l'interface de contact.

Moyennant certaines adaptations, le dispositif expérimental pourrait aussi permettre de prendre en considération les propriétés viscoélastiques de la peau. En particulier, des améliorations du système d'imagerie, notamment avec un système permettant de réaliser des images nettes malgré les déplacements de l'échantillon, seraient nécessaires pour obtenir un tel résultat. Une amélioration de la résolution du système d'imagerie pourrait aussi aboutir à la mesure des champs de déformations à une échelle encore plus fine. La jonction dermo-épidermique, ainsi que la couche cornée sont des zones dont le rôle dans le comportement mécanique de la peau reste à élucider. D'autant plus que la compréhension de leur rôle est d'intérêt majeur. En effet, la couche cornée constitue la barrière protectrice de la peau et la première à rentrer en contact avec les objets qui nous entourent. La jonction dermo-épidermique quant à elle est une zone où les récepteurs nerveux sont nombreux et dont la structure semble pouvoir influencer la propagation des contraintes mécaniques dans la peau.

Sur le plan clinique, les discussions suite à l'analyse des résultats ont soulevé une question en particulier. Étant donné le nombre limité de tailles des dispositifs de compression médicale et la multitude de morphologies de jambes des patients nécessitant leur utilisation, comment le choix d'une taille de dispositif pour un patient influence-t-il le développement d'intolérances? En effet, au cours de l'étude clinique les mensurations

de certains sujets permettaient potentiellement de leur attribuer plusieurs tailles de dispositifs. Il n'est pas non plus rare que des sujets se soient retrouvés à la limite haute ou basse de la fourchette de mensuration proposée pour une taille. Or, les travaux de la littérature nous ont montré que l'action mécanique des dispositifs de compression dépend aussi largement de la géométrie sur laquelle ils sont utilisés. C'est pourquoi une étude détaillée de l'effet de la morphologie des jambes sur le développement d'intolérances nous semble très pertinente, en particulier parce que la morphologie est un élément très important dans la génération de pression sur la peau.

L'étude clinique, mais aussi le plan d'expériences numériques, ont permis d'accumuler une très grande quantité de données. Il est probable que l'analyse que nous en avons faite au cours de ce travail de thèse ne nous ait seulement permis de constater les résultats les plus évidents. Une approche de type machine learning pourrait permettre une analyse très détaillée de ce jeu de données, notamment dans le but de mieux identifier les caractéristiques des personnes et les propriétés de contact favorisant le développement d'irritations cutanées.

Le modèle numérique pourrait bénéficier d'une meilleure prise en compte de l'hétérogénéité de la peau. En effet, le modèle développé dans ces travaux s'est limité à une distinction entre les différentes couches de peau. Cependant, au sein même des couches de peau, les constituants et leur arrangement sont très variables. Cette hétérogénéité favorise sans doute la localisation de fortes contraintes mécaniques en raison des propriétés différentes de chacune des structures. L'utilisation d'une approche multi-échelle permettrait de comprendre dans le détail le rôle de chacune de ces structures dans le comportement mécanique de la peau lors d'interactions de contact.

Bibliographie

- [1] Thuasne, French, 2022. adresse : <https://fr.thuasne.com/fr> (visité le 26/04/2022).
- [2] B. FOUQUET, A. JACQUOT et J. NARDOUX, « Rééducation de la lombalgie commune, » *Rev Rhum Monogr*, t. 84, n° 1, p. 29-38, 2017, Publisher : Elsevier, issn : 1878-6227.
- [3] D. T. FONG, Y.-Y. CHAN, K.-M. MOK, P. S. YUNG et K.-M. CHAN, « Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports, » *BMC Sports Sci Med Rehabil*, t. 1, n° 1, p. 1-14, 2009, Publisher : Springer, issn : 2052-1847.
- [4] J.-M. COUDREUSE et J. PARIER, « L'entorse de la cheville, » *Sci Sport*, t. 26, n° 2, p. 103-110, 2011, Publisher : Elsevier, issn : 0765-1597.
- [5] J. D. REES, N. MAFFULLI et J. COOK, « Management of tendinopathy, » *Am J Sports Med*, t. 37, n° 9, p. 1855-1867, 2009, Publisher : Sage Publications Sage CA : Los Angeles, CA, issn : 0363-5465.
- [6] R. T. EBERHARDT et J. D. RAFFETTO, « Chronic venous insufficiency, » *Circulation*, t. 130, n° 4, p. 333-346, 2014, Publisher : Am Heart Assoc, issn : 0009-7322.
- [7] M. R. PERRIN, J. J. GUEX, C. V. RUCKLEY, R. G. DEPALMA, J. P. ROYLE, B. EKLOF, P. NICOLINI, G. JANTET et REVAS GROUP, « Recurrent varices after surgery (REVAS), a consensus document, » *Cardiovasc Surg*, t. 8, n° 4, p. 233-245, 2000, Publisher : SAGE Publications Sage UK : London, England, issn : 0967-2109.
- [8] F. R. ROSENDAAL, « Venous thrombosis : a multicausal disease, » *Lancet*, t. 353, n° 9159, p. 1167-1173, 1999, Publisher : Elsevier, issn : 0140-6736.
- [9] A. KUSHNER, D. WEST et L. S. PILLARISSETTY, « Virchow triad, » 2019.
- [10] A. SACHDEVA, M. DALTON, S. V. AMARAGIRI et T. LEES, « Elastic compression stockings for prevention of deep vein thrombosis, » *Cochrane Database Sys Rev*, n° 7, 2010, Publisher : John Wiley & Sons, Ltd, issn : 1465-1858.
- [11] J.-L. GILLET, « Risque de récurrence après une thrombose veineuse superficielle, » *J Mal Vascul*, t. 40, n° 2, p. 81-82, 2015, Publisher : Elsevier, issn : 0398-0499.
- [12] G. PERNOD, « Risque de récurrence après thrombose veineuse profonde et embolie pulmonaire, » *J Mal Vascul*, t. 40, n° 2, p. 81, 2015, Publisher : Elsevier, issn : 0398-0499.

- [13] P. S. MORTIMER, R. SIMMONDS, M. REZVANI, M. ROBBINS, J. W. HOPEWELL et T. J. RYAN, « The measurement of skin lymph flow by isotope clearance—reliability, reproducibility, injection dynamics, and the effect of massage, » *J Invest Dermatol*, t. 95, n° 6, p. 677-682, 1990, Publisher : Elsevier, ISSN : 0022-202X.
- [14] C. J. MOFFATT, P. J. FRANKS, D. C. DOHERTY, A. WILLIAMS, C. BADGER, E. JEFFS, N. BOSANQUET et P. MORTIMER, « Lymphoedema : an underestimated health problem, » *Qjm*, t. 96, n° 10, p. 731-738, 2003, Publisher : Oxford University Press, ISSN : 1460-2393.
- [15] P. CARPENTIER, « Traitement médical de l'insuffisance veineuse chronique, » *La maladie veineuse chronique*, t. 35, p. 75, 2015, Publisher : Elsevier Health Sciences, ISSN : 2294745507.
- [16] C. DEBURE, « La compression veineuse dans l'insuffisance veineuse, » Issue : 8-9, t. 142, Elsevier, 2015, p. 469-475, ISBN : 0151-9638.
- [17] F. BECKER et J.-L. GUILMOT, « Contention—compression, » in *Maladie veineuse chronique*, Elsevier, 2015, p. 77-88.
- [18] R. P. ENGELBERGERA, P. KERNA, B. NEYA, A. DABIRIA, T. MERMINODA et L. MAZZOLAIA, « Insuffisance veineuse chronique, » Issue : 15, t. 16, EMH Media, 2016, p. 337-343.
- [19] SIGVARIS, French, 2022. adresse : <https://www.sigvaris.com/fr-fr/info-sante/informations-medicales/classes-de-compression> (visité le 26/04/2022).
- [20] Ameli, French, 2022. adresse : <https://www.ameli.fr/assure/sante/bons-gestes/quotidien/utiliser-bas-collants-compression> (visité le 26/04/2022).
- [21] D. B. HOBSON, T. Y. CHANG, J. K. ABOAGYE, B. D. LAU, H. M. SHIHAB, B. FISHER, S. YOUNG, N. SUJETA, D. L. SHAFFER et V. O. POPOOLA, « Prevalence of graduated compression stocking—associated pressure injuries in surgical intensive care units, » *J Crit Care*, t. 40, p. 1-6, 2017, Publisher : Elsevier, ISSN : 0883-9441.
- [22] C. S. LIM et A. H. DAVIES, « Graduated compression stockings, » *Cmaj*, t. 186, n° 10, E391-E398, 2014, Publisher : Can Med Assoc, ISSN : 0820-3946.
- [23] R. LIU, Y.-L. KWOK, Y. LI, T.-T. LAO et X. ZHANG, « Effects of material properties and fabric structure characteristics of graduated compression stockings (GCS) on the skin pressure distributions, » *Fibers and Polymers*, t. 6, n° 4, p. 322-331, 2005, Publisher : Springer, ISSN : 1875-0052.
- [24] R. LIU, Y. KWOK, Y. LI, T. LAO et X. ZHANG, « Quantitative assessment of relationship between pressure performances and material mechanical properties of medical graduated compression stockings, » *Journal of Applied Polymer Science*, t. 104, n° 1, p. 601-610, 2007, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0021-8995.
- [25] F. CHASSAGNE, J. MOLIMARD, R. CONVERT, P. GIRAUX et P. BADEL, « Numerical approach for the assessment of pressure generated by elastic compression bandage, » *Annals of biomedical engineering*, t. 44, n° 10, p. 3096-3108, 2016, Publisher : Springer, ISSN : 1573-9686.
- [26] D. WERTHEIM, J. MELHUIH, R. WILLIAMS et K. HARDING, « Measurement of forces associated with compression therapy, » *Medical & biological engineering & computing*, t. 37, n° 1, p. 31-34, 1999, Publisher : Springer, ISSN : 1741-0444.

