



AIX-MARSEILLE UNIVERSITÉ
Ecole Doctorale des Sciences du Mouvement Humain
ISM UMR 7287 CNRS

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR

Discipline : Science du Mouvement Humain
Spécialité : Biomécanique

présentée et soutenue publiquement par

Victoria SPARTACUS

le 21/11/2017

Étude théorique du comportement biomécanique de l'articulation trapézo-métacarpienne

Jury

Laurence CHÈZE	Professeur (IFSTTAR, Lyon)	Rapporteur
Frédéric MARIN	Professeur (UTC, Compiègne)	Rapporteur
Patrick CHABRAND	Professeur (AMU, Marseille)	Directeur de thèse
André GAY	Docteur en Médecine (AP-HM, Marseille)	Examineur
Max NÉMOZ-GAILLARD	Docteur, Directeur Technique (OSD, Avignon)	Examineur
Caroline RICHARD	Professeur (EPU, Tours)	Examinatrice
Hassan ZAHOUANI	Professeur (LTDS, Lyon)	Examineur

Table des matières

I	Introduction	13
II	Anatomie de l'articulation trapézométacarpienne	18
II.1	Etat de l'art	18
II.2	Description ostéologique de l'ATM	20
II.2.1	Le premier métacarpien	20
II.2.2	Le trapèze	20
II.2.3	Le scaphoïde et le trapézoïde	22
II.3	Description ligamentaire de l'ATM	23
III	Identification des ligaments de l'ATM : étude histologique	30
III.1	Etat de l'art	30
III.2	Matériel et méthode	32
III.3	Résultats	40
III.4	Conclusion et discussion	49
IV	Identification des causes des échecs des prothèses trapézométacarpienne : étude cinématique	54
IV.1	Etat de l'art	54
IV.2	Matériel et méthode	56
IV.3	Résultats	59
IV.4	Conclusion et discussion	62
V	Une alternative des prothèses actuelles : étude tribologique	66
V.1	Etat de l'art	66
V.2	Matériel et méthode	68
V.3	Résultats	70
V.4	Conclusion et discussion	77
VI	Conclusion et perspectives	81

Table des figures

I.1	Photographie (à gauche) et radiographie (à droite) d'un pouce en forme de Z	13
I.2	Implant en pyrocarbone de resurfaçage du trapèze.	15
I.3	Prothèse totalement contrainte.	15
I.4	Prothèse totale semi-contrainte.	15
II.1	Plans anatomiques usuels à gauche et mouvement de pronation et supination de l'avant-bras, à droite.	19
II.2	Pouce en position de repos d'une main gauche. (A) plan frontal et (B) plan sagittal.	19
II.3	(A) vue palmaire à gauche et dorsale à droite, du premier métacarpien gauche, d'après Henry Gray en 1918 [39]. (B) non-congruence des surfaces articulaires trapéziennes et métacarpiennes, d'après Napier [37]. Coupe longitudinale du pouce gauche dans le plan abduction/adduction.	21
II.4	Vue postérieure du trapèze à gauche et vue palmaire à droite, d'après Henry Gray en 1918 [39]	21
II.5	Illustration des facteurs pris en considération dans les mesures de Kapandji en 2009 [38]	22
II.6	Vue dorsale à gauche et palmaire à droite, du scaphoïde et du trapézoïde, d'après Henry Gray en 1918 [39]	22
II.7	Ligaments palmaires de l'ATM. (A) couche superficielle d'une main droite par Bettinger et al. en 1999 [45]. (B) main gauche, d'après Ladd et al., 2012 [27].	25
II.8	Ligaments dorsaux de l'ATM. (A) main droite, d'après Bettinger et al., 1999 [40]. (B) main droite, d'après Ladd et al. 2012 [27]. Les ligaments 1 (DRL), 2 (DCL) et 3 (POL) représentent le complexe des ligaments deltoïdes. * est le tubercule dorsal du trapèze. MC1 : premier métacarpien, MC2 : second métacarpien.	27
III.1	Pièce de dissection "bloc trapèze-trapézoïde-base M1-base M2", main gauche. (A) Vue proximale, (B) Vue distale.	32
III.2	Coupe histologique centrée sur le ligament inter-métacarpien obtenue avec le protocole de l'étude préliminaire	34
III.3	Coupe histologique d'un ligament frais après déshydratation par EGME et acétonitrile et inclusion en paraffine.	37
III.4	Coupe histologique d'un ligament frais après déshydratation par EGME et acétonitrile et inclusion en résine.	37

III.5	Pièce de dissection : base de M1 et structures capsulaires et ligamentaires qui s'y rattachent. (A) Base de M1 après désinsertion de la capsule articulaire et des ligaments au ras de l'os trapèze. (B) Base de M1 après section de la capsule articulaire et des ligaments au ras de la base de M1. (C) Morceau palmaire après recoupe de la base de M1 dans le sens longitudinal. (D) Morceau dorsal après recoupe de la base de M1 dans le sens longitudinal . . .	39
III.6	ATM droite, côté palmaire, coupe H. Mise en évidence de la capsule articulaire, de la membrane et de la cavité synoviale, ainsi que de l'enthèse capsulaire.	41
III.7	ATM droite, côté palmaire, coupe G. Mise en évidence de l'UCL.	42
III.8	ATM gauche, côté palmaire, coupe D. Mise en évidence de l'UCL.	42
III.9	ATM droite, côté palmaire, coupe E. Mise en évidence de l'AOL.	43
III.10	ATM gauche, côté palmaire, coupe F. Mise en évidence de l'IML.	43
III.11	Insertions des ligaments sur le bord ulno-palmaire de l'ATM. (A) ATM droite, côté palmaire, coupe E. (B) ATM droite, côté palmaire, coupe H.	44
III.12	ATM droite, côté dorsal, coupe H. (A) Mise en évidence de la capsule articulaire, des enthèses et de l'espace synovial. (B) Zoom sur le fibrocartilage d'insertion de la capsule. * correspond aux structures fibreuses denses. . . .	45
III.13	ATM gauche, côté dorsal, coupe C. (A) DCL et POL séparés par du tissu conjonctif lâche. (B) zoom sur la zone d'épaississement fibro-cartilagineux en regard du DCL et sur la capsule articulaire.	46
III.14	ATM droite, côté dorsal, coupe F. Mise en évidence du DRL	47
III.15	ATM droite, côté dorsal, coupe F. Mise en évidence de l'APL	47
III.16	Schématisation des coupes histologiques palmaire (A) et dorsale (B), au niveau des capsules articulaires	48
III.17	Schématisation des coupes histologiques de la face palmaire. (A) couche profonde. (B) couche superficielle. Les flèches représentent les orientations des fibres de collagène.	48
III.18	Schématisation des coupes histologiques de la face dorsale. (A) couche profonde. (B) couche superficielle. Les flèches représentent les orientations des fibres de collagène.	49
IV.1	(A) main en position de fermeture commissurale. (B) main en position de préhension. (C) main en position d'opposition	57
IV.2	(A) M1 en posture de fermeture commissurale, (B) M1 en posture de pince, (C) M1 en posture d'opposition, par rapport au trapèze en gris, pour le sujet 5.R. (D) Visualisation de la superposition de l'ensemble des postures du M1 par rapport au trapèze.	57
IV.3	A gauche, axes de référence du M1. En vert, axe longitudinal du M1 autour duquel se produit la rotation axiale du pouce. A droite, (A) modèle numérique d'une articulation prothésée et (B) modèle numérique d'une prothèse trapézométacarpienne.	58
IV.4	Position d'une prothèse trapézométacarpienne, dans trois postures différentes pour le sujet 3.R. En rouge la posture de fermeture commissurale, en bleu la posture de pince et en vert la posture d'opposition	61
V.1	Schéma expérimental à gauche et assemblage des tests d'usure à droite . . .	69

V.2	Coefficient de frottement pour le mode quasi-statique 15N en rouge, 30N en bleu et en noir pour le mode vibratoire	70
V.3	Construction hiérarchique du cube selon les différentes échelles	71
V.4	Décomposition par ondelette de l'os sain et de l'os usé pour des chargements de 30N et 100N.	72
V.5	Spectre de rugosité des échantillons sains, en mode quasi-statique à 30N et en mode vibratoire.	72
V.6	Coefficient de frottement pour le mode quasi-statique 15N après 400 cycles	73
V.7	Spectre de rugosité des échantillons sains comparés aux échantillons usés avec un chargement de 15N	73
V.8	Images topographiques (A) et décomposition par ondelette (B) des échantillons sains et usés avec un chargement de 15N	74
V.9	Diagramme schématisé d'un motif en 2D	75
V.10	Etat de déformation (E_x et E_y) du cartilage pour des longueurs d'onde de 0 à $100\mu\text{m}$	75
V.11	Apparition de petits trous localisés sur le cartilage usé pour un chargement de 15N, (A) après 400 cycles, (B) après 2000 cycles	76
V.12	Dimensions fractales sur cinq échelles de longueurs d'onde. (A) Effet de la force normale. (B) Effect du nombre de cycle	77

Liste des tableaux

II.1	Résultats obtenus sur les facteurs considérés par Kapandji [38]	22
IV.1	Caractéristiques des sujets cadavériques. N.A. : non arthrosique. Stade 1 : sclérose sous-chondrale sans ostéophyte ou subluxation. Stade 2 : petite subluxation et petits ostéophytes internes. Stade 3 : Forte subluxation. Stade 4 : Plus d'espace entre les os.	57
IV.2	Angle de la rotation axiale. Les angles α , β et γ sont respectivement les angles entre : la posture de fermeture commissurale et la pince, la posture de fermeture commissurale et l'opposition et la posture de préhension et d'opposition.	59
IV.3	Translation du M1 en millimètres en relation avec le degré d'arthrose. T1 est la translation entre la posture de fermeture commissurale et celle de préhension. T2 est la translation entre la posture de fermeture commissurale et celle d'opposition. T3 correspond à la translation entre la posture de préhension et celle d'opposition. Les translations sont listées dans les colonnes x, y et z. M.N. correspond à moyenne de la norme.	60
IV.4	Distance entre le centre de gravité de la tête de la prothèse et entre le centre de la cupule en posture de pince (D1) et en posture d'opposition (D2). V1 est le volume théorique d'intersection entre la cupule et la tête de la prothèse en posture de pince et V2 en posture d'opposition.	61
V.1	Paramètres des tests en mode quasi-statique et vibratoire.	69

Remerciements

Je voudrais tout d'abord remercier l'entreprise Orthopaedic and Spine Development pour m'avoir permis de réaliser cette thèse, ainsi que l'Institut des Sciences du Mouvement de Marseille sans qui cette aventure n'aurait pas pu voir le jour.

Je remercie mon directeur de thèse Pr Patrick Chabrand qui m'a suivie, dirigée et encadrée tout au long de ma thèse. Les temps n'ont pas toujours été facile surtout en fin de thèse quand on voit le temps défilier à toute vitesse sans pouvoir le suivre. Au delà de son savoir, sa connaissance qu'il m'a apporté tout au long de ces années, il a su être une figure paternelle et bienveillante. J'attends que tu viennes me rendre visite à Valenciennes, je pourrais t'amener manger une tarte au maroilles. Y a de supers endroits ici pour manger du fromage !

Je remercie mon chef, directeur technique de l'entreprise, Mr Max Némoz-Gaillard, qui sans lui cette thèse n'aurait pas eu lieu. Merci de m'avoir prise sous ton aile et permise de réaliser se projet de vie, de carrière. J'ai eu de la chance d'avoir un directeur technique, anciennement chercheur, qui a pu comprendre que la recherche prend du temps et que le développement d'un produit ne s'y associe pas toujours à court terme. Il est rare de rencontrer quelqu'un autant fan des Etats-Unis que moi mais j'y ai trouvé mon égal. J'étais plus dans le côté "cow boy" et toi dans le côté Indien mais nous avons réussi à nous lier d'amitié.

Je remercie tous mes collaborateurs car sans eux tous ces travaux de thèse n'auraient pas pu voir le jour. André merci pour ton ouverture d'esprit. Grâce à toi, Patrick m'a cru quand je lui ai dit que l'on ne connaissait pas grand chose sur le pouce. Sandrine j'ai beaucoup apprécié travailler avec toi. Une femme à cent à l'heure, honnête et rigoureuse. Tant de qualité que j'apprécie. Alice, aurais-tu penser qu'en commençant à travailler ensemble ce serait aussi dur ? ! J'ai été ravie de travailler avec toi et de pouvoir partager nos connaissances. Avec toi les séances au laboratoire d'anatomie ont été plus conviviales. J'espère que le scanner s'en est remis...

Je remercie mes collègues de travail qui m'ont supportée pendant deux ans et pris de mes nouvelles la dernière année alors que j'étais tout le temps sur la route.

Samia merci de m'avoir fait connaître New Girl. Sans toi je n'aurais jamais connu l'expression des "finger guns". Merci également de nous avoir permis de faire des soirées disco grâce à tes stylos lumineux, que de bons moments. Je n'oublierai pas non plus toutes ces applications saugrenues que tu nous trouvais chaque nouvelle semaine. Je fus sans cesse épatée des absurdités qui peuvent être créées pour amuser les gens. Bonne

continuation à toi, Pinocchio.

Elodie qui a eu la gentillesse de venir me chercher chaque matin pendant un an pour m'amener à l'entreprise. Je ne la remercierai jamais assez de m'avoir permis ces 20 minutes de sommeil gagnées chaque jour, en m'évitant de prendre le bus. Ce temps si précieux lors d'une thèse.

Manon, censée être en charge des évaluations cliniques qui préférerait organiser des Noëls surprises. Toutes les occasions étaient bonnes pour recevoir des cadeaux et manger au restaurant. Une mention toute particulière à Corinne Sapin qui souhaite tout de même garder son anonymat. On peut le comprendre, faire la démonstration de la "danse des langues" n'est pas très glorieux. Merci d'avoir partagé avec moi ces cours de Dancehall qui m'ont permis de découvrir ce pas si élégant qui se nomme "Le cheval ne sachant pas galoper". Je te remercie également pour ces bonnes idées de blagues à faire aux collègues. J'ai été ravie d'être ta voisine de bureau. Nous nous sommes bien amusées.

Ludovic, toi qui aimait tellement mon nom de famille, qu'au lieu de m'appeler par mon prénom, tu m'appelais Spartac. Oui je dois avouer qu'un nom de famille comme le mien peut créer des envieux :p Enfin mon cher partenaire d'Iphone, j'aurais été triste si je n'avais pas pu t'envoyer des textos vocaux. En tout cas, ta finesse linguistique ne me manquera pas, sois en sûr !

Eric, mon cher Eric un jour il faudra que l'on t'apprenne à parler aux femmes. Je te remercie de m'avoir aidé pendant ces années de thèse. Grâce à toi je ne suis pas devenue folle, enfin pas trop, en utilisant ce fameux logiciel de conception 3D. Ta compagnie me manquera pour sûr. Qui me fera maintenant les imitations du plongeur qui vide son tuba, ou de "Single lady" de Beyoncé ? !

Magali, que dire sur toi à part le fait que j'ai trouvé mon égal et même plus, en bêtise humaine. Mais par contre, j'ai été frappée d'aphasie le jour où j'ai su que tu étais fan de One Direction. Encore aujourd'hui je ne comprends pas ce qui a pu te pousser à prendre cette direction jusqu'au boutiste. Pour mon bien, j'ai supposé que pour faire une blague à quelqu'un tu avais dû te renseigner sur eux, dans leur intimité la plus ardente et qu'à cause de cela le syndrome de Lima t'a ébranlée. J'espère au plus profond de mon âme qu'un professionnel sera assez compétent et fort pour te soigner.

Antoine ta finesse linguistique me manquera à jamais. Je te remercie pour la tarte au citron meringuée que tu as faite pour nous. Après des appels de détresse, durant une année, tu t'es résolu à abréger nos souffrances. Je n'oublierai pas non plus, les régimes qui te caractérisaient tant : 200 points par jour et par repas, mais un petit bout de gâteau, par ci par là ne se verrait pas.

Je tiens également à remercier tous mes collègues de laboratoires qui m'ont fait passer une dernière année de thèse en sourire et fou rire surtout !

Ian tes légumes au four micro-onde m'ont convaincue qu'il est tout même mieux de prendre du temps dans la cuisine pour se concocter de bons plats. Je ne te remercierai jamais assez pour cette séance de gym mémorable. Et puis j'espère que tu resteras à

jamais intemporel ! Jean-Baptiste alias JB, ton humour n'a pas d'égal, je t'en tire mon chapeau. Mathias l'homme du nord qui a réussi à avoir froid aux premières fraîcheurs de l'automne. Tu t'es bien acclimaté ! Marie merci d'avoir fait partager ta culture du Liban. Les gâteaux que tu nous as amenés de ton pays étaient à chaque fois succulents. Martine merci de m'avoir prêté tes chemises. Sans toi mes soirées déguisées n'auraient pas eu la même saveur. Jean-Louis merci d'avoir respecté mon assiette à midi et de ne rien m'avoir volé. Enfin tu as dû sûrement comprendre qu'il ne fallait pas toucher à la gamelle d'un chien affamé. Cécile merci pour ton oreille attentive et tes bons conseils. Je remercie Pascal pour sa grande expertise et pour m'avoir aidée dans la construction de mon projet professionnel.

J'ai une pensée toute particulière pour Sophie. Si un jour elle vous demande de l'accompagner faire une course, surtout refusez catégoriquement ! Vous risqueriez de vous retrouver en train de changer la roue d'une voiture avec un cric défectueux. Je pourrais raconter pleins d'anecdotes encore mais comme tout le monde je garde un jardin secret. En tout cas, je n'oublierai jamais nos moments compli"ff'e et notre bonne entente "f"ermanente.

Je remercie mes colocataires qui ont su rendre ma vie plus douce en rentrant chez moi le soir. Je crois que je n'aurais pas pu rencontrer des filles aussi géniales qu'elles. Un trio infernal s'est formé au cours de nos expériences de colocataire. Une expérience unique qui restera gravée dans ma mémoire.

Juliette j'espère que même partie tu trouveras quelqu'un d'autre pour te faire des leçons d'orthographe et de conjugaison. Je ne tolérerai pas que tu régresses, après tous les efforts que nous avons fournis. Tu nous as quitté pour Londres et la Nouvelle-Zélande afin de poursuivre ton chemin. Sans cesse pleine de surprises. Je me souviendrai de ce fameux jour, en rentrant du step, où tu as perdu la semelle de ta chaussure. Grand moment de fou rire.

Karine, tes merveilleuses pâtisseries m'ont manqué surtout vers la fin quand j'avais le plus besoin de réconfort. Mais finalement je ne vais pas trop te le reprocher sinon un régime m'aurait attendue dès ma soutenance finie. Je te souhaite plein de bonheur pour la suite.

Nathalie, que je connais depuis la sixième, qui a toujours été là pour moi tout au long de ces années. Même loin l'une de l'autre, tu as partagé mes joies et mes peines. Nous nous connaissons depuis si longtemps que je ne pourrais pas écrire qu'une anecdote particulière. Je mentionnerais nos journées au près, le jour de la fête nationale avec nos supers bains dans la roubine. Nos weekend à Paris, avec ces fameux brunch du dimanche matin. Notre sens de l'humour inébranlable, que nous sommes parfois les seules à comprendre. Mais n'est-ce pas cela l'amitié ? !

Nadia, mon amie depuis le CE2. Notre première rencontre s'est faite autour d'une séance d'apprentissage du rugby à l'école maternelle. Depuis ce jour, nous ne nous sommes pas quittées. J'ai toujours apprécié ta finesse d'esprit, tu rattrapais parfois l'absence de la mienne. Ton dévouement au sport, a été un temps mal compris. Je ne voyais que le manque de mon amie mais en grandissant, j'y ai vu sacrifice, détermination et passion. Je

suis fière d'avoir une amie comme toi.

Sylvie, une grande amie que je connais depuis la sixième. L'électron libre du groupe de quatre que nous formons. Tu es partie en Nouvelle-Zélande pendant plus de la moitié de ma thèse. Mais cela ne nous a pas éloigné. Tu m'as offert des séances Skype fantastiques avec tes histoires rocambolesques. Ton amitié est chère à mes yeux, j'espère qu'elle ne se brisera jamais.

Mon cousin Colin, qui a toujours eu du mal à comprendre ce que je faisais. Même encore aujourd'hui, je ne suis pas certaine qu'il arrive à l'expliquer. Merci pour ton oreille attentive et ton humour décapant.

Je voudrais aussi dire un mot à mon frère. Toi et moi avons deux caractères complètement différents, nous ne pouvons pas le nier. Mais malgré cela, nous avons gardé une complicité sans égale. Ta personnalité m'a permis de rester les pieds sur terre et de ne pas juger trop vite les gens. Tu m'as fait prendre du recul sur ma vie et m'as faite grandir. Peut-être trop vite mais cela fait aujourd'hui partie de mon histoire et de mon identité.

Comme souvent dans la vie, nos premiers pas se font sous l'oeil attentif de nos parents. Ils nous façonnent de la meilleure des manières. Le temps de l'adolescente nous permet de briser certaines pierres à l'édifice, non sans heurt pour nos parents mais dans l'objectif de mieux nous construire et de créer notre propre identité. Vient ensuite l'âge adulte, notre innocence donne place aux responsabilités et à la construction de notre avenir. L'excitation se mêle à la crainte mais ces deux éléments pimentent notre vie et nous font avancer. Durant toutes ces années d'évolution, mes parents ont toujours été présents. Ils m'ont soutenue dans toutes mes prises de décision. Je ne pourrais trouver assez de mots pour les remercier et pour leur montrer ce qu'ils représentent à mes yeux.

Enfin, j'ai une pensée toute particulière pour l'homme qui partage ma vie. Toi sportif de haut niveau et moi en thèse, nos emplois du temps respectifs ont été difficiles à gérer. Mais malgré la distance et ta conquête de l'or olympique tu m'as soutenue dans les moments difficiles et tu as toujours été là pour m'épauler. J'attends notre nouvelle vie avec impatience.

I Introduction

L'**arthrose**, l'un des rhumatismes les plus fréquents, a longtemps été considérée comme une fatalité liée au vieillissement. Son traitement se limite souvent à l'administration d'analgésiques, destinés à soulager la douleur. Il s'agit pourtant d'une pathologie à part entière, avec des facteurs de risque bien identifiés. Ils induisent un phénomène inflammatoire et une limitation des mouvements. Au niveau articulaire, le cartilage se fissure, puis s'endommage et finit par disparaître. Des excroissances osseuses, appelées ostéophytes, viennent alors se former. Elles limitent le geste et finissent par handicaper. Cette pathologie se manifeste par des douleurs et une sensation de raideur lors des mouvements.

La rhizarthrose désigne l'arthrose de l'articulation trapézo-métacarpienne (ATM). Elle a été décrite pour la première fois en 1937 par le rhumatologue Jacques Forestier [1]. Sur un plan épidémiologique, elle touche majoritairement les femmes d'âge moyen et les femmes ménopausées [2] : 1/3 des femmes de plus de 55 ans sont radiographiquement touchées par cette pathologie [3]. Elle touche essentiellement les surfaces articulaires entre le trapèze et le M1 mais peut également concerner l'ensemble des surfaces cartilagineuses du trapèze comme défini par la classification de Dell et Eaton et Littler ([4],[5]). Elle est actuellement la deuxième arthrose la plus fréquente de la main, après celle des interphalangiennes distales ([6],[7]). La rhizarthrose est responsable de douleurs invalidantes dans environ un tiers des cas. Elle limite la prise d'objets et l'amplitude des mouvements du pouce. Dans 90% des cas, la rhizarthrose résulte de contraintes mécaniques liées à l'anatomie de l'articulation [8]. Elle est due à la dégradation progressive du cartilage, souvent accompagnée d'une déformation graduelle de l'os sous-chondral et de la détérioration des tendons et des ligaments adjacents. L'ensemble de ces processus peut conduire à une déformation macroscopique importante du pouce appelée : "pouce en Z" (figure I.1)



FIGURE I.1: Photographie (à gauche) et radiographie (à droite) d'un pouce en forme de Z

Source : happymini.fr et mal-au-bras.fr

Les traitements contre la rhizarthrose sont variés. Ils permettent dans 70% à 80% des cas de diminuer la douleur, d'éviter les déformations et de maintenir la fonction pendant plusieurs années. Ils reposent d'abord sur la prise d'antalgiques simples comme le paracétamol, les antalgiques de palier 2 et les anti-inflammatoires. Les attelles rigides, faites sur mesure et à porter la nuit, viennent généralement en renfort de ces premiers traitements. Si les douleurs perdurent, il existe des orthèses souples, souvent efficaces, que les patients peuvent porter la journée. Peuvent y être associées des infiltrations de corticoïdes ou encore d'anti-inflammatoires, ainsi que des injections d'acide hyaluronique.

Lorsque ces traitements ne suffisent plus pour calmer les douleurs (après 6 mois), ou qu'une déformation de la colonne du pouce se crée, un traitement chirurgical est proposé. Ce choix repose sur des constats radiologiques (taille du trapèze, stade de l'arthrose), cliniques (force de pince), d'âge ou encore d'activité professionnelle (travail manuel). Pour l'ATM, deux classifications existent et permettent de hiérarchiser les clichés radiologiques : celle de Dell et celle de Eaton et Littler ([5],[4]). Ces classifications sont détaillées en annexe 1.

Deux techniques opératoires sont pratiquées : la trapézectomie¹ ([9],[10]) suivie ou non d'une ligamentoplastie² ([11],[12],[13],[14]), ou la pose d'une **prothèse** ([15],[16]). Dans le premier cas, l'anatomie du pouce est modifiée. La taille de la colonne du pouce est diminuée tout comme la force de l'articulation [17]. Les **prothèses trapézométacarpiennes** (PTM), quant à elles, permettent de garder la taille initiale du membre et de récupérer une mobilité et une force proches de la normale ([18],[19]).

La première PTM a été créée par Jean-Yves de La Caffinière sur un principe de rotule [20]. Les solutions actuelles de PTM peuvent être classées en trois catégories :

- les **implants** : qui ont pour but de resurfer les surfaces articulaires, voir figure I.2.
- les **PTM totalement contraintes** : qui viennent se fixer entre le trapèze et le premier métacarpien, voir figure I.3.
- les **hémi-prothèses** : qui impliquent une résection totale du trapèze et un contact frottant entre la prothèse et le scaphoïde, voir figure I.4.

Les complications liées à leur mise en place, bien qu'en nette diminution, restent encore importantes aujourd'hui. Il s'agit le plus souvent d'un descellement, aussi bien de la pièce trapézienne [21] que métacarpienne [15], ou des luxations de la pièce métacarpienne [15].

Pour améliorer le service rendu aux patients, des solutions plus performantes doivent être envisagées. Pour cela, une collaboration entre biomécaniciens, chirurgiens et industriels est indispensable. Ce fut le but du travail présenté dans ce manuscrit. La société Orthopaedic and Spine Development (OSD) l'a financé avec l'aide de l'ANRT. Cette société a lancé début 2013 un programme de recherche et développement visant à commercialiser une gamme complète de prothèses et implants en solution à la rhizarthrose.

1. Ectomie : Ablation chirurgicale d'un organe.

2. Plastie : Restauration chirurgicale d'un organe ou d'une partie du corps



FIGURE I.2: Implant en pyrocarbone de resurfaçage du trapèze.

Source : maitrise-orthopedique.com



FIGURE I.3: Prothèse totalement contrainte.

Source : geco-medical.org



FIGURE I.4: Prothèse totale semi-contrainte.

Source : medicalexpo.fr

La société OSD, fondée en 2005, se positionne actuellement sur le marché de la chirurgie du rachis et des extrémités. En 2008, l'entreprise a débuté la commercialisation d'une première PTM. Elle a ensuite investi pour étudier les mécanismes induisant les échecs de ces dispositifs pour en améliorer la durée de vie.

Nous savons aujourd'hui que les structures ligamentaires de l'ATM jouent un rôle important dans la genèse des lésions dégénératives de la rhizarthrose ([22],[23],[24]). Pourtant ni leur rôle, ni leur nomenclature, ni leur nombre sont clairs. Les auteurs semblent avoir des opinions divergentes ([22],[25],[26],[27]).

Malgré plusieurs études réalisées sur la cinématique de l'articulation, il est encore difficile de trouver un consensus sur les amplitudes de mouvements ([28],[29],[30]). Avancer sur la caractérisation de la cinématique de l'ATM pourrait améliorer la compréhension et le traitement des pathologies liées à cette articulation. Une meilleure description des amplitudes de mouvement aiderait à déterminer l'importance des ligaments et leurs rôles dans la stabilité de l'ATM. Les échecs chirurgicaux ([31],[32]) semblent refléter l'incapacité des dispositifs actuels à répliquer correctement la cinématique d'origine. Une meilleure compréhension de celle-ci, pourrait également améliorer le design et par conséquent la durée de vie des implants. Les PTM actuelles permettent aux patients de garder force et mobilité du pouce ([18],[19],[33]). Cependant, les bons résultats à longs termes restent faibles ([34],[35]). La faible durée de vie des prothèses ([31],[32]) pousse à comprendre les causes de ces échecs et à suggérer une alternative aux prothèses existantes.

Le présent manuscrit s'organise en quatre parties. Nous débuterons par la description anatomique de l'ATM. En deuxième partie, nous décrirons le système ligamentaire de l'ATM. En troisième partie, nous étudierons la cinématique de l'articulation ainsi que l'origine des échecs des prothèses. En dernière partie, nous étudierons l'usure d'une interface cartilage/céramique dans le cadre d'une héli-arthroplastie.

II Anatomie de l'articulation trapézo-métacarpienne

II.1 Etat de l'art

La complexité de l'ATM ne permet pas sa description précise dans les plans anatomiques frontal, sagittal et transversal (figure II.1). Les auteurs s'accordent pour dire que l'articulation TM est orientée à 40° figure II.2([30],[36]) par rapport aux trois plans anatomiques. Elle est décrite selon quatre vues principales :

- **Vue palmaire** : vue antérieure, observation dans le plan de la paume de la main.
- **Vue dorsale** : vue postérieure, observation dans le plan de la face dorsale de la main.
- **Vue ulnaire** : correspond à un angle de vue médial, (du côté de l'ulna).
- **Vue radiale** : correspond à un angle de vue latéral, (du côté du radius).

Pour bien comprendre les documents d'anatomie descriptifs de la main, il est nécessaire de prendre en compte certains critères. D'un point de vue général, le corps est divisé en deux par l'axe de la colonne vertébrale. Ainsi, dans les études anatomiques, plus la partie se rapproche de la colonne vertébrale plus elle est dite médiale. Plus elle s'éloigne, plus elle est dite latérale. Mais un problème se pose pour la main chez l'Homme. Le mouvement de pronosupination laisse au pouce les deux possibilités (médiale ou latérale) selon la position articulaire du coude et du poignet. Une position de référence, également appelée position de repos lui est donc décrite. Cette position est donnée quand l'avant-bras est en supination et que le pouce est du côté latéral, donc dirigé vers l'extérieur.

La colonne du pouce est constituée du scaphoïde, du trapèze et du premier métacarpien. L'ATM, située à la base de cet ensemble, joue un rôle capital dans la force et l'orientation de ses mouvements. La stabilité et la mobilité de cette zone sont donc assurées par les surfaces articulaires et les tissus mous environnants : à savoir les muscles, les insertions tendineuses et les entèses ligamentaires. En découle le besoin d'étudier toutes ces entités sans exception.

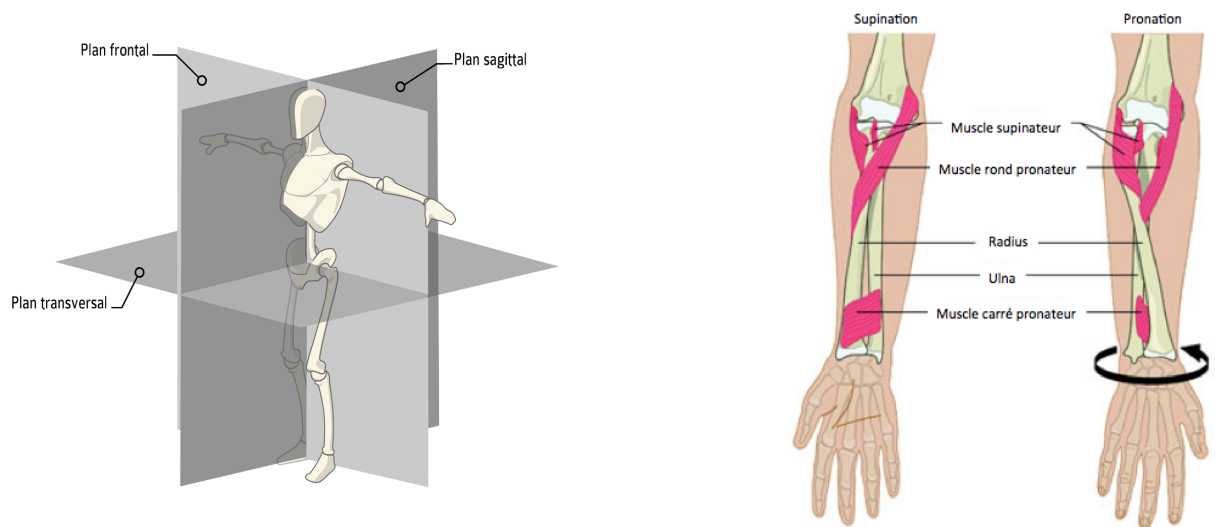


FIGURE II.1: Plans anatomiques usuels à gauche et mouvement de pronation et supination de l'avant-bras, à droite.

Source : sci-sport.com et lebrasettesprotheses.sitew.fr

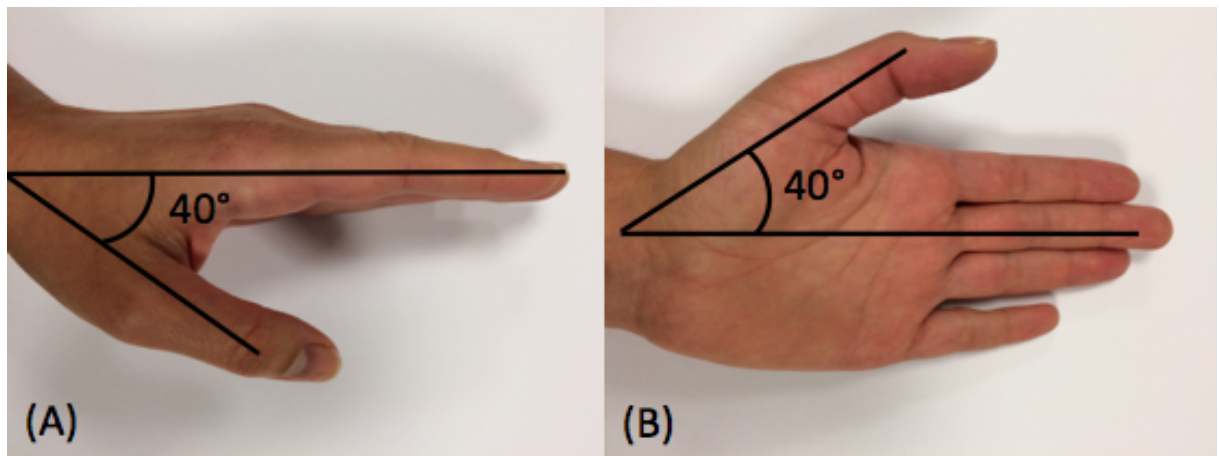


FIGURE II.2: Pouce en position de repos d'une main gauche. (A) plan frontal et (B) plan sagittal.

II.2 Description ostéologique de l'ATM

II.2.1 Le premier métacarpien

C'est un os long, concave sur sa base proximale et ayant trois faces : médiale, latérale et dorsale. Il est plus court et plus robuste que les quatre autres métacarpiens. Dans le plan de la main, il est associé à un repère qui le différencie nettement de ses voisins. Comme tous les os longs, il présente une diaphyse et deux épiphyses. La tête s'articule avec la première phalange et la base avec le trapèze (figure II.3).

La surface distale est convexe pour optimiser la congruence avec la surface articulaire de la première phalange tandis que la face proximale est concave afin de s'emboîter partiellement avec la surface distale du trapèze. La face palmaire de la tête s'articule avec deux os sésamoïdes.

Il existe une différence de concavité bien spécifique entre les surfaces articulaires du trapèze et du premier métacarpien qui lui vaut le nom d'articulation en selle.

L'emboîtement des pièces osseuses n'est pas optimal et limite la congruence ; impliquant ainsi un jeu mécanique important entre ces deux surfaces [37]. De manière qualitative, Napier [37] note en 1955 la non-congruence des surfaces articulaires du trapèze et du premier métacarpien notamment en position de repos lorsque le pouce n'est contraint à aucun mouvement (figure II.3).

Très peu d'étude sur les dimensions du M1 ont été réalisées, cependant Bettinger et al. [26] ont donné des valeurs pour le diamètre de la base du M1 de $16.03 \pm 1,27$ mm.

II.2.2 Le trapèze

C'est un os court et complexe de part sa petitesse et sa géométrie. C'est le premier os sur la deuxième rangée des os du carpe, côté radial. Il vient s'intercaler entre le scaphoïde et la base du premier métacarpien. Il possède six faces et s'articule avec quatre os de la main ou du poignet : le premier métacarpien sur sa face distale, le scaphoïde sur sa face proximale, le trapézoïde sur sa face proximo-médiale et le deuxième métacarpien sur sa face distalo-médiale (figure II.4). La face palmaire, étroite, offre une gouttière profonde qui permet le passage du tendon du fléchisseur radial du carpe.

Des études de morphométrie ont été réalisées sur cet os par Kapandji et al. [38]. Cette étude a permis d'obtenir des ordres de grandeurs sur les paramètres caractéristiques du trapèze, figure II.5.

- la longueur de la selle
- l'épaisseur correspondant à la distance entre le fond de la selle et la ligne de base du trapèze
- l'angle trapézien correspondant à l'angle formé par la droite tangente à la base du trapèze et la ligne de la selle, abstraction faite des ostéophytes.
- la flèche de la selle trapézienne correspondant au rapport entre la profondeur P de la selle et la longueur L de la selle.

Les résultats des mesures obtenues par Kapandji et al. [38] pour ces différents facteurs sont résumés sur le tableau II.1. Ces auteurs ont observé des différences significatives

entre les sexes sur tous les facteurs mesurés. Notamment concernant l'un d'entre eux, la profondeur de la selle, où la p-value est $p=0,0004$. La profondeur de la selle est plus importante chez les hommes [38], l'articulation est potentiellement plus congruente, plus stable et donc moins sujette à l'usure du cartilage.

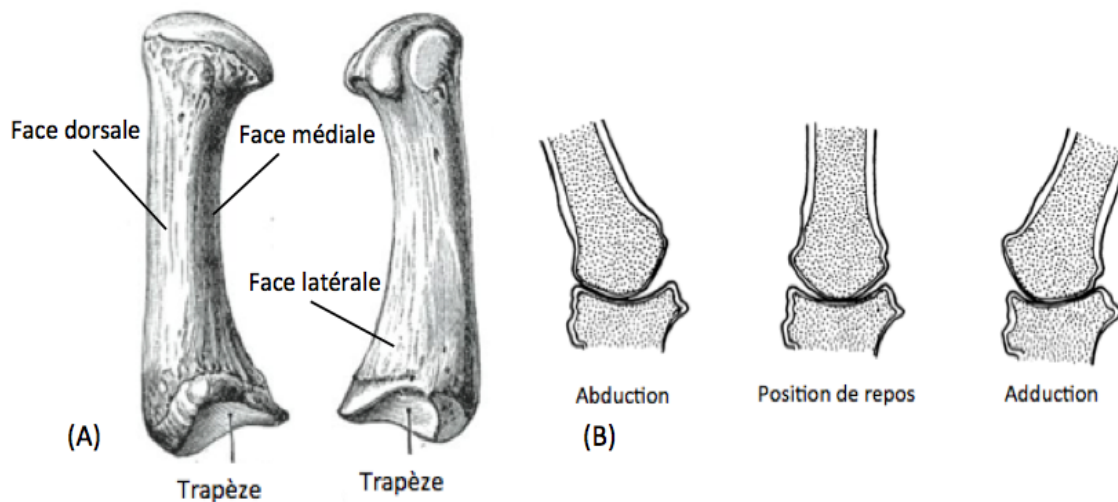


FIGURE II.3: (A) vue palmaire à gauche et dorsale à droite, du premier métacarpien gauche, d'après Henry Gray en 1918 [39]. (B) non-congruence des surfaces articulaires trapéziennes et métacarpienne, d'après Napier [37]. Coupe longitudinale du pouce gauche dans le plan abduction/adduction.

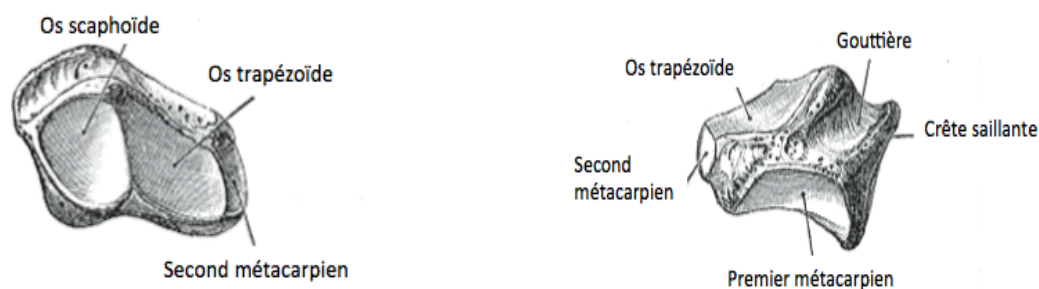


FIGURE II.4: Vue postérieure du trapèze à gauche et vue palmaire à droite, d'après Henry Gray en 1918 [39]

Bettinger et al. [26] ont réalisé des mesures sur le diamètre du trapèze. Ils ont relevé un diamètre moyen de $11,96 \pm 1,32$ mm, permettant de déduire que le diamètre du M1 est 34% plus large que celui du trapèze.

