HAL
open science

Conception et évaluation d'un modèle biomécanique, éléments finis, patient-spécifique, du pied humain. Applications en podologie, orthopédie et diabétologie : applications en podologie, orthopédie et diabétologie

Antoine Perrier

To cite this version:

Antoine Perrier. Conception et évaluation d'un modèle biomécanique, éléments finis, patient-spécifique, du pied humain. Applications en podologie, orthopédie et diabétologie : applications en podologie, orthopédie et diabétologie. Sciences agricoles. Université Grenoble Alpes, 2016. Français. NNT : 2016GREAS035 . tel-01692936

HAL Id: tel-01692936

https://theses.hal.science/tel-01692936

Submitted on 25 Jan 2018

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

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

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE LA COMMUNAUTÉ UNIVERSITÉ GRENOBLE ALPES

Spécialité : **Modèles, Méthodes et Algorithmes en Biologie, Santé et Environnement**

Arrêté ministériel : 7 août 2006

Présentée par

Antoine PERRIER

Thèse dirigée par **Yohan PAYAN** et
codirigée par **Nicolas VUILLERME**
coencadrée par **Marek Bucki**

préparée au sein du **laboratoire Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité - Informatique, Mathématiques et Applications de Grenoble (TIMC-IMAG), de l'équipe d'accueil Autonomie, Gérontologie, E-santé et Imagerie de Grenoble (AGEIS) et de l'entreprise Texisense.**

dans **l'École Doctorale d'Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l'Environnement (EDISCE)**

Conception et évaluation d'un modèle biomécanique, éléments finis, patient-spécifique, du pied humain
Applications en podologie, orthopédie et diabétologie

Thèse soutenue publiquement le **4 juillet 2016**,
devant le jury composé de :

Mr Raphaël DUMAS
Directeur de Recherche, CNRS, Rapporteur, Président du jury
Mr Bernard PARRATTE
Professeur des Universités, Praticien Hospitalier, Rapporteur
Mr Amit GEFEN
Professeur, Tel Aviv University, Examinateur
Mr Michel ROCHETTE
Docteur en Sciences, ANSYS, Examinateur
Mr Yohan PAYAN
Directeur de Recherche, CNRS, Directeur de Thèse
Mr Nicolas VUILLERME
Maitre de conférence, Directeur de Thèse
Mr Marek BUCKI
Docteur en Sciences, Co-Encadrant de Thèse
Mr Robert CARLIER
Professeur des universités, Praticien Hospitalier, Invité
Mr, Georges, Ha Van
Docteur en médecine Praticien hospitalier, Invité

À Marcel et Evelyne,
À Marie-Line,
À Jules.

SOMMAIRE

SOMMAIRE **1**

INDEX DES FIGURES **5**

INDEX DES TABLEAUX **8**

REMERCIEMENTS **9**

PUBLICATIONS **12**

A. ARTICLES DANS DES JOURNAUX INTERNATIONAUX A COMITE DE LECTURE 12

B. PROCEEDINGS DE CONFERENCES INTERNATIONALES A COMITE DE LECTURE 12

C. RECOMPENSES : 13

INTRODUCTION GÉNÉRALE **15**

CHAPITRE 1 ..... **19**

ANATOMIE DESCRIPTIVE DU PIED HUMAIN **19**

1. OSTEOLOGIE, ARTHROLOGIE **20**

1.1. L'ARTICULATION TALOCRURALE OU CHEVILLE 20

1.2. L'ARTICULATION SUBTALAIRE OU SOUS TALIENNE. 21

1.3. L'ARTICULATION TRANSVERSE DU TARSE 22

1.4. L'ARTICULATION TARSO-METATARSIENNE. 23

1.5. L'ARTICULATION METATARSO- PHALANGIENNE. 24

1.5.1. Articulation métatarso-phalangienne commune *24*

1.5.2. Articulation métatarso- phalangienne de l'Hallux (O1) *24*

2. MYOLOGIE **26**

2.1. LES MUSCLES DE LA JAMBE. 26

2.1.1. La loge antérieure : *26*

2.1.2. La loge Latérale : *27*

2.1.3. La loge Postérieure : *28*

2.2. LES MUSCLES DU PIED. 30

2.2.1. La loge Dorsale : *30*

2.2.2. La loge plantaire Médiale : *30*

2.2.3. La loge plantaire Latérale : *31*

2.2.4. La loge plantaire Moyenne : *31*

3. CONCLUSION SUR L'ANATOMIE DU PIED ET DE LA CHEVILLE **33**

CHAPITRE 2 ..... **35**

BIOMECANIQUE DU PIED **35**

1 REFERENTIEL ET MOBILITES **36**

1.1 REFERENTIEL ET AXES DU CORPS HUMAIN 36

1.2 LES MOBILITES DU PIED 38

1.3 NOTION DE CHAINES 41

2 LE PIED SIMPLIFIE **42**

2.1 REGIONALISATION 42

2.2 CLASSIFICATIONS 44

2.2.1 Classification par la morphologie *44*

2.2.2 Classification par l'empreinte *47*

3 LES AXES ARTICULAIRES ET ANALOGIES MECANIQUES **49**

3.1 LES AXES ARTICULAIRES 49
3.2 LES ANALOGIES MECANIQUES 51
3.2.1 Concepts de cardan et fonction de transfert 52
3.2.2 Concepts issus de l'architecture 52
3.2.3 Concepts fonctionnels 53

4 INTRODUCTION A LA MARCHE HUMAINE 56
4.1 LE CYCLE DE MARCHE 56
4.2 LA MARCHE NORMALE 57

5 CONCLUSION SUR L'ANATOMIE FONCTIONNELLE ET LA BIOMECANIQUE DU PIED 59

CHAPITRE 3 61

SIMULATION NUMÉRIQUE DU PIED HUMAIN 61

1. MODELISATION DU PIED PAR SYSTEME MULTI-CORPS. 63
1.1. PRINCIPES DE MODELISATION 63
1.2. LES MODELES 63

2. LES MODELES MULTI SEGMENTAIRES ET ANALYSE QUANTIFIEE DU MOUVEMENT 65
2.1. LA CINEMATIQUE 65
2.2. SEGMENTS, MARQUEURS, REPERES 67
2.3. CALCULS D'ANGLE 68
2.4. LES MODELES DE PIED 69
2.4.1. Généralités 69
2.4.2. Les modèles par nombre de segments. 70

3. CAS D'UN MODELE MIXTE MULTI-CORPS ET ANALYSE DU MOUVEMENT. 75

4. LA MODELISATION PAR ELEMENTS FINIS DU PIED 76
4.1. PROCEDURE DE CREATION D'UN MODELE ELEMENTS FINIS DU PIED 76
4.2. TABLEAU DE SYNTHESE : 78
4.3. SYNTHESE DE LA LITTERATURE 87

5. CONCLUSION SUR LES THEORIES DE MODELISATION DU PIED 91

CHAPITRE 4 93

PROBLÉMATIQUE ET APPORT THÉORIQUE 93

1. PROPOSITION THEORIQUE DU SYSTEME « PIED » 94
1.1. LE « SYSTEME PIED » 94
1.2. « SYSTEME PIED » ET FONCTION 96
1.2.1. Adaptabilité au sol 96
1.2.2. Marche, adaptation et restitution d'énergie 100

2. APPLICATION AU CYCLE DE MARCHE 102

3. APPLICATION MORPHOLOGIQUE 103

4. CONCLUSIONS SUR L'APPORT THEORIQUE 106

CHAPITRE 5 108

CONCEPTION ET EVALUATION 108

D'UN MODÈLE ÉLÉMENTS FINIS DU PIED HUMAIN 108

1. CONCEPTION DU MODELE 109
1.1. RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE DE LA GEOMETRIE DU PIED 109
1.2. CREATION DU MODELE MULTICORPS RIGIDES 111

1.3. GENERATION DU MAILLAGE ELEMENT FINIS 114
1.4. LOIS DE COMPORTEMENT DES MATERIAUX 115
1.5. ENVIRONNEMENT DE PROGRAMMATION ET SIMULATION 115

2. EVALUATION ET VALIDATION A LA MISE EN CHARGE 116
2.1. LA BAROPODOMETRIE 117
2.1.1. Principe de fonctionnement 117
2.1.2. Analyse des données et métriques 119
2.1.3. Modélisation d'une plateforme virtuelle 120
2.2. ETUDE 1 : EVALUATION DU MODELE A LA MISE EN CHARGE 122

3. EVALUATION ET VALIDATION EN CHAINE OUVERTE PAR ACTIVATION MUSCULAIRE 129
3.1. L'ÉLECTROMYOGRAPHIE : EMG 129
3.2. ETUDE 2 : EVALUATION ET VALIDATION CINEMATIQUE DU PIED SOUS ACTIVATION MUSCULAIRE 130

4. CONCLUSION SUR LA CREATION DU MODELE 142

CHAPITRE 6 144

RECHERCHE APPLIQUÉE À DEUX CAS CLINIQUES. 144

1. ANALYSE MUSCULO-SQUELETTIQUE ET ELEMENTS FINIS DE LA CINEMATIQUE DU PIED DANS UN CONTEXTE D'ACTIVATION MUSCULAIRE AVEC ET SANS ARTHRODESE DE CHEVILLE. 145
1.1. INTRODUCTION 145
1.2. METHODE 145
1.3. RESULTATS 148
1.4. DISCUSSION 152
1.5. CONCLUSION 153

2. SIMULATION BIOMECANIQUE D'UN PIED DE CHARCOT TYPE 2 AVEC ANTECEDENT D'ULCERATION. 154
2.1. LE PIED NEUROPATHIQUE DIABETIQUE 154
2.1.1. Contexte 154
2.1.2. La neuropathie et ses conséquences 155
2.1.3. Mécanique de la plaie de pression 159
2.1.4. Exemple du pied de Charcot 161
2.2. MODELISATION D'UN PIED DE CHARCOT TYPE 2 ET PREDICTION DU RISQUE DE PLAIE 164
2.2.1. Introduction 164
2.2.2. Matériel et méthode 164
2.2.3. Résultats 168
2.2.4. Interprétations : 170
2.2.5. Conclusions 171
2.2.6. Perspectives 171

3. CONCLUSION SUR L'APPLICATION DES METHODES 171

CONCLUSION GÉNÉRALE 173

BIBLIOGRAPHIE 177

1. CHAPITRE 1 177

2. CHAPITRE 2 177

3. CHAPITRE 3 178
3.1. BIBLIOGRAPHIE, MODÈLE MULTICORPS RIGIDES 178
3.2. BIBLIOGRAPHIE, MODELE ANALYSE DU MOUVEMENT. 179
3.3. BIBLIOGRAPHIES, MODÈLES ÉLÉMENTS FINIS 180

4. CHAPITRE 4 184

5. CHAPITRE 5 184

6. CHAPITRE 6 186

6.1. ARTHRODÈSE DE CHEVILLE 186

6.2. PIED DE CHARCOT ET ULCÉRATION 187

CONCLUSION 188

RÉSUMÉ 190

ABSTRACT 191

INDEX DES FIGURES

FIGURE 1 : OSTEOLOGIE DU PIED : LES OS DU PIED ET DE LA CHEVILLE AVEC LEURS ABREVIATIONS 19
FIGURE 2 : ARTICULATION DE LA CHEVILLE 20
FIGURE 3 : PINCE TIBIO-FIBULAIRE ET MALLEOLES 21
FIGURE 4 : ARTICULATION SOUS TALIENNE 22
FIGURE 5 : ARTICULATION TRANSVERSE DU TARSE 23
FIGURE 6 : SYNTHESE DES REGIONS ARTICULAIRES DU PIED, D'ARRIERE EN AVANT : LA SOUS TALIENNE, LA TRANSVERSE DU TARSE, LA TARSO-METATARSIENNE, LES METATARSO-PHALANGIENNES, LES RAYONS DU PIED R COMPRENANT METATARSIEN M, ET ORTEIL O (COMPRENANT LES PHALANGES P) 24
FIGURE 7 : MOYENS D'UNION : PRINCIPAUX LIGAMENTS PLANTAIRES : SPRING LIGAMENT, PLANTAIRE LONG, APONEVROSE ET TRANS-METATARSIENS. 25
FIGURE 8 : LOGE ANTERIEURE DE JAMBE 26
FIGURE 9 : LOGE LATERALE DE JAMBE 27
FIGURE 10 : LOGE POSTERIEURE DE JAMBE, PLAN PROFOND 28
FIGURE 11 : LOGE POSTERIEURE DE JAMBE, PLAN SUPERFICIEL 29
FIGURE 12 : LOGES DU PIED : PLANTAIRE MEDIALE A GAUCHE, DORSALE AU CENTRE, PLANTAIRE LATERALE A DROITE 30
FIGURE 13 : LOGE PLANTAIRE MOYENNE 32
FIGURE 14 : REFERENTIEL ANATOMIQUE, LES PLANS DE REFERENCE 36
FIGURE 15 : REFERENTIELS ANATOMIQUES : NOTIONS D'AXES 37
FIGURE 16 : REFERENTIELS DU MEMBRE INFERIEUR, CUISSE, JAMBE ET PIED 38
FIGURE 17 :FLEXION ET EXTENSION DE CHEVILLE, LA FLEXION PLANTAIRE EST AUSSI APPELEE « EXTENSION » 39
FIGURE 18 : PRONATION ET SUPINATION DU PIED 40
FIGURE 19 : ABDUCTION ET ADDUCTION SU PIED 40
FIGURE 20 : CHAINES OUVERTE ET FERMEE 41
FIGURE 21 : REGIONALISATION LONGITUDINALE, PIED CALCANEEN ET TALIEN 42
FIGURE 22 : REGIONALISATION TRANSVERSALE DU PIED 43
FIGURE 23 : CONCEPT DE BLOC CALCANEOPEDIEUX 43
FIGURE 24: MORPHOLOGIE D'AVANT PIED 44
FIGURE 25 : TYPES DE PIED CREUX ET DENIVELLATION 46
FIGURE 26: AXES D'ARRIERE-PIED, VALGUS, NORMO-AXE ET VARUS 47
FIGURE 27: EMPREINTES PLANTAIRES DES PIEDS PLATS 48
FIGURE 28: EMPREINTE PLANTAIRE DES PIEDS CREUX 49
FIGURE 29 : AXE DE LA CHEVILLE ET SECTION DE CONE 50
FIGURE 30 : DESCRIPTION DE L'AXE DE L'ARTICULATION SOUS TALAIRE 51
FIGURE 31 : ILLUSTRATION DE LA FONCTION DE TRANSFERT 52
FIGURE 32 : MODELES ARCHITECTURAUX DE CLEF DE VOUTE (GAUCHE) ET DE FERME (DROITE) 53
FIGURE 33 : CONCEPT DE LAMINA PEDIS ET ANGLE DE VRILLAGE DU PIED 54
FIGURE 34 : TEST DE JACK ET DESCRIPTION DU « WINDLASS MECHANISM » 55
FIGURE 35 : CYCLE DE MARCHE SELON PERRY [1992], WINTER[1995] ET SUTHERLAND [1997] 56
FIGURE 36 : LES PIVOTS LORS DU CYCLE DE MARCHE, D'APRES PERRY 1992 57
FIGURE 37 :PREREQUIS A LA MARCHE NORMALE PAR GAGE [1993] 57
FIGURE 38 :LES PRINCIPES DE CONSERVATION DE L'ENERGIE PAR GAGE [1993] 58
FIGURE 39 :MODELE MULTICORPS RIGIDES. PIED FIXE SAUF CHEVILLE LIACOURAS ET AL [2007] 63
FIGURE 40 : MODELE DE WEI ET AL [2011]: ANALYSE DES CONTRAINTES DE CHEVILLE A LA ROTATION EXTERNE 64
FIGURE 41 : MODELE MULTI-CORPS RIGIDES DU PIED PLAT ACQUIS DE L'ADULTE, SPRATLEY ET AL.[2013] 64
FIGURE 42 : DEPLACEMENT ET ORIENTATION SEGMENTAIRE LORS DE LA MARCHE 65
FIGURE 43 : ZONE COUVERTE PAR LE CHAMP DES CAMERAS : VOLUME DE CAPTURE ET POSITIONNEMENT DES 8 CAMERAS 66
FIGURE 44 : MARKER SET HELEN HAYES 68
FIGURE 45 :SEQUENCE DE ROTATION D'EULER 68
FIGURE 46 : JOINT COORDINATE SYSTEM 69
FIGURE 47 : MODELE MULTI SEGMENTAIRE DE LEARDINI ET AL [2007] 69
FIGURE 48 : MODELE DE PIED A 1 SEGMENT, 2 SEGMENTS, 4 SEGMENTS, 4A OFM (CARSON ET AL. [2001]),4B LEARDINI ET AL.[2007], 9 SEGMENTS, MACWILLIAMS [2003] 71
FIGURE 49 : MARKER SET LEARDINI [2007] SOUS ENVIRONNEMENT CORTEX DE MOTION ANALYSIS 72

FIGURE 50 : CONSTRUCTION DES MARQUEURS VIRTUELS SOUS CORTEX AVEC LE MARKER SET LEARDINI [2007] 72
FIGURE 51 :MODELE DE SARASWAT ET AL. [2010] 75
FIGURE 52 :INTEGRATION DU MODELE AQM AU MODELE MUSCULO-SQUELETTIQUE 75
FIGURE 53 :POSITION DES ARTICULATIONS IDEALES DANS LE MODELE SARASWAT ET AL. [2010] 75
FIGURE 54 :LE 1ER MODELE DE PIED, NAKAMURA ET AL.[1981] 87
FIGURE 55 :MODELE 2D AVEC MISE EN CHARGE, LEMMON ET AL. [1997] 87
FIGURE 56 : SIMULATION QUASI STATIQUE SELON GEFEN [2000] 87
FIGURE 57 :PREMIER MODELE 3D ELEMENTS FINIS DU PIED 88
FIGURE 58 : MODELE DE REFERENCE CHEUNG ET AL. [2005] 88
FIGURE 59 :ANALYSE DU REGLAGE D'ANGULATION DE LA MTP1 89
FIGURE 60 : MODELE REFERENCE 3D DU PIED : CHEN ET AL. [2010] 89
FIGURE 61 : IMPORTANCE D'UN MAILLAGE MULTICOUCHE DES TISSUS MOUS. PETRE ET AL. [2013] 90
FIGURE 62 : MODELE DE WANG ET AL. [2015] 90
FIGURE 63 : SYNTHESE DES AVANTAGES ET INCONVENIENTS DES TROIS METHODES 91
FIGURE 64 : PIED : SYSTEME POLY-ARTICULE DE CHAINES EN SERIE MISES EN PARALLELE. 95
FIGURE 65: LES FORCES DE REACTIONS ISSUES DE LA GRAVITE NE SONT PAS VERTICALES : DANS UN MODELE NON SIMPLIFIE (A DROITE) ON LES MODELISE VERTICALES, OR DANS UN MODELE PLUS COMPLEXE (A GAUCHE), AUSSI BIEN LES FORCES DIRECTES (VERT) QUE LES FORCES DE REACTIONS (ROUGE) ON DES COMPOSANTES DANS LES 3 PLANS. 96
FIGURE 66 : APONEVROSE COMME SYSTEME REGULATEUR DE LA DEFORMATION DE LA CHAINE POLYARTICULAIRE "PIED". 97
FIGURE 67 : STABILISATION FRONTALE GRACE AU MUSCLE ADDUCTEUR DE L'HALLUX ET AU LIGAMENT TRANS METATARSIEN 98
FIGURE 68 : MODIFICATION MORPHOLOGIQUE TRIDIMENSIONNELLE A LA MISE EN CHARGE, PLANS DE REFERENCES A GAUCHE, MODIFICATIONS SAGITTALES ET HORIZONTALES A DROITE 99
FIGURE 69 : VARIATION ANGULAIRE DES STRUCTURES OSSEUSES DANS LES TROIS PLANS. LA FIGURE MIXTE REPRESENTE LA SUPERPOSITION DES PIEDS AVANT ET APRES A MISE EN CHARGE. 99
FIGURE 70 :RAPPEL DES 3 PIVOTS LORS DE LA PHASE D'APPUI DU CYCLE DE MARCHE 100
FIGURE 71 : CONTINUITE TISSULAIRE ENTRE LE TENDON D'ACHILLE ET L'APONEVROSE PLANTAIRE 101
FIGURE 72 : OUVERTURE DU CONCEPT DE WINDLASS DANS LE CADRE DE CHAINE POLY-ARTICULEE EN SERIE ET PARALLELE 101
FIGURE 73 : MORPHOTYPE DE PIED CREUX. 103
FIGURE 74 :MORPHOTYPE DE PIED PLAT 104
FIGURE 75: MORPHOTYPE DE PIED VALGUS 105
FIGURE 76 : ACQUISITION DU MEMBRE INFERIEUR PAR CT SCAN, EOS, ET IRM. LES BOULES BLANCHES VISIBLES SUR LE CT SCAN ET L'EOS CORRESPONDENT A DES MARQUEURS CUTANES UTILISES POUR L'ANALYSE DU MOUVEMENT. 109
FIGURE 77 : SEGMENTATION, GENERATION PUIS OPTIMISATION ET COMPARAISON DES OBJETS 3D SURFACIQUES DES STRUCTURES ANATOMIQUES 111
FIGURE 78 : CONCEPTION DES INSERTIONS LIGAMENTAIRES ET TENDINEUSES : EN BLEU : INSERTION, EN VERT : LIGAMENTS, EN ROUGE : MUSCLES 112
FIGURE 79 :LE MODELE MULTICORPS RIGIDES 114
FIGURE 80 : MODELE ELEMENTS FINIS DES TISSUS MOUS ET COUPLAGE CORPS RIGIDES OSSEUX 115
FIGURE 81 : RENDU DU MODELE DANS L'ENVIRONNEMENT DE DEVELOPPEMENT ARTISYNTH 116
FIGURE 82 : CHAUSSETTE TEXISENSE, DEVELOPPEE DANS LE CADRE DE L'ANR IDS. A DROITE : BUS CONDUCTEUR ET ALIMENTATION, MILIEU : EXTRAPOLATION DES DONNEES ISSUES DE LA CHAUSSETTES, GAUCHE : POSITIONNEMENT DES CAPTEURS SOUS LE PIED. 118
FIGURE 83 : A: MATRICE DE PRESSION, B: AFFICHAGE CONDITIONNEL, C: EMPREINTE FINALE, D: REGIONALISATION. 120
FIGURE 84 : PLATEFORME MODELISEE EN ELEMENTS FINIS PERMETTANT L'EXPORT DES MEMES METRIQUES QUE LA PLATEFORME PHYSIQUE. 121
FIGURE 85 : DE 1 A 4, 4 ESSAIS REELS DE MISE EN CHARGE, 5: SIMULATION COMPLETE DE MISE EN CHARGE 123
FIGURE 86 : SIMULATION DE MISE EN CHARGE DU PIED SUR UNE ORTHESE PLANTAIRE 128
FIGURE 87 : POSITIONNEMENT DU MARQUEUR VIRTUEL CORRESPONDANT AU CENTRE DE MASSE DU TALUS 132
FIGURE 88 : POSITIONNEMENT DU MARQUEUR VIRTUEL CORRESPONDANT AU CENTRE DE MASSE DU TIBIA 132
FIGURE 89 : POSITIONNEMENT DU MARQUEUR VIRTUEL REPRESENTANT LE CENTRE DE LA TETE DU SECOND METATARSIEN 133
FIGURE 90 : POSITIONNEMENT DES ELECTRODES ET MARQUEURS EXTERNES 134
FIGURE 91 : CINEMATIQUE DES MARQUEURS CUTANES SUR UN MOUVEMENT D'ABDUCTION A GAUCHE ET D'ADDUCTION A DROITE DU PIED 134
FIGURE 92 :PILOTAGE PAR ELECTROMYOGRAPHIE DU MODELE ELEMENT FINIS DU PIED. 136
FIGURE 93 : GAUCHE: COURBE DE FLEXION EXTENSION RECALEES, DROITE, COURBE DE L'EVOLUTION DE L'ABDUCTION, ADDUCTION RECALEES. DANS CHAQUE CAS, LA COURBE BLEUE EST OBTENUE AVEC LES MESURES REELLES AQM, TANDIS QUE LA COURBE ORANGE EST SIMULEE AVEC NOTRE MODELE BIOMECANIQUE DE PIED SOUS ARTISYNTH. 137

FIGURE 94 : COURBE GLOBALE DE COMPARAISON DE L'ANGLE 3D; GAUCHE : TABLEAU RECAPITULATIF DES AMPLITUDES 3D ET 2D PROJETEES 137
FIGURE 95 : POSITIONNEMENT DE LA TETE DE M2 DANS LE PLAN HORIZONTAL DU TALUS EN FLEXION DORSALE DE CHEVILLE 138
FIGURE 96 : POSITIONNEMENT DE LA TETE DE M2 LORS DE L'ABDUCTION , ADDUCTION 139
FIGURE 97 : FLEXION DORSALE TOUTES STRUCTURES VISIBLES ET RAMPES D'ACTIVATION DES MUSCLES EDL + EHL, PUIS TA PUIS EDL + EHL +TA 146
FIGURE 98 :FLEXION PLANTAIRE, RX SIMULE POUR VISUALISATION DE L'ARTHRODESE 147
FIGURE 99 : CINEMATIQUE ANGULAIRE A LA FLEXION DORSALE DE L'ANGLE FOOT MOTION, TALUS MOTION ET ANKLE FUSION MOTION A LA CONTRACTION SELECTIVE PUIS GROUPEE DES MUSCLES EDL, EHL ET TA. HAUT : EN 3D, MILIEU : ANGLE 2D PROJETE SUR PLAN SAGITTAL, BAS : ANGLE 2D PROJETE SUR PLAN HORIZONTAL 149
FIGURE 100 : CINEMATIQUE ANGULAIRE A LA FLEXION PLANTAIRE DE L'ANGLE FOOT MOTION, TALUS MOTION ET ANKLE FUSION MOTION A LA CONTRACTION SELECTIVE PUIS GROUPEE DES MUSCLES FDL, FHL, TP ET TRICEPS. HAUT : EN 3D, MILIEU : ANGLE 2D PROJETE SUR PLAN SAGITTAL, BAS : ANGLE 150
FIGURE 101:: REPRESENTATION GRAPHIQUE DES PROPORTIONS POUR LA POPULATION DIABETIQUE GLOBALE DE : PATIENTS NEUROPATHIQUES, AVEC RISQUE D'ULCERATION, ET PIED DE CHARCOT 155
FIGURE 102 : RAPPELS DE PHYSIO HISTOLOGIE SUR LE NERF ET LA CONDUCTION NERVEUSE. 156
FIGURE 103 :RAPPEL DES DIFFERENTS RECEPTEURS CUTANES ET DES SENSIBILITES EN LIEN 156
FIGURE 104 : A : FLEXION DORSALE MTP, LE PAQUET GRAISSEUX EST COMPRIME. B : EXTENSION MTP, LE PAQUET GRAISSEUX EST BIEN REPARTI. C : SUBLUXATION MTP EN FLEXION DORSALE, LE PAQUET GRAISSEUX EST ANTERIORISE ET AMPLIFIE LA LUXATION, PERTE DE LA PROTECTION MECANIQUE M 158
FIGURE 105 : MECANISMES DE DEFORMATION DES TISSUS EN LIEN AVEC LA MISE EN CHARGE ET LE RISQUE D'ULCERATION 160
FIGURE 106 : A GAUCHE : PIED DE CHARCOT EN PHASE AIGUË AVEC ŒDEME DU PIED DROIT. A DROITE : PIED DE CHARCOT CHRONIQUE AVEC AMPUTATION D'ORTEIL, ULCERATION ET REMANIEMENT OSSEUX. 162
FIGURE 107 : CLASSIFICATION DE SANDERS ET FRYKBERG [2001] 162
FIGURE 108 : A GAUCHE : LES FACTEURS DE RISQUE DU PIED DE CHARCOT, A DROITE, LES FACTEURS DE RISQUE D'ULCERATION 163
FIGURE 109 : A : VISUALISATION SUR CT SCAN AVEC FILTRAGE TISSUS MOUS DE LA ZONE DE PLAIE. B VISUALISATION EN TRANSPARENCE DES OS, TENDONS ET TISSUS CICATRICIELS 165
FIGURE 110 :: RECONSTRUCTION SURFACIQUE PAR SEGMENTATION DU SQUELETTE FUSIONNE A PARTIR DE COUPES CT SCAN 165
FIGURE 111 : A : PLATEFORME BAROPODOMETRIQUE ELEMENTS FINIS AVEC DE GAUCHE A DROITE : PIED EN TRANSPARENCE, DEBUT DE MISE EN CHARGE, ET MISE EN CHARGE. B : LE MAILLAGE DES TISSUS MOUS ET DE LA PEAU. 166
FIGURE 112 : SIMULATION N°1 : PRESSIONS PLANTAIRES SIMULEES ET CALCUL DES DEFORMATIONS 167
FIGURE 113 : SIMULATION N°2, APPLICATION DES PRESSIONS REELLES ET SIMULATIONS DES DEFORMATIONS 168
FIGURE 114 : COMPARAISON DE LA LOCALISATION DES DEFORMATIONS ET PLAIE 170
FIGURE 115 : EXEMPLE DE MODELES ISSUS DU TRANSFERT ANATOMIQUE : EN HAUT MODELE ELEMENTS FINIS, EN BAS MODELE CORPS RIGIDE AVEC VISUALISATION DE FORCE DE CONTRAINTES ARTICULAIRES POUR LES PATIENTS A ET B 174
FIGURE 116 : MODELISATION MUSCULO SQUELETTIQUE ET ELEMENTS FINIS DU MEMBRE INFERIEUR DU MODELE GENERIQUE 175

INDEX DES TABLEAUX

TABLEAU 1 :TABLEAU DE SYNTHESE DES MODELES DE PIED EN ANALYSE DU MOUVEMENT ET LEUR NOMBRE DE SEGMENTS, REVUE DE LITTERATURE PAR RANKINE ET AL. [2008] 70
TABLEAU 2 : SYNTHESE DES MARKER SET UTILISES DANS LE CADRE DE CE TRAVAIL DOCTORAL 73
TABLEAU 3: PROCESSUS DE GENERATION D'UN MODELE ELEMENTS FINIS 76
TABLEAU 4 : TABLEAU DE SYNTHESE, REVUE DE LITTERATURE "PIED ET ELEMENTS FINIS" 79
TABLEAU 5 : TABLEAU DE COMPARAISON DES SURFACES AVANT ET APRES OPTIMISATION, DISTANCE EXPRIMEE EN MM 110
TABLEAU 6 : TABLEAU DE SYNTHESE DES MASSES DES DIFFERENTS OS ET TISSUS CONSTITUANT LE PIED, POIDS EXPRIME EN GRAMMES 111
TABLEAU 7 : TABLEAU DES MUSCLES MODELISES AVEC LEUR LONGUEUR, CHEVILLE A 90° EN M, LEUR LONGUEUR DE CONTRACTION MAXIMUM, LONGUEUR D'ETIREMENT MAXIMUM, FORCE DE CONTRACTION MAXIMUM EN N, ET LONGUEUR DE TENDON EN METRE 113
TABLEAU 8 : LES PRESSIONS REELLES (N/CM2) POUR LES 4 ESSAIS : PRESSION MOYENNE (P MOY) ET PRESSION MAXIMALE OU PIC DE PRESSION (P MAX) AINSI QUE LA SURFACE DE CONTACT (CM2) 124
TABLEAU 9 : PRESSIONS REELLES (EN N/CM2) ET SURFACE (EN CM2) DE CONTACT POUR LES 4 ESSAIS : MOYENNE ET ECART TYPE DES PRESSIONS MOYENNES, PIC DE PRESSION ET SURFACE 124
TABLEAU 10 : COMPARAISON ENTRE PRESSIONS REELLES ET PRESSIONS SIMULEES 125
TABLEAU 11 : TABLEAU PRESENTANT LES VALEURS MINIMUM ET MAXIMUM DES PRESSIONS MOYENNES ET PICS DE PRESSION, PAR REGION, AINSI QUE LA VALEUR SIMULEE 125
TABLEAU 12 : CREATION DES REPERES POUR POSITIONNEMENT DES MARQUEURS VIRTUELS. 131
TABLEAU 13 : AMPLITUDES MAXIMUM EN FLEXION DORSALE A LA CONTRACTION MUSCULAIRE SELECTIVE , ANGLE 3D ET 2D PROJETES , EN DEGRES °. 148
TABLEAU 14 : AMPLITUDES MAXIMUM EN FLEXION PLANTAIRE A LA CONTRACTION MUSCULAIRE SELECTIVE , ANGLE 3D ET 2D PROJETES , EN DEGRES °. 148
TABLEAU 15 : SYNTHESE DES RESULTATS COMPARANT LES SIMULATIONS NUMERIQUES SUR LES VARIABLES DE VOLUME DE CLUSTERS DE DEFORMATION, DE REPARTITION DES PRESSIONS 169

REMERCIEMENTS

Ready, set, go !

Se lancer dans l'aventure doctorale est, en bien des points, similaire à son premier saut en parachute. La préparation est longue et permet au doute de s'installer. Ai-je bien intégré le savoir nécessaire, suis-je sûr de mon matériel, les conditions extérieures sont-elles remplies pour que le saut se déroule bien. Vais-je en être capable…
C'est cet ensemble de facteurs qui feront ressentir la peur et l'excitation, les doutes et les certitudes. Pour se rassurer, on pense aux personnes qui nous sont chères et à celles qui nous ont transmis leur savoir, nous ont initié et guidé afin d'avoir le courage d'aller au bout, de se jeter dans le vide. Ces remerciements leur sont adressés.

Je remercie tout d'abord le Pr Bernard Parratte et le Pr Raphaël Dumas qui m'ont fait l'honneur de rapporter ce manuscrit. Leurs remarques expertes et les questions soulevées m'ont permis de prendre du recul sur mon travail et de rendre ma soutenance la plus complète possible. Vos questions ont soulevé des points que je ne pourrai m'empêcher d'explorer. Pr Parratte, votre bienveillance et votre connaissance unique de l'anatomie descriptive et fonctionnelle seront un moteur pour mes prochains travaux.

Je remercie le Pr Amit Gefen de l'université de Tel Aviv et Michel Rochette, directeur des applications cliniques au sein du groupe ANSYS, d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

Yohan Payan et Nicolas Vuillerme, mes directeurs de thèse, votre confiance et vos expertises ont été précieuses, vous avez su me guider dans ce travail tout en me laisser explorer des pistes pouvant sembler hors-sujet. Cette liberté surveillée a été essentielle et très gratifiante.
Merci Yohan pour ta bienveillance, ta précision scientifique et tes conseils. Malgré mes digressions répétées, tu as réussi à me canaliser pour garder en vue mon objectif. A aucun moment je n'ai ressenti de complaisance scientifique en lien avec ma formation initiale de podologue, et mon parcours universitaire atypique. J'espère pouvoir continuer à développer et valider des modèles biomécaniques répondant à tes exigences. T'avoir comme directeur de thèse a été un honneur.
Nicolas, je te remercie pour tes conseils scientifiques et personnels, ils m'ont permis d'avancer dans cette thèse avec la prudence nécessaire. Ta transversalité, ton sens critique et ta capacité à tirer de mon esprit brouillon des synthèses cohérentes ont été indispensables lors de ces derniers mois. Tu m'as fait comprendre la nécessité de choisir son équipe de travail et présenté les personnes qui sont devenues essentielles à la réussite de cette thèse. Merci d'avoir pris le temps malgré tes contraintes personnelles de m'accompagner.
Marek Bucki, co-encadrant de cette thèse, responsable R&D de la Startup Texisense, j'ai rencontré en toi un catalyseur extraordinaire et un ami. Tu as su m'encadrer et me recadrer tout au long de ce travail. Ton exigence envers toi-même m'a imposé une rigueur dont je me pensais incapable. Nos discussions ont abouti très régulièrement à de nouvelles idées et pistes de réflexion faisant céder les verrous présents à chaque étape.

Mes remerciements vont aussi à Vincent Luboz, tu es passé de post-doc à collègue et tu es pour moi le mercenaire de la modélisation et de la rédaction. Tu m'as accompagné durant cette thèse et eu la patience de m'initier à la programmation. Sans ton aide, ce travail n'aurait pu aboutir.

Je remercie aussi Francis Cannard, fondateur de Texisense. Tu m'as fait découvrir le monde de l'entreprenariat innovant et son aspect de montagnes russes. J'ai entraperçu ce qu'un dirigeant doit faire comme sacrifice pour avancer. Ta confiance pour mettre en place les relations cliniques indispensables au déroulement de ce travail a été fondamentale. La liberté de conception biomécanique a aussi été majeure.
Merci Bruno Diot, co-fondateur de Texisense. Ton regard bienveillant, ta connaissance de la médecine numérique et nos interminables discussions ont enrichi ce travail et ma manière de le vivre au quotidien. J'admire ta motivation intacte pour changer les choses. Merci de m'avoir initié à la stratégie de gestion du risque.
Je remercie les autres membres de Texisense (Olivier, Eric, Marc) et des laboratoires TIMC et AGIES, nos rencontres et échanges m'ont permis souvent de retrouver la motivation et de voir les possibilités que la biomécanique et les technologies pouvaient apporter à nos patients.

J'ai eu la chance de pouvoir réaliser cette thèse sur deux sites cliniques prestigieux.
Tout d'abord à l'hôpital de Garches, je remercie Didier Pradon, tu mérites le titre de co-directeur de thèse ne serait- ce que pour l'apport majeur de nos premiers échanges : « je te prête mes jouets, je ne te montrerai pas comment s'en servir, c'est à toi d'apprendre à le faire, car si tu ne connais pas les outils, alors tu ne pourras jamais être sûr que les résultats obtenus correspondent à la réalité que tu recherches. ». C'est suite à cette phrase que j'ai découvert que dans ce corps de trappeur canadien, il y avait un petit être réfléchi et délicat. Merci pour ton amitié.
Je remercie aussi le Dr Nicolas Roche d'avoir accepté de réaliser les expériences farfelues que je proposais. Merci pour ta gentillesse et ta bienveillance. De plus, mon tibial postérieur droit se souviendra à jamais de notre rencontre.
Je remercie aussi le Pr Robert Carlier pour sa confiance et son soutien dans la réalisation de ce travail de modélisation. Ton aide a été essentielle dans bien des domaines. L'imagerie musculo-squelettique m'a parue beaucoup plus claire et enrichissante pour la biomécanique en apprenant à tes côtés.
Le second site clinique est l'hôpital de la Pitié Salpêtrière, dans le service de diabétologie du Pr Agnès Hartemann. Merci de m'avoir accueilli dans votre équipe. Merci au Dr Georges Ha Van, vous m'avez transmis votre passion du pied diabétique et la nécessité de repousser les barrières pour faire évoluer la prise en charge. Merci d'avoir accepté de venir à ma soutenance, votre présence était importante car les résultats sont directement liés au savoir que vous avez partagé. Jérôme, Yves, je suis fier d'être votre collègue et de la motivation que vous avez eu de reprendre les études pour faire avancer les choses.
Je remercie le laboratoire de biomécanique des Arts et Métiers, de m'avoir permis de découvrir la biomécanique à vos côtés.
Mes remerciements vont aussi aux personnels Garchois, doctorants, masters, manipulateurs radio que j'ai croisé durant ces années de recherche ainsi qu'à mes patients passés et futurs.

Quand cette thèse a débuté, je venais d'avoir 30 ans. Je souhaite ici remercier les personnes qui m'ont fait confiance et m'ont poussé à avancer sans cesse dans cette première vie.
Je remercie Yves de la Villeguerin, j'avais 20 ans lors de notre rencontre et j'ai compris à ce moment-là que l'on peut faire ce que l'on veut de sa vie en s'en donnant les moyens et en étant acteur de ses choix. Même si nos chemins se sont éloignés, ces 5 années à vos côtés ont modifié le cours des choses.
Je remercie Philippe Monthéard, mon père spirituel dans la podologie, tu as su me convaincre d'aller au bout des choses pour faire évoluer notre métier. Tes conseils personnels et professionnels ont une grande valeur pour moi. Merci de m'avoir fait confiance et aidé à avancer dans cette profession si spéciale. Tu m'as fait découvrir la transdisciplinarité par le

staff de la Clinique du Mont-Louis, dont je remercie tous les membres et plus spécialement le Dr Jean-Pierre Mortier et le Dr Claude Tallineau. Tu m'as aussi introduit à la Société Française de Podologie. J'espère que ma présidence aura été à la hauteur de tes attentes. J'en profite pour remercier les membres du bureau et surtout Sandy Fouat et Gabriel Hocquemiller, collègues et amis de longue date. Ainsi se concluent mes remerciements professionnels.

Cher Evelyne, cher Marcel, mes parents, merci pour votre amour, votre soutien et votre tolérance. Vous m'avez laissé libre de mes choix, me laisser partir à 15 ans a été difficile pour vous, mais cela m'a donné l'autonomie nécessaire pour m'en sortir, quoi qu'il se passe, soyez en sûr. Votre soutien affectif, financier et logistique a été indispensable à la réussite de ce parcours qui pouvait, vu de l'extérieur, sembler incohérent. Merci enfin pour votre patience et votre aide envers Jules.
Benjamin et Clémence, je suis fier d'être votre frère, de ce que vous êtes et des familles que vous avez créées.
Jules, mon fils, j'ai débuté cette thèse à ta naissance, tu m'as accompagné tout au long de ce travail, et te voir grandir en parallèle de mes avancées a été d'un immense soutien. Saches que tu as été mon moteur, et mon carburant. Tu es la plus belle chose qui me soit arrivée et ta curiosité naïve, pure, est une leçon au quotidien. Si jamais tu lis ceci, et que ta vie n'est pas celle que tu souhaites, sache qu'il n'est jamais trop tard pour changer de chemin. Le début et la fin de l'histoire sont les mêmes pour tout le monde, à toi d'en écrire les autres pages.
Marie-Line, mon amour, mon amie, je n'ai pas les mots pour exprimer ma gratitude de t'avoir dans ma vie, tu es un être à part, ta douceur, ta gentillesse, ton implication pour le bien des autres sont rares. Merci d'avoir partagé ces années avec moi, d'avoir accepté mes changements de direction, mes insomnies et mes doutes. Nous sommes montés dans l'avion ensemble, la montée a été longue, avec des turbulences, des trous d'air, mais nous voilà arrivés à 4000m, la porte s'ouvre, on regarde en bas notre vie à venir.

Ready, set, go
On passe la porte, on quitte l'avion, je t'aime

PUBLICATIONS

A. Articles dans des journaux internationaux à comité de lecture

1. Bucki M., Luboz V., **Perrier A**., Champion E., Diot B., Vuillerme N., Payan Y. **Clinical workflow for personalized foot pressure ulcer prevention.**
   Medical Engineering And Physics, 2016. (in press),
   Impact factor: 1.825

2. Luboz V**.**, **Perrier A**., Bucki M., Diot B., Cannard F., Vuillerme N., & Payan Y., 2015.
   Influence of the Calcaneus Shape on the Risk of Posterior Heel Ulcer Using 3D Patient-Specific Biomechanical Modeling
   Annals of Biomedical Engineering, volume 43, issue 2, 325-335.
   Impact factor: 3.19

3. **Perrier A**., Vuillerme N., Luboz **V.**, Bucki M., Cannard F., Diot B., Colin D., Rin D., Bourg J.-P., Payan Y., 2014.
   Smart Diabetic Socks: Embedded device for diabetic foot prevention
   IRBM 35 (2014) 72–76.
   Impact factor: 0.38

4. Luboz V**.**, **Perrier A**., Stavness I., Lloyd J.E., Bucki M., Cannard F., Diot B., Vuillerme N. & Payan Y., 2014.
   Foot Ulcer Prevention Using Biomechanical Modeling.
   Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization (CMBBE: I&V), Volume 2, Issue 4, Dec. 2014, 189-196.
   Impact factor: 1.393

B. Proceedings de conférences internationales à comité de lecture

1. **Perrier A**., Bucki M., Luboz V., Vuillerme N., & Payan Y.
   Conception and evaluation of a 3D musculoskeletal finite element foot model
   Proceedings of Société de Biomécanique conference, printed in Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2015.

2. **Perrier A**., Bucki M., Luboz V., Vuillerme N., & Payan Y.
   3D musculo-skeletal finite element analysis of the foot kinematics under muscle activation with and without ankle arthrodesis.
   Proceedings of Société de Biomécanique conference, printed in Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2015.

3. **Perrier A**., Luboz V., Bucki M., Cannard F., Vuillerme N., & Payan Y.
   Conception et évaluation d'un modèle musculo-squelettique et éléments finis du pied.
   Proceedings of the SOFAMEA conference, in Geneva, Switzerland, 2015.

4. **Perrier A**., Vuillerme N., Luboz V., Bucki M., Diot B., Cannard F., Havan G. & Payan Y.
   Biomechanical simulation of the Charcot neuroarthropathic foot with plantar ulcer.
   Proceedings of the European Pressure Ulcer Advisory Panel (EPUAP), in Stockholm, Sweden, 2014.

5. Luboz V., **Perrier A**., Bucki M., Diot B., Cannard F., Vuillerme N. & Payan Y.

Does the calcaneus morphology have an influence on the risk of posterior heel ulcer?
Proceedings of the European Pressure Ulcer Advisory Panel (EPUAP), in Stockholm, Sweden, 2014.

6. Luboz V., **Perrier A**., Bucki M., Diot B., Cannard F., Vuillerme N. & Payan Y.
Influence of the calcaneus morphology on the risk of posterior heel ulcer creation
Proceedings of the Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering conference (CMBBE), in Amsterdam, Netherlands, October 2014.

7. **Perrier A**., Luboz V., Bucki M., Cannard F., Vuillerme N. & Payan Y.
Evaluation of a musculoskeletal finite element model of the foot
Proceedings of the Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering conference (CMBBE), in Amsterdam, Netherlands, October 2014.

8. **Perrier A.,** Vuillerme N., Luboz V., Bucki M., Cannard F., Diot B., Colin D., Rin D., Bourg J.-P., Payan Y.
Smart Diabetic Socks: Embedded device for diabetic foot prevention
IRBM

9. Luboz V**.**, **Perrier A**., Bucki M., Cannard F., Diot B., Vuillerme N. & Payan Y.
Dynamic Biomechanical Modeling for Foot Ulcer Prevention
Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE), Proceedings of the Society of Biomechanics (SB) conference, in Marseille, France, September 2013.

10. Luboz V**.**, **Perrier A**., Bucki M., Cannard F., Diot B., Vuillerme N. & Payan Y.
Biomechanical Modeling to prevent foot ulcer
Proceedings of the European Society of Biomechanics (ESB) conference, in Patras, Greece, August 2013.

11. Luboz V**.**, **Perrier A**., Vuillerme N., Bucki M., Diot B., Cannard F. & Payan Y.
Foot Biomechanical Modeling to Study Orthoses Influence
Proceedings of the Society of Biomechanics (SB) conference, in Toulouse, France, Vol. 15, Supl. 1, pp. 360-362, October 2012.

12. Luboz V., **Perrier A**., Bucki M., Cannard F., Diot B., Colin D., Rin D., Bourg J.P., Vuillerme N. & Payan Y**.** (2015).
Towards foot ulcer prevention: The Intelligent Diabetic Socks (IDS) project.
Wund Management, Vol 9(1), pp. 6-10

C. Récompenses :

Prix de la meilleure présentation étudiante de la Société Francophone d'Analyse du mouvement chez l'enfant et l'adulte (SOFAMEA) Février 2015 Genève. **Perrier A**., Luboz V., Bucki M., Cannard F., Vuillerme N. & Payan Y. **Evaluation of a musculoskeletal finite element model of the foot**

Prix **Blaise Pascal**, innovation technologique et santé publique, remis par la Ministre de la Santé dans la catégorie « Médecine individualisée » pour la société Texisense et le pôle neuro-locomoteur de l'hôpital Raymond Poincaré de Garches. Projet : Modélisation patient spécifique du membre inférieur.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

"L'avenir n'est jamais que du présent à mettre en ordre.
Tu n'as pas à le prévoir, mais à le permettre."

Antoine de Saint-Exupéry

« - et ton Papa il fait quoi comme métier ?
- Mon papa il travaille pas, il fait de l'ordinateur »

Jules 3 ans

La bipédie humaine permanente en opposition à la bipédie transitoire est une des composantes fonctionnelles permettant de distinguer l'homme moderne des autres primates. La locomotion prolongée (plusieurs heures), ainsi que l'orthostatisme digital, composent cette bipédie spécifique à l'homme. L'anatomie du pied, avec la perte d'opposition du pouce chez l'homme en est une des composantes structurelles. Les recommandations d'activité physique incitent à marcher entre 7000 et 8000 pas par jour. Cela implique que ce pied hyperspécialisé doit être capable de répondre à cette répétition d'efforts et cela tout au long de la vie de l'individu, mais également de s'adapter à un environnement parfois changeant et imprévisible.
L'étude et la prise en charge des pathologies touchant le pied, d'un point de vue fonctionnel, traumatique et dégénératif, entrent dans le champ de la rhumatologie et de l'orthopédie, avec une spécialité pour la prise en charge par orthèse plantaire appelée « podologie ». Les praticiens concernés, qu'ils soient médicaux ou paramédicaux, se doivent de comprendre le « système pied » pour pouvoir assurer à leurs patients une prise en charge optimale. Cette tâche est loin d'être facile et implique la transmission de connaissances théoriques et pratiques suffisantes.

L'anatomie descriptive du pied est bien étudiée et peu de notions semblent à découvrir. Les pathologies touchant le pied sont également bien documentées et les symptômes et descriptions permettent d'en faire le diagnostic. Cependant, dans de nombreuses situations, une fois le diagnostic posé, la proposition thérapeutique ne permet pas de résoudre le problème de manière sûre et pérenne. Le plus souvent, cela est dû à une prise en charge limitée au symptôme sans prendre en compte les mécanismes fonctionnels ayant abouti à cette lésion.
La compréhension de ces mécanismes relève des champs de la biomécanique, de l'anatomie fonctionnelle et des neurosciences. De nombreux auteurs ont apporté des éléments de connaissance sur la mécanique locale du pied. Le pied n'est cependant jamais analysé dans sa composante tridimensionnelle et multifonctionnelle. Dans les faits, aucune théorie ne permet de comprendre le pied par une approche systémique et fonctionnelle, intégrant les données anatomiques sujets-spécifiques à la compréhension fonctionnelle normale et pathologique.

Les avancées technologiques essayent de répondre à ce besoin d'analyse globale. Cela a commencé avec Étienne Jules Marey (1873) et sa chaussure exploratrice de pression plantaire et de durée d'appui, et se poursuit à l'heure actuelle avec les systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement, présentant le pied en plusieurs segments, ou avec les technologies de baropodométrie. Néanmoins, ces techniques ne permettent qu'une analyse des

composantes externes du pied, alors que la modélisation biomécanique du pied, quant à elle, (par exemple avec la méthode des éléments finis) présente l'intérêt de permettre d'analyse, par simulation numérique, des déformations des structures internes. Cependant, les applications concrètes de ce type de modèle en routine clinique, pour la compréhension et la thérapeutique du pied, sont, à notre connaissance, inexistantes à ce jour. Au démarrage de notre travail de thèse, les modèles les plus avancés étaient génériques (c'est-à-dire non patients-spécifiques) et se limitaient à un champ théorique de compréhension du fonctionnement du pied. De plus, la haute résolution des modèles ne permet pas, dans la majorité des cas, leur utilisation générique : les modèles sont construits pour répondre à une catégorie de simulation ou de conditions aux limites.

Devant ce constat, mettant en relation les possibilités offertes par les outils de simulation numérique et les connaissances théoriques du « système pied », il nous semble qu'une meilleure compréhension du pied et de ses traitements soit aujourd'hui possible. Elle nécessite la conception de modèles biomécaniques sujets-spécifiques intégrant les connaissances qu'ont les cliniciens des fonctionnements et dysfonctionnements du pied sain et pathologique.

Il devient donc indispensable de comprendre que le « Pied » est une structure complexe qui, de par sa nomination simplifiée, induit souvent une simplification de fait du fonctionnement de cette structure. Cette simplification pose un problème majeur, car elle ne permet pas de circonscrire l'ensemble des connaissances nécessaires à la compréhension du pied.

La première question qu'il a fallu se poser dans le cadre de cette thèse est la suivante : « À quoi sert un pied ? »
Nous proposerons une nouvelle définition du pied posant les bases de ce travail doctoral : « ***Le pied humain, quelle que soit la surface du sol, quels que soient le relief du support et la finalité du geste, doit pouvoir s'adapter fonctionnellement afin de transmettre les bons efforts, forces et moments de force aux structures sus-jacentes.*** »
Notre hypothèse principale, issue de l'expérience professionnelle de podologue précédant ce travail doctoral, est que le pied doit répondre à trois prérequis pour être fonctionnel : adaptabilité au sol, rigidification passive et conservation d'énergie.

Deux disciplines se sont intéressées au pied : les sciences du vivant et les sciences de l'ingénieur. Pour les sciences du vivant, d'une part, la connaissance structurelle est exhaustive et la connaissance fonctionnelle du pied se fait par une simplification de description, souvent suivant un seul plan, sans notion temporelle et par analogie avec des systèmes mécaniques. Nos deux premiers chapitres porteront sur ces deux composantes : structurelle et fonctionnelle.
Pour les sciences de l'ingénieur, d'autre part, la simulation numérique est souvent utilisée. Afin de modéliser le pied, plusieurs méthodes ont été abordées dans la littérature : les multi-corps rigides, les éléments finis et l'analyse quantifiée du mouvement. L'état de l'art dans ce domaine concernera notre troisième chapitre.

Que ce soit dans le domaine des sciences du vivant ou dans celui des sciences de l'ingénieur, il n'y a, à notre connaissance, aucun résultat satisfaisant permettant l'accès à une compréhension globale du fonctionnement du pied. Pour cela, il est indispensable de prendre en compte l'aspect tridimensionnel et dynamique adaptatif du pied.

Ceic nous amène à proposer, dans le cadre de cette thèse, une nouvelle théorie, ainsi qu'une approche globale de la méthode de conception des modèles biomécaniques utilisant l'exhaustivité de l'anatomie descriptive modulée par la compréhension fonctionnelle du pied.

Le quatrième chapitre décrira cette théorie originale.

Nous proposerons ensuite une modélisation qui s'appuie sur une méthode numérique mixte couplant multi-corps rigides et éléments finis. L'évaluation, voire la validation du modèle, s'est faite en charge et en décharge avec comparaison clinique utilisant les gold standard concernés. La conception et l'évaluation du modèle pour sa validation constitueront le cinquième chapitre de cette thèse.

Enfin, nous avons mis en pratique notre méthodologie à deux applications cliniques distinctes. La première est orthopédique et concerne l'exploration des conséquences fonctionnelles d'une arthrodèse de cheville en décharge et les modifications d'action musculaire en lien. La seconde application porte sur les conséquences de la neuropathie diabétique sur le pied et cherche à prédire le risque d'ulcération chez le sujet diabétique présentant un pied de Charcot de type 2. Ces deux applications cliniques constitueront le sixième chapitre de ce manuscrit.

En résumé, nos contributions de recherche se veulent en continuité avec les travaux des cliniciens et ingénieurs s'étant intéressés au pied. Cependant, notre contribution théorique majeure porte sur une nouvelle approche globale de la compréhension fonctionnelle du pied, quels que soient son morphotype et sa fonction. Cette théorie sert de base à la conception du premier modèle biomécanique, patient-spécifique, couplant corps-rigide et éléments finis et validé aussi bien sur la fonction de mise en charge que sur le pilotage musculaire en décharge. La mise en application a été l'aboutissement de ce travail afin d'aller de la théorie à la pratique. Les processus de développement, basés sur une fusion de la connaissance clinique et technique, se veulent suffisamment génériques pour permettre la modélisation de la majorité des systèmes articulaires.

CHAPITRE 1

ANATOMIE DESCRIPTIVE DU PIED HUMAIN

Le pied humain, associé à la cheville, est composé de 28 os et de 33 articulations. Figure 1

Comprendre sa complexité nécessite un minimum de connaissances concernant l'anatomie descriptive du pied. Celle-ci n'apporte qu'une information topologique pour les os, et les trajets et insertions pour les muscles. Ainsi nous allons décrire, dans ce premier chapitre, les différents os constituant le squelette du pied et de la cheville, les articulations les liant ainsi que les muscles permettant leurs divers mouvements. Notre objectif n'est pas de se substituer aux différents ouvrages d'anatomie bien plus complets dans leur description, mais de rappeler certaines notions élémentaires nécessaires afin de comprendre le lien entre l'anatomie descriptive de ce chapitre et la biomécanique clinique du chapitre suivant. Par la suite, cette « anatomie fonctionnelle » servira de fondement à la modélisation dynamique du pied. Ces deux paragraphes sur l'anatomie du pied ne peuvent être exhaustifs et ont donc pour but de rappeler les connaissances minimales nécessaires à la compréhension des mécanismes et théories exposées plus tard.

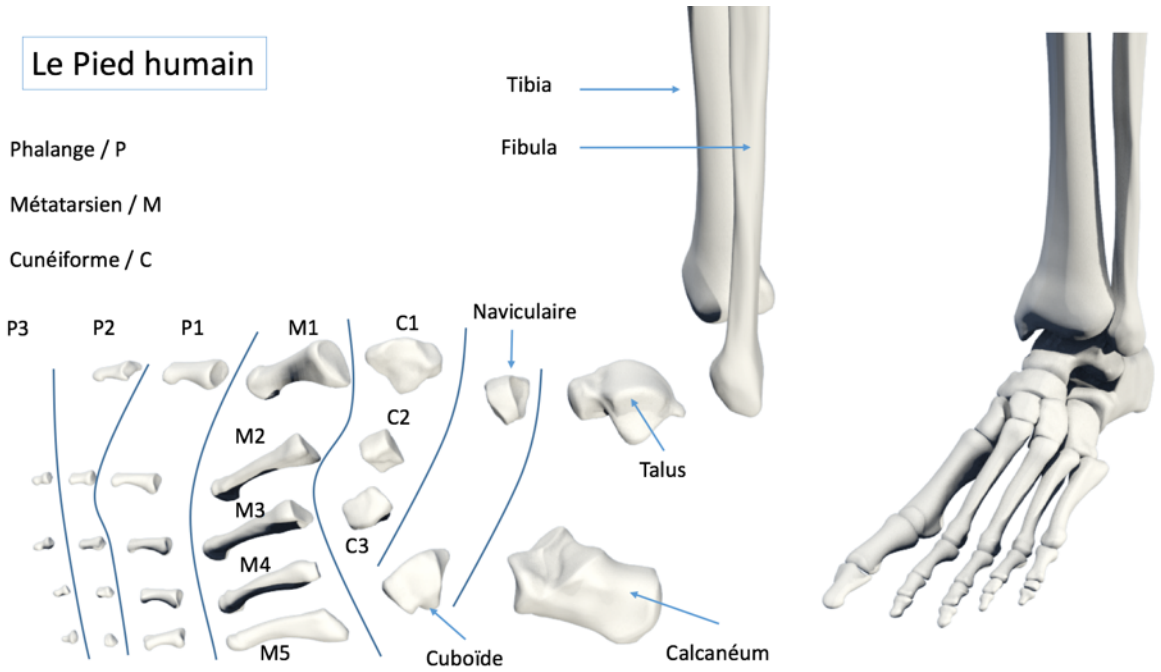


Figure 1 : Ostéologie du pied : les os du pied et de la cheville avec leurs abréviations

Toutes reproductions partielles ou totales des figures de ce manuscrit sont interdites sans l'autorisation de l'auteur.

1. Ostéologie, Arthrologie

1.1. L'articulation talocrurale ou cheville

Figure 2
Cette articulation complexe de type ginglyme met en rapport trois os : le *tibia* et la *fibula* constituant le squelette jambier, ainsi que le *talus*, os de liaison du pied avec la jambe.

La fibula est un os long situé en dehors et parallèle au tibia. L'épiphyse distale de la fibula va former la malléole externe, s'articulant avec le talus.

Le tibia est un os long formant la partie médiale du squelette jambier. Il s'articule en haut avec le fémur par son épiphyse supérieure, en bas avec le talus par son épiphyse inférieure, et en dehors avec la fibula, par deux articulations supérieure et inférieure.

Le tibia est un os épais, qui assure le support de charge principale entre le fémur et le pied.
Il présente trois faces :
1) la face latérale sert d'insertion aux muscles de la loge antérieure
2) la face médiale, dont les ¾ inférieurs sont sous cutanés, est support d'insertion dans sa partie supérieure aux muscles de la patte d'oie
3) la face postérieure sert d'insertion aux muscles de la loge postérieure

L'épiphyse distale du tibia est aussi appelée pilon tibial. Ce dernier se prolonge en dedans par une saillie osseuse appelée malléole médiale. Couplé à l'épiphyse distale de la fibula, cet ensemble devient la pince tibio-fibulaire. La face inférieure du pilon est concave et répond géométriquement à la convexité du dôme du talus.

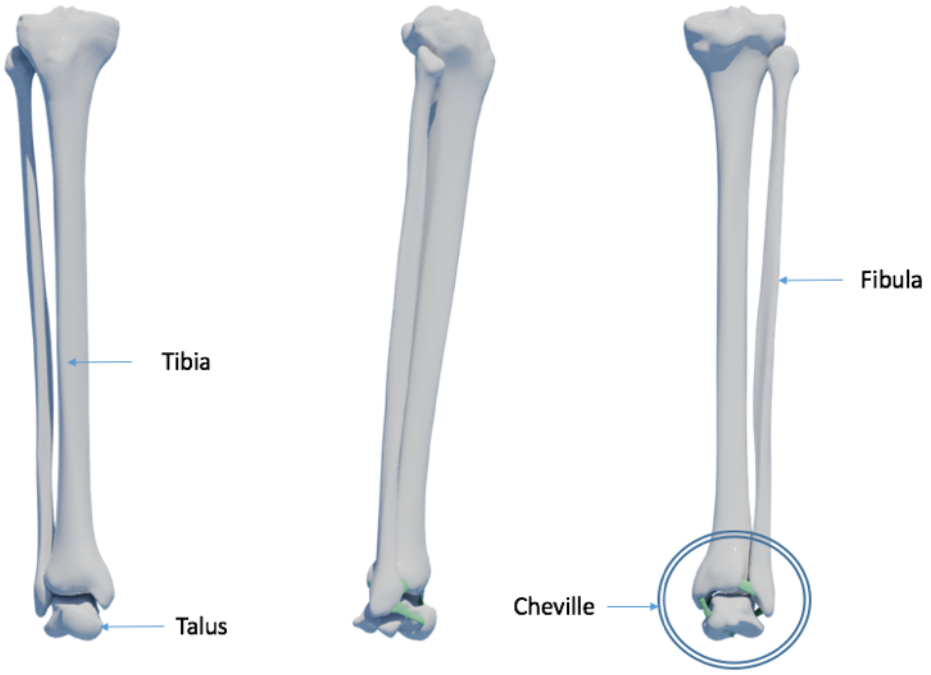


Figure 2 : Articulation de la cheville

Le talus (Figure 3) est un os compact qui va s'articuler en haut avec la pince tibio-fibulaire par l'intermédiaire de son dôme, en bas avec le calcanéum par les articulations sous-talaires et en avant avec le naviculaire par l'intermédiaire de sa tête.

La face supérieure du talus est aussi appelée trochlée ou poulie car elle présente une gorge dans le plan frontal et une convexité dans le plan sagittal.

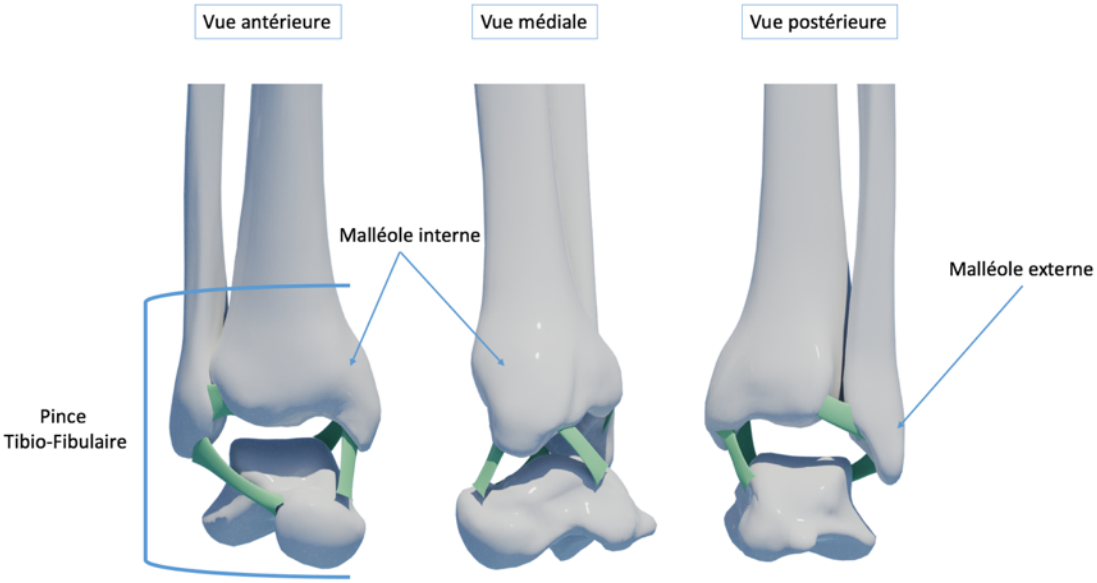


Figure 3 : Pince Tibio-fibulaire et malléoles

Dans le plan frontal, la trochlée du talus est plus large en antérieur qu'en postérieur. Cela va donc induire un écartement de la pince tibio-fibulaire lors de la flexion dorsale de la cheville avec une mise en contact de la partie antérieure du dôme du talus avec le pilon tibial.

Lors de la flexion plantaire ou dorsale, il existe une mobilité entre la fibula et le tibia permettant l'adaptation progressive de la congruence par le déplacement du talus. Ce mécanisme permet une stabilité lors du mouvement de flexion / extension de cheville.

1.2. L'articulation Subtalaire ou sous talienne.

Cette articulation est composée de deux zones anatomiques articulaires indépendantes permettant la liaison entre le talus et le calcanéum (Figure 4).

Le Calcanéum est un os situé à la partie postéro-inférieure du pied. Il est en contact avec le talus en haut, et avec la coque talonnière et le sol en bas.

- La surface articulaire postérieure du calcanéum est située au centre de sa face supérieure. Cette surface est en regard de la surface articulaire postéro-inférieure du talus. Elle est de type trochoïde et présente une capsule individualisée.

- La surface articulaire antérieure du calcanéum est située dans la partie antérieure et latérale de sa face supérieure. Cette surface est en regard de la surface articulaire antéro-inférieure du talus. Elle a un aspect en semelle. Cette articulation partage sa capsule articulaire avec l'articulation transverse du tarse.

Cette double articulation est un point important pour la transmission des contraintes sur le talus ou arrivant du talus que ce soit en chaine fermée ou en chaîne ouverte.
Parmi les moyens d'union importants figure le ligament talo-calcanéen interosseux. Aussi appelé ligament en Haie, il est composé de deux faisceaux et va permettre le maintien de la cohésion entre le talus et le calcanéum en forçant ainsi les capsules articulaires.