-
- [27] D. WERTHEIM, J. MELHUISE, R. WILLIAMS, I. LANE et K. HARDING, « Movement-related variation in forces under compression stockings, » *European journal of vascular and endovascular surgery*, t. 17, n° 4, p. 334-337, 1999, Publisher : Elsevier, ISSN : 1078-5884.
- [28] R. S. GREENE, D. T. DOWNING, P. E. POCHI et J. S. STRAUSS, « Anatomical variation in the amount and composition of human skin surface lipid, » *J Invest Dermatol*, t. 54, n° 3, p. 240-247, 1970, Publisher : Elsevier, ISSN : 0022-202X.
- [29] C. FOTOH, A. ELKHYAT, S. MAC, J. M. SAINTHILLIER et P. HUMBERT, « Cutaneous differences between Black, African or Caribbean Mixed-race and Caucasian women : biometrological approach of the hydrolipidic film, » *Skin research and Technology*, t. 14, n° 3, p. 327-335, 2008, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0909-752X.
- [30] H.-M. SHEU, S.-C. CHAO, T.-W. WONG, Y.-Y. LEE et J.-C. TSAI, « Human skin surface lipid film : an ultrastructural study and interaction with corneocytes and intercellular lipid lamellae of the stratum corneum, » *British Journal of Dermatology*, t. 140, n° 3, p. 385-391, 1999, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0007-0963.
- [31] P. AGACHE et P. HUMBERT, *Measuring the skin*. Springer Science & Business Media, 2004, ISBN : 3-540-01771-2.
- [32] L.-C. GERHARDT, A. SCHILLER, B. MÜLLER, N. SPENCER et S. DERLER, « Fabrication, characterisation and tribological investigation of artificial skin surface lipid films, » *Tribol Lett*, t. 34, n° 2, p. 81-93, 2009, Publisher : Springer, ISSN : 1573-2711.
- [33] B. DRENO, « Anatomy and physiology of skin and cutaneous annexes, » t. 136, 2009, S247-51, ISBN : 0151-9638.
- [34] *Healthjade*, English. adresse : <https://healthjade.com/skin> (visité le 26/04/2022).
- [35] P. A. KOLARSICK, M. A. KOLARSICK et C. GOODWIN, « Anatomy and physiology of the skin, » *Journal of the Dermatology Nurses' Association*, t. 3, n° 4, p. 203-213, 2011, Publisher : LWW, ISSN : 1945-760X.
- [36] A. L. OAKLANDER et S. M. SIEGEL, « Cutaneous innervation : form and function, » *Journal of the American Academy of Dermatology*, t. 53, n° 6, p. 1027-1037, 2005, Publisher : Elsevier, ISSN : 0190-9622.
- [37] P. GLATTE, S. J. BUCHMANN, M. M. HIJAZI, B. M.-W. ILLIGENS et T. SIEPMANN, « Architecture of the cutaneous autonomic nervous system, » *Frontiers in neurology*, p. 970, 2019, Publisher : Frontiers, ISSN : 1664-2295.
- [38] *Basement membrane*. adresse : <https://medicine.en-academic.com/pictures/medicine/937.jpg> (visité le 26/04/2022).
- [39] D. BREITKREUTZ, N. MIRANCEA et R. NISCHT, « Basement membranes in skin : unique matrix structures with diverse functions? » *Histochemistry and cell biology*, t. 132, n° 1, p. 1-10, 2009, Publisher : Springer, ISSN : 1432-119X.
- [40] D. BREITKREUTZ, I. KOXHOLT, K. THIEMANN et R. NISCHT, « Skin basement membrane : the foundation of epidermal integrity—BM functions and diverse roles of bridging molecules nidogen and perlecan, » *BioMed research international*, t. 2013, 2013, Publisher : Hindawi, ISSN : 2314-6133.
-

- [41] J. McGRATH, R. EADY et F. POPE, « Anatomy and organization of human skin, » *Rook's textbook of dermatology*, t. 1, p. 3-2, 2004, Publisher : Wiley-Blackwell, London, UK,
- [42] J. D. BOS et M. L. KAPSENBERG, « The skin immune system : progress in cutaneous biology, » *Immunol Today*, t. 14, n° 2, p. 75-78, 1993, Publisher : Elsevier, ISSN : 0167-5699. DOI : 10.1016/0167-5699(93)90062-P.
- [43] C. ARCHER, « Functions of the skin, » in *Rook's textbook of dermatology*, 7^e éd., t. 1, Publisher : Wiley Online Library, Blackwell, 2010, ISBN : 0-632-06429-3.
- [44] *Circulation sanguine cutanée*. adresse : <https://www.chegg.com/flashcards/skin-faaa3d64-6133-4e6a-93a8-191f9075da1f/deck> (visité le 12/05/2022).
- [45] B. L. WAJCHENBERG, « Subcutaneous and visceral adipose tissue : their relation to the metabolic syndrome, » *Endocrine reviews*, t. 21, n° 6, p. 697-738, 2000, Publisher : Oxford University Press, ISSN : 0163-769X.
- [46] M. DÉMARCHEZ, *Biologie de la peau*, French, 2022. adresse : <https://biologiedelapeau.fr/> (visité le 26/04/2022).
- [47] *Système nerveux cutané*. adresse : <https://ihatewallballs.files.wordpress.com/2017/07/2-copie.jpg?w=1086> (visité le 12/05/2022).
- [48] *Neurobranchés - Sensibilité thermique*, French, 2022. adresse : <http://neurobranches.chez-alice.fr/systnerv/systems/somesthesie3.html> (visité le 26/04/2022).
- [49] *Neurobranchés - Nociception*, French, 2022. adresse : <http://neurobranches.chez-alice.fr/systnerv/systems/somesthesie4.html> (visité le 26/04/2022).
- [50] S. DERLER et L.-C. GERHARDT, « Tribology of skin : review and analysis of experimental results for the friction coefficient of human skin, » *Tribol Lett*, t. 45, n° 1, p. 1-27, 2012, Publisher : Springer, ISSN : 1573-2711.
- [51] G. A. HOLZAPFEL, « Biomechanics of soft tissue, » in *Handbook of materials behavior models*. Academic Press San Diego, 2001, t. 3, chap. 10.11, p. 1057-1071, ISBN : 9780124433410.
- [52] J. M. BENÍTEZ et F. J. MONTÁNS, « The mechanical behavior of skin : Structures and models for the finite element analysis, » *Computers & Structures*, t. 190, p. 75-107, 2017, Publisher : Elsevier, ISSN : 0045-7949.
- [53] A. CUA, K.-P. WILHELM et H. MAIBACH, « Elastic properties of human skin : relation to age, sex, and anatomical region, » *Arch Dermatol Res*, t. 282, n° 5, p. 283-288, 1990, Publisher : Springer, ISSN : 1432-069X.
- [54] W. YANG, V. R. SHERMAN, B. GLUDOVATZ, E. SCHAIBLE, P. STEWART, R. O. RITCHIE et M. A. MEYERS, « On the tear resistance of skin, » *Nat Commun*, t. 6, n° 1, p. 1-10, 2015, Publisher : Nature Publishing Group, ISSN : 2041-1723.
- [55] M. F. LEYVA-MENDIVIL, A. PAGE, N. W. BRESSLOFF et G. LIMBERT, « A mechanistic insight into the mechanical role of the stratum corneum during stretching and compression of the skin, » *J Mech Behav Biomed*, t. 49, p. 197-219, 2015, Publisher : Elsevier, ISSN : 1751-6161.
- [56] M. GEERLIGS, « Skin layer mechanics, » *Eindhoven : TU Eindhoven*, 2010.

-
- [57] J. FLUHR, R. DARLENSKI, I. ANGELOVA-FISCHER, N. TSANKOV et D. BASKETTER, « Skin irritation and sensitization : mechanisms and new approaches for risk assessment, » *Skin Pharmacol Phys*, t. 21, n° 3, p. 124-135, 2008, ISSN : 1660-5527.
- [58] J. J. KNAPIK, K. L. REYNOLDS, K. L. DUPLANTIS et B. H. JONES, « Friction blisters, » *Sports Med*, t. 20, n° 3, p. 136-147, 1995, Publisher : Springer, ISSN : 1179-2035.
- [59] R. J. RYCROFT, T. MENNÉ, P. J. FROSCHE et J.-P. LEPOITTEVIN, *Textbook of contact dermatitis*. Springer Science & Business Media, 2013, ISBN : 3-662-10302-8.
- [60] T. RUSTEMEYER, I. M. VAN HOOGSTRATEN, B. M. E. VON BLOMBERG et R. J. SCHEPER, « Mechanisms of allergic contact dermatitis, » *Kanerva's occupational dermatology*, p. 151-190, 2020, Publisher : Springer, ISSN : 3319686151.
- [61] K. L. JOHNSON, « One hundred years of Hertz contact, » *P I Mech Eng*, t. 196, n° 1, p. 363-378, 1982, Publisher : SAGE Publications Sage UK : London, England, ISSN : 0020-3483.
- [62] K. L. JOHNSON et K. L. JOHNSON, *Contact mechanics*. Cambridge university press, 1987, ISBN : 0-521-34796-3.
- [63] B. J. HAMROCK, S. R. SCHMID et B. O. JACOBSON, *Fundamentals of fluid film lubrication*. CRC press, 2004, ISBN : 0-429-21531-2.
- [64] B. V. DERJAGUIN, V. M. MULLER et Y. P. TOPOROV, « Effect of contact deformations on the adhesion of particles, » *J Colloid Interf Sci*, t. 53, n° 2, p. 314-326, 1975, Publisher : Elsevier, ISSN : 0021-9797.
- [65] K. L. JOHNSON, K. KENDALL et a. ROBERTS, « Surface energy and the contact of elastic solids, » *Proceedings of the royal society of London. A. mathematical and physical sciences*, t. 324, n° 1558, p. 301-313, 1971, Publisher : The Royal Society London, ISSN : 0080-4630.
- [66] B. N. PERSSON, *Sliding friction : physical principles and applications*. Springer Science & Business Media, 2013, ISBN : 3-662-04283-5.
- [67] D. F. MOORE, *The friction and lubrication of elastomers*. Pergamon, 1972, t. 9, ISBN : 0-08-016749-7.
- [68] M. J. ADAMS, B. J. BRISCOE et S. A. JOHNSON, « Friction and lubrication of human skin, » *Tribol Lett*, t. 26, n° 3, p. 239-253, 2007, Publisher : Springer, ISSN : 1573-2711.
- [69] J. GREENWOOD et D. TABOR, « The friction of hard sliders on lubricated rubber : the importance of deformation losses, » *Proceedings of the Physical Society (1958-1967)*, t. 71, n° 6, p. 989, 1958, Publisher : IOP Publishing, ISSN : 0370-1328.
- [70] S. VERDIER-SÉVRAIN et F. BONTÉ, « Skin hydration : a review on its molecular mechanisms, » *Journal of cosmetic dermatology*, t. 6, n° 2, p. 75-82, 2007, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 1473-2130.
- [71] R. H. WILDNAUER, J. W. BOTHWELL et A. B. DOUGLASS, « Stratum corneum biomechanical properties I. Influence of relative humidity on normal and extracted human stratum corneum, » *J Invest Dermatol*, t. 56, n° 1, p. 72-78, 1971, Publisher : Elsevier, ISSN : 0022-202X.
- [72] K. S. WU, W. W. VAN OSDOL et R. H. DAUSKARDT, « Mechanical properties of human stratum corneum : effects of temperature, hydration, and chemical treatment, » *Biomaterials*, t. 27, n° 5, p. 785-795, 2006, Publisher : Elsevier, ISSN : 0142-9612.
-