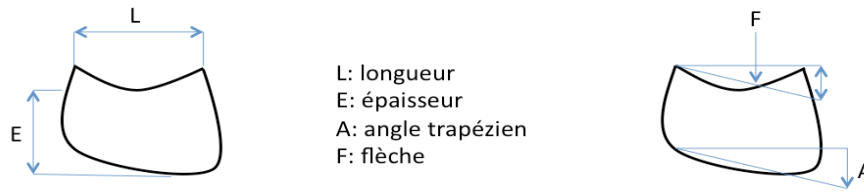


FIGURE II.5: Illustration des facteurs pris en considération dans les mesures de Kapandji en 2009 [38]

	Homme	Femme
Longueur (mm)	16 ± 2	13 ± 2
Epaisseur (mm)	12 ± 1.5	11 ± 1.2
Angle (°)	6.7 ± 6	8.8 ± 6
Flèche (mm)	1.9 ± 0.7	1.5 ± 0.5

TABLE II.1: Résultats obtenus sur les facteurs considérés par Kapandji [38]

II.2.3 Le scaphoïde et le trapézoïde

Le **scaphoïde** est situé du côté radial du poignet. Comme le trapèze, il possède six faces. Il s'articule avec le radius, le lunatum et le capitatum sur ses faces proximales et médiales, et avec le trapèze et le trapézoïde sur sa face distale (figure II.6).

Le **trapézoïde** possède également six surfaces dont quatre articulaires séparées par des arêtes (figure II.6). Il s'articule avec le scaphoïde, la tête du M2, le trapèze et le capitatum.

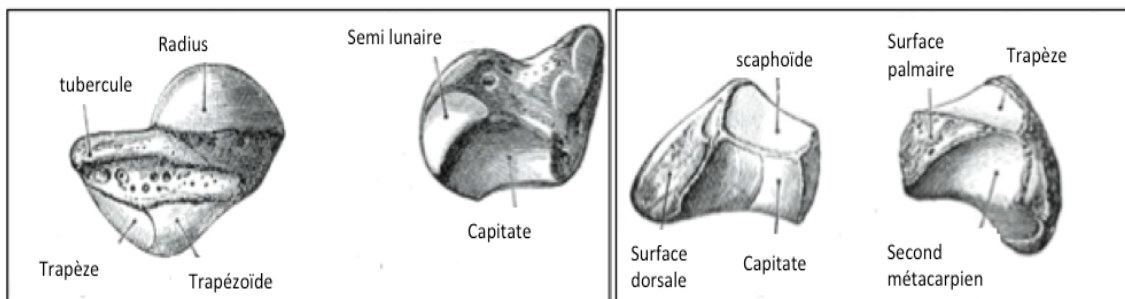


FIGURE II.6: Vue dorsale à gauche et palmaire à droite, du scaphoïde et du trapézoïde, d'après Henry Gray en 1918 [39]

L'ensemble des os décrit ici constitue la colonne du pouce. Sa mobilité est principalement assurée par les muscles et tendons du complexe TM alors que la stabilité est obtenue surtout grâce aux ligaments.

II.3 Description ligamentaire de l'ATM

A la complexité anatomique de l'articulation s'associe un système ligamentaire complexe encore discuté aujourd'hui.

Les ligaments stabilisent l'articulation ; ils relient les os entre eux et limitent leurs mouvements. Les ligaments sont constitués principalement de fibre de collagène et contiennent également des propriocepteurs qui détectent la quantité de mouvements dans une articulation [27].

Avant de débiter la description des ligaments de l'ATM, il est important d'établir les différents mouvements associés à la cinématique de l'articulation. Les mouvements du pouce ont été répertoriés dans la nomenclature anglo-saxonne :

- **Flexion** : mouvement du pouce en direction médiale, la pulpe du pouce tend à se rapprocher de la paume de la main
- **Extension** : mouvement du pouce en direction postéro-latérale. De sens opposé à la flexion.
- **Abduction** : mouvement du pouce en direction antéro-latérale, quasiment perpendiculaire à la face palmaire
- **Adduction** : mouvement du pouce en direction postéro-médiale, quasiment dans le plan de la main
- **Circumduction** : combinaison des mouvements d'abduction/adduction et flexion/extension
- **Rotation axiale** : le premier métacarpien tourne de manière automatique autour de son axe longitudinal

Dans notre étude nous limiterons la description aux ligaments présents entre le trapèze et le premier métacarpien qui sont les principaux stabilisateurs de l'ATM. Nous utiliserons la nomenclature internationale anglaise pour les initiales des ligaments et la nomenclature française pour leurs noms complets.

Nous commencerons la description par les ligaments situés sur la face palmaire (figure II.7) et finirons par les ligaments situés sur la face dorsale (figure II.8) en mettant en évidence les désaccords entre les différents auteurs.

Sur la face palmaire se trouve :

1. **AOL** : ligament antérieur oblique. Il prend origine sur le bord palmaire du trapèze pour s'insérer sur l'extension palmaire distale du M1 [27]. Les fibres de ce ligament s'orientent de façon longitudinale et oblique [40]. Ce ligament est considéré comme un ligament intra-capsulaire par Najima et al. [41] ou capsulaire par Ladd et al. [27]. Il s'insère au centre de la face palmaire du trapèze et sur le tubercule postéromédial du M1 [42]. Pour certains auteurs, il est considéré comme étant un ligament majeur dans la stabilité de l'ATM ([26],[27],[41],[43],[44]). Pour d'autres, ce ligament est fin et apparaît comme étant un renforcement de la capsule articulaire [27]. Il limite la subluxation palmaire du M1 [45] et restreint la translation dorsale du M1 par rapport au trapèze dans les activités fonctionnelles [46]. Ses propriétés mécaniques décroissent avec l'arrivée de la rhizarthrose [47].

Il est en extension seulement lors de la position de l'auto-stoppeur. Lors du déchirement de celui-ci, l'ATM reste fonctionnelle et stable si les ligaments dorsaux restent intacts [48].

2. **SAOL** : Ligament Antérieur Oblique Superficiel. Il s'insère sur le tubercule ventral du trapèze et sur la face palmaire du M1 [40]. C'est un ligament capsulaire qui a une orientation oblique de la partie proximo-radiale à la partie distalo-ulnaire [40]. Il n'est pas systématiquement décrit dans la littérature et est parfois associé à l'AOL, alors qu'il est considéré par certains auteurs comme étant un ligament majeur dans la stabilité de l'ATM ([26],[44]). Il se tend en pronation et extension de l'ATM [36]. Il limite la subluxation palmaire du M1 [45].
3. **daOL** : Ligament Antérieur Oblique profond. Considéré comme un ligament intra-capsulaire par Bettinger et al. [45], il prend origine sur le bord palmaire du trapèze et sur le bord radial de la base du M1 profondément par rapport au SAOL. Les fibres de ce ligament s'orientent de façon longitudinale et oblique [40]. Il sert de pivot pour les rotations, spécialement pour la pronation [40]. Il est en extension en pronation et en position extrême d'abduction du pouce [40]. Il est également guide de l'opposition et rotation automatique pour Pellegrini [22]. Il n'est pas systématiquement décrit dans la littérature. Certains auteurs ne retrouvent pas de couche profonde, dans ces cas là, un seul ligament antérieur oblique, l'AOL, est représenté ([27],[41]).
4. **IML** : Ligament Inter-Métacarpien. Il provient de la face dorsale de la base du M2 pour s'insérer sur le tubercule ulnaire de la base de M1. Il s'oriente horizontalement du M1 vers le M2 [27]. Pour ce ligament les auteurs s'accordent à dire qu'il est extra-capsulaire ([41],[27]).
Pendant, ce ligament est sujet à controverse. En effet, certains auteurs font la distinction entre deux ligaments séparés : un ligament antérieur et un postérieur ([40],[41],[49]). D'autres emploieront le terme d'IML pour le ligament antérieur et de DIML pour le ligament postérieur [45]. Certains auteurs ne le décrivent pas ([37],[50]), d'autres ne décrivent que son faisceau dorsal ([51],[52]). D'autres encore pensent que ce ligament a une forme en Y qui serait la clé pour une meilleure compréhension des mouvements de l'ATM [46]. Il est essentiel car s'oppose à l'abduction extrême, la supination et l'opposition ([36],[53]). Il joue un rôle capital dans la stabilisation de l'ATM et ses propriétés mécaniques décroissent avec l'apparition de la rhizarthrose[47]. En particulier, il stabilise le M1 durant la translation radiale de sa base [45]. Il est tendu en abduction du pouce [46].
5. **UCL** : Ligament Collatéral Ulnaire. Considéré comme un ligament extra-capsulaire ([41],[45]), il provient du bord distal ulnaire du TCL et s'insère sur le bord radial de la base du M1, au-dessus de l'insertion métacarpienne du SAOL. Les fibres de ce ligament s'orientent légèrement obliquement du trapèze vers le M1 [27]. Il se tend en extension, abduction, et pronation et limite la subluxation palmaire du M1 [45]. Ce ligament est peu décrit dans la littérature. Dans une étude réalisée par Najima et al. [41], ce ligament n'apparaît pas chez tous les sujets examinés.

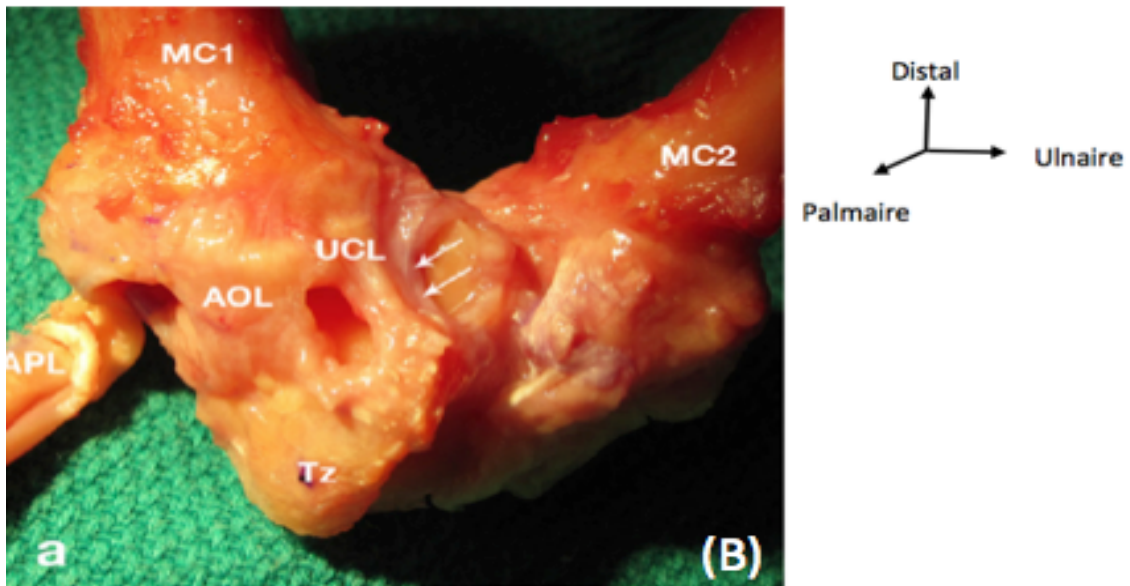
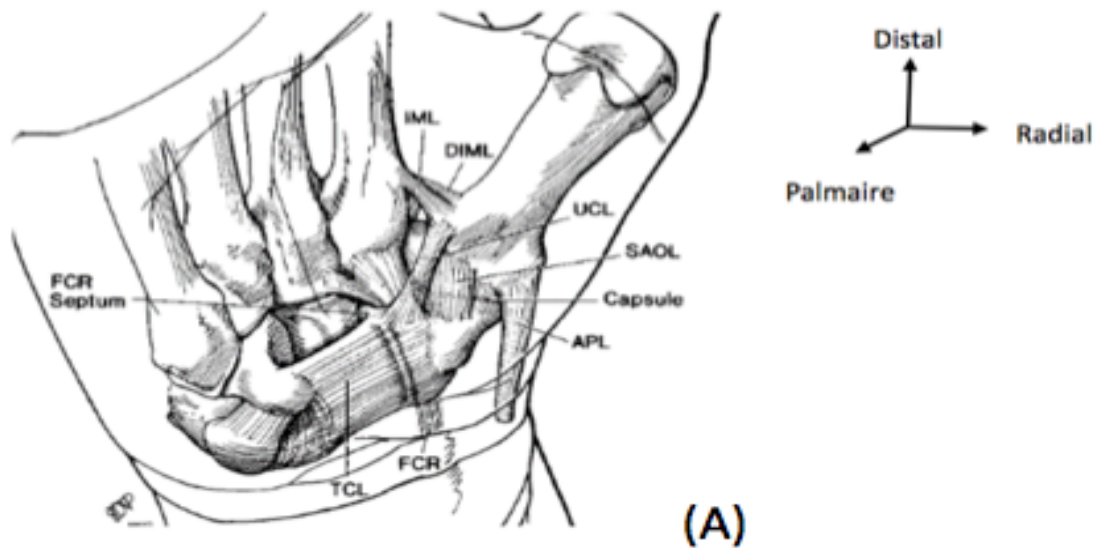


FIGURE II.7: Ligaments palmaires de l'ATM. (A) couche superficielle d'une main droite par Bettinger et al. en 1999 [45]. (B) main gauche, d'après Ladd et al., 2012 [27].

Sur la face dorsale se trouve :

1. **POL** : Ligament Oblique du Pouce. Il est considéré comme un ligament intra-capsulaire par Najima et al. [41] et capsulaire par Ladd et al.[27] ou Bettinger et al.[45]. Il prend origine sur le côté dorso-ulnaire du trapèze et s'insère sur le côté dorso-ulnaire du M1. Il s'oriente obliquement sur le côté ulnaire, du trapèze vers le M1 [27]. C'est l'un des ligaments les plus résistants. Il joue un rôle important dans la stabilité de l'ATM [47]. Il est en extension en extrême abduction, en opposition et en supination du M1 [45]. Il résiste à la translation ulnaire de la base du M1 pendant l'abduction et l'opposition [45]. Ses propriétés mécaniques décroissent avec la rhizarthrose [47].
2. **DRL** : Ligament DorsoRadial. Considéré comme intra-capsulaire pour certains auteurs [41] et capsulaire pour d'autres ([27],[45]), il est le ligament le plus épais, le plus large mais également le plus court [36]. Il est aussi le plus solide avec le POL, d'après Najima et al. [41]. Il prend origine sur le tubercule dorso-radial du trapèze pour s'insérer sur le bord dorsal de la base du M1. Il s'oriente légèrement de façon oblique, du trapèze vers le M1 [27]. Il est en extension lors de la subluxation dorsale ou dorso-radiale pour toutes les positions de l'ATM excepté pour l'extension afin d'empêcher la subluxation du M1 ([25],[36],[45]). Pour Rongière [36], ce ligament est surtout tendu en supination, flexion et abduction. Pour Bettinger et al. [45], le DRL se tend en supination indépendamment de la position de l'articulation et il se tend en pronation quand l'ATM est en mouvement de flexion.
3. **DCL** : Ligament DorsoCentral. Il est nouvellement décrit par Ladd et al.[27] qui le considère comme un ligament capsulaire. Il se situe entre le DRL et le POL. Il prend origine au centre du tubercule dorsal du trapèze et s'insère au centre du bord dorsal du M1. Ce ligament s'oriente longitudinalement, du trapèze vers le M1. Il est considéré comme le plus petit et le plus épais des ligaments stabilisant l'ATM [25]. Il est tendu au maximum en position de flexion et semble prévenir de la subluxation dorsale du M1. L'action isolée de ce ligament n'a pas été étudié. Ladd et al. [27] ont étudié l'action du complexe des ligaments deltoïdes qui comprend : le DRL, le POL et le DCL.
4. **DIML** : Ligament InterMétacarpien Dorsal. Ligament extra-capsulaire qui prend origine sur le tubercule dorso-radial du M2 pour s'insérer sur le dos du coin dorso-ulnaire du M1 [45]. Ce ligament s'oriente transversalement du M1 vers le M2 [45]. Certains auteurs observent qu'il résiste à la pronation du pouce [36] et d'autres qu'il résiste à la translation dorsale et radiale du M1 [45].
5. **DTM-1** : Ligament TrapézoMétacarpien Dorsal Premier. Il prend origine sur le côté dorso-ulnaire du trapèze pour s'insérer à côté de l'insertion du POL mais également sur le côté ulno-palmaire [27]. Ce ligament s'oriente transversalement du trapèze vers le M1 [27]. Il est tendu quand le pouce est en abduction et en pronation du pouce [27].

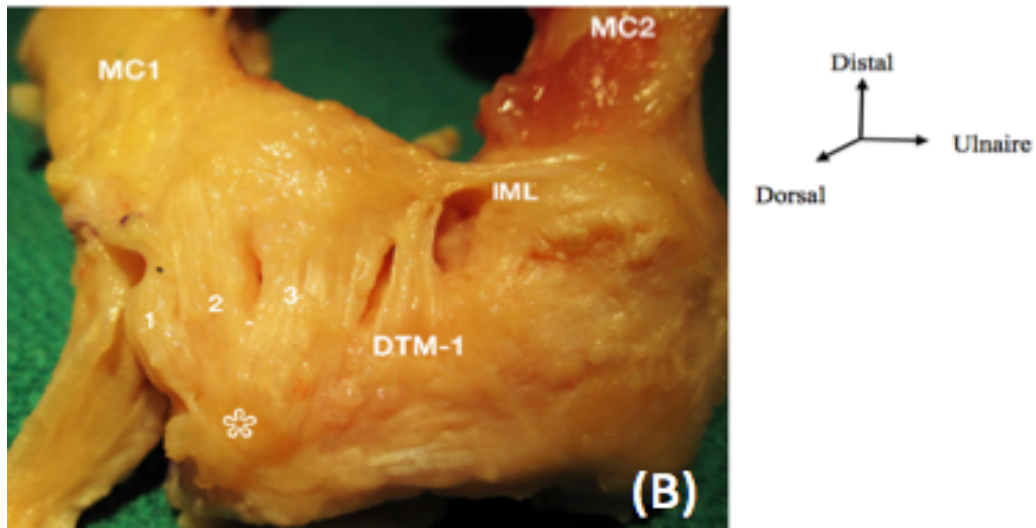
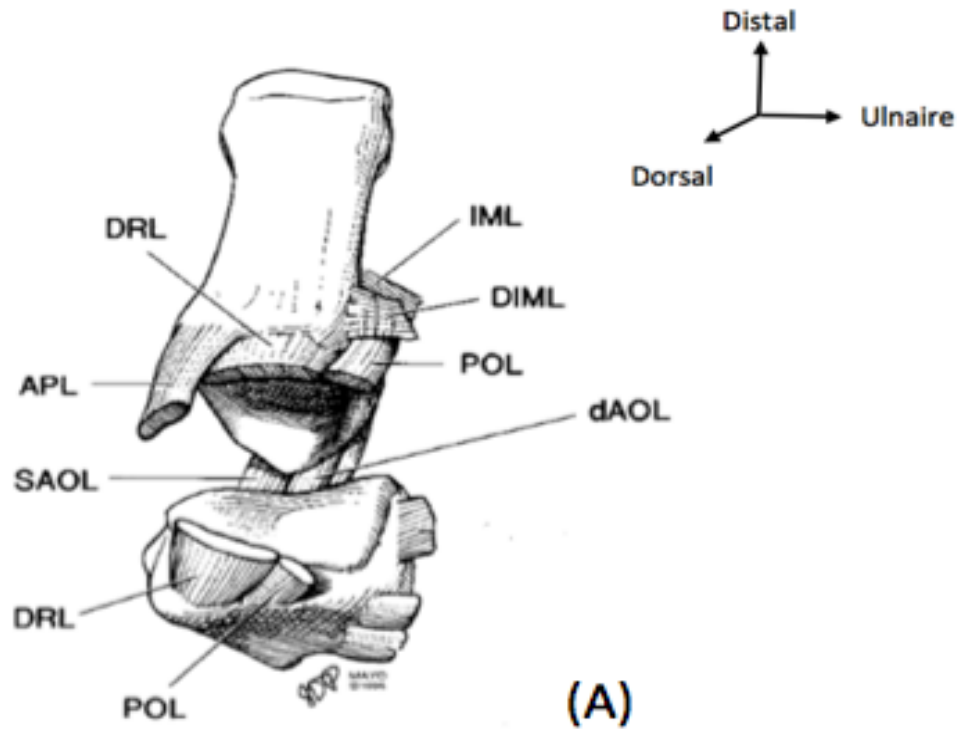


FIGURE II.8: Ligaments dorsaux de l'ATM. (A) main droite, d'après Bettinger et al., 1999 [40]. (B) main droite, d'après Ladd et al. 2012 [27]. Les ligaments 1 (DRL), 2 (DCL) et 3 (POL) représentent le complexe des ligaments deltoïdes. * est le tubercule dorsal du trapèze. MC1 : premier métacarpien, MC2 : second métacarpien.

Nous avons pu constater que des divergences subsistent dans la littérature quant à la description des ligaments du complexe TM. Rongières [36] regroupe les ligaments les plus fréquemment cités, au nombre de onze. Pour lui, ils jouent un rôle important dans la stabilité et la mobilité de la colonne du pouce. Kuhlmann [42] en décrit seulement quatre qui composent le complexe ligamentaire postéromédial. Cet auteur ne décrit que ces ligaments car pour lui, la stabilité de l'ATM et les limites d'amplitudes des mouvements dépendent du complexe ligamentaire postéromédial [42]. Ladd et al. en 2012 [27], décrivent sept ligaments, dont le ligament dorsocentral (DCL) ainsi que le ligament premier trapézométacarpien dorsal (DTM-1), n'ayant jamais été décrits auparavant. Le ligament DCL fait partie du complexe des ligaments deltoïdes, avec le ligament dorsoradial (DRL) et le ligament oblique postérieur (POL) [25].

En plus de ces nouvelles descriptions, certains ligaments sont constamment décrits mais parfois sous des noms différents. C'est le cas du ligament dorsoradial (DRL), parfois appelé ligament radial de l'ATM [42]. Ou encore le ligament profond oblique antérieur (dAOL) appelé "palmar beak ligament" par Pellegrini [22].

En plus, des divergences anatomiques, nous pouvons constater des divergences fonctionnelles. Certains ligaments sont plus importants que d'autres dans la stabilisation de l'ATM.

La plupart de ces études sont basées sur de l'anatomie descriptive, c'est-à-dire sur des dissections anatomiques et d'observations à l'oeil nu. Seulement deux études se sont basées sur l'histologie pour comprendre la composition des ligaments. Des morceaux de ligament ont été analysés pour connaître la teneur en mécanorécepteur, le taux d'innervation des ligaments. Elles ont pu ainsi apporter une information sur l'importance de certains ligaments.

Cependant, aucune étude histologique n'a été réalisée à ce jour pour récupérer des informations sur les enthèses ligamentaires. Une étude histologique permettrait de valider une description anatomique fiable et objective des ligaments de l'ATM et d'avancer dans la compréhension et la prise en charge des phénomènes dégénératifs liés à la rhizarthrose.

Résumé du chapitre I

Les dissections anatomiques de l'ATM ont permis de différencier les structures ligamentaires de l'articulation. Les ligaments ont pu être répertoriés au nombre de dix : l'AOL, le SAOL, le dAOL, l'UCL, l'IML, le DIML, le POL, le DCL, le DRL et le DTM-1.

Pourtant, aucun consensus n'existe encore aujourd'hui sur l'existence, la description, la nomenclature et la fonction de certains ligaments. Les dissections anatomiques et les observations à l'oeil nu, n'ont pas permis de décrire uniformément les ligaments. Certains sont plus importants que d'autres dans la stabilisation de l'ATM.

Deux études histologiques ont été réalisées pour comprendre la composition des ligaments : l'analyse de la teneur en mécanorécepteurs et celle du taux d'innervation des ligaments. Elles ont pu apporter une information sur l'importance de certains ligaments. Cependant, aucune étude histologique n'a été réalisée à ce jour pour récupérer des informations sur les entèses ligamentaires. Une étude histologique permettrait de valider une description anatomique fiable et objective des ligaments de l'ATM et d'avancer dans la compréhension et la prise en charge des phénomènes dégénératifs liés à la rhizarthrose.

III Identification des ligaments de l'ATM : étude histologique

III.1 Etat de l'art

Comme vu dans le chapitre précédent, les descriptions anatomiques de l'ATM ont été le sujet de plusieurs investigations mais aucun consensus n'existe. Plusieurs ligaments ont été décrits mais leurs nomenclatures et leurs rôles restent flous.

Sur la face palmaire, plusieurs auteurs identifient l'AOL comme un ligament composé d'un seul faisceau. Il est intra-capsulaire [41] pour certains ou capsulaire [27] pour d'autres. Des auteurs différencient un ligament antérieur oblique superficiel (SAOL) et un ligament antérieur oblique profond (dAOL) ([22],[36],[40],[45],[54]). En plus des différences descriptives se rajoute une différence de nomenclature. L'AOL est le nom le plus fréquemment utilisé. Cependant Pellegrini et al. [22] le nomme "palmar beak ligament" de par son insertion sur l'extension palmaire distale du M1, nommée le "beak" ([22],[41]).

Concernant l'IML, les auteurs s'accordent pour dire que ce ligament est extra-capsulaire ([27],[41]). Néanmoins, ce ligament est également sujet à controverses. D'une part, il est décrit comme un ligament ayant un seul faisceau. D'autre part, il est caractérisé par deux faisceaux de fibres. Parmi les auteurs qui décrivent un seul faisceau, certains observent seulement un ligament dorsal appelé DIML ([51],[52]). D'autres lui associent une forme de Y, avec une unique insertion sur le M1 et deux insertions sur le M2 [46]. Pour les auteurs qui considèrent deux faisceaux, ils distinguent deux ligaments séparés : l'IML antérieur et l'IML postérieur ([41],[45],[49]).

L'UCL, tout comme l'IML, est considéré comme un ligament extra-capsulaire ([42],[46]). Ce ligament est constamment décrit avec un seul faisceau de fibres. Cependant, ce ligament est sujet à des controverses par rapport à sa nomenclature. L'UCL est le nom le plus fréquemment utilisé. En revanche, Kuhlmann et al. [42] le nomme ligament rétinaculométacarpien dû à son insertion sur le ligament rétinaculaire des fléchisseurs ([41],[42]). De plus, pour certains auteurs ce ligament est constamment retrouvé et bien identifié dans les dissections [42]. Pour d'autres, ce ligament n'a pas été identifié sur certains sujets anatomiques [41].

Sur la face dorsale de l'ATM, le POL et le DRL sont constamment décrits. Pour certains auteurs ces ligaments sont intra-capsulaires [41] et pour d'autres ils sont capsulaires ([27],[40]).

Ladd et al. [27] ont identifié deux ligaments additionnels, jamais décrits auparavant : le DCL et le DTM-1. Le DCL est localisé entre le DRL et le POL, formant tous les trois le complexe deltoïde [27]. Ce ligament est considéré comme le plus petit et le plus épais des ligaments de l'articulation. Le DTM-1 est localisé plus ulnairement par rapport au complexe deltoïde.

Le non consensus des descriptions anatomiques induit une description controversée des rôles joués par certains ligaments dans la stabilité de l'articulation. Pour certains auteurs l'AOL joue un rôle clé ([22],[53]) alors que d'autres ont mis en évidence le rôle important des ligaments dorsaux ([27],[42],[44],[55]).

Les méthodes de description de l'anatomie ligamentaire se basent sur des dissections de sujets post-mortem. Le caractère dépendant du protocole et de l'opérateur pourrait expliquer les disparités entre les résultats reportés dans la littérature. En effet, les résultats de ces méthodologies dépendent de l'observation de l'opérateur qui réalise la dissection. Cette description basée sur les observations des dissections rend difficile la reproductibilité du protocole. D'après ces critères, seulement une apparence macroscopique des ligaments peut être déterminée.

A ce jour, deux études histologiques ont été réalisées ([27],[55]) sur les ligaments de l'ATM, incluant le complexe deltoïde et le complexe palmaire. Ces études se concentrent sur la présence de mécanorécepteurs et de terminaisons nerveuses au niveau des ligaments. Elles permettent d'apporter un éclairage sur les ligaments les plus innervés. Dans ces études, les ligaments sont analysés indépendamment les uns des autres. Elles ne permettent donc pas la différenciation des ligaments, ainsi que la description de leurs insertions et de leurs orientations.

Une description plus réaliste de l'anatomie ligamentaire de l'ATM pourrait aider à déterminer l'importance des ligaments et leurs rôles dans la stabilité de l'articulation. Cette meilleure compréhension de l'anatomie et de la biomécanique ligamentaire pourrait permettre d'adapter les voies d'abord chirurgicales trapézométacarpienne et préserver ainsi des ligaments clés dans la stabilité de cette articulation. A terme, cela pourrait favoriser le développement de nouvelles techniques chirurgicales et donc le traitement de la rhizarthrose en conservant la stabilité articulaire trapézométacarpienne.

Le but de cette étude était de proposer une technique histologique fiable qui pourrait compléter les premières descriptions. Cette nouvelle analyse pourrait définir les structures ligamentaires à l'échelle microscopique pour mettre en évidence les entheses ligamentaires ainsi que les orientations des fibres.

III.2 Matériel et méthode

Protocole préliminaire

Une étude préliminaire a été réalisée pour se rendre compte des possibles difficultés de l'étude sur les échantillons. Pour cette étude deux mains gauches de cadavres formolés de sexe féminin ont été utilisées. L'âge de décès des sujets était de 89 et 93 ans. Le manque de sujets anatomiques ne nous a pas permis de sélectionner des sujets strictement non arthrosiques.

L'ATM a été disséquée en un bloc comprenant les os, la capsule, les ligaments et l'insertion de l'APL. Ce dernier a servi de repère à la dissection et à la découpe des pièces anatomiques. Les limites de la dissection ont été : le trapèze et le trapézoïde en proximal et les bases du M1 et du M2 en distal (figure III.1).

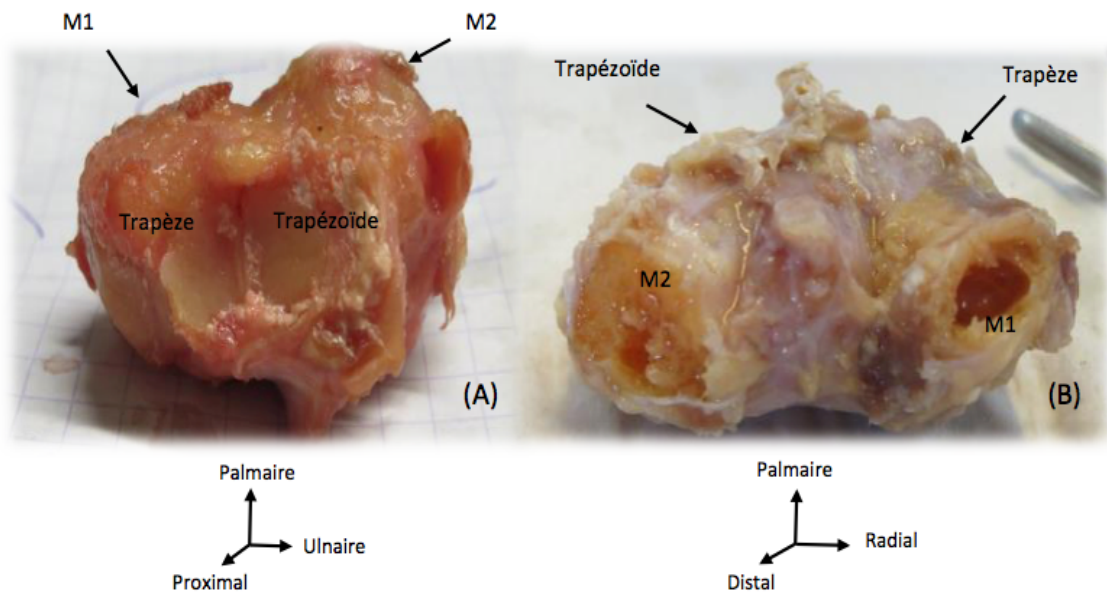


FIGURE III.1: Pièce de dissection "bloc trapèze-trapézoïde-base M1-base M2", main gauche. (A) Vue proximale, (B) Vue distale.

Le but de notre travail a été de cartographier les ligaments de l'ATM, ainsi nous avons décidé d'inclure nos échantillons en paraffine pour réaliser des coupes sériées sur l'ensemble de l'épaisseur de l'échantillon.

Les différentes phases successives de la préparation ont été les suivantes :

- **La fixation** : les échantillons ont été fixés dans une solution de paraformaldéhyde (PFA) 4% pendant 8 jours. Cette étape est nécessaire à la conservation des échantillons dans son état le plus proche de son état *in vivo*. Elle permet d'immobiliser les structures en respectant leur morphologie. De plus, elle empêche l'autolyse des constituants et la putréfaction des échantillons.

- **Décalcification** : les échantillons ont ensuite été décalcifiés dans de l'éthylène diamine tétraacétique (EDTA) (CAS 6381-92-6) pendant 5 semaines. Les tissus osseux sont trop durs pour l'imprégnation en paraffine, il est donc nécessaire de les décalcifier afin que l'inclusion en paraffine se déroule correctement.
- **Déshydratation** : une fois décalcifiés, les échantillons ont été recoupés en direction sagittale en 3 morceaux de largeur identique, numérotés de 1 à 3, d'ulnaire en radial. Chaque morceau a ensuite été déshydraté dans des bains d'alcool (éthanol) de concentration croissante changés toutes les 48h (60°, 80°, 95°, 100°). Les milieux d'enrobage (paraffine ou résine) sont hydrophobes, il ne sont donc pas miscibles dans l'eau. La déshydratation permet de lever l'eau de l'échantillon et de permettre ainsi l'inclusion dans ces milieux spécifiques. La déshydratation se réalise de manière progressive afin d'éviter l'endommagement des échantillons.
- **Clearing** : les échantillons ont été immergés dans de l'histoclear. C'est un solvant miscible à la paraffine. Cette phase sert à enlever l'alcool de l'échantillon.
- **Inclusion** : les échantillons ont été inclus dans de la paraffine. La pénétration de la paraffine dans les échantillons est dû au caractère miscible de l'histoclear.
- **Découpe** : des coupes sériées de 8 μ m ont été réalisées au microtome RM 2265
- **Mise en place sur lame de verre et séchage**
- **Déparaffinage** : il est nécessaire d'enlever la paraffine pour étudier exclusivement les tissus
- **Ré-hydratation** : les colorants sont solvables avec l'eau, il est donc nécessaire de ré-hydrater les tissus afin de pouvoir réaliser la coloration des coupes.
- **Coloration** : la coloration a été effectuée au bleu de toluidine. Cette coloration est une technique standard permettant l'analyse globale de la structure du tissu (fibres, noyaux, tissu conjonctif...). Ce type de coloration est discriminante selon le type de structure. Le colorant est bleu à la base mais a le pouvoir de changer de couleur suivant le type de tissus dans lequel il s'imprègne.

L'analyse des lames colorées a été réalisée au microscope optique Olympus BX40. Les prises de photos furent obtenues grâce à une caméra Olympus DP21.

L'analyse microscopique des échantillons n'a pas permis l'identification des structures ligamentaires de l'ATM. En effet, des phénomènes de déchirement, d'étirement et de craquelure sur les tissus conjonctifs denses qui composent les ligaments de notre articulation, ont été observés (figure III.2). La capsule articulaire et les structures ligamentaires n'étaient pas identifiables. Seules les structures osseuses et cartilagineuses l'étaient mais présentaient toutefois des signes d'altérations.

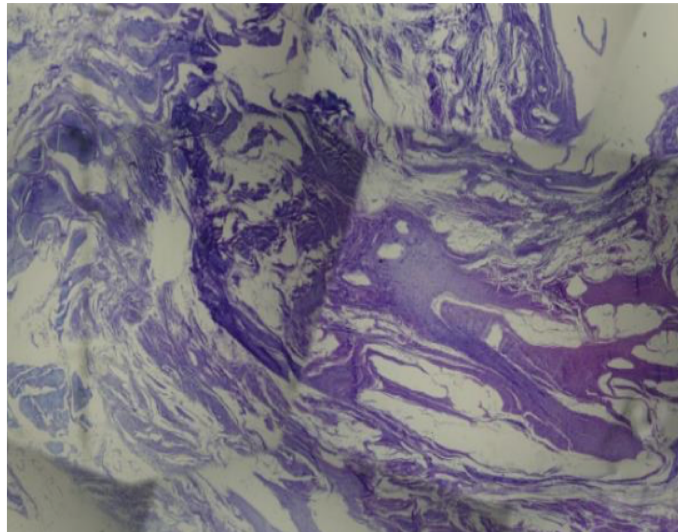


FIGURE III.2: Coupe histologique centrée sur le ligament inter-métacarpien obtenue avec le protocole de l'étude préliminaire

Dans cette étude préliminaire plusieurs phénomènes d'altération des tissus conjonctifs denses ont pu être observés. Ceux-ci peuvent être attribués à plusieurs facteurs.

Le premier facteur mis en cause a été la taille des échantillons (supérieure à 5mm). Elle est classiquement responsable d'une mauvaise imprégnation par la paraffine lorsqu'elle est trop importante.

Le deuxième facteur mis en cause a été la qualité des sujets anatomiques utilisés pour cette étude. En effet, ils ont été formolés et ont subi de nombreux cycles de congélation-décongélation probablement responsables d'altérations tissulaires importantes.

Le troisième facteur mis en cause a été le milieu d'enrobage. En effet, l'imprégnation par les milieux d'enrobage est particulièrement difficile pour les tissus conjonctifs denses étudiés (ligaments).

Ne pouvant répondre à notre problématique avec ce protocole classique de préparation histologique des échantillons, nous avons dû travailler sur la mise au point d'un protocole adapté à l'étude histologique des ligaments. Cette mise au point est décrite dans la partie suivante.

Protocole de mise au point méthodologique

Afin d'éliminer les facteurs d'altération des tissus liés à la taille et à l'état des échantillons, la mise au point méthodologique a été réalisée sur des échantillons de petites tailles. Des tendons et des ligaments frais ont été récupérés à la suite d'actes chirurgicaux (orthopédie et chirurgie de la main).

La plupart des études histologiques utilisent des techniques classiques de traitement des échantillons : inclusion en paraffine avec une déshydratation préalable à l'alcool. Ces techniques sont appropriées pour des tissus comme les tissus osseux ou bien le fibrocartilage. Par contre, ces techniques conviennent moins bien à des structures ligamentaires ou tendineuses très denses [56] que les milieux d'enrobage ont du mal à imprégner. De plus, la mise en paraffine nécessite l'utilisation d'un fixateur, le paraformaldéhyde, qui induit un durcissement des échantillons et qui peut avoir des répercussions néfastes sur les tissus. La déshydratation à l'alcool (éthanol) conduit également à de nombreux phénomènes de rétrécissement et durcissement de ces tissus [57].

Afin de minimiser les artéfacts au niveau des tissus conjonctifs denses, il est possible de déshydrater les échantillons plus lentement. Il est également possible d'utiliser d'autres agents déshydratants [57].

Laudier et al. [57] ont proposé un protocole alternatif, réalisé sur des tendons. Une solution d'éthylène glycol monoéthyl éther (EGME), agent déshydratant susceptible de réduire le durcissement et le craquèlement, est substituée à l'alcool. De plus, la paraffine est remplacée par une résine, le méthyl méthacrylate (MMA), qui préserve mieux les structures cellulaires et matricielles. La structure histologique des tendons et des ligaments étant très proche, ce protocole pourrait être adapté à l'étude de nos échantillons. Au regard de ces données, plusieurs protocoles ont été testés, en faisant varier la procédure de déshydratation et le milieu d'enrobage.

Déshydratation :

- **D1** : déshydratation 1 effectuée dans des bains d'éthanol de concentration croissante toutes les 48h (60°,80°,95°,100°). Cette déshydratation suit le même protocole que précédemment, pour déterminer si la taille et l'état des échantillons sont responsables des mauvais résultats.
- **D2** : déshydratation 2 effectuée dans des bains d'éthanol de concentration graduelle plus lente (15°,25°,50°,60°,95°,100°).
- **D3** : déshydratation 3 effectuée en deux étapes, selon le protocole de Laudier [57], qui permet de limiter les phénomènes de distorsion.
 - ◇ Etape 1 : bains d'éthylène glycol monoéthyl éther (EGME) pendant 24h (3 bains de 8h)
 - ◇ Etape 2 : bains d'acetonitrile pendant 24h (2 bains de 12h)

L'EGME est un solvant qui n'a pas besoin de dilutions progressives pour être efficace et n'entraîne pas de phénomènes de distorsion. L'acétonitrile permet de compléter le phénomène de déshydratation grâce à son pouvoir de pénétration des tissus denses.

Enrobage :

- **Inclusion en paraffine**

- **Inclusion en résine** : résine incluse selon le protocole de Laudier et al. [57]. La résine permet de s'affranchir de l'étape de décalcification car elle a un pouvoir d'imprégnation plus performant que la paraffine.
 - ◇ Etape 1 : imprégnation au MMA liquide pendant 6 jours (3 changements de bains).
 - ◇ Etape 2 : ajout de concentration croissante de durcisseur (benzoyl peroxyde, 0,1 et 2%).
 - ◇ Etape 3 : inclusion dans des piluliers de verre et polymérisation au bain marie (32°).

La découpe des blocs de résine a été réalisée au microtome à l'aide d'un couteau en carbure de Tungstène. Les coupes ont été montées sur lames, séchées et stockées jusqu'à ce qu'elles soient colorées au bleu de toluidine.

Quel que soit le protocole de déshydratation à l'alcool (**D1** et **D2**), et en dépit d'une inclusion en résine, les échantillons ont présenté des artefacts identiques à notre étude préliminaire. La déshydratation progressive D2 a permis d'améliorer les résultats obtenus mais il persiste des artefacts compromettant l'analyse du tissu conjonctif dense.