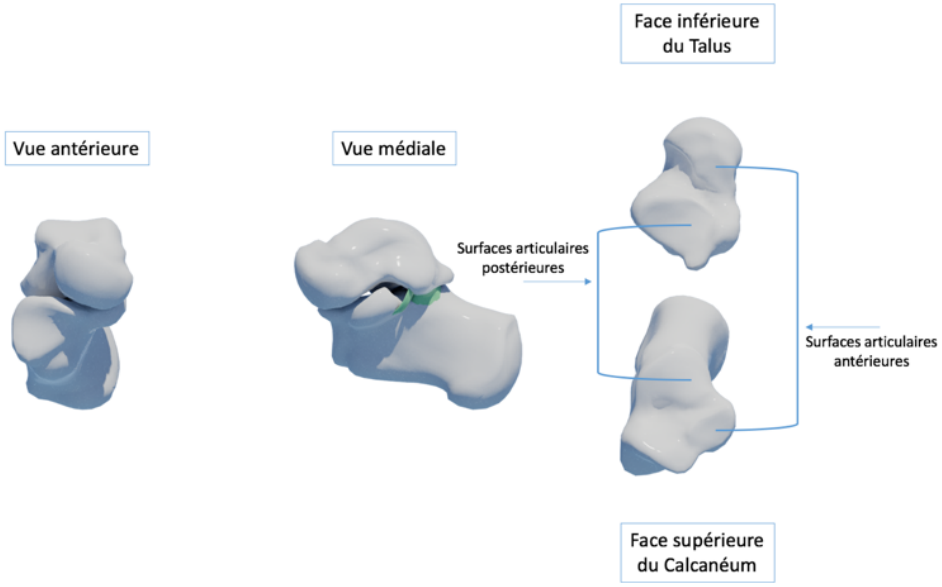


Figure 4 : Articulation sous talienne

1.3. L'articulation Transverse du Tarse.

Cette articulation comporte deux systèmes différents (Figure 5) :

- L'articulation transverse du tarse médiale va mettre en rapport le talus avec l'os **naviculaire**. Elle s'appelle l'articulation talo naviculaire. Cette articulation va partager sa capsule articulaire avec l'articulation sous talienne antérieure décrite précédemment. C'est une articulation de type ellipsoïde qui a comme particularité d'être renforcée par un fibrocartilage correspondant au plan profond du ligament calcanéo-naviculaire plantaire aussi appelé Spring ligament. Ce ligament essentiel permet la bonne coaptation entre le talus le calcanéum et le naviculaire, quelle que soit la direction de la force.

- L'articulation transverse du tarse latérale va mettre en rapport le calcanéum avec le **cuboïde**. Elle s'appelle l'articulation calcanéo-cuboïdienne. C'est une articulation de type selle incluant une capsule individuelle.

Parmi les moyens d'union importants dans ce complexe, figure le ligament bifurqué. Ce ligament présente deux faisceaux : un faisceau médial allant du calcanéum au naviculaire et un faisceau latéral allant du calcanéum au cuboïde.

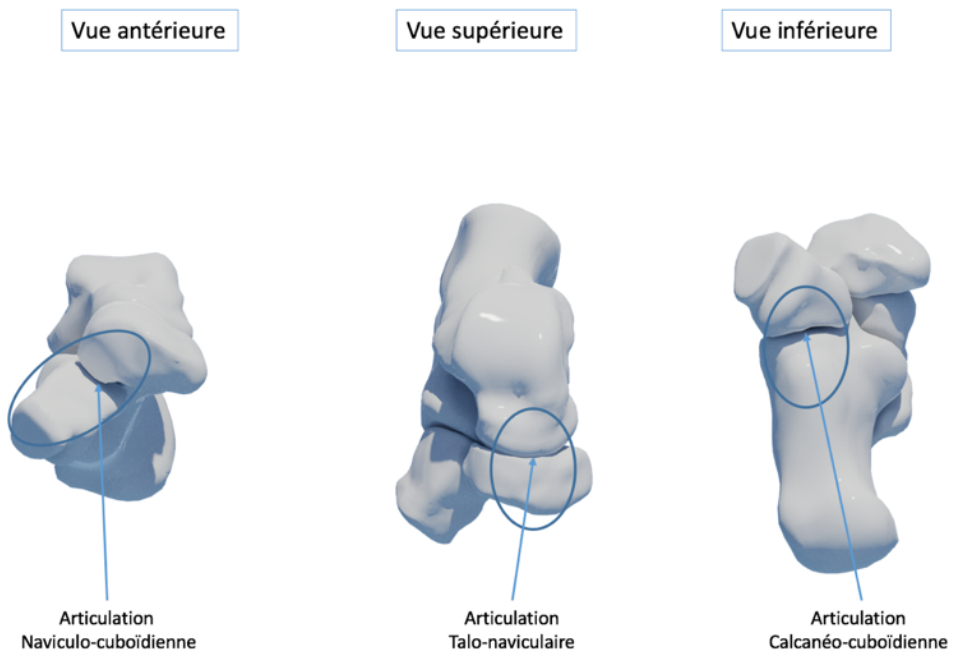


Figure 5 : Articulation Transverse du tarse

Ce ligament permet de compléter l'influence du talus sur le naviculaire en transmettant des contraintes par la partie inférieure. Le talus influence la mobilité du calcanéum qui va lui-même influencer le naviculaire. Ainsi, le naviculaire a des contraintes directes du talus et indirectes par l'intermédiaire du calcanéum.
Le ligament plantaire long est un autre moyen d'union essentiel. Il présente cependant une description anatomique variable en fonction des ouvrages.

1.4. L'articulation Tarso-Métatarsienne.

L'articulation tarsométatarsienne est constituée d'un système complexe d'articulations reliant en arrière le naviculaire et le cuboïde avec en antérieur les 3 cunéiformes et les bases des métatarsiens.
C'est un encastrement complexe ayant une mobilité très réduite avec une quantité importante de ligaments reliant les os les uns aux autres (Figure 6).
Très peu décrit dans une approche fonctionnelle, cet ensemble est souvent le siège de lésions traumatiques importantes comme des entorses luxations ou de pathologies dégénératives comme l'arthrose dont un des traitements peut être condamnant, l'arthrodèse.

Nous pouvons décrire classiquement quatre capsules dans l'articulation Tarso-Métatarsienne :

1. Une capsule permettant la coaptation et la congruence entre le naviculaire en arrière et les facettes postérieures des **cunéiforme médial**, **cunéiforme intermédiaire** et **cunéiforme latéral**. Cette capsule intègre aussi une partie connectant la face médiale du cuboïde au cunéiforme latéral et au naviculaire.
2. Une capsule médiale reliant le cunéiforme médial à la base du premier métatarsien.
3. Une capsule intermédiaire ou moyenne reliant les trois cunéiformes à la base des deuxième, troisième et quatrième métatarsiens.
4. Une capsule latérale reliant le cuboïde à la base des quatrième et cinquième métatarsiens.

Il est à noter l'encastrement du second métatarsien qui s'imbrique entre les cunéiformes médial et latéral. Ce système assure la bonne congruence de l'ensemble et rigidifie la partie interne du Tarse.

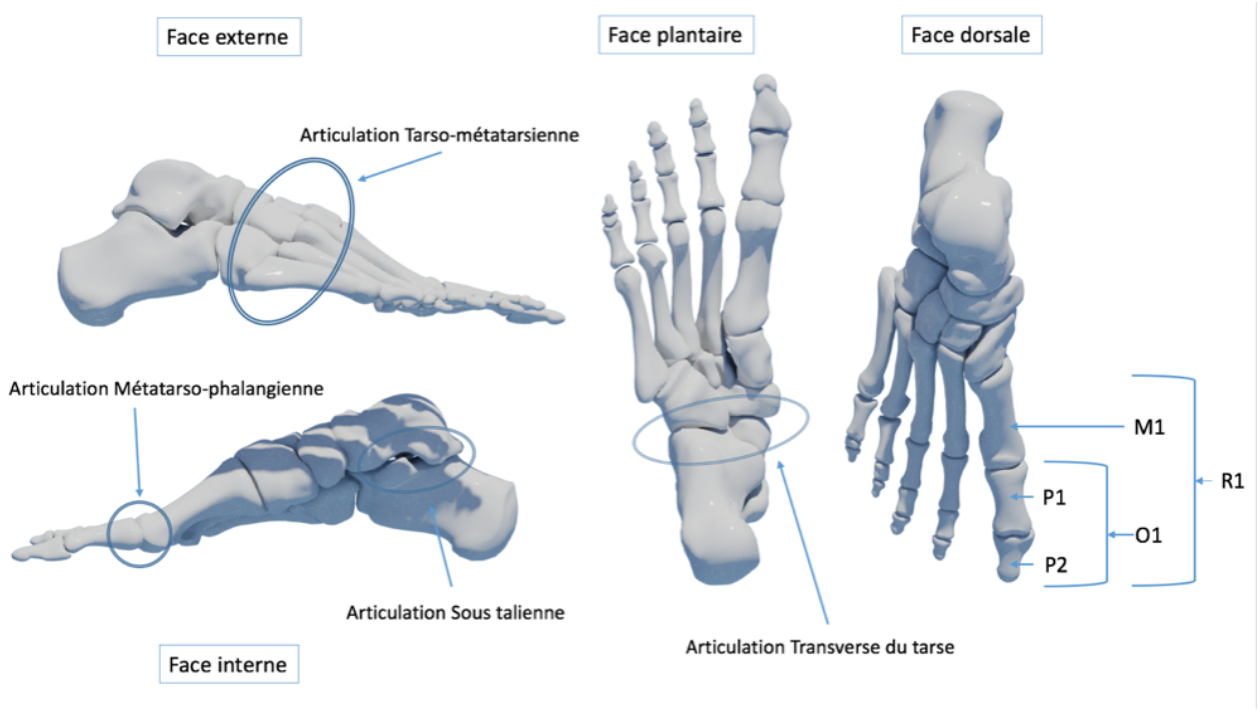


Figure 6 : Synthèse des régions articulaires du pied, d'arrière en avant : la sous talienne, la transverse du tarse, la Tarso-métatarsienne, les métatarso-phalangiennes, les rayons du pied R comprenant métatarsien M, et orteil O (comprenant les phalanges P)

1.5. L'articulation Métatarso- Phalangienne.

Il existe cinq articulations métatarso-phalangiennes : les articulations des deuxième, troisième, quatrième et cinquième rayons (O2, O3, O4, O5) qui sont identiques d'un point de vue structurel, et l'articulation métatarso-phalangienne de l'hallux qui est spécifique car elle inclut le système sésamoïdien (Figure 7).

1.5.1. Articulation métatarso-phalangienne commune

L'articulation métatarso-phalangienne commune va mettre en rapport la tête du métatarsien avec la base de la phalange proximale. C'est une articulation de type ellipsoïde.
Cette articulation présente comme spécificité un fibrocartilage glénoïdien qui va prolonger la surface articulaire de la base phalangienne vers le bas. Ce fibrocartilage est triangulaire en coupes sagittales avec un épaississement en regard de la phalange. Il a pour but d'augmenter la concavité et la surface articulaire en regard de la tête métatarsienne.
Les moyens de l'union sont sommaires, ainsi il existe de part et d'autre un ligament collatéral phalangien reliant la tête métatarsienne à la base de la phalange, et un faisceau reliant la tête métatarsienne au fibrocartilage. Il n'y a pas de moyen d'union dorsale.

Il est à noter que le fibrocartilage se retrouve aussi nommé dans la littérature comme « plaque plantaire ».

1.5.2. Articulation métatarso- phalangienne de l'Hallux (O1).

La tête du premier métatarsien est plus volumineuse que les autres têtes métatarsiennes. De plus elle a la particularité d'être aussi large que haute. La surface articulaire peut se diviser en trois parties. La partie inférieure présente deux surfaces articulaires séparées par une crête. Ces deux surfaces sont en regard de la face dorsale des os sésamoïdiens. Une partie supérieure est en regard de la base de la première phalange.
Il existe également un fibrocartilage ; cependant ce dernier va inclure les sésamoïdes.
La capsule articulaire est fine à sa partie supérieure et s'épaissit pour rejoindre le fibrocartilage dans sa partie inférieure. Cet ensemble sert d'insertion à de nombreux ligaments et tendons.

De part et d'autre de la capsule articulaire nous allons retrouver :

- Les ligaments métatarso phalangiens
- Les ligaments métatarso sésamoïdiens.
- Le faisceau phalangien du muscle abducteur de l'hallux ainsi que le faisceau glénoïdien.
- Le faisceau phalangien du muscle adducteur oblique et transverse.
- Les faisceaux médial et latéral du tendon du muscle court fléchisseur des orteils.
- Le tendon du muscle long fléchisseur de l'hallux qui coulisse entre les deux sésamoïdes, en plantaire, sous le ligament inter sésamoïdien.

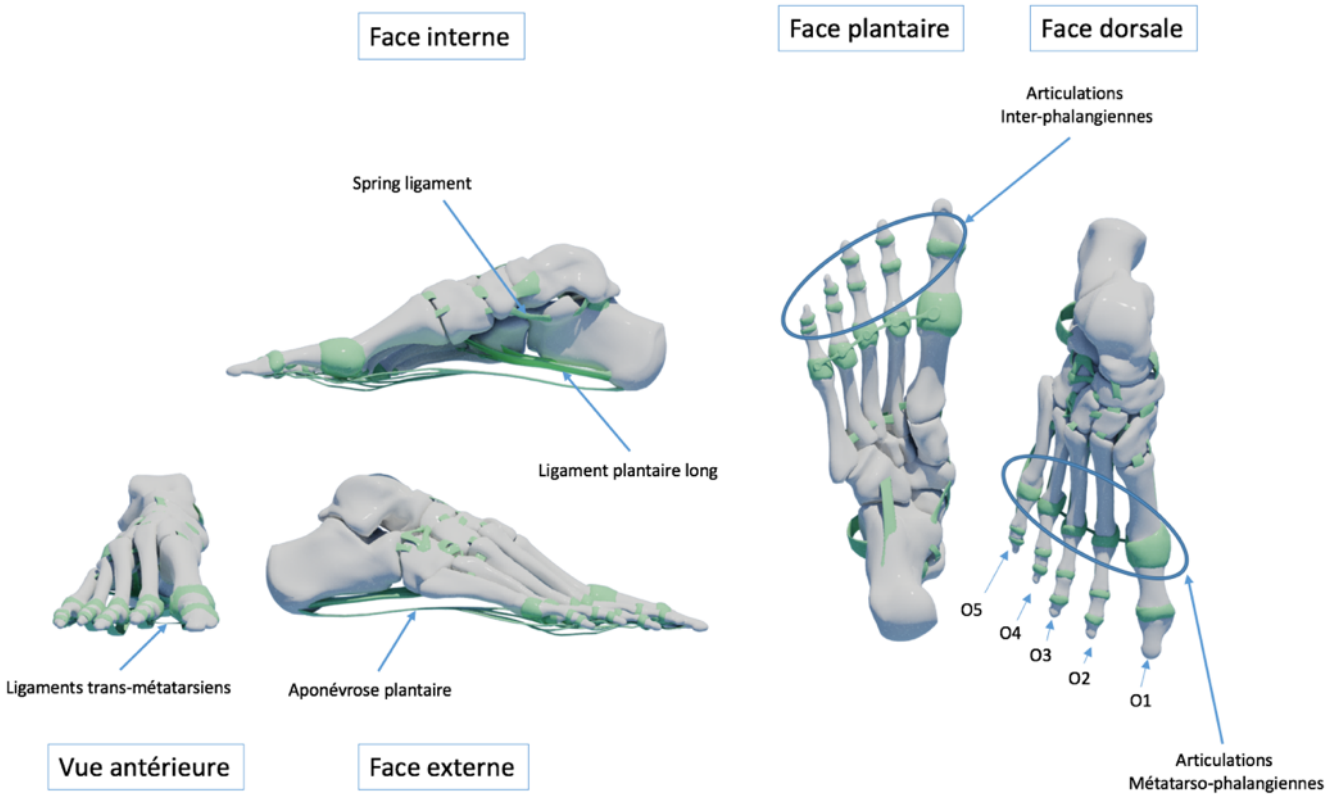


Figure 7 : Moyens d'union : principaux ligaments plantaires : Spring ligament, plantaire long, aponévrose et trans-métatarsiens.

2. Myologie

2.1. Les muscles de la jambe.

Nous appelons « muscles de la jambe » les muscles ayant pour localisation du corps musculaire le tibia ou la fibula. Pour la modélisation du pied, il est nécessaire de décrire les muscles de la jambe qui sont appelés muscles extrinsèques du pied. Cela signifie qu'ils ont une action sur le pied tout en ayant une insertion proximale située à distance, sur la jambe dans ce mémoire. Cela implique que nous inclurons aussi les gastrocnémiens prenant insertion sur les coques condyliennes du fémur. En effet, les gastrocnémiens forment avec le soléaire le muscle Triceps sural. A noter que nous exclurons la description du muscle Poplité qui est un muscle mobilisant l'articulation du genou.

Il existe trois loges musculaires pour la jambe, en l'occurrence les loges antérieure, latérale et postérieure.

2.1.1. La loge antérieure :

(Figure 8)

- Le muscle Tibial antérieur (TA) est un muscle extrinsèque du pied, il fait partie des releveurs du pied et va du tibia au tarse médial. Son insertion proximale se fait sur la face latérale du tibia aux 2/3 supérieurs. Son extrémité distale se situe sur la face médiale du cunéiforme médial. Ce muscle présente des expansions sur la base du premier métatarsien. Il a pour action de supporter le tarse antéro médial et de stabiliser l'articulation cunéo-métatarsienne. Nous verrons dans les chapitres suivants son rôle fonctionnel à la marche. En décubitus, il sera fléchisseur dorsal de l'articulation talo crurale.

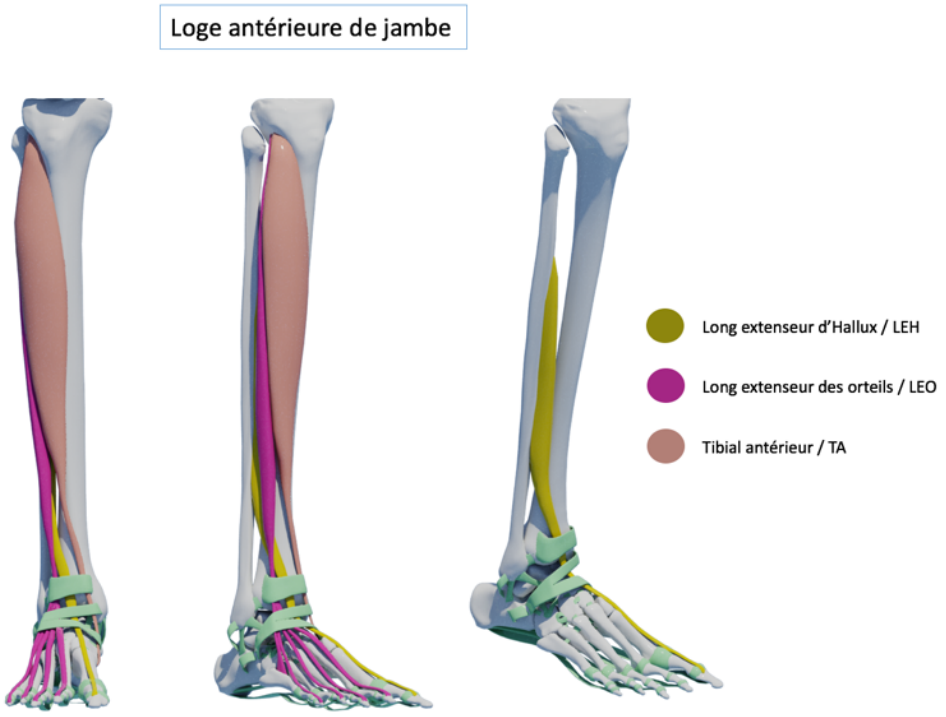


Figure 8 : Loge antérieure de jambe

- Le muscle Long Extenseur d'Hallux (LEH) est un muscle extrinsèque du pied. Il fait partie des releveurs du pied et est propre à l'Hallux. Il va de la fibula à l'Hallux. Son insertion proximale se fait sur la face médiale de la fibula dans le ¼ moyen supérieur. Il s'insère également sur la membrane interosseuse. Il a pour insertion distale la face dorsale de la base de la deuxième phalange de l'Hallux (P2O1). Il s'insère également en distal sur la base de la première Phalange de l'Hallux. En décubitus il est fléchisseur dorsal de l'Hallux (extenseur) et participe à l'adduction et à la supination du pied.

- Le muscle Long Extenseur des Orteils (LEO) est un muscle extrinsèque du pied. Il fait partie des releveurs du pied, provient de la Fibula et voit son tendon se diviser en 4 parties pour agir sur les orteils O2, O3, O4 et O5. Son insertion proximale se fait sur la face médiale aux ¾ supérieurs. Il s'insère également sur la membrane interosseuse. Il a pour insertion distale la face dorsale de la base des deuxièmes et troisièmes phalanges des orteils (P2 et P3 de O2, O3, O4, O5). Le tendon en distal va recevoir des expansions de muscles intrinsèques décrits plus tard dans ce paragraphe. En décubitus, le muscle est fléchisseur dorsal des orteils et fléchisseur dorsal de cheville avec un rôle dans l'éversion. Il va ainsi équilibrer la flexion dorsale de cheville en synergie avec le muscle TA qui a tendance à produire une supination, mobilité abordée dans le chapitre suivant.

2.1.2. La loge Latérale :

(Figure 9)

- Le muscle Long Fibulaire (LF) est un muscle extrinsèque du pied qui fait partie du groupe des fibulaires. Il va de la fibula au premier rayon (R1). Son insertion proximale se fait sur la face latérale dans la partie supérieure de la fibula. Le muscle a des expansions de son insertion proximale sur les septums inter musculaires antéro latéral et postéro latéral. Son insertion distale se fait sur la base de M1 en plantaire et a une expansion sur le premier cunéiforme. Ce muscle a pour particularité de coulisser dans un sillon plantaire du cuboïde qui rend son trajet oblique en avant et en dedans. Il participe en chaine ouverte à la pronation et à l'abduction du pied. (Définitions chapitre suivant).

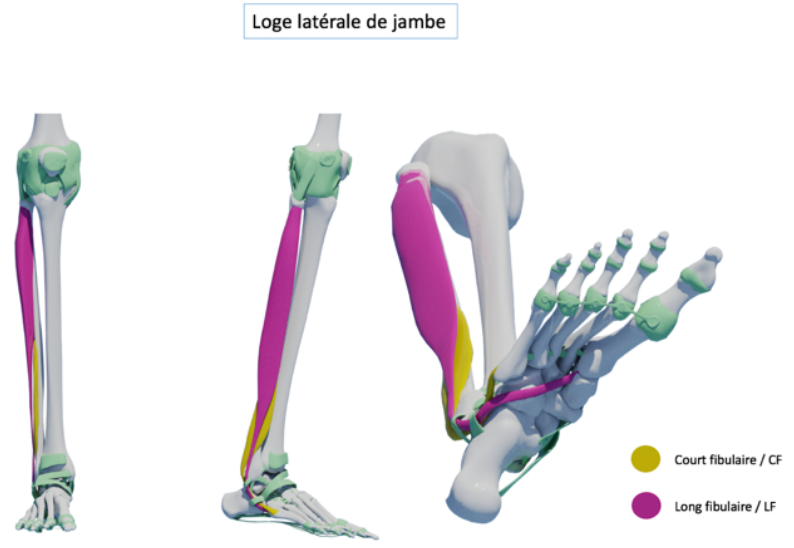


Figure 9 : Loge latérale de jambe

- Le muscle Court Fibulaire (CF) est un muscle extrinsèque du pied, il fait partie du groupe des fibulaires. Il va de la fibula à M5. Son insertion proximale se fait sur la face latérale de la fibula sur la moitié inférieure et sur le septum intermusculaire antéro latéral. Son insertion distale se fait sur la base de M5 dans la région appelée styloïde du cinquième, en latéral. En décubitus, il est pronateur et abducteur du pied.

2.1.3. La loge Postérieure :

- Le muscle Tibial postérieur (TP) est un muscle extrinsèque du pied, il fait partie des muscles rétro-malléolaires médiaux et va du segment jambier au pied. C'est le muscle qui présente le plus d'expansions. Au niveau du segment jambier, il s'insère sur les faces postérieures du tibia, de la fibula ainsi que sur la membrane interosseuse. Il se termine sur la tubérosité de l'os naviculaire à la face médiale. Il a des expansions sur les trois cunéiformes, le cuboïde, le calcanéum et les bases de M2, M3 et M4. Ce muscle se situe dans le plan profond (Figure 10) de la loge postérieure. Son rôle principal en décubitus est l'inversion pure.

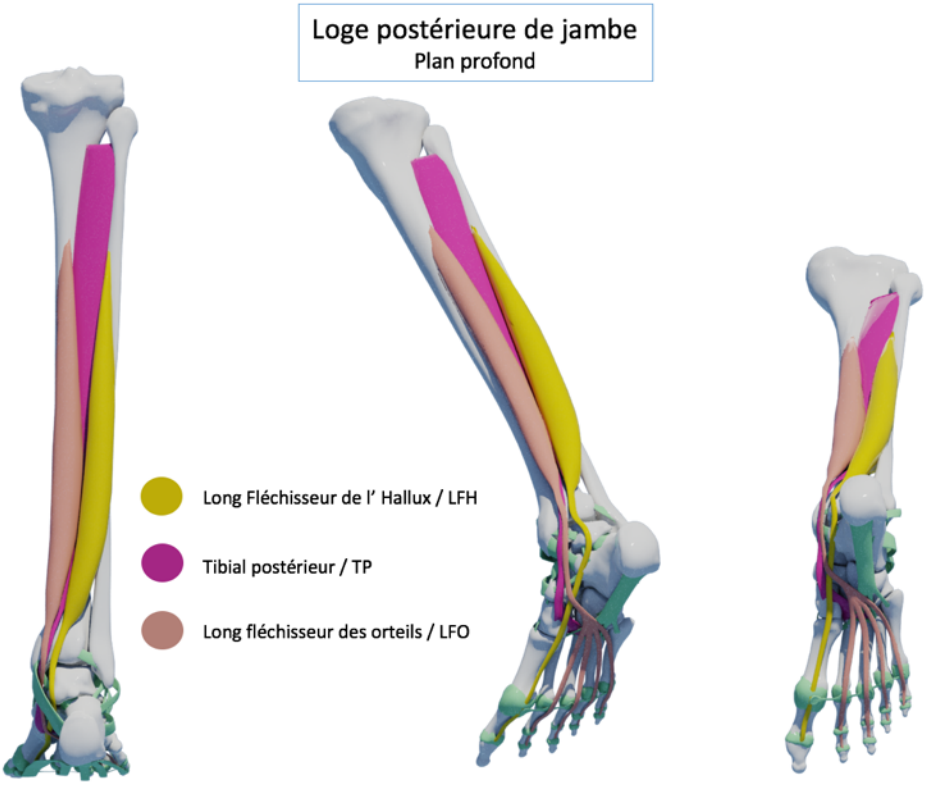


Figure 10 : Loge postérieure de jambe, plan profond

- Le muscle long Fléchisseur de l'Hallux (LFH) est un muscle extrinsèque du pied, il fait partie des muscles Reto malléolaires médiaux et va de la fibula au premier rayon. Il a pour insertion proximale la face postérieure de la fibula. Il se termine sur la base de P2 en plantaire. Il participe avec le muscle TP à la stabilisation de la pince bi malléolaire. En décubitus il a pour rôle majeur la flexion plantaire de l'Hallux, ainsi que la flexion plantaire de la cheville. Il participe aussi à l'inversion du pied.

- Le muscle long Fléchisseur des Orteils (LFO) est un muscle rétro malléolaire qui va du tibia à O2, O3, O4 et O5. Il a pour insertion proximale la face postérieure du tibia au 1/3 moyen. Il se termine sur la base de P3 des 4 orteils externes. Son action principale est la flexion plantaire des orteils ; il participe aussi à l'inversion du pied (de par son trajet) ainsi qu'à la flexion plantaire.

- Le Triceps Sural (TS) constitue le plan intermédiaire par le soléaire et le plan superficiel par les gastrocnémiens de la loge postérieure de jambe (Figure 11).

    - Le soléaire s'insère sur le col de la fibula et sur la crête oblique postérieure du tibia et se termine par une lame rejoignant la lame tendineuse des gastrocnémiens.
    - Les gastrocnémiens s'insèrent sur l'épicondyle médial du condyle médial du fémur pour le gastrocnémien médial et sur le condyle latéral pour le gastrocnémien latéral. Ils s'insèrent aussi sur les coques condyliennes. Ils se terminent par une lame tendineuse rejoignant celle du soléaire.
    - Les deux lames tendineuses se rejoignent pour former un tendon appelé tendon calcanéen ou tendon d'Achille. Ce tendon est épais et extrêmement puissant.
    - En décubitus, le TS produit de la flexion plantaire de cheville, mais aussi de la flexion de genou.

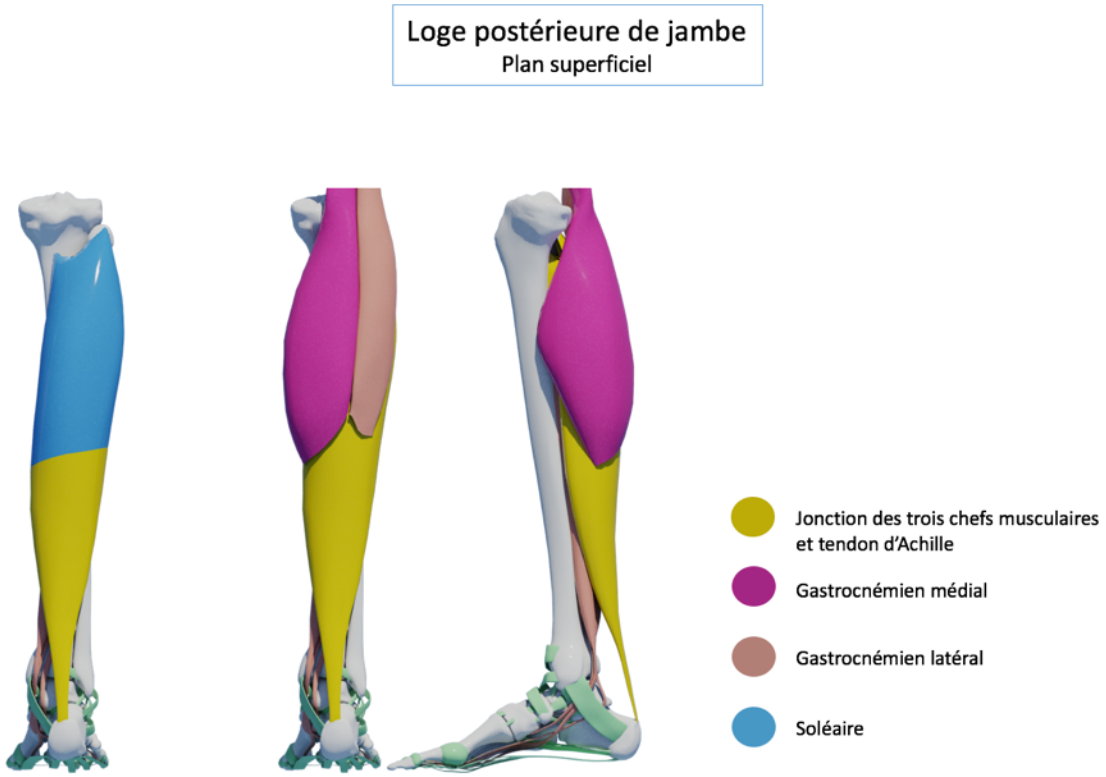


Figure 11 : Loge postérieure de jambe, plan superficiel

2.2. Les muscles du pied.

Nous appelons « muscles du pied » les muscles ayant pour localisation du corps musculaire le pied. Pour la modélisation du pied, il est nécessaire de décrire les muscles « intrinsèques » du pied, c'est-à-dire les muscles qui ont une action sur le pied tout en ayant une insertion proximale situé sur le pied. Ce dernier étant une chaine articulaire, un muscle du pied aura une influence sur plusieurs articulations et mécanismes. Le pied présente quatre loges, une dorsale, une médiale, une latérale, et une médiane.

2.2.1. La loge Dorsale :

(Figure 12)

- Les courts extenseurs des orteils (CEO) et de l'Hallux (CEH) sont souvent décrits simultanément, même s'ils possèdent un nom propre car parfois individualisés. Les muscles CEO/H ont pour insertion proximale la face supérieure en antéro latérale du calcanéum. Ils se terminent sur la base de P1 de l'Hallux en dorsale et sur les tendons du LEO au niveau des métatarso-phalangiennes. Ils ont des expansions sur P2 et P3 en dorsal. Ils ont pour action l'extension synergique des orteils avec le LEO et le LEH.

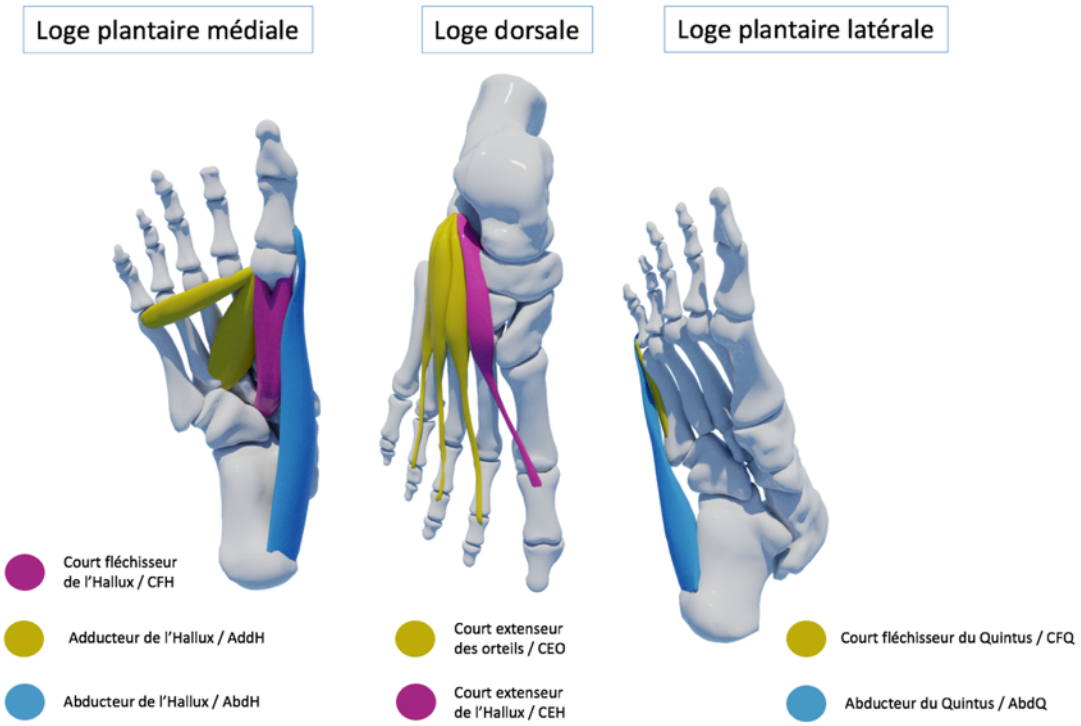


Figure 12 : Loges du pied : plantaire médiale à gauche, dorsale au centre, plantaire latérale à droite

2.2.2. La loge plantaire Médiale :

- Le muscle abducteur de l'Hallux (AbdH) est un muscle intrinsèque du pied propre à l'Hallux qui a une composante sur l'appareil sésamoïdien. Il a pour insertion proximale la face inférieure du calcanéum, sur la tubérosité médiale, et a des expansions sur l'aponévrose plantaire. Il se termine sur la base de P1 en plantaire, et a des expansions

sur le tendon des muscles CEH et LEH ainsi que sur le sésamoïde médial. Il a pour rôle principal la stabilisation de la métatarso-phalangienne de l'Hallux et participe à la flexion et à l'abduction de l'Hallux.

- Le muscle Adducteur de l'Hallux (AddH) est un muscle présentant deux faisceaux. Le faisceau oblique s'insère en plantaire sur la base de M3 et M4 ainsi que sur le cuboïde et les cunéiformes intermédiaire et latéral. Le faisceau transverse s'insère en plantaire sur la capsule des articulations métatarso phalangiennes de O3, O4 et O5. Les deux faisceaux se réunissent en un tendon commun pour s'insérer sur la base de P1 de l'Hallux sur le tubercule latéral en plantaire ainsi que sur le sésamoïde latéral et les tendons LFH et LEH. Il a un rôle peu étudié dans la littérature ; on le suppose adducteur de l'Hallux et participant à la stabilisation de la palette métatarsienne.

- Le muscle Court Fléchisseur de l'Hallux (CFH) est un muscle présentant deux faisceaux. Le faisceau latéral s'insère sur le cuboïde en plantaire sur la tubérosité médiale. Le faisceau médial s'insère sur le bord plantaire antérieur de C3 et C2. Un tendon commun les relie puis bifurque pour venir s'insérer en distal sur la face plantaire de l'Hallux se raccordant aux tendons de l'AbdH et de l'AddH ainsi que sur les sésamoïdes. Ce muscle a pour fonction principale la stabilisation et la flexion de la première articulation métatarso phalangienne (MTP1).

2.2.3. La loge plantaire Latérale :

- Le muscle Abducteur du Quintus (AbdQ) est un muscle s'insérant sur la tubérosité médiale de la face plantaire du calcanéum, il a des expansions sur l'aponévrose. Il a pour insertion distale la face plantaire de la base de P1 de O5. Il participe à la stabilité de la MTP5, mais surtout à l'abduction du Quintus.
- Le muscle Court fléchisseur du Quintus (CFQ) est un muscle propre du cinquième orteil. Il s'insère en proximal sur le Cuboïde, à la partie latérale de la tubérosité en plantaire. Il possède une expansion sur la styloïde de M5. Son insertion distale se fait à la face plantaire de la base de P1 de O5, légèrement en dedans de l'insertion de l'AbdQ. Il se termine également par des expansions sur la capsule de la MTP5 et sur son fibrocartilage plantaire. Il est fléchisseur du Quintus et participe à la stabilisation de son articulation.
- Le muscle opposant du Quintus (OpQ) est un muscle propre au Quintus. Il a pour insertion proximale la tubérosité plantaire du cuboïde et a des expansions sur la gaine du LF. Il se termine par une bande large sur la face latérale, près du bord latéral de la diaphyse de M5. Il est adducteur du Quintus de par son trajet sans poulie de réflexion et participe à la supination de M5.

2.2.4. La loge plantaire Moyenne :

(Figure 13)

- Le muscle Court Fléchisseur des orteils (CFO) s'insère sur la tubérosité du calcanéum, sur toute la largeur, en arrière des insertions des muscles AbdH et AbdQ, mais en avant de l'aponévrose plantaire. Il se divise en quatre tendons au niveau des cunéiformes et se termine sur la face inférieure des diaphyses de P2 des orteils O2, O3, O4 et O5. Son insertion distale est réalisée par deux languettes tendineuses permettant entre elles le passage du tendon du LFO. Il participe à la flexion des 4 derniers orteils.

- Le muscle Carré Plantaire (CP) est un muscle qui a pour spécificité d'être synergique et annexé au LFO. Il s'insère en proximale à la face plantaire du calcanéum, au centre. Il se termine le long du tendon destiné au Quintus du LFO. Sur une large portion, il a des expansions sur les tendons destinés aux autres orteils. Son rôle majeur est la redirection antéro postérieure de l'action du LFO qui, de par son trajet oblique, aurait tendance à tracter en diagonale les orteils.

- Les muscles interosseux Dorsaux (IOD) sont au nombre de 4. Ils sont présents dans les 4 espaces inter-métatarsiens. Chacun a deux insertions proximales situées de part et d'autre, sur les deux métatarsiens délimitant l'espace interosseux. Ils se terminent sur la base de P1 des 4 orteils latéraux et ont des expansions sur le LEO. Le rôle principal des IOD est l'écartement des orteils.

- Les muscles interosseux Plantaires (IOP) sont au nombre de 3. Ils sont présents dans les espaces 2, 3 et 4. Ils s'insèrent en proximal sur la face plantaire de la diaphyse de M3, M4, M5 et se terminent sur la base de P1 de O3, O4 et O5. Ils rejoignent l'insertion des IOD. Le rôle majeur des IOP est le rapprochement des orteils. Nous verrons dans un paragraphe suivant leur rôle essentiel en synergie avec les IOD pour la flexion des MTP et l'extension des orteils.

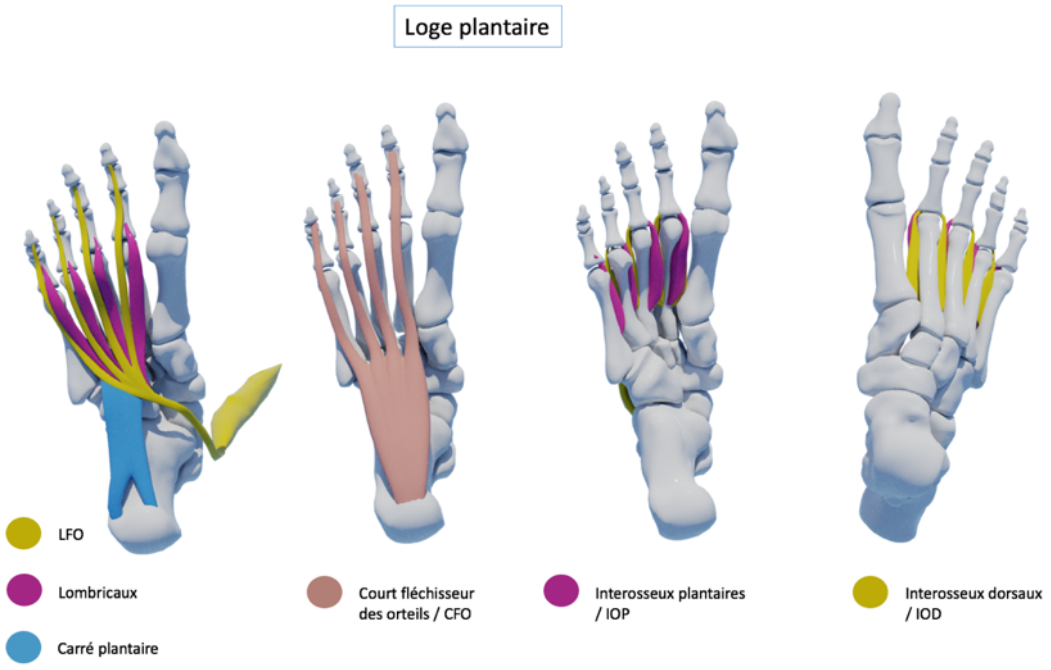


Figure 13 : Loge plantaire moyenne

- Les muscles Lombricaux sont au nombre de 4. Ils ont pour particularité de s'insérer sur les tendons du LFO en regard de l'espace inter-métatarsien. Ils ont deux terminaisons, une osseuse sur la face médiale de la base de P1 de O2, O3, O4, O5 et une tendineuse sur le bord médial du tendon du LEO. Très peu étudiés on ne leur connaît qu'un rôle stabilisateur.

3. Conclusion sur l'anatomie du pied et de la cheville

L'ostéologie du pied, bien décrite et bien connue, représente une base d'anatomie importante et le nombre de structures permet d'entrevoir la difficulté rencontrée pour comprendre le système « pied ».

Au contraire, la myologie du pied n'a quant à elle été que relativement peu étudiée. Elle est relativement complexe, la difficulté étant de comprendre la contribution et le poids de chaque muscle pour une action donnée. Il est encore plus délicat de comprendre leurs actions dès lors que l'on cherche à étudier des mouvements combinés telles que la marche, la station debout, la course, les transitions posturales assis-debout et debout-assis, que l'on rencontre dans de nombreuses activités de la vie quotidienne

Il est important de rappeler que l'anatomie, telle que décrite et apprise, correspond à la moyenne des structures présentes chez la majorité des individus. Les variations anatomiques, en termes de volumes, de formes, de localisations d'insertions font que chaque individu est unique et possède une stratégie propre pour réaliser la tâche fonctionnelle souhaitée. De plus, les livres d'anatomie ne sont parfois pas d'accord sur la description de tel ligament, tel os, ou tel muscle. **Il faut donc garder en tête que l'anatomie descriptive est un minimum requis, mais pas exhaustif et suffisant pour la compréhension des systèmes ostéoarticulaires**.

Ainsi, le mécanicien devant modéliser le système « pied » doit prendre en compte les éléments constituant ce système. Cela permet d'élaborer une ébauche de plan pour aller vers un système dynamique.

Les cliniciens, devant comprendre le pied pour le soigner, ont cherché des analogies, des modèles afin de décrire les mobilités et formes complexes. Cette théorisation de la fonction fait l'objet du chapitre suivant.

CHAPITRE 2

BIOMECANIQUE DU PIED

Une fois l'anatomie descriptive abordée, il s'agit ensuite de comprendre comment les différentes structures anatomiques interagissent entre elles pour assurer ses fonctions posturale et locomotrice. Pour cela, il est nécessaire d'adopter un vocabulaire commun de représentation des référentiels et termes décrivant la mobilité.

Le premier objectif de ce chapitre est donc la définition d'un langage qui permet aux acteurs ayant à traiter du pied de se comprendre.

Le second objectif est de voir les limitations de ces travaux afin de proposer des alternatives théoriques permettant la compréhension globale du système pied pour une meilleure conception de notre modèle biomécanique.

En effet, l'ensemble des travaux présentés dans la littérature ne permettent pas, selon nous, de comprendre le pied dans son aspect tridimensionnel, adaptatif et fonctionnel. Décrire une fonctionnalité ne permet pas nécessairement la compréhension du système dans son fonctionnement universel.

Nous expliquerons dans la première section les termes permettant de décrire le pied.

Dans une deuxième section, nous listerons les différentes simplifications du pied, ainsi que les classifications proposées pour sa description.

Un troisième paragraphe abordera les analogies mécaniques utilisées pour comprendre et modéliser théoriquement le pied.

Un dernier paragraphe décrira les connaissances indispensables à avoir sur la marche normale.

Toutes les notions abordées ici permettent d'appréhender les subtilités du pied avec différents zooms, c'est-à-dire avec une approche locale du système. Nous essayerons à partir de ces données d'aller vers une approche plus systémique en modifiant la focale de point de vue.

1 Référentiel et mobilités

1.1 Référentiel et axes du corps humain

Un référentiel orthonormé (Figure 14) est utilisé en anatomie pour décrire la mobilité ou le point de vue. Il comprend :

- Un plan sagittal divisant le corps humain en deux hémicorps symétriques gauche / droit passant par la ligne médiane du corps

- Un plan frontal qui est perpendiculaire au plan sagittal et qui va diviser le corps en une partie antérieure et une partie postérieure. On trouve dans la littérature aussi les termes de ventral et dorsal.

- Un plan transversal perpendiculaire aux deux autres et qui va être parallèle au sol. On peut le nommer plan horizontal. Il sépare le corps en deux parties, une supérieure vers la tête et une inférieure vers le sol.

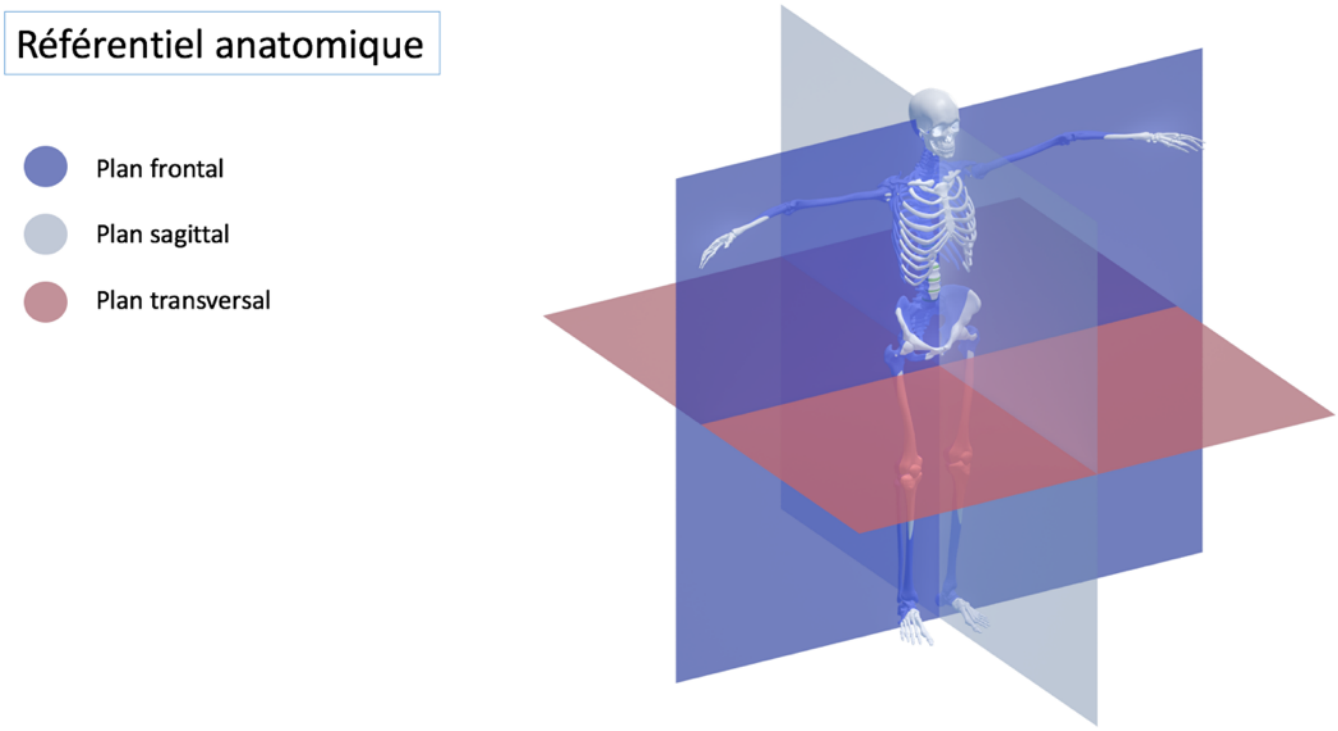


Figure 14 : Référentiel anatomique, les plans de référence

Afin d'être plus précis dans la description d'une orientation, d'une position ou d'un geste, il est important de connaître également les axes du corps :

- Axe transversal : c'est un axe horizontal qui va du côté droit du corps au côté gauche. Il est défini par l'intersection du plan frontal avec le plan transversal.

- Axe longitudinal : c'est un axe vertical qui est défini par l'intersection du plan frontal avec le plan sagittal.

- Axe antéro-postérieur : c'est un axe horizontal, allant d'avant en arrière, qui est défini par l'intersection du plan sagittal avec le plan transversal.

Une fois les plans et axes définis, nous allons pouvoir aborder la notion d'orientation et de positionnement (Figure 15).

- Proximal / distal : cela désigne un élément proche ou éloigné du centre du corps ; ainsi la tête du fémur se trouve en proximal alors que les condyles fémoraux se trouvent en distal.

- Crânial / caudal : désigne ce qui est vers le crâne ou vers le bas du corps

- Médial/latéral : ces termes vont être utilisés dans le plan frontal, en ce qui concerne le corps entier. Se trouveront en médial les parties du corps qui sont les plus proches de l'axe vertical. On dira qu'une structure est en latéral si elle est éloignée de l'axe vertical.

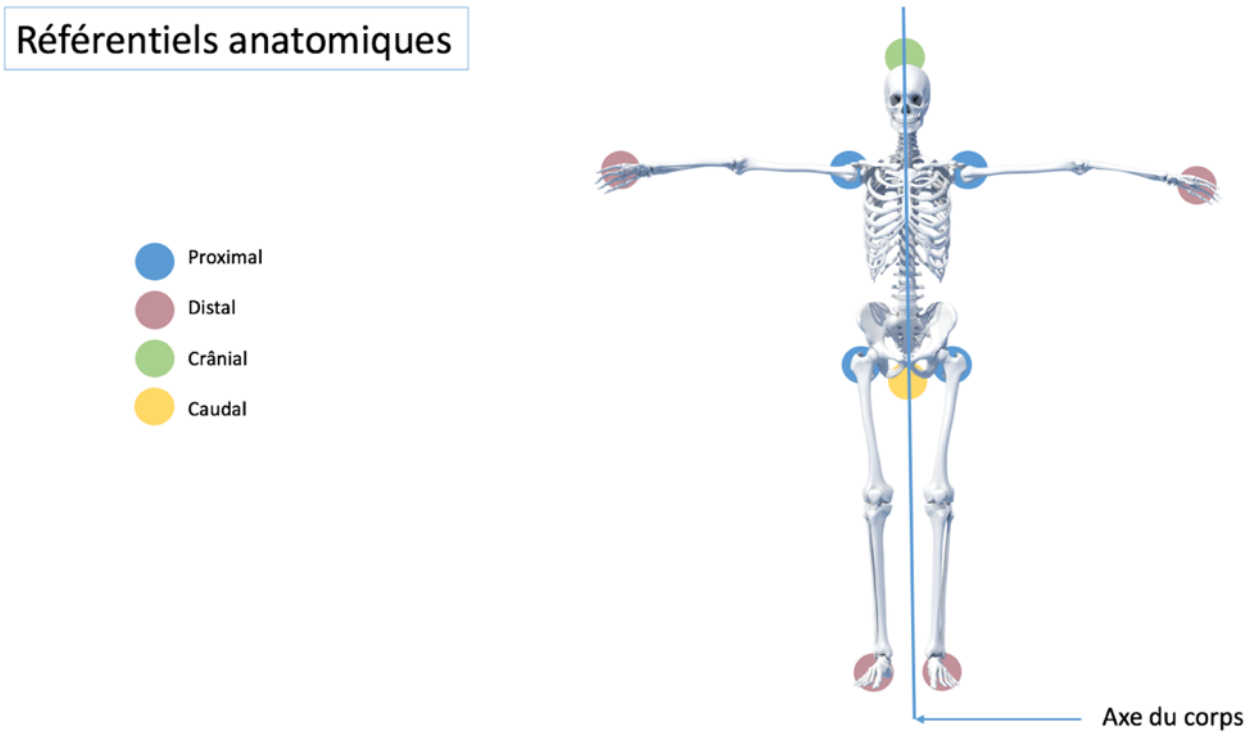


Figure 15 : Référentiels anatomiques : notions d'axes

Le référentiel de description du pied est particulier. L'axe anatomique du pied passe par le calcanéum et la tête du second métatarsien.
Si l'on veut décrire le pied dans le référentiel « corps », le bord médial du pied sera la partie la plus proche de l'axe du corps, c'est à dire du côté du premier orteil. La partie latérale se trouve du côté du cinquième orteil.

Par contre si l'on souhaite évoquer la mobilité ayant tendance à écarter ou rapprocher une structure incluse dans le pied, il faut prendre en compte l'axe segmentaire (Figure 16). Ainsi les muscles intrinsèques adducteurs du pied vont rapprocher une structure du pied de son axe. Les muscles extrinsèques adducteurs du pied vont rapprocher le pied de l'axe du corps.

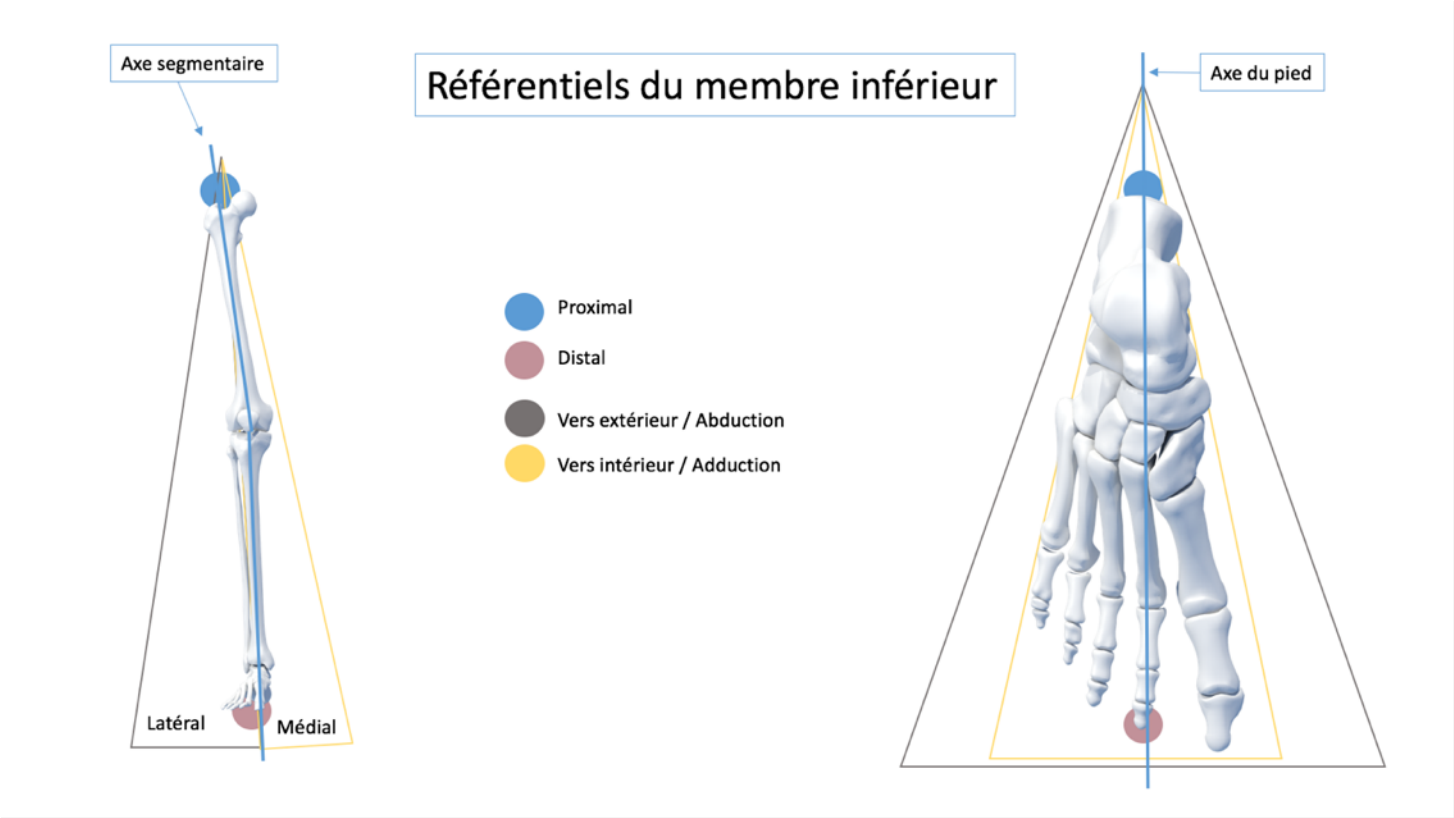


Figure 16 : Référentiels du membre inférieur, cuisse, jambe et pied

1.2 Les mobilités du pied

Les mouvements décrits pour le pied sont exprimés en décharge, c'est-à-dire en chaîne ouverte. Ainsi nous pouvons décrire les composantes pures de mouvement et les composantes mixtes. La flexion, en anatomie fonctionnelle du pied, peut être plantaire ou dorsale (Figure 17).

- Flexion plantaire du pied : le segment distal d'une articulation produit alors un mouvement de haut vers le bas autour de l'axe bimalléolaire. Ainsi, pour la cheville et les articulations métatarso-phalangiennes, la flexion plantaire est produite par les muscles fléchisseurs.
- Flexion dorsale du pied : le segment distal d'une articulation produit un mouvement du bas vers le haut autour de l'axe bimalléolaire. Ainsi, pour la cheville, la flexion dorsale est produite par les muscles releveurs du pied et la flexion dorsale des métatarso-phalangiennes est produite par les muscles extenseurs des orteils.

Les confusions de termes apparaissent quand on emploie le terme « extension » : l'extension de cheville correspond à une flexion plantaire alors que l'extension des orteils correspond à une flexion dorsale.

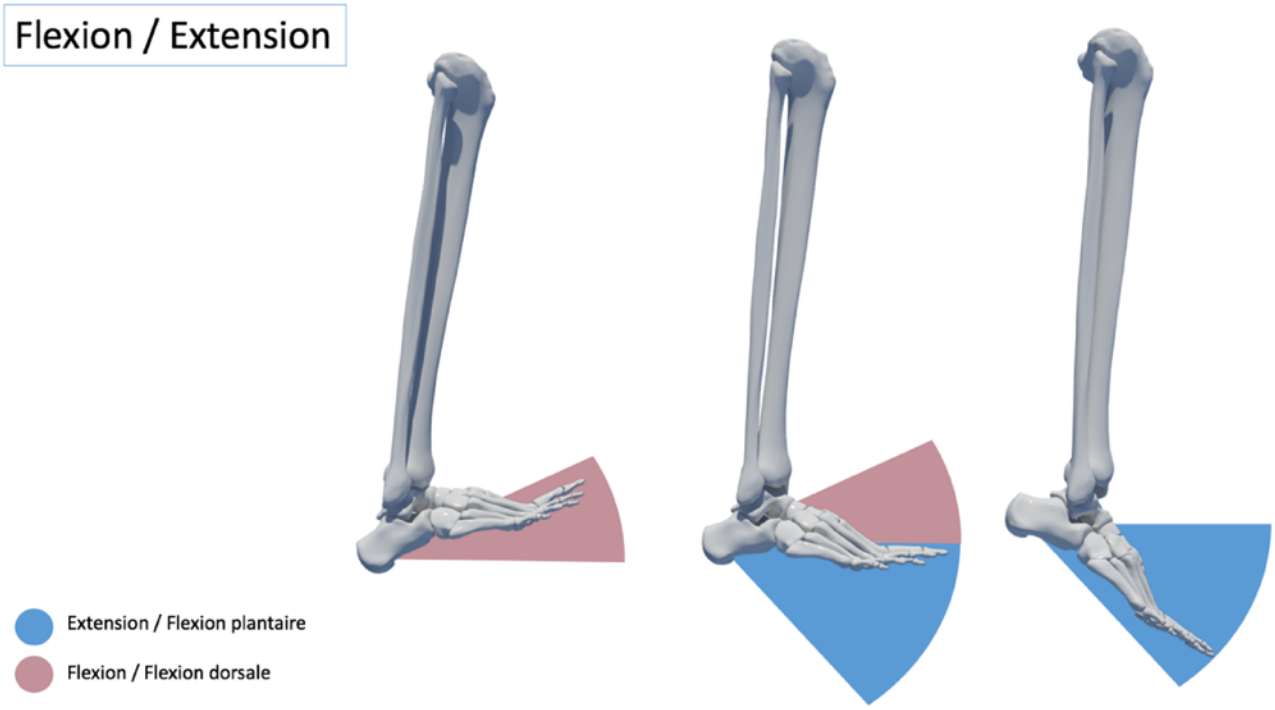


Figure 17 :Flexion et extension de cheville, la flexion plantaire est aussi appelée « extension »

Il est aussi important de comprendre une autre notion dans la mobilité du pied : la prono-supination (Figure 18).

- La pronation est un mouvement autour de l'axe du pied. C'est une rotation interne du pied sur son axe ayant pour finalité de mettre la première articulation métatarso-phalangienne plus basse que la cinquième, la plante du pied ayant ainsi tendance à regarder en dehors.

- La supination est également un mouvement autour de l'axe du pied. C'est une rotation externe du pied sur son axe ayant pour finalité de mettre l'articulation métatarso-phalangienne du Quintus plus basse que celle de l'Hallux, la plante du pied ayant tendance à regarder en dedans.

Souvent confondu avec le valgus / varus (décrits dans les prochains paragraphes), on parle de pronation et supination pour une tendance en mouvement alors qu'on parle de varus et de valgus pour une position relative par rapport à une référence (sol ou autre segment)

Dernière notion abordée : l'abduction / adduction du pied (Figure 19).

- L'abduction du pied est un mouvement de rotation externe par rapport à l'axe du tibia. L'abduction du pied aura donc pour finalité d'éloigner les orteils de l'axe longitudinal du corps.

- L'adduction du pied est un mouvement de rotation interne par rapport à l'axe du tibia. L'adduction aura donc pour finalité de rapprocher les orteils de l'axe longitudinal du corps.

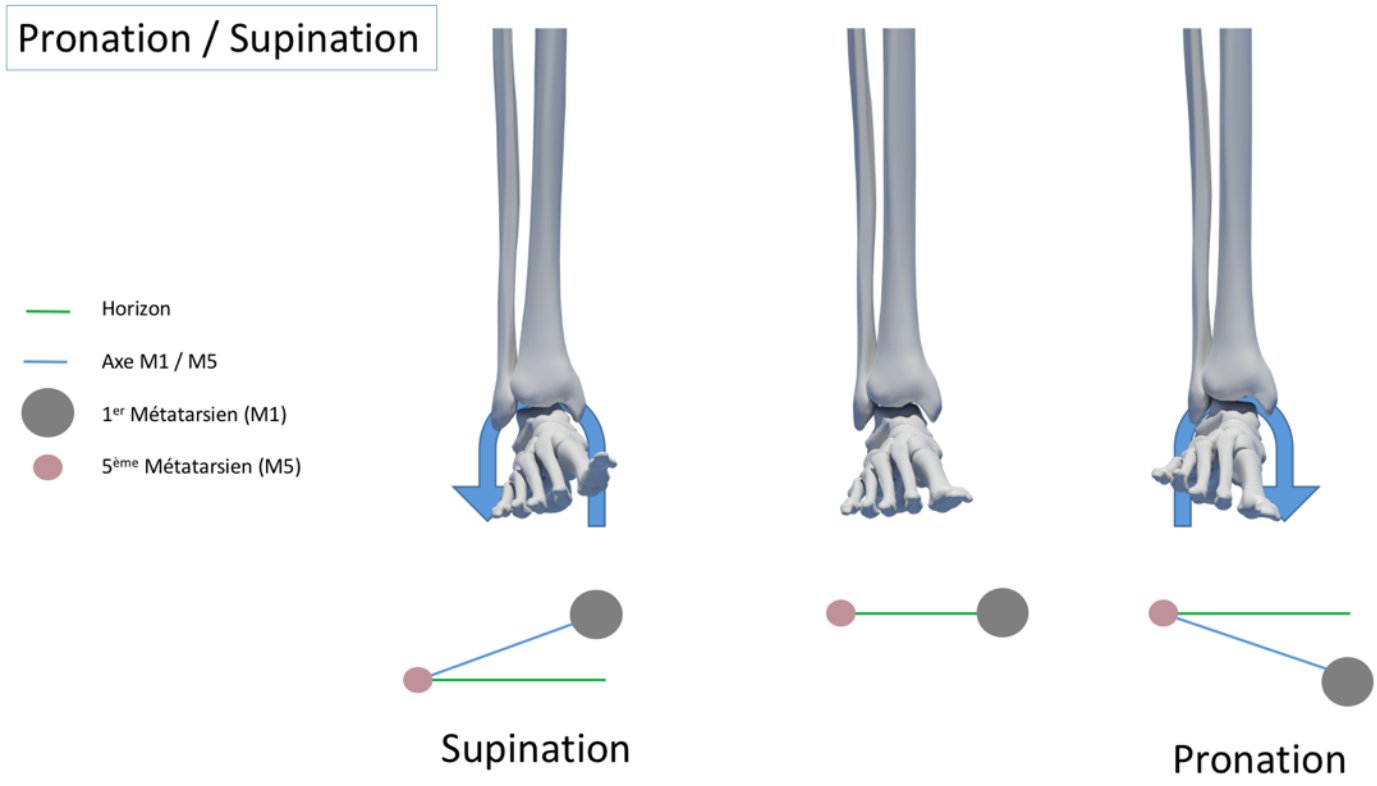


Figure 18 : Pronation et supination du pied

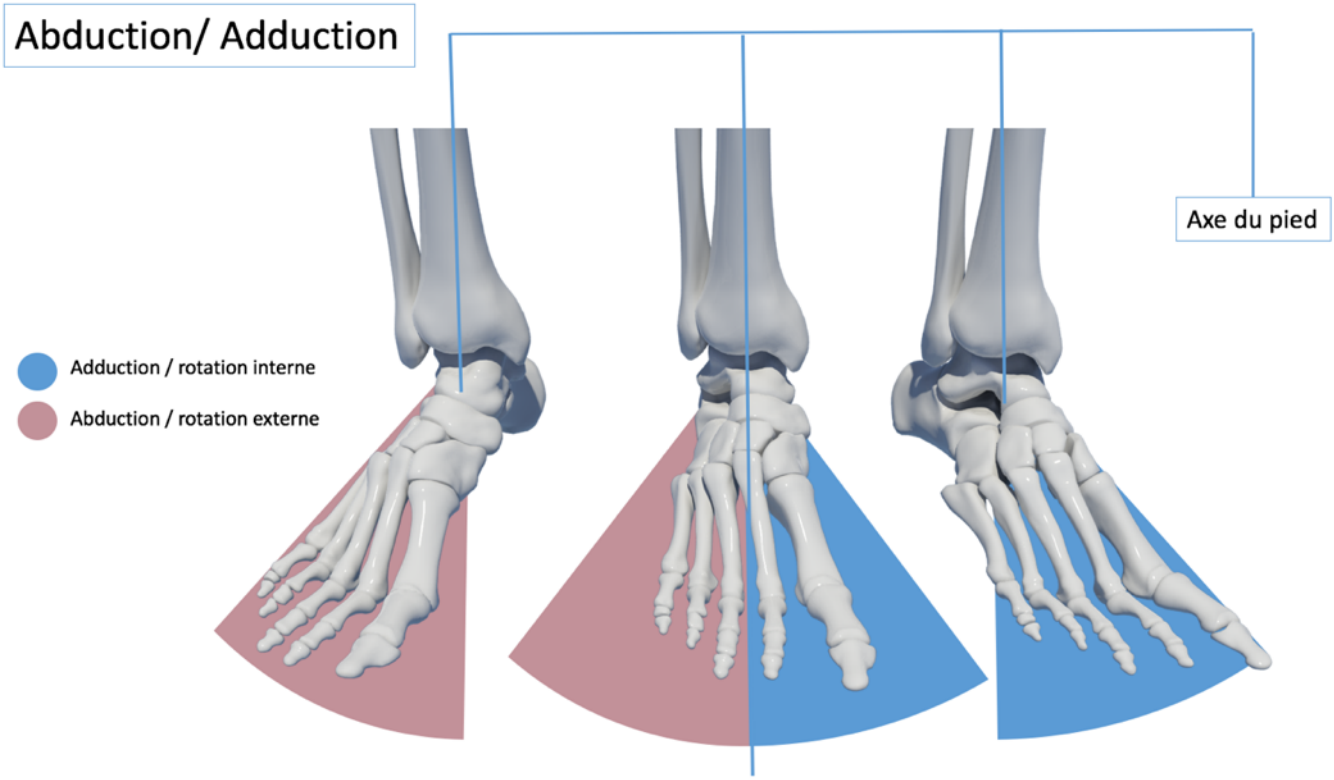


Figure 19 : Abduction et adduction su pied

Il existe des mouvements mixtes utilisés en anatomie fonctionnelle :

- L'inversion est un mouvement combinant la supination, l'adduction et l'extension de cheville.
- L'éversion est un mouvement combinant la pronation, l'abduction et la flexion de cheville.