- [73] X. LIU, Z. LU, R. LEWIS, M. CARRÉ et S. MATCHER, « Feasibility of using optical coherence tomography to study the influence of skin structure on finger friction, » *Tribology International*, t. 63, p. 34-44, 2013, Publisher : Elsevier, ISSN : 0301-679X.
- [74] A. K. DĄBROWSKA, C. ADLHART, F. SPANO, G.-M. ROTARU, S. DERLER, L. ZHAI, N. D. SPENCER et R. M. ROSSI, « In vivo confirmation of hydration-induced changes in human-skin thickness, roughness and interaction with the environment, » *Biointerphases*, t. 11, n° 3, p. 031 015, 2016, Publisher : American Vacuum Society, ISSN : 1934-8630.
- [75] C. KATAGIRI, J. SATO, J. NOMURA et M. DENDA, « Changes in environmental humidity affect the water-holding property of the stratum corneum and its free amino acid content, and the expression of filaggrin in the epidermis of hairless mice, » *Journal of dermatological science*, t. 31, n° 1, p. 29-35, 2003, Publisher : Elsevier, ISSN : 0923-1811.
- [76] A. B. CUA, K.-P. WILHELM et H. MAIBACH, « Frictional properties of human skin : relation to age, sex and anatomical region, stratum corneum hydration and transepidermal water loss, » *British Journal of Dermatology*, t. 123, n° 4, p. 473-479, 1990, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0007-0963.
- [77] S. JOHNSON, D. GORMAN, M. ADAMS et B. BRISCOE, « The friction and lubrication of human stratum corneum., » in *Tribology series*, t. 25, Elsevier, 1993, p. 663-672, ISBN : 0167-8922.
- [78] Y. ZHU, S. SONG, W. LUO, P. ELIAS et M. MAN, « Characterization of skin friction coefficient, and relationship to stratum corneum hydration in a normal Chinese population, » *Skin Pharmacol Phys*, t. 24, n° 2, p. 81-86, 2011, Publisher : Karger Publishers, ISSN : 1660-5527.
- [79] W. LI, Z. ZHAI, Q. PANG, L. KONG et Z. ZHOU, « Influence of exfoliating facial cleanser on the bio-tribological properties of human skin, » *Wear*, t. 301, n° 1-2, p. 353-361, 2013, Publisher : Elsevier, ISSN : 0043-1648.
- [80] L. BOSTAN, Z. TAYLOR, M. CARRÉ, S. MACNEIL, S. FRANKLIN et R. LEWIS, « A comparison of friction behaviour for ex vivo human, tissue engineered and synthetic skin, » *Tribology International*, t. 103, p. 487-495, 2016, Publisher : Elsevier, ISSN : 0301-679X.
- [81] M. KLAASSEN, E. DE VRIES et M. MASEN, « Interpersonal differences in the friction response of skin relate to FTIR measures for skin lipids and hydration, » *Colloids and Surfaces B : Biointerfaces*, t. 189, p. 110 883, 2020, Publisher : Elsevier, ISSN : 0927-7765.
- [82] O. BOBJER, S.-E. JOHANSSON et S. PIGUET, « Friction between hand and handle. Effects of oil and lard on textured and non-textured surfaces ; perception of discomfort, » *Applied Ergonomics*, t. 24, n° 3, p. 190-202, 1993, Publisher : Elsevier, ISSN : 0003-6870.
- [83] S. TOMLINSON, R. LEWIS, X. LIU, C. TEXIER et M. CARRÉ, « Understanding the friction mechanisms between the human finger and flat contacting surfaces in moist conditions, » *Tribol Lett*, t. 41, n° 1, p. 283-294, 2011, Publisher : Springer, ISSN : 1573-2711.

-
- [84] K. NAKAJIMA et H. NARASAKA, « Evaluation of skin surface associated with morphology and coefficient of friction, » *International journal of cosmetic science*, t. 15, n° 4, p. 135-151, 1993, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0142-5463.
- [85] C. PAILLER-MATTEI, S. NICOLI, F. PIROT, R. VARGIOLU et H. ZAHOUANI, « A new approach to describe the skin surface physical properties in vivo, » *Colloids and Surfaces B : Biointerfaces*, t. 68, n° 2, p. 200-206, 2009, Publisher : Elsevier, ISSN : 0927-7765.
- [86] A. FIROOZ, B. SADR, S. BABAKOOHI, M. SARRAF-YAZDY, F. FANIAN, A. KAZEROUNI-TIMSAR, M. NASSIRI-KASHANI, M. M. NAGHIZADEH et Y. DOWLATI, « Variation of biophysical parameters of the skin with age, gender, and body region, » *The Scientific World Journal*, t. 2012, 2012, Publisher : Hindawi, ISSN : 2356-6140.
- [87] A. MAVON, H. ZAHOUANI, D. REDOULES, P. AGACHE, Y. GALL et P. HUMBERT, « Sebum and stratum corneum lipids increase human skin surface free energy as determined from contact angle measurements : a study on two anatomical sites, » *Colloids and surfaces B : Biointerfaces*, t. 8, n° 3, p. 147-155, 1997, Publisher : Elsevier, ISSN : 0927-7765.
- [88] A. B. CUA, K.-P. WILHELM et H. I. MAIBACH, « Skin surface lipid and skin friction : relation to age, sex and anatomical region, » *Skin Pharmacol Phys*, t. 8, n° 5, p. 246-251, 1995, Publisher : Karger Publishers, ISSN : 1660-5527.
- [89] P.-H. CORNUAULT, L. CARPENTIER, M.-A. BUENO, J.-M. COTE et G. MONTEIL, « Influence of physico-chemical, mechanical and morphological fingerpad properties on the frictional distinction of sticky/slippery surfaces, » *Journal of The Royal Society Interface*, t. 12, n° 110, p. 20150495, 2015, Publisher : The Royal Society, ISSN : 1742-5689.
- [90] A. ELKHYAT, C. COURDEROT-MASUYER, T. GHARBI et P. HUMBERT, « Influence of the hydrophobic and hydrophilic characteristics of sliding and slider surfaces on friction coefficient : in vivo human skin friction comparison, » *Skin Research and Technology*, t. 10, n° 4, p. 215-221, 2004, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0909-752X.
- [91] A. ELKHYAT, J. SAINTHILLIER, F. FERIAL, T. LIHOREAU, S. M. MARY, A. JEUDY et P. HUMBERT, « Skin wettability and friction coefficient : An In Vivo and In Vitro study, » *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, t. 14, n° sup1, p. 167-168, 2011, Publisher : Taylor & Francis, ISSN : 1025-5842.
- [92] Z. WANG, F. JIANG, Y. ZHANG, Y. YOU, Z. WANG et Z. GUAN, « Bioinspired design of nanostructured elastomers with cross-linked soft matrix grafting on the oriented rigid nanofibers to mimic mechanical properties of human skin, » *ACS nano*, t. 9, n° 1, p. 271-278, 2015, Publisher : ACS Publications, ISSN : 1936-0851.
- [93] K. ZHANG, S. KONG, Y. LI, M. LU et D. KONG, « Soft elastomeric composite materials with skin-inspired mechanical properties for stretchable electronic circuits, » *Lab on a Chip*, t. 19, n° 16, p. 2709-2717, 2019, Publisher : Royal Society of Chemistry.
- [94] P. G. AGACHE, C. MONNEUR, J. L. LEVEQUE et J. DE RIGAL, « Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo, » *Arch Dermatol Res*, t. 269, n° 3, p. 221-232, 1980, Publisher : Springer, ISSN : 1432-069X.
-

- [95] S. DIRIDOLLOU, D. BLACK, J. LAGARDE, Y. GALL, M. BERSON, V. VABRE, F. PATAT et L. VAILLANT, « Sex-and site-dependent variations in the thickness and mechanical properties of human skin in vivo, » *International journal of cosmetic science*, t. 22, n° 6, p. 421-435, 2000, Publisher : Wiley Online Library, issn : 0142-5463.
- [96] A. PISSARENKO et M. A. MEYERS, « The materials science of skin : analysis, characterization, and modeling, » *Progress in Materials Science*, t. 110, p. 100-634, 2020, Publisher : Elsevier, issn : 0079-6425.
- [97] H. JOODAKI et M. B. PANZER, « Skin mechanical properties and modeling : A review, » *P I Mech Eng H*, t. 232, n° 4, p. 323-343, 2018, Publisher : SAGE Publications Sage UK : London, England, issn : 0954-4119.
- [98] L.-C. GERHARDT, A. LENZ, N. D. SPENCER, T. MÜNZER et S. DERLER, « Skin–textile friction and skin elasticity in young and aged persons, » *Skin Research and Technology*, t. 15, n° 3, p. 288-298, 2009, Publisher : Wiley Online Library, issn : 0909-752X.
- [99] H. ZAHOUANI, G. BOYER, C. PAILLER-MATTEI, M. B. TKAYA et R. VARGIOLU, « Effect of human ageing on skin rheology and tribology, » *Wear*, t. 271, n° 9-10, p. 2364-2369, 2011, Publisher : Elsevier, issn : 0043-1648.
- [100] M. EGAWA, M. OGURI, T. HIRAO, M. TAKAHASHI et M. MIYAKAWA, « The evaluation of skin friction using a frictional feel analyzer, » *Skin Research and Technology*, t. 8, n° 1, p. 41-51, 2002, Publisher : Wiley Online Library, issn : 0909-752X.
- [101] Z. YA-XIAN, T. SUETAKE et H. TAGAMI, « Number of cell layers of the stratum corneum in normal skin–relationship to the anatomical location on the body, age, sex and physical parameters, » *Arch Dermatol Res*, t. 291, n° 10, p. 555-559, 1999, Publisher : Springer, issn : 1432-069X.
- [102] H. FRUHSTORFER, U. ABEL, C.-D. GARTHE et A. KNÜTTEL, « Thickness of the stratum corneum of the volar fingertips, » *Clinical Anatomy : The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists*, t. 13, n° 6, p. 429-433, 2000, Publisher : Wiley Online Library, issn : 0897-3806.
- [103] M. EGAWA, T. HIRAO et M. TAKAHASHI, « In vivo estimation of stratum corneum thickness from water concentration profiles obtained with Raman spectroscopy, » *Acta dermato-venereologica*, t. 87, n° 1, p. 4-8, 2007, Publisher : Medical Journals Limited, issn : 0001-5555.
- [104] K. HWANG, H. KIM et D. J. KIM, « Thickness of skin and subcutaneous tissue of the free flap donor sites : A histologic study, » *Microsurgery*, t. 36, n° 1, p. 54-58, 2016, Publisher : Wiley Online Library, issn : 0738-1085.
- [105] W. MANUSKIATTI, D. SCHWINDT et H. MAIBACH, « Influence of age, anatomic site and race on skin roughness and scaliness, » *Dermatology*, t. 196, n° 4, p. 401-407, 1998, Publisher : Karger Publishers, issn : 1018-8665.
- [106] L. B. BAKER, « Physiology of sweat gland function : The roles of sweating and sweat composition in human health, » *Temperature*, t. 6, n° 3, p. 211-259, 2019, Publisher : Taylor & Francis, issn : 2332-8940.