La déshydratation par l'EGME et l'acétonitrile (**D3**) a permis une amélioration significative de la qualité des échantillons. Les artefacts sont nettement diminués quel que soit le mode d'inclusion choisi (figure III.3). Cependant, seule l'inclusion en résine (figure III.4) permet une disparition quasi-complète des phénomènes de déchirure et de délamination. Par ailleurs, les tissus conjonctifs d'enveloppe, qui délimitent les faisceaux de collagène mais aussi les tendons et les ligaments, sont particulièrement bien préservés.

Cette étude de mise au point méthodologique nous a permis de montrer que la déshydratation par éthanol, même lorsqu'elle est progressive, n'est pas adaptée à l'étude histologique des ligaments. Laudier et al. [57] l'avaient déjà observé sur un autre type de tissu : les tendons.

L'éthanol est le solvant le plus couramment utilisé en histologie mais il peut-être responsable de phénomènes de durcissement, de déformation et de rétractation des structures. Une déshydratation plus progressive, qui retire l'eau plus lentement, n'améliore pas les résultats.

Le protocole de Laudier et al. [57] a permis de réduire de manière importante les artefacts. Son efficacité avait été démontrée sur les tendons et se révèle également sur les

ligaments. L'EGME est un solvant qui n'a pas besoin de dilutions graduelles pour être efficace et n'entraîne pas de phénomènes de distorsion. L'acétonitrile, quant à lui, a un pouvoir de pénétration important permettant une imprégnation efficace dans les tissus conjonctifs denses tels que les tendons ou les ligaments.

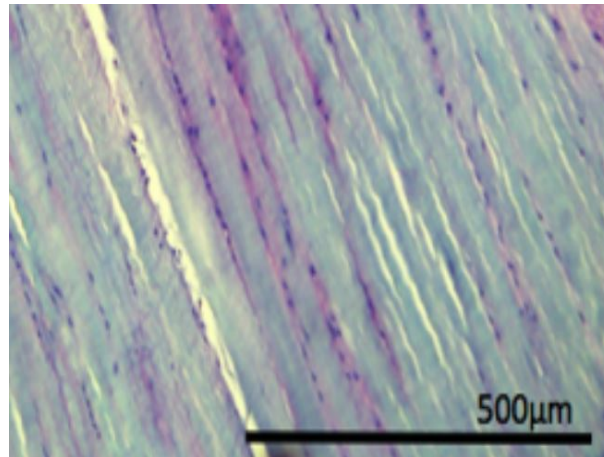


FIGURE III.3: Coupe histologique d'un ligament frais après déshydratation par EGME et acétonitrile et inclusion en paraffine.

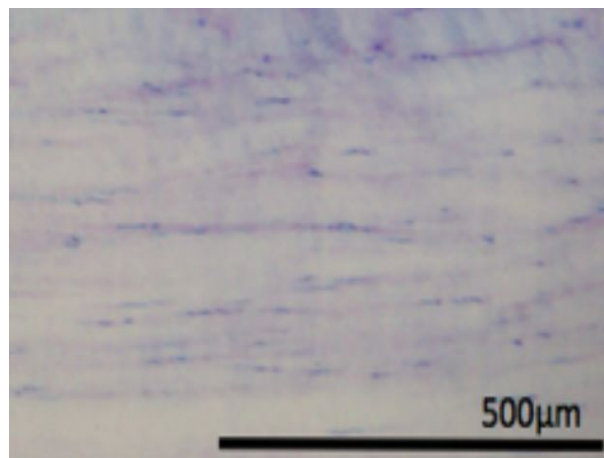


FIGURE III.4: Coupe histologique d'un ligament frais après déshydratation par EGME et acétonitrile et inclusion en résine.

Cette étude de mise au point a également permis de montrer que le mode d'inclusion (paraffine/résine) joue un rôle important sur la qualité de l'image obtenue. L'inclusion en résine dont le pouvoir de pénétration est plus performant, permet de réduire les artefacts. Elle offre de meilleurs résultats de préservation des cellules, de la matrice synoviale et de la matrice collagénique.

Il ne faut pas oublier que cette étude fut réalisée sur des échantillons frais de petites tailles, ce qui a contribué à la qualité des résultats obtenus.

Aux vues de ces résultats, un nouveau protocole histologique a été utilisé sur des échantillons de l'ATM, prélevés sur cadavres frais, non encore embaumés.

Protocole final

Deux mains, une gauche et une droite, d'un sujet cadavérique frais, masculin de 84 ans, ont été utilisées dans cette étude. Le sujet anatomique n'était pas strictement non arthrosique mais ne présentait pas de déformation clinique majeure liée à la rhizarthrose (pas de pouce en Z).

Dans la volonté de réduire la taille des échantillons, le protocole de coupe a été modifié par rapport au protocole de l'étude préliminaire. Durant la coupe, la base du M1 est isolée des autres os. Ainsi, le bloc disséqué est composé de l'os, de la capsule, des ligaments et du tendon de l'APL. Les limites de cette coupe étaient cette fois-ci le trapèze en proximal et la base du M1 en distal. Les tissus mous au niveau de la base du M1 ont été désinsérés du trapèze et coupés à ras au niveau du M1, pour éviter les replis des tissus lors de l'insertion dans la résine. Le morceau obtenu a ensuite été coupé dans le sens longitudinal, afin de séparer le côté palmaire du côté dorsal (figure III.5).

Le protocole histologique est le suivant :

- Fixation dans une solution de PFA pendant 8 jours
- Déshydratation dans des bains d'EGME (3 bains de 24h), puis d'acétonitrile (2 bains de 24h).
- Inclusion d'un bain de méthylsalicylate pendant 3 semaines. Un durcisseur a été progressivement ajouté (0,1% la 1^{ère} semaine, 1% la 2^{ème} semaine et 2% la 3^{ème} semaine). Les échantillons ont ensuite été inclus dans des piluliers de verre et ont été polymérisés à 32°C.
- Découpes sériées réalisées au microtome, d'une épaisseur de 7 μ m tous les 500 μ m. Les coupes ont été numérotées par ordre alphabétique de A à J de proximal à distal.
- Coloration au bleu de toluidine.

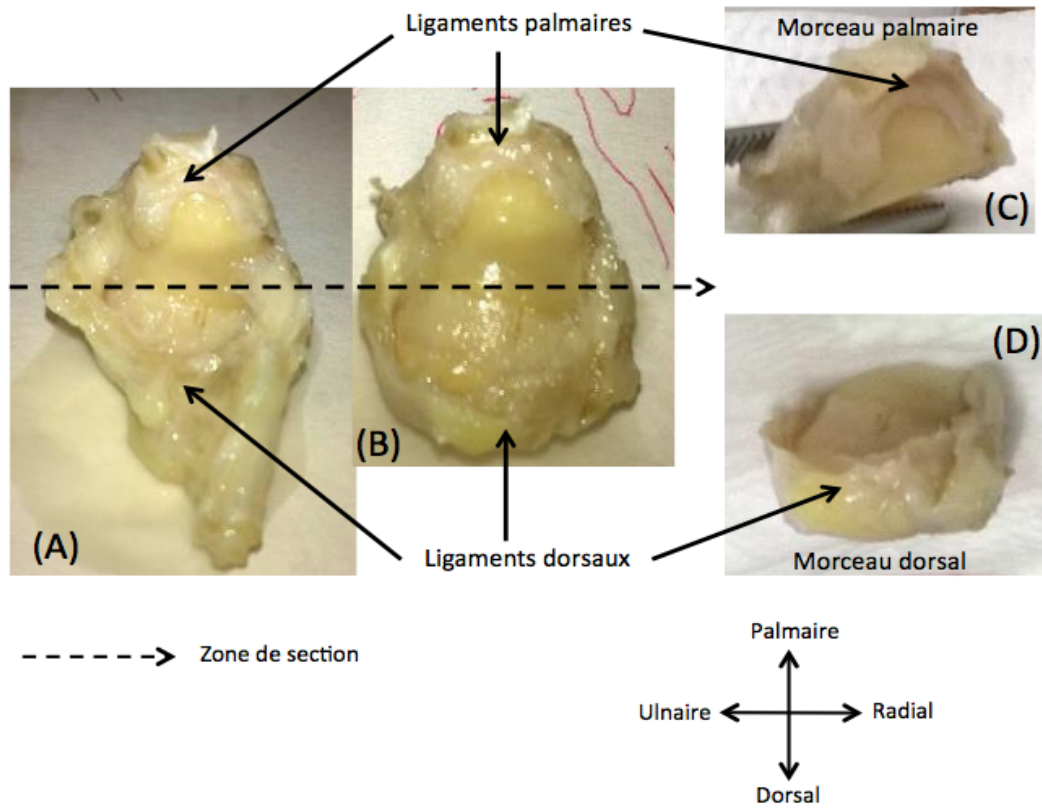


FIGURE III.5: Pièce de dissection : base de M1 et structures capsulaires et ligamentaires qui s'y rattachent. (A) Base de M1 après désinsertion de la capsule articulaire et des ligaments au ras de l'os trapèze. (B) Base de M1 après section de la capsule articulaire et des ligaments au ras de la base de M1. (C) Morceau palmaire après recoupe de la base de M1 dans le sens longitudinal. (D) Morceau dorsal après recoupe de la base de M1 dans le sens longitudinal

III.3 Résultats

Dans cette étude nous nous sommes concentrés sur les insertions capsulaires et ligamentaires au niveau du M1. Nous décrivons tout d'abord la face palmaire pour ensuite nous focaliser sur la face dorsale.

Sur la face palmaire, la cavité et la membrane synoviale ainsi que la capsule articulaire sont bien individualisées (figure III.6). Les enthèses capsulaires, zones fibrocartilagineuses, sont bien visibles. Sur cette face de l'articulation, aucun ligament intra-capsulaire n'a été retrouvé. De plus, la capsule est présente tout autour de la face palmaire avec une épaisseur de 0,3 millimètres. Ses insertions sont identifiables sur le bord ulnaire et radial, tout au long des coupes histologiques.

Sur le côté ulnaire, nous pouvons observer une structure ligamentaire de forme arrondie et régulière dont les fibres de collagène sont coupées transversalement (figure III.7, III.8). Ce ligament est retrouvé sur toutes les coupes histologiques, sans enthèse ligamentaire. Ceci expliquerait le fait que ce ligament s'insère plus en distal de nos coupes. De plus, son orientation et sa localisation laissent à croire qu'il s'agit de l'UCL.

Toujours sur le côté ulnaire, deux entités ligamentaires se distinguent dès la deuxième coupe histologique. Deux faisceaux, coupés de manière oblique qui se rejoignent par leur insertion sur le bord ulnaire, sont identifiables (figure III.9) et semblent engainer l'UCL. Cette structure ligamentaire d'orientation oblique ayant des rapports étroits avec l'UCL correspondrait à l'AOL.

Plus en profondeur, sur les coupes histologiques distales, une autre entité ligamentaire organisée en deux faisceaux s'identifie. Les fibres de collagènes ont une enthèse commune et s'orientent perpendiculairement au M1 (figure III.10). Cette orientation spécifique montre que ce ligament se dirige vers le second métacarpien. Ce ligament s'apparenterait donc à l'IML avec une forme de Y.

Sur le côté radial de l'articulation, aucun ligament n'est identifiable. Seule la capsule articulaire est présente. Dans cette zone elle paraît plus épaissie que sur le bord ulnaire. Vous pouvez observer sur la figure III.11 l'évolution des enthèses et des ligaments au fur et à mesure de l'avancement dans les coupes histologiques.

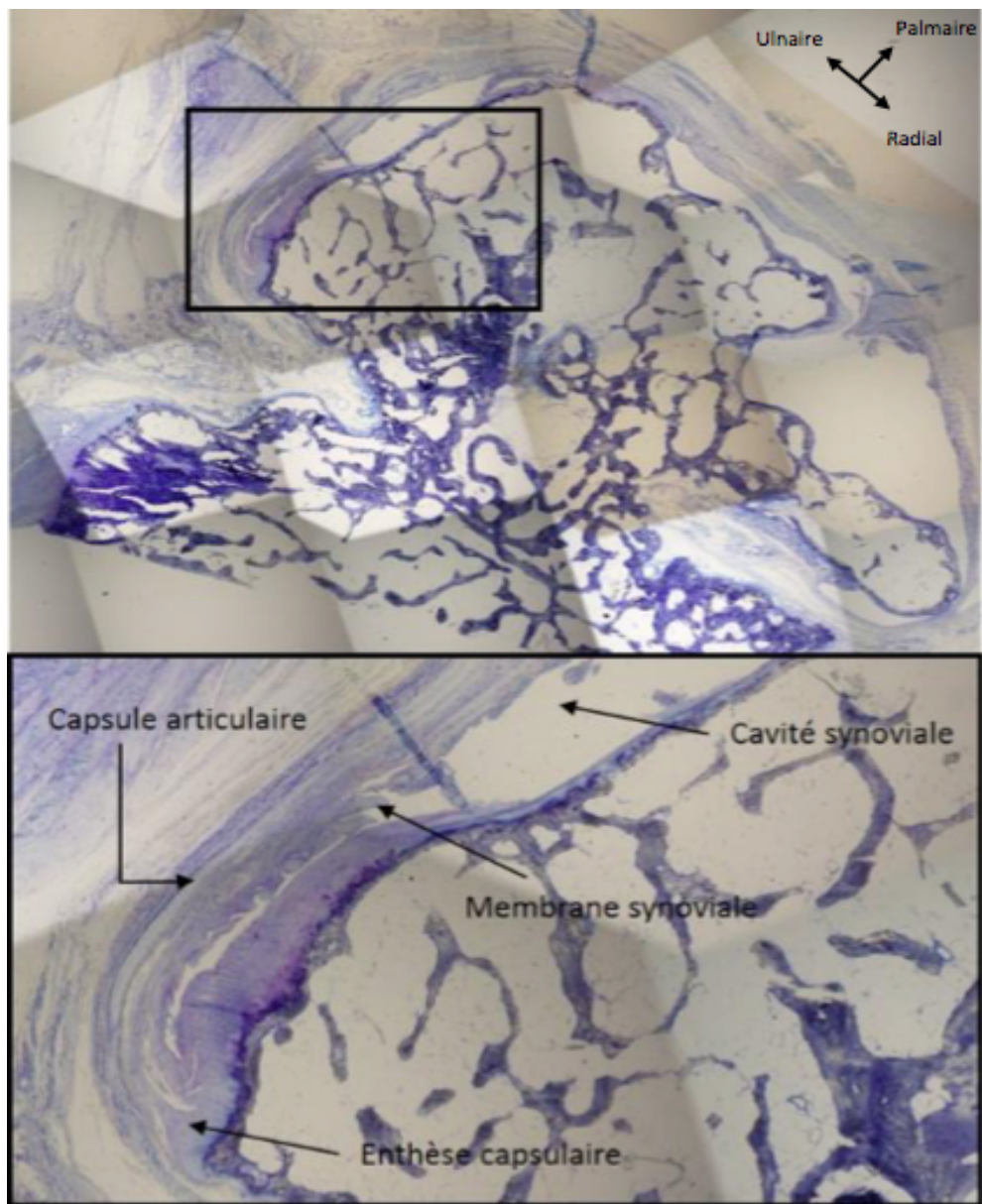


FIGURE III.6: ATM droite, côté palmaire, coupe H. Mise en évidence de la capsule articulaire, de la membrane et de la cavité synoviale, ainsi que de l'enthèse capsulaire.

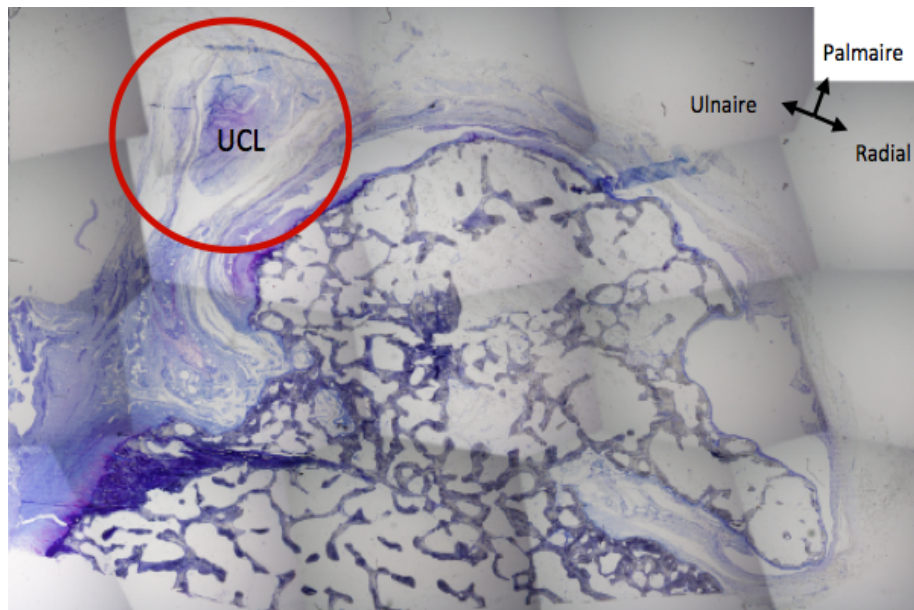


FIGURE III.7: ATM droite, côté palmaire, coupe G. Mise en évidence de l'UCL.

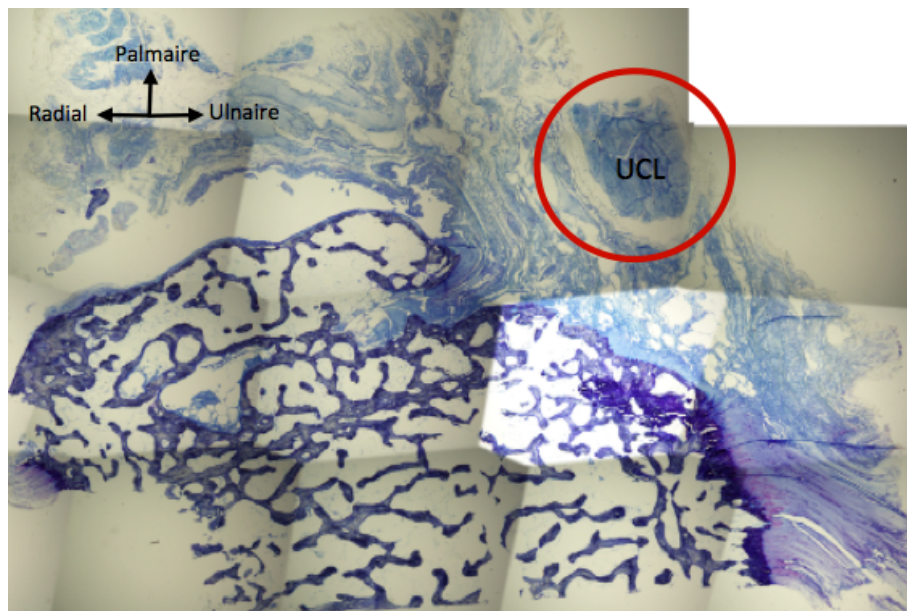


FIGURE III.8: ATM gauche, côté palmaire, coupe D. Mise en évidence de l'UCL.

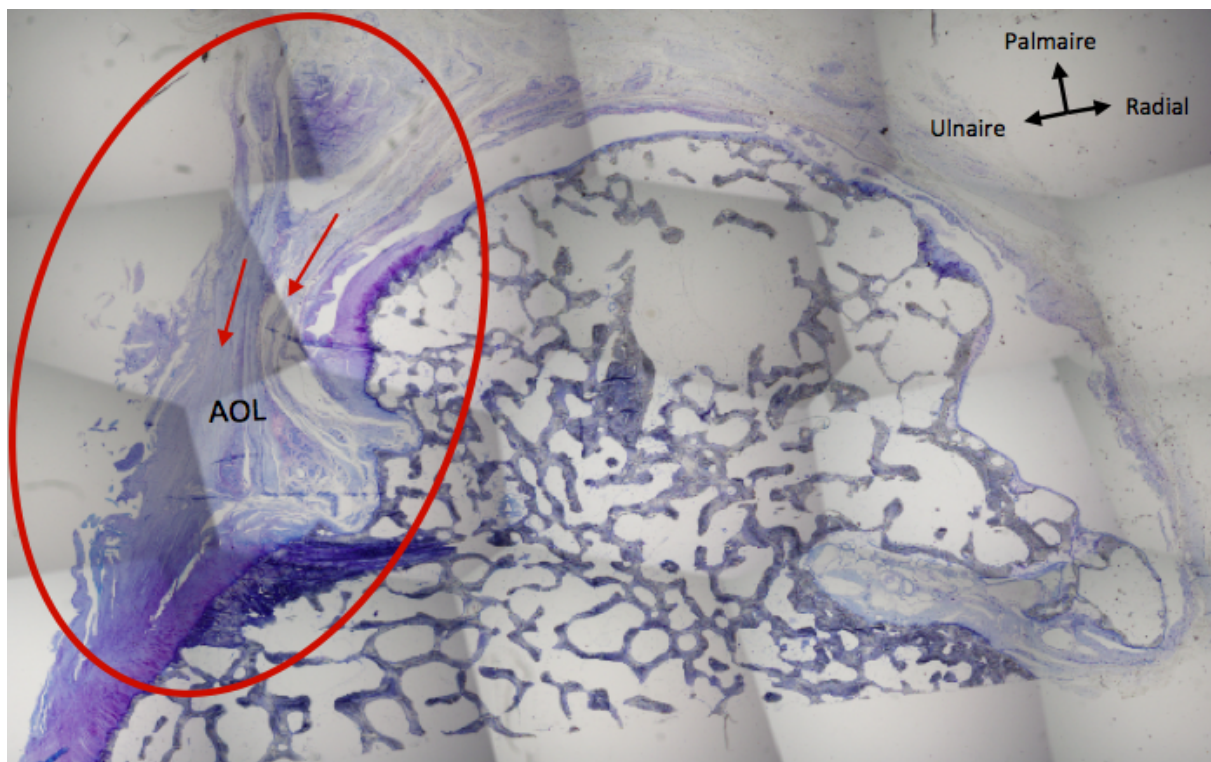


FIGURE III.9: ATM droite, côté palmaire, coupe E. Mise en évidence de l'AOL.

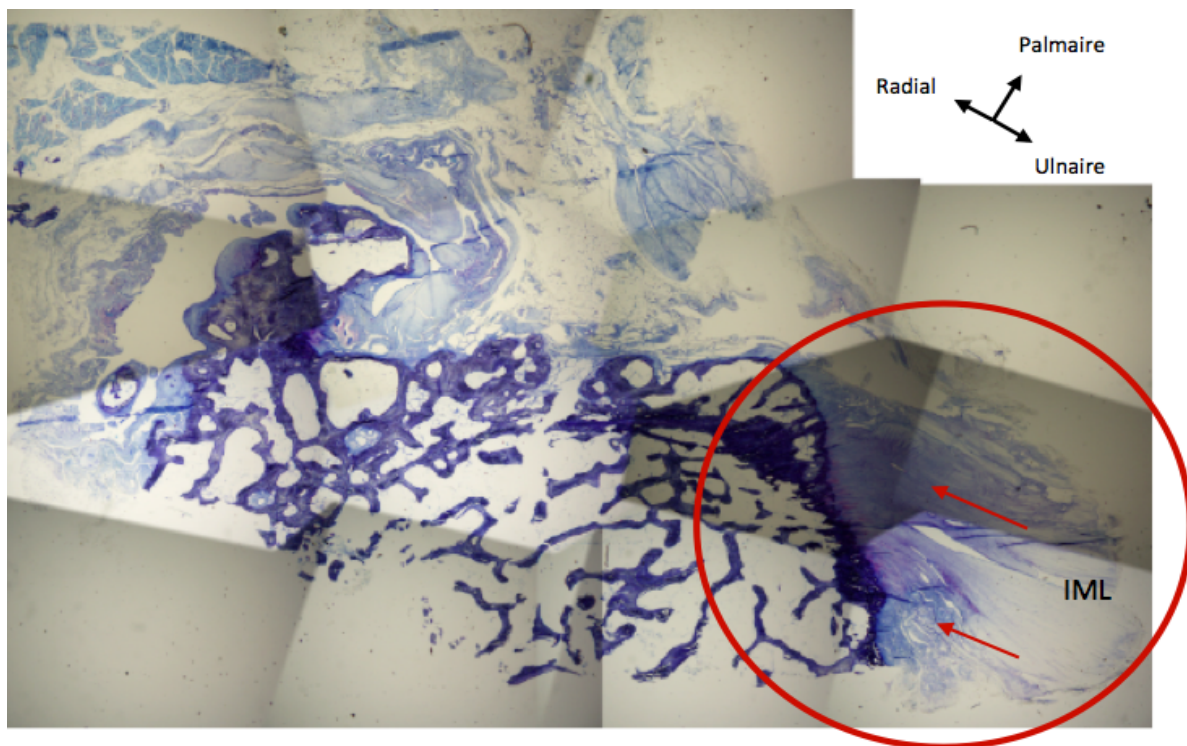


FIGURE III.10: ATM gauche, côté palmaire, coupe F. Mise en évidence de l'IML.

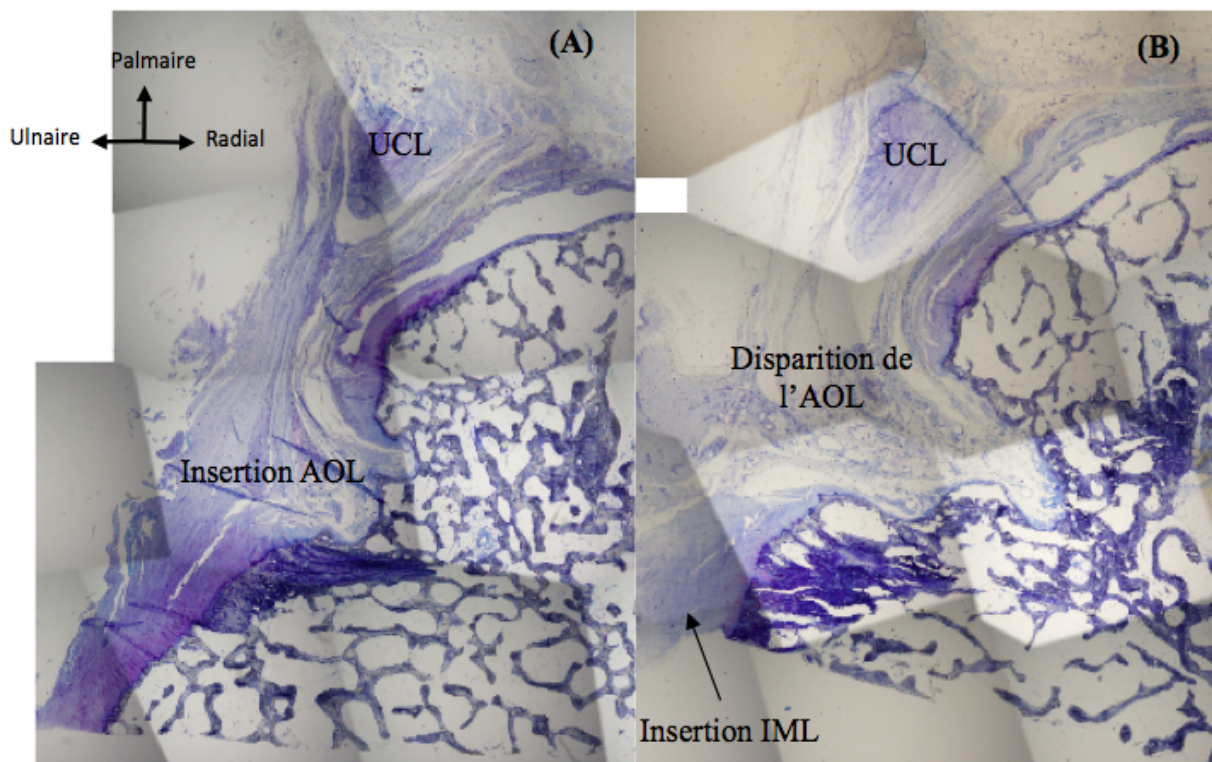


FIGURE III.11: Insertions des ligaments sur le bord ulno-palmaire de l'ATM. (A) ATM droite, côté palmaire, coupe E. (B) ATM droite, côté palmaire, coupe H.

Au milieu de la face dorsale droite, du fibrocartilage est présent avec deux orientations de fibres différentes. D'un côté les fibres se dirigent vers le bord ulnaire, de l'autre côté les fibres se dirigent vers le bord radial. Ces fibres correspondent à des entèses capsulaires (figure III.12). Ainsi sur la face dorsale la capsule n'entoure pas tout le côté. Elle s'insère sur les bords radial et ulnaire pour venir s'insérer au milieu de la face dorsale. Sur le bord dorsal tout comme le bord palmaire, aucun ligament n'est intra-capsulaire. Sur le bord dorsal la capsule articulaire mesure 1 millimètre d'épaisseur. Elle est donc trois fois plus importante que sur la face palmaire.

Sur la face dorsale gauche, la cavité et la membrane synoviale ainsi que la capsule ligamentaire sont difficilement identifiables. Les tissus sont collés les uns aux autres, il est donc nécessaire de regarder les zones avec un plus fort grossissement pour caractériser les différentes entités (figure III.13).

Sur le bord radial de la face dorsale droite, nous observons une entité ligamentaire, coupée transversalement dont l'entèse est de direction ulnaire. Les fibres de collagènes s'orientent parallèlement à l'axe longitudinal du M1. Il pourrait donc s'agir du DRL (figure III.14). Cette structure ligamentaire ainsi que son entèse apparaissent sur toutes les coupes. Il semblerait donc que ce soit un ligament long et robuste.

Sur le côté ulnaire, nous observons une structure ligamentaire coupée transversalement dont l'orientation des fibres est parallèle à l'axe longitudinal du M1. Cette structure ligamentaire présente sur toutes les coupes, s'apparenterait au POL (figure III.13).

Au milieu du bord dorsal, nous observons une structure ligamentaire coupée transversalement dont l'orientation des fibres est parallèle à l'axe longitudinal du M1. Cette structure dense et longue, correspondrait au DCL (figure III.13).

Sur les coupes histologiques les deux structures ligamentaires sont séparées par du tissu conjonctif lâche qui permet de bien les différencier (figure III.13). De plus, en regard du DCL, au niveau des insertions capsulaires, nous observons un renforcement fibro-cartilagineux calcifié évoquant une zone de contrainte à ce niveau (figure III.13). Sur le côté dorso-radial de la base du M1, une structure fibreuse dense est observable, coupée transversalement. Cette structure s'apparenterait probablement au tendon de l'APL (figure III.15).

Dans le but de résumer et rendre plus clair les interprétations histologiques, des schémas récapitulatifs sont visibles sur les figures III.16, III.17 et III.18.

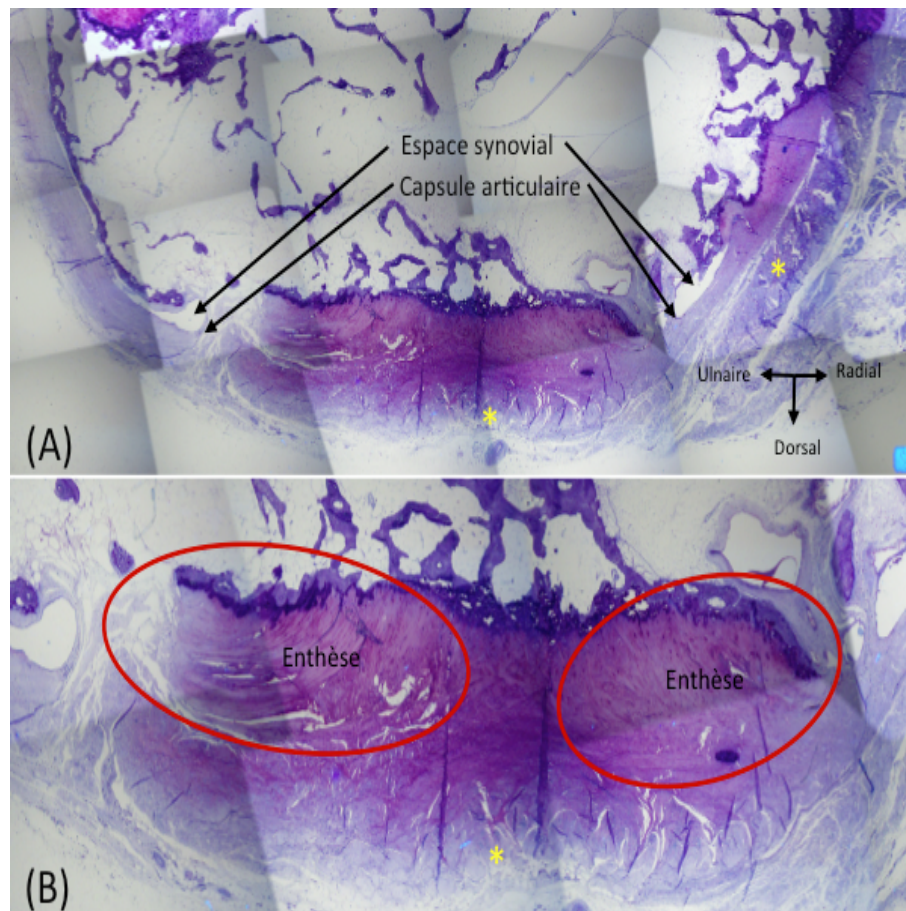


FIGURE III.12: ATM droite, côté dorsal, coupe H. (A) Mise en évidence de la capsule articulaire, des enthèses et de l'espace synovial. (B) Zoom sur le fibrocartilage d'insertion de la capsule. * correspond aux structures fibreuses denses.

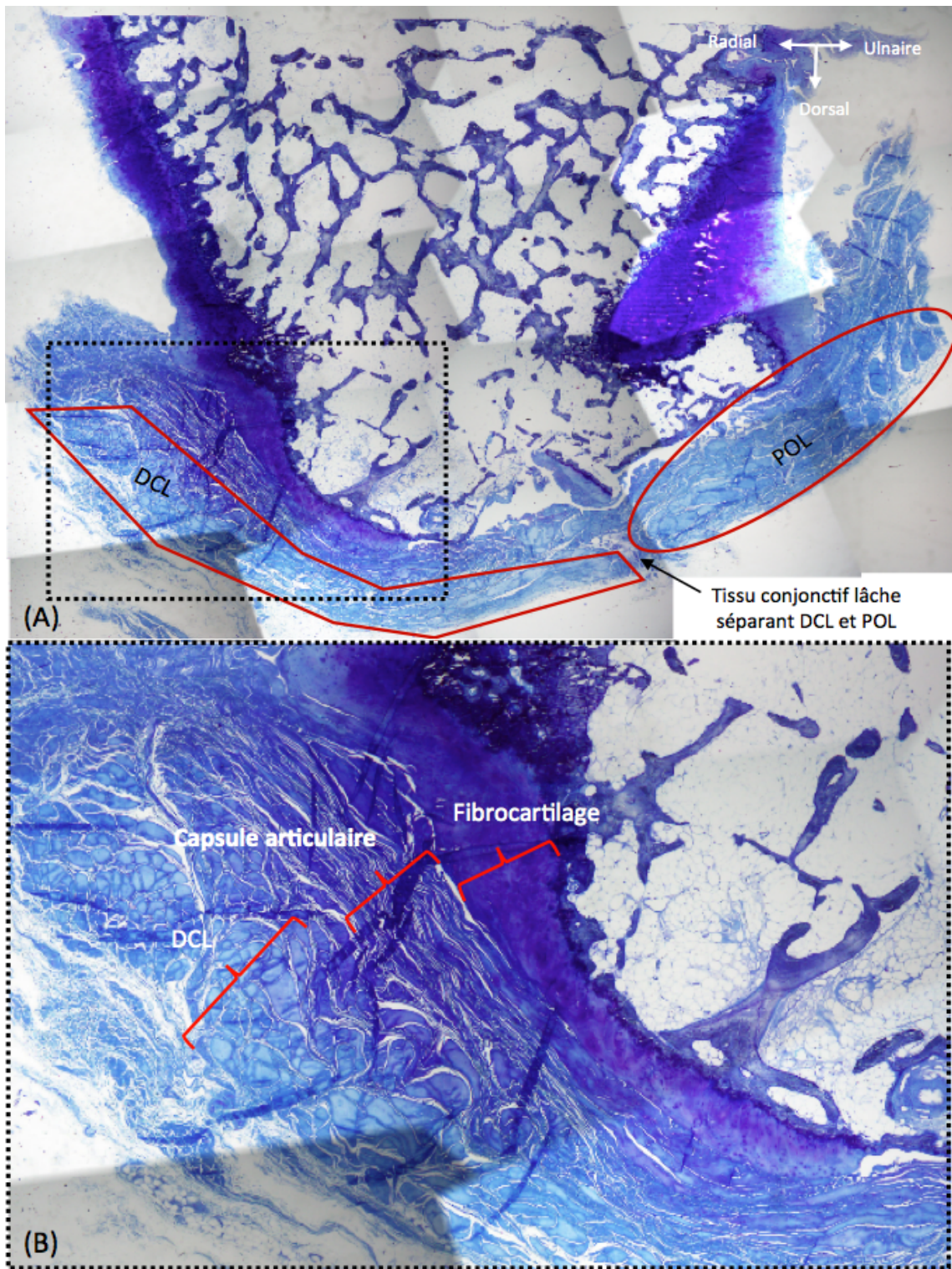


FIGURE III.13: ATM gauche, côté dorsal, coupe C. (A) DCL et POL séparés par du tissu conjonctif lâche. (B) zoom sur la zone d'épaississement fibro-cartilagineux en regard du DCL et sur la capsule articulaire.



FIGURE III.14: ATM droite, côté dorsal, coupe F. Mise en évidence du DRL

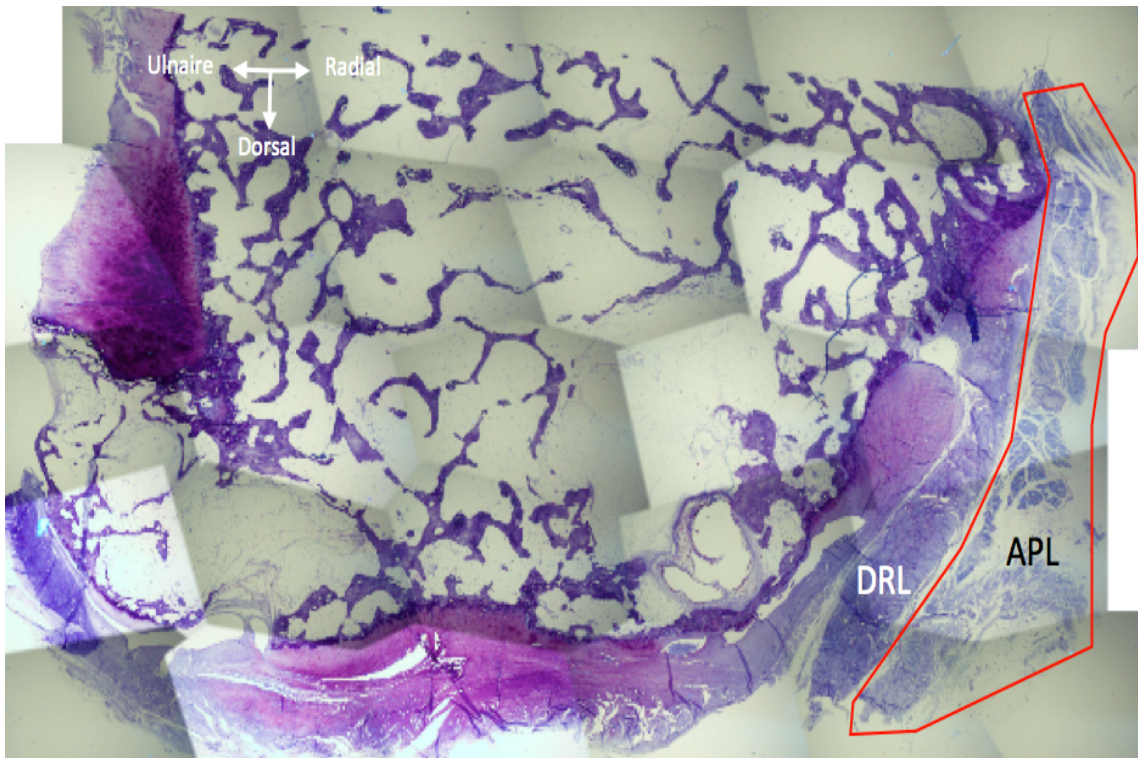


FIGURE III.15: ATM droite, côté dorsal, coupe F. Mise en évidence de l'APL

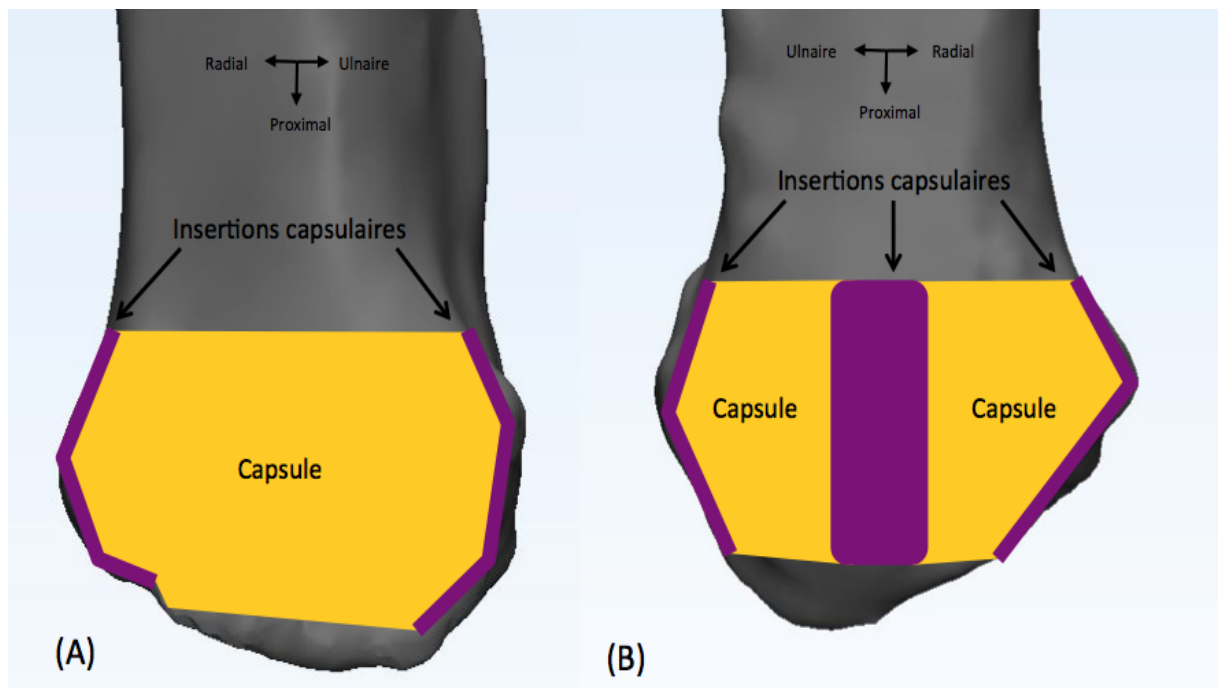


FIGURE III.16: Schématisation des coupes histologiques palmaire (A) et dorsale (B), au niveau des capsules articulaires

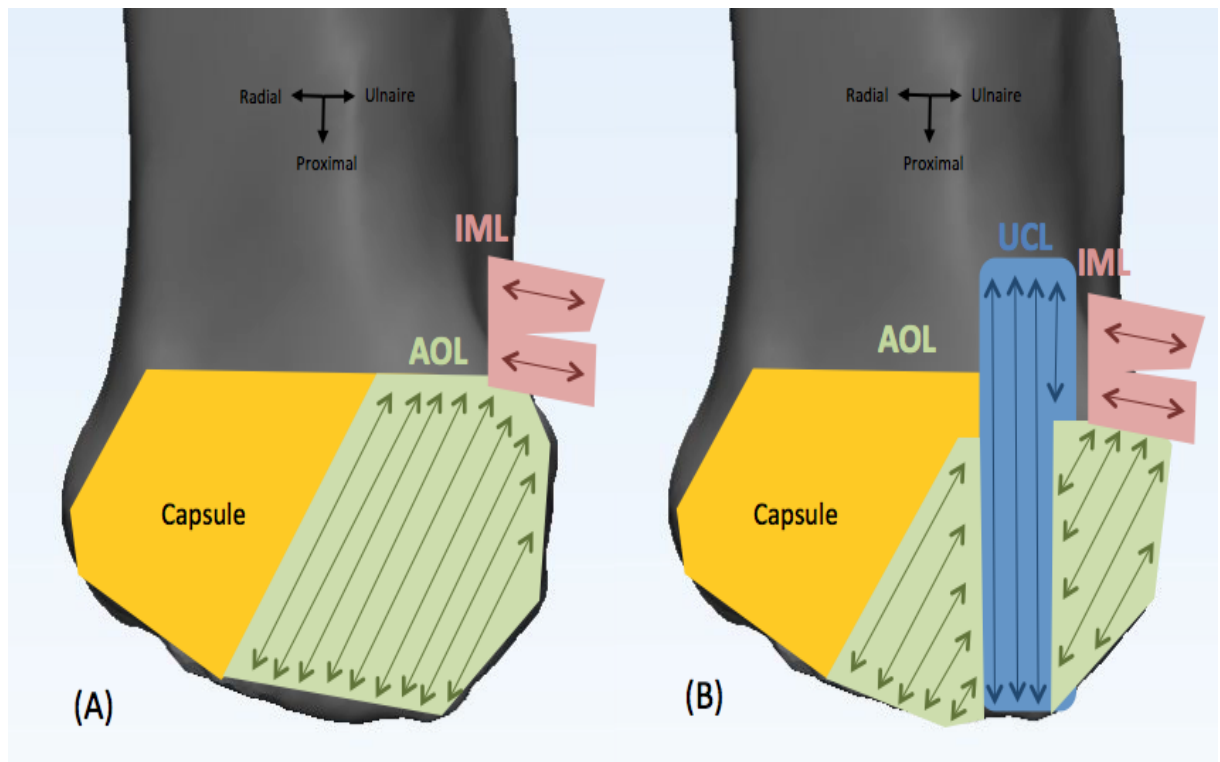


FIGURE III.17: Schématisation des coupes histologiques de la face palmaire. (A) couche profonde. (B) couche superficielle. Les flèches représentent les orientations des fibres de collagène.