Plan	Mobilité	
Frontal	Supination	Pronation
Horizontal	Adduction	Abduction
Sagittal	Flexion plantaire	Flexion dorsale
Mouvements cumulés	Inversion	Eversion

1.3 Notion de chaines

Avec 33 articulations, le complexe pied-cheville est difficile à comprendre.

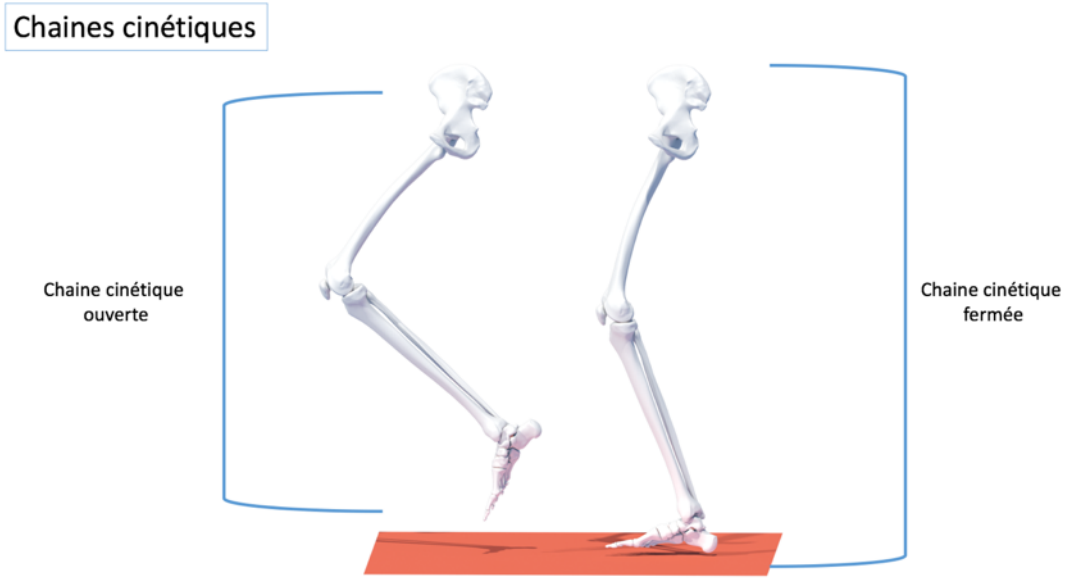


Figure 20 : Chaines ouverte et fermée

Il est nécessaire de spécifier à chaque fois si la description de la fonction est en chaîne ouverte ou fermée (Figure 20), si l'on parle d'une articulation, d'un groupe d'articulations ou du pied en tant qu'unité fonctionnelle. Le terme de chaine cinétique correspond à la cascade d'action générée par une contraction musculaire sur une chaine articulaire.

- La chaine cinétique ouverte correspond à une chaine poly articulaire dont l'extrémité distale est libre.
- La chaine cinétique fermée correspond à une chaine poly articulaire dont l'extrémité distale est en contact avec le support.

Nous venons de voir que l'anatomie mais aussi les moyens de description du pied et de sa fonction sont complexes. Pour répondre à cette complexité, les cliniciens et anatomistes ont toujours essayé de simplifier le pied. Nous verrons donc dans les paragraphes suivants les différentes descriptions ayant participé à la compréhension du pied humain. La simplification du pied abordée par de nombreux auteurs passe par une régionalisation et par des classifications de fonction.

2 Le pied simplifié

Plusieurs points de vue de simplification existent. Si l'on parle de pied en tant qu'unité fonctionnelle, il a fallu simplifier anatomiquement le pied pour pouvoir expliquer la fonction principale que l'on souhaitait lui attribuer. Cela a abouti à différents découpages en régions, mais aussi à une classification en fonction de sa forme globale.

2.1 Régionalisation

Le pied est un mot simple désignant une structure **complexe**. En effet, avec 28 os chacun, les pieds possèdent un quart des os du corps.
Trente-trois articulations permettent de lier les vingt-huit os du pied.
Compte tenu de sa complexité, différentes descriptions simplifiées du pied ont été proposées. Ainsi, certains auteurs simplifient le pied selon un plan transversal, longitudinal ou oblique. Nous opterons ici pour une description mécanique du « complexe pied ».

La *simplification anatomique longitudinale* décrite par Pisani [1986] propose un pied talien et un pied calcanéen. Le pied talien correspond au Talus, au Naviculaire, aux cunéiformes et aux 3 premiers rayons (Figure 21). Le pied calcanéen comprend le calcanéum, le cuboïde et les 4e et 5e rayons.

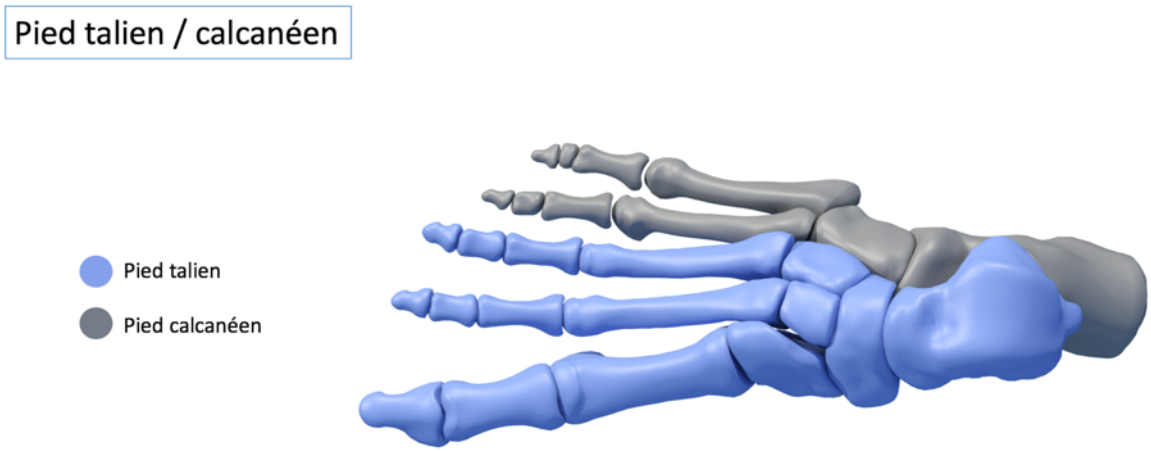


Figure 21 : Régionalisation longitudinale, pied calcanéen et talien

La *simplification transversale* (Figure 22) décrit :

- un arrière-pied : talus et calcanéum,
- un médio-pied : cuboïde, naviculaire et les trois cunéiformes,
- les métatarsiens de M1 à M5.
- Les orteils de O1 à O5

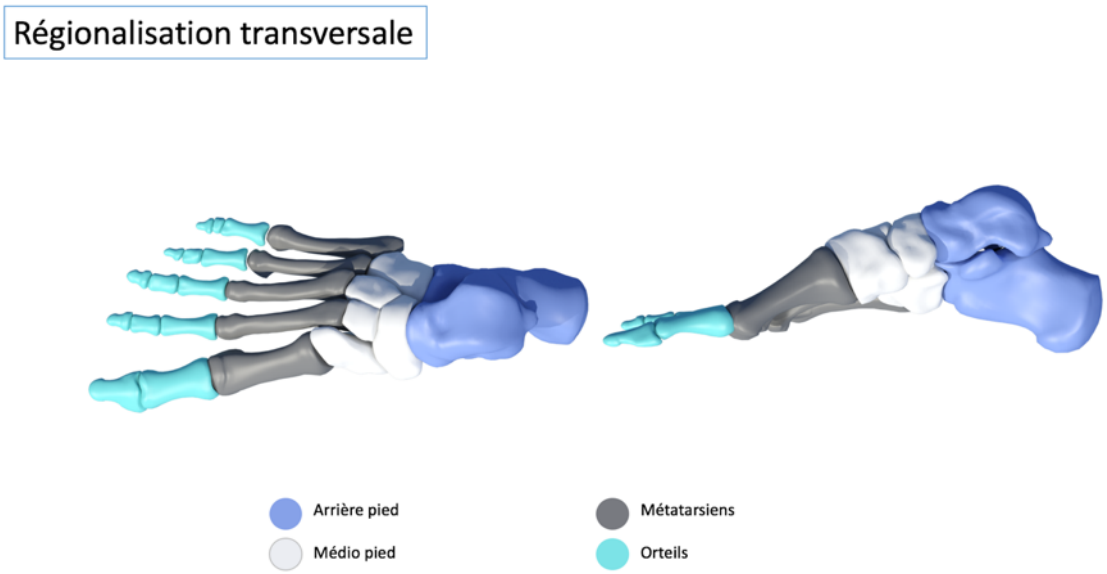


Figure 22 : Régionalisation transversale du pied

Une *simplification oblique* proposée par Duchenne de Boulogne [1867] et réactualisée par Seringe [2013], décrit le pied comme un « Bloc Calcanéo-Pédieux » (Figure 23). Ce concept a pour avantage d'introduire la fonction du pied aussi bien en charge qu'en décharge. Les mouvements d'inversion et d'éversion ne concernent en revanche que le pied en décharge.

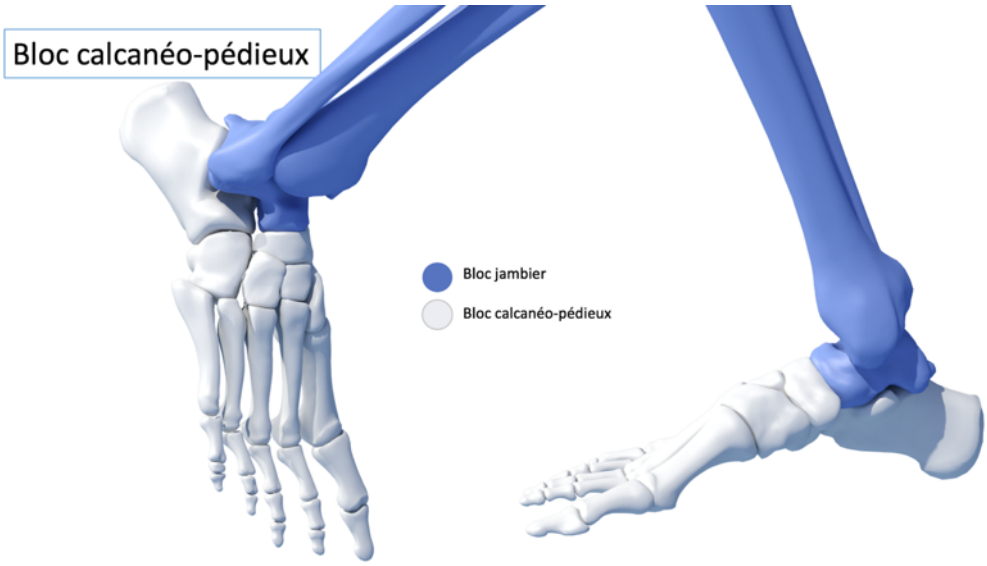


Figure 23 : Concept de bloc calcanéopédieux

Ces descriptions sont toutes justes au regard de la fonction que l'on cherche à décrire. Cependant, aucune ne permet de comprendre le pied comme un système mécanique autonome.

2.2 Classifications

La description structurelle du pied par régionalisation ne permet pas de classer les différents morphotypes de pied. Dans le domaine clinique, pouvoir classifier une morphologie ou une spécificité est essentiel, car cela permet souvent d'orienter le patient vers un traitement personnalisé.

2.2.1 Classification par la morphologie

Nous proposons ici d'utiliser la simplification transversale du pied afin de représenter les morphologies telles que le clinicien essaye de les décrire.

- L'avant-pied

On entend par avant-pied la partie antérieure des métatarsiens ainsi que les orteils. On retrouve dans la littérature le terme de « palette métatarsienne » pour décrire cette partie antérieure des métatarsiens. La description de l'avant-pied se fait dans le plan horizontal.
La première classification utilisée correspond à l'aspect esthétique de l'avant-pied. On va regarder la longueur relative des orteils par rapport aux autres. Trois géométries se dégagent, on parle de « canon esthétique » des orteils (Figure 24). On ne retrouve pas l'origine factuelle à ces descriptions, cependant il faut chercher du côté de l'art antique pour comprendre l'origine du terme.

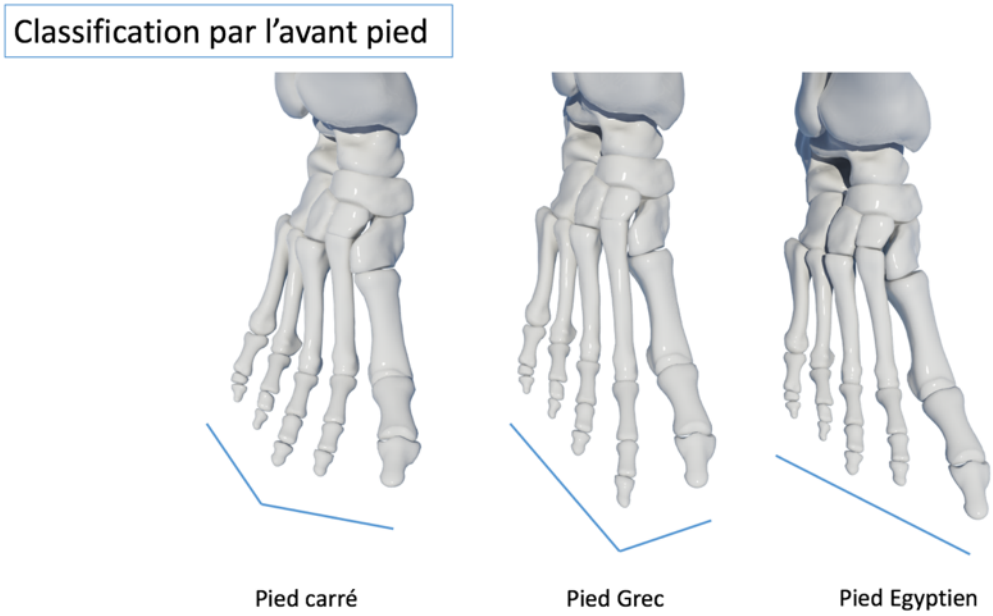


Figure 24: morphologie d'avant pied

- Le pied égyptien est un pied dont les premiers rayons (M1 et O1) sont plus longs que les autres. Il apparait prédominant dans la population d'origine caucasienne. Il semble que l'appellation d'« Égyptien » vienne du fait que les représentations du pied dans l'art égyptien sont systématiques avec ce type de géométrie.

- Le pied grec est un pied dont le second orteil est plus long que le premier. Prédominant dans certaines pathologies, ce type de pied semble minoritaire dans la population générale. De même que pour le pied égyptien, l'art grec est à l'origine de cette appellation.

- Le pied carré est un pied dont les orteils présentent une longueur identique pour O1 à O4. C'est une morphologie associée à de nombreux conflits liés à un mauvais choix de chaussage.

Aucune étude ne permet de connaître les proportions dans la population des différents types de pieds. Cependant, Chevrot et al. [2004] semblent indiquer à partir d'études radiologiques que le pied grec représente 23% de la population, le pied égyptien 50% et le pied carré 27%.

- Le médio-pied

On entend par médio-pied l'ensemble constituant une arche longitudinale comprenant le tarse antérieur et les métatarses. La description du médio-pied se fait dans le plan sagittal. La hauteur de ce médio-pied est un facteur de classification souvent important.
On se réfère le plus souvent à la hauteur de l'os naviculaire. La description du médio-pied est à mettre en relation avec la description par empreinte que nous verrons dans le prochain paragraphe. En effet, il est supposé que plus le cavus est important (hauteur du naviculaire importante) et moins le pied aura une surface de contact avec le sol. Cela limite donc la description du pied longitudinal à trois possibilités :

- Plat quand la hauteur du naviculaire est faible, voire nulle,
- Physiologique, pour une hauteur de naviculaire permettant une empreinte physiologique,
- Creux (Figure 25) quand la hauteur du naviculaire induit une modification morphologique de la forme du pied, notamment une cassure du médio pied. Il existe différents types de pied creux en fonction de l'empreinte, mais aussi de la morphologie. Ainsi on va s'intéresser à deux types de pieds creux :
    - Le pied creux antérieur correspond à une dénivellation importante en décharge de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied. Ainsi les têtes métatarsiennes sont, relativement à l'arrière pied, beaucoup plus basses ; cela est lié à une cassure du médio pied avec une articulation cunéo-métatarsienne plus oblique. Lors de la phase d'appui taligrade, le pied a pour contrainte d'être en appui sur le calcanéum et sur les têtes métatarsiennes. Dans le pied creux antérieur, l'appui métatarsien induit le fait que l'arrière-pied se retrouve verticalisé. Ainsi, le talus s'horizontalise et va donc avoir une capacité de déplacement vers la flexion dorsale limitée. Lors du passage plantigrade / digitigrade, la flexion dorsale de cheville est nécessaire pour permettre une propulsion efficace, car elle participe à la contraction excentrique du triceps qui ainsi emmagasine de l'énergie potentielle.

- Le pied creux postérieur présente une verticalisation du calcanéum, cela induit une extension relative du triceps. Fonctionnellement, le triceps aura une plus faible possibilité de s'étirer. Lors de l'attaque du pas, cette hypo-extensibilité aura pour conséquence de limiter la flexion dorsale de cheville. La phase taligrade sera ainsi diminuée voire inexistante alors que le triceps n'est pas forcément atteint ou non spastique. La phase digitigrade sera raccourcie.

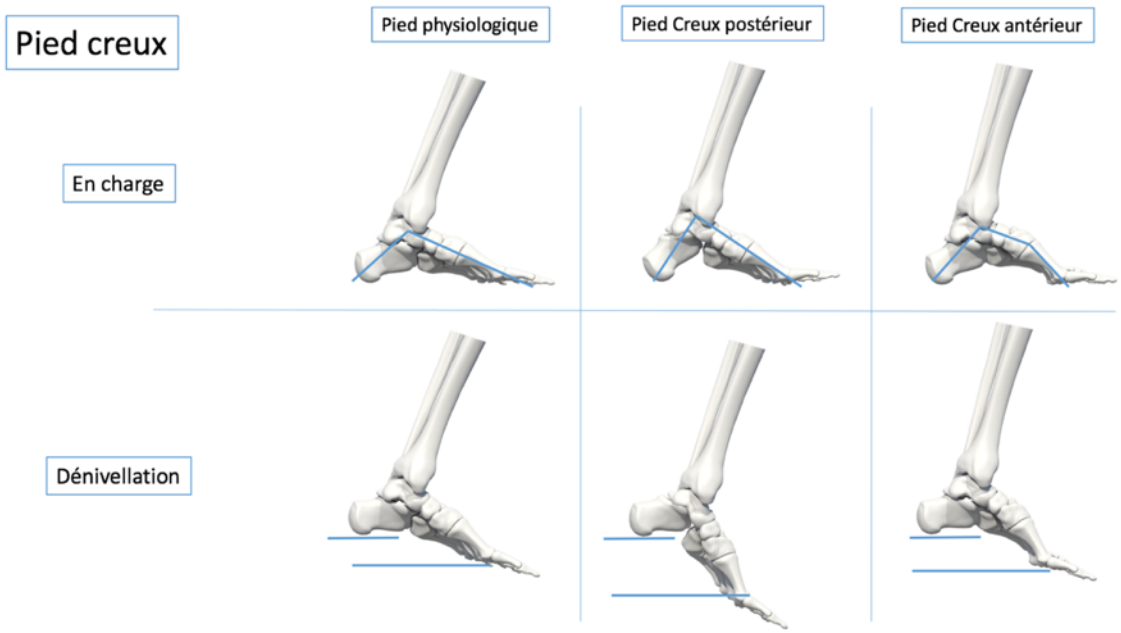


Figure 25 : Types de pied creux et dénivellation

Ce pied creux postérieur permet d'aborder la région de l'arrière pied comme outil de classification :

- L'arrière-pied (Figure 26)

Par arrière pied, nous entendons les structures osseuses talus et calcanéum ainsi que le tendon d'Achille. La description de l'arrière pied se fait dans le plan frontal.
L'objectif du clinicien est de regarder l'alignement ou le non-alignement du tendon d'Achille avec l'axe vertical de la face postérieure du calcanéum.

L'AAOS (American Association of Orthopedics Surgeons) définit en 1962 que la norme chez l'adulte est l'alignement du tendon avec l'axe de la tubérosité calcanéenne. Cependant Root et al. [1973] mentionnent un écart acceptable de 2° autour de la verticalité. Lelievre [1981] pour sa part apporte comme principe qu'une déviation en interne supérieure à 5° serait alors une autre catégorie de pied induisant une majoration du risque de lésions et de déformations du pied.

- Le valgus d'arrière-pied, se dit d'un arrière-pied qui a le tendon d'Achille présentant un angle supérieur à 5° en dedans. Pour le définir, cela correspond à un angle de 85 ° avec le sol regardant en dedans. La coque talonnière se retrouve alors déviée en dehors.

- Le varus d'arrière-pied, se dit d'un arrière-pied qui a le tendon d'Achille présentant un angle supérieur à 2 ° en dehors.

- Le varus est la plupart du temps imputé à la torsion du tibia ou à son anatomie. En effet, une angulation calcanéenne par orientation des tubercules peut influencer le varus.

Il existe d'autres influences fonctionnelles participant au valgus/ varus, mais non explicables par ces théories de classification.

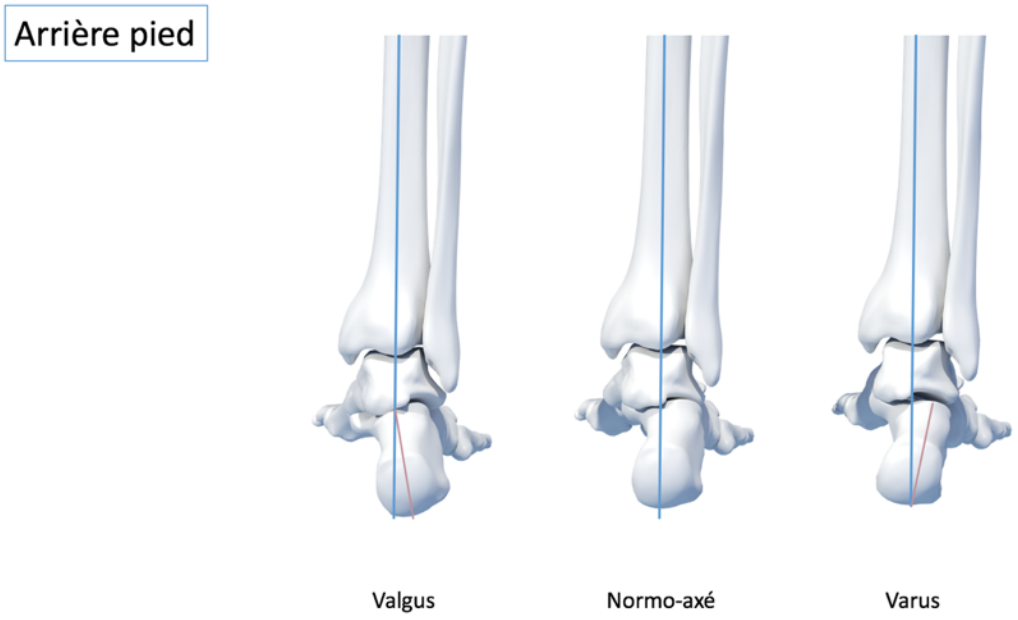


Figure 26: axes d'arrière-pied, valgus, normo-axé et varus

La description morphologique du pied en charge et ses classifications sont complétées par l'analyse des empreintes plantaires.

2.2.2 Classification par l'empreinte

Dans cette section, nous entendons par empreinte plantaire la trace laissée sur le sol par le pied lors de la position en orthostatisme bipodal du sujet (debout sans bouger).

En routine clinique, le podologue va utiliser un podoscope permettant de visualiser par lumière rétro projetée l'écrasement du pied sur une plaque transparente.

Historiquement, il semble que Kirmisson [1902], dans son traité sur les difformités acquises de l'appareil locomoteur, ait été le premier à mettre en relation l'empreinte du pied au sol avec la déformation du pied. Dans cet ouvrage, il définit l'empreinte d'un pied plat à ses différents stades. Pour cela, il fait marcher les patients sur une feuille de papier enduite de noir de fumée ; l'empreinte obtenue est ensuite fixée avec du vernis (Figure 27).

À l'heure actuelle, les empreintes peuvent être :
- numérisées à partir d'un scanner 2D placé sous une vitre ;

- créées en faisant marcher le patient sur une membrane dont la face inférieure recouverte d'encre entrera en contact avec une feuille de papier ;
- obtenues par une matrice de capteurs de pression, que nous aborderons dans le chapitre 5 de cette thèse.

Pour Kirmisson [1902] (Figure 27), l'empreinte physiologique présente une forme de talon, un bord externe du pied et un appui de l'avant-pied. Pour Lelievre [1981], l'empreinte physiologique présente un talon postérieur large comme la moitié de l'empreinte de la palette métatarsienne, avec un isthme reliant le talon postérieur de l'empreinte d'avant pied et large comme le tiers de cette dernière.

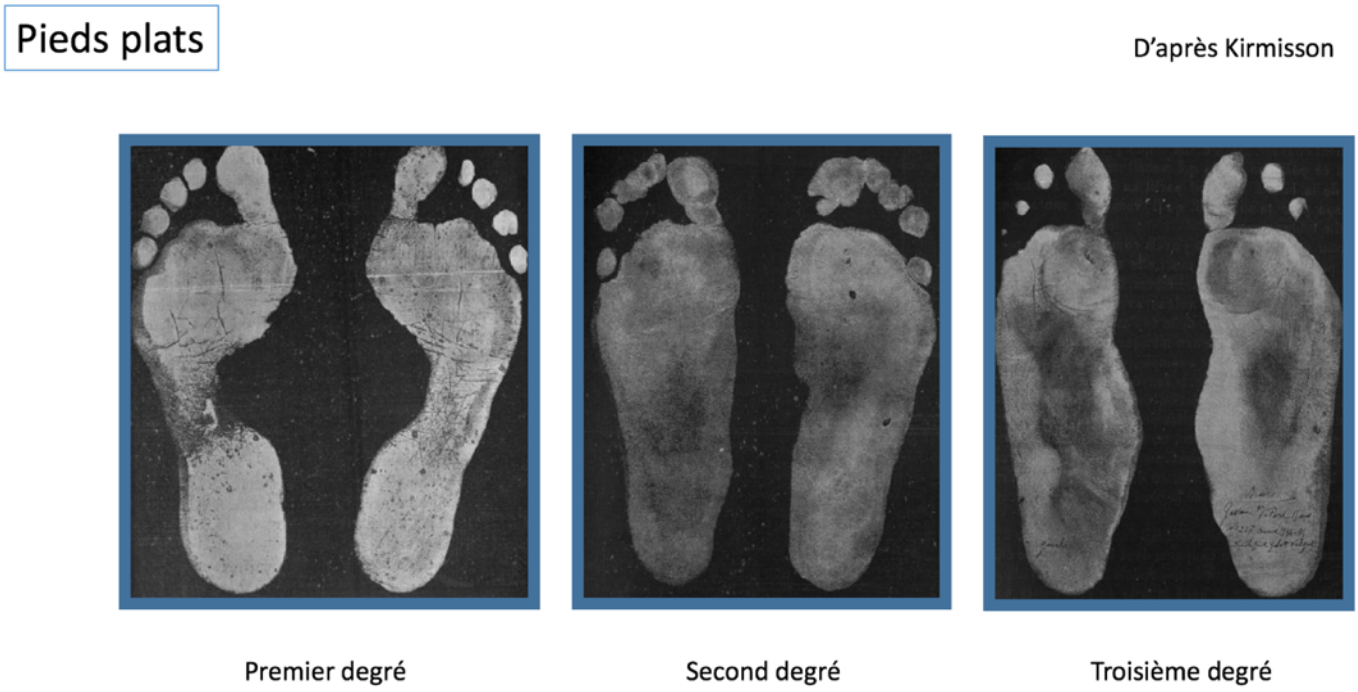


Figure 27: Empreintes plantaires des pieds plats

L'empreinte d'un pied plat aura tendance à répondre à la surface plantaire.

- Le pied plat modéré ou « premier degré », présente une empreinte plantaire élargie, mais possède encore sa forme physiologique. L'étendue de contact au sol est donc exagérée.
- Le pied plat second degré aura une empreinte qui présente la plante du pied dans son intégralité.
- Le pied plat troisième degré aura une empreinte qui débordera sur le bord interne.

Ombrédanne [1937] a été ensuite le premier à prolonger cette réflexion avec l'empreinte plantaire des pieds creux (Figure 28).

- Le pied creux premier degré présente un isthme diminué.
- Le deuxième degré voit apparaître une rupture de l'appui du bord externe avec l'appui cuboïdien non présent.
- Le troisième degré ne présente plus que l'empreinte du talon et celle de l'avant-pied.

L'encyclopédie médico-chirurgicale dans un article de Lopez [2012] propose un ensemble de dessins résumant ces empreintes.

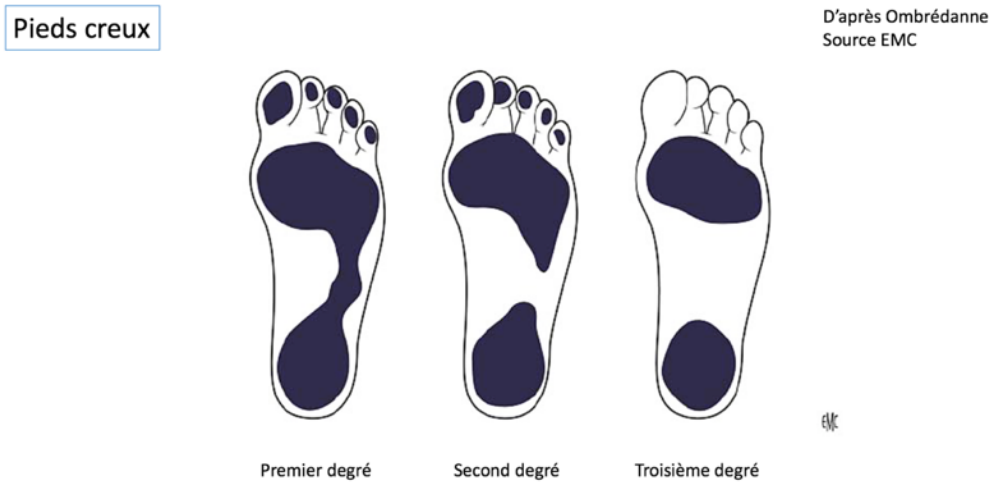


Figure 28: empreinte plantaire des pieds creux

Il est à noter une empreinte que nous rencontrons souvent en routine clinique et qui est injustement attribuée au pied creux du deuxième degré : l'empreinte du pied valgus pur est une empreinte présentant un isthme coupé avec une orientation de l'empreinte du talon en avant et en dedans.

Ces classifications utilisent ainsi pour un pied en charge :

- le plan horizontal pour qualifier l'avant-pied ;
- le plan sagittal pour qualifier le médio-pied ;
- le plan frontal pour qualifier l'arrière-pied ;
- l'empreinte plantaire en statique pour définir le type de pied.

Cette classification peut poser problème, car dans ce cas nous ne décrivons le pied que comme résultat d'une mise en charge. Ce type d'approche ne nous permet pas de comprendre fonctionnellement le pied et ses conséquences sur l'action motrice associée.

Une fois le pied simplifié, il est nécessaire d'analyser les modèles de description proposés dans la littérature pour comprendre la fonction du pied. Ainsi, un pan de la littérature s'est orienté vers l'analyse des axes articulaires alors que d'autres auteurs se sont intéressés à des modèles d'analogies mécaniques permettant d'expliquer la fonction majeure attribuée au pied ou participant à son fonctionnement.

3 Les axes articulaires et analogies mécaniques

3.1 Les axes articulaires

L'analyse des axes de rotation articulaires est en anatomie fonctionnelle une partie importante des travaux réalisés sur le pied et la cheville. Cependant, il n'y a pas de consensus, car on confond souvent axe anatomique et axe fonctionnel.

- Axes de l'articulation talocrurale.

Barnett et al. [1952] puis Hicks [1956] ont proposé et expérimenté la présence d'un axe passant approximativement en regard des pointes de malléoles. Cet axe est orienté de médial vers latéral, d'avant en arrière et du haut vers le bas.

Lors d'un mouvement de grande amplitude, en flexion plantaire, Inman [1969] a démontré que l'orientation de cet axe change. Ainsi, il passe de plus bas en latéral à plus haut. Cela peut s'expliquer par la forme du dôme du talus. Inman a ainsi confirmé la corrélation entre l'orientation de l'axe et la géométrie de la trochlée du talus.
L'idée principale de Inman a été de décrire cette dernière comme un segment de cône et non comme un cylindre (Figure 29).

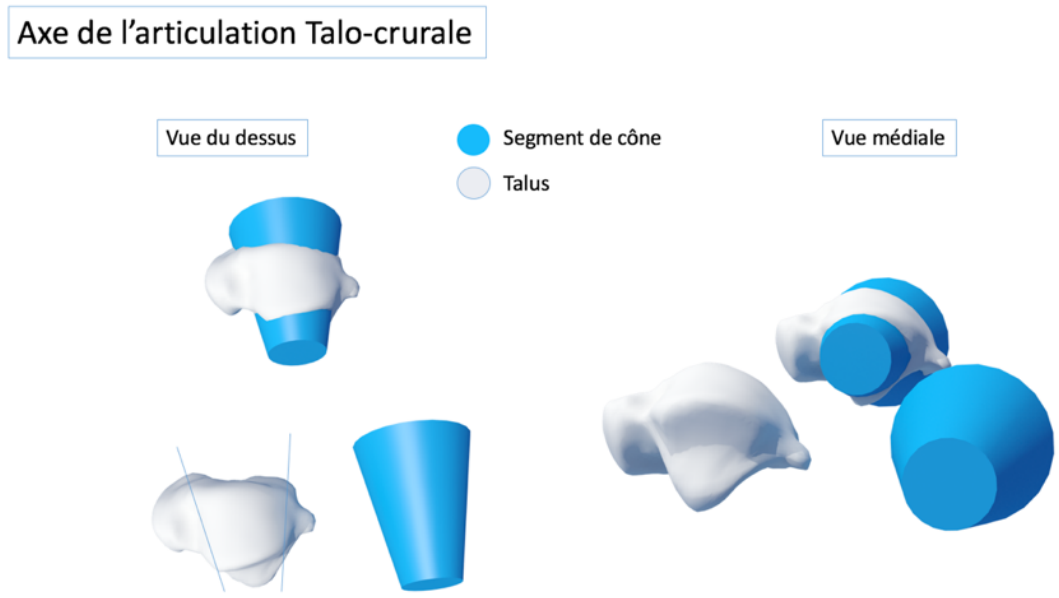


Figure 29 : Axe de la cheville et section de cône

Lundberg [1988] a cherché à trouver les axes hélicoïdaux successifs de la cheville sur 8 sujets en analysant par radio stéréométrie la position des os tous les 10° de mobilité sur un mouvement allant de 30° de flexion dorsale à 30° de flexion plantaire. Lundberg [1988] a ainsi confirmé le changement d'orientation de l'axe lors du passage en flexion plantaire.

De par son orientation tridimensionnelle, l'axe de l'articulation talocrurale produit un mouvement composé.

- La composante principale est le mouvement de flexion plantaire, flexion dorsale dans le plan sagittal.
- Dans le plan horizontal, une composante mineure, mais existante induit une légère adduction, abduction.
- Dans le plan frontal, une composante en prono-supination est aussi démontrée.

L'articulation de la cheville est souvent décrite comme possédant un seul degré de liberté, mais les études anatomiques démontrent la présence d'autres mobilités.

- Axe de l'articulation sous-talaire.

Aussi appelé axe de Henke, cet axe correspond à l'axe de rotation guidant le mouvement de l'articulation reliant le talus au calcanéum.
Décrit par Henke [1859], il est pensé comme un axe fixe permettant la mobilité de l'arrière-pied en médio latéral. Différents auteurs ont proposé leurs interprétations de cet axe (Figure 30) :

- Selon Hicks [1956], la description de cet axe se fait par le passage par un point situé en antéro-médial sur la tête du talus et par un point situé dans la partie postérieure de la face latérale du calcanéum.

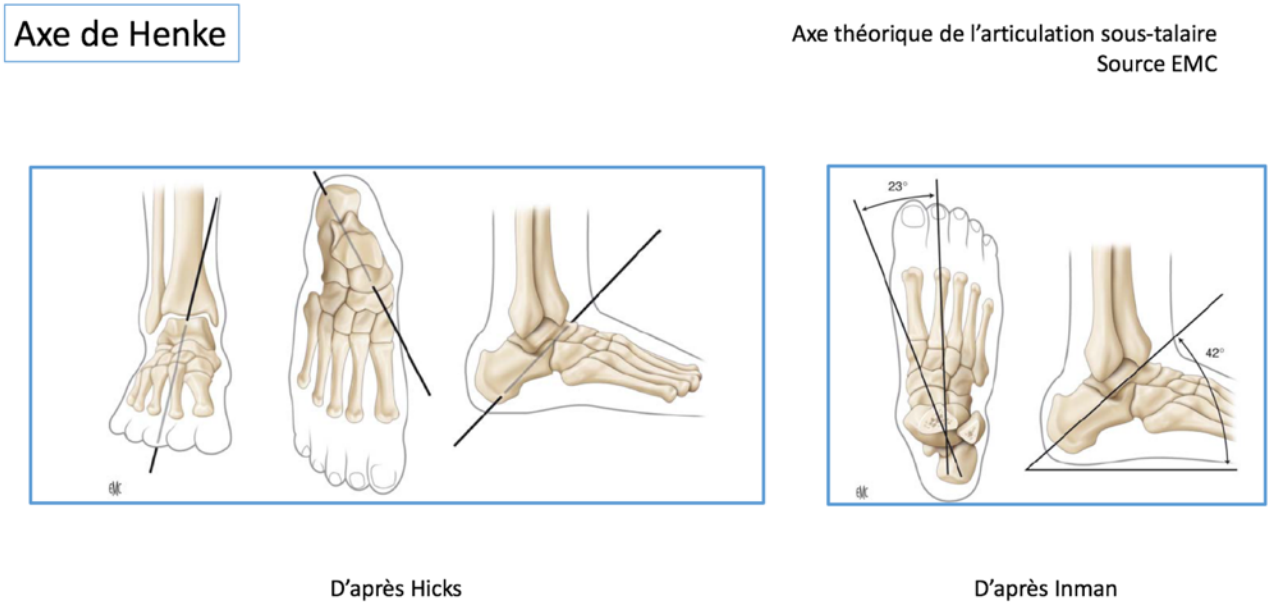


Figure 30 : description de l'axe de l'articulation sous talaire

- Selon Inman [1969] la description se fait plutôt via deux angles et un sommet pour chaque angle. Ainsi dans le plan horizontal cet axe présente un angle de 23° avec l'axe du pied et dans le plan sagittal un angle de 42° par rapport au sol. La déviation standard module cet axe et permet de couvrir les variations anatomiques.

Cependant, il semble évident que ces axes ne peuvent être décrits de manière aussi figée. C'est donc une simplification permettant de comprendre la mobilité en décharge de l'articulation sous-talaire.

3.2 Les analogies mécaniques

Afin de décrire la complexité de la mobilité du pied en tant que chaine poly articulaire, de nombreux auteurs ont proposé des modèles permettant de comprendre un mécanisme donné ou

une fonction précise du pied. La modélisation numérique étant récente, les auteurs ont dû trouver des analogies techniques avec le monde environnant. Ainsi, l'utilisation de structure ou d'objet du quotidien a été privilégiée.

3.2.1 Concepts de cardan et fonction de transfert

Certaines fonctions du pied ont été approchées par des analogies plus mécaniques. Ainsi, pour aider à comprendre le lien entre la cheville et le pied, plusieurs auteurs ont proposé des modèles dynamiques. Lopez et al. [2012] schématisent les théories des auteurs suivant :

- Cardan de Ronconi [2003]

Afin de relier l'axe bi malléolaire et l'axe de Henke, et ainsi de pouvoir obtenir le transfert de force d'une orientation à une autre sans perte fonctionnelle, Ronconi [2003] compare le couple cheville / sous-talaire à un cardan. Il dissocie le fonctionnement en chaine fermée de celui en chaine ouverte (Figure 31).

En chaine fermée, cela peut s'assimiler à une transmission par engrenage conique alors qu'en chaine ouverte ce serait une transmission par cardan libre. Cela correspond à la fonction de transfert des efforts verticaux vers des efforts horizontaux.

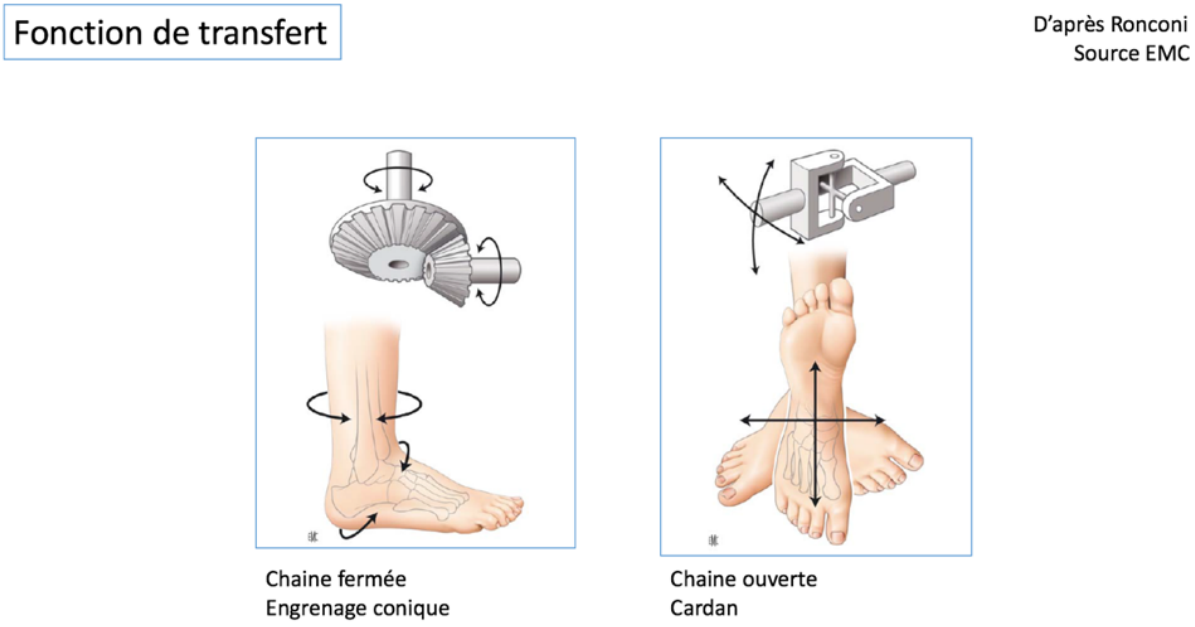


Figure 31 : illustration de la fonction de transfert

3.2.2 Concepts issus de l'architecture

Différents auteurs se sont inspirés des concepts de mécanique appliqués à l'architecture afin de proposer des modèles de compréhension du pied humain. Principalement le phénomène de voute plantaire.
On retrouve ainsi trois théories qui peuvent s'opposer : le concept de clé de voute, le concept de ferme en tant que structure de charpente et le concept de tripode. Si ces modèles sont tous partiellement faux, ils présentent le mérite de proposer une manière pédagogique d'expliquer une fonction ou une spécificité du pied (Figure 32).

- Clé de voute : l'idée principale est de supposer que la géométrie osseuse permet à elle seule de maintenir le cavus du pied et son verrouillage. Pour cela, le principe de construction des voutes d'église ou des voutes de pont ancien est retenu : par clé de voute, on entend une structure symétrique ayant pour rôle de répartir les contraintes de manière équilibrée. La clé de voute bloque les voussoirs qui sont les structures constituant les côtés de la voute. Pour le pied humain, cette analogie n'est bonne que pour une coupe frontale du médio-pied où, en effet, un cunéiforme pourrait prendre ce rôle.

- Le système de ferme est décrit par Lapidus [1963] et propose de comparer le pied à un toit. La charpente d'un toit est composée de deux arbalétriers et d'un entrait. Dans le cas du pied, l'entrait soumis à des forces de traction pourrait être constitué des tissus mous et les arbalétriers soumis à force de compression le squelette. L'entrait serait ici constitué des ligaments profonds, des muscles extrinsèques et intrinsèques et de l'aponévrose. Ce modèle de ferme est intéressant pour comprendre la résistance passive de la voute plantaire à l'écrasement. Cependant, il ne permet pas de réfléchir le pied comme une structure souple. Wright et al. [1964] ont calculé sur ce postulat les forces de réaction du pied.

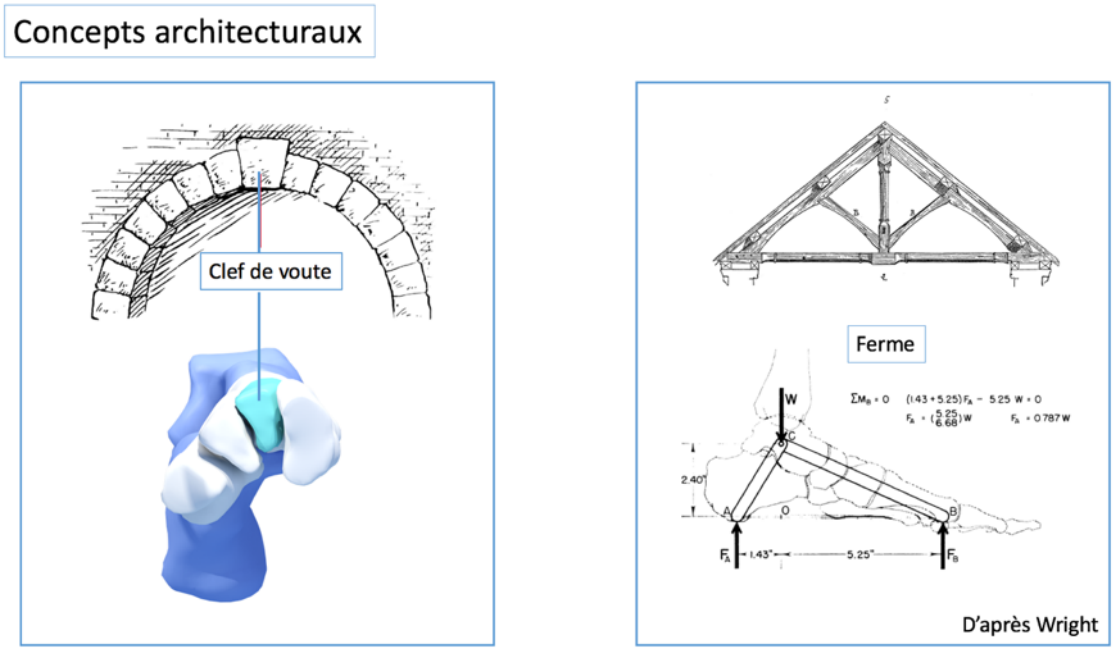


Figure 32 : Modèles architecturaux de clef de voute (gauche) et de ferme (droite)

- Le tripode : cette représentation existe bien qu'elle soit très limitée. Elle propose une méthode de compréhension d'un pied figé en charge. Ce modèle suppose que le pied ne repose que sur trois points d'appui : le calcanéum et les première et cinquième têtes métatarsiennes. Ce modèle sous-entend aussi la présence d'une voute latérale et d'une voute au niveau des têtes métatarsiennes, ce qui est anatomiquement faux.

3.2.3 Concepts fonctionnels

- Le modèle des palettes.

Ce modèle a été proposé par Kowalski et De Donker [1979]. Il a pour but d'expliquer, sans tenir compte de l'arrière-pied, le fonctionnement du tarse antérieur associé au métatarse. Ainsi c'est un modèle proposé pour le cuboïde, les cunéiformes et le métatarse. Il ne s'intéresse pas à l'arrière-pied ni aux orteils.

Dans ce modèle, trois palettes sont proposées avec une organisation anatomique :

- La palette médiale comprend le cunéiforme médial et le premier métatarsien.
- La palette intermédiaire ou médiane est constituée des cunéiformes intermédiaire et latéral, ainsi que des deuxième et troisième métatarsiens.
- La palette latérale est constituée du cuboïde et des quatrième et cinquième métatarsiens.

Les palettes médiale et latérale auront un rôle associé à l'équilibre dynamique, notamment en unipodal. La palette médiane ayant une possibilité de mobilité limitée de par l'intrication des bases des métatarsiens, elle sera considérée dans l'équilibre statique. L'analogie trouvée pour ce modèle est le vélo d'enfant possédant des petites roues stabilisatrices. La palette médiane est ainsi la roue arrière du vélo, les palettes médiale et latérale les petites roues.

- Le modèle de Lamina Pedis (Figure 33).
  Mac Conaill [1945] a utilisé l'image d'une plaque rectangulaire subissant une torsion amenant les bords opposés à se retrouver avec une projection en angle droit.

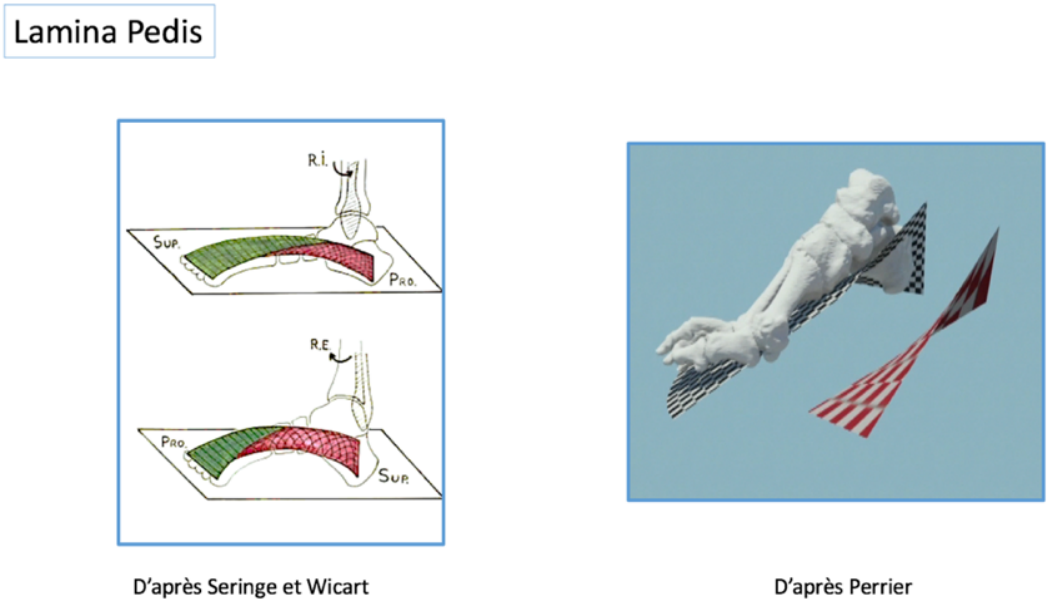


Figure 33 : Concept de Lamina Pedis et angle de vrillage du pied

Ce concept est intéressant, car il prend en compte la notion de prono supination du pied. Cependant, il ne tient pas compte de la fonction des orteils.

Cette lamina pedis a permis depuis de développer le concept d'angle de vrillage du pied et son calcul en lien avec les morphotypes de membres inférieurs, Perrier et al. [2011].

Le dernier modèle proposé est un modèle s'intéressant au pied par le prisme des orteils et de l'aponévrose plantaire. C'est certainement le modèle le plus proche d'une réalité anatomique et participant grandement au postula de conception du modèle présenté pour cette thèse.

- Le modèle de Hicks : « Windlass Mechanism » (Figure 34)

Hicks [1951] émis l'hypothèse que l'aponévrose participait activement au creusement de la voute plantaire. Cependant, ce n'est qu'en 1956 qu'il décrit les raisons anatomiques et le mécanisme qui entrainent l'augmentation du cavus ; c'est le « Windlass Mechanism » dont une traduction de son hypothèse pourrait être :

« L'élévation de l'arche à l'extension des orteils peut se décrire ainsi. Quand l'orteil s'étend, la phalange glisse sur le dessus de la tête métatarsienne, tirant dans ce mouvement la plaque plantaire qui est liée à la tête métatarsienne et créant un mouvement de traction sur l'insertion de l'aponévrose. Ce mécanisme peut se comparer à un câble tiré sur un quart de tour d'une poulie. La roue étant la tête métatarsienne, la manivelle étant la phalange et le câble étant l'aponévrose. »

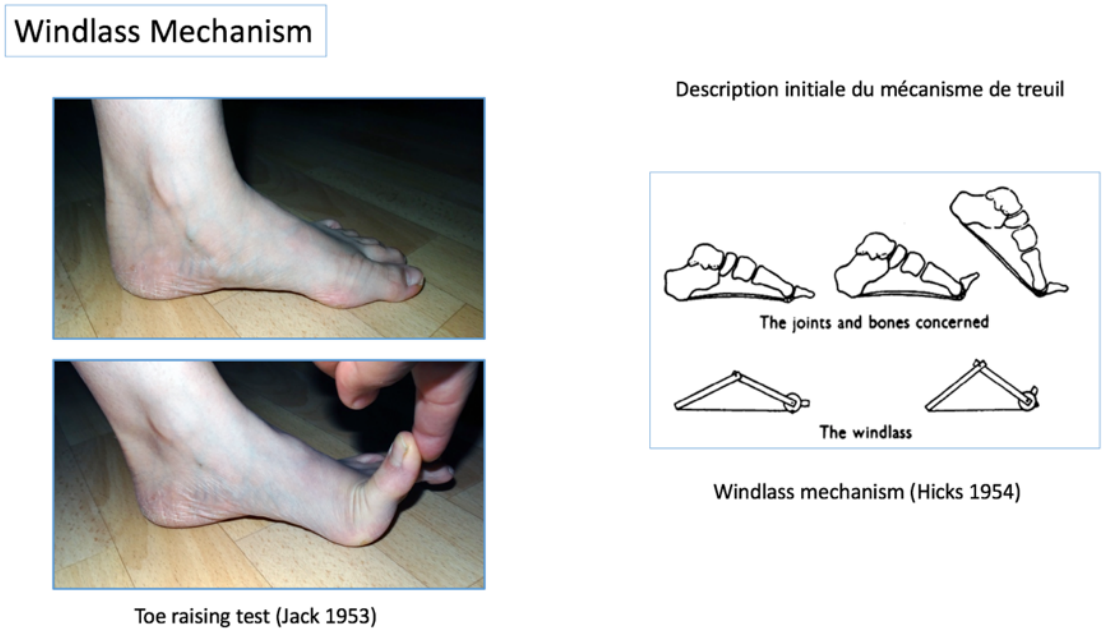


Figure 34 : Test de Jack et description du « Windlass mechanism »

Ce mécanisme ainsi décrit permet de comprendre comment une flexion dorsale des orteils peut entrainer un raccourcissement relatif de l'aponévrose et ainsi contraindre les structures osseuses à augmenter la voute par verticalisation du calcanéum.
Ce mécanisme intervient à la marche lors du passage en digitigrade. Cela explique le creusement du pied lors de la montée sur la pointe.
La flexion dorsale de tous les orteils permet ce mouvement ; cependant, l'hallux est celui qui a le plus d'efficacité car le rayon de la tête de M1 associé aux sésamoïde est le plus grand.
Jack [1953] a décrit un test clinique qui permet, lors de la dorsiflexion forcée de l'hallux quand le pied en appui sur le sol, de mettre en évidence une augmentation du cavus plantaire et de corriger le valgus d'arrière pied. Ce test est appelé « Toe-raising test » ou « test de Jack ».
En France, ce test a longtemps été considéré comme un prérequis pour une correction active du pied plat.

4 Introduction à la marche humaine

Afin de comprendre le pied, il est nécessaire de comprendre sa fonction.
La spécificité de l'homme est la bipédie terrestre moderne et permanente. Nous allons donc aborder une description de la marche qui ne sera pas exhaustive mais qui donnera les bases afin de pouvoir comprendre cette activité locomotrice complexe.
Nous aborderons donc la notion de cycle de marche, qui propose un découpage commun permettant aux différents praticiens de se comprendre.
Sans aborder les détails techniques, nous résumerons les connaissances cliniques issues de l'analyse du mouvement instrumentée afin de parler des moments de forces à la marche et de les rapprocher de la physiologie musculaire de la marche.

4.1 Le cycle de marche

La marche humaine est une fonction automatique. Cette activité cyclique des membres inférieurs est une succession de doubles appuis et d'appuis unipodaux. Davis et al. [1991] décrivent cette action comme une alternance de phase d'équilibre et de déséquilibre. L'objectif final étant le transfert du centre de gravité d'un point à un autre. Ce déplacement doit se faire en consommant le moins d'énergie possible.
Un cycle de marche sera décrit comme la période allant de l'appui d'un pied au sol à la marche, jusqu'à l'appui suivant de ce même pied au sol.
La Figure 35 résume les découpages proposés par les auteurs majeurs de ce domaine : Perry [1992], Winter [1995] ou encore Sutherland [1997].

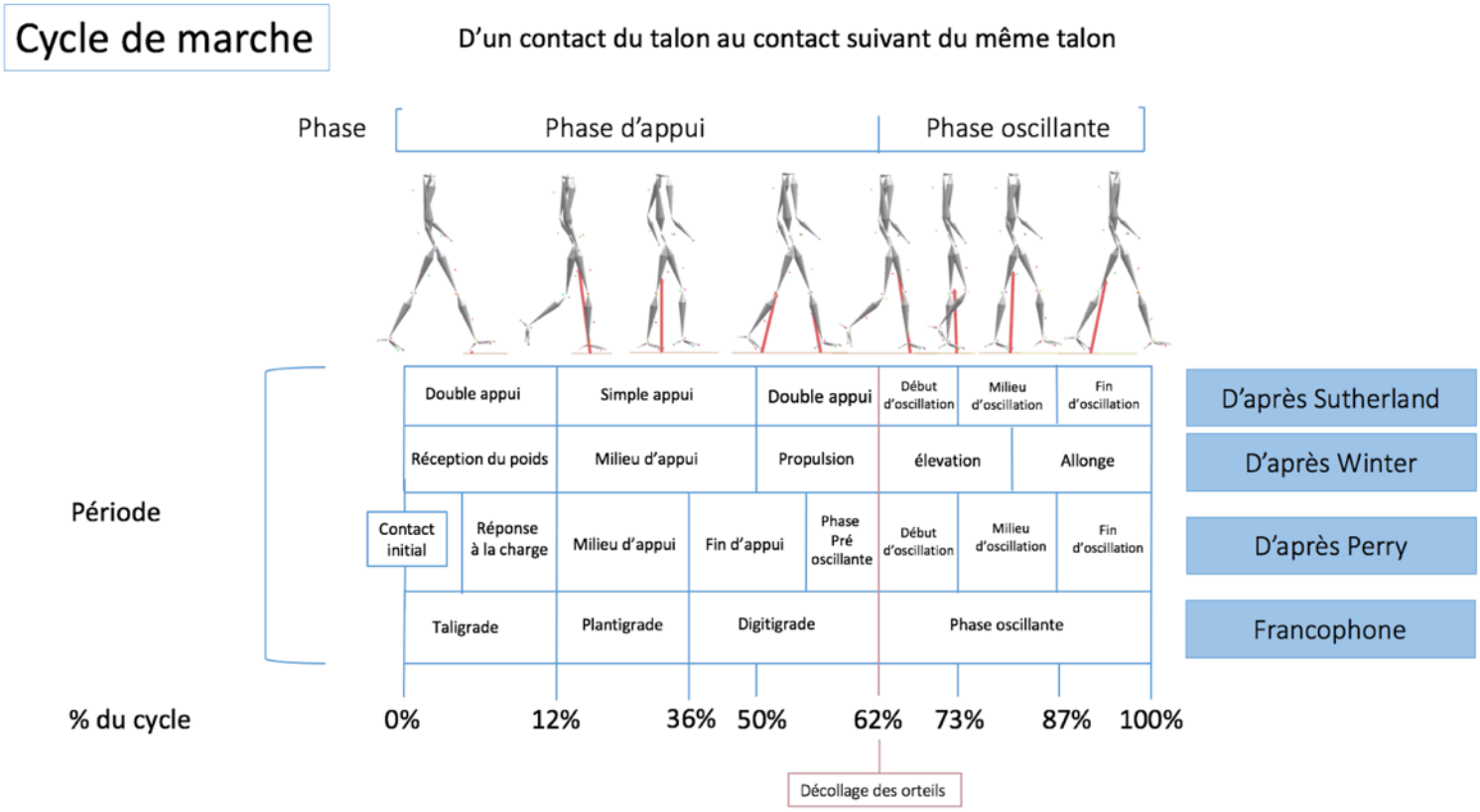


Figure 35 : cycle de marche selon Perry [1992], Winter[1995] et Sutherland [1997]

Un autre découpage du cycle de marche par Perry [1992] s'intéressant à la phase d'appui, propose d'étudier la marche comme une succession de 3 pivots.
La Figure 36 décrit ces trois pivots et les actions mécaniques et musculaires en lien.

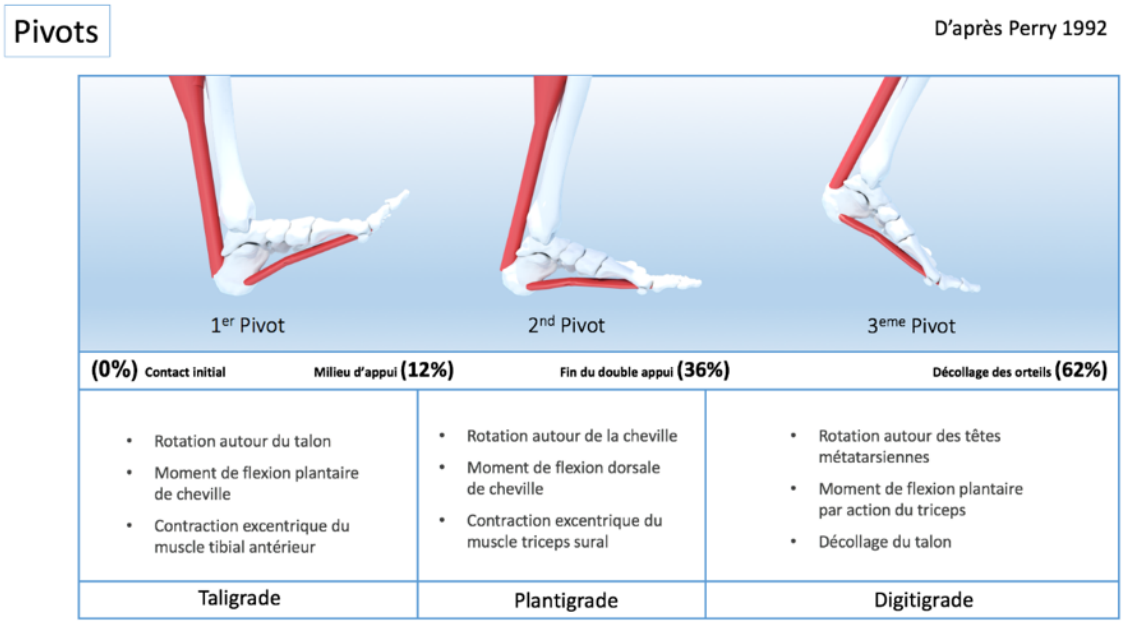


Figure 36 : Les pivots lors du cycle de marche, d'après Perry 1992

4.2 La marche normale

Afin de pouvoir comprendre le rôle du pied à la marche, il faut connaître en quoi la fonction qu'il doit réaliser se définit dans sa normalité. La marche normale a été étudiée par de nombreux auteurs, dans le champ de l'analyse du mouvement. Gage [1993] en a établi les bases. Ainsi, nous parlerons de prérequis à la marche normale, illustrés sur la Figure 37.

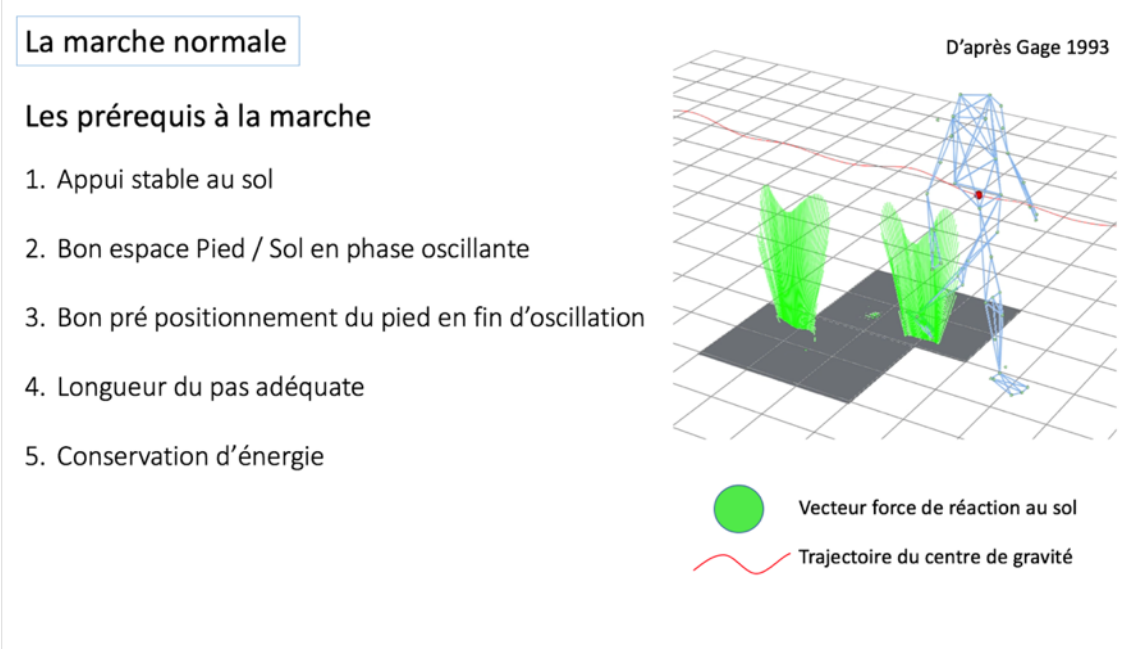


Figure 37 :Prérequis à la marche normale par Gage [1993]

Cette marche normale doit répondre au principe de conservation d'énergie. La Figure 38 détaille le fonctionnement de cette conservation d'énergie. Elle utilise l'intégration du vecteur force de réaction du pied lors de sa pose au sol au cours de la marche.