-
- [107] A. VELA-ROMERA, V. CARRIEL, M. MARTÍN-PIEDRA, J. ANEIROS-FERNÁNDEZ, F. CAMPOS, J. CHATO-ASTRAIN, N. PRADOS-OLLETA, A. CAMPOS, M. ALAMINOS et I. GARZÓN, « Characterization of the human ridged and non-ridged skin : a comprehensive histological, histochemical and immunohistochemical analysis, » *Histochemistry and cell biology*, t. 151, n° 1, p. 57-73, 2019, Publisher : Springer, ISSN : 1432-119X.
- [108] S. DERLER, G.-M. ROTARU, W. KE, L. EL ISSAWI-FRISCHKNECHT, P. KELLENBERGER, A. SCHEEL-SAILER et R. ROSSI, « Microscopic contact area and friction between medical textiles and skin, » *J Mech Behav Biomed*, t. 38, p. 114-125, 2014, Publisher : Elsevier, ISSN : 1751-6161.
- [109] J. MANHART, A. HAUSBERGER, B. MAROH, A. HOLZNER, R. SCHALLER, W. KERN et S. SCHLÖGL, « Tribological characteristics of medical gloves in contact with human skin and skin equivalents, » *Polymer Testing*, t. 82, p. 106-118, 2020, Publisher : Elsevier, ISSN : 0142-9418.
- [110] C. HENDRIKS et S. FRANKLIN, « Influence of surface roughness, material and climate conditions on the friction of human skin, » *Tribol Lett*, t. 37, n° 2, p. 361-373, 2010, Publisher : Springer, ISSN : 1573-2711.
- [111] S. TOMLINSON, R. LEWIS et M. CARRÉ, « The effect of normal force and roughness on friction in human finger contact, » *Wear*, t. 267, n° 5-8, p. 1311-1318, 2009, Publisher : Elsevier, ISSN : 0043-1648.
- [112] N. VEIJGEN, M. A. MASEN et E. van der HEIDE, « Variables influencing the frictional behaviour of in vivo human skin, » *J Mech Behav Biomed*, t. 28, p. 448-461, 2013, Publisher : Elsevier, ISSN : 1751-6161.
- [113] N. VEIJGEN, M. A. MASEN et E. VAN DER HEIDE, « Relating friction on the human skin to the hydration and temperature of the skin, » *Tribol Lett*, t. 49, n° 1, p. 251-262, 2013, Publisher : Springer, ISSN : 1573-2711.
- [114] N. VEIJGEN, E. van der HEIDE et M. A. MASEN, « A multivariable model for predicting the frictional behaviour and hydration of the human skin, » *Skin research and technology*, t. 19, n° 3, p. 330-338, 2013, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0909-752X.
- [115] M. KLAASSEN, D. SCHIPPER et M. MASEN, « Influence of the relative humidity and the temperature on the in-vivo friction behaviour of human skin, » *Biotribology*, t. 6, p. 21-28, 2016, Publisher : Elsevier, ISSN : 2352-5738.
- [116] A. DĄBROWSKA, G. M. ROTARU, F. SPANO, C. AFFOLTER, G. FORTUNATO, S. LEHMANN, S. DERLER, N. D. SPENCER et R. M. ROSSI, « A water-responsive, gelatine-based human skin model, » *Tribology International*, t. 113, p. 316-322, 2017, Publisher : Elsevier, ISSN : 0301-679X.
- [117] M. KLAASSEN, E. G. de VRIES et M. A. MASEN, « The static friction response of non-glabrous skin as a function of surface energy and environmental conditions, » *Biotribology*, t. 11, p. 124-131, 2017, Publisher : Elsevier, ISSN : 2352-5738.
- [118] M. ZHANG et A. MAK, « In vivo friction properties of human skin, » *Prosthetics and orthotics International*, t. 23, n° 2, p. 135-141, 1999, Publisher : SAGE Publications Sage UK : London, England, ISSN : 0309-3646.
-

- [119] W. TANG, S.-r. GE, H. ZHU, X.-c. CAO et N. LI, « The influence of normal load and sliding speed on frictional properties of skin, » *Journal of bionic engineering*, t. 5, n° 1, p. 33-38, 2008, Publisher : Springer, ISSN : 2543-2141.
- [120] S. DERLER et G.-M. ROTARU, « Stick-slip phenomena in the friction of human skin, » *Wear*, t. 301, n° 1-2, p. 324-329, 2013, Publisher : Elsevier, ISSN : 0043-1648.
- [121] *Tribonet*, English. adresse : <https://www.tribonet.org/wiki/stribeck-curve/> (visité le 28/04/2022).
- [122] B. PERSSON, A. KOVALEV et S. GORB, « Contact mechanics and friction on dry and wet human skin, » *Tribol Lett*, t. 50, n° 1, p. 17-30, 2013, Publisher : Springer, ISSN : 1573-2711.
- [123] D. DOWSON, « Tribology and the skin surface, » *Bioengineering of the skin : skin surface imaging and analysis*, p. 159-179, 1996, Publisher : CRC Press, Boca Raton, FL.
- [124] R. ZIMMERER, K. LAWSON et C. CALVERT, « The effects of wearing diapers on skin, » *Pediatric dermatology*, t. 3, n° 2, p. 95-101, 1986, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0736-8046.
- [125] C. THIEULIN, C. PAILLER-MATTÉI, M. DJAGHLOUL, A. ABDOUNI, R. VARGIOLU et H. ZAHOUANI, « Wear of the stratum corneum resulting from repeated friction with tissues, » *Wear*, t. 376, p. 259-265, 2017, Publisher : Elsevier, ISSN : 0043-1648.
- [126] A. STEKELENBURG, G. J. STRIJKERS, H. PARUSEL, D. L. BADER, K. NICOLAY et C. W. OOMENS, « Role of ischemia and deformation in the onset of compression-induced deep tissue injury : MRI-based studies in a rat model, » *Journal of Applied Physiology*, t. 102, n° 5, p. 2002-2011, 2007, Publisher : American Physiological Society, ISSN : 8750-7587.
- [127] A. STEKELENBURG, D. GAWLITTA, D. L. BADER et C. W. OOMENS, « Deep tissue injury : how deep is our understanding? » *Archives of physical medicine and rehabilitation*, t. 89, n° 7, p. 1410-1413, 2008, Publisher : Elsevier, ISSN : 0003-9993.
- [128] X. LIU, R. MAITI, Z. LU, M. CARRÉ, S. MATCHER et R. LEWIS, « New non-invasive techniques to quantify skin surface strain and sub-surface layer deformation of finger-pad during sliding, » *Biotribology*, t. 12, p. 52-58, 2017, Publisher : Elsevier, ISSN : 2352-5738.
- [129] R. JOBANPUTRA, C. BOYLE, D. DINI et M. MASEN, « Modelling the effects of age-related morphological and mechanical skin changes on the stimulation of tactile mechanoreceptors, » *J Mech Behav Biomed*, t. 112, p. 104073, 2020, Publisher : Elsevier, ISSN : 1751-6161.
- [130] C. J. BOYLE, M. PLOTCHYK, S. F. VILLALTA, S. PATEL, S. HETTIARATCHY, S. D. MASOUIROS, M. A. MASEN et C. A. HIGGINS, « Morphology and composition play distinct and complementary roles in the tolerance of plantar skin to mechanical load, » *Science advances*, t. 5, n° 10, eaay0244, 2019, Publisher : American Association for the Advancement of Science, ISSN : 2375-2548.
- [131] S. L. EVANS et C. A. HOLT, « Measuring the mechanical properties of human skin in vivo using digital image correlation and finite element modelling, » *The Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, t. 44, n° 5, p. 337-345, 2009, Publisher : SAGE Publications Sage UK : London, England, ISSN : 0309-3247.

-
- [132] J. G. DIOSA, R. MORENO, E. L. CHICA, J. A. VILLARRAGA et A. B. TEPOLE, « Changes in the three-dimensional microscale topography of human skin with aging impact its mechanical and tribological behavior, » *Plos one*, t. 16, n° 7, e0241533, 2021, Publisher : Public Library of Science San Francisco, CA USA, issn : 1932-6203.
- [133] D. GARCIA-MARTINEZ, M. F. LEYVA-MENDIVIL, A. GEFEN et G. LIMBERT, « Biomechanical aspects of skin aging—the risk of skin breakdown under shear loading increases with age, » in *Innovations and Emerging Technologies in Wound Care*, Elsevier, 2020, p. 309-335.
- [134] T. C. GASSER, R. W. OGDEN et G. A. HOLZAPFEL, « Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations, » *Journal of the royal society interface*, t. 3, n° 6, p. 15-35, 2006, Publisher : The Royal Society London, issn : 1742-5689.
- [135] Y.-c. FUNG, *Biomechanics : mechanical properties of living tissues*. Springer Science & Business Media, 2013, isbn : 1-4757-2257-5.
- [136] R. D. JOBANPUTRA, J. HAYES, S. ROYYURU et M. A. MASEN, « A numerical analysis of skin–PPE interaction to prevent facial tissue injury, » *Scientific Reports*, t. 11, n° 1, p. 1-10, 2021, Publisher : Nature Publishing Group, issn : 2045-2322.
- [137] M. F. LEYVA-MENDIVIL, J. LENGIEWICZ, A. PAGE, N. W. BRESSLOFF et G. LIMBERT, « Implications of multi-asperity contact for shear stress distribution in the viable epidermis—an image-based finite element study, » *Biotribology*, t. 11, p. 110-123, 2017, Publisher : Elsevier, issn : 2352-5738.
- [138] M. F. LEYVA-MENDIVIL, J. LENGIEWICZ et G. LIMBERT, « Skin friction under pressure. The role of micromechanics, » *Surface Topography : Metrology and Properties*, t. 6, n° 1, p. 014 001, 2018, Publisher : IOP Publishing, issn : 2051-672X.
- [139] M. F. LEYVA-MENDIVIL, J. LENGIEWICZ, A. PAGE, N. W. BRESSLOFF et G. LIMBERT, « Skin microstructure is a key contributor to its friction behaviour, » *Tribol Lett*, t. 65, n° 1, p. 1-17, 2017, Publisher : Springer, issn : 1573-2711.
- [140] I. P. LEUNG, L. FLEMING, K. WALTON, S. BARRANS et K. OUSEY, « Development of a model to demonstrate the effects of friction and pressure on skin in relation to pressure ulcer formation, » *Wear*, t. 376, p. 266-271, 2017, Publisher : Elsevier, issn : 0043-1648.
- [141] I. P. LEUNG, L. T. FLEMING, K. WALTON, S. M. BARRANS et K. OUSEY, « Finite element analysis to model ischemia experienced in the development of device related pressure ulcers, » *P I Mech Eng H*, t. 233, n° 7, p. 745-753, 2019, Publisher : SAGE Publications Sage UK : London, England, issn : 0954-4119.
- [142] Y. WANG, S. DOWNIE, N. WOOD, D. FIRMIN et X. Y. XU, « Finite element analysis of the deformation of deep veins in the lower limb under external compression, » *Medical Engineering & Physics*, t. 35, n° 4, p. 515-523, 2013, Publisher : Elsevier, issn : 1350-4533.
- [143] E. GHORBANI, H. HASANI, R. J. NEDOUSHAN et N. JAMSHIDI, « Finite element modeling of the compression garments structural effect on the pressure applied to leg, » *Fibers and Polymers*, t. 21, n° 3, p. 636-645, 2020, Publisher : Springer, issn : 1875-0052.
-