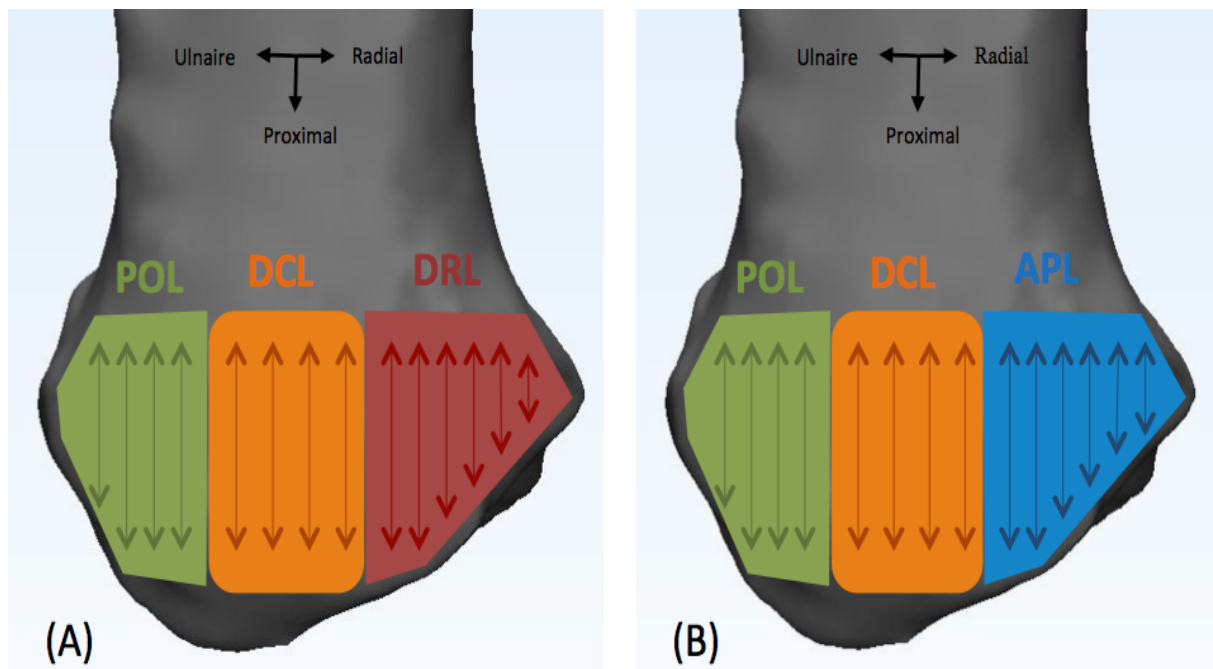


FIGURE III.18: Schématisation des coupes histologiques de la face dorsale. (A) couche profonde. (B) couche superficielle. Les flèches représentent les orientations des fibres de collagène.

III.4 Conclusion et discussion

Les premières descriptions des ligaments de l'ATM ont permis une description macroscopique des ligaments. Le caractère dépendant des opérateurs de chaque dissection pourrait expliquer les divergences au sujet des nomenclatures et des rôles des ligaments. Des études plus récentes ont utilisé des techniques histologiques pour caractériser la description des ligaments à l'échelle microscopique. Cependant ces études se concentrent seulement sur l'innervation et sur la présence des mécanorécepteurs dans les ligaments de l'ATM. Dans notre présente étude nous utilisons une technique histologique dans le but de décrire les structures ligamentaires à l'échelle microscopique et de mettre en évidence les orientations des fibres ainsi que les enthèses ligamentaires. L'étude histologique de la base du M1 nous a permis d'identifier les insertions de la capsule articulaire et à révéler la présence de six structures ligamentaires indépendantes. Aucune structure ligamentaire intra-capsulaire existe au niveau de l'ATM. En effet, aucun ligament intra-capsulaire n'a été retrouvé, aussi bien sur la face palmaire que sur la face dorsale. Les ligaments sont tous individualisés de la capsule articulaire par une structure histologique différente. Il ne s'agit pas simplement d'un épaissement de la capsule articulaire et ne peuvent donc pas être qualifiés de capsulaire comme le mentionnent Ladd et al. [27].

Cette étude apporte également des précisions sur la structure de la capsule et ses insertions au niveau du M1.

Sur la face palmaire, la capsule articulaire s'insère sur le bord ulnaire et radial, sur toute la longueur des coupes, grâce à une enthèse fibrocartilagineuse bien individualisée. Ceci

lui permet d'entourer toute la surface de l'os et de former une seule entité hémicirculaire. La capsule palmaire est trois fois plus fine que celle de la face dorsale. Cette observation est approuvée par Ladd et al. [27] qui identifient la capsule palmaire comme étant fine et fragile. De plus, la capsule articulaire semble s'épaissir sur le bord radial. Cet épaississement de la capsule pourrait compenser le fait qu'aucune structure ligamentaire n'ait été identifiée sur ce côté de l'articulation.

Du côté dorsal, la capsule articulaire serait divisée en deux unités issues respectivement du bord radial et ulnaire, en se rejoignant en une insertion commune dorso-centrale. De ce fait, elle n'entoure pas de façon homogène la surface osseuse, tout au long des coupes histologiques. De plus, l'épaisseur de celle-ci est trois fois plus importante que sur le côté palmaire, ce qui expliquerait que la stabilité de l'articulation est assurée de manière plus importante par le côté dorsal que par le côté palmaire.

Concernant les structures ligamentaires, nous avons identifié sur la face palmaire trois ligaments. Le premier, fin et long avec une insertion sur le bord ulnaire et des fibres dans la direction ulno-radiale, se sépare en deux faisceaux pour engainer le deuxième long et épais de direction transverse. Le premier ligament confirmerait la thèse de Bettinger [45], d'un ligament profond et superficiel sur la face palmaire qui correspondrait à l'AOL et au SAOL. De plus, ce ligament est fin ce qui corrobore la description de Ladd et al. [27] qui ont trouvé que l'AOL est extrêmement fin et agirait en tant que renforcement de la capsule articulaire.

Le deuxième ligament est représenté par une bande épaisse, d'orientation longitudinale, avec une insertion distale qui n'apparaît pas sur les coupes. Ce deuxième ligament, engainé par l'AOL, est associé à l'UCL. Cette relation de proximité entre les deux ligaments est corroborée par Ladd et al [27]. Dans leur étude l'AOL et l'UCL sont décrits comme deux ligaments étant localisés côte à côte. Plus proche de nos résultats, Bettinger et al. [45] ont décrit l'UCL comme un ligament plus superficiel et plus ulnaire que le SAOL.

Le troisième ligament est organisé en deux bandes d'orientation transverse entre le M1 et le M2. Ces deux bandes ont une insertion fibrocartilagineuse commune sur le bord ulno-palmaire de la base du M1. Ce résultat est en accord avec une précédente étude qui décrit l'IML comme une structure en forme de Y [46]. Ces deux bandes font partie d'un seul ligament et ne peuvent donc pas être individualisées en une partie dorsale et une partie palmaire, comme l'ont décrit certains auteurs ([40],[41],[49]).

L'absence de ligament du côté radial pourrait s'expliquer par la présence de l'APL, sur la face dorsale, qui jouerait un rôle de stabilisateur en plus de son rôle de mobilisateur.

La face dorsale, quant à elle, est complètement entourée de ligaments longs et épais. Trois structures ligamentaires indépendantes avec des fibres de direction transverse (proximo-distale), ont pu être identifiées. Ceci corrobore les données de Ladd et al. [27] qui décrivent trois ligaments, le POL, le DRL et le DCL, tous trois formant le complexe deltoïde. Cependant, le DTM-1 mentionné dans les études de Ladd et al. [27] et Zhang et al. [58] n'a pas été identifié.

La présence de ligaments longs et épais recouvrant toute la face dorsale du M1 impliquerait que les ligaments dorsaux sont ceux essentiels à la stabilité de l'ATM. Cette hypothèse est en accord avec des résultats précédents mis au jour par Hagert et al. [55]. Ils divisent les ligaments en deux complexes : un complexe dorsal (DRL, POL, DCL) et un complexe palmaire (AOL, UCL). Ils montrent dans leur étude qu'il y a une différence significative au niveau de la distribution des terminaisons nerveuses entre le complexe dorsal et palmaire. La distribution est plus élevée pour le complexe dorsal que pour le palmaire. Ils ont également comparé le degré d'innervation des ligaments entre chaque complexe. Le degré d'innervation est significativement plus important pour la zone dorsale que pour la zone palmaire. Les différences de degré d'innervation des ligaments dénotent une différence potentielle sur la fonction des ligaments. Une meilleure innervation des ligaments dorsaux comparés aux ligaments palmaires supporte l'importance des ligaments dorsaux dans la stabilisation de l'ATM. Ceci impliquerait que les ligaments dorsaux sont les premiers stabilisateurs de l'articulation.

Pour Ladd et al. [27] les ligaments du complexe deltoïde sont tendus à leur maximum en position de flexion et paraissent prévenir visuellement de la subluxation du M1. Les ligaments de ce complexe sont les plus solides de l'ATM avec une différence significative d'épaisseur comparée à celles des ligaments palmaires et ulnaires.

De plus, dans notre étude, sur la face dorsale une calcification ligamentaire est présente en dessous du DCL. Cette calcification s'explique par le fait qu'une contrainte importante agit de ce côté de l'articulation [59]. Elle renforce le fait que les ligaments stabilisateurs de cette articulation sont les ligaments dorsaux. Ils paraissent donc indispensables de les conserver lors d'une pose de prothèse.

Cependant, de nos jours les abord chirurgicaux lors de poses de prothèses sont dorsaux. Ils facilitent la prise en main du chirurgien et l'ouverture de l'articulation mais détruisent presque la totalité des ligaments dorsaux et aucune ligamentoplastie de remplacement n'est effectuée. Il est donc nécessaire, afin de conserver la stabilité de l'articulation, soit de revoir l'abord chirurgical, soit d'accompagner la pose des prothèses par des ligamentoplasties des ligaments dorsaux qui ont été sectionnés lors de l'opération.

Cette étude nous a permis de définir une nouvelle méthode fiable et reproductible de description du système ligamentaire de l'ATM. Cependant, bien que les résultats observés sur les coupes histologiques de l'ATM des deux mains d'un même sujet soient concordants, compte tenu de la faible quantité d'échantillon ils méritent d'être confirmés. De plus, seules les insertions proximales du M1 ont été étudiées. Donc seules les insertions distales des ligaments ont été analysées. Il est ainsi nécessaire de travailler sur les insertions proximales des ligaments, au niveau du trapèze, pour compléter notre étude. Cet ajout permettrait de définir les insertions complètes des ligaments mais également de confirmer leurs orientations.

Nous avons pu constater dans ce chapitre que l'ATM est une articulation complexe du point de vue anatomique. Beaucoup de controverses existent aussi bien au sujet des ligaments, tant au niveau de leur fonction que de leur emplacement, qu'au sujet des muscles. Cette complexité anatomique induit une compréhension délicate de sa cinématique.

Résumé du chapitre II

Les résultats de cette étude histologique ont permis de décrire les ligaments de façon à s'affranchir des erreurs de dissections. Elle a permis d'établir les résultats suivants :

- la capsule articulaire, sur la face palmaire, a deux insertions : une ulnaire et une radiale
- la capsule articulaire ; sur la face dorsale, a trois insertions : une ulnaire, une radiale et une centrale
- la capsule articulaire est trois fois plus épaisse sur le côté dorsal
- aucune structure ligamentaire est intra-capsulaire ou capsulaire
- l'AOL semble se diviser en deux avec une partie superficielle associée au SAOL
- le POL, le DCL et le DRL sont présents sur la face dorsale
- du fibrocartilage est présent sur le côté dorsal qui indique une zone de sur-contrainte

Cette étude originale, reste préliminaire :

- elle ne permet pas de décrire les enthèses ligamentaires au niveau du trapèze
- le nombre d'échantillon n'est pas suffisamment important

Dans cette présente étude, les observations ont porté sur la descriptions des enthèses ligamentaires et capsulaires. Un nombre d'échantillons plus importants permettra d'extrapoler les résultats.

IV Identification des causes des échecs des prothèses trapézométacarpienne : étude cinématique

IV.1 Etat de l'art

En présence de rhizarthrose, quand les traitements conservatifs échouent, des solutions chirurgicales peuvent être envisagées. Plusieurs solutions sont proposées comme la trapézectomie avec reconstruction ligamentaire ou l'arthrodèse ([60],[61]). Pour l'arthrodèse, une fusion entre le M1 et le trapèze est réalisée afin de réduire la douleur en restreignant le mouvement. Pour la trapézectomie, le trapèze est enlevé et tous les ligaments sont sectionnés. Avec cette technique les patients ont des bons résultats concernant la douleur mais un manque de force pendant les mouvements [61]. Ces traitements ne respectent pas l'anatomie originelle de l'articulation et modifie la cinématique de l'ATM.

Une autre solution chirurgicale plus récemment proposée est la pose de prothèse totale qui préserve la force et est recommandée pour respecter le cinématique de l'ATM. Avec leur design actuel de cône-cupule, les patients obtiennent un soulagement à la douleur plus rapide, une force de pince plus importante, ainsi qu'une convalescence plus rapide comparé à la trapézectomie ([18],[19],[33]). Cependant de faibles résultats sont à dénombrer ([34],[35]). Les révisions les plus fréquentes sont dues à un descellement de la cupule au niveau du trapèze [21] ou de la tige dans le M1 [15] ou à des luxations du M1[15]. Les prothèses actuellement utilisées montrent des complications variées et précoces chez les patients jeunes. La faible durée de vie de ces prothèses peut-être expliquée par la difficulté à créer un design en adéquation avec la complexité de l'anatomie et du mouvement de l'ATM.

L'ATM joue un rôle fondamental dans le mécanisme d'opposition du pouce. Elle lui confère une très grande mobilité, notamment grâce aux mouvements du M1 par rapport au trapèze. De plus en plus utilisée, particulièrement avec l'apparition des nouvelles technologies, l'ATM a fait l'objet de plusieurs études. Cependant, comme sur le plan anatomique, aucun consensus n'a été trouvé sur le plan fonctionnel.

Les études anatomiques, ont mis en évidence la forme des surfaces articulaires. Le trapèze et le M1 forme une articulation en double selle avec une anatomie complexe. Du fait de la non congruence des surfaces articulaires, un jeu mécanique important existe entre

celles-ci, dont la coaptation est assurée par plusieurs ligaments [51]. Nous avons pu voir dans le chapitre précédent, qu'aucun consensus avait été établi dans la description de ces ligaments. Il en est de même pour la description cinématique : la littérature montre des descriptions différentes selon les auteurs.

L'ATM considérée comme une articulation à deux degrés de liberté (DDL), avec des axes non-orthogonaux et non-intersectés, a récemment vu apparaître des translations dans sa description cinématique. Ces translations sont dues à la non congruence des surfaces anatomiques en contact. Cependant, ces translations sont considérées comme négligeables pour certains auteurs [29]. Néanmoins, aux vues des dimensions des surfaces articulaires trapézo-métacarpienne, cette conclusion devient très discutable. De plus, d'après Chéze et al. [29] les supports théoriques et expérimentaux qui considèrent un tel modèle à 2 DDL, ne sont pas suffisamment explicites. La dispersion de l'amplitude des mouvements de la rotation axiale, reporté dans plusieurs études, montre la difficulté d'analyser avec précision la cinématique de l'ATM.

Plusieurs méthodes de quantification du mouvement du pouce, basées sur le suivi du mouvement en utilisant des marqueurs sur peau, ont été établies. Ces méthodes incluant des techniques vidéo ([62],[63]), des marqueurs réfléchissants ([64],[65]) et des design électromagnétiques ([29],[66],[67]) utilisent différents marqueurs externes comme points de référence.

En 2001, Chéze et al. [68] ont élaboré un protocole expérimental, basé sur 12 sujets, leur permettant d'obtenir des informations sur les amplitudes des angles, à l'aide d'un système d'analyse du mouvement Motion Analysis, équipé de six caméras. Dans cette analyse, les paramètres retenus sont, d'une part l'ellipse de circumduction et d'autre part le mouvement de flexion/extension.

En 2009, Goubier et al. [66] ont réalisé une étude, basée sur 101 sujets, dans le but de mesurer l'amplitude des mouvements à l'aide d'un système optoélectronique. Dans cette étude les mouvements de Fl-Ex, Ab-Ad, circumduction et rotation axiale sont étudiés. Ces méthodes de calcul des angles sont différentes mais permettent toutes de calculer l'angle de Fl-Ex, d'Ab-Ad et de circumduction.

L'imagerie tomographique est une méthode émergente dans l'analyse de la cinématique du pouce. Des mesures *in vivo* de la rotation axiale utilisant des images tomographiques ont été réalisées [69]). La rotation axiale a été mesurée en traçant des lignes de références sur les images scanner. La première ligne a été tracée entre la bordure dorsale du second métacarpien et celle du troisième métacarpien. La seconde ligne a été dessinée en traçant un trait le long du diamètre maximal du M1 dans le plan transverse au niveau des os sésamoïdes et a été étendue pour rencontrer la première ligne. L'angle formé par ces deux lignes a été défini comme étant l'angle de rotation du M1 et fut mesuré pour six positions différentes du pouce. Cette étude fournit une mesure de l'orientation axiale du pouce mais il est difficile d'estimer directement la rotation axiale du M1.

Des études *in vivo*, utilisant des méthodologies par images scanner, basées sur le mouvement des os de l'ATM ont été effectuées ([70],[71]). Elles ont décrit les axes non-orthogonaux et non-intersectés de Fl-Ex et Ab-Ad mais elles n'ont pas caractérisé les

translations ni la rotation axiale.

En résumé, des études réalisées à partir de marqueurs externes, ont calculé les amplitudes de mouvement de l'ATM. Cependant ces études sur la cinématique des os, sont bruitées par les mouvements relatifs des capteurs externes associés à ceux des tissus environnants. Des études basées sur des marqueurs internes ont été réalisées pour l'étude de la cinématique mais elles ne prennent pas en compte la rotation axiale.

Pour éviter les limites des études précédentes et apporter des précisions sur la rotation axiale, le premier objectif de cette étude est de contribuer à la connaissance de la cinématique de l'ATM en utilisant de l'imagerie radiologique afin d'éviter les interférences des tissus.

Par ailleurs, les prothèses actuellement utilisées montrent des complications variées et précoces chez les patients jeunes. La faible durée de vie de ces prothèses peut-être expliquée par la difficulté à créer un design en adéquation avec la complexité de l'anatomie et du mouvement de l'ATM. L'étude cinématique de l'ATM permettra d'étudier les mouvements de l'articulation prothésée.

IV.2 Matériel et méthode

Cinématique de l'articulation

Des acquisitions d'image scanner (GE light speed VCT64) de l'ATM dans des postures différentes ont été réalisées et ont permis le développement d'un modèle géométrique en 3D.

Dans cette étude, 8 mains de cadavres congelés ont été utilisées : 2 hommes et 4 femmes avec des degrés d'arthrose différents d'après la classification de Dell (tableau IV.1).

Trois postures différentes ont été choisies pour inclure l'ensemble du mouvement du pouce : la fermeture commissurale (figure IV.1.A), la pince (figure IV.1.B) et l'opposition (figure IV.1.C).

Les fichiers DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) créés lors des acquisitions scanner sont utilisés dans le logiciel Mimics[©] (Materialise 3D, Belgium) afin de développer des reconstructions 3D de l'ATM. Pour chaque posture, à partir des modèles 3D, la position relative du M1 par rapport au trapèze est déterminée (figure IV.2.A, B et C). Les données obtenues de ces reconstructions 3D sont exportées dans le logiciel Matlab[©] (MathWorks, USA) afin d'obtenir le mouvement du M1 par rapport au trapèze. Pour chaque main, considérant le trapèze comme fixe, les différentes postures sont superposées (figure IV.2.D). Cette superposition est créée grâce à un algorithme basé sur une procédure itérative du plus proche voisin (ICP) [72].

	Sujet 1.D	Sujet 2.D	Sujet 3.D	Sujet 4.D	Sujet 5.D	Sujet 5.G	Sujet 6.D	Sujet 6.G
Genre	Homme	Homme	Femme	Femme	Femme	Femme	Femme	Femme
Age	82	90	92	84	94	94	94	94
Côté	Droit	Droit	Droit	Droit	Droit	Gauche	Droit	Gauche
Stade Dell	Stade 3	Stade 1	Stade 3	Stade 4	NA	Stade 4	Stade 2	Stade 2

TABLE IV.1: Caractéristiques des sujets cadavériques. N.A. : non arthrosique. Stade 1 : sclérose sous-chondrale sans ostéophyte ou subluxation. Stade 2 : petite subluxation et petits ostéophytes internes. Stade 3 : Forte subluxation. Stade 4 : Plus d'espace entre les os.

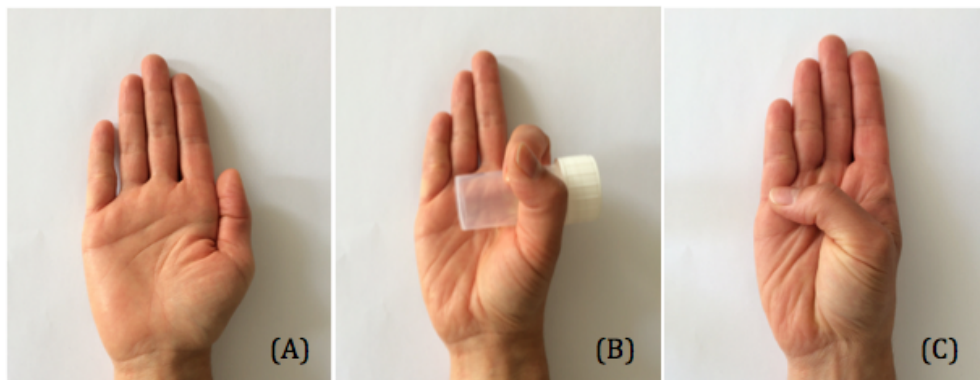


FIGURE IV.1: (A) main en position de fermeture commissurale. (B) main en position de préhension. (C) main en position d'opposition

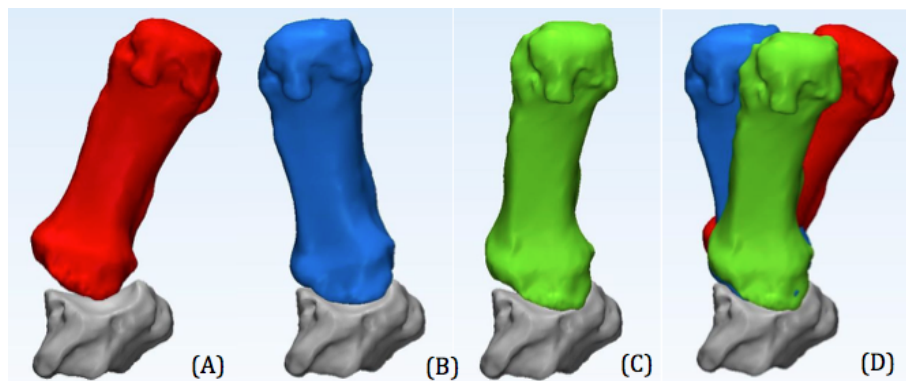


FIGURE IV.2: (A) M1 en posture de fermeture commissurale, (B) M1 en posture de pince, (C) M1 en posture d'opposition, par rapport au trapèze en gris, pour le sujet 5.R. (D) Visualisation de la superposition de l'ensemble des postures du M1 par rapport au trapèze.

Les données des superpositions sont ensuite utilisées pour déterminer l'angle de la rotation axiale du M1. Une subroutine a été développée permettant de définir les points et les axes de référence de chaque M1. Par conséquent, les centres de gravité et les axes principaux d'inertie ont été déterminés. Le troisième axe principal d'inertie correspond à l'axe des z (axe longitudinal du M1) autour duquel la rotation axiale s'opère. Les axes x et y, orthogonal à z, correspondent à la direction dorsale/palmaire et ulnaire/radiale, respectivement (figure IV.3). Afin d'obtenir l'angle de rotation les axes z des différentes postures doivent être superposés. Cette superposition est réalisée par la matrice de transformation de chaque position à une autre. Les angles de la rotation sont déterminée en mesurant l'angle entre les axes ulno/radiaux ou les axes dorsaux/palmaires, d'une posture par rapport à une autre.

Afin d'évaluer les translations qui se produisent entre les différentes postures du M1, l'algorithme ICP [72] a été adopté, dans le but de superposer les M1 entre eux. Cette superposition nous permet d'obtenir la matrice de transformation d'un M1 à un autre et donc d'obtenir le vecteur translation.

Cinématique de l'articulation prothésée

Le couplage entre un modèle de CAO, se référant à une prothèse actuelle, et entre les modèles 3D de l'ATM a permis la construction d'un modèle numérique d'une ATM avec implant (figure IV.3). Le modèle CAO composé de trois éléments (tige métacarpienne, cupule trapézienne et col) a été inséré dans l'ATM en utilisant le logiciel 3-Matic[©] (Materialise, Belgium).

La cupule et la tige sont respectivement insérées dans le trapèze et le M1, en position de fermeture commissurale. Le complexe tige/col/tête a été inséré dans le M1, de façon à ce que la tête s'insère dans la cupule. Les complexes M1/tige et trapèze/cupule en position de fermeture commissurale sont ensuite superposés aux deux postures restantes. Ces déplacements de solides rigides permettent d'observer le mouvement de la prothèse dans la cinématique de l'ATM.

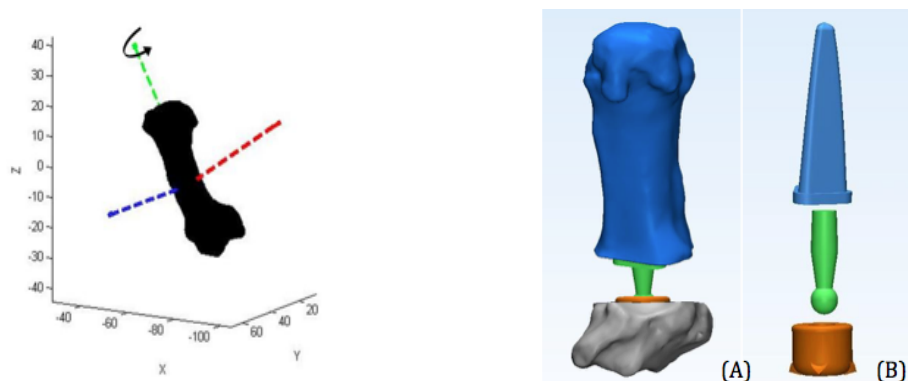


FIGURE IV.3: A gauche, axes de référence du M1. En vert, axe longitudinal du M1 autour duquel se produit la rotation axiale du pouce. A droite, (A) modèle numérique d'une articulation prothésée et (B) modèle numérique d'une prothèse trapézométacarpienne.

IV.3 Résultats

Cinématique de l'articulation

Trois mesures d'angle ont été réalisées. L'angle α qui correspond à l'angle entre la posture de fermeture commissurale et la posture de préhension, l'angle β qui représente l'angle entre la posture de fermeture commissurale et la posture d'opposition et l'angle γ qui correspond à l'angle entre la posture de préhension et la posture d'opposition. Les valeurs des angles sont de $[0.2^\circ ; 21.4^\circ]$ pour l'angle α , de $[1.7^\circ ; 20.14^\circ]$ pour l'angle β et de $[2.2^\circ ; 20.4^\circ]$ pour l'angle γ (tableau IV.2). Nous considérons trois groupes dans notre étude : groupe 1, sujets avec aucune signe d'arthrose ou de stade 1 ; groupe 2, sujets avec de l'arthrose de stade 2 ou 3 et groupe 3, sujets avec de l'arthrose de stade 4. Pour chacun des groupes, il n'est pas possible de déterminer si la rotation axiale prédomine lors du mouvement de flexion/extension ou lors du mouvement d'abduction/adduction.

Sujet	5.D Groupe 1	2.D Groupe 1	6.D Groupe 2	6.G Groupe 2	3.D Groupe 2	1.D Groupe 2	5.G Groupe 3	4.D Groupe 3
α	8.0°	21.4°	8.3°	16.7°	0.2°	31.2°	2.1°	7.7°
β	20.14°	19.9°	6.4°	19.5°	2.3°	10.8°	1.7°	9.0°
γ	8.0°	5.0°	2.2°	2.5°	3.3°	20.4°	2.9°	2.9°

TABLE IV.2: Angle de la rotation axiale. Les angles α , β et γ sont respectivement les angles entre : la posture de fermeture commissurale et la pince, la posture de fermeture commissurale et l'opposition et la posture de préhension et d'opposition.

La translation le long de l'axe des y est la plus élevée dans 85.7% des cas. Les moyennes des composantes de la translation pour le groupe 1 sont de 1.5mm, 4.8mm et 0.7mm pour l'axe des x, axe des y et axe des z, respectivement. Les moyennes des composantes de la translation pour le groupe 2 sont de 0.6mm, 2.7mm et 0.9mm pour l'axe des x, l'axe des y, et l'axe des z, respectivement. Les moyennes des composantes de la translation pour le groupe 3 sont de 0.5mm, 0.7mm et 0.7mm pour l'axe des x, l'axe des y, et l'axe des z, respectivement. Les valeurs des composantes diminuent donc avec l'augmentation du stade d'arthrose. Ce phénomène est confirmé par la norme des translations qui décroît avec l'augmentation du stade d'arthrose. La moyenne de la norme est de 5.1 pour les sujets du groupe 1, de 2.5 pour les sujets du groupe 2 et de 1 pour les sujets du groupe 3 (tableau IV.3).

Sujet	T1 (mm)				T2 (mm)				T3 (mm)				M.N.
	X	Y	Z	norme	X	Y	Z	norme	X	Y	Z	norme	
5.D Groupe 1	1.6	7.2	0.8	7.4	1.2	4.3	1.4	4.7	0.8	2.8	0.2	2.9	5.1
2.D Groupe 1	3.1	7.1	0.4	7.7	1.9	4.8	0.2	5.3	0.3	2.3	1.4	2.7	
6.D Groupe 2	1.4	2.4	1.5	3.2	0.5	0.8	0.7	1.2	0.9	1.3	1.0	1.9	2.5
6.G Groupe 2	0.4	2.5	1.1	2.8	0.1	1.2	0.1	1.2	0.6	1.2	1.4	1.9	
3.D Groupe 2	0.1	6.3	1.0	6.4	0.0	3.6	0.7	3.7	0.3	2.8	1.1	3.0	
1.D Groupe 2	1.2	5.4	0.9	5.6	0.5	2.6	0.4	2.7	1.0	2.6	1.0	2.9	
4.D Group 3	0.1	0.7	0.2	0.7	0.1	0.6	0.5	0.8	0.2	0.1	0.3	0.4	1
5.G Group 3	0.6	1.2	1.1	1.7	0.7	0.2	0.3	0.7	0.3	1.3	1.0	1.7	
Min	0.1	0.7	0.2	0.7	0.0	0.2	0.1	0.7	0.2	0.1	0.2	0.4	
Max	3.0	7.2	1.5	7.7	1.9	4.8	1.4	5.3	1.0	2.8	1.4	3.0	
Moyenne	1.1	4.1	0.9	4.4	0.6	2.2	0.5	2.5	0.5	1.8	0.9	2.1	

TABLE IV.3: Translation du M1 en millimètres en relation avec le degré d'arthrose. T1 est la translation entre la posture de fermeture commissurale et celle de préhension. T2 est la translation entre la posture de fermeture commissurale et celle d'opposition. T3 correspond à la translation entre la posture de préhension et celle d'opposition. Les translations sont listées dans les colonnes x, y et z. M.N. correspond à moyenne de la norme.

Cinématique de l'articulation prothésée

Dans le cas de l'articulation munie d'une prothèse, nous trouvons que la tête de la prothèse se déplace pendant le mouvement (figure IV.4). La plus petite distance entre la cupule et la tête de la prothèse en posture de préhension ou en posture d'opposition est de 1.3mm et de 0.8mm, respectivement. Le gap entre la tête de la prothèse et la cupule est de 0.1mm. Le volume d'intersection entre la cupule et la tête de la prothèse varie de 0 à 24.4mm³ (tableau IV.4). Quand le volume est égal à 0, l'intersection entre les deux éléments est nulle. Quand le volume est égal à 24.4mm³, l'intersection des éléments est non nulle et représente 67.6% du volume de la cupule. Ainsi, même pour la plus petite distance trouvée dans les différentes postures, la tête de la prothèse pénètre dans la cupule et induit une contrainte au niveau de celle-ci.

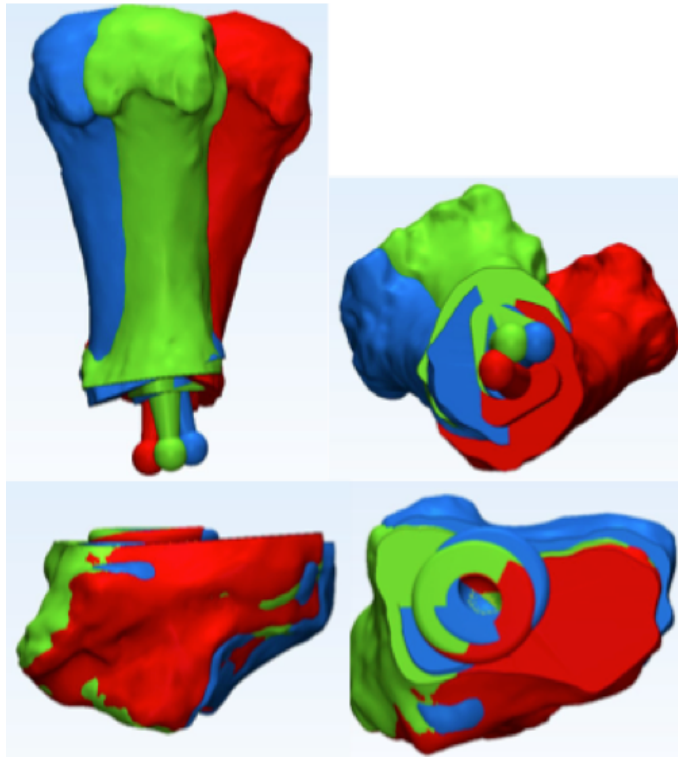


FIGURE IV.4: Position d'une prothèse trapézo-métacarpienne, dans trois postures différentes pour le sujet 3.R. En rouge la posture de fermeture commissurale, en bleu la posture de pince et en vert la posture d'opposition

	D1 (mm)	V1 (mm ³)	D2 (mm)	V2 (mm ³)
Sujet 5.D Groupe 1	5.2	0.0	2.5	6.3
Sujet 2.D Groupe 1	5.3	0.0	3.8	0.2
Sujet 6.D Groupe 2	2.3	9.0	0.8	24.4
Sujet 6.G Groupe 2	3.2	2.6	1.6	15.3
Sujet 3.D Groupe 2	4.3	0.0	3.1	2.8
Sujet 1.D Groupe 2	4.9	0.0	2.0	11.1
Sujet 4.D Groupe 3	1.5	16.2	0.8	24.4
Sujet 5.G Groupe 3	1.3	17.9	1.4	18.0

TABLE IV.4: Distance entre le centre de gravité de la tête de la prothèse et entre le centre de la cupule en posture de pince (D1) et en posture d'opposition (D2). V1 est le volume théorique d'intersection entre la cupule et la tête de la prothèse en posture de pince et V2 en posture d'opposition.

IV.4 Conclusion et discussion

L'ATM a été décrite comme une articulation en forme de selle avec une surface concave et une convexe. Dans les mouvements complexes du pouce, le mouvement du M1 est caractérisé par des rotations et des translations. Cette articulation est usuellement présentée comme un cardan avec deux degrés de liberté avec une rotation axiale supplémentaire. La rotation autour de l'axe longitudinal du M1 est considérée comme une rotation automatique qui se produit conjointement aux autres mouvements [73]. Cette rotation n'est plus à démontrer cependant elle reste controversée dans la littérature. Certains auteurs considèrent que cette rotation s'opère de manière préférentielle lors du mouvement de flexion/extension ([65],[73]). Un auteur considère que cette rotation prédomine lors du mouvement d'abduction/adduction [30]. La translation est mesurée dans plusieurs études mais considérée comme négligeable [29]. Ces précédentes études ont été réalisées avec des marqueurs externes sur des sujets sains. Dans cette étude nous avons utilisé des sujets avec différents stades d'arthrose ainsi qu'une analyse à partir d'imagerie radiologique afin d'éviter les interférences des tissus.

Dans cette étude, nous nous sommes concentrés sur la rotation du M1 autour de son axe longitudinal pour l'ensemble des mouvements du pouce. Les images tomographiques ont rendu possible une visualisation numérique des mouvements et ont permis d'obtenir des mesures de la rotation axiale. Cette rotation peut-être aisément déterminée en mesurant l'angle entre les axes ulno/radiaux ou les axe dorsaux/palmaires, d'une posture par rapport à une autre.

Plusieurs investigations décrivent la rotation axiale allant de 20° à 90° ([66],[69]). Chèze et al. [29] ont utilisé des marqueurs électromagnétiques pour quantifier l'amplitude de mouvement du pouce. Ils ont trouvé que la rotation axiale (interne/externe) du M1 variait de -24° à 36°. Goubier et al. [66] ont utilisé un système optoélectronique pour mesurer la rotation du pouce. Ils ont trouvé que la rotation axiale était comprise entre 12° et 30°. Ces descriptions de la rotation axiale ont été réalisées avec des marqueurs externes ainsi que des sujets sains. Dans notre étude nous avons utilisé de l'imagerie radiologique afin de s'affranchir des interactions des tissus environnants. Nous trouvons que la rotation axiale est comprise entre 0.2° et 21.4°. Ces résultats sont en accord avec ceux trouvés précédemment, avec une plus petite amplitude comparé à Chèze et al. [29]. Les différences d'amplitudes montre que la pathologie de l'articulation modifie le mouvement originel.