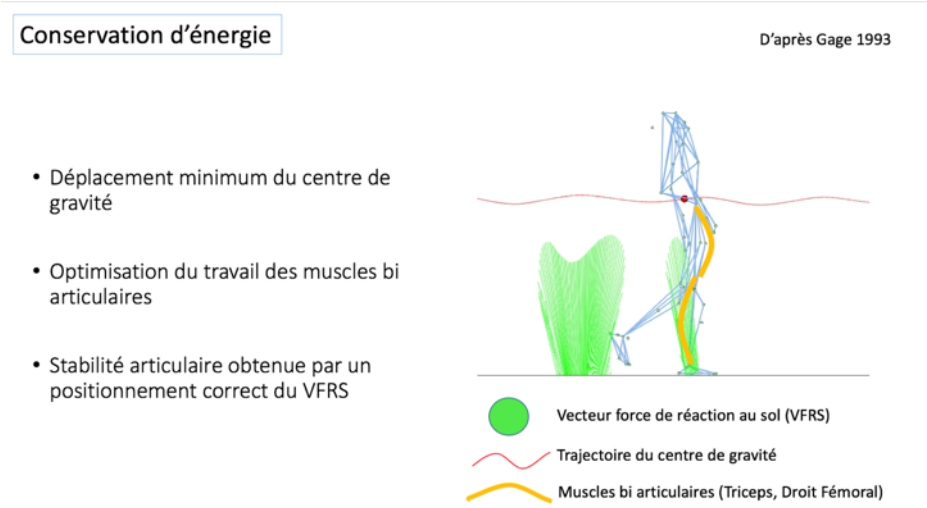


Figure 38 :Les principes de conservation de l'énergie par Gage [1993]

L'optimisation du travail des muscles bi-articulaires correspond pour le membre inférieur principalement aux muscles Fessiers (par le grand fessier), au quadriceps (par le droit fémoral) et au triceps (par les gastrocnémiens)

Cette section a présenté le minimum de connaissances à posséder pour aborder la thématique de la marche. Cela circonscrit la fonction minimum qu'un modèle biomécanique de pied doit pouvoir réaliser. Cette description, bien que non exhaustive, nous apporte le principe de conservation d'énergie ; le pied modélisé devra donc posséder les propriétés mécaniques permettant cette fonction.

5 Conclusion sur l'anatomie fonctionnelle et la biomécanique du pied

Nous avons donc vu dans ce chapitre qu'il existe beaucoup de méthodes ou de modèles d'analogies mécaniques permettant au clinicien de décrire une mobilité ou une fonction précise du pied. Les auteurs se sont intéressés à l'architecture du pied en cherchant des analogies pertinentes si l'on se focalise sur une structure ou une fonction.

Aucune théorie ne semble permettre de relier l'ensemble des modèles d'analogies mécaniques proposés en expliquant la mobilité tridimensionnelle aussi bien en chaine ouverte que fermée.

En effet, le pied, souvent simplifié en un certain nombre de segments, est vu de manière tronquée. De plus, ce découpage ne prend en compte que l'ostéologie et l'ensemble des tissus mous n'est pas prise en compte.

Nous devons donc proposer une théorie permettant de comprendre le fonctionnement global du pied. Cette théorie sera développée dans le chapitre 4 portant sur la conception et l'évaluation du modèle biomécanique.

Nous proposons finalement, pour la suite de ce manuscrit, une nouvelle description du pied permettant d'aller vers une modélisation numérique pertinente.

Le pied est un système polyarticulaire encapsulé de tissus mous mettant en parallèle des chaines articulaires organisées en série. L'objectif étant la transmission du bon vecteur force au reste du membre inférieur :

- *Quel que soit le type de surface en contact (revêtement, relief, texture, rigidité, résistance ...),*
- *Quelle que soit la finalité du geste (orthostatisme, marche, se lever, tourner, sauter, courir, appuyer sur un objet ...).*

Pour cela, le pied doit être capable de :

- *s'adapter au relief (équilibre, amortissement ...),*
- *se rigidifier (bonne transmission des champs de vecteurs force issus du membre inférieur ou des forces extérieures),*
- *être économe en énergie pour une optimisation du geste (marche prolongée, nage, course ...).*

Afin d'être utile et pertinent, notre modèle biomécanique devra donc répondre à cette nouvelle description.

CHAPITRE 3

SIMULATION NUMÉRIQUE DU PIED HUMAIN

Les deux chapitres précédents ont décrit la complexité du pied par le versant descriptif de l'anatomie, mais aussi par son versant fonctionnel.
Les descriptions anatomiques nous permettent de connaître les structures en présence. Ainsi le pied est constitué d'un ensemble d'os de petites tailles, reliés entre eux par du cartilage et des ligaments permettant leur cohésion. Les os étant le support du mouvement, nous avons présenté au chapitre 1 une synthèse des muscles contrôlant les structures du pied entre elles, mais aussi le pied par rapport au reste du membre inférieur. Enfin, le pied est entouré de tissus mous permettant le maintien et servant d'enveloppe.
Les explications fonctionnelles, abordées par les cliniciens et les mécaniciens, sans utilisation des outils de simulation numérique, apportent une connaissance partielle du fonctionnement du pied. Elles permettent de comprendre le fonctionnement d'une articulation, d'un groupe de muscles ou d'une fonction précise. Cependant, la compréhension du système pied reste à ce jour encore incomplète et l'utilisation de ces connaissances en routine clinique s'avère difficile.

En effet, les outils traditionnels d'analyses peuvent présenter les limites suivantes :

- L'imagerie médicale donne une vision statique du système, qu'elle soit en 2D ou 3D. Elle permet une description des structures et lésions topologiques, mais n'offre pas d'indication sur les mécanismes à l'origine des lésions.
- Les mesures externes, réalisées lors d'un examen clinique, apportent des informations de géométrie, d'axe, ou de mobilité. Cependant, la quantification est limitée avec les informations internes (déformations, forces mises en jeu, contacts entre structures …) qui restent inaccessibles.
- Les dissections cadavériques apportent un complément d'information puisqu'on peut alors étudier du mouvement contraint ou encore analyser une structure interne par exemple. Le problème provient du fait que pour observer ces éléments, la destruction du système à étudier est inévitable. L'utilisation d'outils de métrologie reste aussi une limitation, car les conditions d'expérimentation auront forcément des biais importants. Enfin, une pièce anatomique (même dans le cas d'un « cadavre frais ») présente des propriétés mécaniques altérées.

Les modèles biomécaniques et leurs simulations numériques permettent, avec beaucoup de précautions, de pallier à un grand nombre de ces limitations. En biomécanique musculo-squelettique, nous retrouvons trois grandes méthodes de simulation :

- la méthode des systèmes multi-corps rigides,
- la méthode par analyse quantifiée du mouvement,
- la méthode des éléments finis.

Ce manuscrit ne va pas rentrer dans les détails mathématiques théoriques de ces méthodes, mais va en présenter les principes généraux.

Nous verrons dans une première section une revue des modèles de pied utilisant la modélisation par systèmes multi-corps rigides.
La deuxième section s'intéressera à l'analyse quantifiée de mouvement appliquée au pied. Nous verrons comment les approches multi segmentaires peuvent apporter une compréhension

différente du pied. Le point important est que dans ce cadre nous observerons la mobilité réelle du sujet. Cette méthode permet donc d'avoir des données très précises de la cinématique du pied.
Une troisième section proposera une revue de littérature des modèles éléments finis du pied. Nous verrons que des modèles très avancés existent, mais qu'ils ont certaines limites à prendre en compte.
La dernière section proposera une synthèse des prérequis que nous avons dû intégrer afin de proposer un modèle numérique de pied le plus précis possible dans sa capacité à décrire la fonction.

1. Modélisation du pied par système multi-corps.

1.1. Principes de modélisation

La modélisation par modèle numérique multi-corps est une des méthodes utilisées en mécanique du solide afin de modéliser et comprendre le fonctionnement et comportement dynamique d'un système composé de plusieurs corps. Ces derniers peuvent être rigides ou flexibles, en 2D ou 3D et sont reliés entre eux par des connexions appelées liaisons mécaniques. Ces liaisons mécaniques vont contraindre les déplacements à la fois en translation, mais aussi en rotation. Une approche plus complexe va introduire la notion de contact. Cette dernière va rechercher les conditions de non-pénétration de deux corps entre eux, un des principes est que s'il y a contact, les deux corps génèreront une force de réaction. Afin de contenir la réaction, dans le cadre de la modélisation biomécanique d'une articulation, on est alors amené à positionner des câbles, ayant des propriétés d'allongement ou non, afin de contraindre les déplacements et d'ajouter des conditions aux limites pour obtenir un équilibre. Ainsi, les multi corps modélisent les os du pied et les câbles représentent les ligaments L'utilisation de corps rigides en biomécanique se fonde sur les conclusions de Walker [1972] qui propose d'ignorer les déformations des os et du cartilage, car ces déformations sont infimes comparées aux mobilités articulaires. Une autre hypothèse pour ce type de simulation est l'absence de friction. Radin [1972] suppose que l'on peut ignorer les frictions de par la présence du cartilage et du liquide synovial. La densité propre à chaque os est elle aussi ignorée.

Kwak et al. [2000] ont démontré l'avantage en termes de temps de calcul apporté par la méthode des multi-corps dans la résolution de simulations basées sur la mécanique du mouvement de structures complexes. Salathe et al. [2002] ont ensuite développé le premier modèle de pied en multi-corps. Liacourias et al. [2007] ont, quant à eux, posé les bases de l'utilisation des modèles du membre inférieur en multi-corps rigides cherchant à approcher la compréhension du pied dans son interaction avec la jambe. Le fait qu'il y ait un temps de calcul restreint semble l'argument majeur pour ce type de modèle.

Le processus de modélisation commun à la majorité des auteurs est le suivant :

- génération du maillage surfacique par segmentation (MIMICS ou AMIRA sont des logiciels utilisés par les auteurs pour cette étape),
- intégration des objets 3D dans SolidWorks avec le plugin COMOS Motion,
- définition des ligaments comme ressorts puis positionnement anatomique.

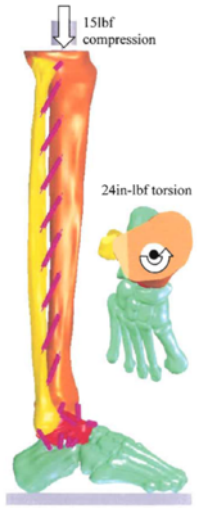


Figure 39 :modèle multicorps rigides. Pied fixé sauf cheville Liacouras et al [2007]

1.2. Les modèles

- Le modèle de Liacouras et al. [2007] est le premier à avoir cherché à comprendre par cette méthode de modélisation une lésion de la cheville, en l'occurrence la lésion de la syndesmose. Cette lésion étant associée à une rotation externe, ce modèle a testé la stabilité en inversion de pied suite à une lésion de la pince tibio fibulaire sur rotation externe. Les auteurs sont partis de données cadavériques pour cette étude. Ce modèle

ne possède pas d'orteils (Figure 39) et les articulations du médio pied sont fusionnées. La question du poids des structures distales dans le pied n'est pas posée dans ces articles.

- Iaquinto et al. [2011] ont poursuivi ces premiers travaux par une analyse de la stabilité de l'arche du pied en simulant une correction chirurgicale d'un pied plat. L'objectif était de simuler un résultat chirurgical en comparant des angles radiographiques. Pour mener à bien leurs études, ils ont modélisé quatre pieds, un pied plat de type 2, un pied ayant subi une ostéotomie de médialisation du calcanéum, un pied ayant subi une ostéotomie d'ouverture d'Evans, et un pied avec arthrodèse de distraction calcanéo-cuboïdienne.

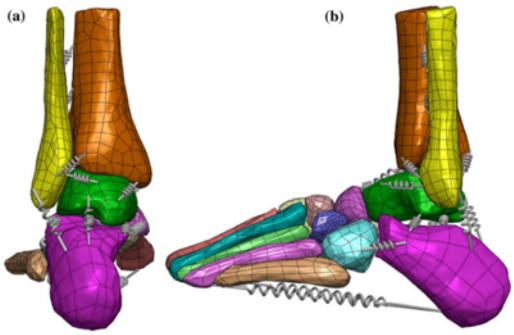


Figure 40 : Modèle de Wei et al [2011]: analyse des contraintes de cheville à la rotation externe

- Sur le même processus de modélisation, Wei et al. [2011] a étudié les lésions de cheville et les contraintes dans le pied en lien avec la rotation externe. Sa conclusion est qu'une rotation externe de cheville a des conséquences importantes sur le ligament talo-fibulaire postérieur quand le pied est rigide et sur le ligament talo-naviculaire quand le pied est souple. (Figure 40) Tout comme les modèles de l'équipe de Wayne, une simplification du médio-pied et l'absence d'orteil sont à noter.

- Spratley et al. [2013] a aussi étudié par ce type de modélisation une population de pieds plats adultes. La particularité de cette étude réside dans l'utilisation de données issues de l'IRM, du poids des sujets et de muscles extrinsèques. Les muscles ont été modélisés comme des câbles capables de traction. La précision anatomique ligamentaire est anatomiquement réaliste. (Figure 41) La comparaison entre les angles radiologiques et les angles issus de la simulation est aussi utilisée. Il est à noter que le médio pied est articulé. Leur conclusion est que ce type de modélisation sera utile pour déterminer des variables biomécaniques difficiles à obtenir par l'imagerie traditionnelle. Cependant, l'absence d'orteils est encore à noter.

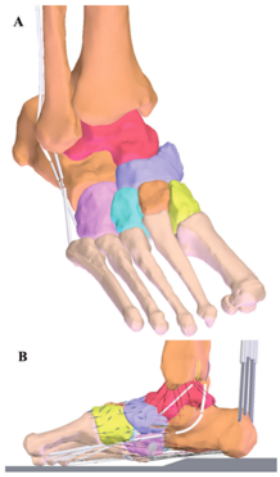


Figure 41 : modèle multi-corps rigides du pied plat acquis de l'adulte, Spratley et al.[2013]

2. Les modèles multi segmentaires et analyse quantifiée du mouvement

L'analyse quantifiée du mouvement est la discipline permettant d'analyser le déplacement d'un système au cours du temps, en apportant des métriques précises sur les conditions de ces déplacements. Cette quantification sera d'ordre cinématique quand elle s'intéressera au déplacement d'un segment dans le repère monde ou encore le déplacement de ce segment par rapport à une autre structure. La quantification sera d'ordre cinétique quand elle s'intéressera aux forces et moments issus ou responsables de la cinématique étudiée. Dans le domaine de la biomécanique humaine, l'outil de référence est l'analyse tridimensionnelle du mouvement par système optoélectronique.

2.1. La cinématique

Analyser le déplacement relatif d'un segment osseux par rapport à un autre permet d'étudier ce qu'on appelle la cinématique articulaire. Par exemple, étudier le déplacement du tibia par rapport au fémur permet l'analyse cinématique du genou. Dans ce cadre, nous observons donc les déplacements du tibia dans un repère associé au fémur. (Figure 42) Si l'on analyse le déplacement propre du fémur dans le repère laboratoire, nous sommes dans le cadre d'une analyse de déplacement segmentaire absolu ou cinématique segmentaire (Pradon et al. [2013]).

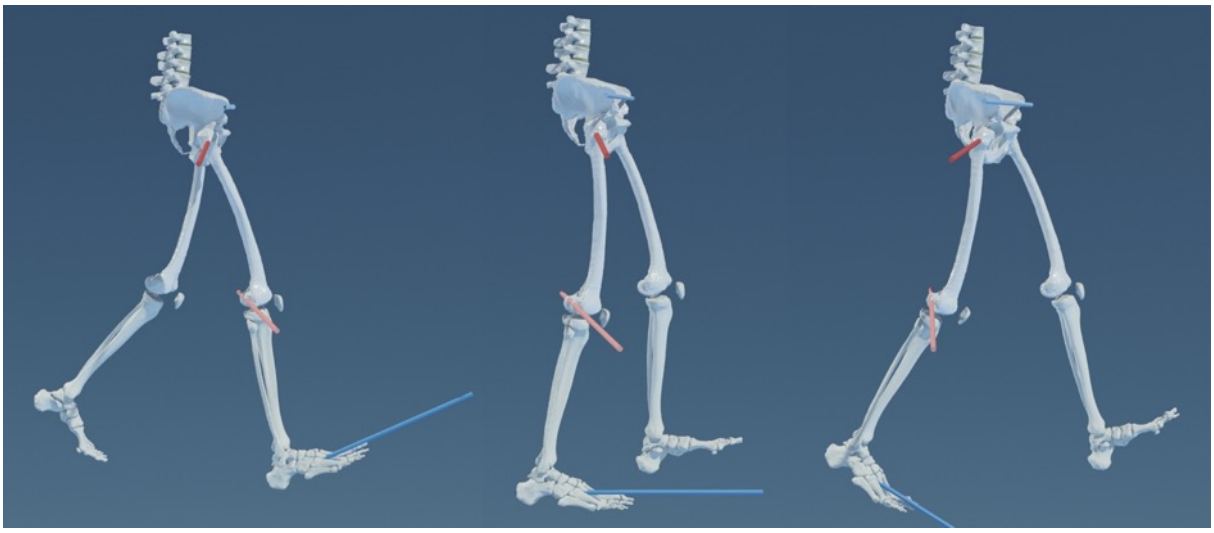


Figure 42 : Déplacement et orientation segmentaire lors de la marche

Ce paragraphe se concentre sur les systèmes optoélectroniques utilisant des mires réfléchissantes comme marqueurs ; dans le cadre de cette thèse nous avons utilisé le système « Motion Analysis » (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA), avec la suite logicielle « Cortex ». Il existe de nombreux autres systèmes équivalents permettant la capture du mouvement (Optitrack, Qualisys, Vicon …).

Le principe de fonctionnement est le suivant : le laboratoire est équipé d'un ensemble de caméras pouvant être numérique ou analogique, dont les ouvertures de champ cumulées

permettent de recouvrir la zone du laboratoire dans laquelle se produiront les tests d'analyse du mouvement.

Chacune des caméras est associée à une matrice de diode infrarouge émettant dans un spectre proche du rouge visible. L'utilisation de capteurs réfléchissants appelés « Mire » permet de réfléchir la lumière infrarouge et d'augmenter le contraste de visualisation par la caméra. Un ordinateur assure l'acquisition des flux vidéo et l'enregistrement des trajectoires de chacun des marqueurs. Pour cela, il y a une synchronisation des caméras, et l'acquisition se fait à une fréquence d'échantillonnage souvent fixée autour des 100 Hz. Plus il y a de caméras présentant une résolution importante et plus la précision d'enregistrement et le nombre de capteurs utilisables seront importants. Afin de pouvoir, par géométrie projective et épipolaire, obtenir les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs, il faut que chaque marqueur soit perçu à chaque instant par au moins deux caméras. La position relative des caméras les unes par rapport aux autres permet de relier un même point perçu par les différentes caméras. (Figure 43)

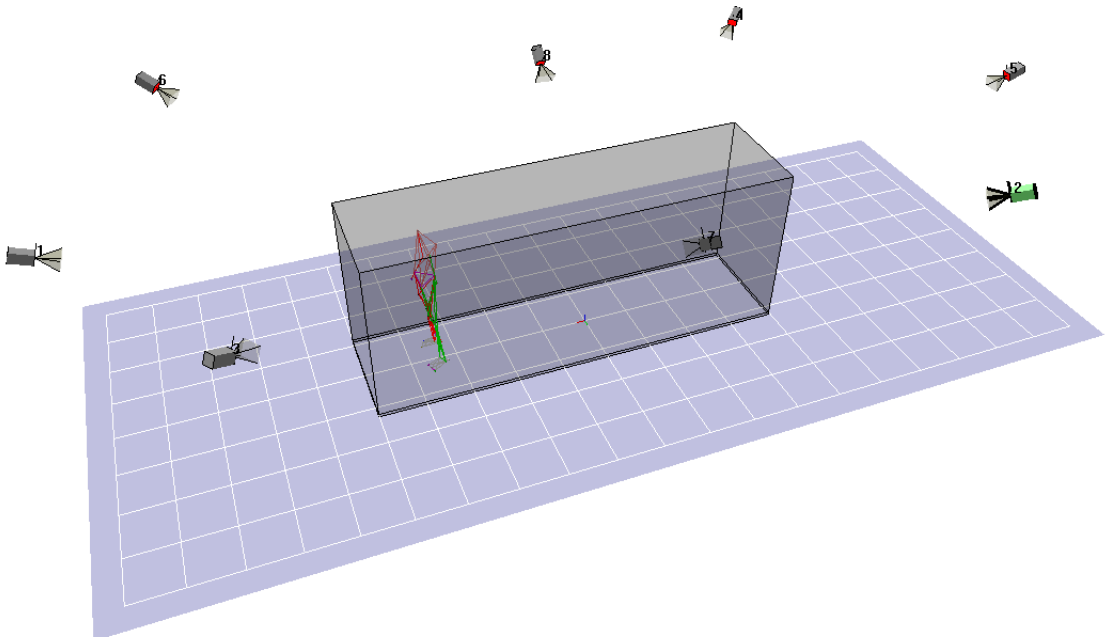


Figure 43 : Zone couverte par le champ des caméras : volume de capture et positionnement des 8 caméras

Une étape de calibration du système est nécessaire afin d'estimer la précision de reconstruction de la scène 3D. On limite par cette étape les erreurs de mesure.

- La première étape de calibration va servir à définir le repère laboratoire, son origine et ses vecteurs directions orthogonaux. Ainsi, en positionnant une équerre normalisée possédant 4 marqueurs réfléchissants, on obtient l'origine O_0, un axe antéro-postérieur X_0, un axe médio-latéral Y_0 et par produit vectoriel un axe vertical Z_0.
- La seconde étape est un balayage de l'espace à l'aide d'une tige possédant 3 capteurs. Le balayage exhaustif de la zone permettra d'obtenir un indice de précision de localisation.

Dans le cadre d'une analyse en laboratoire, les systèmes instrumentaux, s'ils doivent localiser un objet en déplacement, sont appelés systèmes instrumentaux fixes. Le repère est ainsi associé au système fixe. L'utilisation de marqueurs sera nécessaire afin d'enregistrer les coordonnées

absolues de leurs déplacements. Ces marqueurs serviront à construire des repères et des segments, ce qui permettra d'intégrer le déplacement des objets reconstruits au cours du temps. Il existe pour cela différents types de marqueurs :

- Les marqueurs passifs n'émettant aucun signal, sont des sphères recouvertes d'un matériau réfléchissant la lumière de la matrice de diodes infrarouges.

- Les marqueurs actifs émettant un signal infrarouge direct, les caméras n'ayant pas la nécessité de posséder de diodes infrarouges.

Les marqueurs sont positionnés sur la peau en regard de zone anatomique de référence permettant le suivi du déplacement d'une structure ou d'un segment. Nous verrons dans le paragraphe suivant comment à partir des marqueurs sont reconstruits les segments et repères pour notre étude.
Au final l'analyse 3D par système passif et actif permet d'obtenir le déplacement de marqueurs cutanés lors de la réalisation d'un mouvement, mais n'informe pas directement du déplacement de segments corporels.
La construction à partir d'un ensemble de marqueurs, appelé Marker-Set, d'une analogie anatomique a longuement été étudiée. Kadaba et al. [1990] a décrit le Marker-Set le plus utilisé pour l'analyse du membre inférieur. Ce dernier appelé modèle « Helen Hayes » a ensuite été adapté afin de répondre au mieux à l'analyse de structure comme le pied.

2.2. Segments, marqueurs, repères

L'international Society of Biomechanics (ISB) a publié un consensus permettant la modélisation des membres supérieurs, du tronc et des membres inférieurs.
Ces publications de Wu et al. [2002] [2005] (Figure 44) posent les bases de référence pour la construction des modèles : ainsi, à partir des marqueurs posés sur des zones anatomiques de référence, la construction de repère de référence et d'axes permettant l'analyse cinématique devient possible. Pour cela, il est nécessaire de définir un système de repères et d'axes en lien avec les marqueurs et le segment à modéliser. De plus, il est indispensable de calculer des marqueurs virtuels. Ces derniers permettent souvent d'obtenir un marqueur dans une région se situant à l'intérieur du squelette. Un tableau de synthèse des marqueurs et segments donnera en fin de paragraphe les localisations anatomiques.

Par convention pour le Marker Set Helen Hayes, les marqueurs et centres articulaires sont représentés ainsi :

- Repère Bassin :
  - Origine : O_b est un marqueur virtuel équidistant de R.ASIS et L.ASIS.
  - Axe X_b passe par L.ASIS
  - Plan $X_B0_BZ_B$ passe par V.Sacral
  - Axe Z_b dans le plan $X_B0_BZ_B$ et orthogonal à X_b
  - Axe Y_b est le produit vectoriel des axes X_b et Z_b.
  - Norme : distance entre O_b et L.ASIS.
- Le centre articulaire de Hanche « HJC » : Bell et al. [1990], calculé comme pourcentage de la norme du repère dans les 3 directions : 22% en postérieur, 34% en inférieur et 32% en latéral.
- Le centre articulaire de Genou « KJC » : point équidistant de R.Knee et R.Knee.Medial

- Le centre articulaire de cheville « AJC » : point équidistant de R.Ankle et R.Ankle.Medial

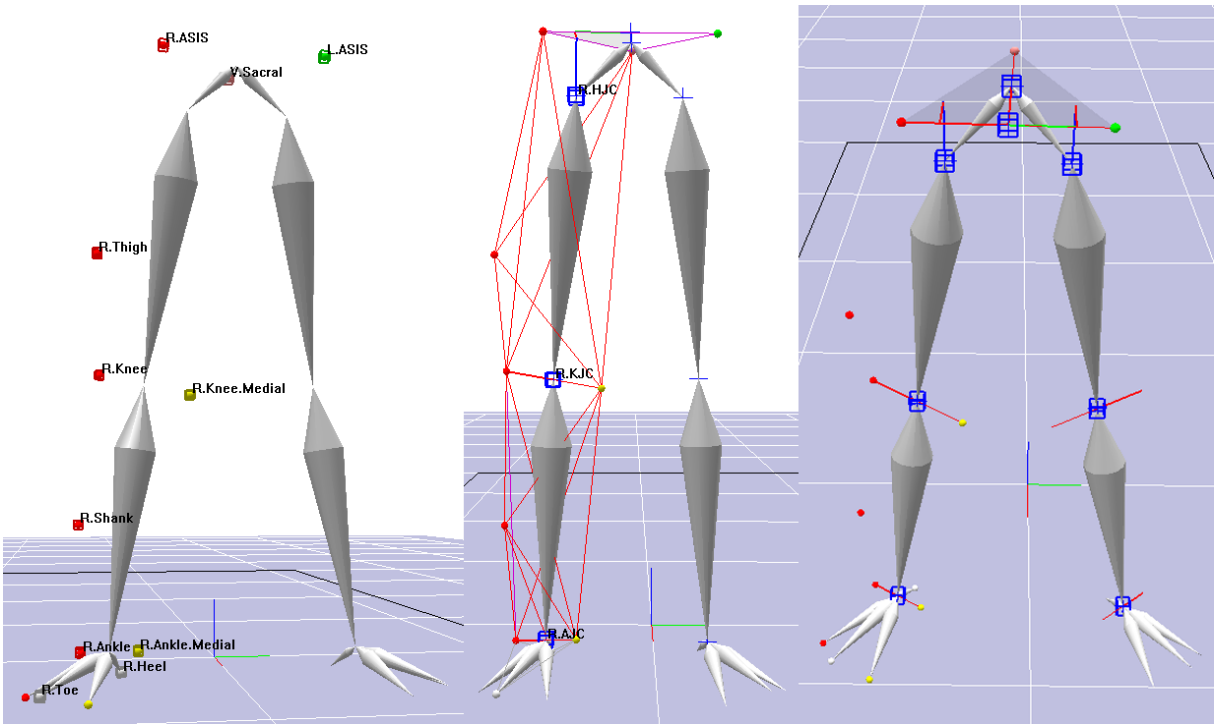


Figure 44 : Marker set Helen Hayes

2.3. Calculs d'angle

Afin de calculer les angles de déplacement des os lors d'une analyse cinématique par système optoélectronique, plusieurs méthodes sont utilisées :

- Les angles d'Euler (Figure 45) cette méthode propose d'analyser l'orientation d'un corps rigide par rapport à un autre. Par convention, on regardera la mobilité du segment distal par rapport au segment proximal. On étudie ensuite les angles dans une séquence prédéfinie comme une succession de rotations autour de trois axes fixes ou intermédiaires. Le choix de la séquence sera déterminant. Cette méthode se retrouvera dans 1/3 des modèles de pieds.

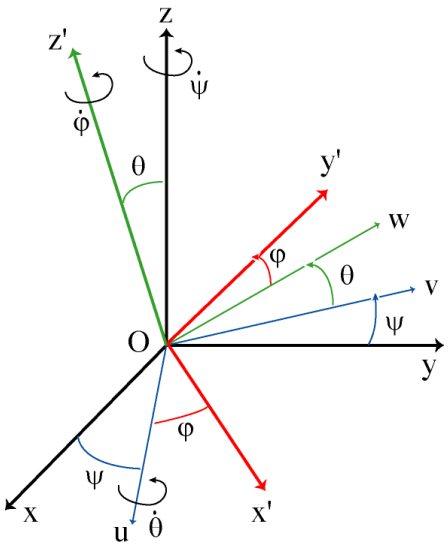


Figure 45 :Séquence de rotation d'Euler

- Le système de coordonnées articulaires, « Joint Coordinate System (JCS) » (Figure 46), aussi appelée méthode de Grood et Suntay (1983) est une méthode permettant une analogie anatomique en définissant deux axes orthogonaux liés aux corps rigides (les fémur et tibia sur la Figure) permettant d'illustrer la flexion, l'extension sur

le segment proximal et l'axe longitudinal du segment distal. Le troisième axe est un axe flottant, ne permettant souvent pas de définir un mouvement anatomique. L'avantage de cette méthode est l'indépendance en regard d'une séquence de rotations.

- Une méthode de projection des angles articulaires sur le repère laboratoire.

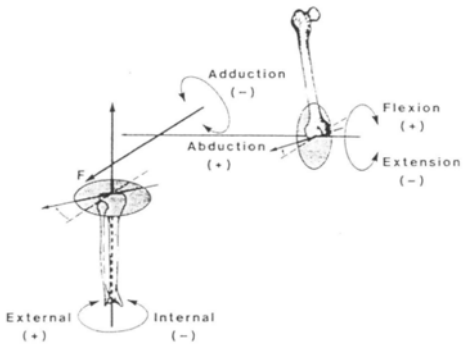


Figure 46 : Joint Coordinate System

2.4. Les modèles de pied

2.4.1. Généralités

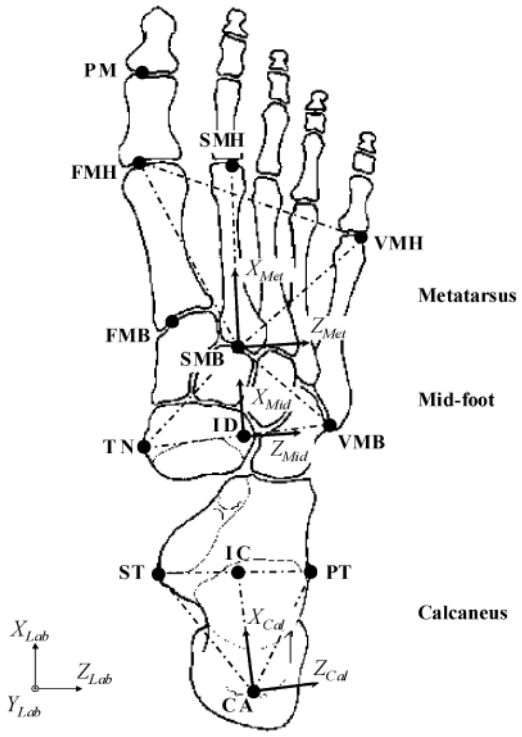


Figure 47 : Modèle multi segmentaire de Leardini et al [2007]

Dans le cadre de la représentation classique, le pied est donc un segment unique.
Le déplacement de ce segment par rapport au tibia donne la mobilité de la cheville. Le pied ayant 33 articulations, cette simplification à un unique corps rigide fait que dans le cadre de l'analyse du mouvement, on considère que la cheville a une amplitude de mouvement selon 3 plans :

- Dans le plan frontal : la prono supination
- Dans le plan horizontal : l'abduction / adduction
- Dans le plan sagittal, la flexion dorsale / flexion plantaire

Cela n'étant pas réaliste d'un point de vue fonctionnel et limitant l'étude du pied, certains auteurs ont développé d'autres modèles de pied présentant par exemple :

- 4 parties Carson et al. [2001]
- 5 parties Leardini et al. [2007] (Figure 47)
- 9 parties Mac Williams et al. [2003]

L'objectif d'une augmentation du nombre de segments du pied est de permettre une décomposition plus précise des mouvements et de leurs composantes à chaque niveau articulaire.

Nous reproduisons ici un tableau de synthèse exhaustif des modèles de pied en analyse du mouvement mis au point lors d'une revue récente de la littérature par Rankine et al. [2008]. (Tableau 1) avec 25 modèles de pied allant de 2 segments pour Kepple et al. [1990] à 10 segments pour Simon et al. [2006].

Nous pourrons voir dans les paragraphes suivants les différents segments considérés. Chaque ensemble de segments va permettre d'analyser une mobilité donnée.

Il est donc aisé de comprendre que la finalité de la modélisation par analyse du mouvement conditionnera l'utilisation d'un marker set donné. Une autre variable est à prendre en compte : la taille du pied. En effet, plus il y a de marqueurs et plus il sera complexe d'équiper un pied de petite taille. La solution est la diminution du diamètre des marqueurs, mais cela implique une augmentation de la résolution de capture des systèmes.

Tableau 1 :Tableau de synthèse des modèles de pied en analyse du mouvement et leur nombre de segments, revue de littérature par Rankine et al. [2008]

Number of Segments	Model Label	N[b]	Citation
2	Kepple	5	J Biomechanics, 1994[35]
2	Scott	3	J Biomechanics, 1991[8]
2	Moseley	14	Clin Biomechanics, 1996[27]
2	Cornwall I	43	J Am Podiatr Med Assoc, 1999[12]
2	Woodburn I	10	Rheumatology, 1999[15]
3	Kaufman	1	IEEE/EMBS 19th Intl Conf, 1997[20]
3	Wu	10	Gait and Posture, 2000[17]
3	Hunt	18	Foot and Ankle Intl, 2001[30]
3	Kitaoka	20	Foot and Ankle Intl, 2006[33]
3	Davis	1	Foot and Ankle Motion Anal,2008[6]
4	Kidder	1	IEEE Trans Rehabil Eng, 1996[19]
4	Rattanaprasert	10	Clin Biomech, 1999[73]
4	Cornwall II	153	J Am Podiatr Med Assoc, 1999[13]
4	Carson/Oxford	1	J.Biomech, 2001[25]
4	Cornwall III	153	J Am Podiatr Med Assoc , 2002[11]
4	Myers	3	IEEE Trans Neur Sys Rehabil, 2004[18]
4	Milwaukee	25	J Orthopaedic Research, 2008[40]
4	Stebbins	15	Gait and Posture, 2006[24]
4	Leardini I	10	Gait and Posture, 2007[31]
5	Leardini II	9	Clin Biomech , 1999[29]
5	Jenkyn	12	J Biomech , 2007[28]
9	MacWilliams	18	Gait and Posture, 2003[23]
9	Hwang	5	IEEE Eng Med Biol Soc , 2004[21]
I[c]	Lundgren	6	Gait and Posture, 2008[22]
10	Simon/Heidelberg	10	Gait and Posture, 2006[47]

[a]For brevity, models are referred to by the model labels in this table. Models that are discussed but not listed in this table will be formally referenced.
[b]*N* = number of subjects for which data is published in the associated reference.
[c]I = invasive.

2.4.2. Les modèles par nombre de segments.

La Figure 48 présente les différents modèles.

2.4.2.1. Modèles à deux segments

Les premiers modèles de pied se sont intéressés au déplacement de l'arrière pied par rapport au tibia. Dans ce cas les marqueurs étaient positionnés en regard de structures anatomiques de références, comme la tubérosité du calcanéum. Devant l'impossibilité de pouvoir observer le déplacement du Talus par les systèmes optoélectroniques, il a été décidé de supposer le Calcanéum et le Talus comme un unique corps rigide. Et donc, la mobilité analysée combine les mouvements de deux articulations : la sous-talaire et la talo-crurale. Ainsi est obtenue une description cinématique de la flexion extension et de la prono supination. Certains auteurs

comme Scott et al. [1991] tentent de ramener cette mesure d'un angle à trois angles anatomiques, en essayant d'estimer par cette méthode la mobilité propre du Talus. Moseley et al. [1996] utilisent pour leur part le positionnement neutre du pied comme point de construction de leur repère. On peut donc comprendre qu'il existe une grande difficulté pour comparer entre eux les différents modèles bi-segmentaires ; il faut donc être prudent quant à la validation en comparaison de la littérature. Cette remarque s'appliquera d'ailleurs aux autres types de modèles.

2.4.2.2. Modèle à trois segments

Les modèles à trois segments vont s'intéresser aux déplacements de l'arrière pied par rapport au tibia et des métatarsiens par rapport à l'arrière pied. Les modèles de ce type les plus utilisés sont ceux de Wu et al. [2002], Davis et al. [2008] et Kaufman et al. [1997] qui vont utiliser les angles d'Euler. Une des différences est la position neutre de référence. Ainsi, Wu et Davis proposent la position debout en charge de confort comme position neutre, Kaufman et al. se réfèrent à une position du pied debout en charge et aligné avec les axes du laboratoire.

2.4.2.3. Modèles à quatre segments

Les modèles à quatre segments vont être de deux types et correspondent aux modèles de référence utilisés à l'heure actuelle. D'un côté, le modèle de Carson et al. [2001] aussi appelé Oxford Foot Model (OFM) et de l'autre le modèle de Leardini et al. [2007] première version. L'OFM va modéliser le déplacement de l'arrière pied par rapport au tibia, des métatarsiens par rapport à l'arrière pied et de l'hallux par rapport aux métatarsiens. De son côté Leardini propose de modéliser l'arrière pied, le tibia, le médio pied (naviculaire, base de M2 et base de M5) et les métatarsiens (l'hallux n'étant pas modélisé). Une variante du modèle de Leardini inclut l'hallux.

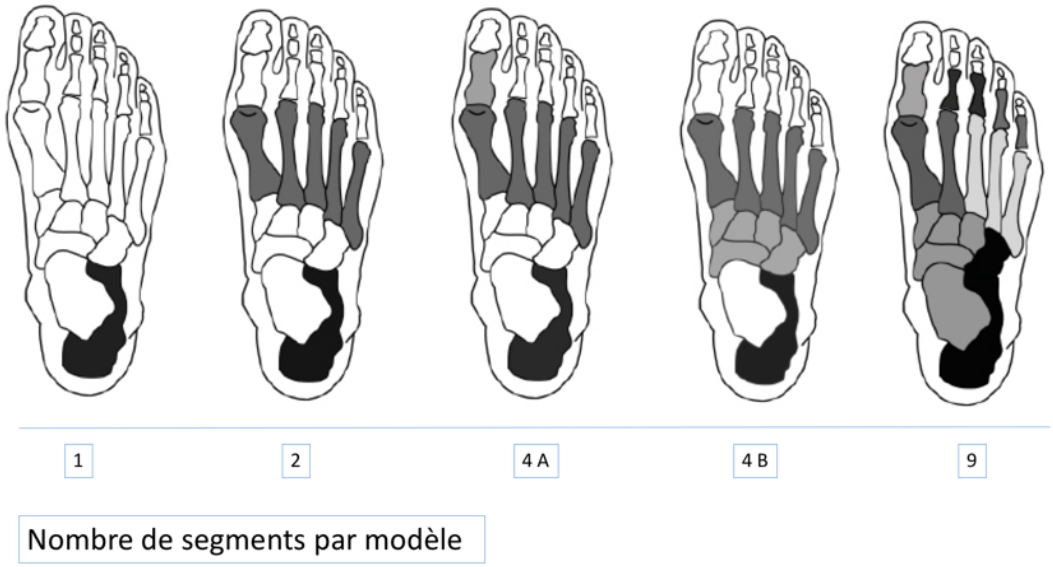


Figure 48 : Modèle de pied à 1 segment, 2 segments, 4 segments, 4A OFM (Carson et al. [2001]),4B Leardini et al.[2007], 9 segments, MacWilliams [2003]

Le modèle de Leardini [2007] est avec l'Oxford Foot Model [2001] l'un des plus utilisés pour le pied. Le tableau de synthèse n°2 des marqueurs permet de se rendre compte de la construction

des segments : Arrière pied (Repère Calcanéum), Médio pied, Avant-pied (Repère Métatarsien) et Hallux.
L'utilisation de marqueurs virtuels permet ici de définir les différentes parties du pied. Ainsi nous aurons :

- Mouvement du calcanéum par rapport au tibia.
- Mouvement du médio pied par rapport au calcanéum.
- Mouvement de la palette métatarsienne par rapport au médio pied.
- Mouvement de l'Hallux par rapport aux métatarsiens.

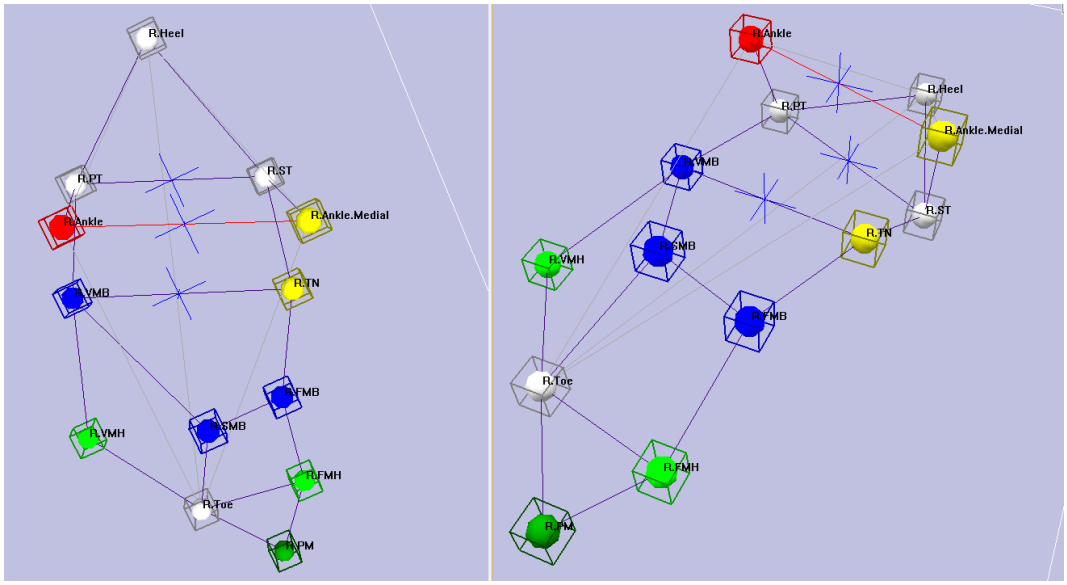


Figure 49 : Marker Set Leardini [2007] sous environnement Cortex de Motion Analysis

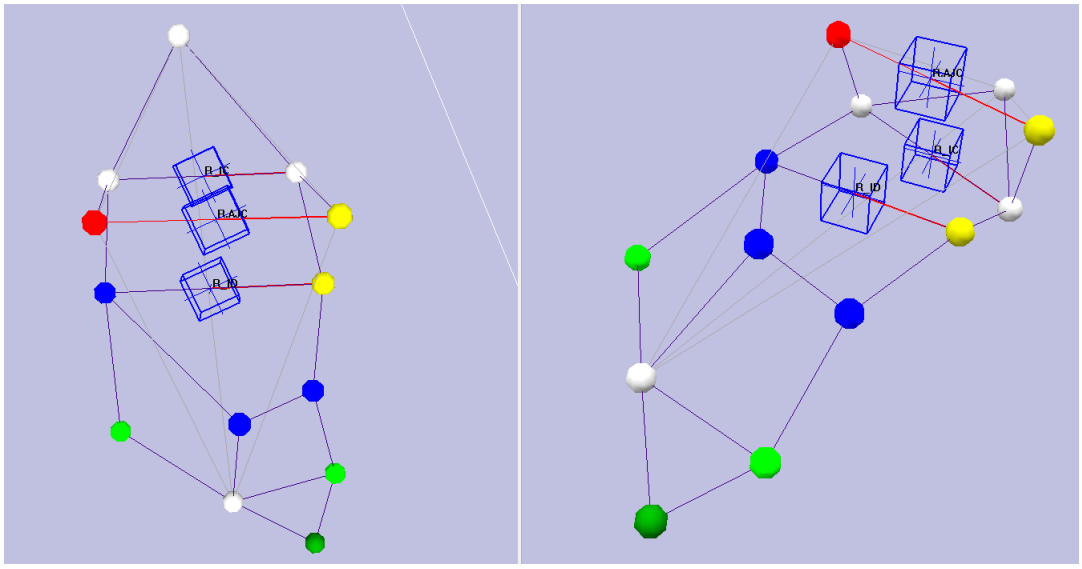


Figure 50 : Construction des marqueurs virtuels sous Cortex avec le Marker Set Leardini [2007]

En fonction des auteurs, le protocole de construction du modèle avec la définition des marqueurs virtuels est plus ou moins détaillé (Figure 49 et Figure 50). Avoir une bonne modélisation des marqueurs virtuels permet de calculer le centre de rotation des segments rigides étudiés et de remonter par dynamique inverse au calcul des forces et moments au niveau des articulations.
Le Tableau 2 suivant présente ainsi les correspondances entre marqueurs anatomiques, marker set, les analogies anatomiques segmentaires pour les repères et le calcul des marqueurs virtuels.

Tableau 2 : Synthèse des Marker Set utilisés dans le cadre de ce travail doctoral

Marqueurs et Marker Set associé			Positionnement anatomique	Analogie structurelle anatomique et repères			Centres rotation	Marqueurs Virtuels
Helen Hayes 2001	Leardini 2007	Perrier 2015		Helen Hayes	Leardini	Perrier		Calcul
L.ASIS			Épine Iliaque Antéro Supérieur Gauche	Bassin				
R.ASIS			Épine Iliaque Antéro Supérieur Droite					
V.Sacral			sur Sacrum à équidistance des Épines Iliaques Postéro Supérieures					
R.HJC			Centre articulaire de Hanche Droite					Équation de régression de Bell, ...
R.Thigh			sur le bord externe de cuisse droite au 2/3 supérieur	Fémur				
R.Knee			sur le condyle Latéral du genou droit			Jambe		
R.Knee.Medial			sur le condyle Médial du genou droit					
R.KJC			Centre articulaire de Genou Droit					Point à équidistance de R.Knee et R.Knee.Medial
R.Shank			sur le bord externe de Jambe droite au 2/3 supérieur	Jambe				
	TT		Point antérieur de la tubérosité tibiale		Jambe			
	HF		Point supérieur de la tête fibulaire					
R.Ankle	LM		centré sur la malléole latéral de cheville droite	Jambe		Jambe		
R.Ankle.Medial	MM		centré sur la malléole médiale de cheville droite					
R.AJC	IM		Centre articulaire de cheville Droite					Point à équidistance de R.Ankle et R.Ankle.Medial
		Tibia.COM	Centre de masse du Tibia					Centre de masse du Tibia
		Talus.COM	Centre de masse du Talus			Pied		Centre de masse du Talus
		M2.Head	Centre de la tête de M2					Centre d'une sphère englobant la tête de M2
R.Heel / CA	CA		sur la tubérosité du calcanéum droit, insertion d'Achille	Pied	Calcanéum			
	PT		sur le point latéral de la trochlée des fibulaire					
	ST		Sur le point médial du sustentaculum tali					
	IC		Centre du calcanéum					Point à équidistance de ST et PT
	TN		sur le point le plus médial de la tubérosité du naviculaire		Medio pied			
	MC		sur le point disto dorsal du cunéiforme intermédiaire = SMB					
	TC		sur le point le plus latéral de la tubérosité du cuboïde = VMB					
	ID		Centre du médio pied					Point à équidistance de TN et TC
	FMB		sur la base du premier métatarsien, dorso-médial de la 1ere cunéo-méta		Métatarsien			

	FMH		Sur la tête du premier métatarsien, dorso-médial de la MTP1					
	SMB		sur la base du second métatarsien, dorso-médial de la 2nd cunéo-méta					
R.Toe	SMH		sur le deuxième tête métatarsienne droite, face dorsale	Pied				
	VMB		sur la base du cinquième métatarsien, dorsolatéral de la 5ème cubo méta					
	VMH		Sur la tête du cinquième métatarsien, dorsolatéral de la MTP5					
	PM		sur la tête de l'hallux, point le plus distal, en dorsal		Hallux			

3. Cas d'un modèle mixte multi-corps et analyse du mouvement.

L'équipe de Mac Williams et al. [2003], à l'origine d'un modèle à 9 segments, a ensuite exploité les capacités logicielles de la suite Anybody Technology, variante du logiciel SIMMs, afin d'utiliser en dynamique inverse un modèle multi-corps rigide présentant certaines spécificités. Ainsi Saraswat et al. [2010] de la même équipe a développé le modèle de pied utilisé à présent dans cette suite logiciel.

Figure 51 :Modèle de Saraswat et al. [2010]

Ce modèle a pour caractéristique de présenter un couplage entre l'analyse multi segmentaire en dynamique inverse et le multi-corps rigide. (Figure 51)

Ainsi une étape dans la personnalisation des modèles a été franchie : malgré la présence de centres de rotation fixés (Figure 52) entre les éléments, le déplacement des marqueurs va induire des contraintes sur les corps rigides qui vont modifier les positions des segments les uns par rapport aux autres et permettre de remonter les efforts et moments de manière plus réaliste.

Ce modèle utilise les muscles pour le calcul de forces et peut remonter les efforts à partir d'une plateforme de force ou de baropodométrie. Le modèle reste cependant limité au niveau de la modélisation du pied, car même si visuellement l'ensemble des os sont présents, seuls cinq segments avec articulations idéales servent à analyser le pied et donc les influences physiques de chaque os ne sont pas prises en compte. (Figure 53)

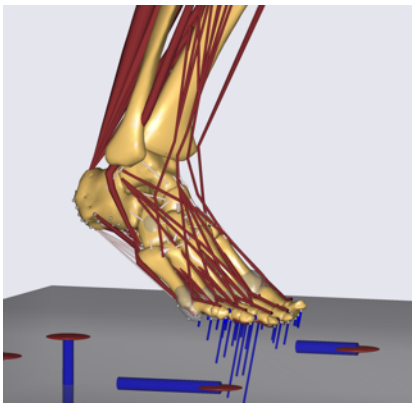


Figure 52 :Intégration du modèle AQM au modèle musculo-squelettique

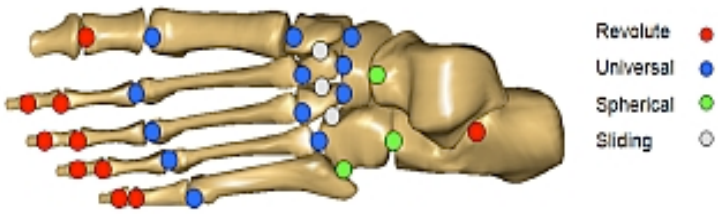


Figure 53 :Position des articulations idéales dans le modèle Saraswat et al. [2010]

4. La modélisation par éléments finis du pied

La simulation numérique utilisant la méthode des éléments finis est fréquente pour la modélisation du pied humain. Les avantages de cette méthode sont nombreux.
Buchanan [1994] a résumé la méthode par éléments finis comme un type de simulation permettant la résolution numérique d'équations différentielles ayant pour but de prédire un champ de déformation. Appliquée à la biomécanique, l'analyse par éléments finis apporte des réponses à des problèmes physiques complexes concernant le fonctionnement du corps humain.

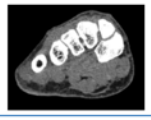
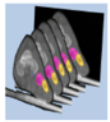
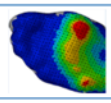
Concrètement, la simulation par éléments finis en biomécanique reproduira la géométrie virtuelle des structures anatomiques définissant un système à étudier. Ainsi, pour le pied, les os, ligaments, muscles et tissus mous devront être modélisés.

4.1. Procédure de création d'un modèle éléments finis du pied

Générer un maillage éléments finis consistera en la discrétisation de la structure anatomique à la géométrie complexe en un nombre important d'éléments de formes géométriques simples (hexaèdres, tétraèdres, prismes, pyramides). Ainsi, il devient possible de calculer les conséquences d'une contrainte sur un élément si l'on connaît la loi de comportement du matériau constituant cet élément. Les conséquences sur cet élément sont propagées sur les éléments contigus et les grandeurs physiques de type déformation (« strain ») ou contraintes (« stress ») peuvent être calculées en tout point du volume discrétisé.

En ce qui concerne le système musculo-squelettique, nous nous intéresserons aux pressions de surfaces, à la déformation des tissus, ou encore aux forces de contrainte internes.
Nous avons vu que les méthodes non numériques sont limitées pour appréhender le comportement interne des structures. La méthode par éléments finis permet de combler ce manque. Le Tableau 3 décrit le processus de génération d'un modèle éléments finis.

Tableau 3: Processus de génération d'un modèle éléments finis

Acquisition	Imagerie médicale : CT Scan, IRM, EOS, Rx …	
Segmentation	Contour des structures, localisation des points d' intérêts.	
Reconstruction	Génération d'un modèle surface avec un nombre suffisant de triangles, un volume clos, et une orientation correcte des normales aux faces triangulaires	
Génération de maillage	Discrétisation du modèle surfacique en utilisant différentes formes : Pyramides, tétraèdres, hexaèdres, prismes.	
Simulation	Assemblage de la scène avec les conditions aux limites et paramètres de la simulation, propriétés matériaux …	
Validation	Comparaison des résultats avec des métriques réelles obtenues par expérimentation instrumentée.	

La conception d'un modèle éléments finis nécessite un nombre important de procédures avant même de pouvoir lancer un calcul.
Une fois l'ensemble de ce processus réalisé, nous obtenons des résultats permettant de comprendre le fonctionnement interne du système étudié.

La modélisation du pied par la méthode des éléments finis représente ainsi dans la littérature scientifique sur la biomécanique du pied la méthode la plus utilisée.

Il existe pour le pied des modèles :

- En deux dimensions (2D) permettant d'analyser le plus souvent dans les plans frontal et sagittal un modèle de région anatomique simplifiée, locale ou par analogie anatomique. L'avantage de ces modèles est la vitesse de calcul, et ainsi l'aide à la compréhension de principes mécaniques locaux.

- En trois dimensions (3D) permettant d'analyser les conséquences dans les trois plans d'une simulation. Ces modèles peuvent être locaux, ou globaux, plus ou moins détaillés d'un point de vue anatomique. Ils diffèrent aussi selon la complexité de modélisation (prise en compte des non-linéarités, anisotropies ou non-homogénéités) et les lois de comportement supposées (lois linéaires, hyper-élastiques, viscoélastiques, etc…).

Quelle que soit la méthode (2D ou 3D) choisie, la simulation a pour but de prédire le fonctionnement du pied dans une situation précise. Les conditions aux limites vont notamment permettre de définir si l'on souhaite étudier le pied en statique, en semi-statique, ou en dynamique.

L'état de l'art présenté dans les paragraphes suivants va s'intéresser aux modèles représentatifs des thématiques du pied et se veut une synthèse de trois revues de littérature publiées par différentes équipes, ayant des focus différents.

La revue de Telfer et al. [2014] se concentre sur le versant diabétique et s'intéresse à différents aspects :
- Le relief osseux et les contraintes internes
- Les propriétés des tissus mous et leur poids dans les contraintes internes
- La répartition des pressions d'interfaces avec les modèles.
- L'interaction appareillage et pied.

Telfer fait partie de l'équipe de chercheurs incluant Petre, Cavanagh et Erdemir.

La revue de Wang et al. [2015] s'intéresse au domaine de la technologie du chaussant, l'objectif étant de comprendre le pied pour aider à concevoir les chaussants les plus adaptés à un problème donné. Wang fait partie de l'équipe de l'école polytechnique de Hong-Kong et regroupe les travaux de Cheung [2005], Wong [2015] et Zhang en partenariat avec des industriels de la chaussure.
La revue de Morales-Orcajo et al. [2015] est semble-t-il la plus complète, cependant aucun tableau de synthèse n'y est proposé.
Il semble au final qu'entre 4 et 6 équipes dans le monde travaillent sur la modélisation du pied de manière suivie parmi lesquelles une autre équipe à retenir, celle de Sawacha et al. [2012], Guitto et al. [2014] et Leardini et al. [2007] s'intéressant à l'orthopédie en lien avec l'analyse du mouvement.

Il est enfin à noter que grand nombre d'études s'appuient sur des règles suggérées par Gefen et al. [2001], notamment en ce qui concerne la validation ou la simplification de simulation pour la dynamique du pas.

4.2. Tableau de synthèse :

La première partie de cette revue de littérature va donc proposer un tableau de synthèse de 62 publications ayant été citées, validées ou ayant un intérêt dans la modélisation du pied.

Le Tableau 4 permet de retrouver rapidement une étude à partir de critères simples comme le type de modélisation (2D ou 3D), l'application majoritaire (diabète, orthopédie …) ainsi que les variables analysées et les conditions de simulation (linéaire, non linéaire). Enfin les lois de comportement et leurs paramètres matériaux y sont détaillés.

Lig : Ligament,
E = module de Young,
Nu = coefficient de Poisson,
Li : Linéaire,
MoRi : Mooney Rivlin

Cart : Cartilage
El : Elastique,
Is : Isotrope,
NoLi : Non linéaire,
HyEl : Hyper élastique,

La seconde partie sera un résumé des points importants pour concevoir un modèle selon les données de la littérature.

Tableau 4 : Tableau de synthèse, revue de littérature "pied et éléments finis"

Reference	Année	Dimensions	Modalité imagerie	Outils de mesure	Variables analysées	Application	Loi de comportement	Paramètres matériaux
Wright et al.	1964	Cadavre			Propriété élastique du fascia plantaire		Lig : LI, El, Is	E_Fascia = 260, Nu_fascia=0.4, CS =290.7mm2
Nakamura et al.	1981	2D	nc	nc	Mise en charge du pied sur semelle	Orthèses	Os: Ho, Is, Li, Mou : Ho, Is, NoLi, El	Nu_Os = 0.3,E_Os = 7,3GPa, Nu_mou = 0.49 , E_mou= 10MPa
Sieger et al.	1988	Cadavre			Caractérisation ligaments de cheville		Lig : LI, El, Is	E_Lig = 260MPa et Nu_Lig = 0.4, CS=18.4mm2
Schreppers et al.	1990	2D	nc	nc	Transmission de force entre fémur et tibia		Ménisque : Li, Ho, Is	E_Os= 500MPa, Nu_Os= 0.2, E_cart =10MPa, Nu_cart =0.4, E_menisc= 20MPa et Nu_menisc=0.3
Lemmon et al.	1997	2D	Echographie	Pressions plantaires	Pic de pression sous la deuxième tête métatarsienne en fonction de l'épaisseur de la semelle	Orthèses	Os : Li, Mou : HyEl, MoRi	Nu_Os = 0.34, E_Os = 10GPa, Mou : C10 = 85550N.m-2, C01 = -58.400, C20= 38,92, C11= -23.10, C02 = 8484, D1 = 0.4370E-05, D2 = 0.6811E-06
Athanasiou et al.	1998	Cadaver			Caractérisation du cartilage du premier métatarsien		Os: Nakamura 1981, Cart : li, is, El	Os: Nakamura 1981, E_cart=1.01MPa, Nu_Cart= 0.4
Jacob et al.	1999	3D	Rx	nc	Analyse des contraintes internes du pied simplifié en 2 arches lors de 3 phases quasi statiques	Neuropathie	Os, Cart, Lig : Ho, Is, Li. Mou : Li	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers 1990 , Lig_Stiff = 1,5N/mm, Nu_mou = 0,49, E_mou= 1MPa
Gefen	2000	2D	Fluroroscopie	Pressions plantaires	Analyse des contraintes internes lors de 6 phases du pas quasi statique	Physiologie	Os : Nakamura 1981 , Mou: NoLi	Os : Nakamura 1981 , Cart : Athanasiou 1998 ,Nu_mou= 0.49
Chen et al.	2001	3D	CT	Vicon	Analyse des contraintes à la marche quasi statique	Physiologie	Os et Mou : Li, ho, El	Os : Lemmon 1997, Cart : Schreppers 1990 Nu_mou= 0.49, E_mou= 1.15MPa, E_Lig= 11MPa
Chen et al.	2003	3D	CT	Vicon	Réduction significative du pic de pression sur semelle avec contact total Vs semelles plates	Orthèses	Chen 2001	Os : lemmon 1997, Cart : Schreppers 1990, Mou Chen 2001

Gefen	2003	2D	IRM	Flexiforce	Analyse des contraintes de contact en lien avec la diminution d'épaisseur des tissus	Diabète	Os : Nakamura 1981 , Mou: Gefen 2000	Os : Nakamura 1981 , Mou: Gefen 2000
Thomas et al.	2004	3D	Rx Echographie	Indenteur Force	Analyse des contraintes en lien avec diminution d'épaisseur et augmentation de rigidité de la peau	Diabète	Os : Nakamura 1981, Cart : Schreppers 1990, Lig_stif :Patil 1996, Mou: Nakamura 1981	Os : Nakamura 1981, Cart : Schreppers 1990, Lig_stif :Patil 1996, Mou: Nakamura 1981
Erdemir et al.	2005	2D	nc	Pressions plantaires	Modification des contraintes d'avant pied en modulant 36 combinaisons d'interface pied sol.	Orthèses	Os : Rigid, Mou: HyEl , Incomp	mou Ogd Mu1 = 14.3kPa e Alph1 = 7.3
Cheung & Zhang.	2005	3D	IRM	pressions plantaires	Répartition des pressions avec semelle plate et sur mesure	Orthèses	Os : Nakamura 1981, Cart : Schreppers 1990, Lig : Ho, Isn li, Mou: MoRi, HyEl, Is	Os : Nakamura 1981, Cart: Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964, E_mou= 450KPa, Nu_mou= 0.49
Actis et al.	2006	2D	CT	Pressions plantaires	Six modèles avec combinaisons de matériaux linéaires et non linéaires pour la prédiction des pressions plantaires	Diabète	Os: Nakamura, Cart, tendon fasci : Li El; Mou: NoLi	E_mou = 0.30MPa, C= 60MPa-1, Nu_mou= 0.45, E_Fascia= 85MPa, E_tendon=15MPa
Goske et al.	2006	2D	IRM	Pressions plantaires	27 variations de forme de semelles pour le talon	Orthèses	Os et mou : Erdemir 2005, Hellpad : HyEl,Incomp	Os et mou : Erdemir 2005, Heel pad: Mu1=16.45 kPa, Alpha = 6.82
Erdemir et al	2006	2D	Echographie	Pressions plantaires	Analyse par méthode inverse après indentation du talon pour mesurer le poids des matériaux en lien avec le pic de pression	Diabète	Os et mou : Erdemir 2005; Heel pad: Goske 2006	Os et mou : Erdemir 2005; Heel pad: Goske 2006
Yarnitzky et al.	2006	2D	Rx	Flexiforce	Analyse temps réel des forces de contact en lien avec la déformation	Diabète	Gefen 2000	Gefen 2000
Cheung et al.	2006	3D	IRM	Pressions plantaires	Comparaison des contraintes avec différentes raideur de tissus mous	Diabète	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964
Dai et al.	2006	3D	IRM	Pressions plantaires	Interface pied chaussette pour étudier le cisaillement	Orthèses	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964

Antunes et al.	2006	3D	CT	Pressions plantaires	Comparaison mise en charge statique de la répartition.	Physiologie	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964
Budhabhatti et al.	2007	3D	IRM	Pressions plantaires	Différentes limitations de l'articulation métatarsophalangienne de l'hallux et matériaux de semelles	Orthopédie	Os et mou : Erdemir 2005; Heel pad: Goske 2006	Os et mou : Erdemir 2005; Heel pad: Goske 2006
Actis et al.	2008	2D	CT	Pressions plantaires	Analyse sur le second métatarsien des pressions et contraintes en lien avec des matériaux de semelle	Orthèses	Os: Nakamura, Cart, tendon fasci : Li El; Mou: NoLi	E_mou = 0.30MPa, C= 60MPa-1, Nu_mou= 0.45, E_Fascia= 85MPa, E_tendon=15MPa
Ledoux et al.	2008	3D	CT IRM	Pressions plantaires	Mise en charge et comparaison d'angle sur modèle avec gras et cartilage	Physiologie	nc	nc
Cheung et Zhang	2008	3D	IRM	Pressions plantaires	Modification de 5 paramètres de semelles dans la diminution du pic de pression	Diabète	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964
Agic et al.,	2008	2D	CT	nc	Comparaison sur modèle 2D d'un maillage détaillé poly couche avec maillage simple et linéaire	diabète	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964
Garcia-Aznar et al.	2009	3D	CT	nc	Contrainte osseuse sur les métatarsien avec ligne de Maestro et sans	Orthopédie	Os: Ho, li,El,Is,	E_Os_Cortical=17GPa E_Os_Trabeculaire= 700MPa, Nu_Os=0.3 Cart:Scheppers 1990, Lig et Fascia = Cheung 2005.
Garcia-Gonzalez et al	2009	3D	CT	nc	Effet des transferts de tendon sur les orteils	Orthopédie	Os cortical et trabecular: Garcia 2009, Cart : Scheppers 1990, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964	Os cortical et trabecular: Garcia 2009, Cart : Scheppers 1990, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964
Halloran et al.	2009	2D	CT	AQM	Réduction de modèle EF et couplage avec mutlibody	Physiologie	Erdemir 2005	Erdemir 2005

Tao et al.	2009	3D	IRM	Pressions plantaires	Validation avec imagerie RX et pressions plantaires	Physiologie	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers 1990, tendon fascia:Cheung 2005, Mou: NoLi,	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers 1990, tendon fascia:Cheung 2005, E_mou=0.45MPa, Nu_mou=0.45
Shariatmadari et al.	2009	2D	nc	nc	évaluation de matériaux au niveau du talon pour quantifier le pic de pression	Diabète	Os : Nakamura 1981, Mou : Erdemir 2005	Os : Nakamura 1981, Mou : Erdemir 2005
Bayod et al.	2010	3D	CT	nc	comparaison enntre fusion interphalangienne et transfert tendineux	Orthopédie	Os: Garcia 2009, Cart : Schreppers 1990, Lig et Fasca : Cheung 2005 et Tendons: Li, El, Incomp	Os: Garcia 2009, Cart : Schreppers 1990, Lig et Fasca : Cheung 2005 et E_Tend=450MPa, Nu_Tend=0.3 , CS= 12.5mm2
Halloran et al.	2010	2D	CT	AQM	Couplage EF et rigides pour optimiser les déformations tissus mous	Physiologie	Os : Nakamura 1981, Mou : Erdemir 2005	Os : Nakamura 1981, Mou : Erdemir 2005
Chen et al.	2010	3D	CT	Pressions plantaires	Effet des contraintes sur les déformations internes	Physiologie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997
Tao et al.	2010	3D	IRM		Analyse des contraintes après section de différents ligaments	Physiologie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005
Jamshidi, Hanife, and Rostami	2010	3D	IRM	Pressions plantaires	Analyse d'une orthèse releveur du pied et répartition des contraintes	Orthèses	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997
Gu et al	2010	3D	CT	pressions plantaires	Variation des propriétés matériaux et influence lors du contact du talon au sol	Diabète	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997
Gu et al	2010	3D	CT	nc	Différents angles d'inversion et conséquences sur les métatarsiens	Physiologie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997

Tadepalli et al.	2011	3D			Comparaison de la géométrie des éléments finis	Diabète	Erdemir 2005	Erdemir 2005
Sopher et al.	2011	3D	VH		Influence de la position du pied, de la rigidité du support sur le risque de lésion du talon en position couchée	Diabète	Os : Nakamura 1981, Mou : Ogd;	Mu_Skin= 640kPa, Mu_fat=0.29kPa, Alpha_skin= 6.8 Alpha_fat= 8.8 ,K_Skin= 63.8MPa, k_fat=28.9kPa
Gu et al	2011	3D	CT	nc	Effet du design et du matériau sur les contraintes du talon	Physiologie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997
Liang et al.	2011	3D	CT		Influence des ligaments plantaires du pied	Physiologie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964;	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964;
Luo et al.	2011	2D	IRM	Pressions plantaires	Effet des matériaux de semelles sur les contraintes du talon	Diabète	Mou: NoLi, HyEl, Ogden	Mu1=-0.680724MPa, Alpha1= -0.62956,Mu2= 0.656916MPa, alpha2=-0.41635
Qiu et al.	2011	3D	CT		Couplage chaussure et pied pour application de choc	Orthèses	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997
Bayod et al.	2012	3D	CT	nc	étude de la redistribution des contraintes dans le calcanéum après lésion corticale	Orthopédie	Os cortical et trabecular: Garcia 2009, Cart : Scheppers 1990, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964	Os cortical et trabecular: Garcia 2009, Cart : Scheppers 1990, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964
Chokhandre et al.	2012	3D	IRM	Pressions plantaires	Analyse inverse à partir de cadavre pour définir les propriétés matériaux du talon	Orthopédie	Erdemir 2005	Erdemir 2005
Sun et al.	2012	3D	CT	Pressions plantaires	Analyse de l'influence de la hauteur de voute plantaire sur la répartition des pressions	Physiologie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005

Chen et al.	2012	3D	CT	Pressions plantaires	Effet de la force et tension du triceps sur les contraintes d'avant pied	Diabète	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997
Isvilanonda et al.	2012	3D	CT IRM	Pressions plantaires	analyse de la déformation des orteils et de différentes procédures de transfert de tendon pour l'avant pied	Orthopédie	Cartillage : Athanasiou 1998, Os : rigid, incomp, Is, Ho, Mou: Lemmon 1997	E_fat= 1.04MPa, nu_Fat= 0.49
Xu et al	2012	3D	CT IRM		Analyse fonctionnelle EF de plusieurs procédures de reconstruction du ligament deltoïde	Orthopédie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988,	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988,
Spyrou and Aravas	2012	3D	CT		Simulation de la flexion plantaire avec muscle EF c	Physiologie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Lemmon 1997
Brilakis et al.	2012	3D	CT	Pressions plantaires	Contrainte dans le 5eme métatarsien en fonction de la position du pied	Orthopédie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005
Fontanella et al.	2012	3D	IRM		Analyse des matériaux semelles et talon lors de la phase d'attaque du talon	Physiologie	Erdemir 2005	Erdemir 2005
Fernandez et al.	2012	3D	IRM	Pressions plantaires	Utilisation de l'analyse du mouvement et d'un maillage macro pour modéliser le pied	Physiologie	nc	nc
Kim et al.	2012	3D	CT		Modification des revêtements pour teste d'impact pied / Chaussure	Orthèses	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005
Shin et al.	2012	3D	IRM		Simulation de choc en situation de conduite automobile	Physiologie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964;	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964;

Petre et al.,	2013	3D	IRM	Pressions plantaires	Utilisation de l'imagerie et de la compression pour déterminer les caractéristiques mécanique de l'avant pied	diabète	Erdemir 2005	Erdemir 2005
Liu et al.	2013	3D	IRM	Pressions plantaires	Influence d'une orthèse biseauté sur les contraintes du pied et du genou	Orthèses Genou	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005
Ozen et al.	2013	3D	IRM	Pressions plantaires	Simulation de mise en charge avec prothèse totale de cheville	Orthopédie	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964	Os: Nakamura 1981, Cart : Schreppers1990, Mou : Lemmon 1997, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964
Guitto et al,	2014	3D	IRM	Pressions plantaires	Utilisation de données d'analyse du mouvement pour patient sain et diabétique	diabète		
Wang	2014	3D	IRM	Pressions plantaires	Arthrodèse tarso-métatarsienne, médial M1 et M2	Orthopédie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005
WONG	2014	3D	IRM	Pressions plantaires	Hyper mobilité M1 lors de la marche	Orthopédie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005
Chen et al	2015	3D	CT	Pressions plantaires	Analyse de l'influence d'un élément rétro capital sur la répartition des appuis métatarsiens	Orthèses	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005
WONG	2015	3D	IRM	Pressions plantaires	Etude des conséquences d'une non fusion après arthrodèse de la cunéo méta du premier rayon	Orthopédie	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005	Os: Nakamura 1981, Cart : Athanasiou 1998, Lig : Sieger 1988, Fascia : Wright 1964; Mou = Cheung 2005

Ce tableau de synthèse n'est pas exhaustif, mais réunit la quasi-totalité des articles, présentant un intérêt physiopathologique, un apport scientifique ou une méthode précise, utiles à la conception d'un modèle biomécanique du pied par éléments finis.