- [144] M. ZHANG et A. F. MAK, « A finite element analysis of the load transfer between an above-knee residual limb and its prosthetic socket-roles of interface friction and distal-end boundary conditions, » *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, t. 4, n° 4, p. 337-346, 1996, Publisher : IEEE, issn : 1063-6528.
- [145] D. LACROIX et J. F. RAMÍREZ PATIÑO, « Finite element analysis of donning procedure of a prosthetic transfemoral socket, » *Annals of biomedical engineering*, t. 39, n° 12, p. 2972-2983, 2011, Publisher : Springer, issn : 1573-9686.
- [146] J. C. CAGLE, P. G. REINHALL, K. J. ALLYN, J. MCLEAN, P. HINRICHS, B. J. HAFNER et J. E. SANDERS, « A finite element model to assess transtibial prosthetic sockets with elastomeric liners, » *Medical & biological engineering & computing*, t. 56, n° 7, p. 1227-1240, 2018, Publisher : Springer, issn : 1741-0444.
- [147] S. M. DINSDALE, « Decubitus ulcers : role of pressure and friction in causation., » *Archives of physical medicine and rehabilitation*, t. 55, n° 4, p. 147-152, 1974, issn : 0003-9993.
- [148] T. DEFLOOR, « The risk of pressure sores : a conceptual scheme., » *Journal of clinical nursing*, t. 8, n° 2, p. 206-216, 1999, issn : 0962-1067.
- [149] E. LINDER-GANZ et A. GEFEN, « The effects of pressure and shear on capillary closure in the microstructure of skeletal muscles, » *Annals of biomedical engineering*, t. 35, n° 12, p. 2095-2107, 2007, Publisher : Springer, issn : 1573-9686.
- [150] E. BERARDESCA et F. DISTANTE, « The modulation of skin irritation, » *Contact dermatitis*, t. 31, n° 5, p. 281-287, 1994, Publisher : Wiley Online Library, issn : 0105-1873.
- [151] T. AGNER et J. SERUP, « Sodium lauryl sulphate for irritant patch testing-a dose-response study using bioengineering methods for determination of skin irritation, » *J Invest Dermatol*, t. 95, n° 5, p. 543-547, 1990, Publisher : Elsevier, issn : 0022-202X.
- [152] K.-P. WILHELM, G. FREITAG et H. H. WOLFF, « Surfactant-induced skin irritation and skin repair : evaluation of a cumulative human irritation model by noninvasive techniques, » *Journal of the American Academy of Dermatology*, t. 31, n° 6, p. 981-987, 1994, Publisher : Elsevier, issn : 0190-9622.
- [153] A. FULLERTON, B. RODE et J. SERUP, « Skin irritation typing and grading based on laser Doppler perfusion imaging, » *Skin research and technology*, t. 8, n° 1, p. 23-31, 2002, Publisher : Wiley Online Library, issn : 0909-752X.
- [154] K. WÅRDELL, T. ANDERSSON et C. ANDERSON, « Analysis of laser Doppler perfusion images of experimental irritant skin reactions, » *Skin Research and Technology*, t. 2, n° 4, p. 149-157, 1996, Publisher : Wiley Online Library, issn : 0909-752X.
- [155] N. MUIZZUDDIN, K. MARENUS, D. MAES et W. SMITH, « Use of a chromameter in assessing the efficacy of anti-irritants and tanning accelerators, » *J Soc Cosmet Chem*, t. 41, p. 369-378, 1990, Publisher : Citeseer.
- [156] W. LI, X. LIU, Z. CAI, J. ZHENG et Z. ZHOU, « Effect of prosthetic socks on the frictional properties of residual limb skin, » *Wear*, t. 271, n° 11-12, p. 2804-2811, 2011, Publisher : Elsevier, issn : 0043-1648.
- [157] W. LI, Q. PANG, M. LU, Y. LIU et Z. ZHOU, « Rehabilitation and adaptation of lower limb skin to friction trauma during friction contact, » *Wear*, t. 332, p. 725-733, 2015, Publisher : Elsevier, issn : 0043-1648.

-
- [158] A. ZIMMERMAN, L. BAI et D. D. GINTY, « The gentle touch receptors of mammalian skin, » *Science*, t. 346, n° 6212, p. 950-954, 2014, Publisher : American Association for the Advancement of Science, issn : 0036-8075.
- [159] M. TALAGAS, N. LEBONVALLET, F. BERTHOD et L. MISERY, « Lifting the veil on the keratinocyte contribution to cutaneous nociception, » *Protein & cell*, t. 11, n° 4, p. 239-250, 2020, Publisher : Springer, issn : 1674-8018.
- [160] L.-C. GERHARDT, V. STRÄSSLE, A. LENZ, N. D. SPENCER et S. DERLER, « Influence of epidermal hydration on the friction of human skin against textiles, » *Journal of the Royal Society Interface*, t. 5, n° 28, p. 1317-1328, 2008, Publisher : The Royal Society London, issn : 1742-5689.
- [161] S. DERLER, M. PREISWERK, G.-M. ROTARU, J.-P. KAISER et R. ROSSI, « Friction mechanisms and abrasion of the human finger pad in contact with rough surfaces, » *Tribology International*, t. 89, p. 119-127, 2015, Publisher : Elsevier, issn : 0301-679X.
- [162] M. B. SULZBERGER, T. A. CORTESE JR, L. FISHMAN, H. S. WILEY et P. S. PEYAKOVICH, « Studies on blisters produced by friction : I. Results of linear rubbing and twisting technics, » *J Invest Dermatol*, t. 47, n° 5, p. 456-465, 1966, Publisher : Elsevier, issn : 0022-202X.
- [163] R. K. SIVAMANI et H. MAIBACH, « Tribology of skin, » *P I Mech Eng J-J Eng*, t. 220, n° 8, p. 729-737, 2006, Publisher : SAGE Publications Sage UK : London, England, issn : 1350-6501.
- [164] E. VAN DER HEIDE, X. ZENG et M. A. MASEN, « Skin tribology : Science friction? » *Friction*, t. 1, n° 2, p. 130-142, 2013, Publisher : Springer, issn : 2223-7704.
- [165] M. A. SUTTON, W. WOLTERS, W. PETERS, W. RANSON et S. McNEILL, « Determination of displacements using an improved digital correlation method, » *Image and vision computing*, t. 1, n° 3, p. 133-139, 1983, Publisher : Elsevier, issn : 0262-8856.
- [166] M. PALANCA, G. TOZZI et L. CRISTOFOLINI, « The use of digital image correlation in the biomechanical area : a review, » *International biomechanics*, t. 3, n° 1, p. 1-21, 2016, Publisher : Taylor & Francis, issn : 2333-5432.
- [167] B. WANG et B. PAN, « Subset-based local vs. finite element-based global digital image correlation : A comparison study, » *Theoretical and Applied Mechanics Letters*, t. 6, n° 5, p. 200-208, 2016, Publisher : Elsevier, issn : 2095-0349.
- [168] J. BLABER, B. ADAIR et A. ANTONIOU, « Ncorr : open-source 2D digital image correlation matlab software, » *Experimental Mechanics*, t. 55, n° 6, p. 1105-1122, 2015, Publisher : Springer, issn : 1741-2765.
- [169] J. LEWIS, « Fast Template Matching, » *Vision interface*, t. 10, p. 120-123, 1995.
- [170] Y. WANG, « Gauss–newton method, » *Wiley Interdisciplinary Reviews : Computational Statistics*, t. 4, n° 4, p. 415-420, 2012, Publisher : Wiley Online Library, issn : 1939-5108.
- [171] B. PAN, « Reliability-guided digital image correlation for image deformation measurement, » *Applied optics*, t. 48, n° 8, p. 1535-1542, 2009, Publisher : Optical Society of America, issn : 2155-3165.
- [172] B. PAN, L. YU, D. WU et L. TANG, « Systematic errors in two-dimensional digital image correlation due to lens distortion, » *Optics and lasers in engineering*, t. 51, n° 2, p. 140-147, 2013, Publisher : Elsevier, issn : 0143-8166.
-

- [173] M. A. SUTTON, J. H. YAN, V. TIWARI, H. SCHREIER et J.-J. ORTEU, « The effect of out-of-plane motion on 2D and 3D digital image correlation measurements, » *Optics and Lasers in Engineering*, t. 46, n° 10, p. 746-757, 2008, Publisher : Elsevier, ISSN : 0143-8166.
- [174] D. LECOMPTE, S. BOSSUYT, S. COOREMAN, H. SOL et J. VANTOMME, « Study and generation of optimal speckle patterns for DIC, » t. 3, 2007, p. 1643-1649.
- [175] B. PAN, Z. LU et H. XIE, « Mean intensity gradient : an effective global parameter for quality assessment of the speckle patterns used in digital image correlation, » *Optics and Lasers in Engineering*, t. 48, n° 4, p. 469-477, 2010, Publisher : Elsevier, ISSN : 0143-8166.
- [176] G. CRAMMOND, S. BOYD et J. DULIEU-BARTON, « Speckle pattern quality assessment for digital image correlation, » *Optics and Lasers in Engineering*, t. 51, n° 12, p. 1368-1378, 2013, Publisher : Elsevier, ISSN : 0143-8166.
- [177] X.-Y. LIU, R.-L. LI, H.-W. ZHAO, T.-H. CHENG, G.-J. CUI, Q.-C. TAN et G.-W. MENG, « Quality assessment of speckle patterns for digital image correlation by Shannon entropy, » *Optik*, t. 126, n° 23, p. 4206-4211, 2015, Publisher : Elsevier, ISSN : 0030-4026.
- [178] S. AVRIL, P. BADEL et A. DUPREY, « Anisotropic and hyperelastic identification of in vitro human arteries from full-field optical measurements, » *Journal of biomechanics*, t. 43, n° 15, p. 2978-2985, 2010, Publisher : Elsevier, ISSN : 0021-9290.
- [179] J. KIM, P. BADEL, A. DUPREY, J.-P. FAVRE et S. AVRIL, « Characterisation of failure in human aortic tissue using digital image correlation, » *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, t. 14, n° Supplément 1, p. 73-74, 2011.
- [180] M. HOKKA, N. MIROW, H. NAGEL, M. IRQSUSI, S. VOGT et V.-T. KUOKKALA, « In-vivo deformation measurements of the human heart by 3D digital image correlation, » *Journal of biomechanics*, t. 48, n° 10, p. 2217-2220, 2015, Publisher : Elsevier, ISSN : 0021-9290.
- [181] K. GENOVESE, P. BADEL, C. CAVINATO, B. PIERRAT, M. BERSI, S. AVRIL et J. HUMPHREY, « Multi-view Digital Image Correlation Systems for In Vitro Testing of Arteries from Mice to Humans, » *Experimental Mechanics*, t. 61, n° 9, p. 1455-1472, 2021, Publisher : Springer, ISSN : 1741-2765.
- [182] B. COUDRILLIER, J. TIAN, S. ALEXANDER, K. M. MYERS, H. A. QUIGLEY et T. D. NGUYEN, « Biomechanics of the human posterior sclera : age-and glaucoma-related changes measured using inflation testing, » *Investigative ophthalmology & visual science*, t. 53, n° 4, p. 1714-1728, 2012, Publisher : The Association for Research in Vision and Ophthalmology, ISSN : 1552-5783.
- [183] J. D. PYNE, K. GENOVESE, L. CASALETTO et J. P. VANDE GEEST, « Sequential-digital image correlation for mapping human posterior sclera and optic nerve head deformation, » *Journal of biomechanical engineering*, t. 136, n° 2, p. 021 002, 2014, Publisher : American Society of Mechanical Engineers, ISSN : 0148-0731.
- [184] L.-L. GAO, C.-Q. ZHANG, Y.-B. YANG, J.-P. SHI et Y.-W. JIA, « Depth-dependent strain fields of articular cartilage under rolling load by the optimized digital image correlation technique, » *Materials Science and Engineering : C*, t. 33, n° 4, p. 2317-2322, 2013, Publisher : Elsevier, ISSN : 0928-4931.