Les translations du M1 varient de 0mm à 3.1mm pour l'axe x, de 0.1mm à 7.2mm pour l'axe y et de 0.2mm à 1.5mm pour l'axe z. Nos résultats sont en accord avec ceux trouvés par Chèze et al. [29] mais avec une plus grande fourchette d'amplitude. Chèze et al. [29] ont trouvé, pour des sujets non arthrosiques des translations au niveau du M1 comprises entre 1.7mm à 4.9mm for l'axe x, entre 2.0mm et 5.9mm pour l'axe y et entre 3.0mm et 6.3mm pour l'axe z. De plus dans leur études, les auteurs ont affirmés qu'il n'y a pas de degré de liberté pour ces translations, dû aux petites valeurs de celles-ci. Cependant, notre plus grande fourchette d'amplitude de valeur suggère que ces translations doivent être prises en considérations dans les mouvements de l'ATM.

Un modèle CAO, d'une prothèse de type cône-cupule, implanté dans chacune des différentes postures de chaque sujet montre que la cinématique originelle du pouce est perturbée par la prothèse. Les déplacements de la tête de la prothèse entre chaque position sont plus importants que ceux de la cupule. Nous observons une pénétration de la tête de la prothèse dans la cupule ce qui correspondrait *in vivo* à une sur-contrainte au niveau des éléments prothétiques. Cette pénétration supporte le fait que la révision la plus fréquente des prothèses est le descellement de la pièce trapézienne ([16],[31]). Chakrabarti et al. [31] montrent une révision de 91% due au descellement de la cupule trapézienne. La sur-contrainte produite par le design actuel de cône-cupule pourrait en partie expliquer la faible durée de vie de celles-ci. Ainsi le design des prothèses devrait être revu en respectant les nouvelles informations qui ont émergées dans cette étude.

Les limites de cette étude sont dues : premièrement au faible nombre de sujets étudiés, deuxièmement à l'utilisation de cadavres congelés. La première empêche la généralisation des résultats selon le stade d'arthrose, le genre ou l'âge. La seconde peut causer la modification de la cinématique originelle de l'articulation due aux changements de plasticité des tissus. Cette étude devrait être complétée pour un nombre de sujets plus important afin de confirmer les résultats.

En conclusion, la pathologie de l'ATM a une influence importante dans le mouvement de l'articulation. Les translations précédemment considérées comme négligeables doivent être prises en compte. Une meilleure compréhension de la cinématique de l'ATM pourrait permettre le développement de prothèses avec un design plus approprié au mouvement de l'articulation.

Résumé du chapitre III

Les résultats de cette étude cinématique ont permis de définir les amplitudes de mouvement de la rotation axiale et de la translation du M1. Elle a permis d'établir les résultats suivants :

- les amplitudes de mouvement de la rotation axiale sont comprises entre $0,2^\circ$ et $25,2^\circ$
- des différences d'amplitude sont observées entre sujet sains et sujets arthrosiques
- les translations du M1 sont importantes. Ceci suggère qu'il faudrait les prendre en compte dans le mouvement
- la tête de la prothèse pénètre dans la cupule pour tous les mouvements, ce qui entraîne une sur-contrainte

Cette étude par l'utilisation d'imagerie radiologique, reste exploratoire :

- le nombre de cas étudié n'est pas suffisant
- la cinématique originelle peut être modifiée par le changement de plasticité des échantillons cadavériques

Dans le présent travail, les observations ont porté sur la cinématique de l'articulation d'origine et sur la cinématique de l'articulation prothésée. Une augmentation du nombre de cas considéré permettrait d'identifier avec une meilleure précision les différences d'amplitude de mouvement entre les stades d'athrose.

V Une alternative des prothèses actuelles : étude tribologique

V.1 Etat de l'art

Constamment sollicitée, l'ATM est sujette à l'arthrose. Elle se distingue sous deux formes : primaire et secondaire [74]. La forme primaire est relative au vieillissement et apparaît le plus fréquemment chez les personnes âgées. La seconde forme est relative aux dégénération post-traumatiques du cartilage articulaire ou de l'os sous-chondral et apparaît spécifiquement chez les patients jeunes. Le caractère dégénératif de cette pathologie a favorisé l'apparition de nombreux traitements, dont la prise en charge chirurgicale avec la pose de prothèse trapézométacarpienne (PTM).

Un consensus actuel existe sur la nécessité de conserver la longueur de la colonne du pouce ce que seules les prothèses totales permettent. Ces prothèses sont de type cône/cupule, similaires à des prothèses de hanche, et composées de trois parties : une tige positionnée dans le M1, une cupule positionnée dans le trapèze et un col associé à la tige. La tête sphérique du col vient en contact dans la cupule.

Avec les PTM, les patients ont une convalescence plus rapide, un meilleur soulagement de la douleur et une meilleure force de pince ([75],[76]) comparé à une arthroplastie d'interposition tendineuse ([19]) ou une trapézectomie ([31],[33],[75]). Seulement peu de ces prothèses respectent la cinématique de l'articulation comme vu dans le chapitre précédent.

Le taux d'échec moyen des PTM est de 19% ([31],[32]), à moins de dix ans. Les révisions les plus fréquentes sont dues à la détérioration du trapèze, au descellement de la cupule [21] ou de la tige ([34],[77]) et à la luxation de la tête de la tige en dehors de la cupule ([34],[16]). La durée de vie limitée des PTM pour des patients jeunes et actifs conduit à la recherche de solutions alternatives.

Certains auteurs présentent l'hémi-arthroplastie (HA) comme une alternative préservant mieux le stock osseux pour d'éventuelles révisions [74]. Et donc être plus largement proposée à de jeunes sujets ([76],[78]).

Exclusivement utilisée pour les articulations porteuses ([76],[79],[80]) (hanche et genou) à son lancement, l'HA a désormais gagné la confiance des chirurgies et des patients pour l'épaule. Pourtant boudée à ses débuts [81], les résultats actuels sont bons avec des chiffres en constante augmentation ([82],[83],[84]) : traduisant bien la capacité de ce dispositif à répondre à d'autre type de structure telle que la gléno-humérale. Elle a donc

logiquement retenu notre attention.

Le développement d'une héli-prothèse (HP) soulève des difficultés car plusieurs facteurs doivent être pris en compte : la cinématique qui joue un rôle dans le design de la prothèse (vu précédemment), les conditions de chargement et d'usure qui influencent le choix du matériau.

Pour analyser la durée de vie d'une prothèse et son usure, il est indispensable de considérer les forces impliquées quand l'articulation est en mouvement. Pendant celui-ci, le chargement est principalement dû aux activités musculaires et ligamentaires. Le chargement en dynamique de l'ATM, c'est-à-dire les forces de contact mise en jeu dans l'articulation sous conditions physiologiques, n'est pas connu. Il n'existe donc pas à ce titre de tests spécifiques ou normatifs de caractérisation de l'usure du cartilage pour une héli-prothèse de l'ATM.

La céramique est parmi les biomatériaux les plus utilisés en orthopédie et semble être un biomatériau de choix pour notre étude. Ce matériau est déjà utilisé pour les implants dentaires avec des conditions d'utilisation sévères [85]. Il est également utilisé dans des petites articulations comme celles des inter-phalangiennes avec de petits chargements [86]. Patel et Spector [87] ont montré que l'usure à l'interface céramique/cartilage est 30% moins importante que l'usure à l'interface chrome-cobalt/cartilage. Dans une étude plus récente, Müller et al. [88] ont réalisé des tests d'usure grâce à un simulateur de hanche, entre une céramique et un métal en frottement contre un condyle de cadavre humain ou entre une céramique et un cartilage de porc. Ils ont montré que la céramique fournissait un plus bas coefficient de frottement comparé à celui du métal. Cette étude semble montrer que la céramique est le meilleur matériau dans la conception d'une HP. Cependant, Jung et al. [89] ayant réalisé des tests d'usure *in vivo*, sur une articulation de lapin, ont montré que les dommages sur le cartilage sont plus importants avec la céramique. Et cela même si le coefficient de frottement du chrome-cobalt est plus important que celui de la céramique. Néanmoins dans cette étude, les auteurs notent que les chargements appliqués sont plus importants que ceux de l'articulation inter-phalangienne.

La céramique montre donc différents résultats concernant les tests d'usure pour la hanche ou l'articulation inter-phalangienne. Il présente donc un grand intérêt de réaliser des tests tribologiques pour l'ATM.

La détermination d'un biomatériau dans la substitution du cartilage requière une connaissance détaillée des propriétés de frottement et d'usure sous des conditions physiologiques. Il est ainsi nécessaire de développer une méthodologie pour les tests d'usure de l'ATM afin de définir si la céramique peut être un biomatériau de choix. Le but de cette étude est d'analyser le couple de frottement céramique/cartilage, avec des chargements pertinents avec ceux de l'ATM, dans le cadre du développement d'une HP.

V.2 Matériel et méthode

Pour la réalisation des tests, nous avons utilisé une articulation phalangienne de porc provenant d'un abattoir local et une céramique Biozyl[®], composé alumine/zircone, de rugosité égale à $0,009\mu\text{m}$. Un morceau d'os de 15mm^2 est recueilli pour les tests.

Il est communément admis que pour un chargement de 10N au niveau de la pince du pouce le chargement statique induit au niveau de l'ATM est de 120N [90]. On peut donc faire l'hypothèse qu'en dynamique les chargements sont largement inférieurs à cette valeur.

Dans notre étude, le mode quasi-statique est associé au mouvement naturel du pouce sans contrainte : flexion, extension, abduction et adduction. Les chargements associés à ce mode ont été choisis arbitrairement en se basant sur les efforts évalués dans l'articulation interphalangienne, qui sont de l'ordre de 1 à 25N [91]. Ainsi pour ce mode, nous avons choisi des chargements de l'ordre de 15N et 30N. Pour ce même mode, nous avons choisi un déplacement linéaire de 3mm qui correspond à la plus haute valeur de translation de l'articulation [29] et une fréquence de 0.2Hz.

Le mode vibratoire peut être associé à une main tenant un marteau piqueur. Le chargement associé est estimé à partir des chargements en statique [90]. Dans cette configuration la translation du pouce est petite. Un déplacement de 1mm semble donc être une valeur adéquate, étant la plus petite valeur moyenne des translations du pouce [29]. En se basant sur les données de Oungoulian et al. [92], une fréquence de 1Hz semble être appropriée pour le mode vibratoire.

Pour les deux types de test, un nombre de cycle égal à 2000 est choisi. Dans leur étude Oungoulian et al. [92] réalisent des essais d'usure sur environ 3000 cycles et une vitesse de 1mm/s, pour un chargement de 2.2N. Leur chargement étant plus faible que les notre, nous avons décidé de réduire à 2000 le nombre de cycle.

En résumé, les tests d'usure sont caractérisés par : des fréquences (0.2HZ et 1Hz), des chargements (15N, 30N et 100N), des déplacements (1mm et 3mm) et des cycles (2000). Les tests sont divisés en trois parties récapitulées dans le tableau V.1 :

- la première correspond à un mode quasi-statique du pouce sous un chargement de 15N
- la seconde correspondent à un mode quasi-statique du pouce sous un chargement de 30N
- la troisième correspond à un mode vibratoire.

Pour chaque test, cinq échantillons d'os ont été testés. Tous les tests sont réalisés avec du sérum bovin Gibco[®] afin de garder le cartilage hydraté et de maintenir la lubrification à l'interface cartilage/céramique. De plus pendant ces tests, des paramètres de contrôles sont enregistrés, tels que la force normale et la force tangentielle.

Pour réaliser ces essais nous avons développé un dispositif permettant des mouvements linéaires (V.1). Le plateau où est fixée la céramique est relié à une machine de traction Instron (Electro puls E3000K6921) qui permet les déplacements linéaires. Un système

calibré est utilisé pour enregistrer le chargement normal. Un schéma et le montage de cette expérience sont visibles sur la figure V.1.

Suite aux tests, les échantillons de cartilage sont congelés à -25°C afin de les conserver pour la caractérisation d'usure. Après décongélation des échantillons, la topographie de surface des échantillons a été analysée par un microscope confocal à lumière blanche. Le microscope confocal utilise le principe d'aberration chromatique. La lumière se diffracte sur les défauts générés et est ensuite décomposée en différentes longueurs d'onde. Des échantillons sains et usés ont été comparés. Les céramiques sont testées par microscope électronique à balayage pour analyser la topographie de surface. Aucun effet délétère est observé sur la céramique.

	Mode quasi-statique			Mode vibratoire
Fréquence	0.2 Hz	0.2 Hz	0.2 Hz	1 Hz
Déplacement	3 mm	3 mm	3 mm	1 mm
Chargement	15N	15N	30N	100N
Nombre de cycle	400	2000	2000	2000

TABLE V.1: Paramètres des tests en mode quasi-statique et vibratoire.

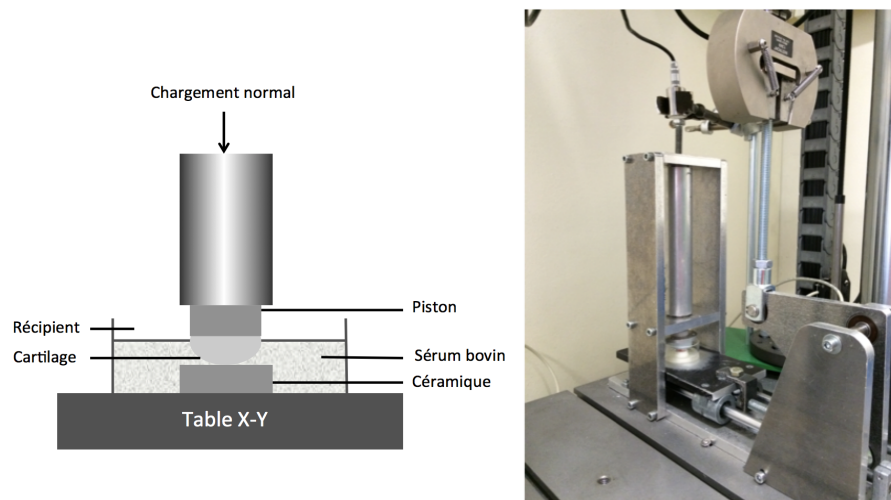


FIGURE V.1: Schéma expérimental à gauche et assemblage des tests d'usure à droite

V.3 Résultats

Après les essais de frottement nous pouvons constater que le coefficient de frottement, défini par le ratio entre la force tangentielle et la force normale, augmente avec la durée des tests. Le coefficient maximal est de 0.21, 0.62 et 0.86 pour le mode vibratoire et les modes quasi-statiques de 30N et 15N, respectivement (fig V.2). Nous observons que le coefficient de frottement augmente et devient stable à environ 200 cycles, pour toutes les expériences. De plus, les coefficients de frottement diminuent avec l'augmentation du chargement. Ce phénomène s'explique par le fait que la force de frottement reste stable alors que le chargement augmente. Le ratio entre la force tangentielle et la force normale est de 5 pour le mode vibratoire, 1.6 pour le mode quasi-statique 30N et 1.4 pour le mode quasi-statique 15N.

Une approche d'analyse multi-échelle consistant à décomposer sur différentes échelles la surface topographique, appelée décomposition par ondelette, a été adoptée dans cette étude ([93],[94],[95],[96],[97],[98]). Les différentes échelles de décomposition peuvent être représentées par un cube, comme empilement d'images traitées en une échelle hiérarchique ([97],[98]). La figure V.3 montre la construction du cube des échelles de décomposition, d'une échelle micro à une échelle macro.

Cette approche permet d'une part d'analyser l'évolution de l'usure pour une large amplitude de longueur d'onde et d'autre part de rendre possible la comparaison des stades d'usure ([96]-[98]). Les cubes sont générés pour 32 échelles, l'axe des x et l'axe des y sont les dimensions de l'espace et l'axe des z représente la dimension de l'échelle. Ainsi chaque plan horizontal du cube représente la topographie de l'échelle pour une longueur d'onde donnée a_i pour i allant de 1 à 32.

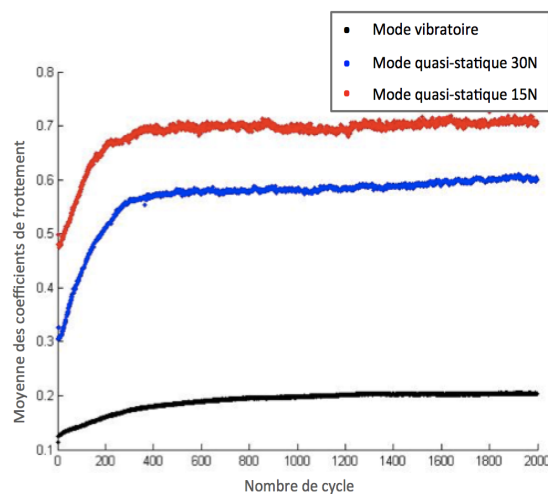


FIGURE V.2: Coefficient de frottement pour le mode quasi-statique 15N en rouge, 30N en bleu et en noir pour le mode vibratoire

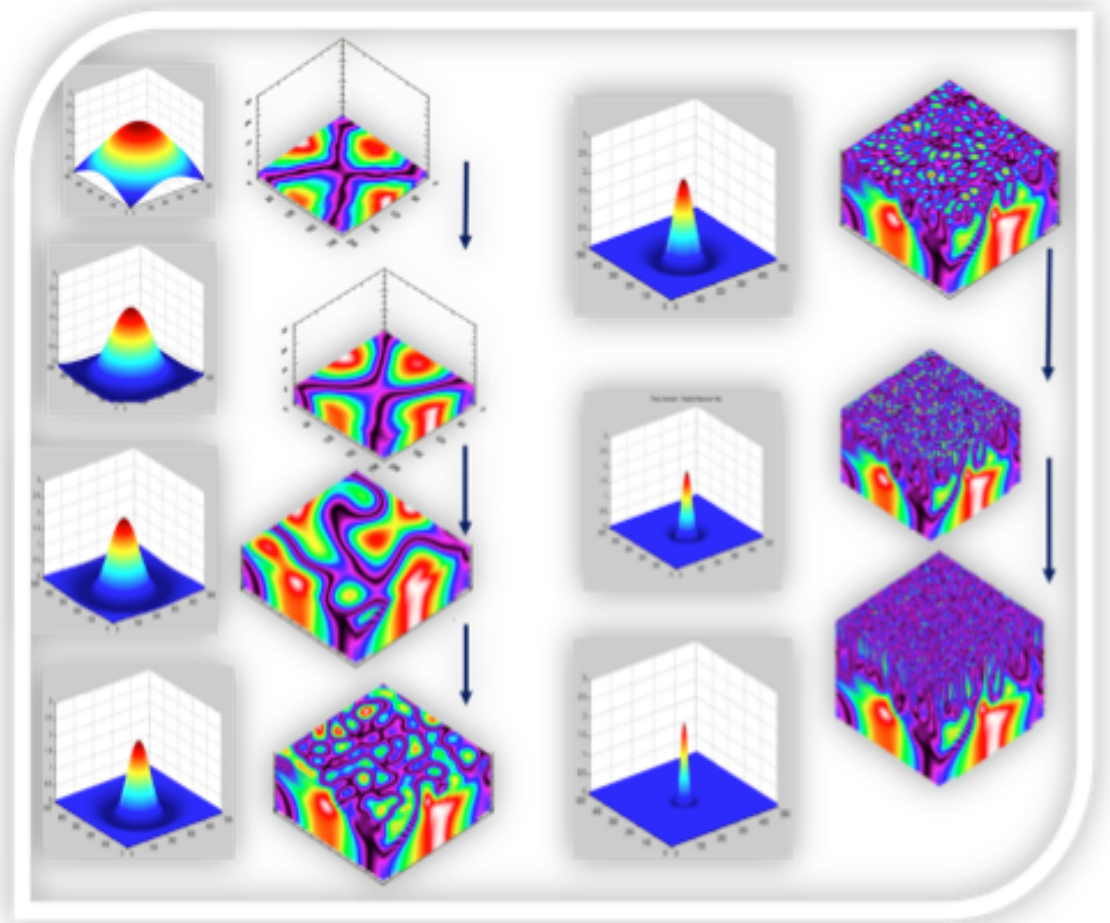


FIGURE V.3: Construction hiérarchique du cube selon les différentes échelles

Grâce à l'analyse multi-échelle, nous observons que les profils des grandes ondelettes sont homogènes, aussi bien pour le cartilage sain que pour les cartilages usés à des chargements de 30N et 100N. Cette homogénéité décroît en fonction de la longueur d'onde (fig V.4). Cette tendance est également observée sur le spectre de rugosité (fig V.5). Pour les grandes longueurs d'onde, caractérisant l'ondulation, les valeurs d'amplitude sont du même ordre pour les trois cas. Cependant pour les petites longueurs d'onde, caractérisant la rugosité, nous observons que l'amplitude de rugosité du cartilage sain est plus élevée que pour les cartilages usés (fig V.5). De plus, pour les échantillons sains l'amplitude de rugosité augmente jusqu'à une longueur d'onde de $0,1 \cdot 10^{-4}$ mm et décroît par la suite. Alors que pour les cartilages usés, une autre évolution des valeurs d'amplitude est observée. Les amplitudes de rugosité décroissent continuellement.

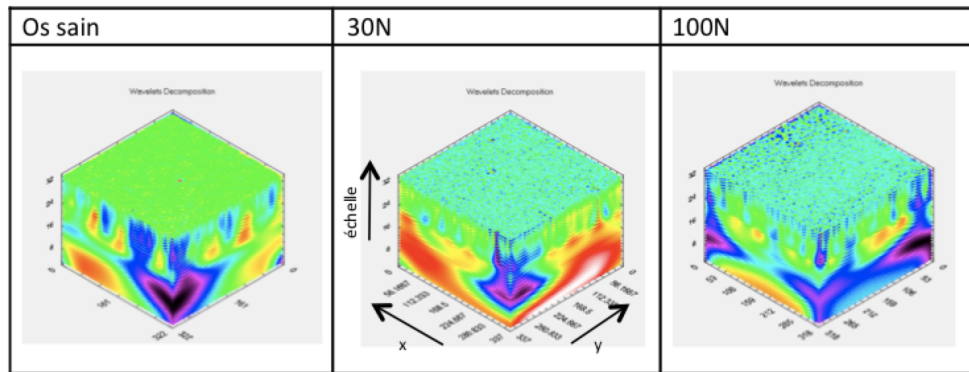


FIGURE V.4: Décomposition par ondelette de l'os sain et de l'os usé pour des chargements de 30N et 100N.

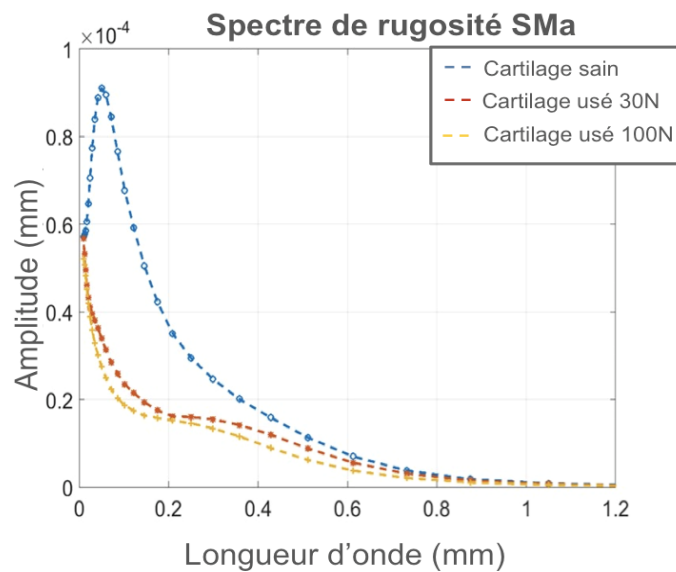


FIGURE V.5: Spectre de rugosité des échantillons sains, en mode quasi-statique à 30N et en mode vibratoire.

Concernant les modes quasi-statiques à 15N, les tests de 400 cycles sont réalisés afin de confirmer que la phase stable du coefficient de frottement était autour de 200 cycles (fig V.6). Dans ces essais à 15N, nous trouvons des résultats différents concernant le spectre de rugosité, comparés aux résultats trouvés pour les chargements de 30N et 100N. Les valeurs d'amplitude du spectre de rugosité des cartilages sains et usés augmentent jusqu'à la valeur $0,1 \cdot 10^{-4}$ mm de longueur d'onde et ensuite décroissent continuellement. Les valeurs d'amplitude des échantillons sains sont inférieures aux valeurs des échantillons usés jusqu'à une valeur de longueur d'onde de $0,2 \cdot 10^{-4}$ mm pour 2000 cycles et $0,3 \cdot 10^{-4}$ mm pour 400 cycles (fig V.7).

Les résultats des ondulations quand à eux semblent similaires aux chargements de 30N et 100N. Les ondulations des échantillons sains et usés sont homogènes (fig V.8). Nous observons également qu'après 2000 cycles, la surface des échantillons usés est homogène et qu'apparaît d'important débris de surface (fig V.8).

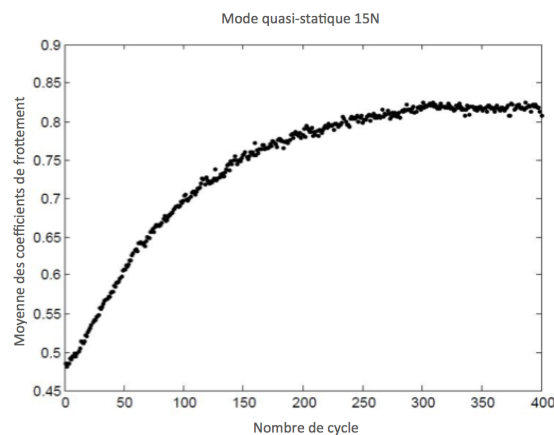


FIGURE V.6: Coefficient de frottement pour le mode quasi-statique 15N après 400 cycles

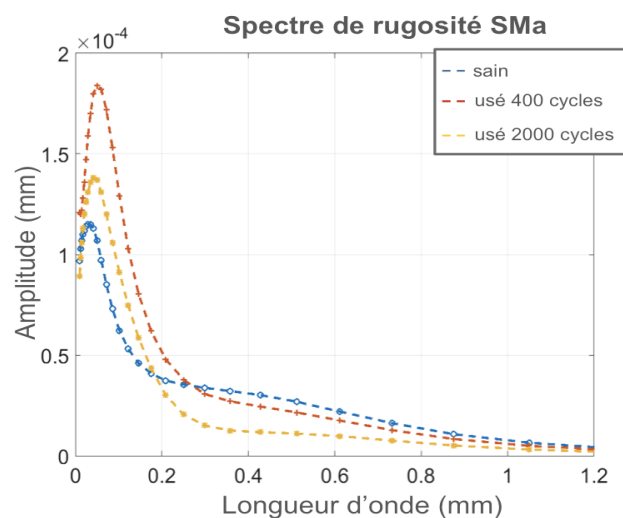


FIGURE V.7: Spectre de rugosité des échantillons sains comparés aux échantillons usés avec un chargement de 15N

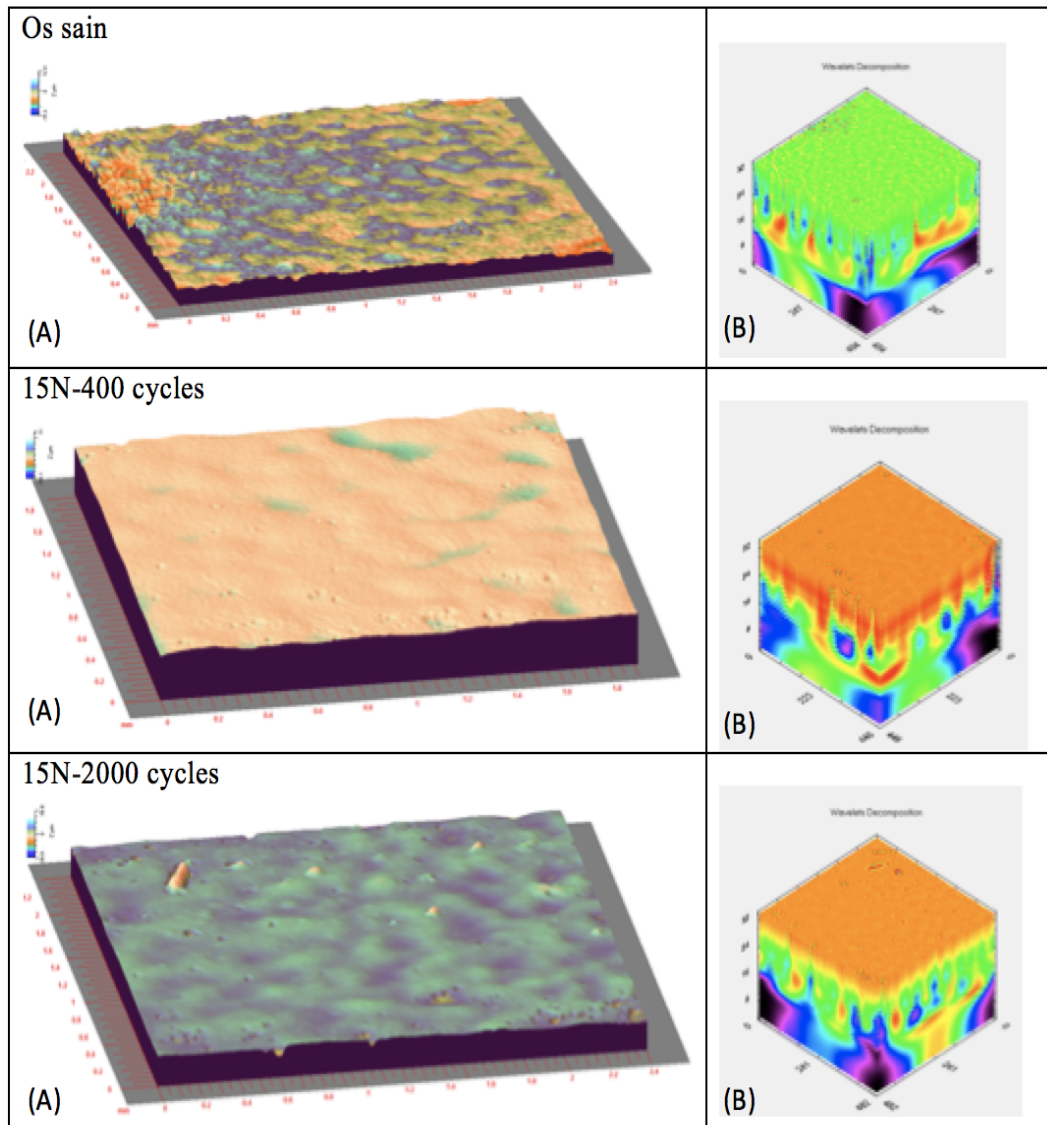


FIGURE V.8: Images topographiques (A) et décomposition par ondelette (B) des échantillons sains et usés avec un chargement de 15N

Afin de pouvoir caractériser plus précisément l'état de déformation du cartilage, une analyse de déformation d'échelle par motif 2D ainsi qu'une analyse fractale, sont utilisées. L'analyse multi-échelle permet d'extraire un groupe de longueurs d'onde sensibles aux transformations tribologiques de la surface du cartilage. Le paramètre permettant d'identifier l'état de déformation ainsi que l'usure est défini par les motifs de surface 2D (fig V.9). Ces motifs sont définis par le ratio de l'amplitude de la forme par rapport à sa largeur :

$$\epsilon_{def} = \frac{\rho}{\lambda}$$

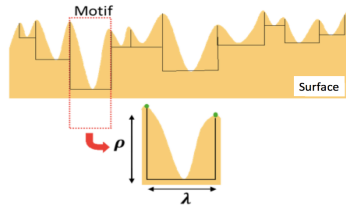


FIGURE V.9: Diagramme schématisé d'un motif en 2D

D'après les spectres de rugosité (fig V.5 et fig V.7), la différence maximale d'amplitude de rugosité du cartilage est observée pour des valeurs de longueur d'onde comprises entre 0 et $100\mu\text{m}$. Nous avons choisi ses longueurs d'onde pour étudier l'état de déformation en x et en y , comme fonction de la force normale appliquée et comme fonction du nombre de cycle (fig V.10).

L'extraction des longueurs d'onde entre 0 et $100\mu\text{m}$ révèle l'apparition d'un faciès d'usure connu en tribologie sous le nom de "pitting". Ce faciès d'usure spécifique, formant des petits trous (fig V.11), est présent sur toutes les surfaces des cartilages. Pour des chargements de 30N, le faciès d'usure est mixte. Des rayures s'ajoutent au phénomène de "pitting". Pour des chargements de 100N, les rayures horizontales sont aplaties et les trous sont moins profonds que pour un chargement de 30N.

Pour un chargement normal de 15N après 400 et 2000 cycles, seul le phénomène de "pitting" localisé est observé. Après 2000 cycles, le cartilage est aplati et les trous sont moins profonds qu'après 400 cycles.

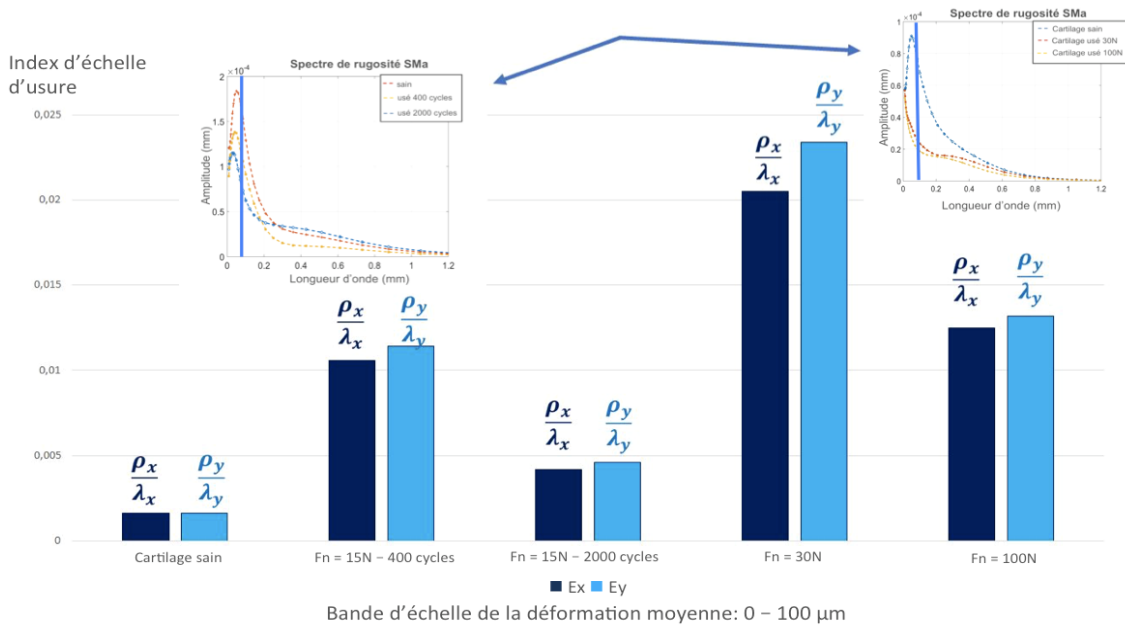


FIGURE V.10: Etat de déformation (E_x et E_y) du cartilage pour des longueurs d'onde de 0 à $100\mu\text{m}$

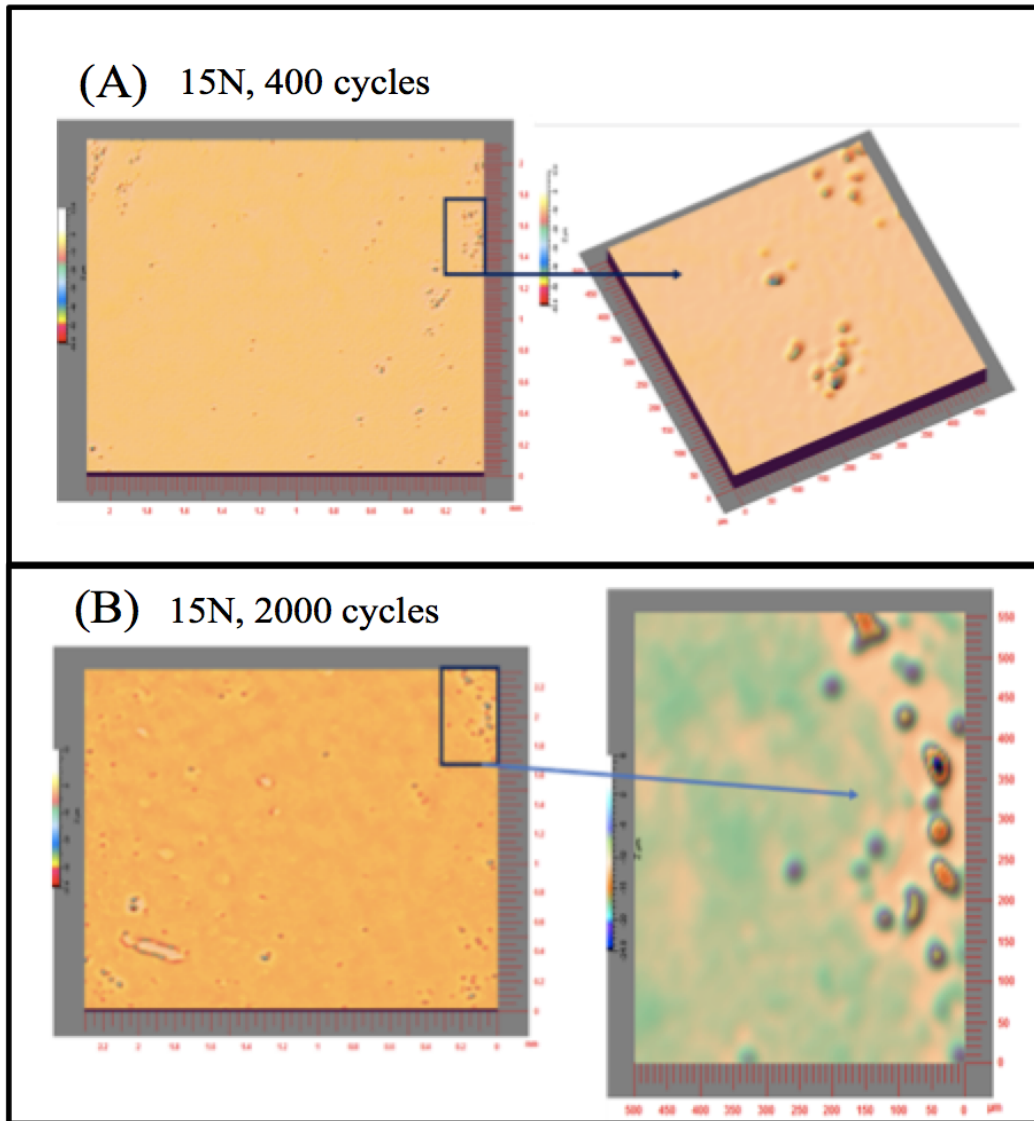


FIGURE V.11: Apparition de petits trous localisés sur le cartilage utilisé pour un chargement de 15N, (A) après 400 cycles, (B) après 2000 cycles

L'analyse fractale permet d'observer les changements structurels de la morphologie du cartilage, en se basant sur les irrégularités de la rugosité de surface ([99],[100],[101],[102],[103],[104],[105],[106],[107]). Le cartilage sain a la dimension fractale la plus élevée pour les cinq différentes échelles. La dimension fractale des cartilages usés reste moins élevée que celle du cartilage sain et dépend des conditions de frottement. La figure V.12 montre les effets des conditions de frottement, sur la transformation de la morphologie de surface, en fonction de la force normale et en fonction du nombre de cycle.

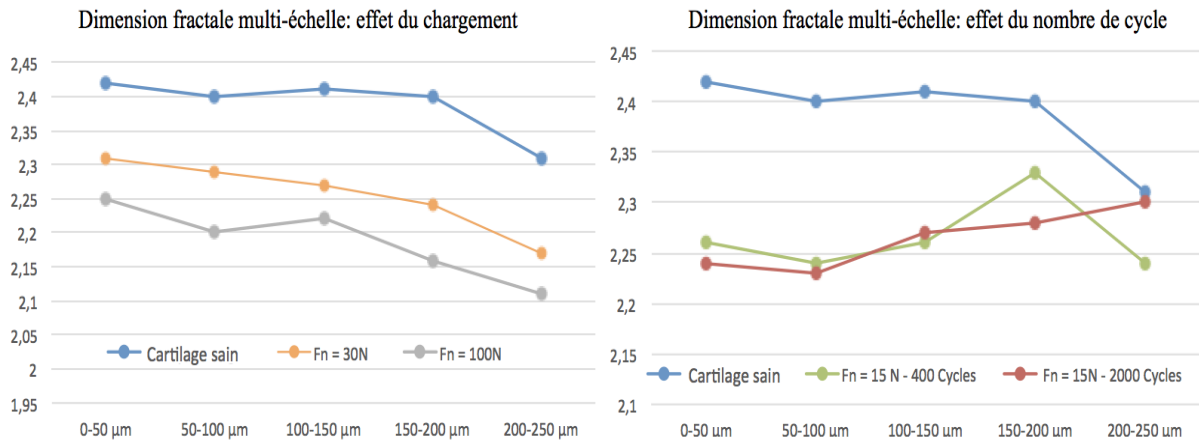


FIGURE V.12: Dimensions fractales sur cinq échelles de longueurs d'onde. (A) Effet de la force normale. (B) Effet du nombre de cycle

V.4 Conclusion et discussion

Les tests de frottement pour des conditions appliquées dans l'ATM en mouvement sont difficiles à mettre en place. En effet, aucune donnée n'est disponible dans la littérature à propos des efforts subis en dynamique dans cette articulation. Ainsi aucune norme n'est mise en place, à laquelle il aurait été possible de se référer. Dans notre étude nous sommes basés sur les chargements connus en statique et les efforts appliqués en dynamique dans l'articulation interphalangienne afin d'estimer les efforts appliqués dans l'ATM.