La première remarque concernant la modélisation du pied porte sur les applications des modèles. Qu'ils soient 2D ou 3D, on distingue 4 thématiques :

- Physiologie :
  Concerne les études cherchant à démontrer le fonctionnement d'un système en lien avec des structures du pied. Les connaissances apportées porteront principalement sur les conséquences de la modification d'une structure sur l'architecture du pied.

- Diabète :
  Concerne les études cherchant selon deux axes :
  - Lésion des tissus mous,
  - Lésion articulaire en lien avec la neuropathie.

- Orthèse :
  Concerne les études recherchant l'influence d'un appareillage sur la répartition des appuis, la modification géométrique osseuse ou encore la thématique des chocs. Pour cela, deux types de paramètres sont étudiés :
  - La forme du dispositif,
  - Les matériaux utilisés et leur influence.

- Orthopédie : Concerne les études portant sur la simulation d'un geste chirurgical, le plus souvent un couplage os / implant.

Il est à noter l'utilisation de différentes solutions afin de valider les modèles. Cette validation va faire appel à différents dispositifs en lien avec la physique :

- Test de traction, compression, force, sur pièce cadavérique,
- Analyse des pressions plantaires,
- Utilisation de l'imagerie médicale pour mesurer des épaisseurs de tissus en comparaison de la simulation,
- Utilisation de l'analyse tridimensionnelle du mouvement pour comparer des cinématiques.

Enfin très peu de lois de comportement différentes ont été utilisées, avec pour chaque structure modélisées deux à trois comportements matériaux.

4.3. Synthèse de la littérature

Si l'on essaie de résumer l'apport des modèles éléments finis dans la compréhension du pied et de son interaction avec un support ou les conséquences d'un geste ou d'une pathologie, on peut proposer la synthèse suivante mettant en relation la finalité avec les moyens à mettre en œuvre.

Nakamura et al. [1981] (Figure 54) fut le premier à démontrer, sur un modèle 2D d'une coupe sagittale de pied, l'utilité de la méthode de résolution par éléments finis en utilisant l'interaction du pied avec un support de type semelle et chaussure. Ses conclusions démontraient l'influence des matériaux de la semelle sur les contraintes internes du pied. Les propriétés matériaux des os du pied définies dans cet article sont encore largement utilisées aujourd'hui. Ainsi l'os est un matériau homogène, isotrope et linéaire avec un module de Young E= 7,3 GPa et un coefficient de Poisson nu=0,3.

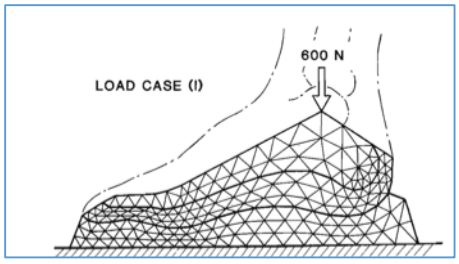


Figure 54 :le 1er modèle de pied, Nakamura et al.[1981]

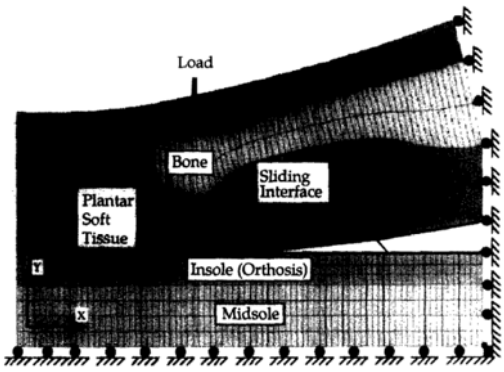


Figure 55 :Modèle 2D avec mise en charge, Lemmon et al. [1997]

Il a ensuite fallu attendre les travaux de Lemmon et Cavanagh [1997] afin d'avoir une méthode de validation des modèles 2D. Lemmon et al. [1997] (Figure 55) a utilisé l'analyse des pressions plantaires aussi appelée baropodométrie afin de valider les résultats d'une simulation par comparaison avec les résultats de tests cliniques. Cet auteur est à l'origine des connaissances dans le domaine des pressions plantaires en lien avec le diabète et l'orthopédie. Nous retrouverons dans cette synthèse plusieurs de ses coauteurs. C'est encore à l'heure actuelle la méthode de référence permettant la validation de modèle de pied dans des conditions de mise en charge. Les conclusions de cette première étude sont que l'épaisseur d'une orthèse aura une influence sur les pics de pression en regard d'une tête métatarsienne. Les propriétés matériaux des tissus mous du pied définies dans cet article ont été reprises par une bonne partie de la communauté scientifique.
Cet article apporte une base de définition des propriétés matériaux des tissus mou grâce à une caractérisation par échographie sur 5 sujets. : Hyper élastique de type Mooney-Rivlin avec comme paramètres : C10 = 85550 N.m-2, C01 = -58.400, C20= 38,92, C11= -23.10, C02 = 8484, D1 = 0.4370E-05, D2 = 0.6811E-06.

Gefen [2000] (Figure 56) a apporté dans un premier temps aux mesures de pression une dimension supérieure en les utilisant pour valider un modèle 2D selon 6 phases du cycle de marche. Ainsi les pressions plantaires permettent de valider des modèles en condition quasi statique. Le second apport de cet auteur, est la simulation d'un pas qui peut se faire en calculant l'équilibre mécanique statique des 6 phases du cycle de marche. Il est à noter que la fluoroscopie

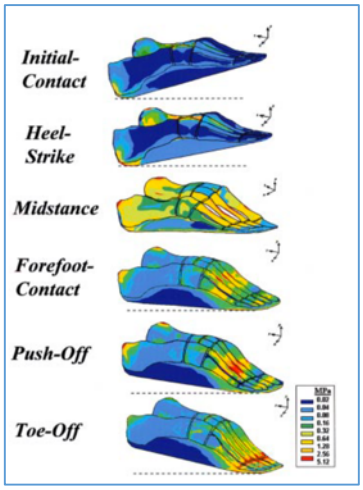


Figure 56 : Simulation quasi statique selon Gefen [2000]

a été utilisée pour mesurer les positions du pied. Cet article de Gefen [2000] est le plus cité, car il a permis d'ouvrir la porte à l'analyse fonctionnelle du pied.

Nous avons vu que l'analyse par éléments finis du pied a pour thématique majeure l'étude du pied diabétique. Nous verrons dans un chapitre suivant le détail de la physiopathologie en lien. Cependant, le point important est qu'une plaie peut apparaître sur un pied en rapport avec la pression exercée sur la peau.

Afin de chercher dans cette direction, Chen et al. [2001] (Figure 57) a démontré, avec l'un des premiers modèles 3D, que l'utilisation d'une orthèse ayant un contact optimisé avec le pied permet de diminuer et redistribuer les pressions plantaires.
L'utilisation d'un modèle 3D semble donc une des pistes de recherche pour estimer les conséquences dans les différents plans d'un appareillage sur le pied.

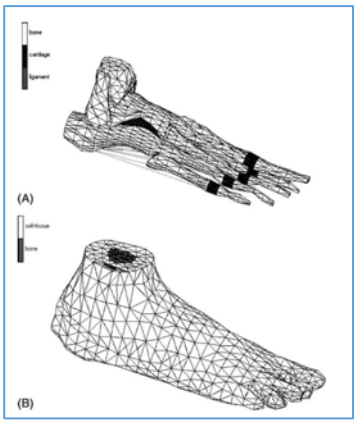


Figure 57 :Premier modèle 3D éléments finis du pied

Gefen [2003] a proposé une seconde hypothèse qui est devenue un apport majeur de la discipline : il a démontré sur un modèle 2D que la pression d'interface apportait une majoration des contraintes interne par rapport aux contraintes mesurées en surface. L'hypothèse est donc que l'ulcération des tissus peut aussi avoir une origine profonde dans le tissu malgré la présence de contraintes élevées en surface.

Erdemir et al. [2005] de l'équipe de Cavanagh a utilisé un modèle 2D afin de démontrer que les choix des matériaux d'une orthèse ont des conséquences sur la diffusion des contraintes.

Cheung (2005 et 2008) (Figure 58) a été précurseur dans la modélisation 3D du pied. Il a proposé un processus afin de générer un modèle éléments finis du pied encore utilisé à l'heure actuelle. Il a aussi pris le parti de modéliser la géométrie de la manière la plus réaliste possible, en utilisant des maillages pour les os et les tissus mous.

Son modèle a apporté deux connaissances majeures :

- la forme d'une orthèse sur mesure a plus d'influence que le choix des matériaux pour la répartition des contraintes,
- une plus grande raideur des tissus mous implique des pressions d'interfaces importantes.

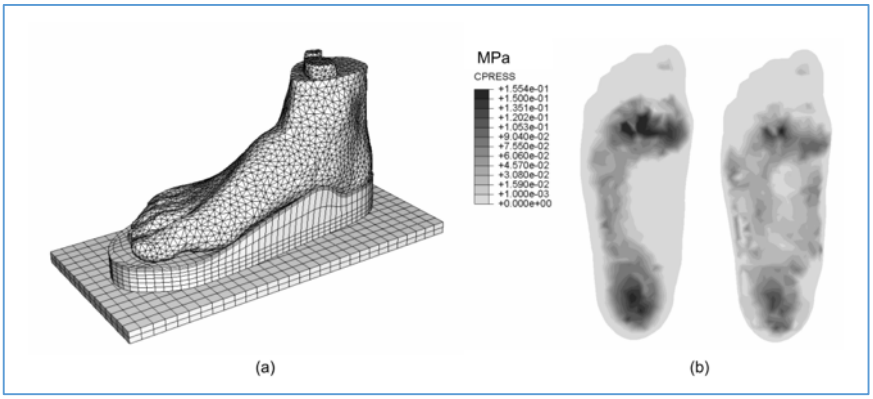


Figure 58 : Modèle de référence Cheung et al. [2005]

Actis et al. [2006] a démontré que les propriétés matériaux pour modéliser le pied pouvaient être simplifiées sans modifier la pertinence des modèles quand on s'intéresse aux pressions plantaires et aux tissus mous. Ainsi, l'auteur considère qu'il est acceptable d'utiliser des lois de comportements linéaires pour l'os, les tendons et les ligaments si l'on utilise des lois non linéaires pour les tissus mous.

Budhabbatti et al. [2007] (Figure 59) a été le premier à s'intéresser aux conséquences d'un geste chirurgical sur le premier orteil en utilisant un outil de modélisation. Sur un modèle local 3D il conclut que le réglage d'angulation de l'articulation dans le cadre d'une arthrodèse influencera la répartition des pressions.

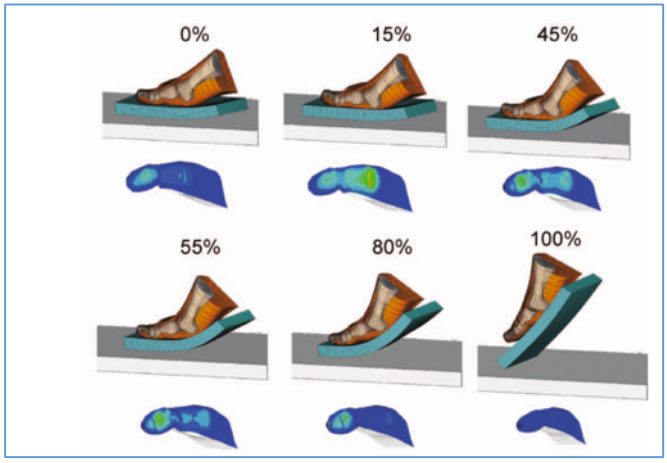


Figure 59 :Analyse du réglage d'angulation de la MTP1

Halloran et al. [2009] utilise pour la première fois sur un pied en 2D le couplage corps rigide et éléments finis. Il en conclut que cette utilisation peut réduire de manière significative les temps de calcul.

Chen et al. [2010] et [2012] (Figure 60) propose le second modèle de pied complet correspondant à une avancée importante, car en 3D et présentant l'utilisation des muscles et des tissus mous. L'auteur démontre que les contraintes internes et pressions au niveau de l'avant-pied sont directement influencées par la force transmise par le triceps.

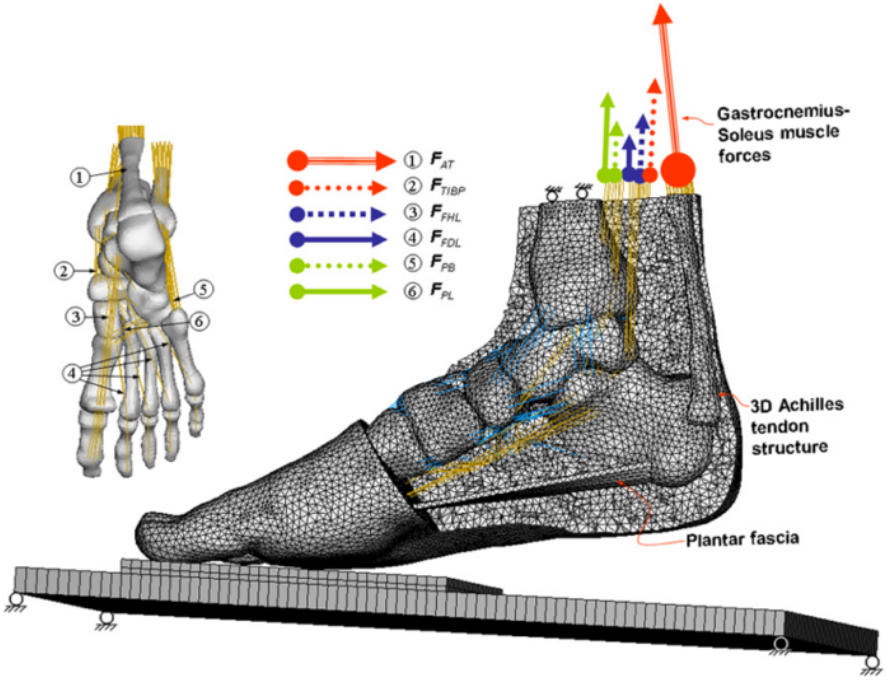


Figure 60 : Modèle référence 3D du pied : Chen et al. [2010]

Petre et al. [2013] avec un modèle 3D de l'avant-pied (Figure 61), a étudié l'influence d'une modélisation fine des différentes couches de tissus mous en regard des têtes métatarsiennes. Les couches modélisées sont la peau, le tissu adipeux, et les muscles. Ses conclusions sont que, si l'on souhaite regarder des métriques associées au cisaillement, à la déformation profonde des tissus et à la compression de l'avant-pied, un maillage multicouche est important. Ce dernier prédira de manière plus réaliste l'ensemble de ces paramètres.

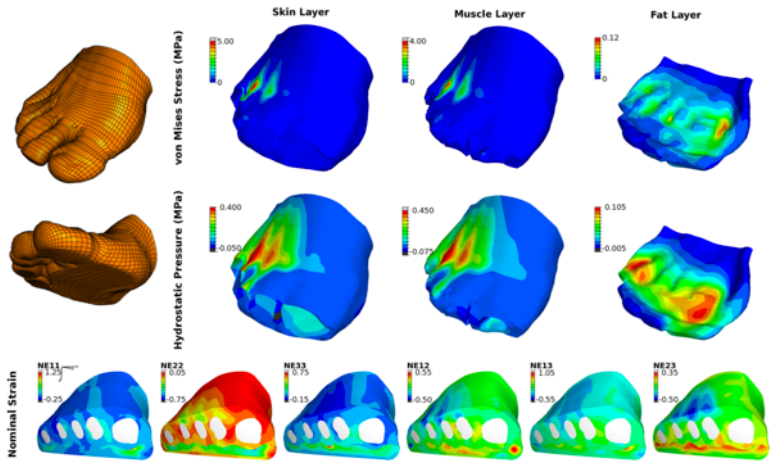


Figure 61 : importance d'un maillage multicouche des tissus mous. Petre et al. [2013]

Enfin, le dernier modèle, qui est l'un des plus avancés, est celui de l'équipe de Zhang et Wang [2005]. C'est une évolution du modèle de Cheung et al. [2005] qui propose des applications orientées chirurgie orthopédique, quand celui de Cheung était orienté orthèse. Wang et al. [2014] (Figure 62) propose en effet un modèle afin d'étudier les arthrodèses de la première articulation Tarso-Métatarsienne. Wong et al. [2015] poursuit ces travaux avec une analyse de la mobilité de cette articulation et de ses conséquences sur la marche.

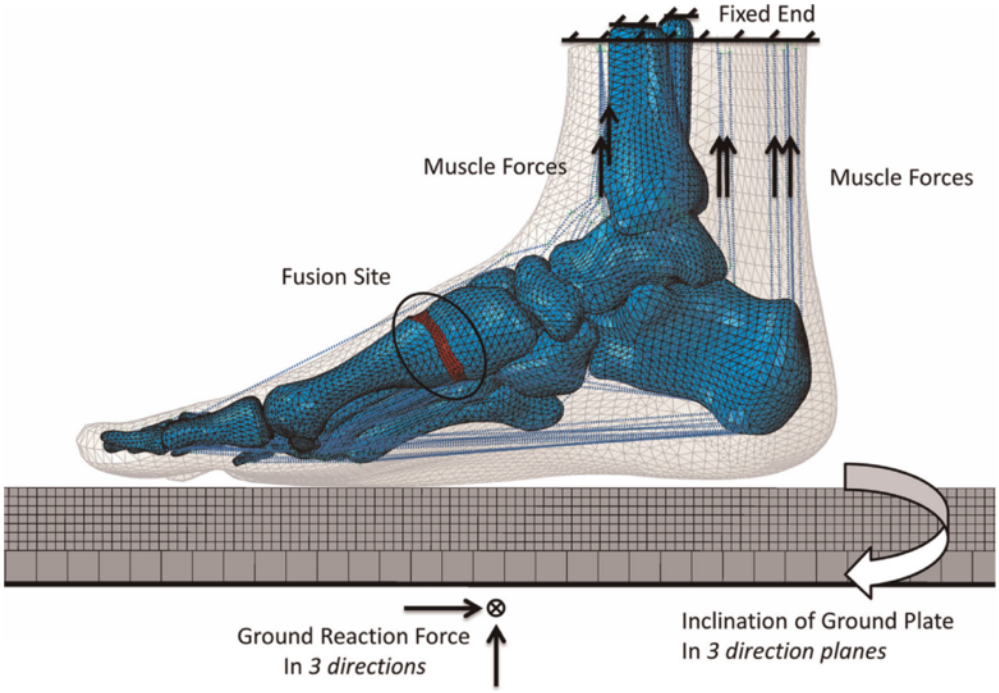


Figure 62 : modèle de Wang et al. [2015]

5. Conclusion sur les théories de modélisation du pied

Ce chapitre avait pour objectif de faire un état de l'art des différents modèles numériques proposés dans la littérature afin d'analyser le pied et sa fonction. Nous avons vu qu'il existe des méthodes permettant de monitorer les déplacements du pied par l'analyse du mouvement (AQM). Une méthode faiblement couteuse en ressources est utilisée afin de calculer les conséquences d'une modification de géométrie, en l'occurrence la méthode des multi-corps rigides. Enfin nous avons cité la méthode la plus complexe et demandeuse en temps de calcul : la modélisation du pied en éléments finis.

Figure 63 : Synthèse des avantages et inconvénients des trois méthodes

Chaque technique de modélisation présente des limites et des avantages (Figure 63). Cependant, aucune ne permet de notre point de vue d'obtenir un compromis acceptable entre les connaissances apportées, la personnalisation des modèles et l'utilisation en routine clinique.

La limite majeure concerne le fait que le modèle ne doit pas simplifier la géométrie du sujet/patient, quelle que soit la méthode, s'il ambitionne de prédire de manière réaliste les paramètres modifiés du pied après une mise en charge ou une action sur le pied qu'elle soit musculaire ou chirurgicale.

En ce qui concerne les applications cliniques, la littérature a montré qu'un modèle par éléments finis du pied doit être multicouches (Petre et al [2013]), avec pour les tissus mous une loi de comportement non linéaire (Lemmon et al. [1997]). Afin de valider les modèles, l'utilisation des pressions plantaires est nécessaire (Gefen [2001]) ainsi que l'utilisation de données issues de l'analyse du mouvement afin d'obtenir les positions des structures.

Dans le domaine des orthèses, que ce soit pour la chaussure ou la semelle orthopédique, les points cruciaux sont qu'une forme d'orthèse sur mesure aura plus d'influence que le choix des matériaux qui la constituent. L'idéal pour répartir les contraintes et déformations internes est une congruence optimale entre le pied et son orthèse.

Enfin, la thématique du pied diabétique est en trame de fond de nombreux travaux en lien avec l'orthopédie et les orthèses. Les modèles éléments finis ont démontré que les pressions de surface ont des conséquences dans la profondeur des tissus. Le monitoring des pressions de surface n'est donc pas suffisant pour estimer un risque d'ulcère plantaire. Le couplage entre des pressions mesurées en surface et des déformations des tissus mous simulées par un modèle éléments finis patient-spécifique constitue selon nous la voie à suivre pour aller vers une prévention efficace des plaies du pied diabétique.

Nous verrons dans le chapitre suivant comment nous avons exploité les connaissances de la littérature afin de développer un modèle biomécanique présentant les avantages des différentes méthodes avec une validation répondant aux standards de cette discipline.

CHAPITRE 4

PROBLÉMATIQUE ET APPORT THÉORIQUE

Les trois premiers chapitres ont permis de mettre en évidence la complexité théorique et les verrous technologiques auxquels tout ingénieur ou clinicien souhaitant modéliser le pied est aujourd'hui confronté. Ainsi, dans les champs de l'anatomie et de la physiologie, aucune définition ou concept ne permet de manière simple et accessible la compréhension du pied dans sa globalité en lien avec sa fonction. La biomécanique du pied étudiée par les cliniciens passe par une modélisation anatomique qui est actuellement principalement conçue par région, par fonction envisagée, ou par classification descriptive. Une fois la théorie intégrée, ces connaissances fondamentales ne peuvent suffire au clinicien dans sa routine clinique. En effet, comment par exemple tirer parti pour la prise en charge d'un patient d'une information de type « le dôme du talus est une section de cône », ou bien « l'axe de l'articulation talo crurale est dynamique ». La nécessité d'utiliser les outils mathématiques, de modélisation, d'implémentation informatiques, ainsi que des données patients-spécifiques d'imagerie semble aujourd'hui incontournable.

De manière similaire, dans le domaine de l'ingénierie, les modélisations numériques sont limitées, soit par la simplification anatomique, soit par la complexité de résolution du problème mécanique simulé. Les conséquences de ces limites sont, qu'à ce jour, aucun modèle numérique réaliste (et validé) du pied n'est disponible.

Il est donc important de comprendre ce que signifie le terme « modèle numérique » lorsque l'on parle de « modélisation du corps humain », ou dans le contexte de cette thèse, de « modélisation du système musculo-squelettique ». L'objectif d'un modèle est de proposer une représentation visuelle et/ou théorique simplifiée d'un système réel existant et souvent complexe. Pour arriver à proposer cette simplification, il est nécessaire de poser différentes hypothèses.

En simulation numérique, une hypothèse mathématique permettant une résolution du problème doit être posée. Cela se traduit dans notre cas par une hypothèse mécanique pour laquelle il est nécessaire de se pencher sur la fonction étudiée, par exemple la marche, la station debout, et la mise en charge du pied. En parallèle, il est indispensable d'intégrer une hypothèse physiologique en lien avec l'anatomie fonctionnelle de la structure étudiée.

C'est dans ce contexte que **l'objectif principal de ce travail doctoral vise à concevoir et développer un modèle biomécanique du pied humain, qui soit suffisamment réaliste (i.e. intégrant les principales structures anatomiques qui le composent) et validé (par confrontation à des données expérimentales)**. Ce modèle sera conçu pour servir d'atlas permettant d'aller vers la modélisation « patient-spécifique ».

Nous devons donc concevoir une trame de réflexion amenant à la génération d'un plan de création d'un modèle générique de pied. Le modèle doit résoudre des simulations dynamiques, statiques, de couplage d'orthèse ou encore de chirurgie orthopédique. La capacité du modèle d'être déclinable à partir des données anatomiques d'un patient sera à intégrer. Cette modélisation doit enfin être résolue en un temps de calcul acceptable.

Ainsi, ce chapitre propose une première contribution personnelle pour ce travail doctoral sous la forme d'un modèle théorique du pied se voulant générique et expliquant la capacité du pied à réaliser la fonction voulue. Il est la base du chapitre suivant qui présentera le modèle numérique conçu et sa validation grâce aux mesures cliniques.

1. Proposition théorique du système « pied »

Concevoir un modèle biomécanique est un processus long et demandant de la précision. Chaque étape nous confronte à une somme de connaissances nécessaires faisant qu'il est tentant de reproduire ce qui a déjà fonctionné, malgré des limitations qui auraient semblées inacceptables avant d'y être confronté. De plus, chaque étape de conception aura une influence sur le modèle final et la résolution des simulations associées.

Les podologues, qui prennent en charge au quotidien des patients pour des problèmes en lien avec leurs pieds, sont souvent incapables d'expliquer dans le détail les mécanismes à l'origine du problème ou de la réussite du traitement. Les explications avancées ne permettent pas de répondre à 100% des questions posées dans le cadre de pathologies mécaniques. Il a donc fallu consacrer une part importante des années précédant cette thèse à la compréhension du pied, à sa physiologie, mais aussi à son rôle fonctionnel.

1.1. Le « système pied ».

Nous proposons dans ce paragraphe *une nouvelle théorie de description fonctionnelle du pied humain.*

Le « système pied » *est un système polyarticulaire, encapsulé de tissus mous, mettant en parallèle des chaines articulaires organisées en série. L'objectif étant la transmission du bon vecteur force au reste du membre inférieur (*Figure 64*) :*

- *Quel que soit le type de surface en contact (revêtement, relief, texture, rigidité, résistance ...),*
- *Quelle que soit la finalité du geste (orthostatisme, marcher, se lever, tourner, sauter, courir, appuyer sur un objet ...).*

Pour cela le pied doit être capable de

- *S'adapter au relief (équilibre, amortissement ...),*
- *Se rigidifier (bonne transmission des champs de vecteurs issus du membre inférieur ou des forces extérieures),*
- *Etre économe en énergie pour une optimisation du geste (marche prolongée, nage, course ...).*

L'organisation en série reflète l'enchainement des différents complexes :

- Orteils,
- Avant-pied,
- Médio-pied,
- Arrière-pied.

Cette organisation en série va permettre la transmission des forces de l'arrière du pied vers l'avant lors de la pose du pied au sol, puis de l'avant vers l'arrière en appui digitigrade.

Cette description en série est la plus intuitive car anatomiquement, il est facile de relier la seconde phalange de l'hallux au naviculaire par exemple.

Le pied est aussi un ensemble de chaines articulaires fonctionnant en parallèle et qui diminuent leurs nombres d'avant en arrière.

- Le tibia repose sur une chaine verticale (talus / calcanéum).
- Cette chaine verticale s'articule avec une chaine oblique (cuboïde / naviculaire).
- Une chaine horizontalisée de 4 structures (composée de 3 cunéiformes et du cuboïde) est ensuite reliée à :
- 5 chaines parallèles dans le plan horizontal (les 5 rayons du pied).

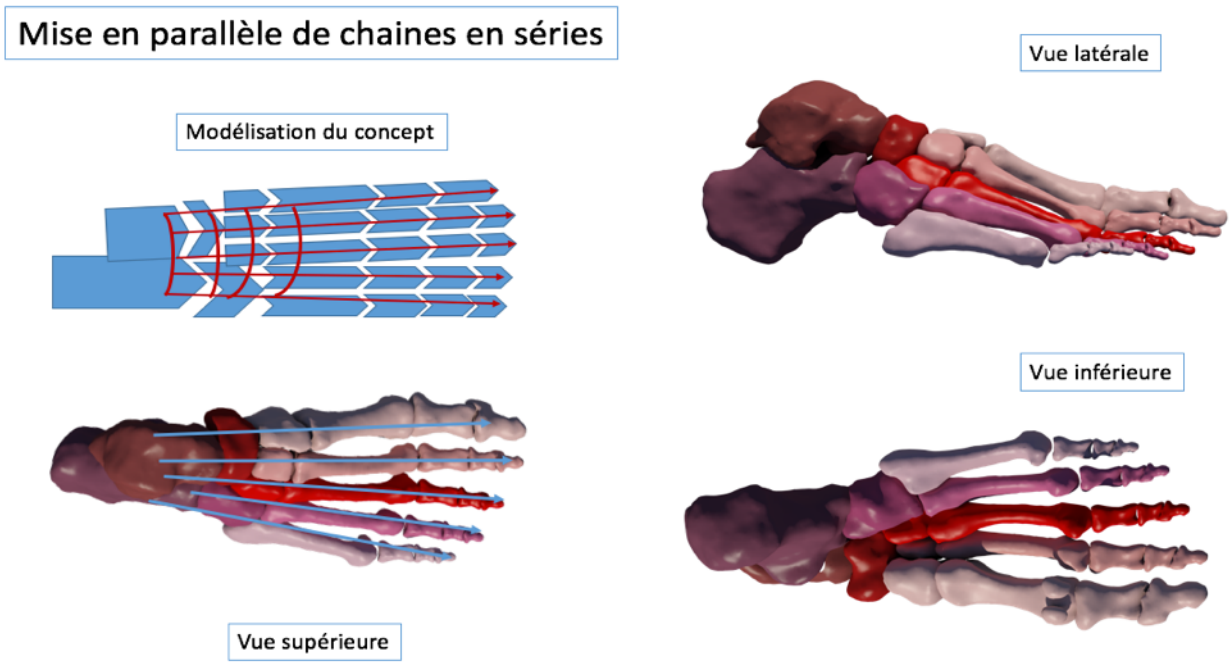


Figure 64 : pied : système poly-articulé de chaines en série mises en parallèle.

Cette notion de chaines parallèles mises en série est essentielle et il est a noté que la parallélisation se fait dans le sens antéro-postérieur mais aussi médio-latéral.

1.2. « Système pied » et fonction

1.2.1. Adaptabilité au sol

Le pied doit répondre à une fonction majeure qui est la **mise en charge**. Cette dernière peut être en situation **quasi statique** mais aussi en **dynamique**. De plus, le pied est amené à se poser sur **différents supports**, sols, ou chaussants.
Le haut du corps, lors de la pose du pied, peut-être dans des amplitudes de positions extrêmes. Il est donc essentiel de comprendre que le pied possède, de manière passive, la capacité d'adaptation au sol. Cette capacité est à mettre en lien avec le concept architectural de tenségrité (Levin [1982] et [2007]). Ainsi la chaine poly-articulée subit un équilibre adaptatif à la contrainte directement lié à sa capacité à moduler sa forme pour répondre à cette contrainte.

Pour aller plus loin dans cette hypothèse, il est important de revenir aux notions de voute et de ferme vues dans le chapitre 2. Ces notions expliquent un état d'équilibre mais pas une modification de forme en fonction de la charge et de la position du système. Ainsi, si nous décomposons les forces verticales issues du poids et de la gravité dans les repères propres à chaque élément de la chaine articulaire, nous n'obtenons pas une force de réaction verticale. (Figure 65)

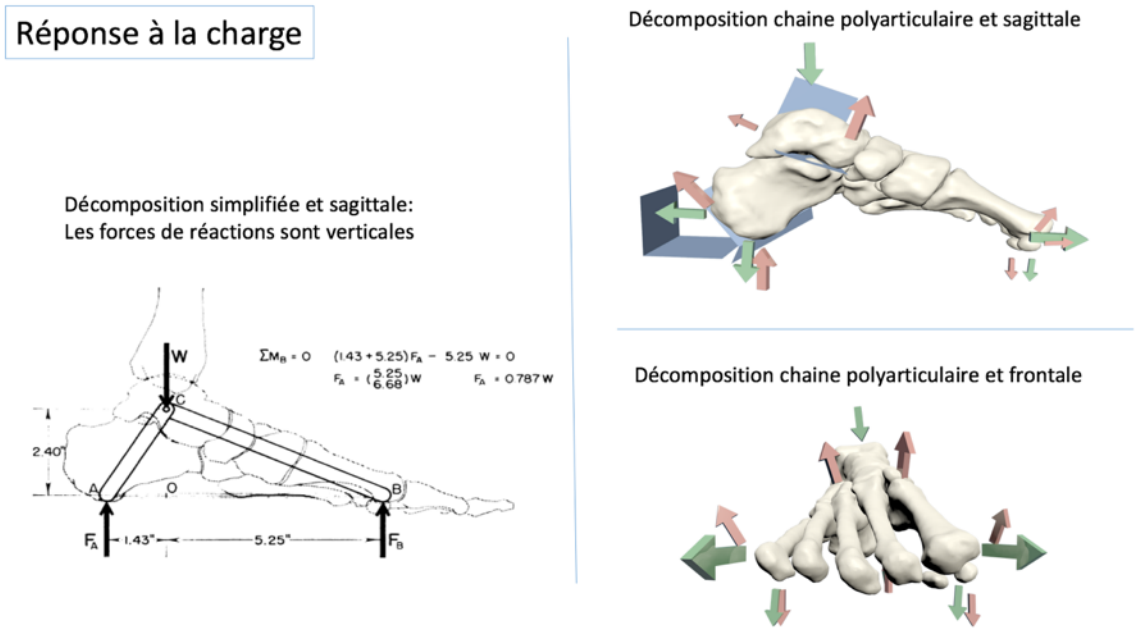


Figure 65: les forces de réactions issues de la gravité ne sont pas verticales : dans un modèle non simplifié (à droite) on les modélise verticales, or dans un modèle plus complexe (à gauche), aussi bien les forces directes (vert) que les forces de réactions (rouge) on des composantes dans les 3 plans.

- **Plan frontal et sagittal**

Cette décomposition des forces aboutit à des forces directes ayant des composantes verticale et horizontale dans le plan sagittal et frontal. Concrètement, sous le poids, l'architecture du pied aura tendance à éloigner les têtes métatarsiennes du calcanéum en **sagittal** et à éloigner les têtes

métatarsiennes entre elles en **frontal**. (Figure 65 droite bas) Ainsi, si l'on ne résonne qu'en terme mécanique, le pied tend à s'élargir dans toutes les directions.
Pour contrer ce mécanisme, l'anatomie humaine propose une solution tissulaire optimum :

- **L'aponévrose plantaire**. Cette aponévrose présente pour caractéristique d'avoir deux composantes aidant à lutter contre l'éloignement progressif des structures (Figure 66).
  - Une capacité d'élongation d'une dizaine de pourcent.
  - Une réserve de longueur sous chaque tête métatarsienne en lien avec la position de la première phalange.

L'aponévrose de par ses insertions métatarsiennes sera aussi limitante dans l'écartement des métatarsiens. C'est donc la première structure à lutter contre les forces issues de la mise en charge du pied. Mais elle a une action conjointe avec d'autres structures :

- **Le ligament trans-métatarsien** ou métatarsien transverse, va aussi lutter dans le plan frontal.
- **Les muscles interosseux** et **adducteur transverse** d'Hallux seront synergiques à cette action.

La Figure 67 illustre cette action. L'étalement ralenti du pied est donc sa première fonction adaptative au sol.

Il est à noter qu'il manque le troisième plan, horizontal, afin d'avoir une théorie complète concernant cette adaptation au sol d'un point de vue tridimensionnel.

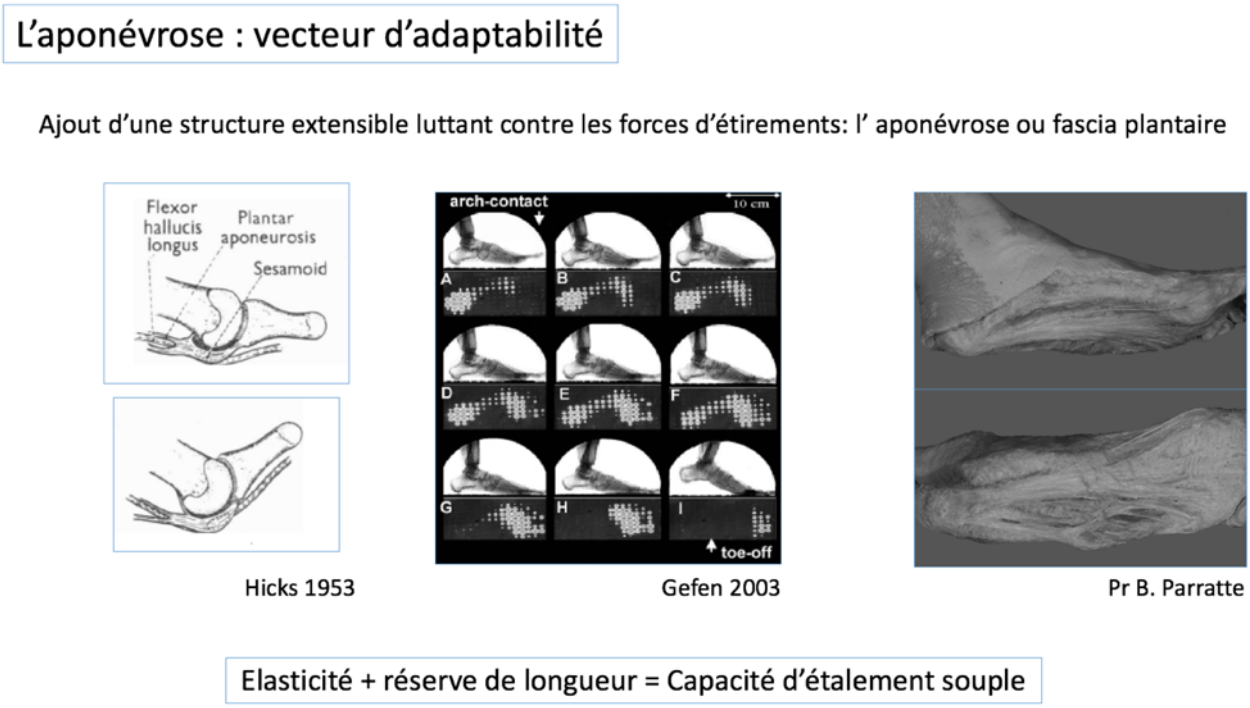


Figure 66 : Aponévrose comme système régulateur de la déformation de la chaine polyarticulaire "pied".

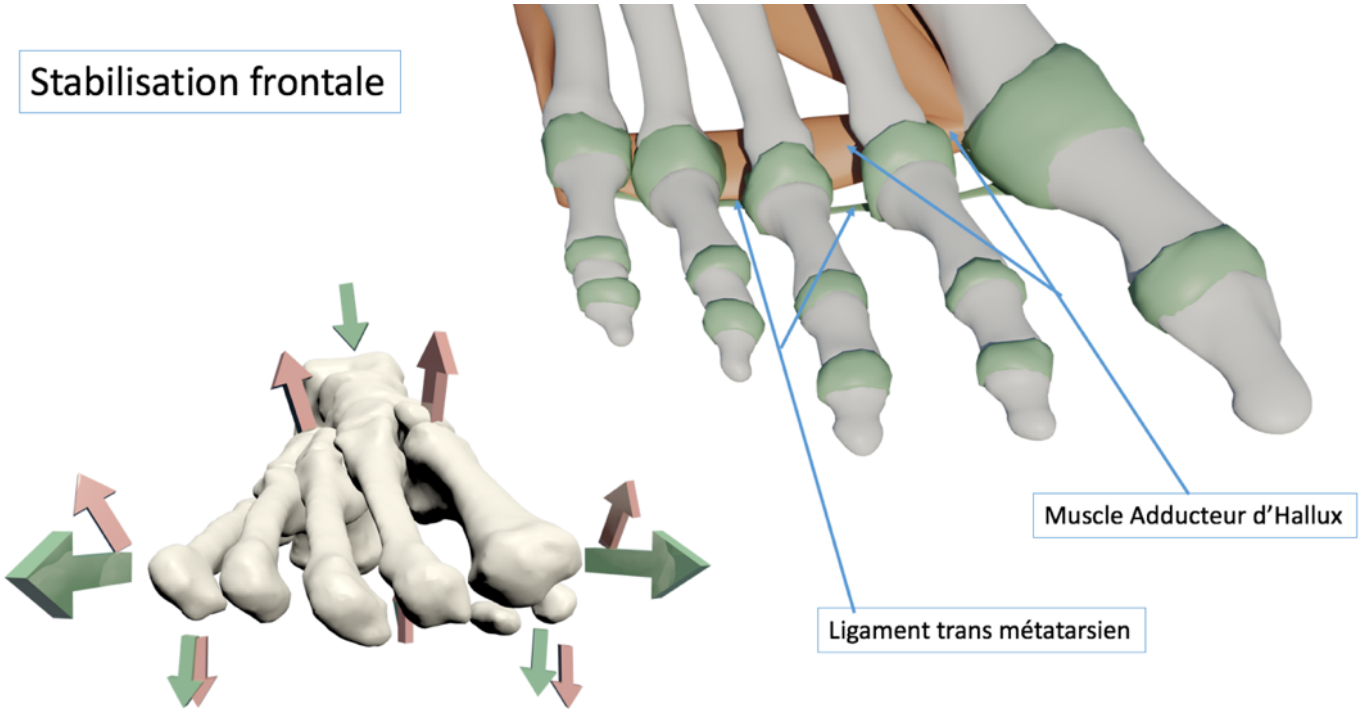


Figure 67 : Stabilisation frontale grâce au muscle adducteur de l'hallux et au ligament trans métatarsien

- **Plan Horizontal et modulation tridimensionnelle**

Cette transition tridimensionnelle permettant une régulation de la hauteur associée à la régulation de la longueur et largeur du pied, peut se comprendre en développant l'idée d'angle de vrillage du pied.
Cet angle, dont le calcul est récent, est la résultante de la mesure du concept ancien de lamina pedis décrit dans le chapitre 2. Ainsi, dans notre théorie, quelle que soit la zone du pied en contact initial avec le sol, la transmission initiale se fait sur le maillon suivant mis en série, jusqu'à la bifurcation en chaine parallèle, ce qui va adapter la posture du pied et retransmettre les efforts sur la jambe.

Les bifurcations sont ici les articulations du tarse et la régulation de hauteur sera influencée par la bifurcation talo-calcanéenne par l'intermédiaire de sa divergence. La divergence talo calcanéenne étant l'angle formé par les axes longitudinaux du talus et du calcanéum.
Nous aurons donc une modification dans les trois plans de la position relative des os les uns par rapport aux autres.

Les Figure 68 et Figure 69 illustrent ce concept, avec une description dans la Figure 67 des plans de projection et modifications globales. La Figure 68 décrit les modifications angulaires dans les 3 plans issues de l'adaptation du pied à la contrainte et au maintien par les structures aponévrotiques, musculaires, et ligamentaires plantaires.

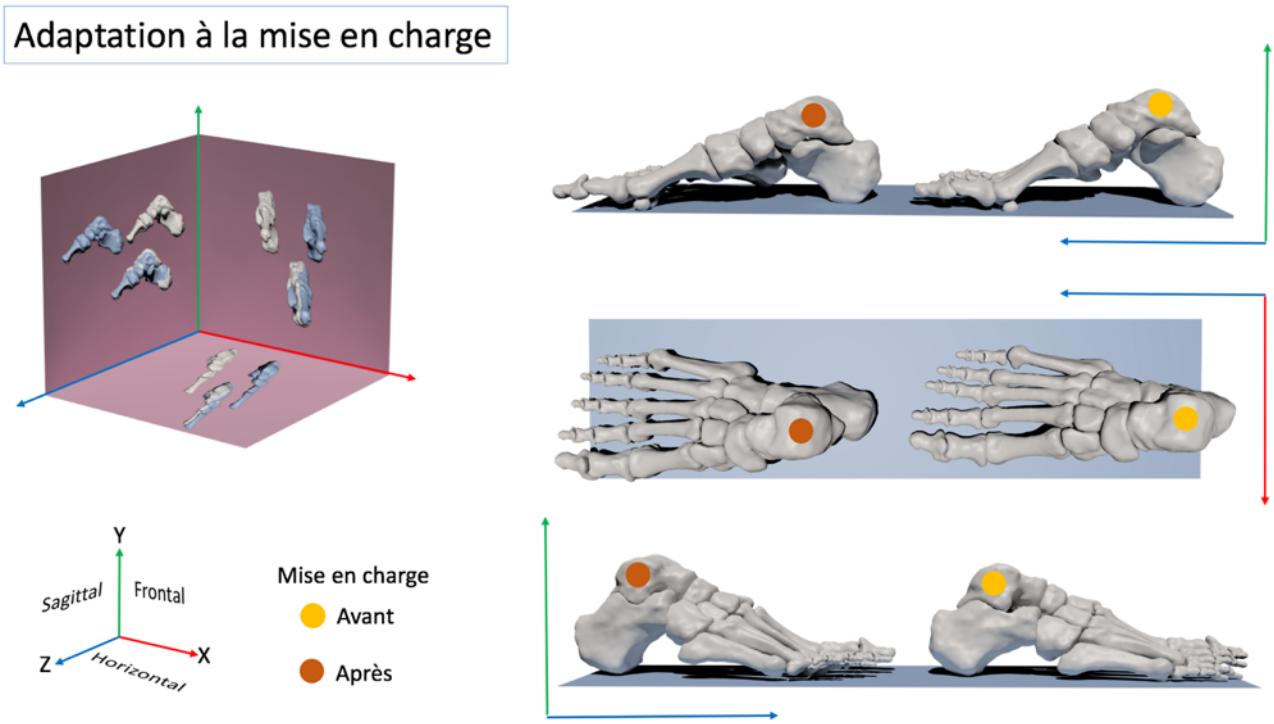


Figure 68 : Modification morphologique tridimensionnelle à la mise en charge, plans de références à gauche, modifications sagittales et horizontales à droite

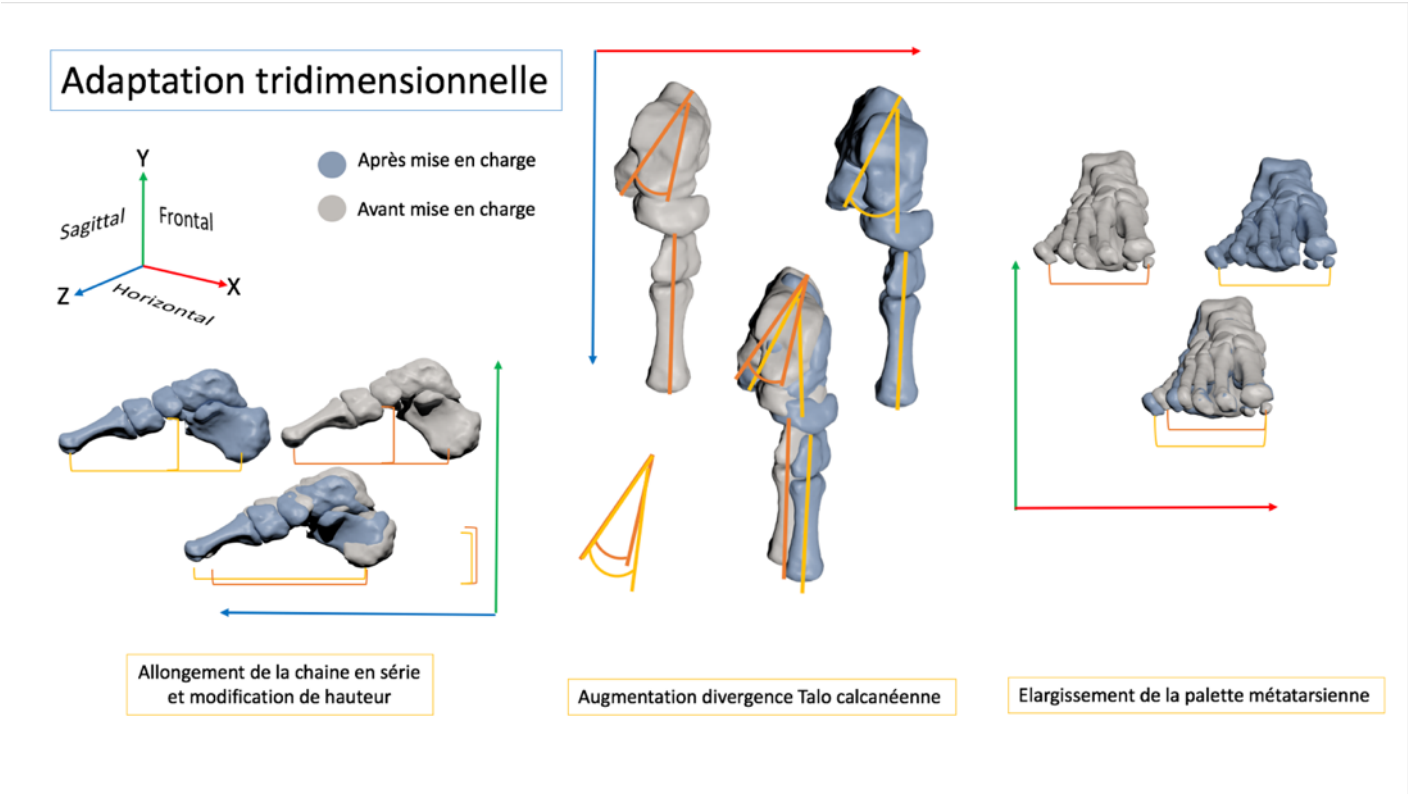


Figure 69 : Variation angulaire des structures osseuses dans les trois plans. La figure mixte représente la superposition des pieds avant et après a mise en charge.

La chaine polyarticulaire en série et parallèle permet au « système pied » de moduler sa longueur, sa largeur et sa hauteur à la mise en charge.
Si les chaines en série et parallèle sont rigides, les déformations seront propagées aux extrémités. Si les chaines ne sont pas rigides, la déformation se produira au centre (médio tarse), ce lieu étant le point de concentration des contraintes.

Le pied a donc une capacité de régulation tridimensionnelle passive de sa structure.
Cette capacité s'exprime en position debout, lors de la réception d'un saut mais surtout lors du second pivot de la marche, c'est-à-dire lors du passage taligrade, plantigrade.

La section suivante va s'intéresser à l'application de notre théorie sur le pied lors de la marche.

1.2.2. Marche, adaptation et restitution d'énergie

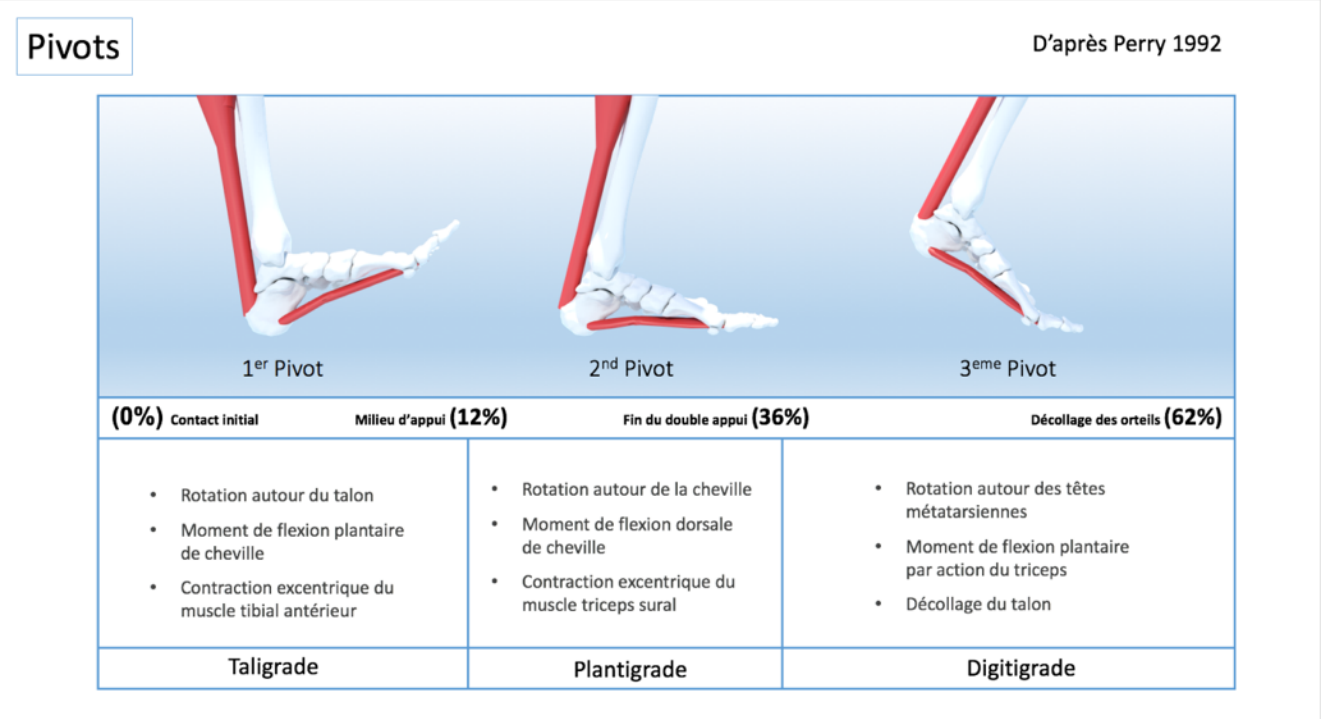


Figure 70 :Rappel des 3 pivots lors de la phase d'appui du cycle de marche

Nous avons vu dans le chapitre 2 le mécanisme en Windlass, ainsi que les bases de la description de la marche. La Figure 70 rappelle le cycle de marche avec les trois pivots. Nous allons proposer ici l'inclusion des idées précédentes dans le contexte d'un déroulé du pas. Pour être économe, la marche doit permettre une restitution d'énergie potentielle lors de la propulsion. Il y a donc des structures anatomiques devant permettre la transmission des efforts à la chaine poly-articulée.
Afin de comprendre la suite de notre argumentation, il est important de faire un rappel sur le triceps :

- Muscle bi-articulaire, il est parmi les plus puissant du corps humain
- Sa contraction excentrique va emmagasiner de l'énergie potentielle élastique restituée lors de sa contraction concentrique.
- Il est **en continuité anatomique avec l'aponévrose plantaire** (Figure 71)

De plus le triceps et l'aponévrose possèdent **un tors**, c'est-à-dire une pré-torsion, permettant un travail adaptatif en fonction de la position relative du pied par rapport à la jambe et **suivant la torsion tibiale et le vrillage du pied.**

Stecco, C., Corradin, M., Macchi, V., Morra, A., Porzionato, A., Biz, C., & De Caro, R. (2013). Plantar fascia anatomy and its relationship with Achilles tendon and paratenon. *Journal of Anatomy*, *223*(6), 665–676.

Figure 71 : Continuité tissulaire entre le tendon d'Achille et l'aponévrose plantaire

Enfin, pour rappel, le vecteur force de réaction au sol est une notion théorique issue de l'analyse du mouvement qui traduit la direction et la norme du vecteur force de réaction enregistré sur une plateforme de force. En fonction de sa position par rapport au centre de rotation d'une articulation, il y aura génération d'un moment de force de rotation. Ces moments de force entrainent un déplacement passif des structures (Figure 72).

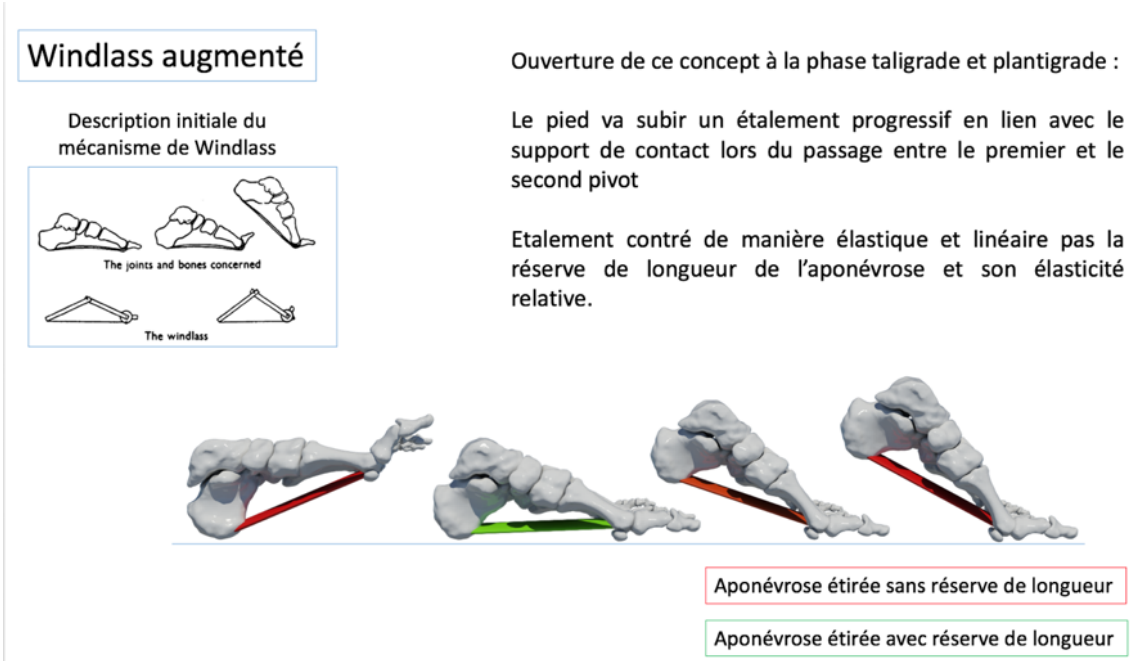


Figure 72 : Ouverture du concept de Windlass dans le cadre de chaine poly-articulée en série et parallèle

2. Application au cycle de marche

- Premier pivot (phase taligrade) de 0% à 12% du cycle : Le talon touche le sol, la force de réaction induit un vecteur force de réaction (VFRS) dirigé vers l'arrière et ayant pour origine le point de contact talonnier. Le pied subit ensuite un moment de flexion plantaire et s'abaisse avec une énergie cinétique proportionnelle au moment de force. Le muscle tibial antérieur va donc réaliser une contraction excentrique, permettant de ralentir l'abaissement du pied. De par son insertion sur la chaine articulaire du premier rayon, ce muscle va limiter l'évolution de l'angle de vrillage du pied. Lors du premier pivot, le fonctionnement en série permet donc un ajustement positionnel en prévision de l'impact du pied.

- Deuxième pivot (phase plantigrade) de 12% à 36% du cycle : Le pied va progressivement entrer en contact avec le sol sur toute sa longueur. Les forces directes entrainent un étalement du pied au sol. Le VFRS passant en avant du centre de rotation de la cheville va faciliter la flexion dorsale passive. Le point d'application du VFRS va avancer vers l'avant du pied, augmentant ainsi le moment. Le pied s'étale encore plus. L'aponévrose se retrouve étirée, et va abaisser passivement les orteils au sol, apportant une autre dimension au concept du Windlass (Figure 72). Cela induit une régulation de la déformation tridimensionnelle du pied. Au même moment, afin de lutter contre l'avancée du tibia, le triceps va se contracter en excentrique et ainsi se charger en énergie potentielle à mesure que le moment de force augmente. La morphologie est à son maximum de déformation. Le second pivot est donc l'étape essentielle pour la déformation du pied mais aussi pour la génération d'énergie élastique.

- Troisième pivot (phase digitigrade) de 36% à 62% du cycle : La limitation articulaire et tendineuse en flexion dorsale ainsi que la flexion du genou vont entrainer le décollement du talon. L'énergie potentielle du triceps est ainsi libérée et va permettre à moindre cout la génération de la propulsion. Cette propulsion devient efficace si l'enroulement de l'aponévrose sur les têtes métatarsiennes entraine une rigidification des chaines en série pour la bonne transmission des efforts. Le troisième pivot est donc celui de la conversion des efforts issus des deux premiers pivots en énergie de propulsion. La déformation tridimensionnelle du pied et l'adaptation par les chaines en série mises en parallèle aboutit à un système acceptant de grandes amplitudes de contraintes avec une résistance à la répétition importante.

- De 62% à 100% le pied va se déformer pour permettre le passage au-dessus du sol et servir de point fixe pour l'action des muscles bi articulaires. Sa position va conditionner la phase d'appui suivante. Ainsi, si les actions musculaires ne permettent pas un bon pré-positionnement du pied au sol, le reste du cycle est compromis.

Cette approche tridimensionnelle dynamique permet la compréhension des mécanismes non seulement physiologiques, mais aussi pathologiques en lien avec le pied et sa fonction. Nous décrirons dans la section suivante comment cette théorie permet aussi de mettre en relation les morphotypes de pied, leurs empreintes et possibles dysfonctions.

3. Application morphologique

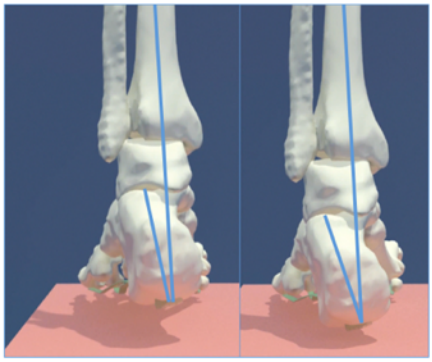
Les notions abordées ici ont été détaillées dans le chapitre 2. Ainsi, nous utiliserons les notions de morphologie, d'empreinte, mais aussi de fonction pour tester notre théorie.
Si notre théorie est réellement générique, elle doit permettre de mettre en relation les types de pieds (plat, creux, valgus), avec les empreintes observées, les déformations tridimensionnelles connues ainsi que les risques de dysfonctions ou de troubles liés.

Selon notre théorie, **une modification tridimensionnelle de la structure du pied sera propagée aux extrémités dans les plans frontal et horizontal si la structure est rigide et dans les plans frontal et sagittal sur le milieu du pied si la structure est souple.**

- Le pied creux (Figure 73) est un pied présentant une morphologie entrainant, lors de la mise en charge, une répartition limitée des appuis plantaires. Ce n'est pas un pied pathologique, cependant l'application de notre théorie sur ce type de pied permet de comprendre l'évolution et les risques associés. Nous pouvons relier les déviations en varus associé à la disparition de l'isthme plantaire ainsi que la propagation des contraintes dans les structures osseuses par la perte des systèmes passifs d'amortissement.

Le pied creux

- Chaines polyarticulaire : Rigide et vrillage important
- Structure initiale : Cavus médio pied et Pronation passive de l'avant pied
- Premier pivot : la verticalisation du calcanéum associée à la position des orteils limite le mécanisme en Windlass. L' allongement du pied devient limité.
- Amortissement: faible
- Propulsion : Altérée par déficit de contraction excentrique du triceps
- Surface de contact : diminuée avec appui arrière et avant pied
- Pressions plantaires : augmentées et les contraintes mécaniques se concentrent dans la structure osseuse et trajectoire externe du centre des pressions.
- Déformation : augmentée à la mise en charge car propagation de la pronation rigide vers l'arrière pied.
- Divergence Talo calcanéenne : faible et peu modifiée
- Hauteur : importante et peu modifiée
- Longueur : faible et peu modifiée



Augmentation du varus d'arrière pied par la pronation rigide

Figure 73 : Morphotype de pied creux.

- En utilisant la même grille de lecture, basée sur notre théorie, nous pouvons comprendre de manière globale le pied plat. Ce dernier, par une laxité entrainant un mécanisme de Windlass amplifié, va voir les contraintes se propager sur les chaines parallèles entrainant un étalement maximum du pied. Les structures molles se retrouvent étirées et la propulsion devient altérée par manque de rigidification. L'empreinte présente une augmentation de la largeur de l'isthme induite par cet étalement du pied. La Figure 74 illustre ce morphotype.