-
- [185] D. A. NARMONEVA, H. S. CHEUNG, J. Y. WANG, D. S. HOWELL et L. A. SETTON, « Altered swelling behavior of femoral cartilage following joint immobilization in a canine model, » *Journal of orthopaedic research*, t. 20, n° 1, p. 83-91, 2002, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0736-0266.
- [186] D. M. ELLIOTT, D. A. NARMONEVA et L. A. SETTON, « Direct measurement of the Poisson's ratio of human patella cartilage in tension, » *J. Biomech. Eng.*, t. 124, n° 2, p. 223-228, 2002, ISSN : 0148-0731.
- [187] J.-S. AFFAGARD, P. FEISSEL et S. BENSAMOUN, « Measurement of the quadriceps muscle displacement and strain fields with ultrasound and Digital Image Correlation (DIC) techniques, » *Irbm*, t. 36, n° 3, p. 170-177, 2015, Publisher : Elsevier, ISSN : 1959-0318.
- [188] J. E. KELLEHER, K. ZHANG, T. SIEGMUND et R. W. CHAN, « Spatially varying properties of the vocal ligament contribute to its eigenfrequency response, » *J Mech Behav Biomed*, t. 3, n° 8, p. 600-609, 2010, Publisher : Elsevier, ISSN : 1751-6161.
- [189] T. LUYCKX, M. VERSTRAETE, K. DE ROO, W. DE WAELE, J. BELLEMANS et J. VICTOR, « Digital image correlation as a tool for three-dimensional strain analysis in human tendon tissue, » *Journal of experimental orthopaedics*, t. 1, n° 1, p. 1-9, 2014, Publisher : Springer, ISSN : 2197-1153.
- [190] M. OTTENIO, D. TRAN, A. N. ANNAIDH, M. D. GILCHRIST et K. BRUYÈRE, « Strain rate and anisotropy effects on the tensile failure characteristics of human skin, » *J Mech Behav Biomed*, t. 41, p. 241-250, 2015, Publisher : Elsevier, ISSN : 1751-6161.
- [191] R. MAITI, L.-C. GERHARDT, Z. S. LEE, R. A. BYERS, D. WOODS, J. A. SANZ-HERRERA, S. E. FRANKLIN, R. LEWIS, S. J. MATCHER et M. J. CARRÉ, « In vivo measurement of skin surface strain and sub-surface layer deformation induced by natural tissue stretching, » *J Mech Behav Biomed*, t. 62, p. 556-569, 2016, Publisher : Elsevier, ISSN : 1751-6161.
- [192] X. HU, R. MAITI, X. LIU, L. GERHARDT, Z. LEE, R. BYERS, S. FRANKLIN, R. LEWIS, S. MATCHER et M. CARRÉ, « Skin surface and sub-surface strain and deformation imaging using optical coherence tomography and digital image correlation, » t. 9710, SPIE, 2016, p. 146-152.
- [193] J.-S. AFFAGARD, P. FEISSEL et S. F. BENSAMOUN, « Identification of hyperelastic properties of passive thigh muscle under compression with an inverse method from a displacement field measurement, » *Journal of biomechanics*, t. 48, n° 15, p. 4081-4086, 2015, Publisher : Elsevier, ISSN : 0021-9290.
- [194] X. LIU, J. CLEARY et G. GERMAN, « The global mechanical properties and multi-scale failure mechanics of heterogeneous human stratum corneum, » *Acta biomaterialia*, t. 43, p. 78-87, 2016, Publisher : Elsevier, ISSN : 1742-7061.
- [195] J. D. KREHBIEL, J. LAMBROS, J. VIATOR et N. R. SOTTOS, « Digital image correlation for improved detection of basal cell carcinoma, » *Experimental Mechanics*, t. 50, n° 6, p. 813-824, 2010, Publisher : Springer, ISSN : 1741-2765.
- [196] K. GENOVESE, M. COLLINS, Y. LEE et J. HUMPHREY, « Regional finite strains in an angiotensin-II induced mouse model of dissecting abdominal aortic aneurysms, » *Cardiovascular Engineering and Technology*, t. 3, n° 2, p. 194-202, 2012, Publisher : Springer, ISSN : 1869-4098.
-

- [197] G. BOYER, J. MOLIMARD, M. B. TKAYA, H. ZAHOUANI, M. PERICOI et S. AVRIL, « Assessment of the in-plane biomechanical properties of human skin using a finite element model updating approach combined with an optical full-field measurement on a new tensile device, » *J Mech Behav Biomed*, t. 27, p. 273-282, 2013, Publisher : Elsevier, issn : 1751-6161.
- [198] N. MIURA, S. ARIKAWA, S. YONEYAMA, M. KOIKE, M. MURAKAMI et O. TANNO, « Digital image correlation strain analysis for the study of wrinkle formation on facial skin, » *Journal of Solid Mechanics and Materials Engineering*, t. 6, n° 6, p. 545-554, 2012, Publisher : The Japan Society of Mechanical Engineers, issn : 1880-9871.
- [199] L.-C. GERHARDT, J. SCHMIDT, J. SANZ-HERRERA, F. BAAIJENS, T. ANSARI, G. PETERS et C. OOMENS, « A novel method for visualising and quantifying through-plane skin layer deformations, » *J Mech Behav Biomed*, t. 14, p. 199-207, 2012, Publisher : Elsevier, issn : 1751-6161.
- [200] E. LAMERS, T. VAN KEMPEN, F. BAAIJENS, G. PETERS et C. OOMENS, « Large amplitude oscillatory shear properties of human skin, » *J Mech Behav Biomed*, t. 28, p. 462-470, 2013, Publisher : Elsevier, issn : 1751-6161.
- [201] B. LEWELLYN, « Nuclear staining with alum hematoxylin, » *Biotechnic & Histochemistry*, t. 84, n° 4, p. 159-177, 2009, Publisher : Taylor & Francis, issn : 1052-0295.
- [202] C. SAMPIAS et G. ROLLS, « H&E staining overview : a guide to best practices, » *Richmond, Leica Biosystems*, 2019.
- [203] Z. ZHANG, « A flexible new technique for camera calibration, » *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, t. 22, n° 11, p. 1330-1334, 2000, Publisher : IEEE, issn : 0162-8828.
- [204] J.-Y. BOUGUET et J. LOOMIS, *Camera calibration toolbox for Matlab (2008)*, English, 2022. adresse : https://johnloomis.org/ece564/notes/CameraCalibration/bouguet/calib_doc.html (visité le 26/04/2022).
- [205] Y. SURREL, « Les techniques optiques de mesure de champ : essai de classification, » *Instrumentation, Mesure, Métrologie*, t. 4, n° 3-4, p. 11-42, 2004.
- [206] Q. NGUYEN THI THUY, « Identification des propriétés morphologiques et hygrothermiques hétérogènes de nouveaux composites hautes performances soumis à des cycles de vieillissement thermo-hygro-mécaniques, » 2013, Publisher : Saint-Etienne, EMSE.
- [207] M. BORNERT, F. BRÉMAND, P. DOUMALIN, J.-C. DUPRÉ, M. FAZZINI, M. GRÉDIAC, F. HILD, S. MISTOU, J. MOLIMARD et J.-J. ORTEU, « Assessment of digital image correlation measurement errors : methodology and results, » *Experimental mechanics*, t. 49, n° 3, p. 353-370, 2009, Publisher : Springer, issn : 1741-2765.
- [208] C. E. SHANNON, « Communication in the presence of noise, » *Proceedings of the IRE*, t. 37, n° 1, p. 10-21, 1949, Publisher : IEEE, issn : 0096-8390.
- [209] S. AVRIL, M. BONNET, A.-S. BRETELLE, M. GRÉDIAC, F. HILD, P. IENNY, F. LATOURTE, D. LEMOSSE, S. PAGANO et E. PAGNACCO, « Overview of identification methods of mechanical parameters based on full-field measurements, » *Experimental Mechanics*, t. 48, n° 4, p. 381-402, 2008, Publisher : Springer, issn : 1741-2765.
- [210] P. J. BLAU, « The significance and use of the friction coefficient, » *Tribology International*, t. 34, n° 9, p. 585-591, 2001, Publisher : Elsevier, issn : 0301-679X.

-
- [211] M. CHOWDHURY, D. NURUZZAMAN, A. MIA et M. RAHAMAN, « Friction coefficient of different material pairs under different normal loads and sliding velocities, » *Tribology in industry*, t. 34, n° 1, p. 18, 2012, Publisher : University of Kragujevac, Faculty of Engineering, issn : 0354-8996.
- [212] M. PASCOE et D. TABOR, « The friction and deformation of polymers, » *Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences*, t. 235, n° 1201, p. 210-224, 1956, Publisher : The Royal Society London, issn : 0080-4630.
- [213] R. ELLEUCH, K. ELLEUCH, H. B. ABDELOUNIS et H. ZAHOUANI, « Surface roughness effect on friction behaviour of elastomeric material, » *Materials Science and Engineering : A*, t. 465, n° 1-2, p. 8-12, 2007, Publisher : Elsevier, issn : 0921-5093.
- [214] H. ZENG, *Polymer adhesion, friction, and lubrication*. John Wiley & Sons, 2013, ISBN : 1-118-50513-1.
- [215] C. PAILLER-MATTEI, S. PAVAN, R. VARGIOLU, F. PIROT, F. FALSON et H. ZAHOUANI, « Contribution of stratum corneum in determining bio-tribological properties of the human skin, » *Wear*, t. 263, n° 7-12, p. 1038-1043, 2007, Publisher : Elsevier, issn : 0043-1648.
- [216] P. KÉKICHEFF, « The long-range attraction between hydrophobic macroscopic surfaces, » *Advances in Colloid and Interface Science*, t. 270, p. 191-215, 2019, Publisher : Elsevier, issn : 0001-8686.
- [217] C. PAILLER-MATTEI et H. ZAHOUANI, « Study of adhesion forces and mechanical properties of human skin in vivo, » *Journal of Adhesion Science and Technology*, t. 18, n° 15-16, p. 1739-1758, 2004, Publisher : Taylor & Francis, issn : 0169-4243.
- [218] U. WOLLINA, « Mechanical skin irritations due to textiles, » in *Handbook of Medical Textiles*, Elsevier, 2011, 248-268e.
- [219] T. ZEEVI, A. LEVY, N. BRAUNER et A. GEFEN, « Effects of ambient conditions on the risk of pressure injuries in bedridden patients—multi-physics modelling of microclimate, » *International Wound Journal*, t. 15, n° 3, p. 402-416, 2018, Publisher : Wiley Online Library, issn : 1742-4801.
- [220] K. C. MADISON, « Barrier function of the skin : “la raison d’être” of the epidermis, » *J Invest Dermatol*, t. 121, n° 2, p. 231-241, 2003, Publisher : Elsevier, issn : 0022-202X.
- [221] E. VÖRÖS, C. ROBERT et A. ROBERT, « Age-related changes of the human skin surface microrelief, » *Gerontology*, t. 36, n° 5-6, p. 276-285, 1990, Publisher : Karger Publishers, issn : 0304-324X.
- [222] T. W. FISCHER, W. WIGGER-ALBERTI et P. ELSNER, « Direct and non-direct measurement techniques for analysis of skin surface topography, » *Skin Pharmacol Phys*, t. 12, n° 1-2, p. 1-11, 1999, Publisher : Karger Publishers, issn : 1660-5527.
- [223] L. YIN, A. MORITA et T. TSUJI, « Skin premature aging induced by tobacco smoking : the objective evidence of skin replica analysis, » *Journal of Dermatological Science*, t. 27, p. 26-31, 2001, Publisher : Elsevier, issn : 0923-1811.
- [224] C. ESCOFFIER, J. de RIGAL, A. ROCHEFORT, R. VASSELET, J.-L. LÉVÊQUE et P. G. AGACHE, « Age-related mechanical properties of human skin : an in vivo study, » *J Invest Dermatol*, t. 93, n° 3, p. 353-357, 1989, Publisher : Elsevier, issn : 0022-202X.
-