Le cartilage articulaire est essentiel pour permettre un faible frottement et une faible usure à l'interface de contact. Il est un composant bi-phasique qui est composé d'une phase solide et d'une phase liquide [108]. Pendant les chargements compressifs, le mécanisme de lubrification du cartilage change. Lors des phases de compression, une exudation du fluide se produit [108] et le liquide dans le cartilage est coincé dans la zone de contact [109]. Ainsi une large portion du chargement est supportée par le fluide interstitiel plutôt que par la partie solide des tissus [110]. Cette situation cause par conséquence la réduction de la force de contact sur la phase solide [109].

Le fluide interstitiel est un facteur important jouant un rôle dans la tribologie des articulations. Il aide le glissement ([111],[112],[113],[114]) en réduisant le contact solide-solide, ce qui réduit le coefficient de frottement ([115],[116]). Sous nos conditions expérimentales, le coefficient de frottement moins élevé pour le mode vibratoire pourrait donc s'expliquer par la reconstitution du liquide interstitiel à l'interface de contact. Cependant, il serait plutôt causé par l'endommagement observé sur le cartilage.

Dans notre étude, pour chaque condition d'usure, le coefficient de frottement augmente et se stabilise entre 200 et 400 cycles pour ne plus fluctuer par la suite. Le manque de variation peut être expliqué par le fait que, même si le cartilage est submergé par le sérum bovin, nous sommes en présence d'un régime mixte et non d'un régime de lubrification,

dû aux changements de structure du cartilage. Le fluide interstitiel créé par le cartilage ne joue plus son rôle de lubrifiant. Notre étude est en accord avec Murakami [117] qui utilise un modèle d'élément fini et un modèle expérimental pour examiner la réponse du cartilage à la compression. L'étude montre que le pourcentage du liquide interstitiel est beaucoup moins important pour des chargements continus que pour des chargements discontinus [117].

L'analyse multi-échelle, pouvant décrire la topographie de surface à différentes échelles, semble être pertinente pour l'analyse de surface complexe comme le cartilage ([118],[119]). Dans cette étude, l'analyse multi-échelle décomposant la surface topographique en différentes échelles de rugosité, est retenue.

Dans cette étude, pour les chargements de 30N et 100N, nous observons que l'amplitude des ondelettes des cartilages usés décroît continûment. Pour la même longueur d'onde, l'amplitude des ondelettes des échantillons sains est plus importantes que celles des échantillons usés jusqu'à une longueur d'onde de $0,8 \cdot 10^{-4}$ mm. De plus, pour les hautes valeurs d'ondelette les profils de rugosité des échantillons sains et usés sont similaires. La surface du cartilage est aplatie et compactée par les essais d'usure et les aspérités sont écrasées.

Dans une analyse plus poussée, pour des chargements de 30N, nous observons un faciès d'usure mixte avec des rayures ainsi qu'un phénomène de "pitting". Des rayures horizontales ainsi que des trous profonds parcourent la surface du cartilage. Pour des chargements de 100N, les rayures horizontales sont aplaties et les trous sont moins profonds que pour un chargement de 30N. Ce faciès d'usure correspond à un stage d'arthrose progressif [120]. Cette dégradation importante du cartilage est confirmée par l'analyse fractale. Pour des chargements de 30N et 100N, la surface du cartilage est transformée et un nouveau profil de surface apparaît.

Pour les chargements de 15N, les topographies de surface des échantillons usés sont plus homogènes que les échantillons sains. Les amplitudes de rugosité des échantillons sains sont plus faibles que celles des échantillons usés, jusqu'à une longueur d'onde de $0,25 \cdot 10^{-4}$ mm. Dans ce cas, nous observons un phénomène transitoire. La rugosité des échantillons usés après 400 et 2000 cycles, est plus importante que celle des échantillons sains. Ce phénomène transitoire est atténué après des essais de 2000 cycles ce qui serait caractéristique de l'enlèvement de matière et de la redistribution de matière dans le cartilage au cours des cycles. Ce phénomène transitoire n'apparaît pas pour les chargements plus importants de 30N et 100N.

Dans une analyse plus fine, pour des chargements de 15N, un phénomène de "pitting" localisé est observé. Après 400 cycles, de petits trous apparaissent à la surface du cartilage. Après 2000 cycles, le cartilage est aplati et les trous sont moins profonds qu'après 400 cycles. Ce faciès d'usure correspond à un stade précoce d'arthrose ([120],[121]). Cette dégradation prématurée est confirmée par l'analyse fractale. Une variation du profil de surface commence à se distinguer avec des trous à la surface devenant de plus en plus proéminents après 400 cycles, pour des longueurs d'onde entre $150\mu\text{m}$ et $200\mu\text{m}$.

En conclusion, cette étude a permis de caractériser la réponse d'usure du cartilage avec différentes intensités de chargement et différents cycles. Nous pouvons constater que même avec des chargements et un nombre de cycle faible, le cartilage est endommagé

avec une variation du profil de surface. Ainsi, la céramique ne paraît pas être un matériau de choix pour une hémiarthroplastie de l'ATM. Néanmoins des précautions doivent être prises en compte sur les chargements appliqués car aucun chargement en dynamique n'est connu pour l'ATM. De plus, un design de céramique conforme à l'ATM devrait être utilisé pour répartir les chargements sur une plus large surface du cartilage, ce qui par conséquent réduirait la pression de contact locale. Ceci induirait des résultats plus favorables concernant l'usure et réduirait l'endommagement du cartilage. Par ailleurs, il est important de comprendre le comportement de l'articulation avec différentes durées de décharge pour recréer le comportement réel du cartilage.

Nous remercions la société HTI technologies de nous avoir fourni les échantillons de céramique.

Résumé du chapitre IV

Pour réaliser des essais tribologiques d'une HP pour l'ATM, au moins deux difficultés doivent être surmontées :

- les chargements physiologiques de l'articulation en mouvement ne sont pas connus
- aucune norme n'existe pour ce type de test

A partir de l'étude bibliographique, nous avons mis au point un protocole expérimental permettant de réaliser des tests sous sollicitations quasi-statiques et vibratoires.

Cette étude exploratrice a permis de caractériser l'usure du cartilage en regard d'une céramique, pour des chargements associés à ceux subis par l'ATM. Elle a permis d'établir les résultats suivants :

- pour tous les chargements, les coefficients de frottement augmentent puis se stabilisent aux alentours de 200 cycles.
- pour le mode vibratoire, la baisse du coefficient de frottement ne serait pas dû à la reconstitution du liquide interstitiel mais plutôt au phénomène de dégradation du cartilage
- pour des charges de 30N et 100N, les surfaces des échantillons usés sont aplaties et compactées. Les surfaces du cartilage sont transformées et un nouveau profil de surface apparaît.
- pour des chargements de 30N et 100N, le faciès d'usure est mixte et laisse apparaître des rayures et un phénomène de "pitting". Ce faciès d'usure correspond à un stade d'arthrose avancé avec une forte dégradation du cartilage
- pour une charge de 15N, l'usure du cartilage est caractérisée par un phénomène transitoire. Ce phénomène serait caractéristique de l'enlèvement de matière et de la redistribution de matière au sein du cartilage.
- pour des chargements de 15N, une variation du profil de surface du cartilage se distingue et de petits trous apparaissent à la surface du cartilage de façon localisée. Ce faciès d'usure correspond à un stage d'arthrose précoce.

Cette étude a permis la caractérisation de l'usure du cartilage sous différentes intensités de chargement et différents nombres de cycle. La céramique ne semble pas être un matériau de choix dans la conception du HA de l'ATM. Cependant ces résultats doivent être pris avec précaution. L'analyse avec un design de céramique conforme à l'ATM pourrait augmenter la surface de contact et ainsi réduire la pression de contact locale. En addition, il est important de réaliser des tests tribologiques pour différentes durées de décharge pour recréer le comportement réel du cartilage.

VI Conclusion et perspectives

L'insatisfaction de certains chirurgiens devant les prothèses trapézométacarpiennes actuelles est le point de départ de notre étude sur l'articulation. Cette thèse a eu pour objectif de comprendre les causes responsables de la faible espérance de vie de ces dispositifs. En effet, même si avec cette option les patients obtiennent une meilleure force de pince et un meilleur soulagement à la douleur, le taux d'échec moyen est de 19% à moins de 10 ans. Nous nous sommes donc penchés sur les facteurs qui doivent être pris en compte lors du développement des PTM : l'anatomie et la cinématique de l'articulation qui jouent un rôle dans le design.

Concernant le premier facteur, les auteurs ne s'accordent pas. Aucun consensus n'existe sur les descriptions ligamentaires. Plusieurs études ont pourtant été réalisées à partir de dissection, afin de décrire le nombre et l'insertion des ligaments situés dans cette articulation. Mais, ces études présentent des limites liées au caractère d'opérateur dépendant des dissections. Ainsi les correspondances dans les descriptions sont trop différentes. Concernant le second facteur, plusieurs études ont été réalisées pour préciser les amplitudes articulaires et les axes de rotation. Cependant comme pour l'anatomie, les résultats n'apportent aucun consensus sur ces caractéristiques notamment en ce qui concerne la rotation automatique du pouce, soit la rotation du M1 autour de son axe longitudinal.

Ces constats ont induit deux travaux : le premier afin d'apporter une description plus réaliste de l'anatomie ligamentaire et compléter celles existantes ; le second pour apporter des précisions sur la cinématique de l'articulation et pouvoir étudier les mouvements de l'articulation prothésée. Ces études ont nécessité le développement de méthodologies expérimentales et celui du modèle numérique d'une prothèse "cône-cupule" au sein de l'articulation.

En anatomie, nous avons proposé un protocole d'analyse histologique permettant l'analyse microscopique des tissus ligamentaires. Une phase importante de mise en place méthodologique a été nécessaire. Les procédés histologiques usuellement utilisés ne pouvaient pas l'être dans le cadre de l'étude des ligaments de l'ATM. En effet, ils ne permettaient pas d'étudier des échantillons cadavériques de grandes tailles. Nous avons donc été confrontés à la difficulté d'obtenir des échantillons frais et à la durée des protocoles histologiques. Cette méthodologie a finalement permis de caractériser les insertions des structures ligamentaires ainsi que leurs organisations et leurs orientations, à l'échelle microscopique.

Nous avons identifié six ligaments autour de la base du premier métacarpien, deux palmaires, trois dorsaux et un ulnaire. Le ligament oblique antérieur (AOL) est organisé en deux faisceaux de fibres de collagène avec une insertion fibrocartilagineuse commune. Le ligament collatéral ulnaire (UCL) est constitué quant à lui d'un faisceau de fibres de collagène. Le ligament inter-métacarpien (IML) est également constitué de deux faisceaux de fibres de collagène avec une insertion commune, qui lui donnent la forme d'un Y. Sur le côté dorsal, la présence de trois ligaments a été établie. Le ligament dorso-radial (DRL), le ligament oblique du pouce (POL) et le ligament dorso-central (DCL), recouvrent l'ensemble de la surface dorsale de la base du premier métacarpien.

Nous avons ainsi pu apporter des précisions supplémentaires aux descriptions déjà existantes. Nos résultats préliminaires montrent que trois ligaments sont présents sur la face dorsale de l'articulation et non deux comme l'ont décrit certains auteurs. Le ligament ligament oblique antérieur superficiel (SAOL) semblerait exister, mais non comme un ligament indépendant, plutôt comme l'un des faisceaux du ligament oblique antérieur (AOL). Le ligament inter-métacarpien (IML) corroborerait l'acceptation d'un faisceau ligamentaire en forme de Y, et non comme deux faisceaux indépendants.

Ces résultats prouvent, qu'avec un protocole adéquat, il est possible d'étudier à l'échelle microscopique, des échantillons de grandes tailles tout en conservant les propriétés des tissus. Il serait donc important de pouvoir les confirmer sur un nombre plus important d'échantillons. De plus, la méthodologie mise en place permettrait d'analyser les structures ligamentaires situées sur le trapèze. Ceci permettrait de connaître les insertions distales et proximales des ligaments et de pouvoir définir leurs insertions complètes et de confirmer leurs orientations.

En cinématique, nous avons développé un protocole expérimental sur sujets cadavériques pour apporter des précisions sur les amplitudes des mouvements. Au lieu d'utiliser des marqueurs externes pour les calculer, nous avons choisi l'imagerie radiologique. Cette méthode permet de s'affranchir de l'interférence des tissus mous lors des mouvements. La durée de notre étude a été rallongée par le manque de sujets anatomiques présentant différents stades d'arthrose. La méthodologie mise en place a permis de calculer les amplitudes de la rotation axiale et les translations du M1, pour les différents stades d'arthrose.

Dans cette étude, nous avons obtenu les amplitudes articulaires de la rotation axiale et des translations du M1, pour des sujets sains et arthrosiques. Ces amplitudes ont été déterminées par rapport à l'ensemble des mouvements habituels de l'ATM que sont la flexion/extension et l'abduction/adduction. Les mesures de la rotation axiale n'ont pas permis d'établir de corrélation avec le mouvement de flexion/extension ou celui d'abduction/adduction. Les mesures de translation ont confirmé quant à elles, l'importance des translations dans le mouvement et la nécessité de ne plus les considérer comme négligeable dans la cinématique de l'ATM.

Ces résultats apportent une précision sur les amplitudes articulaires. Les amplitudes des translations sont plus importantes que celles obtenues dans d'autres études. Il est donc nécessaire d'ajouter les translations aux études cinématiques de l'articulation. Concernant

la rotation axiale, nos résultats n'ont pas permis d'établir une prédominance du mouvement lors de la flexion/extension ou de l'abduction/adduction. Obtenir des informations sur un plus grand nombre d'échantillon permettrait d'augmenter la précision des résultats, sur sujets sains et pathologiques, et d'appuyer nos conclusions.

Les images radiologiques obtenues ont ensuite permis d'étudier l'origine des échecs des arthroplasties du pouce. Un modèle de prothèse actuelle a été créé et inséré dans l'articulation dans trois postures différentes de l'articulation : la fermeture commissurale, la pince et l'opposition. Aucune étude précédente n'avait étudié les causes mécaniques des échecs des prothèses. Toutes se focalisaient sur les conséquences physiologiques au niveau de l'articulation. Grâce au modèle numérique, nous avons constaté que la tête de la tige sortait de la cupule lors du mouvement du pouce ; provoquant ainsi une zone de sur-contrainte au niveau de la pièce prothétique. Cette sur-contrainte pourrait être l'origine du descellement de la pièce trapézienne ou métacarpienne.

Ces résultats montrent que la cinématique de l'articulation n'est pas respectée avec le design actuel des prothèses. Les prothèses trapézométacarpiennes "cône-cupule" ne permettent pas à la tête de la tige de pouvoir se translater à l'intérieur de la cupule. Ainsi une sur-contrainte s'exerce sur tout l'élément prothétique. Il serait donc intéressant d'examiner le mouvement de la prothèse sur un plus grand nombre de sujets sains et arthrosiques. Cette analyse plus complète permettrait de déterminer les amplitudes maximales qui pourraient être autorisées par les prothèses, en fonction du stade d'arthrose. Puisqu'en effet, il est difficile de récupérer ces mouvements physiologiques après une longue atteinte arthrosique. Une gamme d'implant pourrait ainsi être créée en fonction de la capacité de rééducation de la personne et non plus seulement en fonction de la taille de son anatomie.

La sur-contrainte prothétique étant directement impliquée dans la diminution de la durée de vie des prothèses, il fallut trouver une alternative à ce type de dispositif. Les hémi-arthroplasties semblent en être une car elles conserveraient la longueur de la colonne du pouce et donc les forces et les amplitudes de l'articulation. Elles possèdent un autre avantage : la conservation du stock osseux pour d'éventuelles révisions. Elles pourraient dans ce cas, être proposées à des patients jeunes.

Dans le but de proposer les hémi-arthroplasties comme une alternative aux prothèses trapézométacarpienne totales, une connaissance détaillée des propriétés de frottement et d'usure du cartilage, sous des conditions physiologiques, est requise. Pour cela, des essais tribologiques ont été nécessaires. La difficulté majeure de ces tests fut l'absence de données concernant les efforts appliqués pendant les mouvements physiologiques du pouce. De fait, aucune norme concernant les essais de frottement pour l'articulation trapézométacarpienne n'existe. Nous nous sommes basés sur les essais tribologiques ayant été réalisés pour l'articulation de la hanche, du genou ou de l'articulation inter-phalangienne, pour choisir nos conditions expérimentales. La deuxième difficulté fut de trouver la meilleure méthode de caractérisation du comportement du cartilage. Nous avons choisi une méthode permettant d'analyser l'évolution de l'usure, puis de comparer les différents stades d'arthrose. Un long travail de mise en place méthodologique a permis de réaliser des essais tribologiques entre du cartilage et de la céramique. Les conditions de

frottement ont pu être maximisées, compte tenu des connaissances actuelles et des discussions avec les praticiens.

Ces derniers essais nous ont permis d'identifier deux profils d'usure différents. Nous avons constaté que pour tous les chargements, même les plus faibles et avec un petit nombre de cycles, le cartilage était dégradé et montrait des signes d'arthrose à des stades plus au moins élevés. Pour des conditions de chargement élevé (100N et 30N), un faciès d'usure mixte est observé avec des rayures et des trous à la surface du cartilage. Ce faciès correspond à un stade d'arthrose progressif. Pour des conditions de chargement plus faible (15N), des petits trous localisés à la surface du cartilage sont apparus. Ce faciès d'usure correspond à un stade d'arthrose précoce.

Ces résultats ne présentent pas la céramique comme étant un biomatériau de choix pour la conception d'une hémi-prothèse. Cependant, il faut les lire avec beaucoup de précaution. Ce sont les premiers essais tribologiques concernant l'articulation trapézo-métacarpienne. Les conditions expérimentales nécessitent d'être approfondies. De plus, une pièce en céramique en meilleure adéquation géométrique avec la forme de l'articulation optimiserait la répartition des charges, et apporterait ainsi d'autres résultats pour ce biomatériau. Cette étude nous a permis de caractériser la réponse du cartilage avec différentes intensités de chargement et différents cycles. La méthodologie mise en place pourra être exploitée pour tester d'autres matériaux destinés aux hémi-arthroplasties. Elle permettra ainsi de comparer les performances de la céramique et des matériaux étant déjà utilisés dans des hémi-arthroplasties de l'ATM, sans que des analyses tribologiques leur aient été consacrées.

Lexique

- Abduction : Mouvement du pouce en direction antéro-latérale, quasiment perpendiculaire à la face palmaire.
- Adduction : Mouvement du pouce en direction postéro-médiale, quasiment dans le plan de la main
- Arthrose : Du latin *arthrosis* qui signifie articulation, l'arthrose est une affection qui résulte de la dégradation du cartilage qui entoure les extrémités des os.
- Circumduction : Combinaison des mouvements d'abduction/adduction et flexion/extension
- Extension : Mouvement du pouce en direction postéro-latérale. De sens opposé à la flexion.
- Flexion : mouvement du pouce en direction médiale, la pulpe du pouce tend à se rapprocher de la paume de la main.
- Histologie : Du latin *histos* : *tissu* et *logos* : *discours*, l'histologie est une discipline qui étudie les tissus biologiques.
- Opposition : Mouvement du pouce, de sorte que la pulpe du pouce vienne en contact de la pulpe des autres doigts.
- Ostéophytes : Du latin *ostéon* : *os* et *phyton* : *végétation*, l'ostéophyte est une excroissance osseuse.
- Rhizarthrose : Du latin *rhiza* : *racine* et *arthron* : *articulation*, la rhizarthrose est l'arthrose de l'articulation trapézo-métacarpienne.
- Pronation : Mouvement de l'avant-bras et de la main dans lequel le radius tourne latéralement autour de son axe longitudinal. De telle sorte que la paume de la main est vers le bas et le pouce vers l'extérieur.
- Prothèse : Du latin *pro* : *pour* et *thèse* : *appui*, une prothèse est un dispositif artificiel destiné à remplacer un organe, un membre, une articulation afin de restaurer sa fonction.
- Rotation axiale : Mouvement dans lequel le premier métacarpien tourne sur lui-même.
- Supination : Mouvement de l'avant-bras et de la main dans lequel le radius tourne latéralement autour de son axe longitudinal. De telle sorte que la paume de la main est vers le haut et le vers l'intérieur.

Annexes

Annexe 1 : Classification de Dell et classification de Eaton et Littler

Classification de Dell	
Stade I	Pincement articulaire ou sclérose sous-chondrale mais sans subluxation ni ostéophyte. Douleur à l'effort.
Stade II	Aux lésions précédentes s'ajoute un petit ostéophyte au bord ulnaire de la surface articulaire distale du trapèze et une subluxation inférieure au tiers de la surface articulaire. Cliniquement la subluxation est réductible.
Stade III	L'ostéophyte est plus gros. La subluxation est égale au tiers de la surface articulaire et la réduction est impossible. "Certains patients" ont une déformation an adduction du premier métacarpien et une hyperextension secondaire métacarpo-phalangienne.
Stade IV	Disparition totale de l'interligne articulaire. L'articulation est totalement raide. La douleur est relativement réduite.

Classification de Eaton et Littler	
Stade I	Petit élargissement de l'interligne par épanchement ou laxité.
Stade II	Léger pincement articulaire. Sclérose sous-chondrale. Les ostéophytes ou les corps étrangers ne dépassent 2 mm de diamètre.
Stade III	Pincement articulaire marqué avec subluxation et ostéophytes ou corps étrangers d'un diamètre excédant 2 mm. Pas de lésions scapho-trapézo-trapézoïdiennes.
Stade IV	Atteinte scapho-trapézo-trapézoïdienne.



Biomechanical causes of trapeziometacarpal arthroplasty failure

V. Spartacus^{a,b,d}, A. Mayoly^{a,e}, A. Gay^{a,b,e}, T. Le Corroller^{a,c}, M. Némot-Gaillard^d, S. Roffino^{a,b,f} and P. Chabrand^{a,b}

^aCNRS, ISM, Inst Movement Sci, Aix Marseille University, Marseille, France; ^bDepartment of Orthopaedics and Traumatology, APHM, Institute for Locomotion, Sainte-Marguerite Hospital, Marseille, France; ^cDepartment of Radiology, APHM, Institute for Locomotion, Sainte-Marguerite Hospital, Marseille, France; ^dOrthopaedic and Spine Development, Avignon, France; ^eDepartment of hand and reconstruction surgery, La Timone Teaching Hospital, Aix Marseille University, Marseille, France; ^fCNRS, ISM, Inst Movement Sci, University of Nice Sophia Antipolis, Nice, France

ABSTRACT

Trapeziometacarpal joint prosthesis revision has been widely reported, mainly due to loosening of the trapezium cup. Our hypothesis is that current prostheses do not sufficiently respect the kinematics of this joint. CT scan acquisitions enabled us to determine the position of the *first metacarpal* relative to the trapezium in three different characteristic postures, in subjects in different stages of arthrosis. A CAD model of a current prosthesis was inserted into the numerical 3D model of the joint under the different postures. In the numerical model, we observe penetration of the cup by the head of the prosthesis. This virtual penetration could, in vivo, amount to overstressing the prosthetic elements, which would lead to loosening of the cup or of the metacarpal stem and luxation of the prosthesis.

ARTICLE HISTORY

Received 20 April 2017
Accepted 26 June 2017

KEYWORDS

Trapeziometacarpal joint;
failure; prosthesis

Introduction

Total prosthesis, which preserves strength and respects TMC range of motion, is a surgical option considered for trapeziometacarpal joint replacement. With the usual ball-and-socket design, patients obtain faster and better pain relief, stronger grip function and shorter convalescence than with trapeziectomy (Semere et al. 2015). However, prostheses currently used have led to various early complications, especially in active young patients (Klahn et al. 2012). Revisions are most often due to loosening of the trapezium cup (Hansen and Stilling 2013) and of the metacarpal stem (van Capelle et al. 1999), and to luxation of the first metacarpal bone (van Capelle et al. 1999). The short lifespan of these devices suggests the difficulty of designing a prosthesis that respects the complex anatomy and motions of the TMC joint. Early implant failure may reflect the fact that current devices do not exactly replicate the true articular kinematics. The mechanical explanations for TMC prosthesis failure deserve elucidation and, while existing studies report the physiological consequences of failure, so far none has focused on its origin.

The aim of this innovative study was to shed light on the causes of failure of TMC prostheses. CT scans were performed on different subjects suffering from different stages of arthrosis, seeking to determine how the prosthesis may affect articular kinematics.

Materials and methods

CT scans of the TMC joint under various postures of the thumb were performed with a General Electric Scanner light speed VCT64. The scan acquisition parameters were: mAs 90, kV 120, slice thickness 0.625, FOV small. Eight hands were obtained from six embalmed Caucasian cadaveric subjects, two males (3 hands) and four females (5 hands) with different degrees of rhizarthrosis according to the Dell classification (Dell et al. 1978) (Table 1). The subjects were divided into three groups: group 1, subjects with either no or stage 1 arthrosis; group 2, subjects with stage 2 and stage 3 arthrosis; and group 3, subjects with stage 4 arthrosis.

Three postures were chosen to cover the full range of thumb motion: commissural closing (Figure 1(A)), grip (Figure 1(B)) and opposition (Figure 1(C)). Using Mimics® (Materialise 3D, Belgium), the Dicom data from the CT scans were used to develop 3D reconstructions of the TMC joint. A CAD model of a currently-used prosthesis was coupled with the 3D reconstructions of the joint to provide numerical models of the ATM joint with a ball-and-socket implant. The CAD model, composed of three elements (stem, neck and trapezium cup), was placed in the ATM using 3-Matic® (Materialise, Belgium).

Working from the 3D models, the commissural closing posture was the reference posture for the trapezium/

Table 1. Summary of cadaveric subjects. NA: No Arthrosis. Stage 1: subchondral sclerosis with no osteophytes or subluxation. Stage 2: small subluxation and small internal osteophytes. Stage 4: no remaining space between bones.

Subject	1.R	2.R	3.R	4.R	5.R	5.L	6.R	6.L
Gender	M	M	F	F	F	F	F	F
Age	82	90	92	84	94	94	94	94
Side	Right	Right	Right	Right	Right	Left	Right	Left
Stage of arthrosis	3	1	3	4	NA	4	2	2

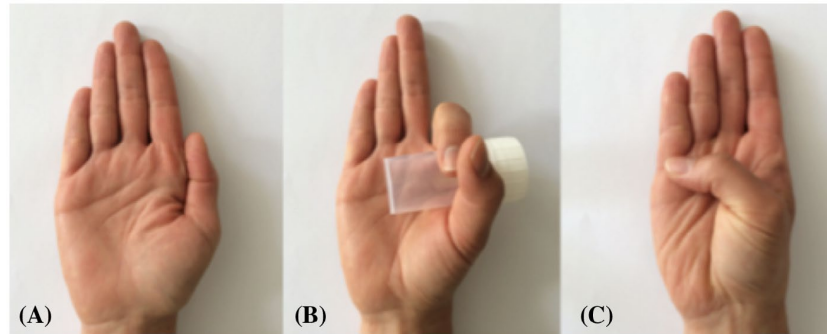


Figure 1. (A) Thumb in commissural closing posture. (B) Thumb in grip posture. (C) Thumb in opposition posture.

cup complex and the M1/stem/neck complex. These complexes were superposed onto the M1 and the trapezium in opposition and in grip posture, using a surface-based registration procedure based on the iterative closest point (ICP) (Besl and McKay 1992). Thus, for each posture, we determined the position of the M1/stem/neck complex relative to the trapezium/cup complex. Then, for each hand, considering the trapezium/cup complex as fixed, the different postures were superposed using the same surface-based registration procedure. The method of superposition was previously described by Cerveri et al. (2010).

Potential translation of the head relative to the cup was determined by the distance between the center of the cup and the center of the head. This distance was calculated for each posture, zero distance being taken as indicating no translation. A distance other than zero was taken as a sign of translation, with the head of the neck penetrating the cup. In this case, the intersection volume between the cup and the head were calculated in order to evaluate the percentage of the cup volume occupied by the head.

Results

The smallest distance between the cup and the head of the prosthesis in grip posture or in opposition posture was 0.7 and 1.1 mm, respectively. For all postures, distances were greater than zero. Thus, for all three groups, the head of the prosthesis translated during movements and penetrated the cup (Figure 2).

The intersection volume between cup and head varies from 0 to 25.1 mm³ (Table 2). When the volume is 0,

the elements do not intersect. In this case, the head is completely out of the cup. When the volume is 25.1 mm³ the elements intersect. The intersecting volume represents 74.9% of the cup volume.

Discussion

The currently-used total prosthesis, with its ball-and-socket design, preserves strength and respects TMC range of motion. However, these prostheses have led to various early complications, especially in active young patients. This innovative study focused on the origin of failures of TMC prostheses, seeking a mechanical explanation.

The CAD model of a ball-and-socket design prosthesis implanted in each different posture of each subject shows that the original kinematics of the joint is disturbed by the prosthetic elements. The displacements of the head of the prosthesis in each posture are greater than those of the cup. We observe numerical penetration of the cup by the head of the prosthesis. Thus, the movement of the prosthesis does not fully respect anatomical kinematics. The TMC joint is known to have non-intersecting and non-orthogonal rotation axes (Crisco, Halilaj, et al. 2015). Moreover, this joint allows translations of the M1 over the trapezium (Crisco, Halilaj, et al. 2015; Crisco, Patel, et al. 2015). Therefore, simplifying the TMC joint to a ball-and-socket articulation could, in vivo, overstress the prosthesis. The overstressing produced by this design could partly explain the short lifespan of current prostheses. In the light of this study's findings, a review of the design of these prostheses appears warranted.

Table 2. For each subject, distances between the center of the head and the center of the cup in grip posture ($D1$) and in opposition posture ($D2$). $V1$ is the theoretical intersection volume between the cup and the head in grip posture and $V2$ that in opposition posture.

	$D1$ (mm)	$V1$ (mm ³)	$D2$ (mm)	$V2$ (mm ³)
5.R G1	3.5	0.8	4.9	0.0
2.R G1	3.3	1.5	5.3	0.0
6.R G2	0.9	22.3	2.4	7.2
6.L G2	1.4	16.6	3.4	1.2
3.R G2	3.1	2.4	5.0	0.0
1.R G2	1.8	12.4	4.0	0.0
4.R G3	0.7	25.1	1.1	19.6
5.L G3	0.9	22.3	1.6	14.0

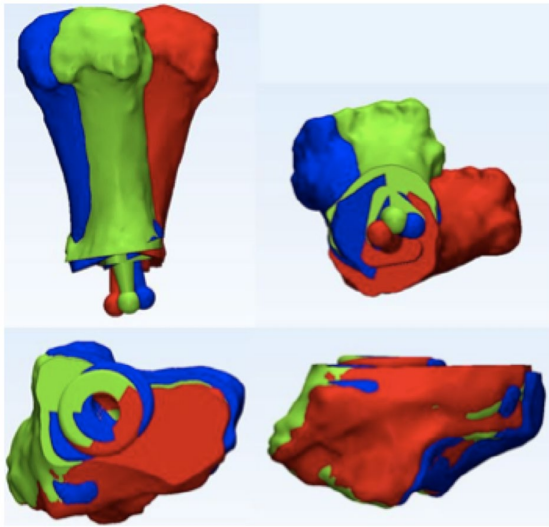


Figure 2. Trapeziometacarpal prosthesis positions on three different postures in subject 3.R. In red the commissural posture, in blue the grip posture, in green the opposition posture.

This paper is the first contribution to biomechanical analysis of TMC prosthesis failures. We showed that the current prosthesis design does not fully respect anatomical kinematics, and may lead in vivo to implant overstress.

However, the cadavers studied were embalmed, which may have altered the original joint mobility due to tissue

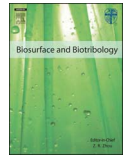
plasticity modifications. Furthermore, the ICP algorithm errors could create bias on the mechanical positions of the implant. Confirmation of these results would require a larger number of subjects particularly to understand the impact of the different stage of arthrosis on the kinematic.

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

References

- Besl PJ, McKay ND. 1992. A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell.* 14(2):239–256.
- van Capelle HGJ, Elzenga P, van Horn JR. 1999. Long-term results and loosening analysis of de la Caffinière replacements of the trapeziometacarpal joint. *J Hand Surgery.* 24A:476–482.
- Cerveri P, De Momi E, Marchente M, Baud-Bovy G, Scifo P, Barros RML, Ferrigno G. 2010. Method for the estimation of a double hinge kinematic model for the trapeziometacarpal joint using MR imaging. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 13(3):387–396.
- Crisco JJ, Halilaj E, Moore DC, Patel T, Weiss A-PC, Ladd AL. 2015. In vivo kinematics of the trapeziometacarpal joint during thumb extension-flexion and abduction-adduction. *J Hand Surgery.* 40(2):288–296.
- Crisco JJ, Patel T, Halilaj E, Moore DC. 2015. The envelope of physiological motion of the first carpometacarpal joint. *J Biomech Eng.* 137(10):101002.
- Dell PC, Brushart TM, Smith RJ. 1978. Treatment of trapeziometacarpal arthritis: Results of resection arthroplasty. *J Hand Surgery.* 3:243–249.
- Hansen TB, Stilling M. 2013. Equally good fixation of cemented and uncemented cups in total trapeziometacarpal joint prostheses. A randomized clinical RSA study with 2-year follow-up. *Acta Orthopaedica.* 84:98–105.
- Klahn A, Nygaard M, Gvozdenovic R, Boeckstyns MEH. 2012. Elektra prosthesis for trapeziometacarpal osteoarthritis: a follow-up of 39 consecutive cases. *J Hand Surgery.* 37:605–609.
- Semere A, Vuillerme N, Corcella D, Forli A, Moutet F. 2015. Results with the Roseland HAC trapeziometacarpal prosthesis after more than 10 years. *Chirurgie de la Main.* 34:59–66.



Multi-scale analysis of cartilage surface for trapeziometacarpal hemi-arthroplasty

V. Spartacus^{a,b,c}, R. Vargiolu^d, H. Zahouani^d, M. Nemoz-Gaillard^c, P. Chabrand^{a,b}

^aAix-Marseille University, CNRS, ISM UMR 7287, 13288 Marseille cedex 09, France

^bAPHM, Sainte-Marguerite Hospital, Institute for Locomotion, Department of Orthopaedics and Traumatology, 13009 Marseille, France

^cOrthopaedic and Spine Development, 84911 Avignon, France

^dUniversité de Lyon, ENISE LTDS, UMR 5513, Saint-Etienne, France

Received 7 April 2017; received in revised form 29 June 2017; accepted 29 June 2017

1. Introduction

Trapeziometacarpal (TMC) joint allows the thumb a wide range of motion [1]. Through movements of the first metacarpal (M1) bone relative to the trapezium, the thumb performs prehensile functions like pinching and gripping. This heavily used joint is particularly subject to a form of osteoarthritis called rhizarthritis, which has both primary and secondary forms [2]. The primary form appears with age, mainly affecting elderly patients. The secondary form is related to post-traumatic degeneration of the articular cartilage (AC) or of the sub-chondral bone, and generally appears in young patients. This painful and disabling pathology limits the range of motion and the strength of the thumb. It occurs mainly on the cartilage between the trapezium and the M1 interface, but can also concern the whole of the trapezium cartilage as defined by the classification of Dell or Eaton and Littler [3,4].

Patients suffering from rhizarthritis are relieved after the replacement of the joint by a total trapezometacarpal prosthesis (TMCP). Most TMCPs used for surgery have a ball-and-socket design, similar to hip prostheses, composed of three parts: a stem inserted in the first metacarpal (M1), a cup inserted in the trapezium and a neck/head on the stem. The spherical head is attached to the stem and inserted in the cup. TMCP affords patients faster convalescence, better pain relief and a stronger grip function [5] than tendon interposition arthroplasty [6] or trapeziectomy [5,7].

However, there are also many reports of poor results for TMCP [8–10]. While these prostheses seem to be a better

surgical option, several studies report that after less than ten years the average failure rate is 19% [11–13]. The most frequent revisions are due to deterioration of the trapezium bone, to loosening of the trapezium cup [10] or of the metacarpal stem [10], and to luxation of the first metacarpal bone [8,10]. Other revisions are due to aseptic loosening of the cup [9], luxation of the neck [8,9] and osteoarthritis of the scapho-trapeziometacarpal joint [9]. This limited TMCP lifespan has encouraged the search for an alternative for young, active patients.

Some authors suggest hemi-arthroplasty (HA) as an alternative that better preserves the bone stock for further revisions [14], and which can be more widely offered to young patients [15,16]. While HA is often used for the replacement of weight-bearing articulations like the knee or hip joint [14,17], the technique is also used for the shoulder [18], a configuration closer to that of the TMC joint. Recent studies reported a long lifespan with long-term patient satisfaction [19,20]. Then an HA could be considered as an alternative for the TMC joint replacement [21,22].

There are several factors to be considered in using HA: kinematics, which impacts the design of the prosthesis, loads and wear conditions, which affect the choice of the biomaterial. The anatomical complexity of TMC joint kinematics has been described in various studies [23,24]. The complex function of the thumb includes pure motions of flexion/extension and abduction/adduction, and composite motions of circumduction [25,26]. The axes of rotation of the TMC joint cannot be defined from the classical reference planes, transverse, frontal, sagittal, making movement hard to assess. For instance, defining TMC axial rotation is difficult [25–27], as its range of movement varies widely [25,26]. This variability complicates the development of HA.

Peer review under responsibility of Southwest Jiaotong University.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.bsbt.2017.06.001>

2405-4518/© 2017 Southwest Jiaotong University. Production and hosting by Elsevier B.V. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

In static position, TMC joint mechanical loads were determined by Cooney and Chao [28]: a loading of 10 N of the key pinch was shown to result in a force of 120 N. Yet if the lifespan of the prosthesis and its wear are to be analyzed, we need to know the forces during thumb motion. During movement of the TMC joint, the load should principally be due to muscular and ligament activities. As this loading is unknown, for our purposes it is assumed to be lower than the static loading. Performing specific tests of cartilage wear is therefore challenging, because contact forces are taken as being in the range of physiological forces.

Ceramics, as one of the biomaterials most commonly used in orthopedics, could be considered a biomaterial of choice. Ceramics are already used in dental implants, subject to strict conditions of use [29]. They are also used for small articulations, such as in interphalangeal arthroplasty, subjected to low loads [30]. Ceramic head prostheses have better wettability and lubricating properties than steel ones [31]. Patel and Spector [32] showed that there is 30% less wear at the cartilage/ceramic interface than at the cartilage/cobalt-chrome interface. In their study, cartilage wear was only determined by histological methodology. They did not examine the surface topology of the cartilage. In a more recent study, Müller et al. [31] performed wear tests using ceramics with human cadaver condyle cartilage and porcine cartilage, by means of a hip simulator. They showed that the ceramic femoral head provided a lower friction coefficient than metal. These studies suggest that ceramics are the most suitable biomaterial for HA. However, the loads applied were higher than in the TMC joint and the intrinsic wear characteristics of cartilage were not investigated. Jung et al. [33] performed wear tests *in vivo*, on rabbit articulations. They showed cartilage damage to be greater with ceramics, despite the higher friction coefficient of cobalt-chrome. However, this cartilage wear study was based on histological methodology and did not analyze the surface topology of the cartilage.

Thus, the results from wear tests on ceramics differ according to whether they are directed towards hip or interphalangeal procedures. This suggests that tribological tests performed under specific TMC joint conditions could help to establish whether ceramics are suitable for HA in this joint. Given that there are currently no normative tests, due to insufficient knowledge of TMC loading, we therefore had to develop a methodology for wear tests in this joint.

Identifying a biomaterial suitable for cartilage substitution requires detailed understanding of friction and wear properties under physiological conditions. In this paper, we examined the surface topology of the cartilage, aiming to analyze the cartilage response under loadings relevant to the TMC joint.

2. Materials and methods

Wear tests were performed using ceramic Biozr[®], with a roughness of 0.009 μm , composite alumina/zirconium and articular cartilage specimens. Fresh porcine feet were obtained from a local abattoir. A bone slice of 15 mm² was cut from the

Table 1
Test parameters for quasi-static and vibration mode.

	Quasi-static mode			Vibration mode
	0.2 Hz	0.2 Hz	0.2 Hz	1 Hz
Frequency	0.2 Hz	0.2 Hz	0.2 Hz	1 Hz
Displacement	3 mm	3 mm	3 mm	1 mm
Load	15 N	15 N	30 N	100 N
Number of Cycles	400	2000	2000	2000

phalangeal joint and then pasted to the cup. The ceramic samples were stuck to the cup using resin.

The tests were in three parts:

- first, a quasi-static thumb mode under a 15 N load,
- second, a quasi-static thumb mode under a 30 N load,
- third, a vibration mode (Table 1).

In each part, five cartilage samples were tested.

The quasi-static mode represents the natural translation movements of the thumb during flexion, extension, abduction and adduction. However, as the TMC joint load is unknown for these movements, loading is here assumed to be lower than in static position. Therefore the load values for the quasi-static mode were chosen by analogy with the interphalangeal joint arbitrarily. The dynamic loads found in the interphalangeal joint using a motion analysis system [34] are between 1 and 25 N. For our quasi-static mode we chose normal loads of 15 N and 30 N, lower than the dynamic loads that would actually be applied to the thumb in real life. We also chose a displacement of 3 mm, the highest average thumb translation value [35], and a frequency of 0.2 Hz. Oungouliau et al. [36] realized wear tests on 3000 cycles with a displacement speed of 1 mm/s for a normal load of 2.2 N. As their normal load is lower than ours, we chose to decrease the number of cycles. We choose 400 cycles and 2000 cycles to understand the influence of the number of cycle on the cartilage response. Taking the same speed as Oungouliau et al., we chose a frequency of 1 Hz for our experiment.

The vibration mode represents, for instance, the thumb holding a jackhammer. The load value for this vibration mode is estimated from data on the static position [28]. In this configuration, the translation of the thumb is small and a displacement of 1 mm seems adequate, being smaller than the smallest average value of translation of the thumb [35].