Le pied plat

- Chaines polyarticulaire : souple et vrillage faible
- Structure initiale : planus médio pied et supination passive de l'avant pied
- Premier pivot : l'horizontalisation du calcanéum associée à la laxité entrainent un Windlass maximum
- Amortissement: maximum
- Propulsion : Altérée par déficit de rigidification du pied
- Surface de contact : augmentée avec appui sur l'ensemble du pied
- Pressions plantaires : diminuées, contraintes mécanique dans les tissus mou et trajectoire centrale du centre des pressions (COP).
- Déformation : augmentée à la mise en charge dans le médio pied car chaine en série non rigide
- Divergence Talo calcanéenne : légèrement augmentée pour réguler la hauteur
- Hauteur : faible et peu modifiée
- Longueur : importante et peu modifiée

Divergence Talo calcanéenne

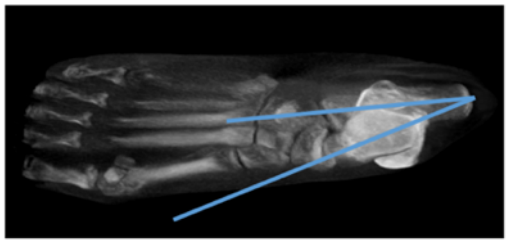


Figure 74 :Morphotype de pied plat

- Le dernier morphotype présenté est celui du pied valgus, ce dernier n'est jamais illustré ni présenté dans les théories d'anatomie fonctionnelle. Son empreinte peut être confondue avec celle d'un pied creux, alors que sa morphologie est souvent confondue avec la morphologie d'un pied plat. Il représente un morphotype prédisposant pour des pathologies associées aux rotations. (Figure 75)

Le pied Valgus

- Chaines polyarticulaire : rigide et vrillage modéré
- Structure initiale : normale mais supination passive de l'avant pied
- Premier pivot : La supination est rigide mais le Windlass se produit
- Amortissement: important mais décollement du bord externe (poussée valgisante)
- Propulsion : Correcte si pied axé par l'action des muscles tibiaux
- Surface de contact : diminuée avec appui avant et arrière pied , isthme modéré
- Pressions plantaires : moyenne à importante, contraintes mécanique dans les tissus tendineux et les structures osseuses, ligne interne de centre des pressions.
- Déformation : augmentée à la mise en charge dans l'arrière pied : augmentation du valgus
- Divergence Talo calcanéenne : augmentée pour réguler la hauteur et contrée par les muscles tibiaux
- Hauteur : Moyenne mais peut se compensée en corrigeant l' arrière pied
- Longueur : moyenne et modifiée

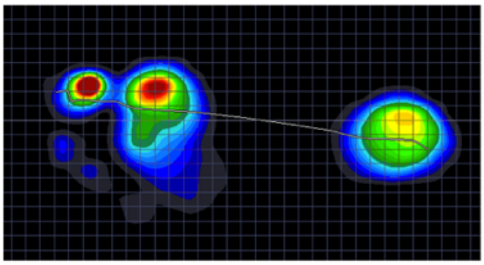


Figure 75: Morphotype de pied valgus

4. Conclusions sur l'apport théorique

La théorie, concernant le système pied, exposée dans ce chapitre se veut générique. Elle permet de comprendre comment le pied, lors de la locomotion normale, possède une adaptation au sol et une bonne efficacité de propulsion. La marche étant un mécanisme économe, une bonne conservation de l'énergie associée à un système préservant des contraintes trop importantes est nécessaire.
Ainsi, voir le pied comme un système de chaines articulaires en série mises en parallèle, permet de comprendre la régulation tridimensionnelle du pied. Cette théorie permet la compréhension statique, dynamique, mais aussi morphologique et instrumentale du pied.

Appliquer cette théorie, et donc intégrer les constituants anatomiques favorisant le fonctionnement du système, permettra de définir un modèle biomécanique répondant aux spécificités du système à modéliser. Si la théorie présentée est juste, un modèle unique sera capable de simuler une mise en charge mais aussi une mobilité activée par contrôle musculaire. Nos validations porteront donc sur ces deux points.

CHAPITRE 5

CONCEPTION ET EVALUATION D'UN MODÈLE ÉLÉMENTS FINIS DU PIED HUMAIN

Vers un modèle générique musculo-squelettique et éléments finis du pied humain.

Ce chapitre a pour objectif de présenter le matériel et les méthodes de ce travail doctoral. A partir de la théorie présentée dans le chapitre précédent, nous avons conçu un modèle biomécanique utilisant, à notre sens, le meilleur compromis entre précisions de simulation, temps de calcul et préparation à la génération de modèles patient-spécifique. Pour cela, nous avons choisi de modéliser les structures osseuses en objets surfaciques corps rigides et non à l'aide des éléments finis puisque nous nous sommes principalement intéressés aux contraintes dans les tissus mous et à la réalité cinématique du système pied. Ce sont donc uniquement les tissus mous qui ont été maillés en éléments finis.
La première partie de ce chapitre porte sur la conception du modèle. La seconde partie s'intéresse à la validation du modèle lors de la mise en charge, correspondant au premier pivot du cycle de marche. Pour cela, une comparaison entre des mesures cliniques baropodométriques et des mesures simulées a été effectuée. La troisième partie du chapitre évalue et valide le modèle à partir de la comparaison entre les cinématiques réelles et simulées sous activations musculaires du pied. L'utilisation de l'électromyographie et de l'analyse quantifiée du mouvement a alors été nécessaire.

1. Conception du modèle

La conception d'un modèle biomécanique repose sur une succession d'étapes devant être réalisées dans un ordre précis. Chaque étape doit intégrer une boucle de contrôle permettant d'en vérifier sa qualité ou sa bonne réalisation. En effet, lors du lancement d'une simulation numérique, des causes d'erreurs et d'échecs peuvent être associées à chacune des étapes.
La première étape concerne la conception théorique du modèle telle qu'elle a été décrite dans le chapitre 4.

1.1. Reconstruction tridimensionnelle de la géométrie du pied

Nous avons utilisé les acquisitions d'imagerie médicale du membre inférieur, réalisées dans le cadre d'un bilan orthopédique d'un sujet, afin d'obtenir les données anthropométriques et géométriques nécessaires à la construction du modèle de pied. Le sujet est un homme (31 ans, 173cm, 84 kg) indemne de traumatisme, de chirurgie et de pathologie spécifique au niveau du pied.

Trois modalités d'imagerie ont été utilisées pour le pied et le membre inférieur (Figure 76) :

- Un CT Scan avec 285 coupes de 0.6 mm d'épaisseur tous les 0.4mm du membre inférieur en procédure « low energy » afin de limiter les risques liés à l'exposition, résolution de 512 x 512 pixels
- Un EOS corps complet avec une résolution de 1896 x 9616 pixels pour chaque acquisition,
- Une IRM corps complet 1.5 Tesla avec 35 coupes frontales de 6 mm et de résolution 640 x 2030 et 312 coupes horizontales de 6 mm et de résolution 432 x 432 pixels.

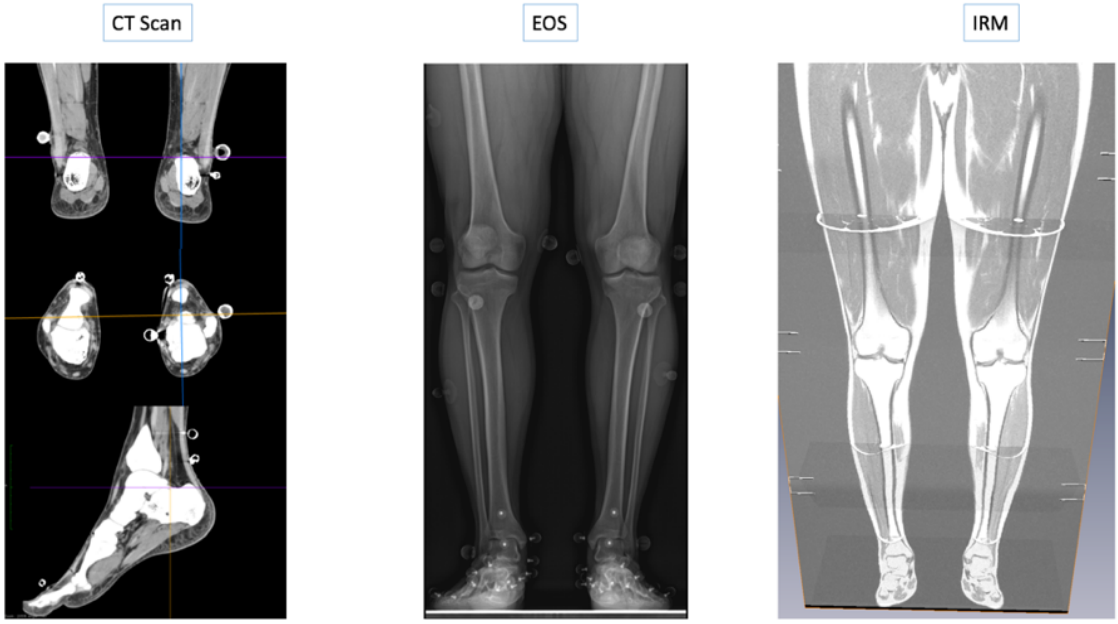


Figure 76 : Acquisition du membre inférieur par CT Scan, EOS, et IRM. Les boules blanches visibles sur le CT Scan et l'EOS correspondent à des marqueurs cutanés utilisés pour l'analyse du mouvement.

Une segmentation avec intervention manuelle a été effectuée afin d'obtenir les surfaces 3D des différentes structures anatomiques du pied.
Au final, un objet 3D a été généré, nettoyé et optimisé pour chacune des structures suivantes :

- Squelette du pied : le tibia, la fibula, le talus, le calcanéum, le naviculaire, les trois cunéiformes, le cuboïde, les 5 métatarsiens, les 14 phalanges et les deux os sésamoïdes.
- Tissus mou : l'enveloppe peau, le tissus graisseux, le tissu musculaire, la coque talonnière.

Le « nettoyage » des surfaces consiste en plusieurs aspects :

- Vérification de l'intégrité de la surface : pas de trou ou de triangle non connecté,
- Vérification de l'orientation des normales aux triangles, ces dernières étant importantes pour la discrétisation par éléments finis,
- Cohérence et régularité des triangles : la surface doit être lisse sans modification locale extrême et le nombre de triangles doit être adapté à la morphologie de l'os.

Le nettoyage d'un objet 3D pouvant générer des modifications topologiques, une comparaison entre le volume issu de la segmentation et le volume nettoyé a été effectuée. Cette comparaison consiste dans le calcul point / surface des distances normales aux nœuds entre les deux surfaces. Cela donne pour l'ensemble des deux maillages une distance moyenne, maximum et un écart type permettant de vérifier que l'optimisation des surfaces n'a pas déformé le maillage.

Tableau 5 : Tableau de comparaison des surfaces avant et après optimisation, distance exprimée en mm

Structures	Distance maximum	Distance moyenne	Écart type
Peau	0,50	0,03	0,04
Calcanéum	1,20	0,45	0,27
Talus	0,70	0,07	0,06
Cuboïde	0,53	0,07	0,07
Naviculaire et cunéiformes	0,66	0,09	0,08
Métatarsiens	0,99	0,08	0,08
Orteils	0,56	0,08	0,07
Moyenne	0,73	0,13	0,09

Les objets surfaciques optimisés pour la génération de maillage sont considérés comme similaires aux objets bruts issus de la segmentation avec une différence moyenne de distance point / surface de 0,13mm (Tableau 5).

La Figure 77 montre 3 images représentant 3 étapes du processus de génération des surfaces optimisées pour la génération de maillage éléments finis. Ainsi, la partie segmentation correspond à la sélection des voxels dans le volume Dicom constituant une structure osseuse par exemple. L'ensemble des voxels va définir un nuage de points 3D. Les points 3D représentant la frontière avec l'extérieur sont gardés et reliés entre eux par des arrêtes délimitant avec trois points une surface triangulaire. La partie centrale de la figure 77 représente les surfaces ainsi crées, composant un ensemble d'objets 3D. Une troisième étape d'optimisation du maillage est réalisée. Elle consiste à uniformiser les triangles et éliminer les reliefs ponctuels extrêmes (lissage). L'image de droite représente une comparaison des surfaces brutes avec les surfaces optimisées afin de vérifier que l'optimisation n'a pas engendrée de déformation topologique.

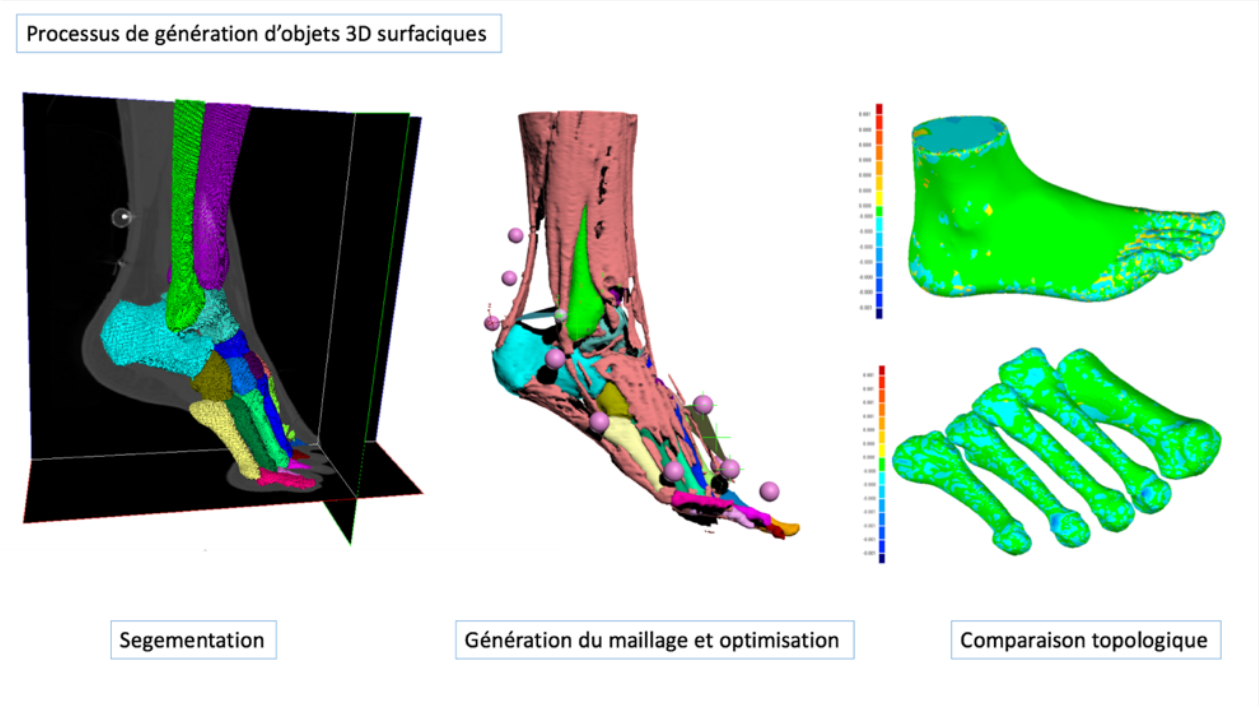


Figure 77 : Segmentation, génération puis optimisation et comparaison des objets 3D surfaciques des structures anatomiques

1.2. Création du modèle multicorps rigides

Afin de permettre un temps de calcul suffisamment court pour se rapprocher de l'utilisation d'un modèle en routine clinique, la revue de littérature nous a indiqué la pertinence de l'utilisation d'un couplage corps rigides et éléments finis pour la modélisation du pied.
À l'heure actuelle, cette méthode n'a été utilisée qu'en 2D pour le pied par Halloran et al. [2010]. Afin d'être réaliste aussi bien d'un point de vue physiologique que dynamique, nous avons implémenté pour chaque os une masse volumique permettant de donner une masse au squelette osseux.

Tableau 6 : Tableau de synthèse des masses des différents os et tissus constituant le pied, poids exprimé en grammes

Nom de l'os	Masse en grammes	Nom de l'os	Masse en grammes
METATARSE 1	34	ORTEIL 3 PHALANGE 23	02
ORTEIL 1 PHALANGE 2	6	ORTEIL 3 PHALANGE 1	02
ORTEIL 1 PHALANGE 1	11	METATARSE 4	13
SESAMOÏDE MEDIAL	02	ORTEIL 4 PHALANGE 23	01
SESAMOÏDE LATERAL	01	ORTEIL 4 PHALANGE 1	02
METATARSE 2	15	METATARSE 5	14
ORTEIL 2 PHALANGE 23	02	ORTEIL 5 PHALANGE 23	01
ORTEIL 2 PHALANGE 1	03	ORTEIL 5 PHALANGE 1	02
METATARSE 3	16	CUNEIFORME INTERMEDIAIRE	09
CUBOÏDE	25	CUNEIFORME LATERAL	11
TALUS	84	CUNEIFORME MEDIAL	22
CALCANEUM	140	NAVICULAIRE	23

TISSUS MOUS	1130
MASSE OSSEUSE	443
MASSE_TOTALE	1573

Nous avons utilisé les objets surfaciques de chaque os et leur avons attribué la masse volumique de 1 850 kg/m^3, Souzanchi et al. [2012]. Nous obtenons ainsi une masse du pied osseux de

0,443 kg, ce qui est en adéquation avec Njeh et al. [2001] en ce qui concerne la densité osseuse du pied squelettique. Notre pied osseux possède ainsi une masse de 0,443 kg (Tableau 6).

Nous avons ensuite, à partir des données CT Scan et IRM et de la littérature anatomique, localisé les insertions musculaires et ligamentaires de la jambe et du pied. 210 ligaments ont été connectés au modèle osseux sous la forme de câbles. (Figure 78) Ces câbles contraignent les déplacements des objets 3D en limitant leur éloignement en traction, en linéaire, avec une raideur de 395 kPa en élongation et de 0 kPa en compression. Cette valeur correspond à l'équivalent en coefficient d'élongation des paramètres utilisés par Gefen et al. [2003] pour les ligaments présentant un module de Young de 200 MPa et un coefficient de poisson de 0.4.

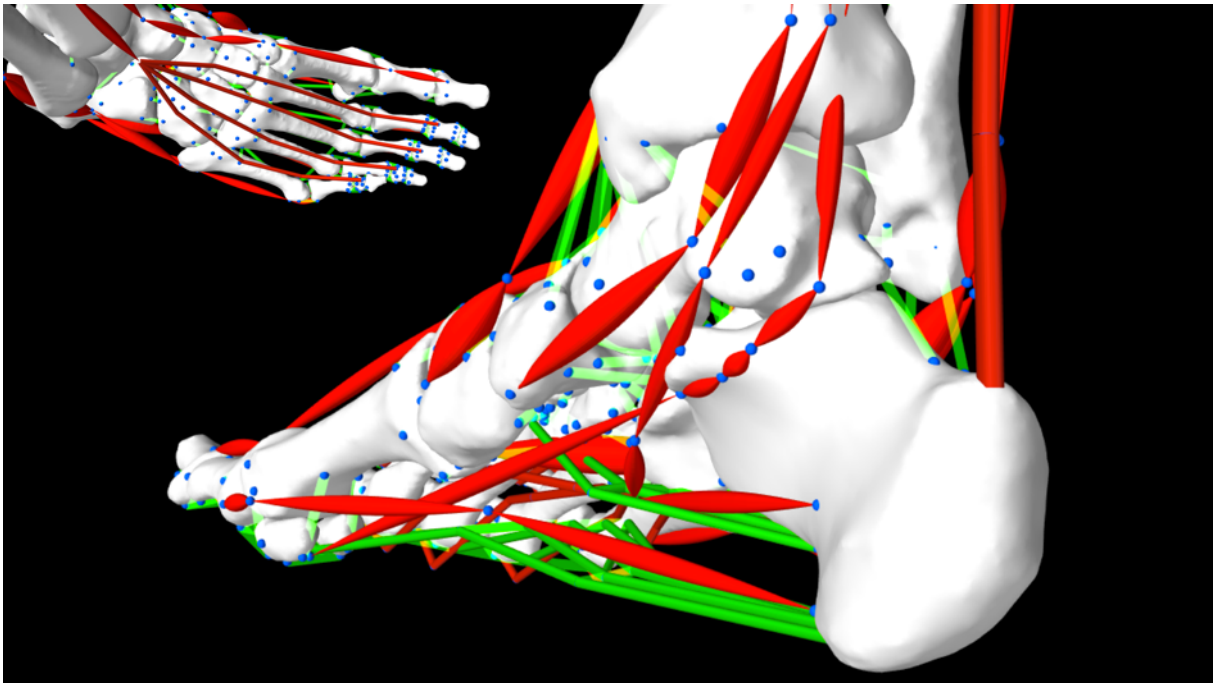


Figure 78 : Conception des insertions ligamentaires et tendineuses : En bleu : insertion, en vert : ligaments, en rouge : muscles

Ce modèle de pied ne possède pas d'articulation idéale, ce sont donc uniquement les ligaments et les contacts créés entre les os qui conditionnent le mouvement articulaire. La tolérance d'interpénétration des surfaces est de 0,1 mm.

Nous avons aussi modélisé l'aponévrose plantaire. Cette dernière correspond à 5 câbles ayant des trajets en adéquation avec l'anatomie du sujet, partant du calcanéum et se terminant sur les premières phalanges des orteils. Des connexions transversales assurent leurs contraintes dans les 3 plans.

D'un point de vue musculaire, nous avons utilisé le modèle de Hill [1938], et positionné 15 muscles intrinsèques et extrinsèques du pied. Leurs trajets ont été localisés sur l'IRM. Chaque muscle peut être activé indépendamment des autres muscles.

Afin de répondre à notre théorie sur la capacité du pied à emmagasiner et restituer l'énergie potentielle lors de l'étirement de structures dans certains secteurs fonctionnels, il a fallu configurer un modèle de pied présentant des précontraintes musculaires.
En effet, la position de repos du pied par rapport à la jambe n'est pas de 90° (comme c'est le cas dans le scanner qui a servi à créer le modèle), le pied est en flexion plantaire lorsque l'ensemble des muscles sont détendus.

Ainsi il a fallu définir des longueurs de repos et des longueurs de raccourcissement optimum pour chaque muscle.

Le Tableau 7 présente les différents muscles extrinsèques modélisés. Pour chaque muscle, il a fallu paramétrer plusieurs composantes afin que le modèle soit réaliste en chaine cinétique ouverte et fermée. La longueur calculées est la longueur totale de la structure allant de son insertion proximale à son insertion distale.

- Longueur à 90° : correspond à la longueur du muscle (corps et tendon), exprimée en m, lorsque le pied est à 90° avec le tibia.
- Longueur de contraction maximum : correspond à la longueur du muscle (raccourcissement) qui utilisera le maximum de la force générée.
- Longueur d'étirement maximum, correspond à la longueur exprimée en m au-delà de laquelle le muscle ne pourra plus s'étirer.
- Force de contraction : correspond au maximum de force générée par la contraction du muscle, exprimée en N.
- Longueur tendon en m : pour les muscles présentant plusieurs tendons pour un corps musculaire, comme les extenseurs ou fléchisseurs d'orteils. La longueur du muscle correspondra au corps musculaire, et la longueur tendon à la longueur entre le corps musculaire et l'insertion distale.

Tableau 7 : Tableau des muscles modélisés avec leur longueur, cheville à 90° en m, leur longueur de contraction maximum, longueur d'étirement maximum, force de contraction maximum en N, et longueur de tendon en mètre

Muscle	Longueur 90°	Longueur contraction max	Longueur étirement Max	Force de contraction	Longueur tendon
Tibial antérieur	0.277	0.24	0.3	900N	
Tibial postérieur	0.304	0.25	0.29	900N	
Long fibulaire	0.413	0.38	0.44	900N	
Court fibulaire	0.326	0.29	0.35	900N	
LEH	0.369	0.33	0.4	900N	
Tendon LEO2					0.172
LEO	0.186	0.14	0.22	900N	
LFH	0.428	0.38	0.46	900N	
Tendon LFO2					0.141
LFO	0.364	0.3	0.38	900N	
Gast Lat	0.363	0.28	0.36	900N	
Soléus	0.248	0.2	0.28	900N	
Gast Med	0.355	0.27	0.34	900N	
Tendon Achille					0.075

Les forces attribuées aux muscles (900 N) correspondent aux forces nécessaires au pied en charge simulée pour obtenir un déplacement de la moitié du poids du corps. Ainsi, pour décoller le talon par la contraction des 2 muscles bi articulaires du triceps, une force de 1 800N a été nécessaire et cela est cohérent avec l'utilisation de 1 620N par Chen et al. [2012] pour maintenir le talon décollé en simulation quasi statique**.**

La Figure 79 résume la modélisation multicorps rigide avec les insertions musculaires et ligamentaires principales.

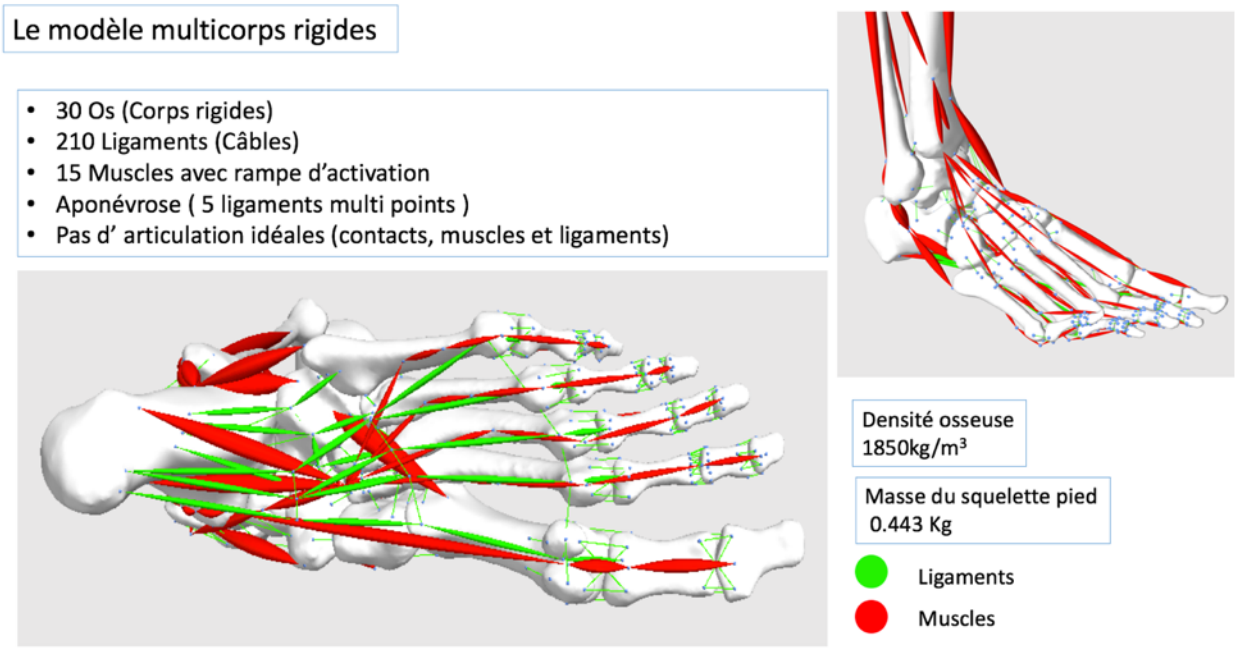


Figure 79 :Le modèle multicorps rigides

1.3. Génération du maillage élément finis

Nous avons ensuite utilisé un outil développé par la société Texisense afin de générer de manière automatique le maillage éléments finis. L'outil « TexiMesher » a permis une discrétisation volumique des tissus mous à partir des objets surfaciques représentant la peau, la graisse, les muscles et utilisant la surface des os pour s'assurer de ne pas remplir d'éléments finis les corps rigides. Cela aboutit à plusieurs sous domaines délimités constituant un continuum.
Ce générateur de maillage utilise des algorithmes favorisant, quand cela est possible, l'utilisation d'éléments de type hexaèdre afin d'éviter le mécanisme de locking des tétraèdres dans la modélisation de matériaux quasi incompressibles.

Le pied modélisé ici possède 142 060 éléments avec un maillage discrétisé tous les 3mm (Figure 80) :

1. 18 784 hexaèdres
2. 38 774 pyramides
3. 56 655 tétraèdres
4. 27 847 prismes

Pour un total de 66 362 nœuds reliant ces éléments.

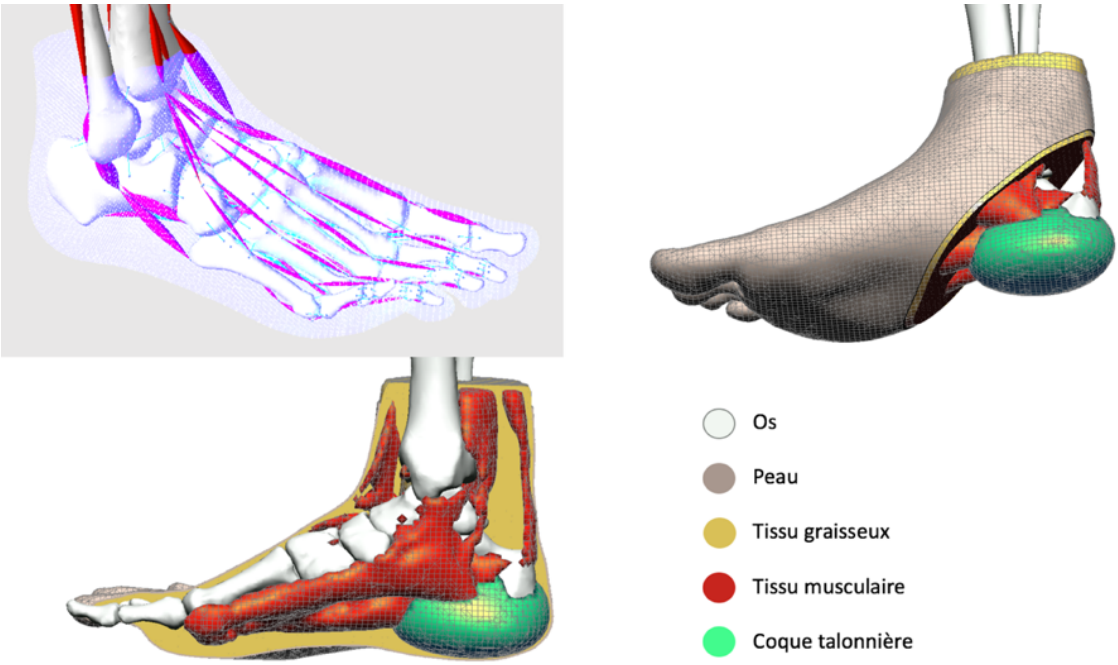


Figure 80 : Modèle éléments finis des tissus mous et couplage corps rigides osseux

1.4. Lois de comportement des matériaux

Afin de tenir compte des différents tissus mous constituant le pied, nous avons utilisé des lois de comportement spécifiques à chaque type de tissu (peau, graisse, muscle et coque talonnière). Dans la suite des travaux de notre équipe de recherche (Luboz et al. [2015]), nous avons proposé des matériaux hyperélastiques suivant une loi de Neo-Hooke pour modéliser les non-linéarités géométriques observées lors de déformations des tissus mous du pied. Cette loi est caractérisée par une énergie de déformation W du type :

$$W= C_{10}(I_1-3) + (J-1)^2/D$$

I_1 étant le premier invariant du tenseur de déformation de Cauchy-Green, C_{10} un paramètre caractérisant la raideur du matériau, J le déterminant du tenseur gradient de la déformation F, et D un paramètre matériel caractérisant l'incompressibilité du tissu mou modélisé (ou bulk modulus). Il est intéressant de noter que les deux paramètres matériels C_{10} et D peuvent permettre de calculer deux paramètres mécaniques souvent utilisés en élasticité, en l'occurrence le module de Young E (ici le module de Young équivalent pour des petites déformations) et le taux de Poisson ν, avec : $E \approx 6*C_{10}$ et $D=(1-2\,\nu)/C_{10}$.

Pour ce qui concerne les différents tissus mous de notre modèle de pied, nous avons donc retenu les paramètres mécaniques équivalents suivants pour les lois Néo-Hooke correspondantes (Luboz et al. [2015]) :

- Peau : Module de Young E = 200kPa et coefficient de poisson ν=0,485 ;
- Tissu adipeux : Module de Young E = 30kPa et coefficient de poisson ν=0,490 ;
- Tissu musculaire : Module de Young E = 60kPa et coefficient de poisson ν=0,495 ;
- Coque talonnière : Module de Young E = 100kPa et coefficient de poisson ν=0,499.

1.5. Environnement de programmation et simulation

Les simulations biomécaniques ont été réalisées avec le Framework Artisynth (Figure 81) dans l'environnement de développement Eclipse avec programmation en Java. Artisynth (www.artisynth.org) est une plateforme open-source développée par des chercheurs de l'Université de British Columbia (UBC, Vancouver, Canada) qui intègre un module de modélisation par éléments finis avec un schéma de résolution semi-implicite permettant une implémentation extrêmement efficace des couplage entre structures éléments finis et système multi-corps (Stavness et al. [2011]), avec une gestion très performante des contacts de type os/os, os/tissus mou ou tissus mous/tissus mous.

Les résolutions numériques de nos simulations de mise en charge se font avec des pas de temps qui varient de 0,00002 à 0,0005 secondes, du fait du grand nombre d'éléments et de la nécessité d'avoir un petit pas de temps pour assurer la convergence à chaque pas. Par contre, les simulations corps rigides sans éléments finis se font avec des pas de temps de 0,1 à 0,001 secondes en fonction de la cinématique à observer.

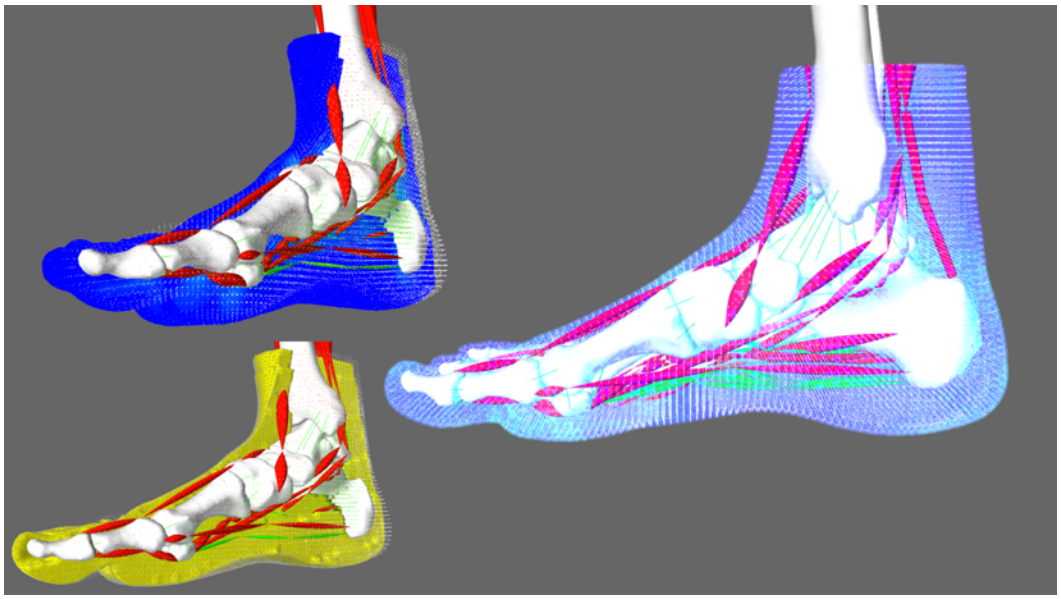


Figure 81 : Rendu du modèle dans l'environnement de développement Artisynth

2. Evaluation et Validation à la mise en charge

Une fois le modèle développé, il est important de l'évaluer et de le valider afin de pouvoir l'utiliser dans un objectif clinique. Pour cela, nous avons vu dans le chapitre 3 qu'il existe plusieurs méthodes pour valider un modèle éléments finis du pied. Ainsi, nous allons voir dans cette première étude l'intérêt du modèle dans la prédiction des contraintes du pied à la mise en charge.

Notre objectif lors de ce travail de thèse était de concevoir un modèle musculo squelettique et éléments finis du pied humain, qui soit cohérent non seulement en terme d'anatomie, mais aussi de modélisation biomécanique. Cela sous-entend que ce modèle patient-spécifique devrait pouvoir répondre de manière réaliste à différents types de simulation sans avoir à modifier les paramètres propres du modèle. Dans la littérature, Gefen et al. [2000] a démontré que pour évaluer un modèle biomécanique de pied de type éléments finis, il était nécessaire, dans le cadre d'une simulation de mise en charge, de comparer les pressions plantaires réelles du sujet avec les pressions simulées par cette modélisation de mise en charge du pied.

Pour cela, il a donc fallu intégrer, en entrée du modèle, les données de pressions plantaires mesurées, mais aussi concevoir un modèle numérique de plate-forme baropodométrique permettant de monitorer les pressions plantaires simulées. Nous allons donc décrire, dans un premier temps, ce qu'est la baropodométrie, puis dans un second temps, détailler l'évaluation du modèle par l'intermédiaire des pressions plantaires lors d'une simulation de mise en charge dynamique du modèle de pied sur plate-forme virtuelle.

2.1. La Baropodométrie

2.1.1. Principe de fonctionnement

La baropodométrie peut être considérée comme l'examen complémentaire du Podologue. La décomposition du mot permet d'en comprendre la signification : « baro » la pression, « podo » le pied, « métrie » la mesure. On la retrouve dans la littérature aussi sous le terme de pédobarographie. C'est donc un outil qui permet de quantifier les pressions qu'exerce le pied sur un support.
Le pied, lors de la mise en charge, va exercer une force sur le support, cette force pouvant, si elle est rapportée à une surface, nous donner une information de pression. La Baropodométrie permet ainsi d'analyser la variation des pressions et des forces exercées par le pied sur un support au cours du temps.
Il existe différentes technologies de capteurs, différents systèmes de mesure, ainsi que différentes caractéristiques des systèmes.

Les technologies de capteurs :

- Les capteurs résistifs : la résistance électrique décroît avec l'augmentation de force appliquée sur le capteur. Il en résulte une variation du voltage traduite en variation de pression.
- Les capteurs capacitifs : ces capteurs sont basés sur le fait que la capacité d'un condensateur peut varier en fonction de la distance séparant deux électrodes.

Les systèmes de mesure :

- La plate-forme (Zebris, Footscan, Winpod, Emed ….),
- La piste (Gaitrite, Zebris, Wintrack …),
- Les semelles embarquées (F-Scan, Pedar …),
- Les capteurs isolés (Walkinsense, Medicapteur …).
- Les chaussettes (Texisense) : Muro et al. [2014] a démontré qu'un nombre restreint de capteurs pourrait être l'équivalent d'une orthèse hautement résolue pour l'analyse du pied. La difficulté avec l'analyse du pied vient du fait que le dispositif de mesure ne permet l'analyse que dans la région plantaire. Dans le cadre d'un projet ANR, une chaussette capteur de pression permettant l'analyse aussi bien sur le coup de pied, sous la voûte plantaire, au niveau des orteils, ou encore autour du talon, a été développée. Ce projet s'est intégré au travail de thèse dans l'objectif de coupler la mesure de pression donnée par la chaussette avec un modèle biomécanique éléments finis du pied d'un sujet diabétique. Ce développement spécifique a fait l'objet d'une publication dans IRBM, Perrier et al. [2014].

  La Figure 82 présente la chaussette de Texisense et sa cartographie extrapolée .

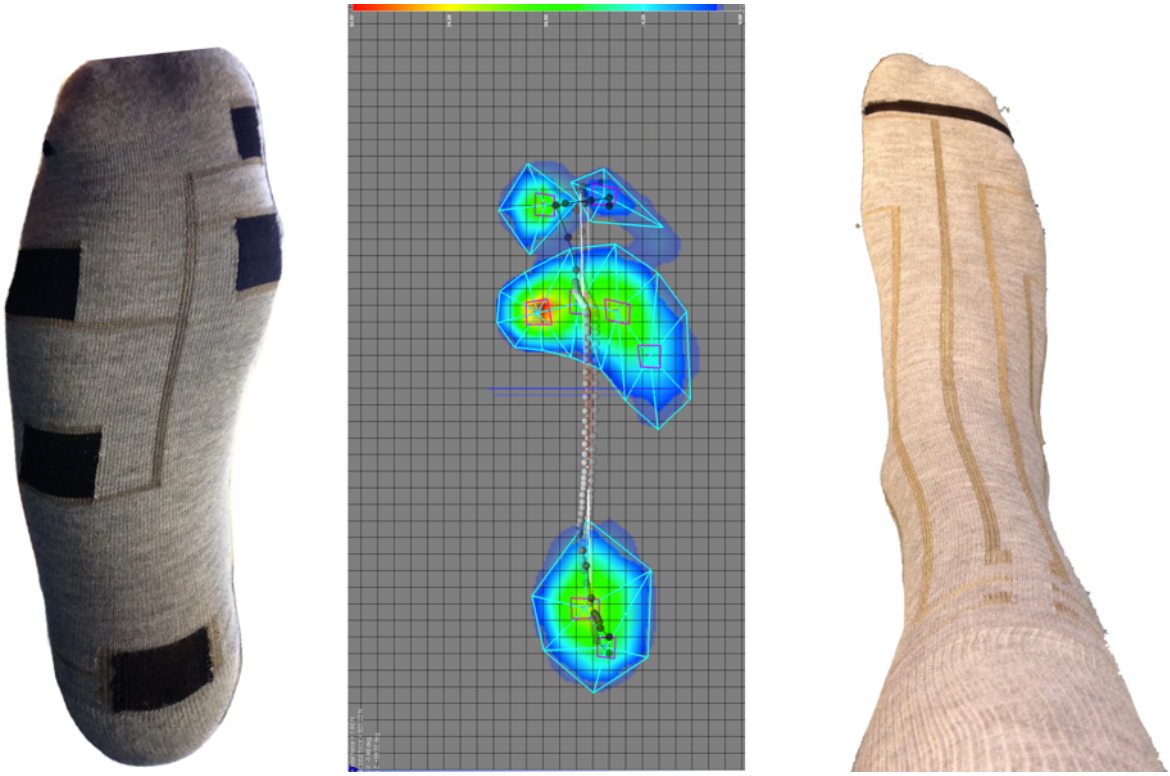


Figure 82 : Chaussette Texisense, développée dans le cadre de l'ANR IDS. à Droite : Bus conducteur et alimentation, Milieu : extrapolation des données issues de la chaussettes, Gauche : positionnement des capteurs sous le pied.

Les caractéristiques importantes des systèmes :

- Plage de mesure : correspond aux valeurs extrêmes en amplitude pouvant être mesurées par le capteur,
- La surface active : correspond à la surface recouverte de capteurs permettant une mesure effective des appuis,
- La résolution : correspond à la plus petite variation de forces de pression mesurable par le capteur, elle est de l'ordre du dixième de Newton,
- La densité de capteurs : ou résolution spatiale est le nombre de capteurs par centimètre carré. Les systèmes actuels possèdent 1 à 16 capteurs par centimètre carré, plus la résolution est élevée et plus le système sera capable de discriminer des zones d'appui,
- La fréquence de mesure : directement liée au temps de réaction du capteur et à la bande passante, la fréquence d'acquisition correspond au nombre d'enregistrements par seconde. Cette fréquence a une importance plus ou moins grande en fonction du type d'analyse. Un échantillonnage trop faible pénaliserait l'analyse de certains événements. Les dispositifs actuels ont des fréquences d'acquisition s'échelonnant de 40 Hz à 750 Hz,
- La précision : c'est certainement la caractéristique la plus variable dans les systèmes de mesures actuels, car en fonction de la technologie, ces derniers peuvent être sensibles à des variations de température. La précision est donc la capacité qu'a un capteur ou un système à fournir une mesure aussi proche possible de la vraie valeur. Une étape de calibration est nécessaire, qu'elle soit faite en usine ou avant chaque mesure.

L'I-Fab (International Foot and Ankle Biomechanics Community) a défini des recommandations techniques pour les dispositifs de mesure.

Ainsi, Giacomozzi et al. [2010] a présenté la plateforme ZEBRIS comme étant une des plates-formes les plus fiables. C'est donc avec ce dispositif que nous avons décidé de mener nos validations.

2.1.2. Analyse des données et métriques

Nous allons décrire dans ce paragraphe les différents paramètres nécessaires à la compréhension de l'analyse des données.

2.1.2.1. La cartographie de pression

Que l'enregistrement se fasse à l'aide d'une plate-forme ou de semelles embarquées, nous obtenons une valeur mesurée à chaque échantillonnage pour chacun des capteurs. Afin de convertir cet ensemble de mesures de manière visuelle, un fichier est généré présentant un formatage bien spécifique permettant l'intégration des pressions sous forme de matrice. La matrice a pour dimension en rangée le nombre de capteurs maximum sur la largeur du dispositif et en colonne, le nombre de capteurs maximum sur la longueur. La Figure 83 image A correspond au tableau regroupant l'ensemble des valeurs sur un enregistrement ou « Frame ». Les valeurs vont de zéro à un maximum correspondant à la pression la plus haute enregistrée lors de cet instant. La Figure 80B correspond au même tableau avec une mise en forme conditionnelle pour laquelle nous avons utilisé un code couleur proportionnel à la valeur du capteur. Ainsi, les valeurs les plus faibles enregistrées par les capteurs sont en bleu et les plus élevées sont en rouge. Enfin, sur la Figure 80C, nous avons la visualisation générée par le logiciel du capteur avec le lissage des valeurs, et une échelle adaptée à la matrice de pressions en cours de lecture. Il faut donc faire attention au fait que la couleur ne veut pas forcément dire pression élevée, mais pression la plus importante par rapport aux autres lors de cet enregistrement.

2.1.2.2. Le pic de pression

La visualisation en pic de pression correspond à la plus grande valeur de pression enregistrée par chacun des capteurs sur l'ensemble de l'enregistrement. Le pic de pression est utile aux cliniciens car il permet de connaître la zone qui a la contrainte ponctuelle la plus importante. Cela peut guider par exemple le Podologue dans le choix du matériau amortissant sur une zone donnée. Ce paramètre donne une information d'intensité de pression, de localisation, mais ne renseigne par sur la durée d'appui dans la zone.

2.1.2.3. La pression moyenne

La pression moyenne correspond à la moyenne des valeurs enregistrées par chacun des capteurs sur l'ensemble de l'enregistrement. La cartographie de pression moyenne renseigne le clinicien sur une norme de pression courante sur une région donnée.

2.1.2.4. La surface

La surface de contact est déterminée par le nombre de capteurs présentant une force ou une pression non nulle à un instant donné ou sur l'ensemble de l'enregistrement. Cette surface permet de relier la force à la pression et sa précision de mesure est dépendante de la surface du capteur.

2.1.2.5. La régionalisation

Orlin et al. [2000] ont démontré l'intérêt de la régionalisation pour l'analyse des pressions plantaires. La régionalisation consiste à créer des calques permettant de définir différentes régions à analyser sur le pied. On peut ainsi, en fonction du nombre de régions souhaitées,

définir l'empreinte baropodométrique selon des zones anatomiques. La Figure 80D montre l'analogie entre l'imagerie radiologique et les calques permettant de régionaliser les pressions. Bennetts et al. [2013] ont utilisé cette régionalisation comme support de classification des régions présentant des pics de pression plantaire chez les sujets diabétiques.

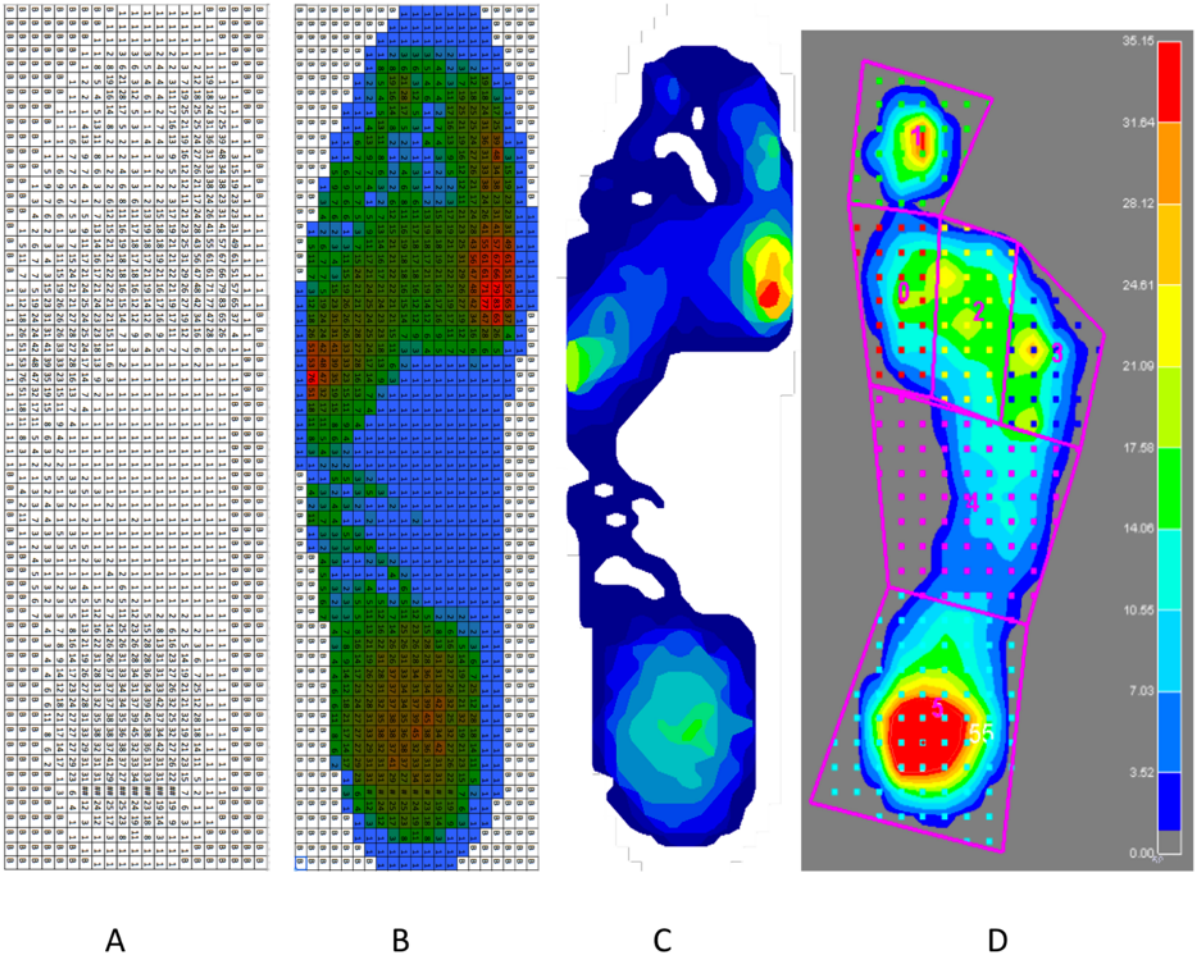


Figure 83 : A: Matrice de pression, B: Affichage conditionnel, C: Empreinte finale, D: régionalisation.

2.1.3. Modélisation d'une plateforme virtuelle

Afin de pouvoir comparer des mesures de pression réelle avec des données de simulation, nous avons modélisé en éléments finis une plate-forme de Baropodométrie présentant les mêmes caractéristiques de surface de capteurs que la plate-forme Zebris FDM- SX, soit 0,8 cm^2 par capteur.

Cette plate-forme présente 49 rangées de 41 colonnes de capteurs.
Les capteurs sont représentés par la face supérieure d'un élément cubique dont la surface est de 0,8 cm^2.
Cette plateforme est donc modélisée par une structure composée de 12 062 nœuds et 10 004 éléments : 9 244 éléments hexaèdres, 40 tétraèdres, 24 pyramides et 696 prismes.
Afin d'obtenir une plateforme ayant une rigidité importante, nous lui avons attribué la propriété d'un matériau linéaire avec un module de Young de 1MPa et un coefficient de Poisson de 0,485.
La plateforme est un parallélépipède qui présente 5 éléments de haut, 41 éléments de large et 49 éléments de long (Figure 84). Les couches les plus basses de la plateforme ont leurs nœuds fixés afin de simuler la liaison avec le sol.

Nous avons ensuite enregistré dans un fichier au format ascii la composante verticale de la force externe enregistrée au niveau des nœuds de surface, et afin d'obtenir une pression, nous l'avons divisée par la surface d'un capteur.
Nous obtenons donc un fichier ayant le même parsage qu'un fichier issu d'une plateforme Zebris. Cela nous permet de comparer les pressions obtenues par une simulation de mise en charge sujet spécifique avec celles issues de la mise en charge réelle du sujet.

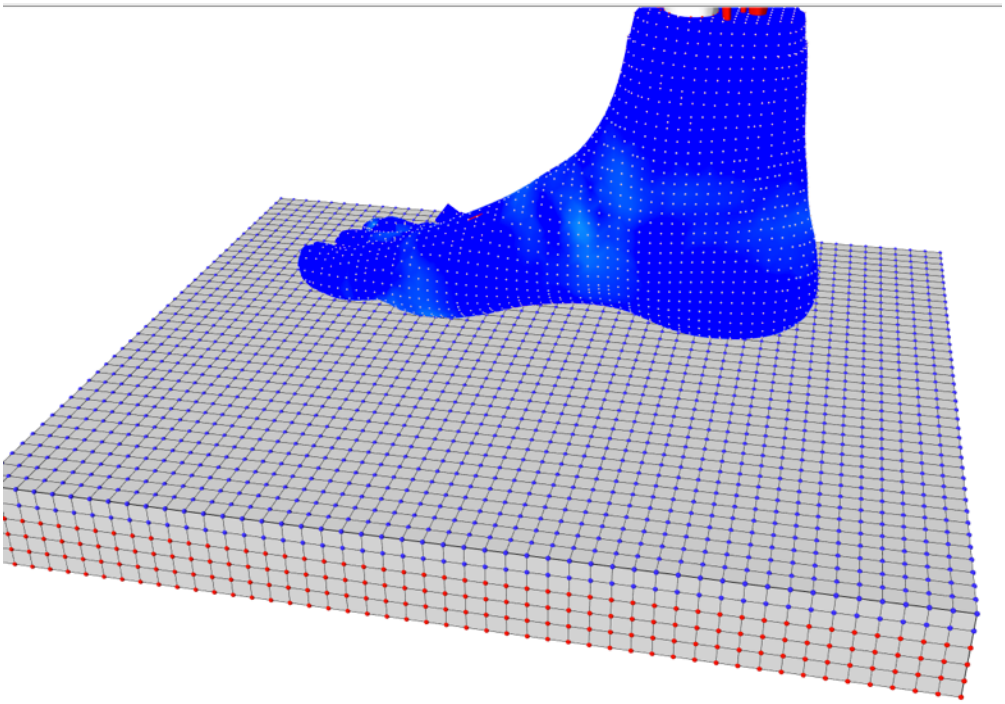


Figure 84 : Plateforme modélisée en éléments finis permettant l'export des mêmes métriques que la plateforme physique.

2.2. Etude 1 : Evaluation du modèle à la mise en charge

Perrier, A., Luboz, V., Bucki, M., Vuillerme, N., & Payan, Y. (2015). Conception and evaluation of a 3D musculoskeletal finite element foot model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1–2.

Introduction :

Afin de valider le modèle, nous avons choisi d'utiliser une méthodologie de validation directe décrite par Henniger et al. [2010]. Le consensus dans la littérature semble être, pour le pied humain, la comparaison entre les pressions plantaires réelles (PPR) d'un sujet et les pressions plantaires simulées (PPS) dans les mêmes conditions. Les travaux de la littérature menés dans cette voie ont comparé les contraintes de Von Mises (Von Mises stress) de la surface plantaire du pied, lors de la mise en charge, avec les pressions plantaires relevées sur plate-forme baropodométrique. Le plus souvent, les comparaisons concernent les distributions des pressions plantaires, le pic de pression dans chacune des régions, et la surface de contact. Il est à noter que le pic de pression simulé dans la modélisation éléments finis est souvent bien plus important que le pic de pression mesuré (Cheung et al. [2005], Yu et al. [2013]). Étant donné que les auteurs comparent des pressions plantaires issues de mesures sur plate-forme à des pressions cutanées simulées, il existe un problème de résolution lié à la taille des éléments finis cutanés comparée à la dimension des capteurs (Razak et al. [2012]). C'est la raison pour laquelle nous avons créé la plate-forme baropodométrique éléments finis présentée ci-dessus, ayant les mêmes caractéristiques que la plate-forme du laboratoire permettant de récupérer la composante Y verticale des contraintes. Ainsi, il devient possible de comparer des métriques entre elles. La définition du cahier des charges d'un nouvel outil de lecture et d'analyse des données baropodométriques a permis d'aboutir au logiciel TexiLab développé par la société Texisense. Cet outil logiciel permet d'appliquer les mêmes traitements statistiques sur des données issues de métrologie simulées et réelles.

- Mesures expérimentales

Quatre essais de mise en charge du pied droit du sujet ont été réalisés sur la plateforme, partant d'une flexion dorsale de cheville à 2 cm du sol.

Le logiciel TexiLab permet la création d'un masque pour diviser l'empreinte en régions anatomiques d'intérêt.
La littérature propose un découpage de 5 à 7 régions pour l'analyse des données de pressions (Bennetts et al. [2013]). Ainsi, nous considérons les 6 régions suivantes (Figure 6D) :

- Région 0 : Zone en regard de la première articulation métatarso-phalangienne (MTP1).
- Région 1 : Zone en regard des phalanges de l'Hallux (Hallux)
- Région 2 : Zone en regard de la seconde et troisième tête métatarsienne (MTP2/MTP3)
- Région 3 : Zone en regard des têtes métatarsiennes 4 et 5 (MTP4/MTP5)
- Région 4 : Zone en regard du médio pied (middle foot)
- Région 5 : Zone en regard du talon (heel)

- La simulation de mise en charge

Définir les conditions aux limites pour une simulation est délicat. Les forces en présence doivent permettre de refléter la réalité que l'on souhaite évaluer.

Les études faisant appel à une mise en charge d'un modèle de pied sur le sol positionnent le pied au plus près du support ou avec un faible contact. Puis la simulation de mise en charge est lancée. Cela permet d'utiliser une statique de départ mais ne tient pas compte de l'inertie de contact lors de la mise en charge du pied. Afin de se rapprocher de la réalité clinique, nous proposons de prendre en compte cette inertie de contact en définissant les conditions aux limites suivantes qui permettent au modèle de subir la gravité et les forces musculaire avant la pose du pied au sol :

- Densité osseuse : 1850kg/m^3
- Poids total du pied de 1,573 kg
- Masse du tibia de 40 kg, pour représenter un sujet de 83 kg.
- Gravité : 9,807 m/s^2
- Activations musculaires : dans un premier temps, il y a une contraction des muscles long extenseur de l'Hallux et long extenseur des Orteils. Dans un second temps, il y a relâchement de ces muscles puis contraction du long Fibulaire et du Triceps.
- Un indice de friction de 0,1 a été implémenté entre le modèle de pied et la plateforme éléments finis, (Tadepalli et al. [2011]).
  La plateforme de Baropodométrie a ses nœuds inférieurs fixés, afin de simuler une liaison solide entre la plateforme et le sol.

- Validation du modèle
  - Sur les données de pressions réelles (Figure 85-1,84-2,84-3,84-4) : à partir du masque décrit précédemment, nous avons calculé la pression moyenne et le pic de pression dans chacune des régions pour chacun des 4 enregistrements.

  - Sur la simulation de mise en charge (Figure 84-5) :

La composante verticale des forces externes appliquées à chaque nœud superficiel rapportée à la surface d'un capteur nous donne une pression. Lors de la mise en charge, une succession de matrice de pressions a été enregistrée. Nous avons ensuite appliqué le même masque que pour la simulation précédente et calculé sur la moyenne de l'enregistrement, les pressions moyennes et pics de pression dans chaque zone.

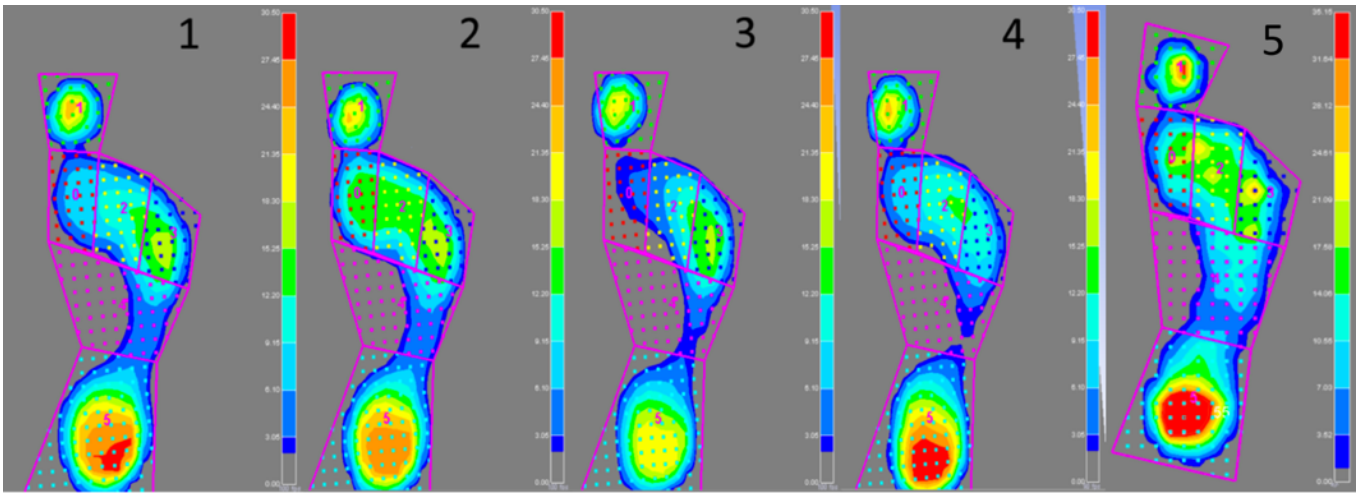


Figure 85 : de 1 à 4, 4 essais réels de mise en charge, 5: simulation complète de mise en charge

Les résultats présentés dans les Tableau 8 et Tableau 9 correspondent aux valeurs de pression moyenne, pression maximale et surface de contact pour chacun des essais et simulation.

Résultats :

Tableau 8 : Les pressions réelles (N/cm2) pour les 4 essais : Pression moyenne (P moy) et Pression maximale ou pic de pression (P max) ainsi que la Surface de contact (cm2)

		Essai 1		
Régions	Zone Anatomique	P moy	P max	Surface
Région 0	MTP1	0,9	9,5	20,2
Région 1	Hallux	1,6	25,5	22,4
Région 2	MTP2/MTP3	2,4	14	20,2
Région 3	MTP3/MTP4	4,8	18	19,5
Région 4	Médio pied	1	13	41,2
Région 5	Talon	7,3	29	57,1
		Essai 2		
Région 0	MTP1	2,2	16	19,5
Région 1	Hallux	2,1	24,5	21,7
Région 2	MTP2/MTP3	3,6	15,5	20,2
Région 3	MTP3/MTP4	4,8	18	20,2
Région 4	Médio pied	1,2	12,5	41,2
Région 5	Talon	6,5	26,5	61,4
		Essai 3		
Région 0	MTP1	0,3	3,5	18,8
Région 1	Hallux	1,6	22	21
Région 2	MTP2/MTP3	3,3	12,5	22,4
Région 3	MTP3/MTP4	4,8	16,5	19,5
Région 4	Médio pied	0,6	11	40,5
Région 5	Talon	3	21	63,6
		Essai 4		
Région 0	MTP1	0,6	10	20,2
Région 1	Hallux	1,8	25	21,7
Région 2	MTP2/MTP3	2,3	14,5	20,2
Région 3	MTP3/MTP4	2,7	14	19,5
Région 4	Médio pied	0,4	8	41,2
Région 5	Talon	7,1	30,5	61,4

Tableau 9 : Pressions Réelles (en N/cm2) et surface (en cm2) de contact pour les 4 essais : Moyenne et écart type des pressions moyennes, pic de pression et surface

Régions	Moyenne P moy	Ecart Type P moy	Moyenne P max	Ecart Type P max	Moyenne Surface	Ecart Type Surface
Région 0	1,0	0,8	9,8	5,1	19,7	0,7
Région 1	1,8	0,2	24,3	1,6	21,7	0,6
Région 2	2,9	0,6	14,1	1,3	20,8	1,1
Région 3	4,3	1,1	16,6	1,9	19,7	0,4
Région 4	0,8	0,4	11,1	2,3	41,0	0,4
Région 5	6,0	2,0	26,8	4,2	60,9	2,7

Tableau 10 : Comparaison entre pressions réelles et pressions simulées

		Pressions Plantaires Réelles PPR N/cm2		
Région	Zone Anatomique	Moyenne P moy	Moyenne P max	Surface
Région 0	MTP1	1,0	9,8	19,7
Région 1	Hallux	1,8	24,3	21,7
Région 2	MTP2/MTP3	2,9	14,1	20,8
Région 3	MTP3/MTP4	4,3	16,6	19,7
Région 4	Médio pied	0,8	11,1	41,0
Région 5	Talon	6,0	26,8	60,9

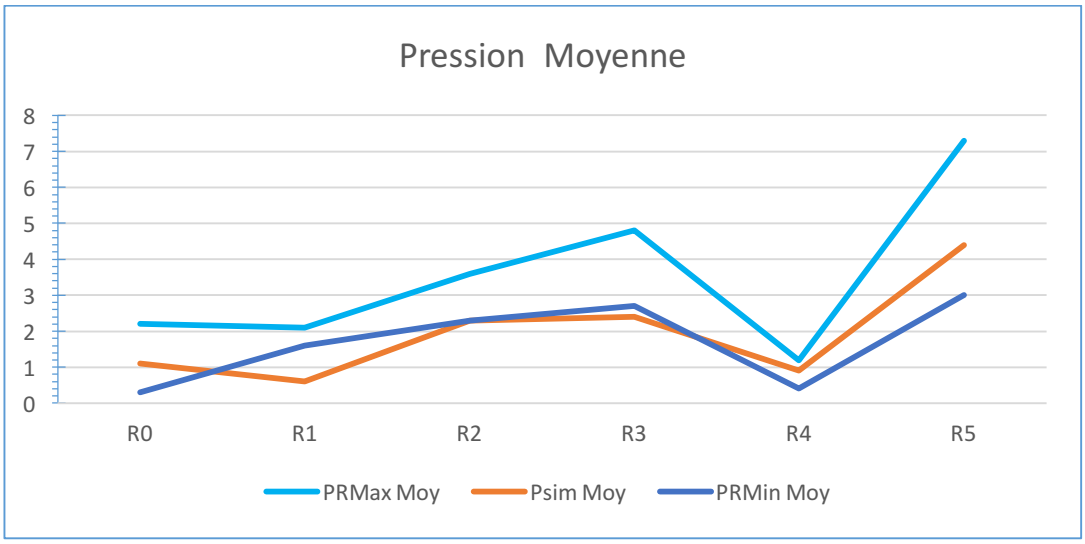
		Pressions Plantaires Simulées PPS N/cm2		
Région	Zone Anatomique	Moyenne P moy	Moyenne P max	Surface
Région 0	MTP1	1,1	12,2	23
Région 1	Hallux	0,6	20,3	31
Région 2	MTP2/MTP3	2,3	15,9	26
Région 3	MTP3/MTP4	2,4	17,5	24
Région 4	Médio pied	0,9	8,1	64
Région 5	Talon	4,4	35,2	71

		Différence (PPS – PPR) N/cm2		
Région	Zone Anatomique	Moyenne P moy	Moyenne P max	Surface
Région 0	MTP1	0,1	2,5	3,3
Région 1	Hallux	-1,2	-4,0	9,3
Région 2	MTP2/MTP3	-0,6	1,8	5,3
Région 3	MTP3/MTP4	-1,9	0,9	4,3
Région 4	Médio pied	0,1	-3,0	23,0
Région 5	Talon	-1,6	8,5	10,1

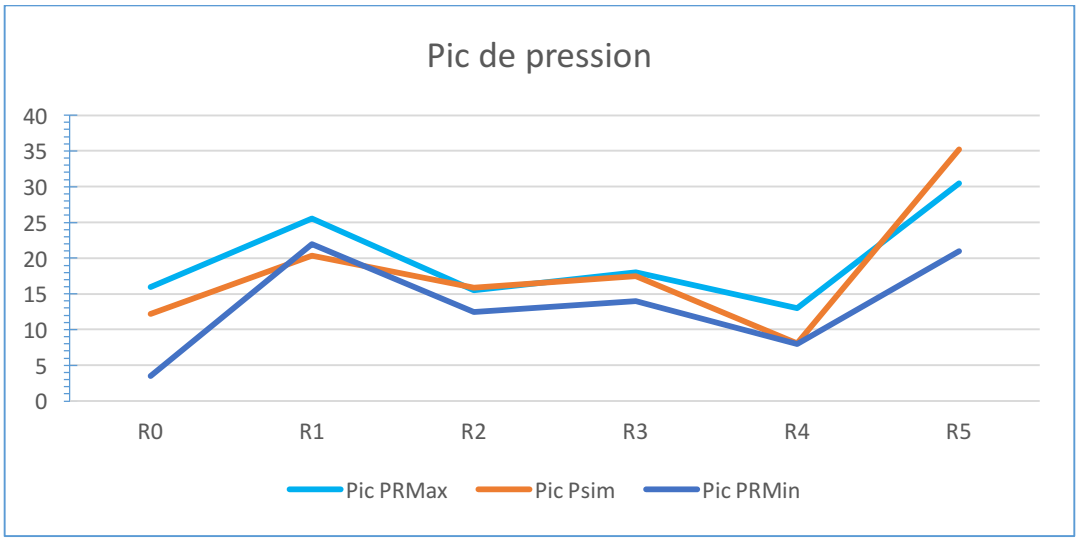
Le tableau 10 présente les résultats de calcul de la pression moyenne, du pic de pression et de la surface de contact, pour chacune des 6 régions du pied.