- [225] I. M. BRAVERMAN, « The cutaneous microcirculation, » Issue : 1, t. 5, Elsevier, 2000, p. 3-9, ISBN : 1087-0024.
- [226] G. BOYER, « Modélisation du comportement mécanique de la peau humaine in vivo : application au vieillissement et aux gestes du clinicien., » 2010, Publisher : École Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne.
- [227] N. BOULAIS et L. MISERY, « The epidermis : a sensory tissue, » *European Journal of Dermatology*, t. 18, n° 2, p. 119-127, 2008, ISSN : 1167-1122.
- [228] T. WELSS, D. A. BASKETTER et K. R. SCHRÖDER, « In vitro skin irritation : facts and future. State of the art review of mechanisms and models, » *Toxicology in vitro*, t. 18, n° 3, p. 231-243, 2004, Publisher : Elsevier, ISSN : 0887-2333.
- [229] H. OHSHIMA, H. TAKIWAKI, K. WASHIZAKI, A. ISHIKO, M. ITOH et H. KANTO, « Quantitative evaluation of patch test reactions : a comparison between visual grading and erythema index image analysis, » *Skin Research and Technology*, t. 17, n° 2, p. 220-225, 2011, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0909-752X.
- [230] M. A. FARAGE, H. I. MAIBACH, K. E. ANDERSEN, J.-M. LACHAPPELLE, P. KERN, C. RYAN, J. ELY et A. KANTI, « Historical perspective on the use of visual grading scales in evaluating skin irritation and sensitization, » *Contact Dermatitis*, t. 65, n° 2, p. 65-75, 2011, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0105-1873.
- [231] A. T.-J. GOON, Y.-H. LEOW, Y.-H. CHAN et C.-L. GOH, « Correlation between laser Doppler perfusion imaging and visual scoring of patch test sites in subjects with experimentally induced allergic and irritant contact reactions, » *Skin Research and Technology*, t. 10, n° 1, p. 64-66, 2004, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0909-752X.
- [232] T. S. POON, J. M. KUCHEL, A. BADRUDDIN, G. M. HALLIDAY, R. S. BARNETSON, H. IWAKI et M. HATAO, « Objective Measurement of Minimal Erythema and Melanogenic Doses Using Natural and Solar-simulated Light¶, » *Photochemistry and photobiology*, t. 78, n° 4, p. 331-336, 2003, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0031-8655.
- [233] A. RAWLINGS, P. MATTS, C. ANDERSON et M. ROBERTS, « Skin biology, xerosis, barrier repair and measurement, » *Drug Discovery Today : Disease Mechanisms*, t. 5, n° 2, e127-e136, 2008, Publisher : Elsevier, ISSN : 1740-6765.
- [234] L.-C. GERHARDT, N. MATTLE, G. SCHRADER, N. SPENCER et S. DERLER, « Study of skin–fabric interactions of relevance to decubitus : friction and contact-pressure measurements, » *Skin Research and Technology*, t. 14, n° 1, p. 77-88, 2008, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0909-752X.
- [235] G.-M. ROTARU, D. PILLE, F. LEHMEIER, R. STÄMPFLI, A. SCHEEL-SAILER, R. ROSSI et S. DERLER, « Friction between human skin and medical textiles for decubitus prevention, » *Tribology International*, t. 65, p. 91-96, 2013, Publisher : Elsevier, ISSN : 0301-679X.
- [236] A. RAMALHO, P. SZEKERES et E. FERNANDES, « Friction and tactile perception of textile fabrics, » *Tribology International*, t. 63, p. 29-33, 2013, Publisher : Elsevier, ISSN : 0301-679X.
- [237] S. DERLER, U. SCHRADER et L.-C. GERHARDT, « Tribology of human skin and mechanical skin equivalents in contact with textiles, » *Wear*, t. 263, n° 7-12, p. 1112-1116, 2007, Publisher : Elsevier, ISSN : 0043-1648.

- [238] F. CHASSAGNE, C. HELOUIN-DESENNE, J. MOLIMARD, R. CONVERT, P. BADEL et P. GIRAUX, « Superimposition of elastic and nonelastic compression bandages, » *Journal of Vascular Surgery : Venous and Lymphatic Disorders*, t. 5, n° 6, p. 851-858, 2017, Publisher : Elsevier, ISSN : 2213-333X.
- [239] O. AGU, D. BAKER et A. M. SEIFALIAN, « Effect of graduated compression stockings on limb oxygenation and venous function during exercise in patients with venous insufficiency, » *Vascular*, t. 12, n° 1, p. 69-76, 2004, Publisher : SAGE Publications Sage UK : London, England, ISSN : 1708-5381.
- [240] S. RAJU, K. HOLLIS et P. NEGLEN, « Use of compression stockings in chronic venous disease : patient compliance and efficacy, » *Annals of vascular surgery*, t. 21, n° 6, p. 790-795, 2007, Publisher : Elsevier, ISSN : 0890-5096.
- [241] G. MOTYKIE, J. CAPRINI, J. ARCELUS, J. REYNA, E. OVEROM et D. MOKHTEE, « Evaluation of therapeutic compression stockings in the treatment of chronic venous insufficiency, » *Dermatologic surgery*, t. 25, n° 2, p. 116-120, 1999, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 1076-0512.
- [242] T. VIRÉN, J. IIVARINEN, J. SARIN, I. HARVIMA et H. MAYROVITZ, « Accuracy and reliability of a hand-held in vivo skin indentation device to assess skin elasticity, » *International journal of cosmetic science*, t. 40, n° 2, p. 134-140, 2018, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0142-5463.
- [243] L. M. RODRIGUES, J. W. FLUHR et EEMCO GROUP, « EEMCO guidance for the in vivo assessment of biomechanical properties of the human skin and its annexes : revisiting instrumentation and test modes, » *Skin Pharmacol Phys*, t. 33, n° 1, p. 44-60, 2020, Publisher : Karger Publishers, ISSN : 1660-5527.
- [244] G. BOYER, L. LAQUIÈZE, A. LE BOT, S. LAQUIÈZE et H. ZAHOUANI, « Dynamic indentation on human skin in vivo : ageing effects, » *Skin Research and Technology*, t. 15, n° 1, p. 55-67, 2009, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0909-752X.
- [245] K. KHAOTHONG, « In vivo measurements of the mechanical properties of human skin and muscle by inverse finite element method combined with the indentation test, » Springer, 2010, p. 1467-1470.
- [246] G. BOYER, C. P. MATTEI, J. MOLIMARD, M. PERICOI, S. LAQUIEZE et H. ZAHOUANI, « Non contact method for in vivo assessment of skin mechanical properties for assessing effect of ageing, » *Medical engineering & physics*, t. 34, n° 2, p. 172-178, 2012, Publisher : Elsevier, ISSN : 1350-4533.
- [247] R. B. GROVES, S. COULMAN, J. C. BIRCHALL et S. L. EVANS, « Quantifying the mechanical properties of human skin to optimise future microneedle device design, » *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, t. 15, n° 1, p. 73-82, 2012, Publisher : Taylor & Francis, ISSN : 1025-5842.
- [248] C. Y. CHAO, Y.-P. ZHENG et G. L. CHEING, « A novel noncontact method to assess the biomechanical properties of wound tissue, » *Wound repair and regeneration*, t. 19, n° 3, p. 324-329, 2011, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 1067-1927.
- [249] Y. HU, Q. CHEN, S. FENG et C. ZUO, « Microscopic fringe projection profilometry : A review, » *Optics and lasers in engineering*, t. 135, p. 106-192, 2020, Publisher : Elsevier, ISSN : 0143-8166.

- [250] J. MOLIMARD et L. NAVARRO, « Uncertainty on fringe projection technique : A Monte-Carlo-based approach, » *Optics and Lasers in Engineering*, t. 51, n° 7, p. 840-847, 2013, Publisher : Elsevier, issn : 0143-8166.
- [251] E. GADELMAWLA, M. M. KOURA, T. M. MAKSOUD, I. M. ELEWA et H. SOLIMAN, « Roughness parameters, » *Journal of materials processing Technology*, t. 123, n° 1, p. 133-145, 2002, Publisher : Elsevier, issn : 0924-0136.
- [252] L. TOGNETTI, E. CINOTTI, M. SUPPA, R. GUAZZO, C. HABOUGIT, F. SANTI, G. DIET, M. FONTAINE, V. BEROT et J. MONNIER, « Line field confocal optical coherence tomography : An adjunctive tool in the diagnosis of autoimmune bullous diseases, » *Journal of Biophotonics*, t. 14, n° 5, e202000449, 2021, Publisher : Wiley Online Library, issn : 1864-063X.
- [253] D. RAMSAY, J. ARTUN et S. MARTINEN, « Reliability of pulpal blood-flow measurements utilizing laser Doppler flowmetry, » *Journal of dental research*, t. 70, n° 11, p. 1427-1430, 1991, Publisher : SAGE Publications Sage CA : Los Angeles, CA, issn : 0022-0345.
- [254] T. TENLAND, E. SALERUD, G. NILSSON et P. OBERG, « Spatial and temporal variations in human skin blood flow., » *International Journal of Microcirculation, Clinical and Experimental*, t. 2, n° 2, p. 81-90, 1983, issn : 0167-6865.
- [255] G. E. NILSSON, T. TENLAND et P. A. OBERG, « Evaluation of a laser Doppler flowmeter for measurement of tissue blood flow, » *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, n° 10, p. 597-604, 1980, Publisher : IEEE, issn : 0018-9294.
- [256] S. SACHDEVA, « Fitzpatrick skin typing : Applications in dermatology, » *Indian journal of dermatology, venereology and leprology*, t. 75, n° 1, p. 93, 2009, issn : 0378-6323.
- [257] R. M. MICKEY et S. GREENLAND, « The impact of confounder selection criteria on effect estimation, » *American journal of epidemiology*, t. 129, n° 1, p. 125-137, 1989, Publisher : Oxford University Press, issn : 1476-6256.
- [258] Z. BURSAC, C. H. GAUSS, D. K. WILLIAMS et D. W. HOSMER, « Purposeful selection of variables in logistic regression, » *Source code for biology and medicine*, t. 3, n° 1, p. 1-8, 2008, Publisher : Biomed central, issn : 1751-0473.
- [259] L. K. SMALLS, R. RANDALL WICKETT et M. O. VISSCHER, « Effect of dermal thickness, tissue composition, and body site on skin biomechanical properties, » *Skin research and technology*, t. 12, n° 1, p. 43-49, 2006, Publisher : Wiley Online Library, issn : 0909-752X.
- [260] J. LAGARDE, C. ROUVRAIS et D. BLACK, « Topography and anisotropy of the skin surface with ageing, » *Skin Research and Technology*, t. 11, n° 2, p. 110-119, 2005, Publisher : Wiley Online Library, issn : 0909-752X.
- [261] L. LI, S. MAC-MARY, D. MARSAUT, J. M. SAINTHILLIER, S. NOUVEAU, T. GHARBI, O. de LACHARRIERE et P. HUMBERT, « Age-related changes in skin topography and microcirculation, » *Arch Dermatol Res*, t. 297, n° 9, p. 412-416, 2006, Publisher : Springer, issn : 1432-069X.
- [262] N. LUDWIG, D. FORMENTI, M. GARGANO et G. ALBERTI, « Skin temperature evaluation by infrared thermography : Comparison of image analysis methods, » *Infrared Physics & Technology*, t. 62, p. 1-6, 2014, Publisher : Elsevier, issn : 1350-4495.