Our wear tests thus take into account frequencies (0,2 Hz and 1 Hz), loads (15 N, 30 N and 100 N), displacements (1 mm and 3 mm) and cycles (400, 2000) (Table 1).

All the tests were realized with bovine serum solution (BSS) Gibco[®], 100% concentrated of fetal bovine serum, to lubricate the contact interface and to keep the AC hydrated. During these tests, control parameters were recorded: normal load, tangential load.

In the absence of any device suitable for carrying out these wear tests, we developed a tribology device to create linear movement (Fig. 1). The plate with the ceramic was attached to an Instron traction machine (ElectroPuls E3000K6921) for the linear displacement. A calibrated system was used to register the normal load. Fig. 1 shows the experimental setup and the wear assembly.

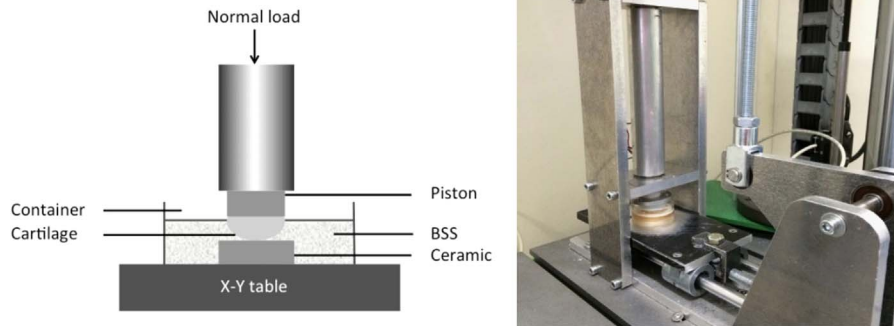


Fig. 1. Schema of experimental setup and wear assembly.

Cartilage-bone samples were frozen at $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$ after each test to conserve them for the wear characterization tests. After thawing, the topography of the bone surface was analyzed by a confocal microscope with white light. The confocal microscope uses the principle of chromatic aberration. The generated defects cause diffraction of white light, which is then decomposed into different wavelengths. Each wavelength is assigned a point distance from the measurement object. For measurement, the sensor system detects the light of the wavelength that is focused exactly on the measurement object. The light reflected from this point is reproduced through an optical structure on a spectrometer that recognizes and interprets the received spectral color. The surface is sampled by means of displacement tables: the surface is moved, creating other points M whose height can be determined by the same method until a complete surface with a vertical resolution of 5 nm and a lateral resolution of $1\text{ }\mu\text{m}$ is reached.

Healthy specimens and specimens used in the tribological tests were compared.

The ceramics were tested with a scanning electron microscope to analyze the surface topography. No deleterious effect was observed on the ceramic.

2.1. Multi-scale analysis of worn surfaces by 2D continuous wavelet decomposition

A multi-scale analysis approach consisting in the decomposition of topographic surfaces into different roughness scales was used. This decomposition via the 2D continuous wavelet transform was applied to quantify the wear effect on the full range of wavelengths, from roughness to waviness, without any low-pass filtering [37–42].

The continuous wavelet transform of a two-dimensional space function $f(\mathbf{X})$, is given by:

$$W_{\psi}f(\mathbf{b}, a) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(\mathbf{X})\overline{\psi_{\mathbf{a},\mathbf{b}}(\mathbf{X})}d\mathbf{X} \quad (1)$$

Where $W_{\psi}f(\mathbf{b}, a)$ is the wavelet coefficient, $\mathbf{X} = (x, y)$ is the spatial position, the over bar denotes a complex conjugate, and $\psi_{\mathbf{a},\mathbf{b}}(\mathbf{X})$ for this two-dimensional domain is given by:

$$\psi_{\mathbf{a},\mathbf{b}} = \frac{1}{a}\psi\left(\frac{\mathbf{X}-\mathbf{b}}{a}\right) \quad (2)$$

Where $\psi(\mathbf{X})$ is the mother wavelet, \mathbf{b} is the translation parameter, and a is a scale parameter. The normalization constant $1/a$ is defined such that the total energy of the analyzing wavelet is independent of the scale:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\psi_{\mathbf{a},\mathbf{b}}(\mathbf{X})|^2 d\mathbf{X} = \int_{-\infty}^{+\infty} |\psi(\mathbf{X})|^2 d\mathbf{X} \quad (3)$$

For all values of a .

The number of wavelets corresponds to the number of iterations.

In this first analysis we use the "Mexican hat 2D" wavelet given by the following expression:

$$\psi(x, y) = (2-r)\exp\left(-\frac{r}{2}\right) \quad (4)$$

With $r = (x^2 + y^2)^{1/2}$

It is an isotropic radial and symmetrical wavelet which satisfies the existence conditions (2). It has two vanishing moments and offers good localization properties both in the space field and in the frequencies domain.

The result of the decomposition makes it possible to identify the component of the surface at each scale after a 2D inverse wavelet transformation.

The Inverse 2D Continuous Wavelet Transform is defined by:

$$f(x, y) = \frac{1}{C_g} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} W_{\mathbf{b},\mathbf{a}}^f(x, y) \psi_{\mathbf{a},\mathbf{b}}(x, y) \frac{db_x db_y da_x da_y}{a_x^2 a_y^2} \quad (5)$$

With $C_g = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} |\psi(u, v)|^2 \frac{du dv}{u, v}$

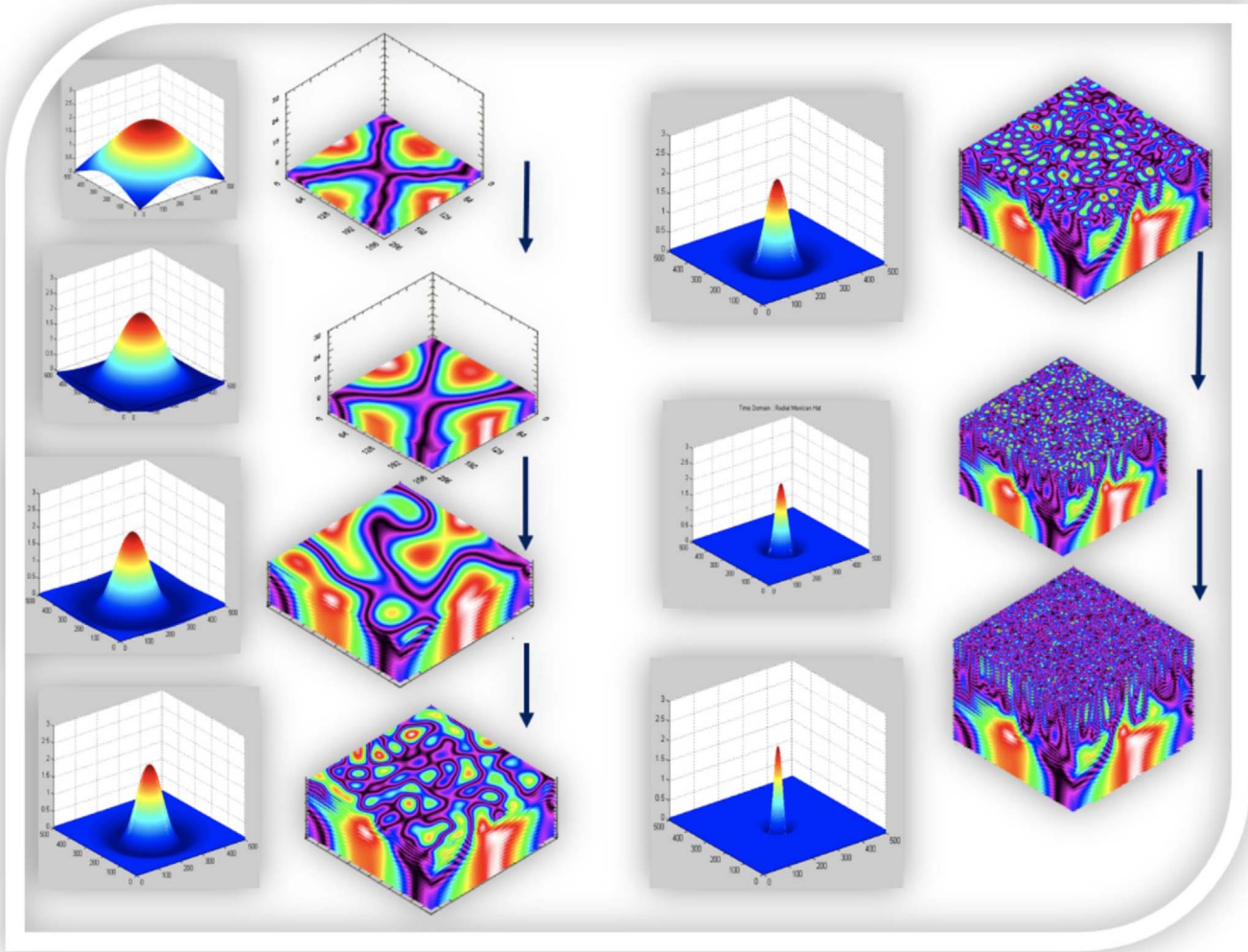


Fig. 2. Construction of the cube of hierarchical basis of scales.

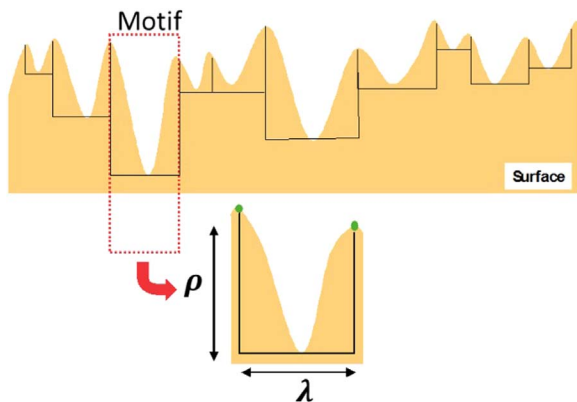


Fig. 3. Schematic diagram of 2D – motif.

The Mexican Hat wavelet is approximately equal to 3.541. The continuous wavelet transform can be interpreted as a multi-channel filter system. The surface topography components pass through a filter bank which is a set of the contracting wavelets. The number of wavelets corresponds to the number of iterations, because the wavelet is a function of

contracting coefficient “a”. The various scales of the decomposition can be presented in a cube-like stacking of images treated on a hierarchical basis of scales [41,42]. The result of the decomposition makes it possible to identify the various scales after a 2D inverse wavelet transformation. Fig. 2 shows the construction of the cube of the decomposed scales, from micro to macro scale.

This approach makes it possible to analyze the wear evolution over a wide range of wavelengths and to compare the stage of wear [40–42]. The method consists in quantifying the arithmetic mean values at each scale of decomposition. A spectrum of absolute magnitude “SMa” is obtained as:

$$SM_a = \frac{\sum_{x=1}^{x=N} \sum_{y=1}^{y=M} |W_a^{*f}|(x,y)}{MN} \quad (6)$$

$W_a^{*f}(x,y)$ is the component altitude of the surface “f” at scale “a” in the point coordinate (x, y). This component is obtained by a 2D wavelet transform. N and M represent the size of the surface in the x- and y directions [42].

2.2. Tribological transformations due to the deformation component of the friction coefficient

2.2.1. Parameter of the scale deformation

An interesting functional characterisation of wear can be performed using the motif scale (ISO 12085). In this method, a 2D-motif is defined as the part of a profile between two peaks, Fig. 3 (two consecutive peaks defining an elementary motif) and significant motifs are obtained using combination rules.

To study the state of deformation for each tribological test, the multi-scale decomposition makes it possible to extract a band of wavelengths very sensitive to the tribological transformations of the surface of the cartilage. The parameter which makes it possible to identify the state of mean deformation and wear can be defined by the scale of the surface motifs defined as the ratio of the amplitude of the patterns over their width:

$$\varepsilon_{def} = \frac{\rho}{\lambda}$$

2.2.2. Structural changes in cartilage morphology: contribution of the fractal dimension

This analysis is focused on the irregularity of the surface roughness, whose morphology exhibits fractal properties. As shown in many works in the literature [43–51] several machining processes lead to surfaces having this kind of properties. In particular, Majundar and Bushan [43,44] reported that processes producing deterministic texture do not yield self-affined fractal surfaces, whereas those producing random textures do. The basic properties of self-affinity are presented in more details in Felder's book [45] and can be defined as below:

A motif of depth $Z(x)$ is self-affined if it is (statistically) invariant under the affined transformation:

$$\left\{ \begin{array}{l} x \rightarrow \lambda x \\ Z(x) \rightarrow \mu Z(x) \end{array} \right\} \quad (7)$$

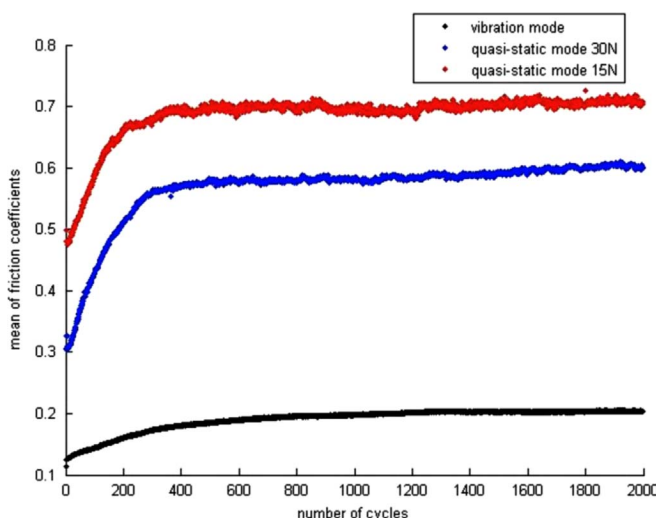


Fig. 4. In red: Friction coefficient for quasi-static mode 15N. In blue: Friction coefficient for quasi-static mode 30N. In black: Friction coefficient for vibration mode.

the group properties imply that μ should be homogeneous function of λ . The homogeneity index H such that

$$\mu = \lambda^H \quad (8)$$

is the roughness Hurst exponent or Hölder condition, with $0 < H \leq 1$. Let us note that for a self-similar invariance, H is unity. In this case, both scaling factors are equal.

The details of $Z(x)$ depend on the length scale, we assume each realization of $Z(x)$ to be a continuous, but non-differentiable function. It means that the presence of any small roughness elements may prevent us from reaching a satisfactory limit of

$$\frac{Z(x+\Delta) - Z(x)}{\Delta} \text{ as } \Delta \rightarrow 0. \quad (9)$$

A simple way to obtain this behavior for a function $Z(x)$ is to assume that the increment of $Z(x)$ is related to Δ by the self-affinity relation:

$$|Z(x+\Delta) - Z(x)| \propto \Delta^H, \quad 0 < H < 1 \quad \Delta \rightarrow 0. \quad (10)$$

$\lim_{\Delta \rightarrow 0} \Delta^{H-1}$, only exists if $H=1$.

The derivative of Z , which is proportional to the limit

For $0 < H < 1$, this derivative is infinite, although the function remains continuous, and for $H = 0$ the function itself becomes discontinuous. So, by varying from 0 to 1, the parameter H characterizes the transition from a non-continuous to differentiable function, the range $0 < H < 1$ corresponding to non-differentiable functions which become smoother as H increases. Thus, H can be considered as an indicator of tribological transformation and wear.

The fractal dimension of rough surface defined as $D = 3-H$, have the interesting property of being locally affine, then they may be stationary a large scale. The determination of the fractal dimension of a rough surface, is described in more detail in [50, 51].

3. Results

Our wear tests showed that the friction coefficient, defined as the ratio of the tangential load to the normal load, increased over time. The maximum friction coefficient is 0.21, 0.62 and 0.86 for vibration mode and quasi-static modes 30 N and 15 N respectively (Fig. 4).

We observed that the coefficients increase and become stable around 200 cycles for all experiments. The friction coefficients decrease with the increasing normal load. This can be explained by the fact that the friction force remains stable for the different tests while the normal load decreases. The ratio between tangential and normal load is 5 for the vibration mode, 1.6 for the quasi-static mode with 30 N and 1.4 for the quasi-static mode with 15 N.

Fig. 5 shows the detailed breakdown and quantification of the SMA parameter as a histogram of all levels of the cube, for both healthy and worn bone. These figures are generated by 32 scales, the x-axis and the y-axis are the space width and the z-axis represents the scale dimension. Thus, each horizontal plane of the cube in Figs. 5 and 9 represents the scale topography on a given scale wavelength " a_i " for i ranging from 1 to 32.

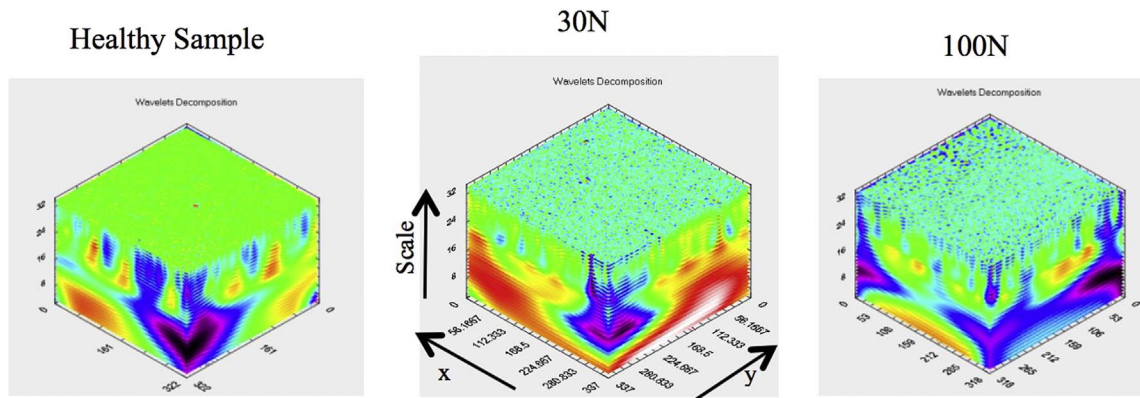


Fig. 5. Wavelet decomposition of healthy bone and worn bone with loads of 30N and 100N.

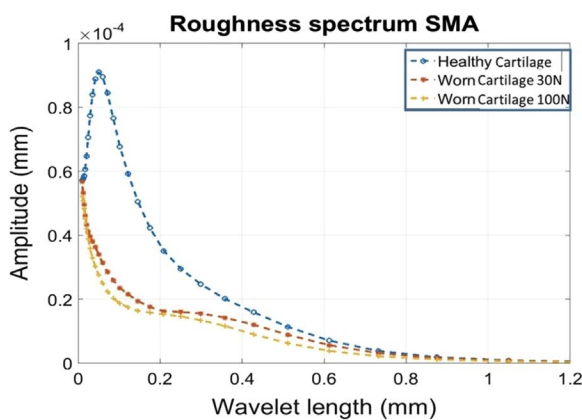


Fig. 6. Roughness spectrum SMA for healthy and worn cartilage with loads of 30 N and 100 N.

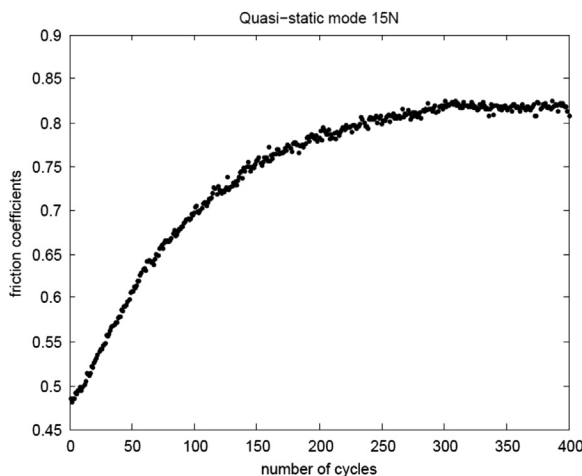


Fig. 7. Friction coefficient of quasi-static mode with 15 N load after 400 cycles.

With wavelet decomposition, the high wavelet profile is observed to be homogeneous for all three cases. This homogeneity decreases according to wavelet length (Fig. 5). This tendency is also observed with the roughness spectrum (Fig. 6). For the longer wavelets characteristic of waviness, amplitudes are in the same range for all three cases. However for the shorter wavelets characteristic of surface roughness, we observe that the roughness amplitudes of the healthy cartilage

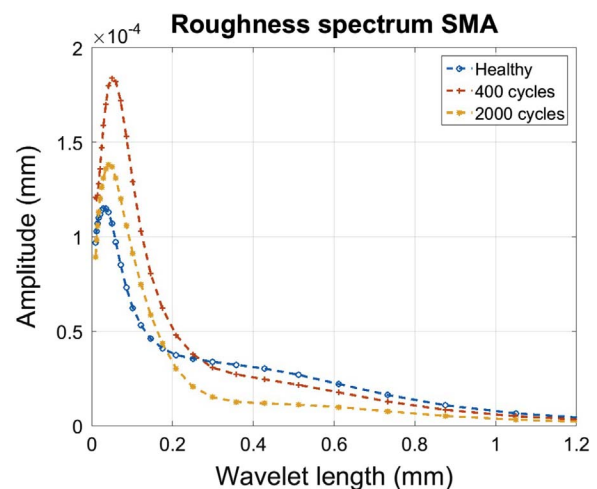


Fig. 8. Tomographic images (A) and wavelet decomposition (B) of healthy sample and worn sample with load of 15 N.

are higher than those of the worn cartilage (Fig. 6). Furthermore, for healthy samples the roughness amplitude increases up to a wavelet length of $0.1 \cdot 10^{-4}$ mm, after which it decreases. For the worn samples we again observe evolution of roughness amplitudes along the scale, decreasing continuously.

For the quasi-static tests with a load of 15 N, all wear tests confirmed that the stable phase of friction coefficient is around 400 cycles (Fig. 7). For the quasi-static load of 15 N, results were different from those obtained in tests with loads of 30 N and 100 N. The roughness amplitude of healthy and worn cartilage increased up to $0.1 \cdot 10^{-4}$ mm, after which it continuously decreased. The roughness amplitudes of the healthy sample were lower than the amplitudes for the worn samples up to wavelet length $0.2 \cdot 10^{-4}$ mm for 2000 cycles and $0.3 \cdot 10^{-4}$ mm for 400 cycles (Fig. 8).

Furthermore, both healthy and worn samples (15 N) show the same waviness (Fig. 9b).

In addition, the surfaces of the worn cartilage are homogeneous and we observe large amounts of debris on the surface after 2000 cycles (Fig. 9a).

The analysis of the fractal dimension was performed on five bands of scales from the multi-scale analysis. It may be noted

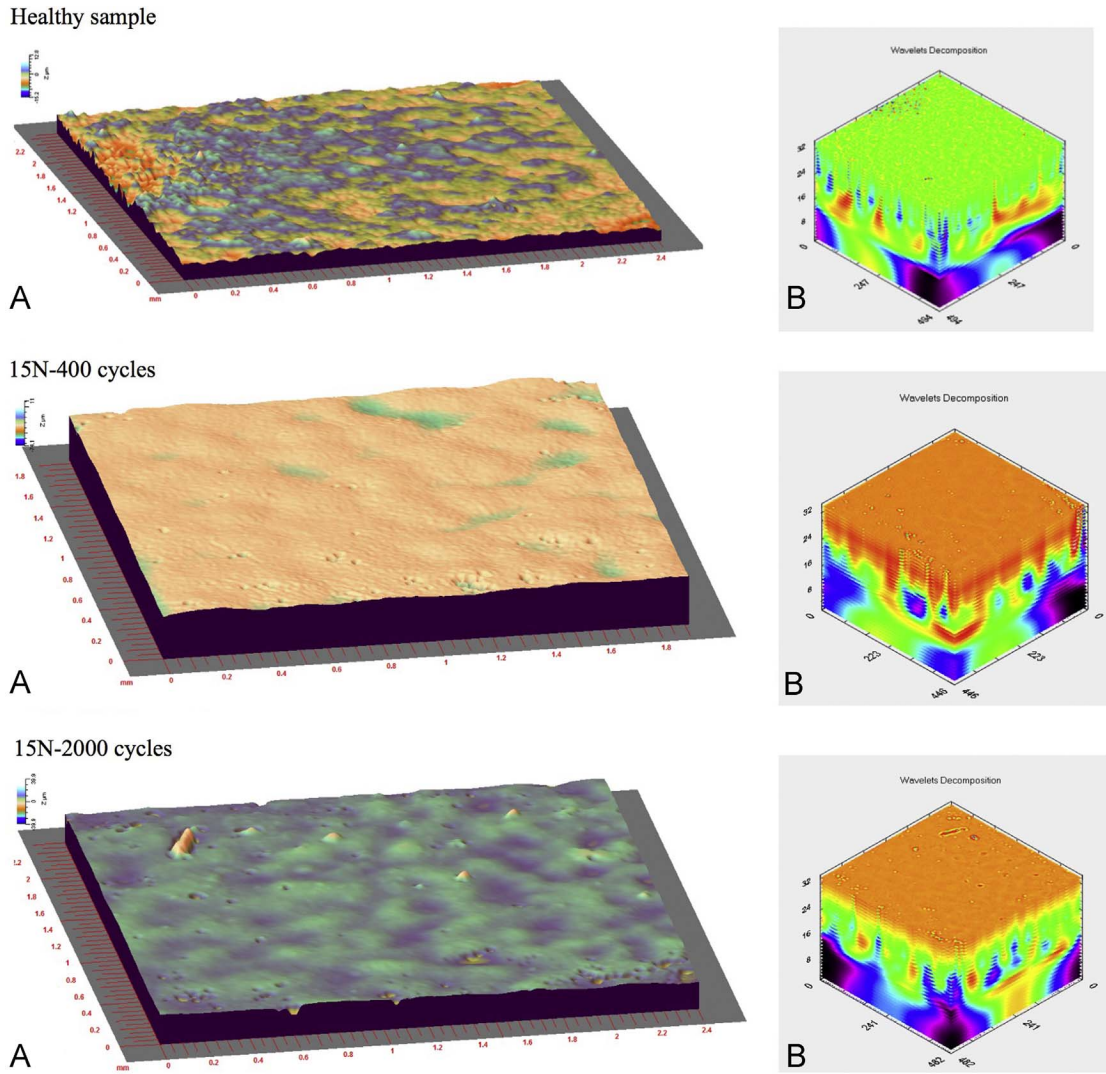


Fig. 9. Roughness spectrum SMA for healthy and worn samples with quasi-static load of 15 N.

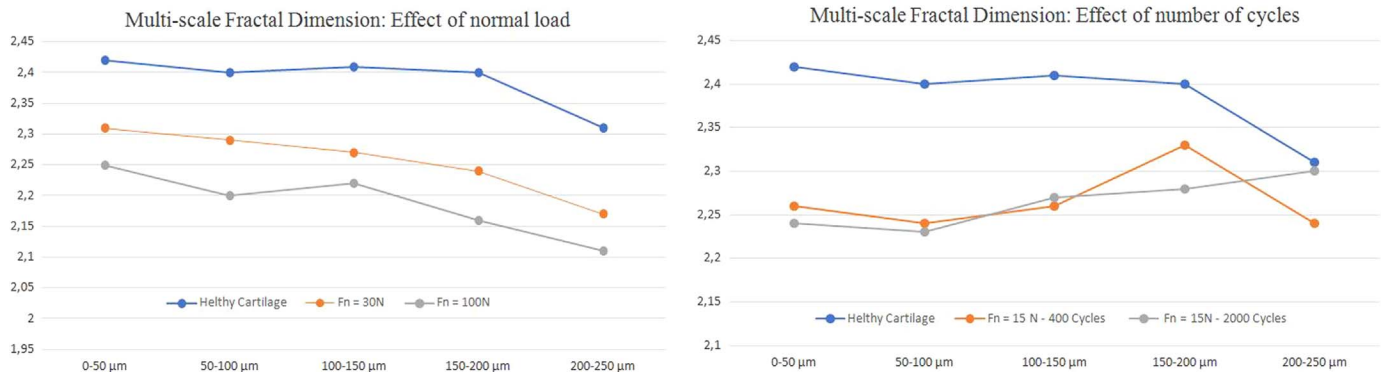


Fig. 10. Fractal dimensions over five bands of scale. On the left side: Effect of normal load. On the right side: Effect of number of cycles.

that the surface of the health cartilage has the highest fractal dimension on five scales.

Depending on the friction conditions, it can be noted that the fractal dimension of the surface of the worn cartilage remains less than the fractal dimension of the healthy cartilage. Fig. 10 shows the effect of friction conditions on the transformation of

the scales of the surface morphology as a function of the normal load and the number of cycles.

As shown in the multi-scale decomposition figures (Figs. 6 and 8), the maximum difference in cartilage wear amplitude is in the wavelength band (0–100 μm). We have chosen this band of wavelengths to study the state of deformation in x and

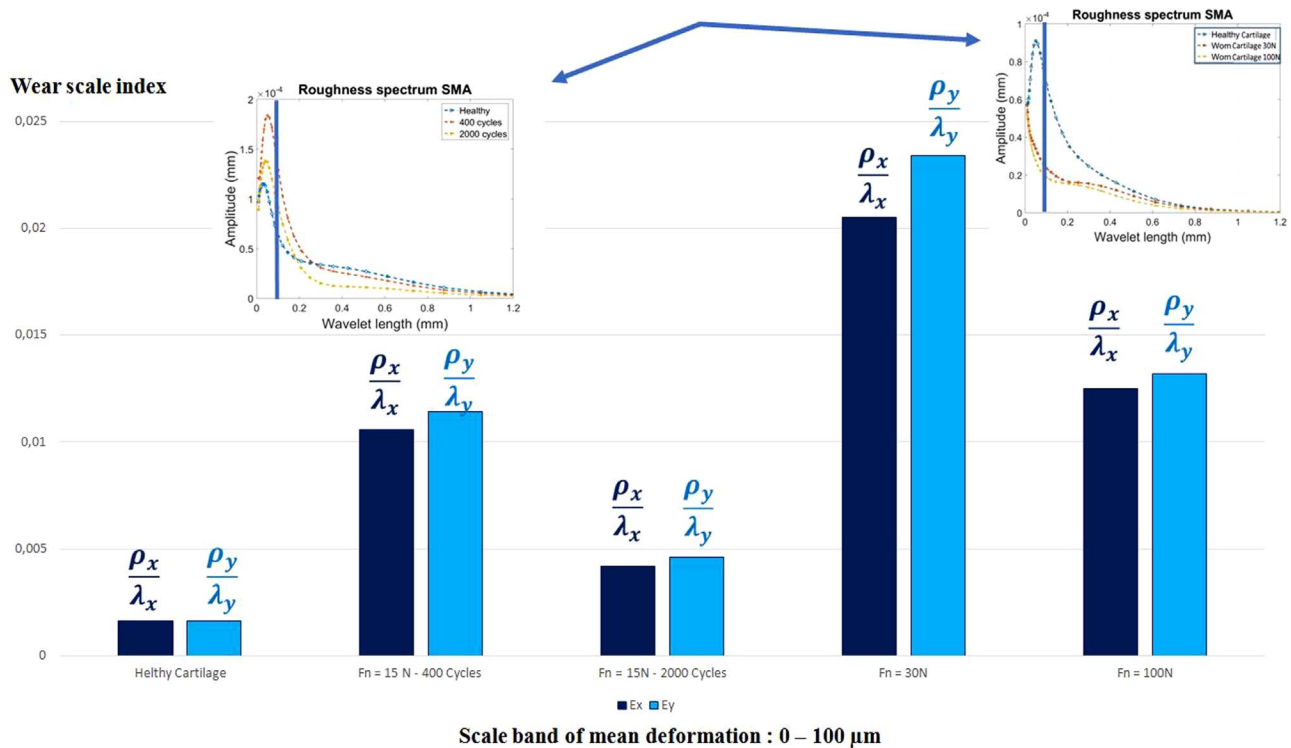


Fig. 11. Deformation state (Ex and Ey) of the cartilage in the wavelength band: 0–100 μm .

y directions, as a function of the applied normal force and as a function of the number of cycles:

$$\varepsilon_{def,x} = \frac{\rho_x}{\lambda_x}, \varepsilon_{def,y} = \frac{\rho_y}{\lambda_y}$$

Fig. 11 shows the effect of the normal load and the number of cycles on the deformation state of the cartilage in the wavelength band: 0–100 μm .

The extraction of the scale band between 0 and 100 μm , revealed the appearance of a facies of usury, known in tribology by the pitting. We can note the existence of this facies on the two surfaces of cartilage, for a normal load of 15 N after 400 and 2000 cycles. The two images in Fig. 12 show clearly the appearance of the small holes whose diameter (D) was studied statistically.

To characterize this type of facies due to adhesion wear, we can use the work of Rabinowich [52], which connect the diameter of holes with the energy of adhesion and the hardness of the cartilage as:

$$D = 610^4 \frac{W_{ad}}{H}$$

With: W_{ad} : the energy of adhesion, H the Hardness of cartilage, D : the diameter of the hole.

Taking as mean value of the hardness of the cartilage, $H = 1$ MPa, the mean values of the diameters of the holes of the wear by pitting were analyzed statistically and give as mean values: for 400 cycles, $D = 50$ μm and for 2000 cycles, $D = 90$ μm .

Using the Rabinowich model, we find adhesion energy for 400 cycles: $W_{ad} = 0.83 \cdot 10^{-3} \text{ J m}^{-2}$, and for 2000 cycles an adhesion energy: $W_{ad} = 1.5 \cdot 10^{-3} \text{ J m}^{-2}$.

We then determined the adhesive force, the adhesive friction coefficient and the adhesive shear stress. The mean value of the adhesion drill, whatever the number of cycles, is 16.6 N ($W_{ad} = F_{ad} \cdot D$) and the adhesive friction coefficient is: $\mu_{ad} = 2.7$ ($\mu_{ad} = \frac{F_{ad}}{F_n} = \frac{\tau_{ad}}{H}$), with a shear stress of $\tau_{ad} = 2.17 \cdot 10^3 \text{ Pa}$.

4. Conclusion and discussion

Wear tests with loads applied to the TMC joint present a challenge. Since TMC dynamic loads are not known, there is no norm to refer to.

In our study, we used data on the loads applied to the TMC joint in static position. However, based on the known dynamic loads applied to the interphalangeal joint, we were able to estimate TMC joint loading.

Articular cartilage is essential for providing low friction and wear at contacting joint surfaces. It is a biphasic component composed of fluid and solid phases [53]. During compressive loads, the mechanism of cartilage lubrication changes. Indeed, during the compressive phase fluid exudation occurs [53] and the fluid content in the cartilage is trapped within the contact area [54]. Thus, a large portion of the load on the tissue is borne by interstitial fluid rather than by solid components of the tissue [55]. *The interstitial fluid pressurization plays an important role in the joint tribology. It has been shown that it aids the sliding [56–59] in reducing solid-to-solid contact,*

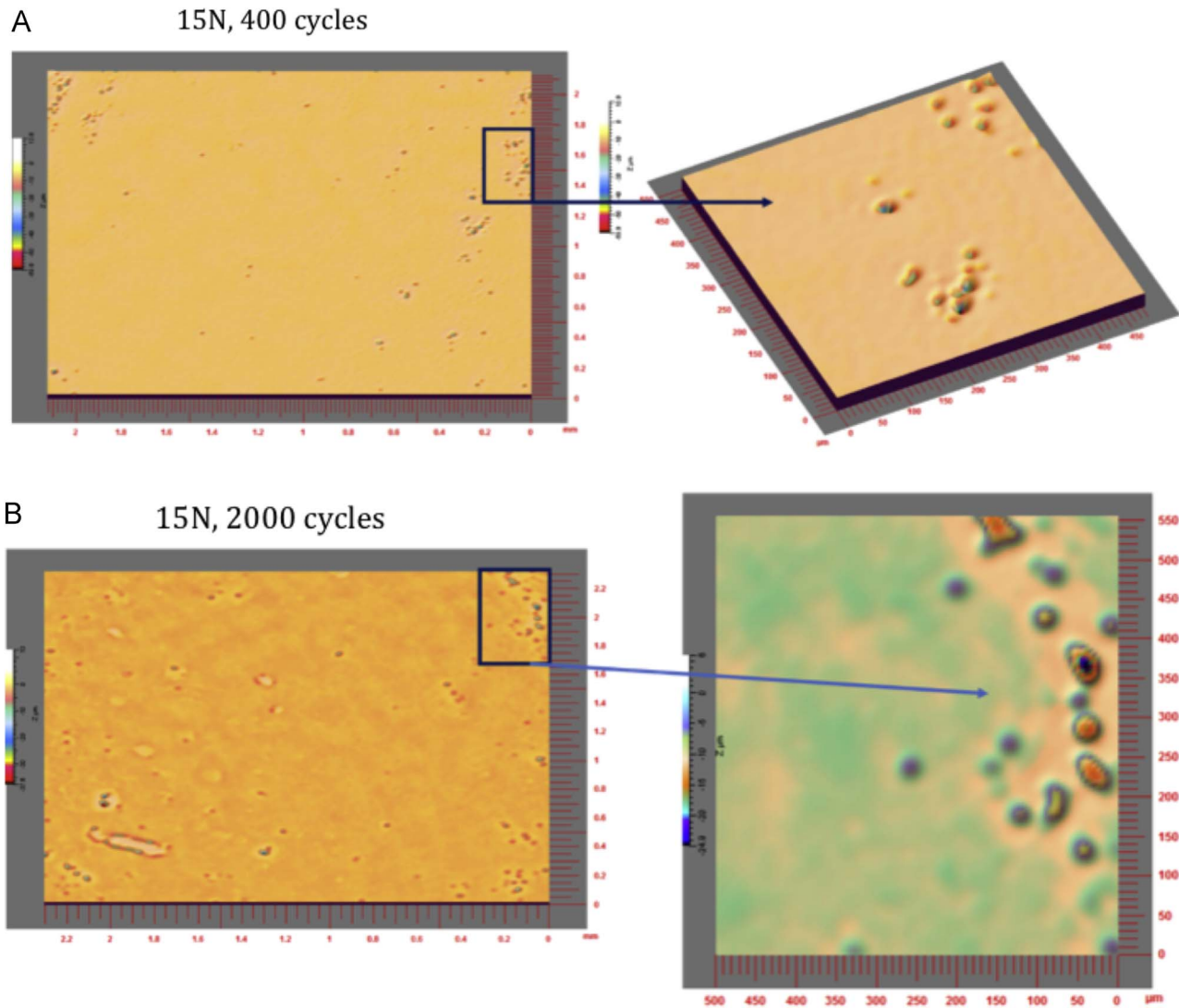


Fig.12. Appearance of localized small holes on worn cartilage with load of 15N, (A) for 400 cycles and (B) for 2000 cycles.

which in turn reduces the friction coefficient [60,61]. Under our experimental conditions, the observed lower friction coefficient in vibration mode would not be due to the replenishment of the fluid at the contact interface but it could be rather caused by the observed cartilage damage.

Because multi-scale analysis can describe topography on many length scales, it was a relevant choice here for complex surfaces such as cartilage [62,63]. We therefore took a multi-scale analysis approach consisting in the decomposition of topographic surfaces into different roughness scales. This decomposition used 2D continuous wavelet transform.

In this study, for loads of 30 N and 100 N, we found that the wavelet amplitude of the worn cartilage decreases continuously. Thus, for the same wavelet length, the amplitude of the healthy sample is higher than that of the worn sample up to a wavelet length of $0,8 \cdot 10^{-4}$ mm. Furthermore, for longer wavelets, we found a similar roughness profile for healthy and for worn samples. All this explains why the cartilage

surface is flattened and compacted by the wear tests and asperities are crushed.

In a finer analysis, for a load of 30 N, we observed a mixed wear facies with scratches and pitting. Horizontal scratches and deep holes were observable on the cartilage surface. For load of 100 N, horizontal scratches were flattened and holes were found less deep than for 30 N. These wear facies correspond in a progressive stage of osteoarthritis as it was showed by [64]. This important degradation of the cartilage is confirmed by the fractal analysis. For loads of 30 N and 100 N, the cartilage surface is transformed and a new surface profile was appeared.

At a load of 15 N, the surface topography of the worn cartilage is more homogeneous than that of the healthy sample. The roughness amplitude for the healthy cartilage is lower than that of the worn cartilage up to a wavelet length of $0,25 \cdot 10^{-4}$ mm. At that point, we observe a transitory phenomenon where the worn cartilage is rougher than the healthy cartilage, for 400 cycles. This transitory phenomenon is

attenuated for 2000 cycles, possibly because of the pull-out of material and its redistribution in the cartilage throughout the cycles. This transitory phenomenon does not occur in the worn cartilage with loads of 30 N and 100 N.

In a deeper analysis, at a load of 15 N, only localized pitting was characterized. After 400 cycles, small holes appeared on the cartilage surface. After 2000 cycles, the cartilage is flattened and holes are less deep than after 400 cycles. This wear facies correspond in an early stage of osteoarthritis has it was showed by [64,65]. This early degradation of the cartilage is confirmed by the fractal analysis. A variation in the surface profile is becoming distinguishable with holes in the surface becoming more prominent for 400 cycles at wavelength between 150 μm and 200 μm .

In our study, for each wear condition, the friction coefficients increase and stabilize between 200 and 400 cycles, with no further fluctuations. This lack of variation can be explained by the fact that, although the cartilage is submerged in bovine serum, the regime is a mixed one and not a lubricated regime, due to the cartilage damage. The interstitial fluid created by the cartilage was therefore unable to play its lubricant role. Our study is in accordance with Murakami, who used finite elements and experimental models to examine the compressive response of the articular cartilage. His study shows that the percentage of fluid load support is much lower in continuous loading than in on-off loading on cartilage [66].