Tableau 11 : Tableau présentant les valeurs minimum et maximum des pressions moyennes et pics de pression, par région, ainsi que la valeur simulée

	R0	R1	R2	R3	R4	R5
PRMax Moy	2,2	2,1	3,6	4,8	1,2	7,3
Psim Moy	1,1	0,6	2,3	2,4	0,9	4,4
PRMin Moy	0,3	1,6	2,3	2,7	0,4	3
	R0	R1	R2	R3	R4	R5
Pic PRMax	16	25,5	15,5	18	13	30,5
Pic Psim	12,2	20,3	15,9	17,5	8,1	35,2
Pic PRMin	3,5	22	12,5	14	8	21



Graphique 1 : Corridor des pression moyennes réelles (en N/cm2) sur 4 essais et pression moyenne simulée par régions



Graphique 2 : Corridor des pics de pression (en N/cm2) sur 4 essais et pic de pression simulée par régions

<u>Interprétations :</u>

Le Graphique 1 et le Tableau 11 montrent pour chaque région les valeurs de pressions moyennes maximums et minimums réelles mesurée ainsi que la valeur simulée (orange). On remarque que 5 régions sur 6 ont leur valeur simulée proche ou dans le corridor des mesures réelles, avec les régions 0, 2, 4, et 5 incluses dans le double écart type.
Le Graphique 2 montre pour chaque région les valeurs maximums et minimums réelles de pics de pressions mesurées ainsi que la valeur simulée (orange). On remarque que 5 régions sur 6 ont leur valeur simulée proche ou dans le corridor des mesures réelles, avec les régions 0, 3, 4 incluses dans le double écart type.

Les valeurs entre le pic de pression, la pression moyenne pour la simulation et la mesure réelle semblent réalistes d'un point de vue quantitatif. Le maximum de différence est de 8,5 N/cm^2 et concerne le pic de pression simulée en regard du talon. Pour la majorité des régions, la différence entre valeur de mise en charge réelle et simulée se trouve dans l'écart type des 4 essais de pression réelle. Par exemple, pour la région des deuxième et troisième articulations

métatarso-phalangiennes, l'écart type des pressions moyennes réelles est de 0,6 N/cm^2 et la différence réelle simulée est de 0,6 N/cm^2.
Pour la région des quatrième et cinquième têtes métatarso-phalangiennes, l'écart type du pic de pression est de 1,9 N/cm^2 et la différence Pic Réel, Pic Simulé est de 0,9 N/cm^2.
Il faut souligner les différences entre les surfaces mesurées et les surfaces simulées, notamment la surface de contact du médio pied de 23 cm^2 (Tableau 10 partie 3). Alors que la plateforme réelle n'est sensible qu'à 1 N, la plateforme virtuelle n'a pas cette limitation, ainsi, il y a plus de capteurs virtuels ayant été activés. Le médio pied étant la région la plus grande, 23 cm^2 de différence semble cohérent si l'on considère que les limites de contact du pied peuvent avoir un appui inférieur à 1 N et donc vont activer plus de capteurs que la plateforme réelle.

La grande variabilité intra individuelle sur plusieurs cycles de marche montre le caractère adaptatif du pied. Une simulation ayant des conditions aux limites proches de la réalité dynamique permet ainsi d'obtenir une estimation des pressions cohérente avec la variabilité du sujet. Le facteur limitant étant ici les conditions aux limites de l'unique simulation. Pour pouvoir être encore plus réaliste, il serait nécessaire d'intégrer les données cinématiques de différentes mesures réelles afin de réaliser pour un même pied les simulations répondant à la variabilité du pas.

Conclusion :
La simulation de mise en charge de notre modèle éléments finis musculo-squelettique semble réaliste en terme de valeur de pression (tant moyenne que maximum) d'interface avec le support. De plus, la forme de l'empreinte est cohérente entre la simulation et les différents essais de mise en charge du patient. Les conditions aux limites, imposant une flexion dorsale avant la mise en charge, permettent d'avoir une simulation dynamique de l'attaque du pas au sol, en prenant en compte le maximum de données mécaniques comme les masses des différentes structures ou encore la gravité.
Le point le plus délicat en ce qui concerne les choix initiaux est le coefficient de friction. Dans nos simulations, un coefficient de friction supérieur à 0,1 entraine des déformations extrêmes conduisant à des éléments inversés. Cela semble dû à la différence de taille des éléments du maillage éléments finis du pied et du maillage éléments finis de la plateforme, le contact étant déterminé par l'intersection des nœuds du maillage du pied avec la face d'un élément du maillage de la plateforme.
Il est à noter que les données de pressions comparées sont plus réalistes que dans la littérature ; il est impossible de savoir si cela est lié au modèle biomécanique. Cependant, nous faisons remarquer que c'est la première étude utilisant une plateforme simulée servant à remonter les données de pressions lors de la mise en charge. Les articles, utilisant comme validation la méthode de mise en charge, s'intéressent aux contraintes cutanées et sont donc confrontés à un problème de résolution dans la comparaison des données. En effet, ces articles comparent des valeurs ayant pour résolution la surface du capteur physique, souvent 0.8 cm^2, avec la force exercée sur la surface du maillage dépendant de la résolution des éléments. Ainsi la variable surface peut expliquer les différences.

Perspectives :
Disposer d'un modèle permettant la mise en charge réaliste, sur un support, donne accès à d'autres simulations. Par exemple, nous pouvons dès à présent simuler la mise en charge sur orthèse plantaire et observer les déformations des tissus mous et la réorganisation du squelette. Cela ouvre des perspectives importantes pour le design et l'évaluation des orthèses plantaires. De plus, ce modèle pourrait permettre la mise en place de processus itératifs afin de générer des

orthèses répondant à un objectif spécifique. Par exemple, la Figure 86 présente une orthèse répondant à un objectif de répartition optimale des pressions plantaires.
La réduction de modèle, technique permettant par l'intermédiaire des statistiques de restreindre le temps de calcul, apportera une autre dimension au modèle. L'étape suivante consiste en la simulation d'un grand nombre de conditions aux limites, simulant les différents pas, sauts, demi tours, afin d'obtenir les champs de déplacement et déformation du modèle. La validation ultime sera la comparaison du modèle avec ces différentes situations de la vie quotidienne.

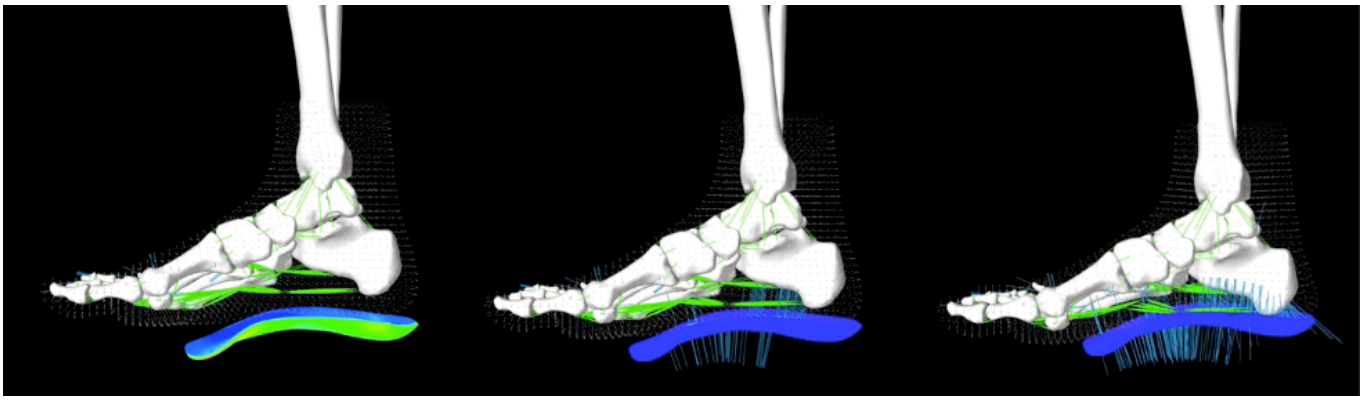


Figure 86 : Simulation de mise en charge du pied sur une orthèse plantaire

3. Evaluation et Validation en chaine ouverte par activation musculaire

Notre modélisation musculo-squelettique par corps rigides couplés à un maillage éléments finis a été évaluée pour des simulations de mise en charge dynamique du pied. Il est cependant important que le système modélisé permette d'autres conditions aux limites. Ainsi, nous avons voulu tester la pertinence du modèle dans des simulations de contraction des muscles du pied.

L'hypothèse est donc la suivante : un modèle réaliste patient-spécifique doit être capable de produire, pour un schéma de contraction musculaire à définir, des amplitudes cinématiques cohérentes avec la cinématique réelle du sujet lors de la même tâche motrice.

Cette dernière partie de ce chapitre débutera par un rappel de connaissances pré requises puis nous aborderons l'évaluation du modèle de pied par activation musculaire issue de l'électromyographie. Enfin, nos évaluations nous permettront d'aborder les limites et perspectives de notre modèle biomécanique.

3.1. L'Électromyographie : EMG

Adrian et al. [1929] ont défini les bases théoriques du recueil de l'activité électrique des muscles *in vivo*. L'utilisation de deux électrodes leur a permis de mesurer la différence de potentiel se produisant à la contraction d'un muscle. Ce sont les premiers à avoir mis en lien le muscle, sa fonction, et une activité électrique en relation. Basmajian et al [1985] ont résumé l'électromyographie comme « *l'étude de la fonction du muscle au travers de l'analyse du signal électrique émanant de celui-ci* ». Pour Staudenmann et al. [2010], le signal enregistré correspond à la « *somme des potentiels d'action d'unité motrice générée par le champ de l'électrode* ».

Afin d'enregistrer ce signal, il existe deux méthodes utilisées en AQM :

- L'EMG surfacique :

C'est une analyse surfacique par électrodes autoadhésives ou positionnables par contention, qui permet l'étude d'un groupe musculaire (Perry et al. [1992]).

- L'EMG piquée :

C'est une analyse intramusculaire par électrode sous forme d'aiguille qui permet l'étude d'un muscle unique de manière plus fiable que l'EMG surfacique (Bogey et al. [2000] et n'altère pas la fonction mesurée (Jacobson et al. [1995].

Pour les muscles de la cheville, il n'y a pas de consensus d'utilisation. Ainsi, Chimera et al [2009] utilisent des EMG surfaciques sur les muscles TA, GM, GL et concluent sur une bonne mesure temporelle des activités musculaires. Chapman et al [2010] préfèrent l'intramusculaire sur les muscles TA, TP, LF, Sol, GM et concluent à une bonne représentation des amplitudes et activités musculaires d'un muscle dans son ensemble.

Nous avons donc, pour cette étude, décidé d'utiliser les deux procédures, dont les descriptions respectives seront détaillées dans le protocole.

Le traitement du signal EMG recueilli est une étape indispensable. En effet, ce signal est bruité et donc peu interprétable pour le clinicien.

- Filtrage utilisé pour cette étude :
  Il faut normaliser le signal EMG à partir de l'amplitude de l'enveloppe du signal en relation avec la contraction volontaire maximale. On obtient ainsi une courbe représentant le profil d'activation EMG en tant que pourcentage de force maximale volontaire. Nous n'avons cependant ici aucune information sur l'intensité de cette force.
- Etapes du filtrage :
  - Offset en soustrayant la moyenne.
  - Un filtre passe-bande de type Butterworth d'ordre 8 avec comme bande haute 20 Hz et basse 600 Hz.
  - Redressement du signal.
  - Pour l'enveloppe : un filtre passe bas de type Butterworth d'ordre 4 avec comme fréquence de coupure 18 Hz.
  - Normalisation par rapport au maximum dynamique.

Nous obtenons ainsi une courbe codée entre 0 % et 100 % de l'intensité du signal électrique enregistré lors d'une contraction maximale.

3.2. Etude 2 : Evaluation et validation cinématique du pied sous activation musculaire

Introduction

Le pied humain est une structure complexe présentant la caractéristique d'être souple lors de la phase oscillante du cycle de marche alors qu'il se rigidifie au cours de la phase d'appui.
La phase oscillante est une phase cruciale du cycle de marche car elle permet de pré positionner le pied afin de le préparer à réaliser un cycle de marche répondant au besoin fonctionnel. Pour cela, l'ensemble du pied doit être capable de se déformer sous l'action seule des muscles. Les muscles extrinsèques pilotent les mouvements du pied par rapport à la jambe. Ainsi, afin de générer un mouvement de flexion-extension, ou encore d'abduction-adduction, le travail synergique de plusieurs muscles est nécessaire.
Dans le cadre de nombreuses pathologies neurologiques, la perte de contraction volontaire de certains muscles ou leur contraction excessive entrainent des complications lors du cycle de marche. Le traitement proposé aux patients a pour objectif de compenser cette activité musculaire anormale, afin de permettre une cinématique du pas non invalidante. Un modèle musculo-squelettique éléments finis du pied permettrait de comprendre et de tester des hypothèses de traitement, à la fois chirurgicale comme les transferts tendineux et aussi médicale comme l'injection de toxine botulinique.
Aucune étude ne s'est intéressée à la mobilité polysegmentaire du pied en décharge sous action musculaire avec une approche éléments finis ou multicorps rigides en dynamique directe. Notre hypothèse est que notre modèle étant conçu pour répondre à l'ensemble des fonctions du pied, il doit pouvoir se déformer et produire une cinématique proche de celle du sujet réel. Pour cela, il est nécessaire d'obtenir, pour une cinématique donnée, les activités musculaires associées.

Matériel et méthodes :

- La construction des modèles par analyse du mouvement et simulation numérique.

Afin de comparer les cinématiques du pied simulé avec celles du pied réel, il a fallu construire des repères associés à chaque cas. De plus, l'analyse du mouvement étudiant en général des modèles simplifiés du membre inférieur, il a fallu suivre et étudier les structures anatomiques équivalentes sur les pieds réel et simulé. Nous avons ainsi choisi de comparer la mobilité globale du pied en regardant l'évolution de l'angle 3D formé par le segment tibia et le segment pied.

Le segment tibia est défini par :

- Le centre de masse du tibia,
- Le centre de masse du talus.

Le segment pied est défini par :

- Le centre de masse talus,
- Le centre de la tête du second métatarsien car correspond à l'axe du pied.

En analyse du mouvement, la cinématique est calculée à partir de marqueurs cutanés. Il est nécessaire d'utiliser des équations de régression afin d'exprimer, en pourcentage et dans un repère donné, la position d'un marqueur virtuel.
Cependant, il n'est pas habituel en routine clinique de pouvoir se raccrocher à une imagerie pour le positionnement de ces marqueurs virtuels. Pour cette étude, nous avons donc, dans un premier temps, calculé la position des centres de masse du tibia, du talus et du centre de la tête de M2 dans le repère du modèle élément finis. Nous avons dû construire un repère associé à chaque marqueur virtuel afin de pouvoir calculer leurs positions dans les repères anatomiques du sujet réel. Nous avons ensuite exprimé ces positions par rapport aux marqueurs cutanés utilisés dans l'expérience.

Le tableau 12 suivant présente la construction du repère et le positionnement des marqueurs virtuels. Les abréviations sont décrites dans le chapitre 3 partie 2. Le pourcentage en X, Y, et Z correspond au pourcentage de longueur du vecteur unitaire dans les directions correspondantes.

Tableau 12 : Création des repères pour positionnement des marqueurs virtuels.

Marqueur virtuel	Origine	Calcul Origine	Vecteur unitaire	Grand axe	Plan	%X	%Y	%Z
COM_Talus	O_Bimal	Milieu des marqueurs R.Ankle et R.Ankle.Medial (V_R_Talus)	distance O_Bimal.R. Ankle	R.Ankle (externe)	R.Heel (talon ou CA pour leardini)	-8.0	-13.2	-47.9
COM_Tibia	O_Bimal	Milieu des marqueurs R.Ankle et R.Ankle.Medial (V_R_Talus)	distance O_Bimal.R. Ankle	R.Ankle (externe)	R.Knee (condyle externe)	21.4	379.3	4.6
SMH_Anat	O_SM	Milieu des marqueurs SMB et SMH	distance O_SM.SMB	SMB	R.FMB (ou base M1 issue du Scan)	-143.6	89.6	-64.2

Les Figure 87, Figure 88, Figure 89 présentent, dans l'environnement Cortex et Artisynth, les constructions de marqueurs virtuels et les repères en lien avec l'imagerie CT-Scan et EOS.

Le marqueur virtuel COM_Talus correspond, dans le repère laboratoire, au positionnement du centre de masse calculé sur l'os Talus tel qu'il est modélisé sous Artisynth. La Figure 84 montre son positionnement dans l'imagerie médicale et le modèle AQM.

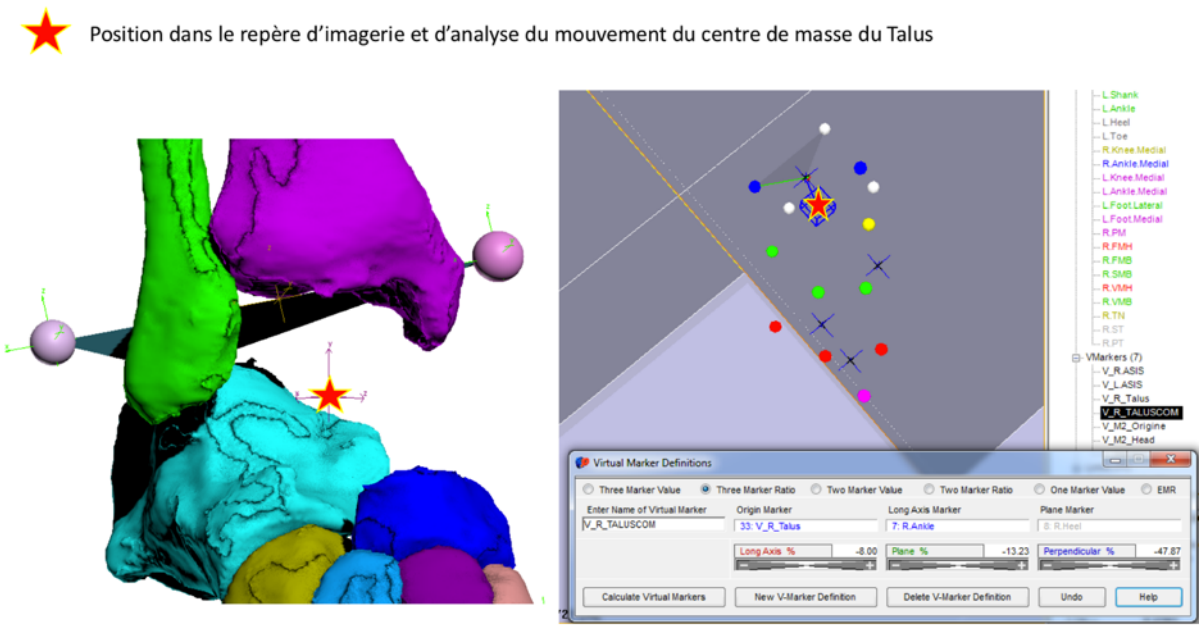


Figure 87 : positionnement du marqueur virtuel correspondant au centre de masse du talus

Le marqueur virtuel COM_Tibia correspond, dans le repère laboratoire, au positionnement du centre de masse sur l'os Tibia. La Figure 85 montre son positionnement dans l'imagerie médicale et le modèle AQM.

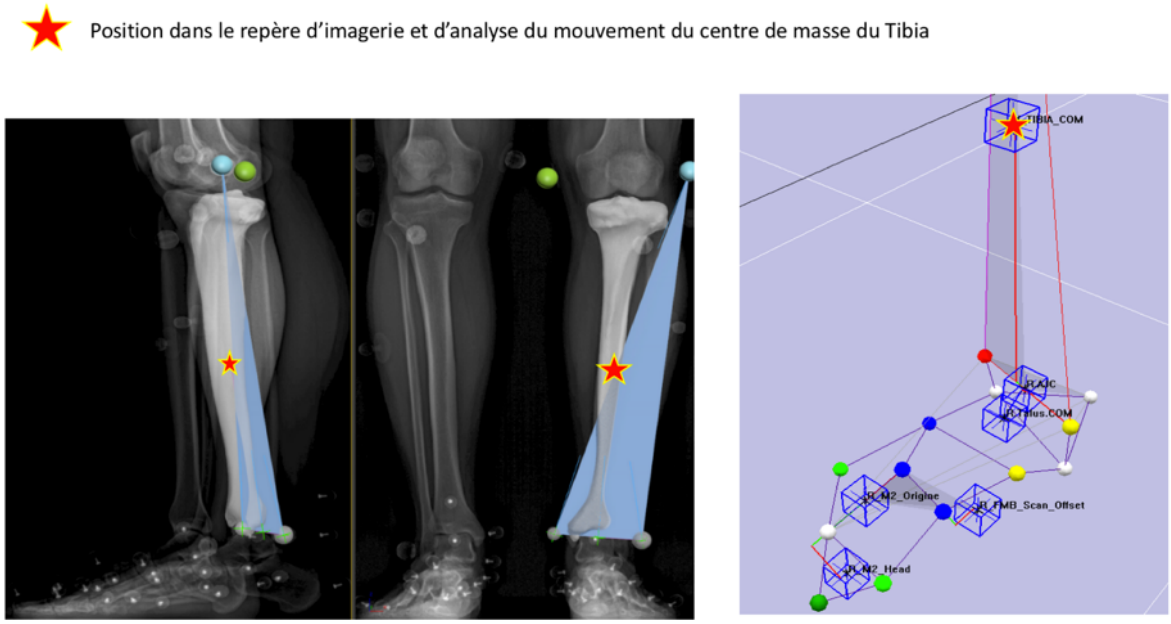


Figure 88 : positionnement du marqueur virtuel correspondant au centre de masse du tibia

Le marqueur SMH_Anat correspond, dans le repère laboratoire, au positionnement du centre de la tête du second métatarsien sur l'os M2. La Figure 86 montre son positionnement dans l'imagerie médicale et le modèle AQM.

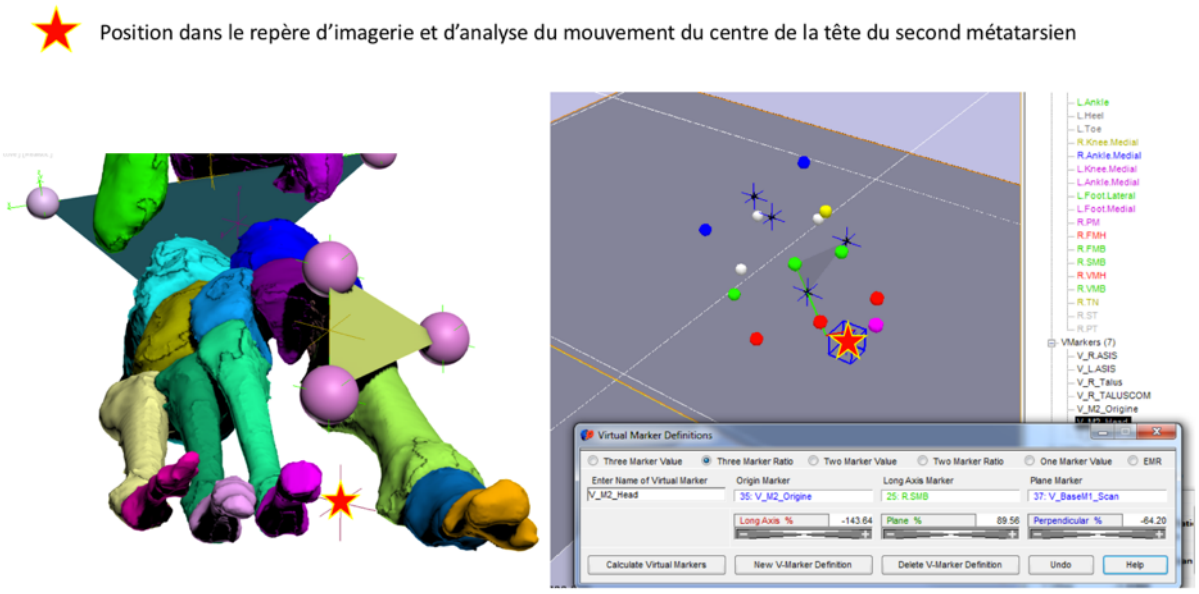


Figure 89 : positionnement du marqueur virtuel représentant le centre de la tête du second métatarsien

- <u>Procédure expérimentale d'analyse du mouvement</u>

L'expérience clinique présentée ici a eu lieu dans le laboratoire d'analyse du mouvement de l'Hôpital Raymond Poincaré de Garches. Le Dr Nicolas Roche (MCU-PH) et Mr Didier Pradon (PhD) ont encadré et permis le bon déroulement de cette étape. Le Pr Robert Carlier (PU-PH) a supervisé la partie imagerie médicale.

La procédure s'est déroulée en deux étapes :

- Préparation du sujet

Afin de pouvoir mesurer l'activité électrique des muscles extrinsèques du pied, plusieurs électrodes filaires ont été positionnées :
Des électrodes piquées ont été introduites dans les muscles long fibulaire, court fibulaire, tibial postérieur, tibial antérieur et long extenseur des orteils.
Des électrodes surfaciques ont été positionnées sur le triceps (Gastrocnémien), le droit fémoral, le vaste externe et le vaste interne.

Une fois les électrodes positionnées, un ensemble de marqueurs a été anatomiquement placé sur le membre inférieur du sujet. Pour le membre inférieur - bassin, cuisse, jambe -, le marker set d'Helen Hayes, Kadaba et al. [1990] a été utilisé. Le marker set de Leardini et al. [2006] a été utilisé pour le pied.

Les Figure 90 et Figure 91 illustrent les deux étapes de préparation du sujet.

Electromyographie piquée du tibial antérieur

Marker set Helen Hayes et Leardini

Figure 90 : positionnement des électrodes et marqueurs externes

- Acquisition des données

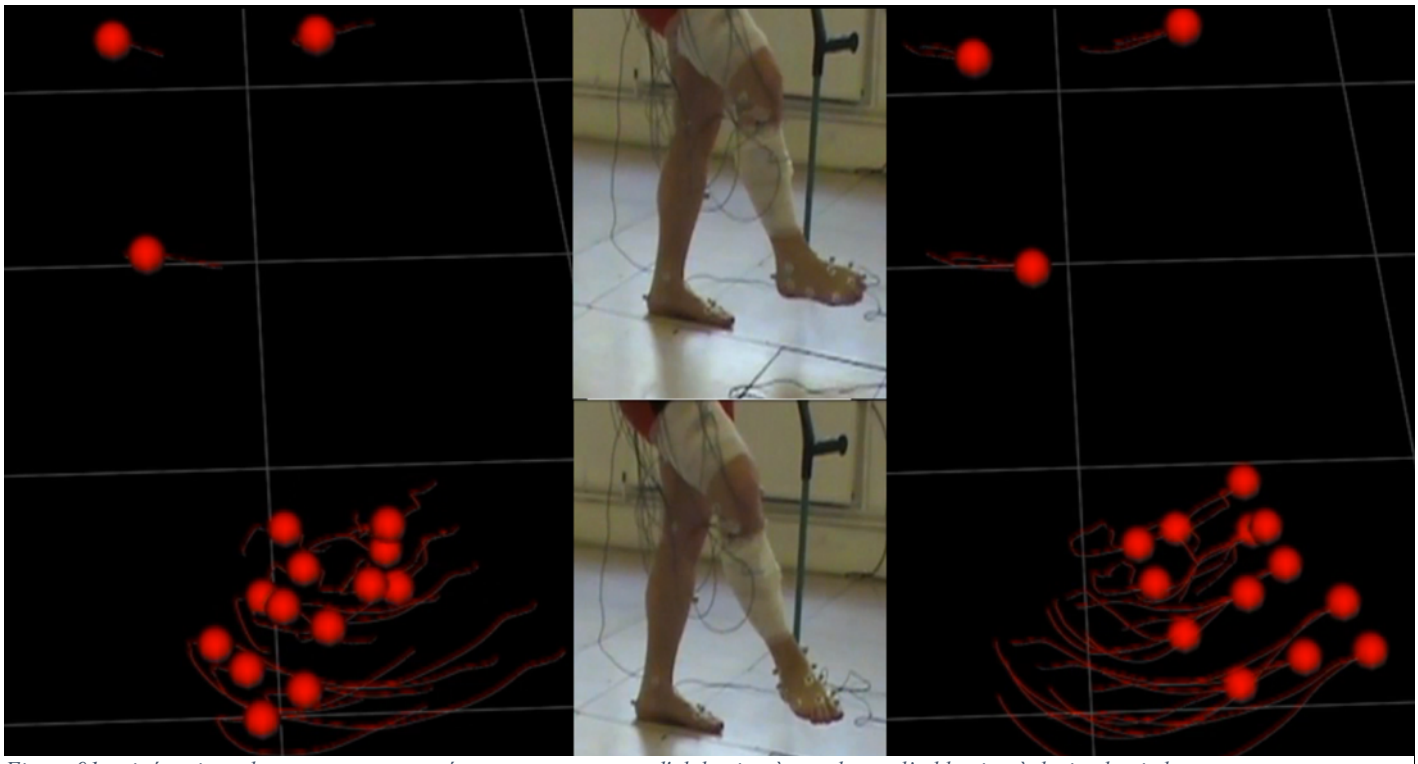


Figure 91 : cinématique des marqueurs cutanés sur un mouvement d'abduction à gauche et d'adduction à droite du pied

Une fois équipé, le sujet volontaire a réalisé plusieurs tâches motrices dans le laboratoire d'analyse du mouvement. Les données cinématiques des marqueurs cutanés ont été enregistrées à une fréquence de 100 Hz et les données électromyographiques à une fréquence de 1000 Hz.
Le système optoélectronique utilisé est un système Motion Analysis avec 7 caméras Eagle.
Le sujet a tout d'abord réalisé une contraction volontaire maximale afin de pouvoir normaliser le signal en post traitement. Puis, plusieurs cycles de marche ont été réalisés. Enfin, le sujet a effectué debout, avec un membre en décharge, un geste d'abduction-adduction du pied.
Chaque enregistrement a donné lieu à une acquisition 3D en analyse du mouvement, une capture vidéo 2D et un enregistrement EMG.
La Figure précédente montre une image de la vidéo du mouvement d'abduction-adduction ainsi que sa visualisation cinématique des marqueurs.

- Simulation par pilotage électromyographique

Afin de permettre au modèle biomécanique d'être dans les mêmes conditions aux limites, nous avons fixé le tibia et laissé libre le reste du squelette : fibula et pied. Nous avons ensuite programmé une méthode permettant, à chaque pas de temps, de lire dans un fichier la valeur normée d'activation musculaire correspondante, et cela pour chaque muscle. Ainsi, les données issues de l'EMG ont été intégrées comme entrée pour la contraction des muscles, même si nous sommes conscients du fait qu'il n'y a pas équivalence directe entre signal EMG et contraction musculaire.
Ayant une fréquence d'échantillonnage à 1 000 Hz, nous avons défini un pas de temps à 10 000 Hz afin d'obtenir 10 pas de temps entre chaque modification de la contraction. Cela a permis de limiter l'utilisation d'amortissement (damping) pour cette simulation tout en gardant une stabilité importante.
Le temps de calcul d'un cycle d'abduction a pris 12 heures sur le maillage de pied de 142 000 éléments.
Durant la simulation, nous avons aussi enregistré toutes les 0,001 secondes la position du centre de masse du talus et du tibia ainsi que le centre de la tête de M2.
Il est à noter que les 500 premiers pas de temps ont été réalisés à 0,00002 secondes afin de permettre au modèle d'être à l'équilibre (précontraintes suite à l'application de la gravité) avant l'application des contractions musculaires.

La Figure 92 montre la cinématique du modèle éléments finis associée aux courbes d'activation issues des mesures EMG réelles.

Un repère orthonormé a été défini avec pour origine le barycentre des malléoles, pour plan frontal le plan passant par les deux malléoles et le centre de masse du tibia. Un plan normal horizontal et un plan normal vertical complètent le repère.

Ce repère ainsi construit permet d'obtenir une interprétation clinique des résultats.
Nous avons projeté les angles 3D mesurés sur les 3 plans :

- Le plan sagittal YZ permet d'interpréter la flexion dorsale et l'extension du pied,
- Le plan horizontal XY permet d'interpréter l'abduction et l'adduction du pied,
- Le plan frontal XZ permet d'interpréter la pronation et la supination du pied.

La construction du repère pour la partie AQM se faisant avec l'aide de marqueurs cutanés, nous n'utilisons pas les résultats sur la projection frontale qui est sensible au déplacement du marqueur tibial.

Simulation d'un geste d' abduction / adduction avec activation EMG réelle

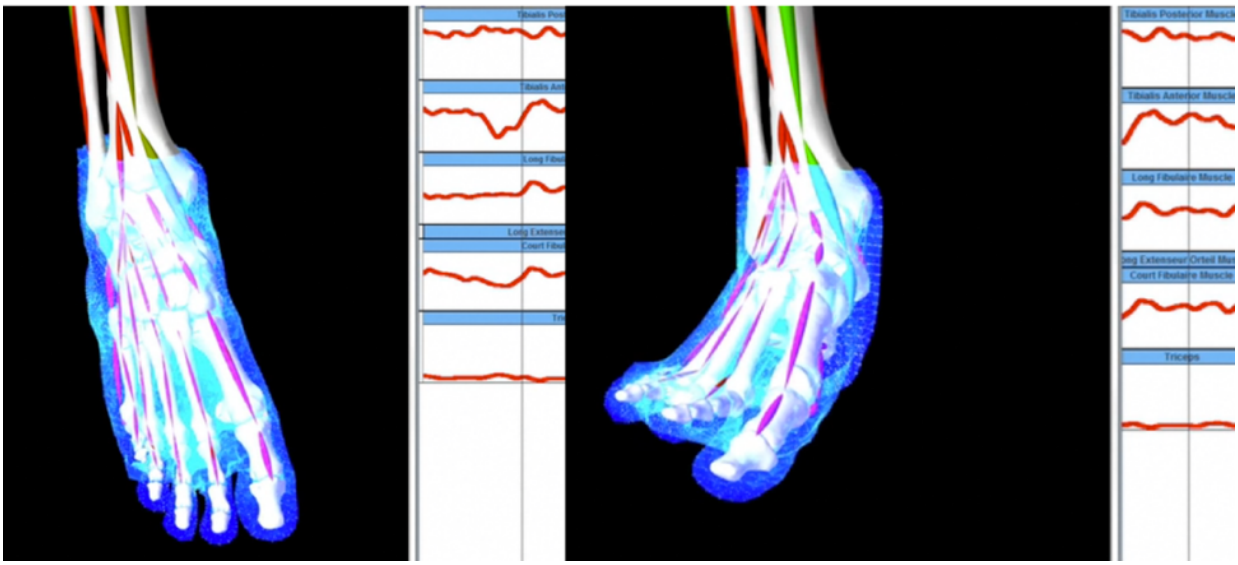


Figure 92 :pilotage par électromyographie du modèle élément finis du pied.

Résultats

La Figure 93 gauche décrit la variation de l'angle de flexion / extension correspondant à la projection sur le plan sagittal.

Nous obtenons comme valeur de flexion maximale 179.5° et comme valeur d'extension minimale 157.9° pour les mesures cliniques. Les simulations avec ArtiSynth fournissent quant à elles une valeur de flexion maximale de 179.5° et une extension de 150.0°.

La Figure 93 droite décrit la variation de l'angle d'abduction / adduction correspondant à la projection sur le plan sagittal.

Nous avons comme valeur d'adduction maximale 58.8° et comme valeur d'abduction maximale 25.0° pour les mesures cliniques. Les simulations avec ArtiSynth fournissent une adduction maximale de 59.4° et une abduction de 23.0°.

Angle Tibia / Pied Projections 2D sagittal et horizontal

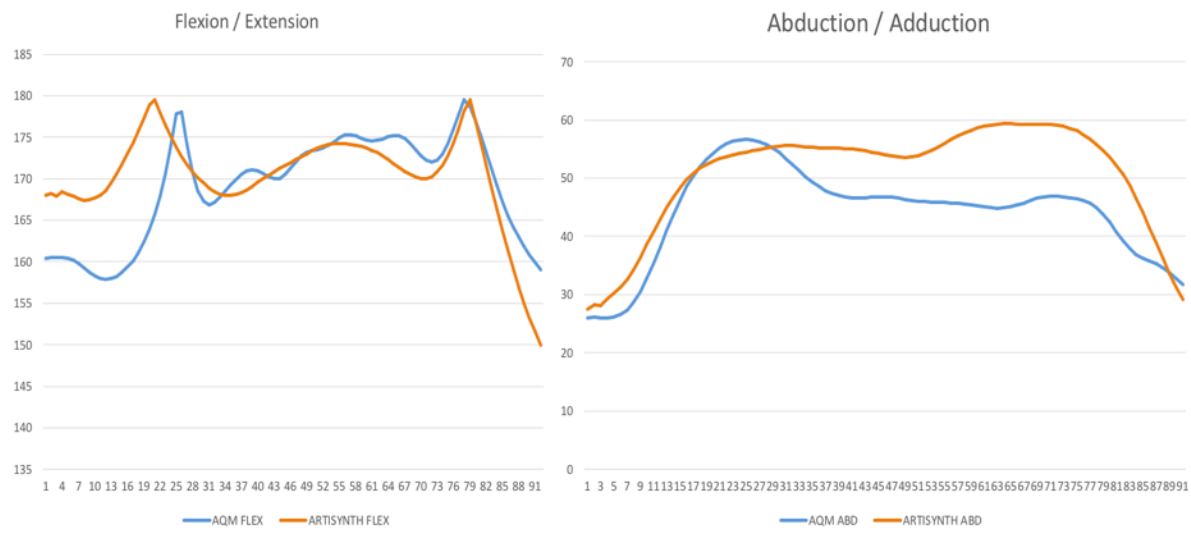
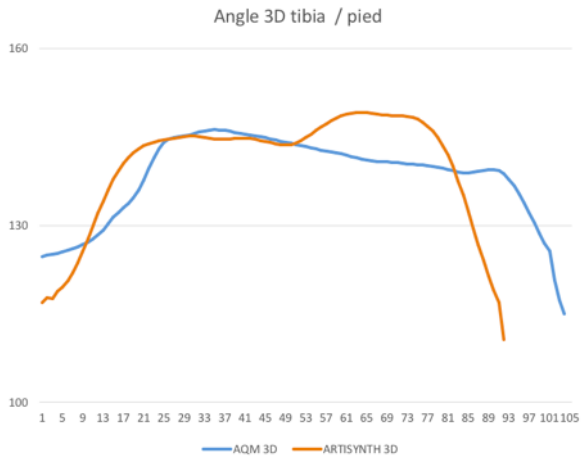


Figure 93 : Gauche: courbe de flexion extension recalées, Droite, courbe de l'évolution de l'abduction, adduction recalées. Dans chaque cas, la courbe bleue est obtenue avec les mesures réelles AQM, tandis que la courbe orange est simulée avec notre modèle biomécanique de pied sous Artisynth.

Comparaison angle 3D tibia / pied



	Real Kinematic°	Simulated Kinematic °	Différence %
Angle 3D MAX	146.7	149.1	1.6
Angle 3D MIN	114.9	110.6	-3.9
Angle 2D ADD MAX	58.8	59.4	1.0
Angle 2D ABD MAX	25.0	23.0	-8.7
Angle 2D FLEX MAX	179.5	179.5	0.0
Angle 2D EXT MAX	157.9	150.0	-5.3

Figure 94 : courbe globale de comparaison de l'angle 3D; Gauche : tableau récapitulatif des amplitudes 3D et 2D projetées

La Figure 94 décrit la variation de l'angle 3D entre le tibia et le pied. Cet angle varie entre 114,9° et 146,7° sur les mesures et entre 110,6° et 149,1° sur les données simulées.

Interprétation

Il est à noter que l'orientation du vecteur Y étant antéro postérieure, une valeur proche de 180° dans le plan YZ correspond à une position de la tête de M2 à la même hauteur que le barycentre bi-malléolaire.

Il est également à noter que l'axe Y passe par le barycentre des malléoles et est normal au plan formé par les malléoles et le centre de masse du tibia. Les malléoles ayant une orientation regardant en dehors et en avant, l'axe Y est donc orienté vers l'avant et l'extérieur du pied. Un angle positif correspondra donc dans le plan horizontal à un angle situé en dedans de l'axe Y.

- FLEXION / EXTENSION 2D

En ce qui concerne la flexion / extension 2D du pied, on remarque que lors d'un mouvement d'abduction / adduction volontaire du pied, le sujet réalise un mouvement comportant aussi **un déplacement dans le plan sagittal**.

Il semble ne pas y avoir de différence entre les mesures cliniques et les mesures simulées produites par l'activation EMG pour ce qui concerne la flexion de cheville. L'angulation atteinte de 179,6° correspond à une tête de M2 à la même hauteur que le barycentre des malléoles, ce qui est une position de flexion dorsale importante (Figure 95) et **semble en adéquation avec la capacité fonctionnelle du sujet**.

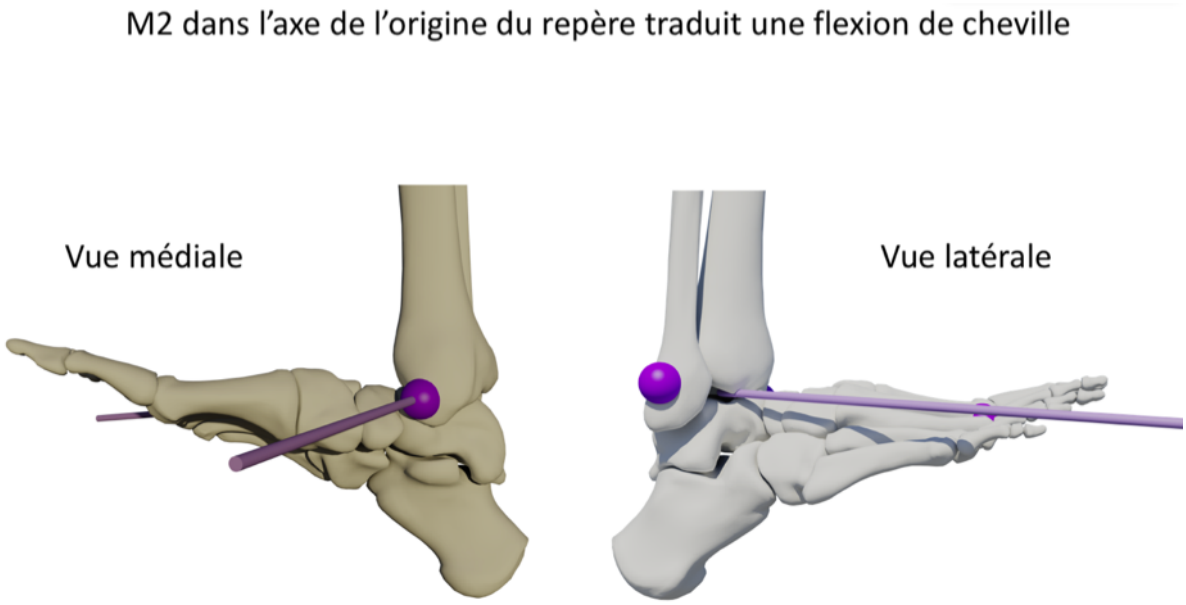


Figure 95 : Positionnement de la tête de M2 dans le plan horizontal du talus en flexion dorsale de cheville

L'extension de la cheville est de 157,9° en clinique et 150,0° sur les données simulées. Avec une différence de 5,3%, et de 0% pour la flexion, la simulation nous semble donc réaliste sur cette extension de cheville.

Au final avec une amplitude de 21,6 ° clinique et 29,5° simulée, le mouvement de flexion / extension du sujet génère une amplitude plus importante dans le plan sagittal dans les conditions de contraction musculaire simulée.

- ADDUCTION / ABDUCTION 2D

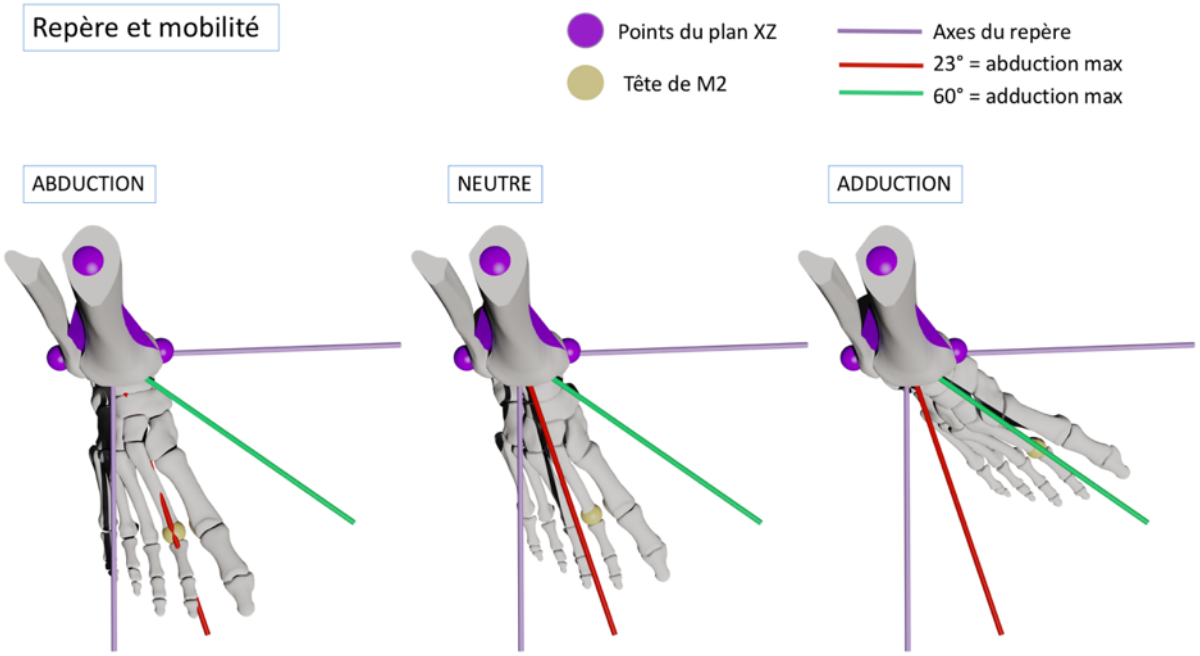


Figure 96 : Positionnement de la tête de M2 lors de l'abduction , adduction

On remarque que lors d'un mouvement d'abduction / adduction volontaire du pied, le sujet réalise un mouvement qui reste dans le secteur interne de l'axe Y du repère.

La différence entre les mesures cliniques et les mesures simulées produites par l'activation EMG est de l'ordre de 1% pour l'adduction du pied, avec des valeurs d'adduction de 58,8° clinique et 59,4° simulée. **La mobilité cumulée sur le plan horizontal en dedans est donc équivalente pour les deux conditions**.

L'abduction est de 25° clinique et 23° simulée. Avec une différence de 8.7%, la simulation nous semble réaliste sur l'abduction mais avec une différence plus importante sur cette mobilité.
Au final, avec une amplitude de 33.8° clinique et 36.4°simulée, le mouvement d'abduction / adduction du sujet a généré une amplitude plus importante dans le plan horizontal dans le cas où la contraction musculaire est simulée.

L'angulation atteinte de 23° en abduction correspond à une mobilité relative limitée du pied par rapport au tibia vers l'extérieur. L'anatomie fonctionnelle du pied confirme cette hypothèse : en effet, le seul muscle purement abducteur, i.e. le court fibulaire, présente un bras de levier très faible. De plus, le bord externe du pied possède des chaines en série ayant des faces articulaires ne permettant pas la rotation dans le plan horizontal, contrairement aux chaines en série médiales qui, dépendant du talus, ont une mobilité horizontale permise. (Figure 96)

La mobilité dans le plan horizontal **semble en adéquation avec la capacité fonctionnelle du sujet** et avec notre théorie des chaines articulaires en série mises en parallèle.

- MOBILITÉ 3D

Avec une différence d'amplitude de mouvement de 1,6% sur la mobilité volontaire en adduction et de 3,9% en abduction, la simulation présente une amplitude de mouvement cohérente avec la mobilité enregistrée par l'analyse quantifiée du mouvement. Nous pouvons aussi conclure qu'une mobilité 3D supérieure à 120° correspond à un mouvement d'extension et d'adduction alors qu'une mobilité inférieure à 120° peut correspondre à un mouvement de flexion dorsale et d'abduction.

- LIMITES

Les résultats (certes encourageants) de simulations avec des entrées issues d'un signal EMG réel sont à prendre avec précaution. En effet, le modèle biomécanique possède un repère associé complètement fixe car le tibia est rigide et indéformable. Au contraire, pour la mesure en analyse du mouvement, le repère orthonormé est dépendant de marqueurs cutanés pouvant posséder une mobilité liée à la peau.
Quand on observe les courbes de variation des angles, on remarque que les amplitudes sont réalistes mais que les mouvements intermédiaires sont variables.
Nous supposons que cette variation est liée à deux défauts de la simulation proposée :

- La difficulté pour quantifier une force musculaire ;
- L'absence de pilotage des muscles intrinsèques du pied pouvant être régulateurs.

Conclusion

La simulation d'un mouvement d'adduction / abduction a été effectuée sur un modèle musculo-squelettique et éléments finis du pied humain. Le contrôle musculaire a été réalisé à partir de données EMG enregistrées lors de ce mouvement sur le sujet qui a servi de base à la modélisation.
La simulation sujet-spécifique est cohérente avec la mobilité enregistrée par un système optoélectronique d'analyse du mouvement. Les secteurs fonctionnels issus de cette simulation sont en adéquation avec la capacité fonctionnelle du sujet. De plus, la limitation sur la flexion dorsale et l'abduction du pied confirme l'hypothèse à l'origine de la conception de notre modèle biomécanique. Le système pied simulé réagit comme un ensemble de chaines articulaires en série, mises en parallèle, permettant une adaptation tridimensionnelle à la contrainte. L'adduction pure n'existe pas et est combinée avec une mobilité dans le plan sagittal car dépendante de chaines articulaires externes moins mobiles.

Perspectives

La capacité du modèle à être réaliste sur son adaptation à la contraction volontaire permet d'envisager l'analyse de problèmes en lien avec cette mobilité volontaire. Ce modèle peut donc servir de base pour l'étude des conséquences de transferts tendineux en chirurgie. Nous aurons aussi la possibilité d'analyser les conséquences de limitation fonctionnelle sur l'action des muscles, comme dans le cas d'une arthrodèse de cheville ou d'hallux. De plus, l'accès à la mobilité issue de la contraction sélective d'un muscle peut permettre d'apporter de nouvelles connaissances dans les lésions neurologiques et leurs conséquences. Enfin, le modèle pourrait devenir un outil pédagogique pour la compréhension de l'anatomie fonctionnelle.

4. Conclusion sur la création du modèle

La création d'un modèle biomécanique est un processus long et complexe. La conception théorique issue de la compréhension fine de l'anatomie fonctionnelle a permis de déterminer les structures nécessaires à la création d'un modèle générique du pied. En conséquence, le modèle proposé ici est capable de répondre à des simulations de mise en charge ainsi que de pilotage par activation musculaire.
Le choix du couplage des techniques « corps rigides » et « éléments finis » permet d'avoir une réalité anatomique et fonctionnelle compatible avec un temps de calcul acceptable. L'utilisation d'un générateur de maillage propriétaire à notre équipe a permis la définition de différents sous-domaines avec une qualité d'éléments respectée.
Notre modèle est ainsi le premier à proposer ce type d'intégration sur l'ensemble du couple pied / cheville. Le choix des propriétés matériaux revêt une grande importance lors des simulations de mise en charge mais l'expérience issue de ces développements semble montrer que la précision anatomique fonctionnelle est plus critique que la précision des propriétés matériaux pour les simulations utilisant la mobilité des segments et le pilotage musculaire . En effet, l'adaptabilité du pied permet la réalisation de tâche complexe. L'ambition de notre modèle est de répondre au plus grand nombre de type de simulations quelles que soient les métriques utilisées pour le pilotage ou l'évaluation.

CHAPITRE 6

RECHERCHE APPLIQUÉE À DEUX CAS CLINIQUES.

Le chapitre précédent a permis l'évaluation de notre modèle biomécanique de pied sain. Cette évaluation porte sur deux points que nous allons explorer avec une application pathologique dans ce chapitre.

Dans un premier temps, notre modèle permet la génération d'une cinématique articulaire réaliste par pilotage musculaire. Nous allons donc dans la première partie de ce chapitre explorer les conséquences d'une limitation articulaire de la cheville sur la production de mouvement à la contraction sélective musculaire.

Dans un second temps, notre modèle permet la mise en charge d'un pied et la génération des conséquences de l'appui d'un point de vue pression plantaire et topographie. Nous allons dans la seconde partie de ce chapitre analyser les conséquences d'une mise en charge d'un pied séquellaire d'une neuro-arthropathie diabétique. L'objectif étant de prédire le risque d'ulcération chez ce type de patient.

Ces deux applications de recherche explorent aussi bien la composante biomécanique fonctionnelle du modèle que sa capacité à utiliser en entrée et sortie des données physiques réelles d'un sujet.

1. Analyse musculo-squelettique et éléments finis de la cinématique du pied dans un contexte d'activation musculaire avec et sans arthrodèse de cheville.

1.1. Introduction

L'arthrose de cheville est une dégénérescence articulaire ayant pour conséquence une impotence fonctionnelle importante. Elle est dans 78% des cas post traumatique, dans 13 % des cas secondaire et dans 9% des cas primitive, Valderrabano et al. [2009]. En cas d'atteinte majeure, il existe deux solution chirurgicales principales, l'arthrodèse et l'arthroplastie. L'arthrodèse de cheville est une chirurgie qui a pour objectif de bloquer l'articulation par l'intermédiaire de matériel d'ostéosynthèse. L'arthroplastie a pour objectif de remplacer l'articulation lésée par une prothèse.

Le choix thérapeutique entre arthrodèse et arthroplastie dans le cadre de l'arthrose évoluée de cheville reste l'un des sujets les plus discutés de la chirurgie du pied et de la cheville. Le but étant d'obtenir un pied non douloureux et fonctionnel. Les deux techniques ont prouvé leur efficacité, notamment depuis l'avènement de la seconde génération de prothèse totale de cheville (PTC). Cependant, l'arthrodèse de cheville demeure la procédure la plus fréquente. La modélisation biomécanique s'est intéressée particulièrement à la mise en charge statique du pied sur pièces cadavériques et aux conséquences d'une arthrodèse sur les structures osseuses (Vázquez et al. [2003]). La cinématique a été aussi étudié à la marche en analyse du mouvement. Comme nous l'avons vu dans le chapitre 3, la limitation de la précision liée aux « marker set » utilisés ne permet pas de connaître la mobilité des différentes articulations, et considère le pied comme un corps rigide (Singer et al. [2013]). Aucune étude n'a cherché à comprendre les conséquences de l'arthrodèse sur la cinématique du pied en décharge. Or, il est clairement établi que cette cinématique revêt une grande importance lors de la phase oscillante du pas et lors de la préparation de l'attaque du pas (Gage [1993]). Étudier la part de mobilité de la cheville et du reste du pied lors de la contraction musculaire avec et sans arthrodèse devrait nous permettre de répondre aux deux questions suivantes :

- Quels sont les rôles respectifs de la cheville et du pied dans les mouvements de flexion extension avec et sans arthrodèse ?
- Quelles sont les modifications d'action des muscles extrinsèques après une arthrodèse ?

1.2. Méthode

- <u>La simulation</u>

Le modèle musculo squelettique éléments finis du pied décrit dans le chapitre 5 est utilisé ici pour simuler une arthrodèse, avec prise en compte de la gravité.

Afin d'étudier les conséquences sur la cinématique du pied en décharge d'une arthrodèse, nous avons décidé de comparer les mouvements de flexion plantaire et de flexion dorsale issus de patterns d'activation musculaire identiques dans deux conditions expérimentales : (1) avec et (2) sans arthrodèse tibio-talienne. L'arthrodèse est modélisée par une liaison rigide entre le tibia et le talus.

Afin d'analyser l'influence sélective des muscles permettant une flexion dorsale et plantaire de cheville, nous avons créé des rampes d'activation musculaire permettant la contraction individuelle puis en groupe de différents muscles.

A) Flexion dorsale

Les patterns d'activation de la flexion dorsale ont pour but d'initier le mouvement à partir des différents muscles permettant une flexion dorsale de cheville, chacun leur tour puis simultanément. Cela permettra de comprendre les conséquences de l'arthrodèse sur l'action de chaque muscle. Nous avons attribué à chaque muscle la force de contraction maximum de 100N. Ainsi, Le premier tiers de la simulation est une activation des muscles longs extenseurs d'orteils (EDL) et hallux (EHL) puis un retour au repos.
Le second tiers est une activation du muscle tibialis anterior (TA) suivi d'une phase de repos.
Enfin le dernier tiers est une activation synergique des extenseurs et du tibialis anterior.
Nous comparerons la position du pied lors des phases de repos afin de vérifier le bon retour à la position passive du pied et donc que l'action musculaire n'a pas fait dévier les secteurs articulaires. (Figure 97)

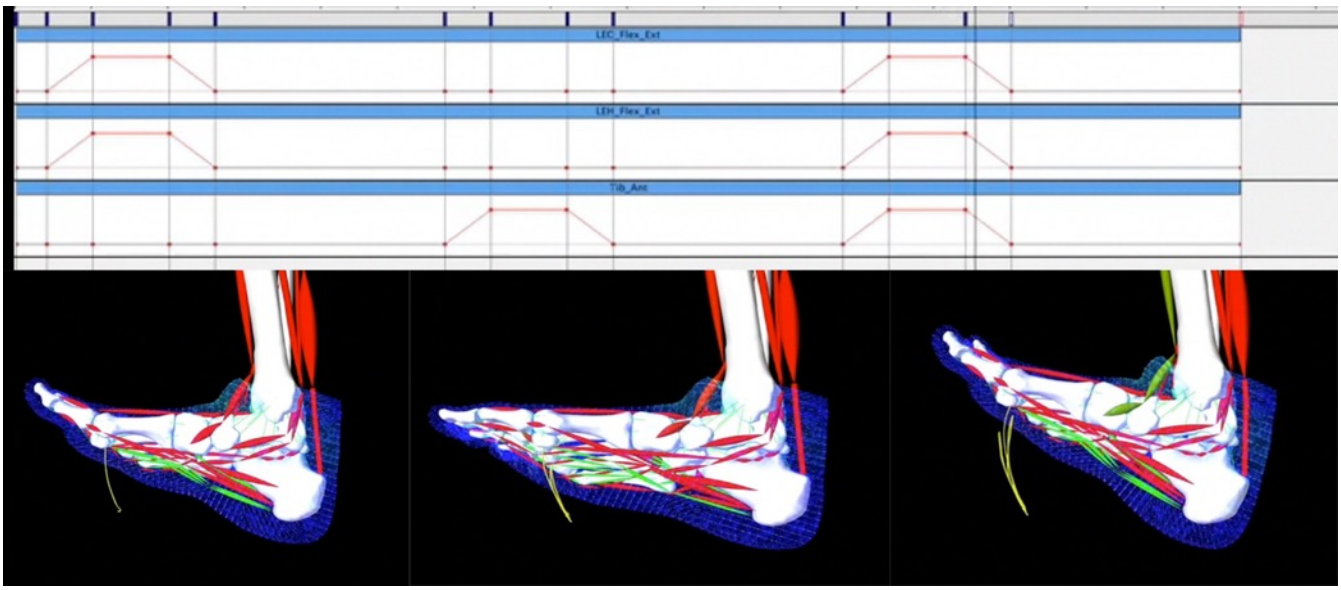


Figure 97 : Flexion dorsale toutes structures visibles et rampes d'activation des muscles EDL + EHL, puis TA puis EDL + EHL +TA

Ces patterns d'activation de flexion dorsale ont été appliqués sur un pied non arthrodèsé puis sur le même pied après une arthrodèse tibio talienne.

B) Flexion plantaire

Les patterns d'activation pour la flexion plantaire ont pour but d'initier le mouvement à partir des muscles permettant une flexion plantaire de cheville chacun leur tour puis simultanément. Cela permettra de comprendre les conséquences de l'arthrodèse sur l'action de chaque muscle. Ainsi, le premier quart de la simulation est une activation des muscles longs fléchisseurs d'orteils (FDL) et hallux (FHL) suivi d'un retour à l'état de repos.
Le second quart est une activation du muscle tibialis posterior (TP), suivi d'un repos.
Le troisième quart est une activation du triceps suivi d'un repos.

Le dernier quart est une contraction synergique de l'ensemble de ces muscles fléchisseurs de cheville. (Figure 98)
Ces patterns d'activation de la flexion plantaire ont ainsi été appliqués sur un pied non arthrodèsé puis sur le même pied après une arthrodèse tibio talienne.

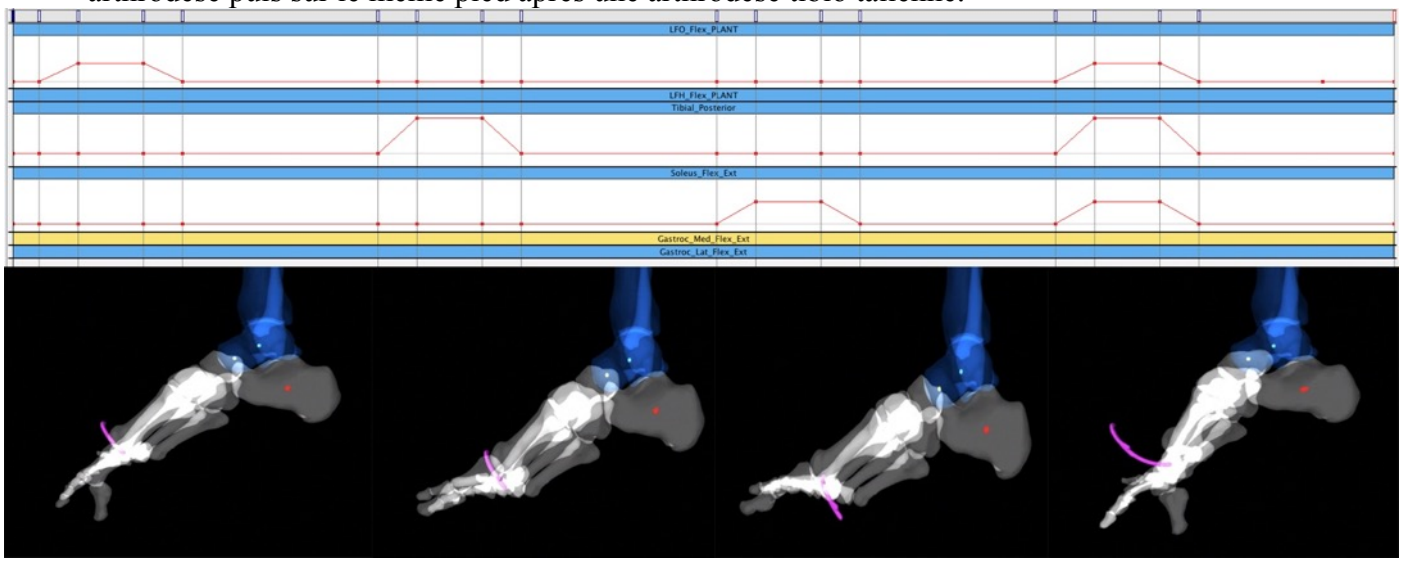


Figure 98 :Flexion plantaire, RX simulé pour visualisation de l'arthrodèse

- Angles et mesures

Afin de quantifier les modifications de la cinématique du pied nous avons observé l'évolution de l'angle pied / tibia. En imagerie et en clinique, il est en effet classique de mesurer l'angle talus / tibia pour quantifier la cinématique de la cheville.

En analyse du mouvement c'est par l'axe du pied « talus M2 » que le mouvement de cheville est envisagé (Wu et al. [2002]).

Pour la simulation sans arthrodèse, nous avons mesuré deux angles :

- Un angle 3D entre le centre de masse du tibia, le centre de masse du talus et le centre de la tête du deuxième métatarsien, considéré comme axe anatomique du pied. (Foot motion 3D)
- Un angle 3D entre le tibia et le talus. : centre de masse tibia, centre de masse talus, centre de la tête du Talus (Talus Motion 3D)

Pour la simulation avec arthrodèse, seul l'angle 3D du pied a été mesuré (Ankle fusion foot motion), l'angle tibia Talus étant fixé à 117°.
A partir des angles 3D mesurés, afin de permettre une interprétation clinique, nous avons calculé trois angles projetés sur les plans permettant une description fonctionnelle avec un découpage en :

- Flexion plantaire / flexion dorsale dans le plan sagittal,
- Pronation /supination dans le plan frontal, et
- Abduction /adduction dans le plan horizontal

Nous avons ensuite comparé sans arthrodèse la mobilité du talus par rapport au tibia et la mobilité globale du pied par rapport au tibia et cela dans les patterns de flexion plantaire et de flexion dorsale.
Nous avons enfin comparé l'angle 3D et les angles projetés de mobilité du pied après arthrodèse, talus à 117° par rapport au tibia.

1.3. Résultats

Le Tableau 13 représente les pics de flexion dorsale au cours des différentes actions musculaires.

La Figure 99 représente les courbes cinématiques lors des activations de flexion dorsale avec et sans arthrodèse.

Le Tableau 14Tableau 14 représente les pics de flexion plantaire au cours des différentes actions musculaires.

La Figure 100 représente les courbes cinématiques lors des activations de flexion plantaires avec et sans arthrodèse

Pour la suite de ce paragraphe, l'abduction et l'adduction ont été mesurées en projetant les angles 3D Foot motion et Talus motion sur le plan horizontal.

Tableau 13 : Amplitudes maximum en flexion dorsale à la contraction musculaire sélective , angle 3D et 2D projetés , en degrés °.

DorsiFlexion	EHL+EDL			TA			EHL+EDL+TA		
	3D	Sagital	Horizontal	3D	Sagital	Horizontal	3D	Sagital	Horizontal
Talus motion peak	22.54	23.51	7.63	19.95	20.98	6.03	24.25	25.29	8.94
Foot motion peak	35.18	33.6	19.71	27.36	26.92	5.51	42.22	40.97	21.72
Ankle fusion foot motion peak	5.83	5.33	12.38	2.83	3.26	1.9	8.69	7.98	12.96

Tableau 14 : Amplitudes maximum en flexion plantaire à la contraction musculaire sélective , angle 3D et 2D projetés , en degrés °.