-
- [263] G. TANDA, « Skin temperature measurements by infrared thermography during running exercise, » *Experimental Thermal and Fluid Science*, t. 71, p. 103-113, 2016, Publisher : Elsevier, ISSN : 0894-1777.
- [264] E. H. RUBINSTEIN et D. I. SESSLER, « Skin-surface temperature gradients correlate with fingertip blood flow in humans, » *Anesthesiology*, t. 73, n° 3, p. 541-545, 1990, ISSN : 0003-3022.
- [265] K. ENGBRETSSEN, J. JOHANSEN, S. KEZIC, A. LINNEBERG et J. THYSSEN, « The effect of environmental humidity and temperature on skin barrier function and dermatitis, » *Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology*, t. 30, n° 2, p. 223-249, 2016, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0926-9959.
- [266] J. LEBLANC, « Subcutaneous fat and skin temperature, » *Canadian journal of biochemistry and physiology*, t. 32, n° 4, p. 354-358, 1954, Publisher : NRC Research Press Ottawa, Canada, ISSN : 0576-5544.
- [267] D. MCFADDEN, « Quantitative methods for analyzing travel behaviour of individuals : some recent developments, » n° 474, 1977, Publisher : Cowles Foundation Discussion Papers, Cowles Foundation for Research in Economics, Yale University.
- [268] W. CUNLIFFE, J. BURTON et S. SHUSTER, « The effect of local temperature variations on the sebum excretion rate, » *British Journal of Dermatology*, t. 83, n° 6, p. 650-654, 1970, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0007-0963.
- [269] M. WILLIAMS, W. CUNLIFFE, B. WILLIAMSON, R. FORSTER, J. COTTERILL et J. EDWARDS, « The effect of local temperature changes on sebum excretion rate and forehead surface lipid composition, » *British Journal of Dermatology*, t. 88, n° 3, p. 257-262, 1973, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0007-0963.
- [270] D. JULIUS et A. I. BASBAUM, « Molecular mechanisms of nociception, » *Nature*, t. 413, n° 6852, p. 203-210, 2001, Publisher : Nature Publishing Group, ISSN : 1476-4687.
- [271] R. B. GROVES, S. A. COULMAN, J. C. BIRCHALL et S. L. EVANS, « An anisotropic, hyperelastic model for skin : experimental measurements, finite element modelling and identification of parameters for human and murine skin, » *J Mech Behav Biomed*, t. 18, p. 167-180, 2013, Publisher : Elsevier, ISSN : 1751-6161.
- [272] B. EYDAN, B. PIERRAT, N. CURT, H. ZAHOUANI et J. MOLIMARD, « A new device for the combined measurement of friction and through-thickness deformation on ex vivo skin samples, » *J Mech Behav Biomed*, t. 130, p. 105-141, 2022, Publisher : Elsevier, ISSN : 1751-6161.
- [273] J.-H. HEEGAARD et A. CURNIER, « An augmented Lagrangian method for discrete large-slip contact problems, » *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, t. 36, n° 4, p. 569-593, 1993, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 0029-5981.
- [274] Y. WANG, A. G. YAGOLA et C. YANG, *Optimization and regularization for computational inverse problems and applications*. Springer, 2011, ISBN : 3-642-13742-3.
- [275] J. MOLIMARD, R. LE RICHE, A. VAUTRIN et J.-R. LEE, « Identification of the four orthotropic plate stiffnesses using a single open-hole tensile test, » *Experimental mechanics*, t. 45, n° 5, p. 404-411, 2005, Publisher : Springer, ISSN : 1741-2765.
-

- [276] J. LIM, J. HONG, W. W. CHEN et T. WEERASOORIYA, « Mechanical response of pig skin under dynamic tensile loading, » *International Journal of Impact Engineering*, t. 38, n° 2-3, p. 130-135, 2011, Publisher : Elsevier, ISSN : 0734-743X.
- [277] L. E. EDSBERG, J. M. BLACK, M. GOLDBERG, L. MCNICHOL, L. MOORE et M. SIEGGREEN, « Revised national pressure ulcer advisory panel pressure injury staging system : revised pressure injury staging system, » *Journal of Wound, Ostomy, and Continence Nursing*, t. 43, n° 6, p. 585, 2016, Publisher : Wolters Kluwer Health.
- [278] D. L. AUGUST, L. EDMONDS, D. K. BROWN, M. MURPHY et Y. KANDASAMY, « Pressure injuries to the skin in a neonatal unit : fact or fiction, » *Journal of Neonatal Nursing*, t. 20, n° 3, p. 129-137, 2014, Publisher : Elsevier, ISSN : 1355-1841.
- [279] R. SLUGG, R. MEYER et J. CAMPBELL, « Response of cutaneous A-and C-fiber nociceptors in the monkey to controlled-force stimuli, » *Journal of Neurophysiology*, t. 83, n° 4, p. 2179-2191, 2000, Publisher : American Physiological Society Bethesda, MD, ISSN : 1522-1598.
- [280] B. FENG et T. GUO, « Visceral pain from colon and rectum : the mechanotransduction and biomechanics, » *Journal of Neural Transmission*, t. 127, n° 4, p. 415-429, 2020, Publisher : Springer, ISSN : 1435-1463.
- [281] M. SCHMELZ, « Itch and pain, » *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, t. 34, n° 2, p. 171-176, 2010, Publisher : Elsevier, ISSN : 0149-7634.
- [282] B. GOLDSTEIN et J. SANDERS, « Skin response to repetitive mechanical stress : a new experimental model in pig, » *Archives of physical medicine and rehabilitation*, t. 79, n° 3, p. 265-272, 1998, Publisher : Elsevier, ISSN : 0003-9993.
- [283] L. A. de WERT, D. L. BADER, C. W. OOMENS, L. SCHOONHOVEN, M. POEZE et N. D. BOUVY, « A new method to evaluate the effects of shear on the skin, » *Wound Repair and Regeneration*, t. 23, n° 6, p. 885-890, 2015, Publisher : Wiley Online Library, ISSN : 1067-1927.
- [284] B. JONES et C. J. NACHTSHEIM, « Definitive screening designs with added two-level categorical factors, » *Journal of Quality Technology*, t. 45, n° 2, p. 121-129, 2013, Publisher : Taylor & Francis, ISSN : 0022-4065.
- [285] F. CHASSAGNE, J. MOLIMARD, R. CONVERT, P. GIRAUX et P. BADEL, « Numerical model reduction for the prediction of interface pressure applied by compression bandages on the lower leg, » *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, t. 65, n° 2, p. 449-457, 2017, Publisher : IEEE, ISSN : 0018-9294.

NNT : 2022LYSEM017

Author : Bastien EYDAN

Title : Friction mechanism effects on medical device/human body interaction

Speciality : Mechanics and engineering

Keywords : Biomechanics, Skin, Skin irritation, Medical Compression Devices

Résumé

The use of textile-based medical devices is very common for the treatment of various types of pathologies such as joint disorders or venous insufficiency. Generally speaking, the mode of action of these treatments lies in the application of mechanical stress to the surface of the limb to be treated. The physiological functioning of the body is then modified in order to adapt to the new balance imposed by the device. However, even when properly dosed, compression treatment is often uncomfortable for patients. This often results in patients discontinuing treatment because of skin intolerance or pressure intolerance under or near the device. It is reasonable to assume that these skin irritations are related to the mechanical condition imposed on the skin by the compression device.

The objective of this thesis is to study the interactions between the medical textile and the skin in order to better understand the mechanical conditions that may favour the appearance of skin intolerances in people who use this type of device. The development of a new experimental method first allowed the measurement of the deformations undergone by the skin during different contact interactions. A pilot clinical study then made it possible to identify biomechanical factors that could be determining in the development of skin irritations during the use of medical compression stockings. Finally, the effect of the morphological and mechanical properties of the skin on the mechanical condition of the skin during friction was studied using a numerical design of experiments.

NNT : 2022LYSEM017

Auteur : Bastien EYDAN

Titre : Rôle des mécanismes de frottement dans l'interaction dispositif médical de compression / corps humain

Spécialité : Mécanique et ingénierie

Mots-Clefs : Biomécanique, Peau, Irritation Cutanée, Dispositifs Médicaux de Compression

Résumé

L'utilisation de dispositifs médicaux à base textile est très courante pour le traitement de différents types de pathologies telles que les troubles articulaires ou les problèmes d'insuffisance veineuse. De manière générale, le principe actif de ces traitements réside dans l'application d'une contrainte mécanique à la surface du membre à soigner. Le fonctionnement physiologique du corps est alors modifié afin de s'adapter au nouvel équilibre imposé par le dispositif. Cependant, même lorsqu'il est convenablement dosé, le traitement de compression est souvent inconfortable pour les patients. Cela se traduit trop fréquemment par un abandon du traitement en raison d'une intolérance cutanée ou d'une intolérance à la pression, sous ou à proximité du dispositif. On peut raisonnablement supposer que ces irritations cutanées sont liées à l'état mécanique imposé à la peau par le dispositif de compression.

L'objectif de cette thèse est d'étudier les interactions entre le textile médical et la peau afin de mieux comprendre les conditions mécaniques pouvant favoriser l'apparition des intolérances cutanées chez les personnes qui utilisent ce type de dispositifs. Le développement d'une nouvelle méthode expérimentale a tout d'abord permis d'effectuer des mesures des déformations subies par la peau lors de différentes interactions de contact. Une étude clinique pilote a ensuite permis d'identifier des facteurs biomécaniques pouvant être déterminants dans le développement d'irritations cutanées lors de l'utilisation de bas médicaux de compression. Pour finir, l'effet sur l'état mécanique de la peau lors du frottement des propriétés morphologiques et mécaniques de la peau, identifiés cliniquement comme des facteurs de risque pour l'irritation mécanique de la peau, a été étudié au travers d'un plan d'expériences numériques.