In conclusion, we have shown that we were able to characterize the wear response of cartilage under different load intensities and cycles. Even when loading and few cycles are used, the cartilage is damaged and a variation in the surface profile was distinguishable. Thus the ceramic does not appear as a biomaterial of choice for a TMC hemi-arthroplasty. Nevertheless, caution should be used in interpreting results under these loads, because there is no data on actual dynamic loads for the trapeziometacarpal joint. Furthermore, the experimental settings may limit the generalization of the results for in vivo conditions. *In addition a ceramic pattern in conformity of the trapeziometacarpal joint should be used to distribute the loads over a larger articular cartilage area and hence reduce the local contact pressure. This should lead to a more favorable wear results and reduce the cartilage damage.* Moreover a better understanding of articular behavior with unloading cycles would improve attempts to mimic the real behavior of cartilage.

Acknowledgements

We thank HTI Technologies for providing the ceramic.

References

- [1] J.R. Napier, The form and the function of the carpometacarpal joint of the thumb, *J. Anat.* 89 (3) (1954).
- [2] L. McCann, E. Ingham, Z. Jin, J. Fisher, An investigation of the effect of conformity of the knee hemiarthroplasty designs on contact stress, friction and degeneration of articular cartilage: a tribological study, *J. Biomech.* 42 (2009) 1326–1331.
- [3] R.G. Eaton, J.W. Littler, Ligament reconstruction for the painful thumb carpometacarpal joint, *J. Bone Jt. Surg.* 55A (1973) 1655–1666.
- [4] P.C. Dell, T.M. Brushart, R.J. Smith, Treatment of trapeziometacarpal arthritis: results of resection arthroplasty, *J. Hand Surg. Am.* 3 (1978) 243–249.
- [5] T. Aparad, I. Saint Cast, Midterm results of ARPE prosthesis for the basal thumb osteoarthritis, *J. Bone Jt. Surg. BR* (2009) 91–96.
- [6] M. Ulrich-Vinther, H. Puggaard, B. Lange, Prospective 1-year follow-up study comparing joint prosthesis with tendon interposition arthroplasty in treatment of trapeziometacarpal osteoarthritis, *J. Hand Surg.* 33A (2008) 1369–1377.
- [7] M. Martin-Ferrero, Ten-year long-term results of total joint arthroplasties with ARPE® implant in the treatment of trapeziometacarpal osteoarthritis, *J. Hand Surg.* 39E (2014) 826–832.
- [8] A. Klahn, M. Nygaard, R. Gvozdenovic, M.E.H. Boeckstyns, Elektra prosthesis for trapeziometacarpal osteoarthritis: a follow-up of 39 consecutive cases, *J. Hand Surg.* 37E (2012) 605–609.
- [9] S. Benaiss, J.-L. Dunaud, F. Guériat, L. Henry, S. Hornstein, C. Laterzaleroy, L. Matray, M. Moughabghab, Prothèse trapézo-métacarpienne rubis 2: résultats à plus de dix ans à propos de 61 implantations, *Chir. Main.* 30 (2011) 435.
- [10] T.B. Hansen, D. Vainorius, High loosening rate of the Moje Acamo prosthesis for treating osteoarthritis of the trapeziometacarpal joint, *J. Hand Surg.* 33E (5) (2008) 571–574.
- [11] S.W. Watchl, G.R. Sennwald, P.E. Ochsner, A.R. Von Hochstetter, M. A. Spycher, Analysis of two bone-prosthesis interfaces and membranes form non-cemented trapeziometacarpal prostheses, *Ann. Chir. Main.* 18 (1) (1999) 66–72.
- [12] F. Moutet, J. Lignon, C. Oberlin, J.Y. Alnot, C. Sartorius, Les protheses totales trapézo-métacarpiennes. Résultats de l'étude multicentrique, *Ann. Chir. Main.* 9 (3) (1990) 189–194.
- [13] A.J. Chakrabarti, A.H.N. Robinson, P. Gallagher, De La Caffinière thumb carpometacarpal replacements: 93 cases at 6 to 16 years follow-up, *J. Hand Surg. Br.* 22 (1997) 695–698.
- [14] L. McCann, I. Udofia, S. Graindorge, E. Ingham, Z. Jin, J. Fisher, Tribological testing of articular cartilage of the medial compartment of the knee using a friction simulator, *Tribol. Int.* 41 (2008) 1126–1133.
- [15] J. Katta, Z. Jin, E. Ingham, J. Fisher, Biotribology of articular cartilage – a review of the recent advances, *Med. Eng. Phys.* 30 (2008) 1349–1363.
- [16] K. Stoffel, B. Nivbrant, J. Headford, R.L. Nicholls, P.J. Yates, Does a bipolar hemiprosthesis offer advantages for elderly patients with neck of femur fracture? A clinical trial with 261 patients, *ANZ J. Surg.* 83 (4) (2013) 249–254.
- [17] C.-C. Lin, S.-C. Huang, Y.-K. Ou, Y.-C. Liu, C.-M. Tsai, H.-H. Chan, C.-T. Wang, Survival of patients aged over 80 years after Austin-Moore hemiarthroplasty and bipolar hemiarthroplasty for femoral neck fractures, *Asian J. Surg.* 35 (2012) 62–66.
- [18] L. Favard, D. Katz, M. Colmar, T. Benkalfate, H. Thomazeau, S. Emily, Total shoulder arthroplasty- Arthroplasty for glenohumeral arthropathies: results and complications after a minimum follow-up of 8 years according to the type of arthroplasty and etiology, *Ortopaedics Traumatol.: Surg. Res.* 98 (2012) S44–S55.
- [19] M. Sagerfors, A. Gupta, O. Brus, K. Pettersson, Total wrist arthroplasty: a single-center study of 219 cases with 5-year follow-up, *J. Hand Surg. Am.* 40 (2015) 2380–2387.
- [20] P. Rai, O. Davies, J. Wand, E. Bigsby, Long-term follow-up of the Copeland mark III shoulder resurfacing hemi-arthroplasty, *J. Orthop.* 13 (2016) 52–56.
- [21] J.W. Pritchett, L.S. Habryl, A promising thumb basal joint hemiarthroplasty for treatment of trapeziometacarpal osteoarthritis, *Clin. Orthop. Relat. Res.* 470 (2012) 2756–2763.
- [22] J.S. Martinez de Aragon, S.L. Moran, M. Rizzo, K.B. Reggin, R. D. Beckenbaugh, Early outcomes of pyrolytic carbon hemiarthroplasty for the treatment of trapezial-metacarpal arthritis, *J. Hand Surg.* 34A (2009) 205–212.
- [23] G.A. Ateshian, J.W. Ark, M.P. Rosenwasser, R.J. Pawluk, L. J. Soslowsky, V.C. Mow, Contact areas in the thumb carpometacarpal joint, *J. Bone Jt. Surg.* 13 (1995) 450–458.

- [24] A. Hollister, D.J. Guirintano, Thumb movements, motions, and moments, *J. Hand Ther.* 8 (1995) 106–114.
- [25] L. Chèze, N. Doriot, M. Eckert, C. Rumelhart, J.J. Comtet, Etude cinématique in vivo de l'articulation trapèzométacarpienne, *Chir. Main.* 20 (2001) 23–30.
- [26] J.-N. Goubier, L. Devun, D. Mitton, F. Lavaste, E. Papageorgou, Normal range-of-motion of trapeziometacarpal joint, *Chir. Main.* 28 (2009) 297–300.
- [27] R. Dumas, L. Chèze, M. Fayet, C. Rumelhart, J.-J. Comtet, How to define the joint movements unambiguously: proposal of standardization for the trapezometacarpal joint, *Chir. Main.* 27 (2008) 195–201.
- [28] W.P. Cooney, E.Y. Chao, Biomechanical analysis of static force in the thumb during hand function, *J. Bone Jt. Surg.* 59 (A) (1977) 36–127.
- [29] P. Fabbri, C. Piconi, E. Buresi, G. Magnani, F. Mazzanti, C. Mingazzini, Lifetime estimation of a zirconia-alumina composite for biomedical applications, *Dent. Mater.* 30 (2014) 138–142.
- [30] Y.H. Chee, N. Clement, I. Ahmed, C.E. Thomson, J.N.A. Gibson, Functional outcomes following ceramic total joint replacement for hallux rigidus, *Foot Ankle Surg.* 17 (2011) 8–12.
- [31] L.P. Müller, J. Degrief, L. Rudig, D. Mehler, H. Hely, P.M. Rommens, Friction of ceramic and metal hip hemi-protheses against cadaveric acetabula, *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 124 (2004) 681–687.
- [32] A.M. Patel, M. Spector, Tribological evaluation of oxidized zirconium using an articular cartilage counterface: a novel material for potential use in hemiarthroplasty, *Biomaterials* 18 (1997) 441–447.
- [33] M. Jung, P. Wieloch, T. Gotterbarm, K. Veyel, M. Daniels, A.K. Martini, W. Daecke, Comparison of cobalt chromium, ceramic and pyrocarbon hemiprostheses in a rabbit model: ceramic leads to more cartilage damage than cobalt chromium, *J. Biomed. Mater. Res. Part B: Appl. Biomater.* 85B (2008) 427–434.
- [34] N.K. Fowler, A.C. Nicol, Measurement of external three-dimensional interphalangeal loads applied during activities of daily living, *Clin. Biomech.* 14 (1999) 646–652.
- [35] L. Chèze, R. Dumas, J.-J. Comtet, C. Rumelhart, M. Fayet, Determination of the number of degrees of freedom trapeziometacarpal joint – an in vitro study, *IRMB* 33 (2012) 271–276.
- [36] S.R. Oungoulian, K.M. Durney, B.K. Jones, C.S. Ahmad, C.T. Hung, G. A. Ateshian, Wear and damage of articular cartilage with friction against orthopedic implant materials, *J. Biomech.* 48 (2015) 1957–1964.
- [37] I. Daubechies, The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis, *IEEE Trans. Inf. Theory* 36 (5) (1990) 961–1005.
- [38] A. Cohen, J. Kovacevic, Wavelets: The Mathematical Background. *Proceeding of the IEEE* 84(4), 1996.
- [39] J. Chen, S. Raja, Simanapalli. multi-scale of engineering surface, *Int. J. Mach. Tools Manufact.* 35 (2) (1995) 231–238.
- [40] D. Wolf, R. Husson, Application des ondelettes à l'analyse de texture et à l'inspection de surface industrielle, *J. Phys. III Fr.* 3 (1993) 2133–2148.
- [41] S.H. Lee, H. Zahouani, R. Caterini, T.G. Mathia, Morphological characterization of engineered surfaces by wavelet transform, *Int. J. Mach. Tools Manuf.* 38 (5–6) (1998) 581–589.
- [42] H. Zahouani, S.-H. Lee, R. Vargiolu, The multi-scale mathematical microscopy of surface roughness, *Incid. Tribology. Lubr. Front. Elsevier Sci.* (1999) 379–390.
- [43] A. Majumdar, B. Bhushan, Fractal model of elastic-plastic contact between rough surfaces, *J. Tribol.* 113 (1991) 1–11.
- [44] B. Bhushan, A. Majumdar, Elastic-plastic contact model of bifractal surfaces, *Wear* 153 (1992) 53–64.
- [45] J. Feder, *Fractals*, Plenum Press, New York, 1988.
- [46] B. Mandelbrot, Self-affine fractals and fractal dimension, *Phys. Scr.* 32 (1985) 257–260.
- [47] B. Mandelbrot, J.W. Van Ness, Fractional Brownian motions, fractional noises, and applications, *SIAM Rev.* 10 (1968) 422–437.
- [48] John C. Russ, *Fractal Surfaces*, Plenum Press, New York, 1944.
- [49] D. Saupé, H.O. Peitgen, *The Science of Fractal Images*, Springer-Verlag, 1988, p. 82–91.
- [50] H. Zahouani, R. Vargiolu, J.-L. Loubet, Fractal models of surface topography and contact mechanics, *Math. Comput. Model.* 28 (4–8) (1998) 517–534.
- [51] C. Vallet, D. Lasseux, P. Sainsot, H. Zahouani, «Real versus synthesized fractal surfaces: Contact mechanics and transport properties», *Tribology International*.
- [52] E. Rabinowicz, "Friction and Wear of Materials, 2nd Edition" ISBN: 978-0-471-83084-9, 2013, p. 336.
- [53] V.C. Mow, S.C. Kuei, W.M. Lai, C.G. Armstrong, Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: theory and experiments, *J. Biomech. Eng.* 102 (1980) 73–84.
- [54] T. Murakami, S. Yarimitsu, K. Nakashima, Y. Sawae, N. Sakai, Influence of synovia constituents on tribological behaviors of articular cartilage, *Friction* 1 (2) (2013) 150–162.
- [55] M.A. Soltz, G.A. Ateshian, Experimental verification and theoretical prediction of cartilage interstitial fluid pressurization at an impermeable contact interface in confined compression, *J. Biomech.* 31 (1998) 927–934.
- [56] G.A. Ateshian, H. Wang, Rolling resistance of articular cartilage due to interstitial fluid flow, *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H: J. Eng. Med.* 211 (1997) 419–424.
- [57] G.A. Ateshian, H. Wang, W.M. Lai, The role of interstitial fluid pressurization and surface porosities on the boundary friction of articular cartilage, *ASME J. Tribol.* 120 (2) (1998) 241–248.
- [58] R. Krishnan, E.N. Mariner, G.A. Ateshian, Effect of dynamic loading on the frictional response of bovine articular cartilage, *J. Biomech.* 38 (2005) 1665–1673.
- [59] H. Forster, J. Fisher, D. Dowson, V. Wright. The effect of stationary loading on the friction and boundary lubrication of articular cartilage.
- [60] V.C. Mow, W.M. Lai, Recent developments in synovial joint biomechanics, *SIAM Rev.* 22 (3) (1980) 275–317.
- [61] T. Macirowski, S. Tepic, R.W. Mann, Cartilage stresses in the human hip-joint, *ASME J. Biomech. Eng.* 116 (1) (1994) 10–18.
- [62] P.A. Smyth, R.E. Rifkin, R.L. Jackson, R.R. Hanson, The fractal structure of equine articular cartilage, *Scanning* 34 (2012) 418–426.
- [63] P.A. Smyth, R.E. Rifkin, R.L. Jackson, R.R. Hanson, The average roughness and fractal dimension of articular cartilage during drying, *Scanning* 36 (2014) 368–375.
- [64] M.F. Koff, O.F. Ugwonal, R.J. Strauch, M.P. Rosenwasser, G. A. Ateshian, V.C. Mow, Sequential wear patterns of the articular cartilage of the thumb carpometacarpal joint in osteoarthritis, *J. Hand Surg.* 28A (2003) 597–604.
- [65] Z. Peng, Osteoarthritis diagnosis using wear particle analysis technique: investigation of correlation between particle and cartilage surface in walking process, *Wear* 262 (2007) (630-340).
- [66] T. Murakami, Importance of adaptive multimode lubrication mechanism in natural and artificial joints, *J. Eng. Tribol.* 226 (10) (2012) 827–837.

Glossaire

- APB : Muscle court abducteur du pouce
- APL : Muscle long abducteur du pouce
- ATM : Articulation Trapézo Métacarpienne
- dAOL : Ligament antérieur oblique profond
- DCL : Ligament dorso-central
- DIML : Ligament inter-métacarpien profond
- DRL : Ligament dorso-radial
- DTM-I : Ligament premier dorso-trapezo métacarpien
- EPB : Muscle court extenseur du pouce
- EPL : Muscle long extenseur du pouce
- FPB : Muscle court fléchisseur du pouce
- FPL : Muscle long fléchisseur du pouce
- HA : Héli-arthroplastie
- HP : Héli-prothèse
- OP : Muscle opposant du pouce
- IML : Ligament inter-métacarpien
- M1 : Premier Métacarpien
- PTM : Prothèse Trapézo Métacarpienne
- UCL : Collateral Ulnar Ligament

Bibliographie

- [1] X. Chevalier, C. Compaore, F. Eymard, and R-M. Flipo. *Rhizarthrose*. Rev Rhum Monogr., Vol 79 : 110-115, 2012.
- [2] J.D. Stussi, F. Dap, and M. Merle. *Etude rétrospective de 69 rhizarthrose primitives opérées par trapézectomie totale suivie dans 34 cas de tendinoplastie d'interposition et dans 35 cas de suspensioplastie*. Chirurgie de la main, 19, 116-27, 2000.
- [3] A. Armstrong, J. Hunter, and T. Davis. *The prevalence of degenerative arthritis of the base of the thumb in post-menopausal women*. The Journal of Hand Surgery : Journal of the British Society for Surgery of the Hand, 19 :340-341, 1994.
- [4] Dell PC., TM. Brushart, and RJ. Smith. *Treatment of trapeziometacarpal arthritis : results of resection arthroplasty*. J Hand Surg, 3, pp. 243-9, 1978.
- [5] RG. Eaton and JW. Littler. *Ligament reconstruction for the painful thumb carpometacarpal joint*. J Bone Joint Surg, 55A, pp. 1655-1666, 1973.
- [6] S. Batra and R. Kanvinde. *Measurement of rotation of the first metacarpal during opposition using computed tomography*. Curr Orthop, 21 : 135-44, 2007.
- [7] P. Nufer, J. Goldhahn, T. Kohler, V. Kuhn, R. Müller, and D. B. Herren. *Osteoarthritis of the thumb trapeziometacarpal joint*. J. Orthop Res, 26 :208-216., 2008.
- [8] VD. Pellegrini. *Osteoarthritis at the base of the thumb*. Orthop. Clin. North. Am., 23(1) :83-102, 1992.
- [9] GM. Vermeulen, H. Slijper, R. Feitz, SER. Hovius, TM. Moojen, and RW. Selles. *Surgical management of primary thumb carpometacarpal osteoarthritis : A systematic review*. Chir. Main, 21(5) :277-281, 2002.
- [10] S. Gangopadhyay, H. McKenna, FD. Burke, and TRC. Davis. *Five-to 18-year follow-up for treatment of trapeziometacarpal osteoarthritis : a prospective comparison of excision, tendon interposition, and ligament reconstruction and tendon interposition*. J. Hand Surg., 37(3) :411-417, 2012.
- [11] R.G. Eaton and J.W. Littler. *Ligament reconstruction for the painful carpometacarpal joint*. Clin Orthop, 220, p 14-26, 1987.
- [12] PA. Rust and SKY. Tham. *Ligament reconstruction of the trapezium-metacarpal joint for early arthritis : a preliminary report*. J. Hand Surg., 36(11) :1748-1752, 2011.
- [13] LB. Lane and DH. Henley. *Ligament reconstruction of the painful, unstable, nonarthritic thumb carpometacarpal joint*. J. Hand Surg., 26(4) :686-691, 2001.
- [14] G. Brunelli, L. Monini, and F. Brunelli. *Stabilisation of the trapezio-metacarpal joint*. J. Hand Surg. Br., 14(2) :209-212, 1989.

- [15] H. G. J. van Capelle, P. Elzenga, and J. R. van Horn. *Long-term results and loosening analysis of de la Caffinière replacements of the trapeziometacarpal joint*. J Hand Surg, 24A :476-482, 1999.
- [16] T.B. Hansen and D. Vainorius. *High loosening rate of the Moje Acamo prothesis for treating osteoarthritis of the trapeziometacarpal joint*. J Hand Surg, 33E : 5 : 571-574, 2008.
- [17] V. Martinel, P. Mansat, M. Mansat, M. Rongièrès, and P. Bonneviale. *Partial trapezectomy with suspension and interposition tendinoplasty for trapeziometacarpal osteoarthritis : 5 years results*. Chirurgie de la main, Vol 26 103-109, 2012.
- [18] A. Semere, N. Vuillerme, D. Corcella, A. Forli, and F. Moutet. *Results with the Roseland HAC trapeziometacarpal prosthesis after more than 10 years*. Chir Main, 34 : 59-66, 2015.
- [19] M. Ulrich-Vinther, H. Puggard, and B. Lange. *Prospective 1-year follow-up study comparing joint prosthesis with tendon interposition arthroplasty in treatment of trapeziometacarpal osteoarthritis*. J Hand Surg, 33A :1369-1377., 2008.
- [20] J.Y. De la Caffinière. *Prothèse totale trapézo-métacarpienne*. Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur, 60(4) :299-308, 1974.
- [21] T.B. Hansen and M. Stilling. *Equally good fixation of cemented and uncemented cups in total trapeziometacarpal joint prostheses. A randomized clinical RSA study with 2-year follow-up*. Acta Orthopaedica, 84 :98-105, 2013.
- [22] VD. Pellegrini, CW. Olcott, and G. Hollenberg. *Contact patterns in the trapeziometacarpal joint : the role of the palmar beak ligament*. J Hand Surg Am, 18, 238-44, 1993.
- [23] VD. Pellegrini. *Osteoarthritis of the trapeziometacarpal joint : The pathophysiology of articular cartilage degeneration. Anatomy and pathology of the aging joint*. J. Hand Surg., 16(6) :967-974, 1991.
- [24] SH. Doerschuk, DG. Hicks, VM. Chinchilli, and VD. Pellegrini. *Histopathology of the palmar beak ligament in trapeziometacarpal osteoarthritis*. J. Hand Surg., 24(3) :496-504, 1999.
- [25] VD. Pellegrini, CW. Olcott, and G. Hollenberg. *Macroscopic and Microscopic Analysis of the Thumb Carpometacarpal Ligaments. A cadaveric study of ligament anatomy and histology*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 94, 1468-77, 2012.
- [26] P. Bettinger and R. Berger. *Functional ligamentous anatomy of the trapezium and trapeziometacarpal joint (gross and arthroscopic)*. Hand Clinics, vol 17, n°2, 2001.
- [27] AL. Ladd, J. Lee, and E. Hagert. *Macroscopic and microscopic analysis of the thumb carpometacarpal ligaments : a cadaveric study of ligament anatomy and histology*. J. Hand Surg. Am., 94 : 1468-1477, 2012.
- [28] R. Dumas, L. Cheze, M. Fayet, C. Rumelhart, and J-J. Comtet. *Comment définir sans ambiguïté les mouvements d'une articulation : proposition de standardisation pour l'articulation trapézométacarpienne*. Chirurgie de la main, 27, 195-201, 2008.
- [29] L. Chèze, R. Dumas, J-J. Comtet, C. Rumelhart, and M. Fayet. *Determination of the number of degrees of freedom of the trapeziometacarpal joint- An in vitro study*. IRBM, 33 : 271-276, 2012.

- [30] J-N. Goubier. *Etude cinématique in vivo de l'articulation trapézométacarpienne*. Thèse de doctorat d'université spécialité biomécanique ; Paris ; Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2007.
- [31] A. J. Chakrabarti, A. H. N. Robinson, and P. Gallagher. *De La Caffinière thumb carpometacarpal replacements : 93 cases at 6 to 16 years follow-up*. J Hand Surg Br, 22 : 695-8, 1997.
- [32] F. Moutet, J. Lignon, C. Oberlin, J.Y. Alnot, and C. Sartorius. *Les prothèses totales trapézo-métacarpiennes. Résultats de l'étude multi-centrique*. Annale Chirurgie de la main, Vol 9 (3) 189-194, 1990.
- [33] M. Martin-Ferrero. *Ten-year long-term results of total joint arthroplasties with ARPE® implant in the treatment of trapeziometacarpal osteoarthritis*. J Hand Surg, 39E :826-832., 2014.
- [34] A. Klahn, M. Nygaard, R. Gvozdenovic, and M. E. H. Boeckstyns. *Elektra prosthesis for trapeziometacarpal osteoarthritis : a follow-up of 39 consecutive cases*. J Hand Surg. 37E : 605-609, 2012.
- [35] P.M. Phaltankar and P.A. Magnussen. *Hemiarthroplasty for trapeziometacarpal arthritis ? A useful alternative ?* J Hand Surg, 28B :I : 80-35, 2003.
- [36] M. Rongières. *Anatomie et physiologie de l'articulation trapézométacarpienne humaine*. Chirurgie de la main, 23, 263-269, 2004.
- [37] J.R. Napier. *The form and the function of the carpo-metacarpal joint oh the thumb*. J. Anat., 89 : 362-369, 1955.
- [38] T. Kapandji and A. Kapandji. *Etude des valeurs radiologiques normales de l'articulation trapézo-métacarpienne basée sur l'exploration de 255 incidences spécifiques face et profil de la TM selon Kapandji*. Prothèses et implants de la trapézo-métacarpienne, sauramps médical, 2009.
- [39] H. Gray. *Anatomy of the human body*. 20th ed. Lewis WH, editor. Philadelphia : Lea & Febiger, 1918.
- [40] P. Bettinger, P. Smutz, R.L. Linscheid, W.P. Cooney, and K-N. An. *Material properties of the trapezial and trapeziometacarpal ligaments*. Phys. Rev. B, 27, 5686-5697, 1983.
- [41] H. Najima, C. Oberlin, JY. Alnot, and B. Cadot. *Anatomical and biomechanical studies of the pathogenesis of trapeziometacarpal degenerative arthritis*. J. Hand Surg. Br., 22 : 183-188, 1997.
- [42] J.N. Kuhlmann. *Importance du complexe ligamentaire postéromédial trapézométacarpien*. Chirurgie de la main, 20, 31-47, 2001.
- [43] R.J. Strauch, M.J. Behrman, and M.P. Rosenwasser. *Acute dislocation of the carpometacarpal joint of the thumb : an anatomic and cadaver study*. J. Hand Surg. Am. 19 : 93-98, 1994.
- [44] B. Van Brenk, R.R. Richards, M.B. Mackay, and E.L. Boynton. *A biomechanical assessment of ligaments preventing dorsoradial subluxation of the trapeziometacarpal joint*. J. Hand Surg. Am. 23 : 607-611, 1998.
- [45] P. C. Bettinger, R. L. Linscheid, R. A. Berger, W. P. Cooney, and K-N. An. *An anatomy study of the stabilizing ligaments of the trapezium and trapeziometacarpal joint*. The journal of hand surgery, 24A, 786-798, 1999.

- [46] F. Bojsen-Moller. *Osteoligamentous Guidance of the Movements of the Human Thumb*. Am. J. Anat., 147 : 71-80, 1976.
- [47] H. Najima, C. Oberlin, J.Y. Alnot, and B. Cadot. *Anatomical and biomechanical studies of the pathogenesis of trapeziometacarpal degenerative arthritis*. J. of Hand Surg., 22B : 183-188, 1997.
- [48] J. Edmunds. *Current Concepts of the Anatomy of the Thumb Trapeziometacarpal Joint*. J. Hand Surg, 36A : 170-182, 2011.
- [49] R. W. Haines. *The mechanism of rotation at the first carpometacarpal joint*. J. Anat., 78 : 44-46, 1944.
- [50] F. W. Jones. *The principles of Anatomy as Seen in the Hand*. 2nd edition, Bailliere, Tindall and Cox, 1-417, 1941.
- [51] J-Y. De la Caffinière. *L'articulation trapézo-métacarpienne- approche biomécanique et appareil ligamentaire*. Archives d'Anatomie Pathologique, 18, 277-84, 1970.
- [52] A. P. Pieron. *The mechanism of the first carpometacarpal (CMC) joint. An anatomical and mechanical analysis*. Acta Orthop. Scand. Suppl., 148 : 1-104, 1973.
- [53] T. Imaeda, K. An, and W. Cooney. *Anatomy of trapeziometacarpal ligaments*. J. Hand Surg., 18 : 226-231, 1993.
- [54] M. Colman, D. P. Mass, and L. F. Draganich. *Effects of the deep anterior oblique and dorsoradial ligaments on trapeziometacarpal joint stability*. The Journal of hand surgery, 2007.
- [55] E. Hagert, J. Lee, and A. L. Ladd. *Innervation Patterns of Thumb Trapeziometacarpal Joint Ligaments*. The Journal of Hand Surgery, 37 : 706-714, 2012.
- [56] E. J. Evans, M. Benjamin, and D. J. Pemberton. *Fibrocartilage in the attachment zones of the quadriceps tendon and patellar ligament of man*. Journal of anatomy, 171 : 155, 1990.
- [57] D. Laudier, M. B. Schaffler, E. L. Flatow, and V. M. Wang. *Novel procedure for high-fidelity tendon histology*. Journal of Orthopaedic Research, 25 : 390-395, 2007.
- [58] A.Y. Zhang, S.V. Nortwick, E. Hagert, and A.L. Ladd. *Thumb carpometacarpal ligaments inside and out : a comparative study of arthroscopic and gross anatomy from the Robert A. Chase hand and upper limb center at Stanford University*. J. Wrist Surg., 2 :55-62, 2013.
- [59] J. R. Ralphs and M. Benjamin. *The joint capsule : structure, composition, ageing and disease*. Journal of anatomy, 184 : 503, 1994.
- [60] S. Ferrière, P. Mansat, M. Rongièrès, M. Mansat, and P. Bonneville. *Trapézectomie total avec tendinoplastie de suspension et d'interposition dans le traitement de la rhizarthrose : résultats à 6,5 ans de recul moyen*. Chirurgie de la main, 29, 16-22, 2010.
- [61] V. Martinel, P. Mansat, M. Mansat, P. Rongièrès, and P. Bonneville. *Trapézectomie partielle avec tendinoplastie d suspension et d'interposition dans le traitement de la rhizarthrose : résultats à cinq ans*. chirurgie de la main, 26, 103-109, 2007.
- [62] J. H. Coert, G. A. Hoek van Dijke, S. E. R. Hovius, C. J. Snijders, and M. F. Meek. *Quantifying thumb rotation during circumduction utilizing a video technique*. Journal of Orthopaedic Research 21, 1151-1155, 2003.

- [63] L.-C. Kuo, F.-C. Su, H.-Y. Chiu, and C.-Y. Yu. *Feasibility of using a video-based motion analysis system for measuring thumb kinematics*. J. Biomechanics, 35 : 1499-1506, 2002.
- [64] H.-T. Lin, L.-C. Kuo, H.-Y. Liu, W.-L. Wu, and F.-C. Su. *The three-dimensional analysis of three thumb joints coordination in activities of daily living*. Clinical Biomechanics, 28 : 371-376, 2011.
- [65] Z.-M. Li and J. Tang. *Coordination of the thumb joint during opposition*. Journal of Biomechanics 40, 502-510., 2007.
- [66] J.N. Goubier, L. Devun, D. Mitton, F. Lavaste, and E. Papadogeorgou. *Normal range of motion of trapeziometacarpal joint*. Chirurgie de la main, 28, 297-300, 2009.
- [67] L.-C. Kuo, W. P. Cooney, K.-N. An, K.-Y. Lai, S.-M. Wang, and F.-C. Su. *Effects of age and gender on the movement workspace of the trapeziometacarpal joint*. J Engineering in Medecine, Vol 223 : Part H, 2009.
- [68] L. Chèze, N. Doriot, M. Eckert, C. Rumelhart, and J.J. Comtet. *Etude cinématique in vivo de l'articulation trapézométacarpienne*. Chirurgie de la main, 20, 23-30, 2000.
- [69] T. A. Cheema, N. I. Cheema, R. Tayyab, and K. Firoozbakhsh. *Microstructural adaptation in trapezial bone due to subluxation of the thumb*. Journal of Hand Surgery, Vol. 31, pp.76-79., 2009.
- [70] P. Cerveri, E. De Momi, M. Marchente, G. Baud-Bovy, P. Scifo, R. M. L. Barros, and G. Ferrigno. *Method for the estimation of double hinge kinematic model for the trapeziometacarpal joint using MR imaging*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 13, No. 3, 387-396., 2010.
- [71] J. Crisco, E. Halilaj, C. M. Douglas, T. Patel, A-P. Weiss, and L. Ladd. *In vivo kinematics of the trapeziometacarpal joint during thumb extension-flexion and abduction-adduction*. Journal of Hand Surgery American, 40(2) : 289-296., 2015.
- [72] P. J. Besl and N. D. McKay. *A method for registration of 3-D shapes*. IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence 14 (2), 239-256., 1992.
- [73] WP. 3rd. Cooney, MJ. Lucca, EY. Chao, and RL. Linscheid. *The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint*. Journal of Bone and Joint Surgery American, 63 (9) : 1371-81., 1981.
- [74] L. McCann, I. Udofia, S. Graindorge, E. Ingham, Z. Jin, and J. Fisher. *Tribology testing of articular cartilage of the medial compartment of the knee using a friction simulator*. Tribology International 41 : 1126-1133, 2008.
- [75] T. Aparad and Y. Saint-Cast. *Les reprises de prothèses trapézométacarpiennes ARPE par trapézectomie. Ligamentoplastie selon la technique de Jones : une étude homogène de six cas et revue de la littérature*. Chirurgie de la main, 26, 95 102, 2007.
- [76] J. Katta, Z. Jin, E. Ingham, and J. Fisher. *Biotribology of articular cartilage - A review of the recent advances*. Medical Engineering & Physics, 30 : 1349-1363, 2008.
- [77] P. Hernandez-Cortez, M. Pajares-Lopez, J. Robles-Molina, R. Gomez-Sanchez, M.A. Toledo-Romero, and J. De Torres-Urrea. *Two-years outcomes of Elektra prosthesis for trapeziometacarpal osteoarthritis : a longitudinal cohort study*. Journal of Hand Surgery, Vol 37E 130-137, 2011.

- [78] K. Stoffel, B. Nivbrant, J. Headford, R.L. Nicholls, and P.J. Yates. *Does a bipolar hemiprosthesis offer advantages for elderly patients with neck of femur fracture ? A clinical trial with 261 patients.* ANZ Journal of Surgery, Vol 83 (3) : 249-254, 2013.
- [79] L. P. Müller, J. Degreif, K. Basten, O. Zöphel, and P. M. Rommens. *Is there still an indication for operative treatment of femoral neck fractures with a ceramic hemiprosthesis.* Arch Orthop Trauma Surg, 120 : 299-303, 2000.
- [80] B. C. Ong, S. G. Maurer, G. B. Aharonoff, J. D. Zuckermen, and K. J. Koval. *Unipolar versus bipolar hemiarthroplasty : Functional outcome after femoral neck fracture at a minimum of thirty-six months of follow-up.* Journal of Orthopaedic Trauma, 16 : 317-322, 2002.
- [81] L. Favard, D. Katz, M. Colmar, T. Benkalfate, H. Thomazeau, and S. Emily. *Total shoulder arthroplasty-Arthroplasty for glenohumeral arthropathies : Results and complications after a minimum follow-up of 8 years according to the type of arthroplasty and etiology.* Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research, Vol 98 : S44-S55, 2012.
- [82] M. Sagerfors, A. Gupta, O. Brus, and K. Petterson. *Total wrist arthroplasty : A single-center study of 219 cases with 5-year follow-up.* Journal of Hand Surgery American, Vol 40 : 2380-2387, 2015.
- [83] P. Rai, J. Davies, J. Wand, and E. Bigsby. *Long-term follow-up of the Copeland mark III shoulder resurfacing hemi-arthroplasty.* Journal of orthopaedics, Vol 13 :52-56, 2016.
- [84] F. Gadea, G. Alami, G. Pape, P. Boileau, and L. Favard. *Shoulder hemiarthroplasty : outcomes and long-term survival analysis according to etiology.* Orthopaedics & Traumatology, Vol 98 : 659-665, 2012.
- [85] P. Fabbri, C. Piconi, E. Burrese, G. Magnani, F. Mazzanti, and C. Mingazzini. *Lifetime estimation of a zirconia-alumina composition for biomedical applications.* Dental material, Vol 30 :138-142, 2014.
- [86] Y.H. Chee, N. Clement, I. Ahmed, C.E. Thomson, and J.N.A. Gibson. *Functional outcomes following ceramic total joint replacement for hallux rigidus.* Foot and Ankle, Vol 17 :8-12, 2011.
- [87] A.M. Patel and C. Spector. *Tribological evaluation of oxidized zirconium using an articular cartilage counterface : a novel material for potential use in hemiarthroplasty.* Biomaterials, Vol 18 :441-447, 1997.
- [88] L.P. Müller, J. Degrief, L. Rudig, D. Mehler, H. Hely, and P.M. Rommens. *Friction of ceramic and metal hip hemi-prostheses against cadaveric acetabula.* Arch Orthop Trauma Surg, Vol 124 :681-687, 2004.
- [89] M. Jung, P. Wieloch, T. Gotterbarm, K. Veyel, M. Daniels, A.K. Martini, and W. Daecke. *Comparison of cobalt chromium, ceramic and pyrocarbon hemiprotheses in a rabbit model : ceramic leads to more cartilage damage than cobalt chromium.* J. Biomed Mater Res Part : Appl Biomater, Vol 85B :427-434, 2008.
- [90] W. Cooney and E. Chao. *Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function.* The J. of Bone and Joint Surg., 59A : 27-36, 1977.

- [91] N.K. Fowler and A.C. Nicol. *Measurement of external three-dimensional interphalangeal loads applied during activities of daily living*. Clinical biomechanics, Vol 14 :646-652, 1999.
- [92] S.R. Oungoulian, K.M. Durney, B.K. Jones, C.S. Ahmad, C.T. Hung, and G.A. Ateshian. *Wear and damage of articular cartilage with friction against orthopedic implant materials*. Journal of Biomechanics, Vol 48 :1957-1964, 2015.
- [93] I. Daubechies. *The wavelet transform, time frequency localization and signal analysis*. IEEE Transaction on Information Theory, Vol 36(5) :961-1005, 1990.
- [94] A. Cohen and J. Kovacevic. *Wavelets : the mathematical background*. Proceeding of the IEEE, Vol 84(4), 1996.
- [95] A. Chen, J. Raja, and S. Simanapalli. *Multi-scale of engineering surface*. Int. J. Mach. Tools Manufact, Vol 35(2) :231-238, 1995.
- [96] D. Wolf and R. Husson. *Application des ondelettes à l'analyse de texture et à l'inspection de surface industrielle*. J. Phys. III France, Vol (3) :2133-2148, 1993.
- [97] S.H. Lee, H. Zahouani, R. Caterini, and Mathia TG. *Morphological characterization of engineered surfaces by wavelet transform*. Int. J. Mach. Tools Manufact, Vol 38(5-6) :581-589, 1998.
- [98] H. Zahouani, S-H. Lee, and R. Vargiolu. *The multi-scale mathematical microscopy of surface roughness. Lubrication at the frontier*. Elsevier Science, B.V. :379-390, 1999.
- [99] A. Majumbar and B. Bhushan. *Fractal model of elastic-plastic contact between rough surfaces*. ASME, J. Trib., 113 :1-11, 1991.
- [100] B. Bhushan and A. Majumbar. *Elastic-plastic contact model of bifractal surfaces*. Wear, 143 :53-64, 1992.
- [101] J. Feder. *Fractals*. Plenum Press, New York, 1988.
- [102] B. Mandelbrot. *Self-affine fractals and fractal dimension*. Physica scripta, 32 :257-260, 1985.
- [103] B. Mandelbrot and J.W. Van Ness. *Fractional brownian motions, fractional noises, and applications*. SIAM Review, 10 :422-437, 1968.
- [104] J.C. Russ. *Fractal surfaces*. Plenum Press, NewYork, 1944.
- [105] D. Saupe and H.O. Peitgen. *The science of fractal images*. Springer-Verlag, 82-91, 1988.
- [106] H. Zahouani, R. Vargiolu, and J-L. Loubet. *Fractal models of surface topography and contact mechanics*. Mathematical and Computer Modeling Special Issue in Contact Mechanics, 28(4-8) :517-534, 1998.
- [107] C. Vallet, D. Lasseux, P. Sainsot, and H. Zahouani. *Real versus synthesized fractal surfaces : Contact mechanics and transport properties*. Tribology International, 2009.
- [108] V.C. Mow, S.C. Kuei, W.M. Lai, and C.G. Armstrong. *Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression : theory and experiments*. Journal of biomechanical engineering, 102 :73-84, 1980.
- [109] T. Murakami, S. Yarimitsu, K. Nakashima, Y. Sawae, and N. Sakai. *Influence of synovia constituents on tribological behaviors of articular cartilage*. Friction, 1(2) :150-162, 2013.

- [110] M.A. Soltz and G.A. Ateshian. *Experimental verification and theoretical prediction of cartilage interstitial fluid pressurization at an impermeable contact interface in confined compression*. Journal of biomechanics, 31 :927-934, 1998.
- [111] G.A. Ateshian and H. Wang. *Rolling resistance of articular cartilage due to interstitial fluid flow*. Proc. Inst. Mech. Eng. Part H : J. Eng. Med., 211 :419-424, 1997.
- [112] G.A. Ateshian, H. Wang, and W.M. Lai. *The role of interstitial fluid pressurization and surface porosities on the boundary friction of articular cartilage*. ASME J. Tribol., 120(2) :241-248, 1998.
- [113] R. Krishnan, E.N. Mariner, and G.A. Ateshian. *Effect of dynamic loading on the frictional response of bovine articular cartilage*. J. Biomech., 38 :1665-1673, 2005.
- [114] H. Forster, J. Fisher, D. Dowson, and V. Wright. *The effect of stationary loading on the friction and boundary lubrication of articular cartilage*. Tribology Series, 30 :71-83, 1995.
- [115] V.C. Mow and W.M. Lai. *Recent developments in synovial joint biomechanics*. SIAM Rev., 22(3) :275-317, 1980.
- [116] T. Macirowski, S. Tepic, and R.W. Mann. *Cartilage stresses in the human hip-joint*. ASME J. Biomech. Eng., 116(1) :10-18, 1994.
- [117] T. Murakami. *Importance of adaptative multimode lubrication mechanism in natural and artificial joints*. J. engineering tribology, 226(10) :827-837, 2012.
- [118] P.A. Smyth, R.E. Rifkin, R.L. Jackson, and R.R. Hanson. *The fractal structure of equine articular cartilage*. Scanning vol., 34 :418-426, 2012.
- [119] P.A. Smyth, R.E. Rifkin, R.L. Jackson, and R.R. Hanson. *The average roughness and fractal dimension of articular cartilage during drying*. Scanning vol., 36 :368-375, 2014.
- [120] M.F. Koff, O.F. Ugwonalu, M.P. Strauch, M.P. Rosenwasser, G.A. Ateshian, and V.C. Mow. *Sequential wear patterns of the articular cartilage of the thumb carpometacarpal joint in osteoarthritis*. J Hand Surg, 28A :597-604, 2003.
- [121] Z. Peng. *Osteoarthritis diagnosis using wear particle analysis technique : Investigation of correlation between particle and cartilage surface in walking process*. Wear, 262 :630-640, 2009.