PlantarFlexion	FHL+FDL			TP			Triceps			FHL+FDL+TP+ Triceps		
	3D	Sagital	Horizontal	3D	Sagital	Horizontal	3D	Sagital	Horizontal	3D	Sagital	Horizontal
Talus motion peak	9.13	10.38	9.27	9.64	11.17	13.34	22.4	24.89	18.96	32.56	40.7	45.65
Foot motion peak	15.43	15.56	13.15	13.55	14.64	23.54	26.28	29.39	31.71	32.75	60.69	89.13
Ankle fusion foot motion peak	10.5	11.18	16.53	7.13	8.16	22.6	1.87	2.43	5.46	14.44	20.73	45.41

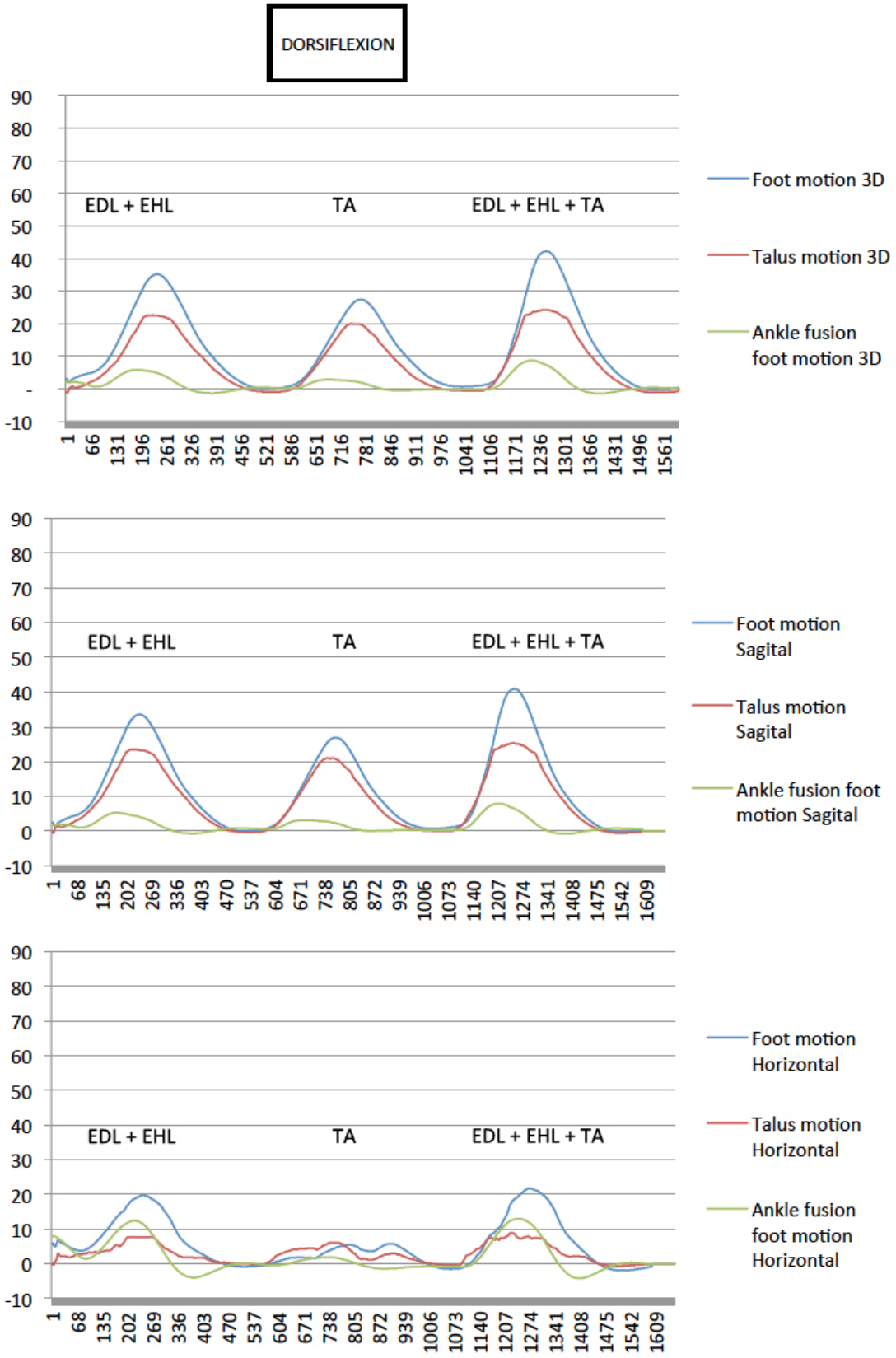


Figure 99 : Cinématique angulaire à la flexion dorsale de l'angle Foot motion, Talus motion et Ankle fusion motion à la contraction sélective puis groupée des muscles EDL, EHL et TA. Haut : en 3D, Milieu : angle 2D projeté sur plan sagittal, Bas : angle 2D projeté sur plan horizontal

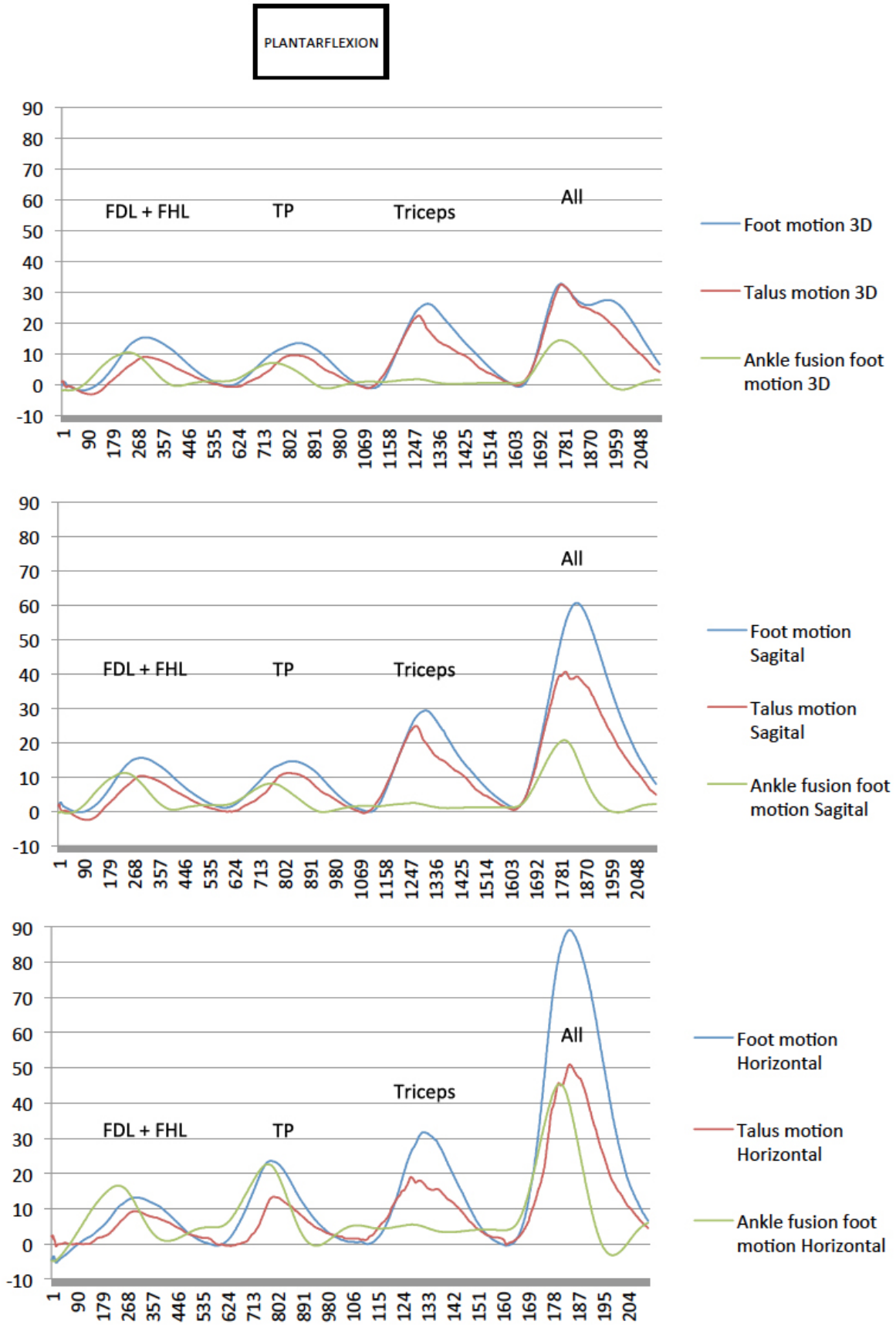


Figure 100 : Cinématique angulaire à la flexion plantaire de l'angle Foot motion, Talus motion et Ankle fusion motion à la contraction sélective puis groupée des muscles FDL, FHL, TP et Triceps. Haut : en 3D, Milieu : angle 2D projeté sur plan sagittal, Bas : angle

Flexion dorsale :

- Première activation : Extenseurs de l'Hallux et des orteils.

La contraction des muscles extenseurs d'orteils provoque un mouvement de flexion dorsale avec un pic angulaire dans le plan sagittal de 33.6° pour l'angle *Foot motion*, et un pic angulaire de 23.5° pour l'angle *Talus motion*.
Avec arthrodèse, la flexion dorsale se retrouve limitée avec un angle *Ankle fusion – Foot motion* de 5.3°.
Dans le plan horizontal, les muscles extenseurs induisent une abduction avec un angle *Foot motion* de 19 .7° sans arthrodèse et de 12.4° avec arthrodèse.

- Deuxième activation : Muscle tibialis anterior.

La contraction du muscle tibialis anterior provoque un mouvement de flexion dorsale avec un pic angulaire dans le plan sagittal de 26.9° pour l'angle *Foot motion*, et un pic angulaire de 21.0° pour l'angle *Talus motion*.
Avec arthrodèse, la flexion dorsale se retrouve limitée avec un angle *Ankle fusion – Foot motion* de 3.3°.
Dans le plan horizontal, le muscle tibialis anterior induit une abduction avec un angle *Foot motion* de 5.5° sans arthrodèse et de 1.9° avec arthrodèse.

- Troisième activation : Contraction synergique des muscles de la loge antérieure.

La contraction combinée des muscles de la loge antérieure provoque un mouvement de flexion dorsale avec un pic angulaire dans le plan sagittal de 41.0 ° pour l'angle *Foot motion*, et un pic angulaire de 25.3° pour l'angle *Talus motion*. Avec arthrodèse, la flexion dorsale se retrouve limitée avec un angle *Ankle fusion – Foot motion* = 8.0°.
Dans le plan horizontal, cette contraction induit une abduction avec un angle *Foot motion* de 21.7° et *Talus motion* de 8.9°. Avec arthrodèse la limitation est de 13.0° en abduction.
En ce qui concerne les angles 3D sans arthrodèse : l'angle *Foot motion* =42.2°et l'angle *Talus motion* =24.2°. L'angle 3D avec arthrodèse *Ankle fusion – Foot* =8.7°.

Flexion plantaire :

- Première activation : Fléchisseurs de l'Hallux et des orteils.

La contraction des muscles fléchisseurs d'orteils provoque un mouvement de flexion plantaire avec un pic angulaire dans le plan sagittal de 15.6° pour l'angle *Foot motion*, et un pic angulaire de 10.4° pour l'angle *Talus motion*.
Avec arthrodèse, la flexion plantaire se retrouve limitée avec un angle *Ankle fusion – Foot motion* de 11.2°.
Dans le plan horizontal, les muscles extenseurs induisent une adduction avec un angle *Foot motion* de 13.1° sans arthrodèse et de 16.5° avec arthrodèse.

- Deuxième activation : Muscle tibialis posterior.

La contraction du muscle tibialis posterior provoque un mouvement de flexion plantaire avec un pic angulaire dans le plan sagittal de 14.6° pour l'angle *Foot motion*, et un pic angulaire de 11.2° pour l'angle *Talus motion*.
Avec arthrodèse, la flexion plantaire se retrouve limitée avec un angle *Ankle fusion – Foot motion* de 8.2°.
Dans le plan horizontal, le muscle tibialis posterior induit une adduction avec un angle *Foot motion* de 5.5° sans arthrodèse et de 1.9° avec arthrodèse.

- Troisième activation : Sans arthrodèse, la contraction du triceps provoque une flexion plantaire avec un pic angulaire pour *Foot motion* de 29.4° et pour *Talus motion* de 24.9°. Avec une arthrodèse tibiotalaire, la flexion plantaire est limitée avec un angle *Ankle fusion – Foot motion* de 2.4°. Le triceps induit une adduction de *Foot motion de* 31.7° et dans le talus de *Talus motion de* 19.0°.

- Quatrième activation : Contraction synergique des muscles de la loge postérieure.
La contraction combinée des muscles de la loge postérieure provoque un mouvement de flexion plantaire avec un pic angulaire dans le plan sagittal de 60.7 ° pour l'angle *Foot motion*, et un pic angulaire de 40.7° pour l'angle *Talus motion*. Avec arthrodèse, la flexion plantaire se retrouve limitée avec un angle *Ankle fusion – Foot motion* de 20.7°.
Dans le plan horizontal, cette contraction induit une adduction avec un angle *Foot motion* de 21.7° et *Talus motion* de 8.9°. Avec arthrodèse la limitation est de 13.0° en adduction.
En ce qui concerne les angles 3D sans arthrodèse : l'angle *Foot motion* = 32.7° et l'angle *Talus motion* = 32.6°. L'angle 3D avec arthrodèse *Ankle fusion – Foot* = 14.4°.

Entre chaque contraction, le pied est revenu à 0.5° (+_1.2°) en moyenne de la position de repos mesurée initialement (angle 3D à 117°).

1.4. Discussion

Les muscles extenseurs des orteils et de l'hallux sont non seulement fléchisseurs dorsal de cheville (23.5°) mais aussi fléchisseurs dorsal du pied sur le talus (10°). Ils sont aussi abducteurs du pied (12°), contrairement au tibialis anterior qui ne participe qu'à 3° dans la flexion dorsale du pied et à 2° dans l'abduction. La principale raison de la différence d'action réside dans l'insertion distale de ces muscles et le nombre d'articulations (degré de liberté liés) qui séparent cette insertion distale de la cheville. Ainsi le tibialis anterior nous informe de la mobilité du naviculaire sur le talus (3.3° en flexion dorsale) et dans le travail synergique, l'articulation cunéo naviculaire cumulée à la cunéo métatarsienne ayant une mobilité en flexion dorsale de 4°.

L'analyse des actions synergiques apporte une connaissance sur le talus qui, en fonction de sa position, permet au pied d'avoir une plus ou moins grande mobilité en flexion dorsale. Ainsi, la différence de mobilité talus / pied est de 15° quand le talus est à 25° de flexion dorsale, alors que cette différence de mobilité est de 8° quand le talus est en position neutre. Cela peut s'expliquer par la modification des bras de levier musculaires et la possibilité du médio pied de cumuler ses degrés de liberté.

Les muscles fléchisseurs permettent à un pied avec arthrodèse une mobilité de 11° en flexion plantaire et de 16.5° en adduction, alors que la flexion plantaire est de 15° et l'adduction à 13° sans arthrodèse. Les muscles fléchisseurs voient donc avec arthrodèse leur composante d'adduction augmenter. Cela peut s'expliquer par le trajet oblique du tendon du long fléchisseur des orteils qui se retrouve avec une poulie de réflexion et un bras de levier plus important quand le naviculaire n'est pas abaissé. Le tibialis posterior produit, avec et sans arthrodèse, la même quantité d'adduction (23° +/- 1°), la perte de mobilité du naviculaire n'ayant dans ce cas que très peu d'influence sur la composante d'adduction.

Le triceps produit, sans arthrodèse, plus de flexion plantaire dans le talus (24.9°) que les fléchisseurs d'orteils /d'hallux (10.4°) et que le tibialis posterior (11.2°). Cela signifie que la traction du calcanéum transmet par l'articulation sous talaire une grande quantité de

mouvement au talus. Avec arthrodèse, le talus ne bougeant plus, la mobilité du calcanéum est très restreinte et ne transmet de déplacement qu'au cuboïde et au naviculaire (par le ligament calcanéo-naviculaire). Nous pouvons quantifier cette mobilité à 2.4° en flexion plantaire et à 5.5° en adduction.

Il est important de noter qu'il reste une flexion plantaire de 20° avec arthrodèse. Avec 3.3° issus de la mobilité naviculaire, 2.4° issus de la mobilité du calcanéenne, cela signifie qu'il y a un potentiel de mobilité cumulé de 14.3 dans l'articulation sous talaire et les articulations du médio pied.
La mobilité en flexion plantaire avec arthrodèse du tibiotalaire va donc solliciter de manière plus importante les articulations du tarse antérieur. Cela est concordant avec les conclusions de Conti et al [2012] qui décrivent 60% des arthroses post arthrodèse tibiotalaire dans le tarse antérieur.
Enfin, la mobilité du talus est de 25° en flexion dorsale et de 40° en flexion plantaire. Ces valeurs sont légèrement supérieures en flexion plantaire, aux valeurs acceptées en clinique et mesurée dans la littérature. Il est cependant à noter qu'aucune valeur de mobilité dynamique en décharge sur contraction synergique n'a été faite pour quantifier la mobilité du talus dans des mouvements à forte inertie.

1.5. Conclusion

L'analyse par approche biomécanique musculo squelettique éléments finis du pied humain en décharge nous ouvre de nouvelles perspectives très intéressantes d'un point de vue clinique. Ainsi, nous sommes maintenant en capacité de simuler les mobilités du pied suivant les différentes contractions musculaires en prenant en compte les tissus mous.
L'analyse en décharge, avec et sans arthrodèse, nous informe du poids de chaque muscle dans la mobilité du pied, ainsi que des modifications d'action qu'auront ces muscles après une arthrodèse.
Dans cette étude, la simulation patient-spécifique de ce pied nous informe qu'après arthrodèse, le pied possède une capacité de flexion plantaire de 11° à 20° en fonction de l'adduction du pied. De plus, les muscles fléchisseurs vont voir leur composante d'adduction augmenter. La flexion dorsale résiduelle après arthrodèse est de 8° avec une composante d'adduction de 12°.
Gage [1993] décrit comme prérequis à la marche d'avoir un bon passage du pas en phase oscillante ; cela implique la capacité à produire une flexion dorsale efficace du pied. De plus, le bon pré positionnement du pied au sol est aussi fondamental ; il se réalise par l'action des muscles de la loge antérieure.
Les prérequis à la marche en cas d'arthrodèse ne sont donc pas respectés car la clairance (hauteur pied / sol) et le pré positionnement du pied en fin de phase oscillante vont être compromis. Il est aussi important de noter que la perte de flexion dorsale se compense par une abduction. Cette modification fonctionnelle perturbe les premiers et seconds pivots de la marche normale.
Grâce à ce type de modèle biomécanique, nous pouvons non seulement estimer les modifications qui pourraient intervenir en phase oscillante sur pied arthrodèsé mais aussi quantifier en planning chirurgical les mobilités résiduelles du patient en fonction de l'angle tibia talus choisi. Les limites de cette étude sont liées au fait que ces résultats sont propres à chaque pied et il sera nécessaire donc de réaliser ce protocole sur d'autre morphologies de pied. Une étude comparative avec des données d'analyse de mouvement pourrait être une validation à venir pour ce modèle.

2. Simulation biomécanique d'un pied de Charcot Type 2 avec antécédent d'ulcération.

2.1. Le pied neuropathique diabétique

2.1.1. Contexte

Il est difficile d'avoir aujourd'hui une idée réelle du nombre de décès ou de complications liés à cette nouvelle pandémie qu'est le diabète. En effet, toutes les statistiques épidémiologiques sont des projections à partir de données représentant une population géographique précise. Nous utiliserons ici les chiffres faisant références dans les recommandations de bonne pratique internationales.
Par le terme « pied diabétique », nous souhaitons parler des conséquences de la neuropathie diabétique sur le pied du patient. Enjeu majeur de santé publique, le pied diabétique neuropathique est responsable d'un grand nombre d'amputations et de plaies. Son impact est important sur les dépenses de santé. Ainsi Yang et al. [2013] estime à 176 milliards de dollars le coût direct associé au diabète aux Etats unis, et à 69 milliards de dollars, le coût indirect. 30% de ces 245 milliards de dollars sont utilisés pour la prise en charge du pied diabétique. Cela correspond à une augmentation de 41 % par rapport à 2007 (Dall et al. [2007]).

D'un point de vue épidémiologique, l'ulcère du pied (ou mal perforant) est une des complications majeures du diabète. On lui associe une morbidité et une mortalité importantes. D'après Singh et al. [2005], jusqu'à 25% des patients diabétiques présenteront un jour un ulcère du pied.

Le « gold standard » en matière de cicatrisation d'un ulcère est la décharge stricte. L'adaptation du chaussant associé aux recommandations de décharge partielle ou totale intervient dans la prévention primaire et secondaire. (Bus et al. [2016]).

La majorité des études portant sur le pied diabétique neuropathique analyse la pression plantaire ou les propriétés matériaux des tissus mous. (Jacob et al. [1999], Telfer et al. [2014], Cavanagh et al. [2008], Fernando et al. [2013], Fang et al. [2013]). Cependant à l'heure actuelle, aucune étude ne démontre un seuil de pression ou une modification des caractéristiques des tissus mous expliquant l'ulcération. Des travaux récents ont mis en relation le taux de déformation des tissus mous et le risque d'ulcération, Loerakker et al. [2013]. Ainsi, pour étudier le risque de plaie de pression, il serait intéressant de créer un outil permettant l'analyse des déformations des tissus en lien avec les spécificités du pied humain dans sa fonction.

Par ailleurs, la pression et la déformation des tissus mous entraînent un signal nociceptif en cas de contrainte importante. La neuropathie est le facteur principal de la perte de sensibilité. Le patient ne percevra pas ce signal douloureux et ne pourra donc pas mettre en œuvre les stratégies nécessaires pour lever ce stimulus. Cette complication intervient chez environ 50% des patients diabétiques (15% à 60 % en fonction des études). Cependant, l'ulcération ne touchera qu'un patient neuropathique sur deux (**Erreur ! Nous n'avons pas trouvé la source du renvoi.**). Par conséquent, il semble exister des facteurs associés à la neuropathie favorisant l'apparition de maux perforants plantaires.

Le problème est donc lié à ces facteurs plus qu'au diabète lui-même. Autrement dit, ce n'est pas en régulant le diabète que l'on peut faire cicatriser un mal perforant plantaire. Les facteurs associés à la neuropathie sont donc la pression et la déformation des tissus. Un niveau de compréhension trop superficiel des facteurs d'ulcération est problématique car il ne permet pas de mettre en œuvre des solutions réellement efficaces pour les patients. Il est donc nécessaire d'approfondir la connaissance des mécanismes responsables de l'ulcération du pied neuropathique.

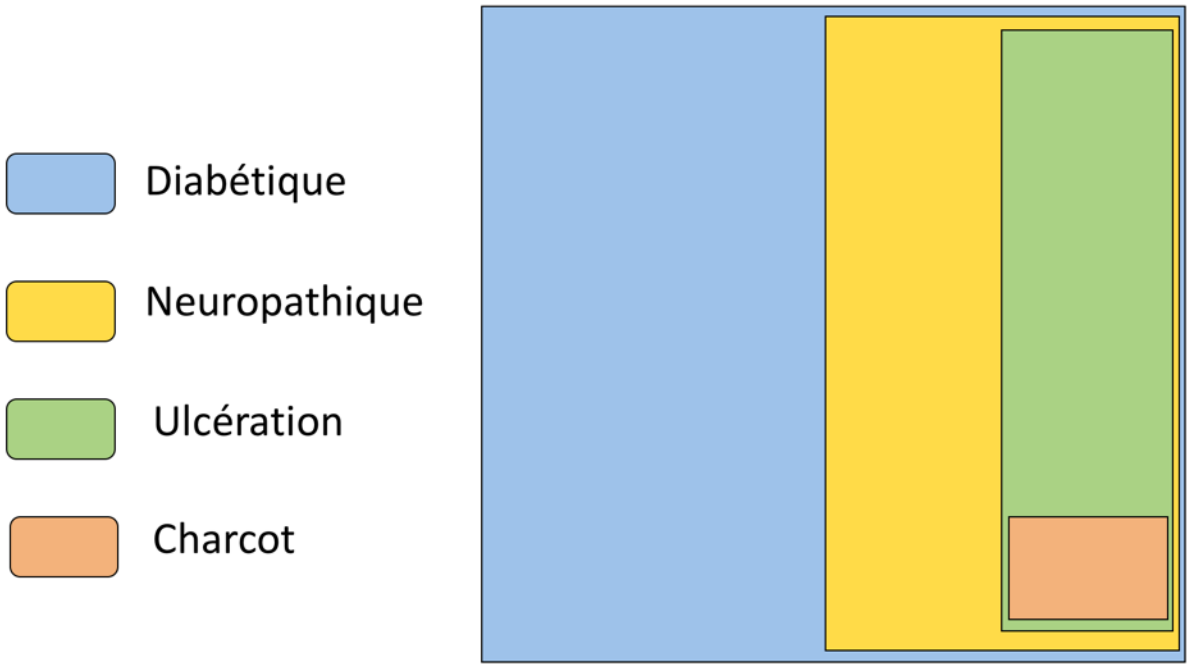


Figure 101:: représentation graphique des proportions pour la population diabétique globale de : patients neuropathiques, avec risque d'ulcération, et pied de Charcot

2.1.2. La neuropathie et ses conséquences

La définition du terme « neuropathie » est complexe car directement liée à la discipline qui va devoir la diagnostiquer ou la prendre en charge. De manière générale, on donne le nom de neuropathie à toute modification du système nerveux périphérique. Nous proposons cette définition pour la notion de neuropathie diabétique :
« Présence de symptômes ou signes d'une dysfonction des nerfs périphériques chez le patient diabétique, après éviction des autres causes possibles. »

Il existe différent types de nerfs (Figure 102). Ces nerfs sont moteurs quand ils vont propager le signal nerveux vers une structure musculaire ; on parle de fibres « efférentes ». Ils sont sensitifs quand ils remontent un signal issu d'un stimulus sensitif et l'on parle de fibres « afférentes ». Ces nerfs font partie du système nerveux périphérique. Ce sont ces derniers qui vont être touchés par la neuropathie diabétique.

La perte de sensibilité chez le sujet diabétique n'est pas liée à une dysfonction des récepteurs mais à un problème de conduction du signal (Figure 103). En fonction du type de récepteur duquel part l'information, il y aura une modification des différentes sensibilités. Et en fonction du type de conduction, rapide ou lente, le défaut d'information aura un impact différent.

Il existe différents types de récepteurs et différents types de nerfs, pouvant être plus ou moins impliqués, cela entrainant *un panel d'expression clinique large.*

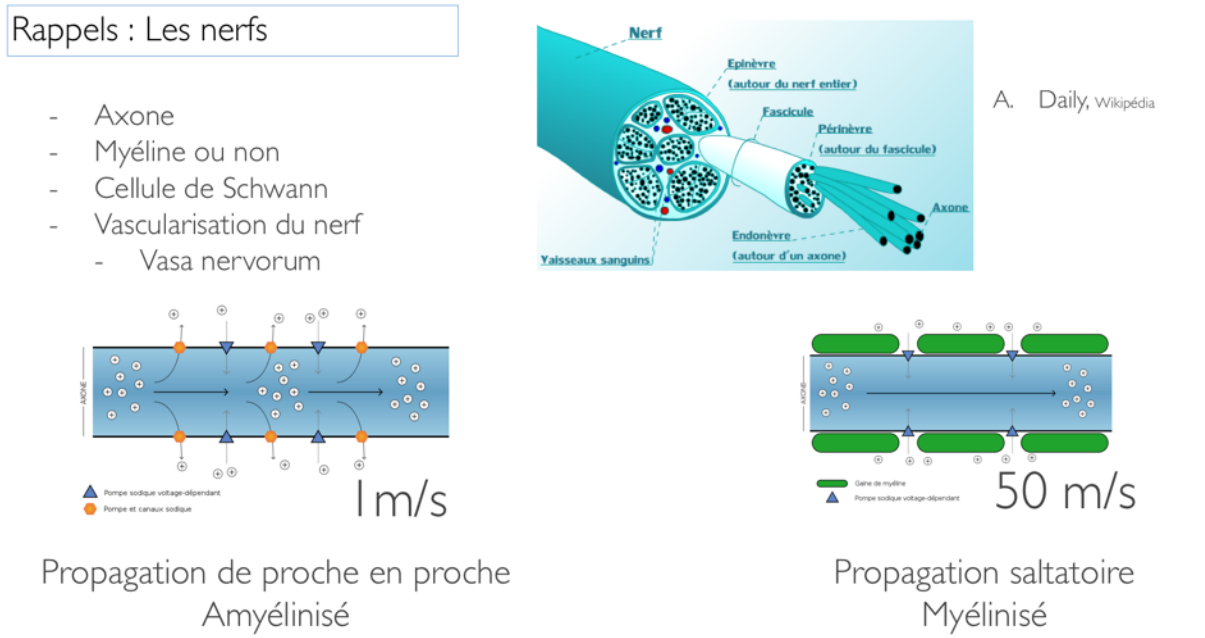


Figure 102 : Rappels de physio histologie sur le nerf et la conduction nerveuse.

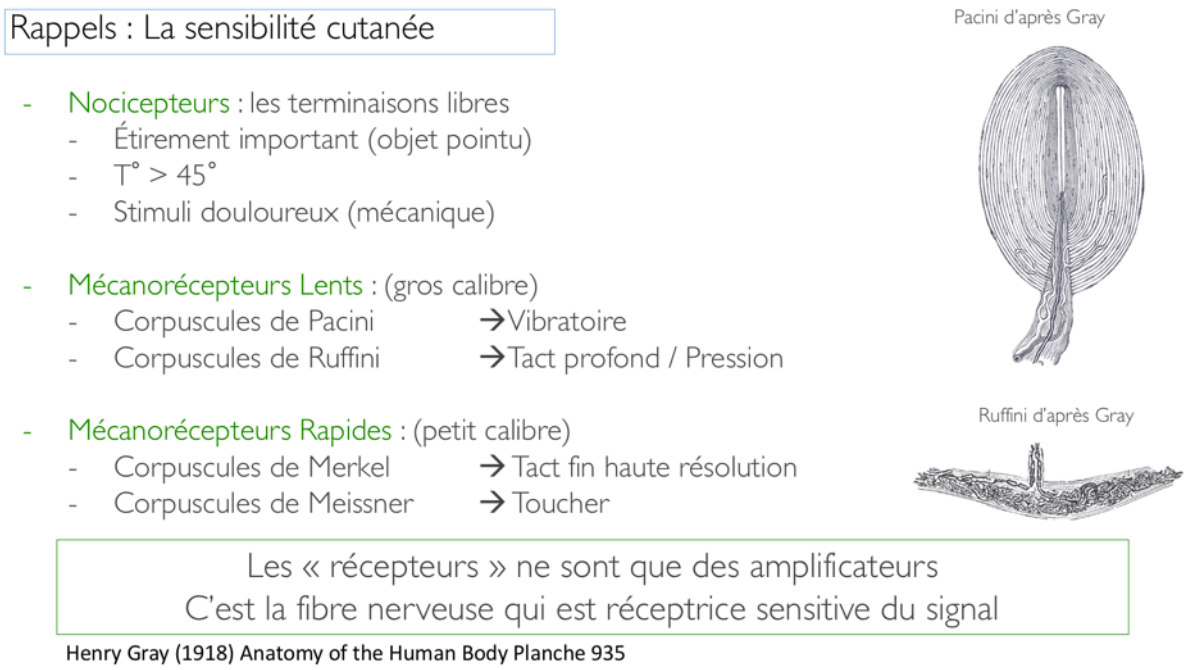


Figure 103 :Rappel des différents récepteurs cutanés et des sensibilités en lien.

La neuropathie va modifier la vitesse de conduction, l'intégrité du signal, le nombre de fibres nerveuses recrutées, la sensibilité superficielle et profonde (Figure 7), la proprioception et la contraction musculaire qu'elle soit volontaire ou reflexe. Il est impossible d'être exhaustif sur les atteintes et leur degré ; nous allons donc citer quelques exemples et leurs conséquences pour illustrer la neuropathie.

2.1.2.1. Neuropathie sensitive et douleur :

Un sujet non neuropathique possède une sensibilité lui permettant de consciemment ou inconsciemment moduler sa posture ou son appui en cas de stimulus pouvant être interprété comme une douleur. Pour cela, plusieurs mécanismes neurologiques interviennent en fonction du type de stimulus. En ce qui concerne le soulagement d'un appui en cas de douleur plantaire, on peut mentionner le réflexe de triple flexion. Ce reflexe correspond à la stimulation de fibres regroupées sous le nom « afférents du réflexe de flexion ». Ce dernier est un réflexe de triple flexion entrainant la flexion de la hanche, du genou et de la cheville. Il permet, avant même d'avoir intégré le signal comme une douleur, de soulager l'appui. Cependant, un stimulus codant une sensation douloureuse doit passer le filtre d'un système d'inhibition au niveau du tronc cérébral. La présence de ce centre d'inhibition permet d'éviter un déséquilibre postural provoqué par le réflexe de triple flexion en cas de situation nécessitant un maintien de l'appui. Le sujet neuropathique souffre d'une modification de ce réflexe, ce qui fait qu'un appui douloureux ne pourra être soulagé de manière inconsciente et automatique.

2.1.2.2. Neuropathie motrice et déformation structurelle : exemple de la griffe d'orteil.

La neuropathie motrice a de nombreuses conséquences sur la capacité musculaire du sujet. Elle va modifier le tonus musculaire, mais aussi la capacité du muscle à jouer son rôle normal à la marche ou à la station debout. Kwon et al. [2003] ont démontré l'atrophie musculaire chez les sujets diabétiques au niveau des muscles intrinsèques du pied. La fonction motrice et la force musculaire sont ainsi compromises et la régulation positionnelle segmentaire est modifiée. La présence d'une atrophie musculaire des muscles interosseux et Lombricaux n'est pas systématiquement reliée à une déformation en griffes des orteils. Cependant, la présence de

griffes chez le sujet neuropathique est associée à une atrophie des intrinsèques. La Figure 104 montre la formation de griffe totale en cas d'atrophie des interosseux et Lombricaux.

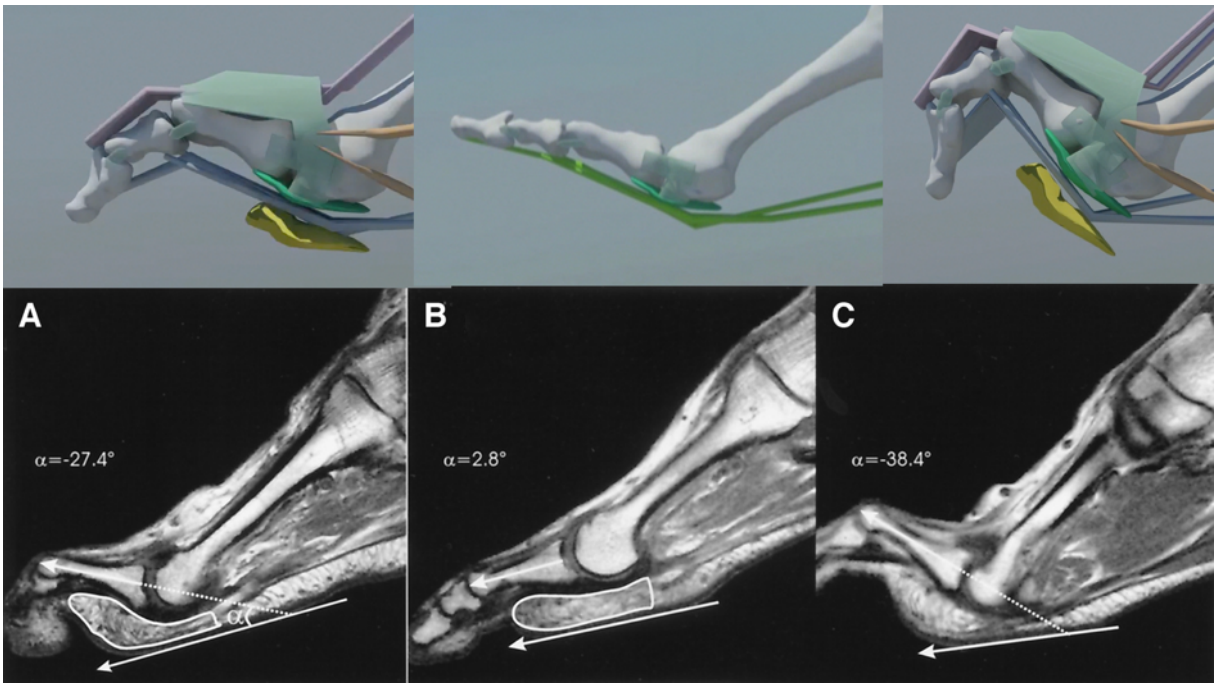


Figure 104 : A : flexion dorsale MTP, le paquet graisseux est comprimé. B : extension MTP, le paquet graisseux est bien réparti. C : Subluxation MTP en flexion dorsale, le paquet graisseux est antériorisé et amplifie la luxation, perte de la protection mécanique M

La neuropathie va donc avoir comme conséquence secondaire à la dysfonction motrice, l'apparition de déformations morphologiques comme les griffes d'orteil. Cette dernière va influencer la position des structures de tissus mous les unes par rapport aux autres et modifier les propriétés mécaniques de la région en cause. Ainsi, le paquet graisseux en regard de l'articulation métatarso phalangienne va fluer vers l'avant, se retrouvant sous la diaphyse de P1, cela va exposer la plaque plantaire ainsi que la tête métatarsienne de manière importante. (Figure 101)
La neuropathie va donc être responsable, par la perte de fonction de certains muscles, de déformations articulaire à risque pour le sujet diabétique.

2.1.2.3. Neuropathie : Conséquences fonctionnelles.

Fernando et al. [2013] ont conclu après une étude de la littérature que la neuropathie diabétique a des répercussions fonctionnelles et spatio-temporelles sur différents paramètres de pression. Sans pour autant expliquer les mécanismes en cause, leur conclusion principale est qu'il y a une augmentation des pressions plantaires lors de la phase d'appui, ainsi qu'une augmentation des temps d'appui sur certaines phases. Si l'on se réfère au mécanisme de Windlass, on peut comprendre qu'une modification du triceps, associée à des griffes d'orteil, va faire perdre la capacité du pied à emmagasiner et restituer de l'énergie de manière automatique à la marche. De plus, la perte de secteurs fonctionnels en flexion dorsale de cheville entraine une augmentation des appuis sur les têtes métatarsiennes, avec un second pivot modifié et un troisième pivot prolongé. La non-inhibition du triceps entraine l'équivalent d'un tendon d'Achille court, cela va perturber la cinématique de la marche en modifiant les bras de levier.

Le passage du pas est ainsi modifié avec une phase taligrade diminuée mais avec un impact plus important, une phase plantigrade allongée et une augmentation du temps d'appui en digitigrade Andersen [2012].

Un cercle vicieux fonctionnel se produit ainsi :
La neuropathie motrice entraîne des modifications de la cinématique en terme de modification des temps d'appui. Cela aboutit à la non-utilisation de secteurs fonctionnels lors de la marche. Une articulation qui n'exploite pas ses amplitudes maximums va aboutir à la rétraction des composants ligamentaires. La perte de mobilité associée à la perte d'action de certains muscles aboutit à l'atrophie des muscles intrinsèques. Cela va faciliter les rétractions musculaires et limiter ainsi la génération de force. Cette limitation entraîne des modifications de la cinématique et relance le cercle de dégénérescence fonctionnelle.

En définitive, certaines zones d'appui vont être exposées de manière plus intense et plus longue.

Si l'on reprend la formule de pression plantaire $P = \frac{F}{S}$ (F étant une force ponctuelle exprimée en N par exemple et S une surface exprimée en cm^2), on aura une modification à la marche de F car la cinématique change et donc la cinétique pour un même poids du sujet. On aura une modification de S qui pourra être amenée à diminuer (par exemple, la tête métatarsienne se retrouve exposée par une griffe d'orteil).
La variable Temps *t* est aussi modifiée suite au changement des phases d'appui.

La neuropathie a un impact direct sur les nerfs. Les conséquences en terme d'adaptation fonctionnelle liées à la modification des nerfs sont dues aux changement sensitif et moteur. Ces derniers auront le plus d'impact sur les paramètres entrant en jeux dans l'apparition du risque par augmentation des contraintes. Il existe un nombre important de paramètres pouvant modifier la pression plantaire et son intégration dans le temps. Cela rend ce paramètre très variable et peut expliquer pourquoi les études ne peuvent donner un seuil clair de risque d'ulcération à partir de l'exploitation unique des paramètres de pression. L'outil de mesure de pression est donc insuffisant.

2.1.3. Mécanique de la plaie de pression

Des travaux récents, dans le domaine de la plaie de pression, ont permis de comprendre le mécanisme associé à la formation d'ulcération. Loerakker et al. [2013] ont en effet étudié le muscle et démontré des seuils permettant de décrire deux mécanismes de formation de plaies (Figure 105) :

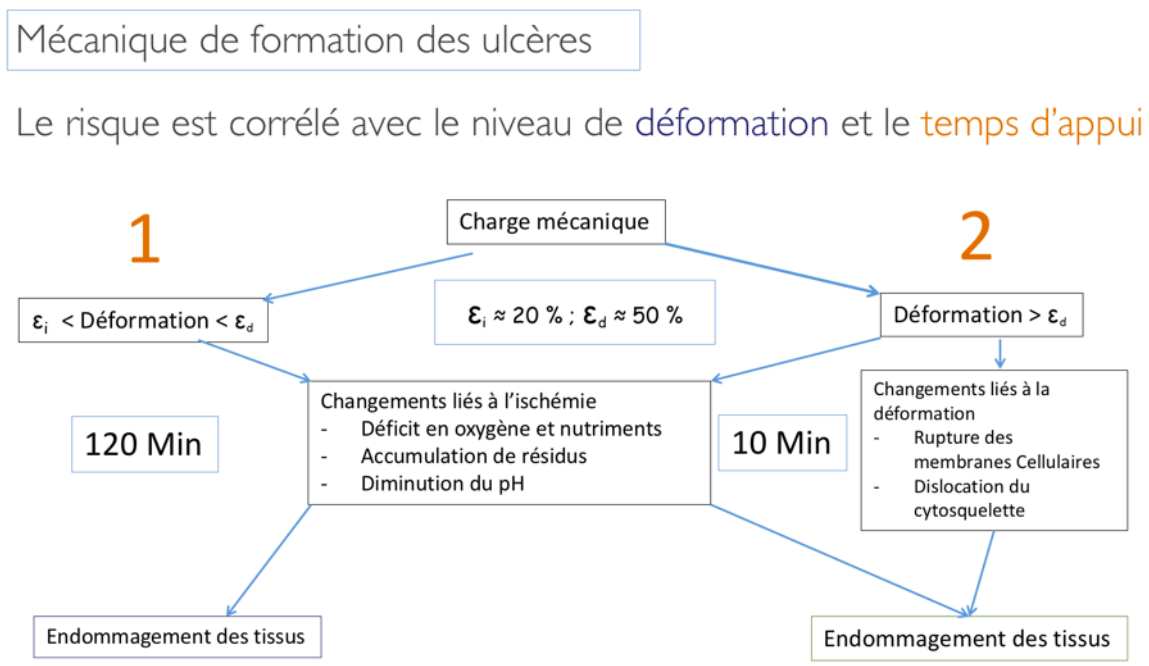


Figure 105 : Mécanismes de déformation des tissus en lien avec la mise en charge et le risque d'ulcération

Ainsi, c'est le taux de déformation du tissu mou entre deux structures plus rigides qui va être à l'origine de la destruction tissulaire. Cet endommagement est directement corrélé au taux de déformation et au temps d'appui. Il y a deux mécanismes :

- Déformation entre 20% et 50 % sur une période prolongée (environ 2h) : la compression tissulaire entraine une ischémie locale sur les petites artérioles. Cela aboutit à un déficit en oxygène locale et à une diminution de l'apport en nutriment. De plus, il n'y a plus de mécanisme empêchant l'accumulation des résidus métaboliques et on retrouve une modification du pH. L'endommagement des tissus en est la conséquence.

- Déformation supérieure à 50% sur une période courte (environ 10 min) : la compression tissulaire entraine une ischémie locale mais surtout une contrainte mécanique structurelle importante. Le tissu subit donc des changements liés à la déformation physique. On retrouve une rupture des membranes cellulaires et une dislocation du cytosquelette. L'endommagement des tissus devient encore plus important, et ce sur des durées très courtes.

Rappel des métriques :
Si l'on revient à une notion physique peut amener à deux variables qui nous serviront plus tard : Une hyper pression est une pression trop importante et représente une force appliquée sur une surface $P = \frac{F}{S}$. F est une force exprimée en N par exemple et S une surface exprimée en cm^2
Donc, en cas de P suffisant pour déclencher une douleur, il n'y a pas de soulagement de l'appui chez le neuropathique et donc l'appui se prolonge. La variable Temps t est donc aussi modifiée. Donc, en cas de mise en charge pouvant générer une douleur, la pression ne sera pas soulagée ni la durée d'appui.
Ainsi, pour une même pression exercée, si l'épaisseur du tissu mou, sa rhéologie et le temps d'appui est différent, alors le risque sera forcément différent. De plus, le paramètre surface étant exprimé au carré, une modification de surface aura une plus grande influence sur le paramètre « pression », cela diminue donc la sensibilité de ce paramètre pour la prédiction du risque.

L'intégration du taux de déformation des tissus permet de se concentrer sur des métriques patients-spécifiques moins variables. Cette nouvelle approche est la pièce manquante dans la compréhension des maux perforants plantaires. Ainsi, si l'on rapproche les métriques physiques avec leurs effecteurs anatomiques et fonctionnels, on doit pouvoir comprendre le risque individuel des patients.
Un modèle biomécanique patient-spécifique permettant la comparaison des pressions plantaires, associé à une réalité morphologique en terme de déformation osseuse et d'épaisseur des tissus mous doit donc permettre de prédire un risque. A notre connaissance, un tel modèle n'existe pas à l'heure actuelle dans la mesure où les études s'intéressant à la biomécanique du pied diabétique vont soit :

- évaluer les pressions plantaires,
- analyser la cinématique ou cinétique articulaire,
- étudier l'influence de la rhéologie des tissus mous en local.

Nous allons donc proposer, dans la seconde moitié de cette partie, l'analyse du risque d'ulcération en lien avec un pied complexe déformé ayant subi une neuro-arthropathie : le pied de Charcot.

2.1.4. Exemple du pied de Charcot

La neuro arthropathie de Charcot est une des complications les plus invalidantes touchant le pied diabétique. Décrite pour la première fois par Charcot en 1868, elle fut mise en relation avec le diabète par Jordan en 1936. On la retrouve dans 10% des imageries radiologiques de patients ayant un historique d'ulcération du pied. Le sujet est en moyenne âgé de plus de 50 ans.
Les patients souffrant d'une neuro arthropathie de Charcot ont un long historique de diabète, avec un diagnostic précoce souvent mal posé. Ce dernier peut, s'il est posé en phase aigüe, limiter les risques de déformations et donc d'ulcération en lien.

Deux phases caractérisent cette pathologie : une phase aigüe et une phase chronique (Figure 106).
En phase aigüe, (Figure 106, gauche) on observe un œdème important, unilatéral et chaud. Le diagnostic ne peut être confirmé de manière précoce qu'à l'IRM. Cette modalité d'imagerie permettra une visualisation de l'œdème osseux diffus. Une fois la phase aigüe passée, on remarquera à la radio des signes de lyse articulaire.
Le pied devient chronique (Figure 106 droite) quand une cascade de destructions et fusions articulaires interviennent. On retrouve souvent une fragmentation du naviculaire, une dislocation talo naviculaire ou cunéo naviculaire, une ostéolyse péri articulaire qui va détruire les ligaments et une perte de substance osseuse dans les articulations.

Figure 106 : A gauche : pied de Charcot en phase aiguë avec œdème du pied droit. A droite : pied de Charcot chronique avec amputation d'orteil, ulcération et remaniement osseux.

En fonction du site de luxation et déformation on retrouve une classification descriptive. Ainsi, Sanders et Frykberg [2001] met en lien les zones de risque de plaie avec les déformations les plus fréquentes (Figure 107) :

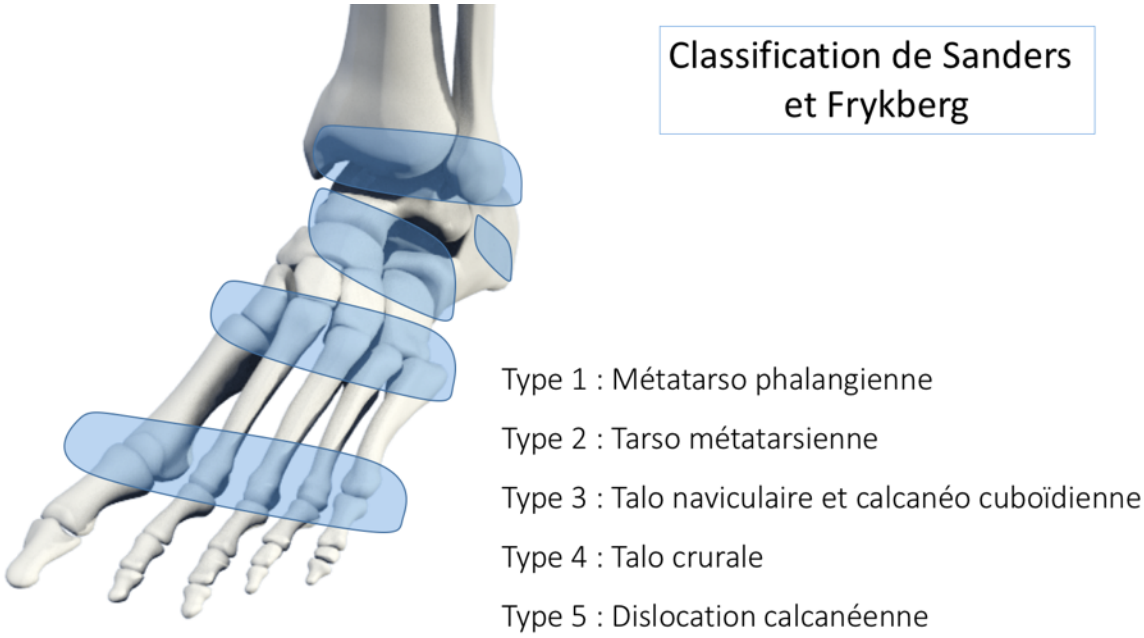


Figure 107 : Classification de Sanders et Frykberg [2001]

- Type 1 : 15% touchent les articulations inter phalangiennes et métatarso-phalangiennes

- Type 2 : 40% touchent les articulations composants le Lisfranc, avec atteinte articulaire tarso-métatarsienne et ulcération plantaire médio pied.

- Type 3 : 30 % touchent les articulations talo-naviculaire, calcanéo-cuboïdienne et naviculo-cunéenne.

- Type 4 : 10 % touchent la cheville

- Type 5 : 5% touchent le calcanéum avec fracture transversale

Le type 2 avec 40 % de prévalence est le plus fréquent. Il va correspondre à un effondrement du médio pied avec luxation des métatarsiens sur les cunéiformes. C'est donc un Charcot Type 2 que nous allons utiliser dans l'étude suivante afin de simuler les contraintes de mise en charge et vérifier la prédication du risque d'ulcération.

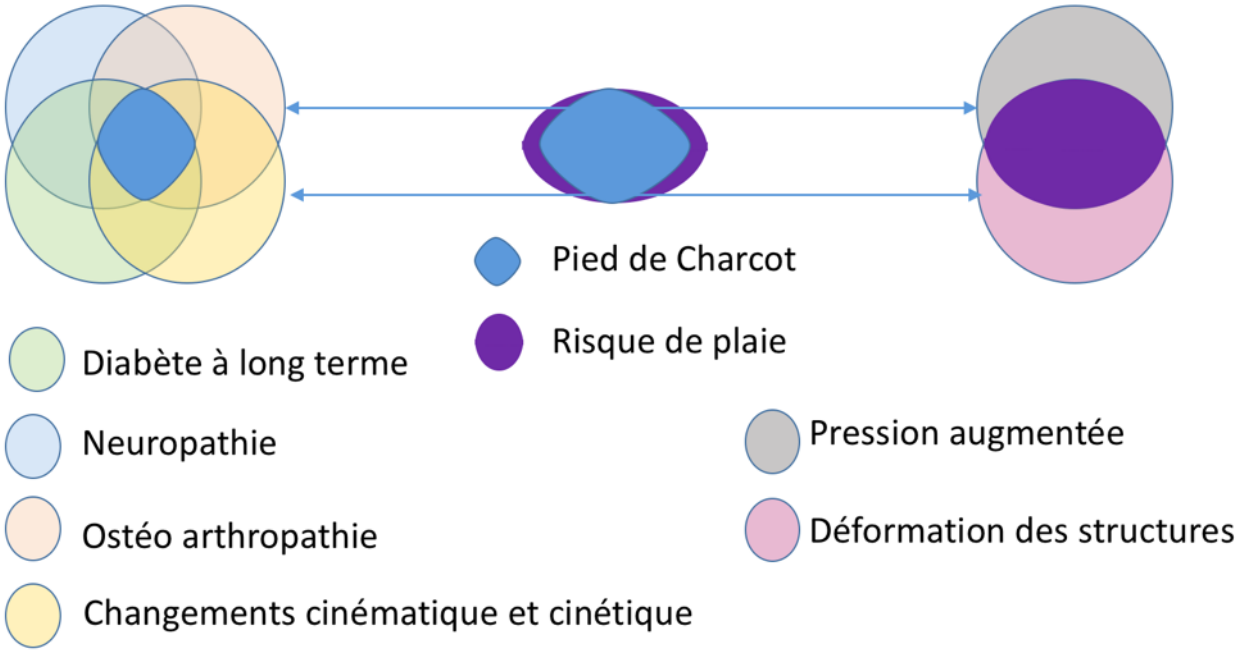


Figure 108 : A gauche : les facteurs de risque du pied de Charcot, à droite, les facteurs de risque d'ulcération

La Figure 108 illustre les liens entre les facteurs de risque de déformations par pied de Charcot avec les facteurs de risque de plaie.

2.2. Modélisation d'un pied de Charcot type 2 et prédiction du risque de plaie

L'objectif de ce travail est de construire un modèle patient-spécifique simplifié d'un pied de Charcot type 2 ayant eu un antécédent de plaie de pression.
Le modèle devra permettre :

- d'estimer les déformations locales,
- de les intégrer dans un indice de risque,
- d'être réaliste en terme de localisation de la zone à risque,
- d'être réaliste en terme de pression plantaire simulée.

2.2.1. Introduction

Un patient diabétique sur deux déclenchera une neuropathie périphérique. Cette dernière entraine une perte des mécanismes de protection en lien avec la douleur, mais aussi des modifications de la structure du pied et de son fonctionnement en charge et à la marche. Les études réalisées sur la thématique du pied diabétique ont utilisé comme métrique d'intérêt la pression plantaire. En effet des modifications morphologiques et fonctionnelles moduleront et favoriseront l'apparition de pressions plantaires plus importante. Les études démontrent que le pic de pression locale et l'intégrale pression / temps sont des paramètres qui corrèlent avec un pied ayant eu un ulcère. Cependant, la causalité n'est jamais démontrée. D'autres études ont démontré les modifications cinématiques chez le sujet diabétique et le fait que cette cinématique influence les pressions. Une étude de Guitto et al. [2014] démontre que l'on retrouve une meilleure corrélation entre les pressions plantaires simulées d'un modèle biomécanique et les pressions réelles quand le modèle est proche morphologiquement du vrai pied du patient. Mais encore une fois, les liens réels avec les ulcérations ne sont pas avérés. De plus, les modèles éléments finis étudiés utilisent des conditions quasi statiques. Les pressions plantaires ne serviront à la validation du modèle que pour ce qui est de la comparaison avec les conditions aux limites. L'utilisation des pressions plantaire ne peut nous informer du risque réel d'ulcération.
Nous émettons l'hypothèse qu'un modèle patient-spécifique d'un pied humain peut prédire le risque d'ulcération en utilisant comme données d'entrée uniquement les paramètres physiques influençant son adaptation au sol : le poids, la géométrie osseuse et la géométrie des tissus mous. Nous utiliserons la pression plantaire pour évaluer le modèle et les taux de déformations afin d'estimer le risque d'ulcération. Si le modèle s'avère réaliste sur le risque d'ulcération, alors nous pouvons considérer cette modélisation basée sur des données patient-spécifiques comme suffisante pour prédire un risque d'ulcération plantaire en lien avec la mécanique. A notre connaissance, aucune étude ne s'est encore intéressée au pied souffrant de grosses déformations morphologiques. C'est pourquoi nous allons tester notre hypothèse sur un pied de Charcot type 2 ayant eu un antécédent de plaie.

2.2.2. Matériel et méthode

Pour cette étude, nous avons utilisé les données issues d'un patient volontaire masculin de 71 ans présentant une neuropathie périphérique. Ce patient présente une neuro arthropathie de Charcot type 2 au pied droit depuis 2010 ayant entrainé la formation d'un mal perforant

plantaire. Ce mal perforant est à présent cicatrisé mais a eu plusieurs récidives en l'absence d'un traitement de décharge adapté. Un CT-Scan avait été réalisé au cours de sa prise en charge. Nous avons donc utilisé cet examen déjà effectué afin de répondre aux recommandations du comité d'éthique sur l'utilisation des données de routine clinique.

Une visualisation des tissus mous dans le logiciel Osirix permet d'identifier la zone cicatricielle du mal perforant plantaire. (B et A Figure 109)

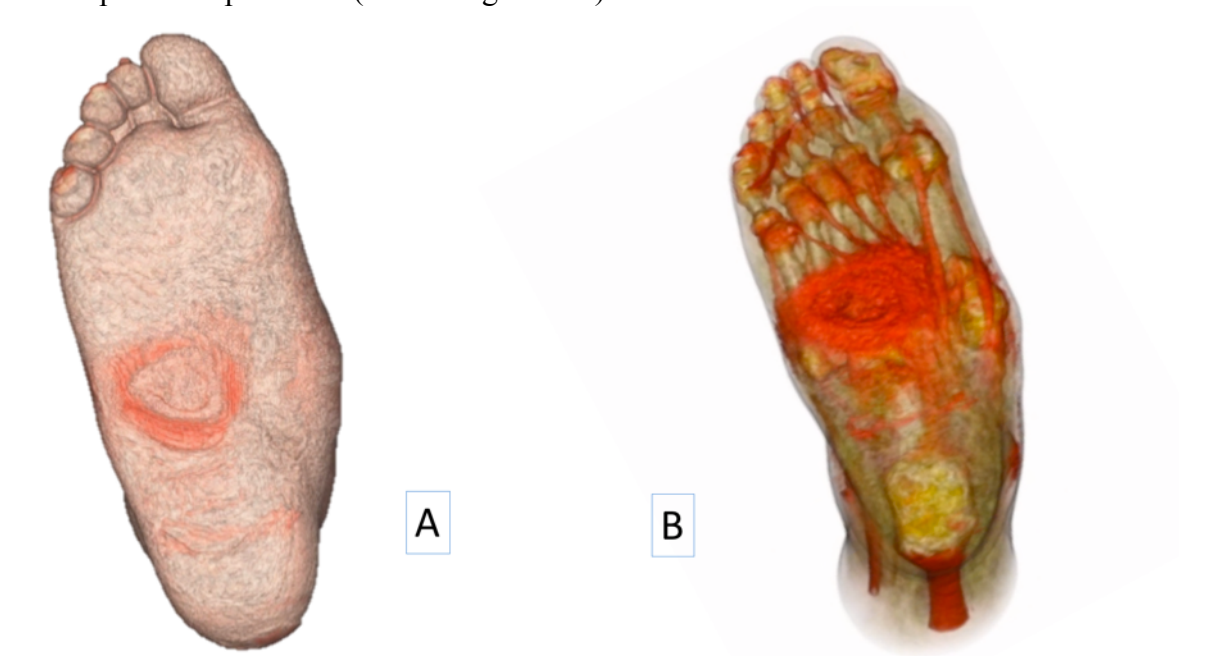


Figure 109 : A : Visualisation sur CT scan avec filtrage tissus mous de la zone de plaie. B visualisation en transparence des os, tendons et tissus cicatriciels

Un modèle éléments finis de pied a été développé à partir de ces données CT-Scan. Après segmentation des os et des tissus mous, des modèles surfaciques de ces structures ont été générées et optimisées. Le pied ayant eu un remaniement important, l'ensemble des os ont fusionné et le modèle corps rigides peut se simplifier en une seule structure (en vert sur la Figure 110)

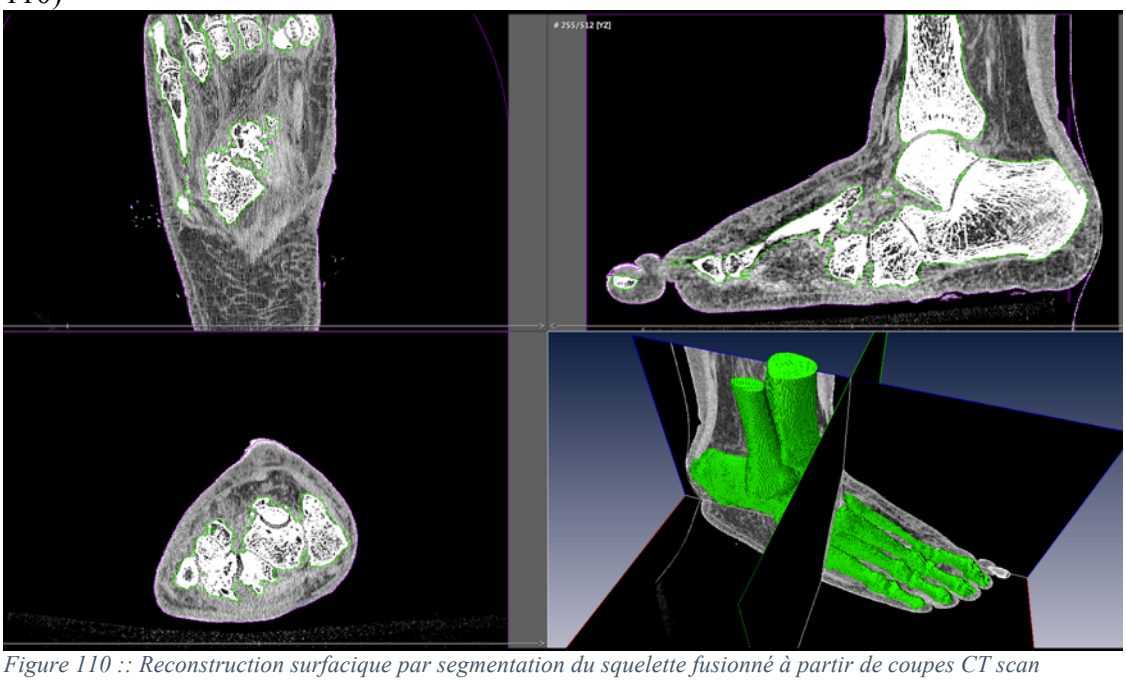


Figure 110 :: Reconstruction surfacique par segmentation du squelette fusionné à partir de coupes CT scan

Le maillage éléments finis des tissus mous a été généré avec l'outil « TexiMesher » développé par la société Texisense.
Ces tissus mous ont été modélisés en deux couches de matériaux :

- une couche de 1mm de peau en matériau néo Hookéen E=200kPa et ν = 0.495 pour 8668 éléments,
- une couche de tissu mou matériau néo Hookéen E=40 kPa et ν = 0.49 pour 60767 éléments.

Notons ici que contrairement aux données qui nous ont permis de construire notre modèle biomécanique de pied générique (chapitre 5), les images CT-scan de ce patient ne nous permettent pas d'identifier correctement les sous-structures de type gras, muscle et coque talonnière. Tous ces tissus mous ont donc été modélisés avec un seul matériau.
L'ensemble représente un continuum éléments finis de 69435 éléments avec 21629 hexaèdres, 15889 pyramides, 18669 tétraèdres et 13248 wedges.

Une plateforme baropodométrique virtuelle (Figure 111) est modélisée par une structure composée de 12062 nœuds et 10004 éléments (9244 éléments hexaèdres, 40 tétraèdres, 24 pyramides et 696 wedges). Afin d'obtenir une plateforme de rigidité importante, nous lui avons attribué comme propriétés celles d'un matériau linéaire avec un module de Young de E=2GPa et un coefficient de Poisson ν=0,495.

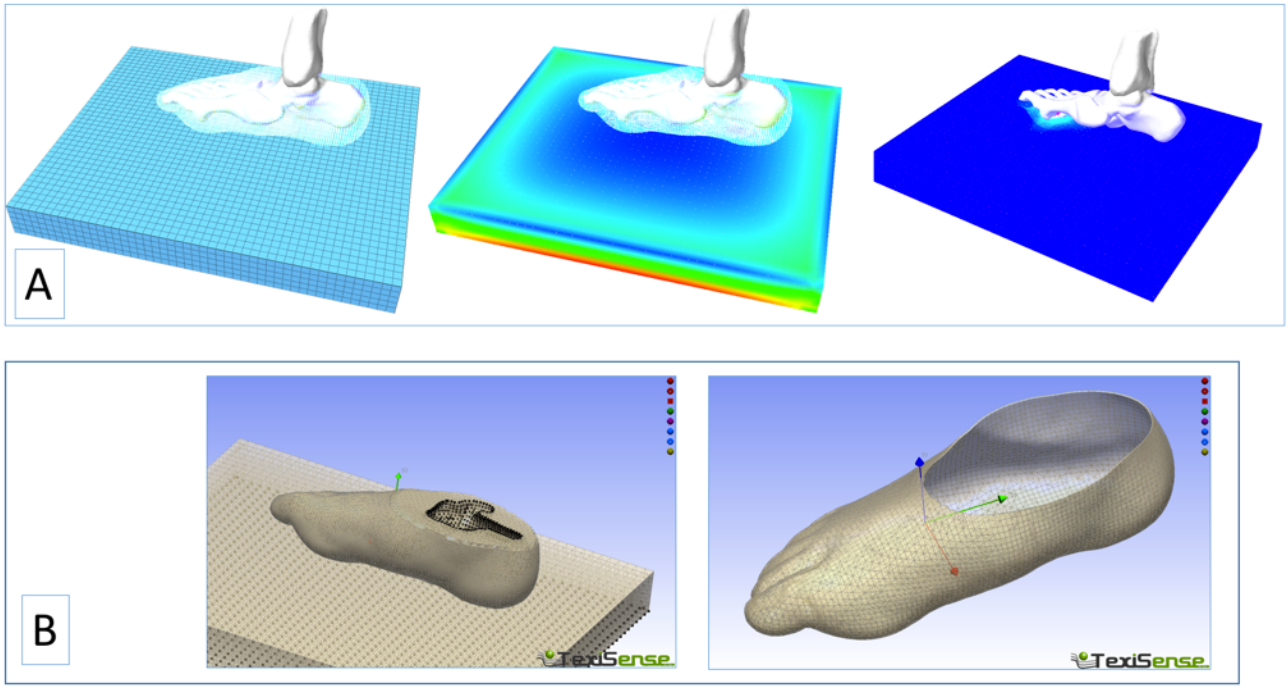


Figure 111 : A : Plateforme baropodométrique éléments finis avec de gauche à droite : pied en transparence, début de mise en charge, et mise en charge. B : Le maillage des tissus mous et de la peau.

- Simulation N° 1 : Mise en charge dynamique simulée du modèle

L'objectif de cette simulation (Figure 112) est de mettre en charge le modèle éléments finis créé sur la plateforme virtuelle avec comme conditions aux limites : la gravité et le poids du sujet, soit 50 kg sur le pied droit pour un sujet pesant 100kg.

Le modèle de pied est positionné à 1 cm au-dessus de la plateforme simulée, puis la simulation de la gravité va imposer la dynamique du pied sur cette plateforme. Plusieurs paramètres sont enregistrés au cours de la simulation jusqu'à convergence des mesures :

- Les forces normales aux nœuds de surface de la plateforme simulée. On obtient ainsi les pressions simulées à la mise en charge.
- Les déformations de chaque élément du maillage élément finis des tissus mous.

Un algorithme permet d'identifier les zones du pied où les « clusters » ayant des niveaux de déformations supérieures à 20% et 50% (en lien avec les seuils de risques ischémiques et mécaniques proposés par Loerakker et al. [2013]). Le terme « cluster » désigne ici un ensemble d'éléments contigus présentant un taux de déformation supérieur à un seuil défini. Pour chaque cluster, le volume et le nombre d'éléments sont enregistrés.
Enfin, le logiciel « ModelEditor » développé par la société Texisense permet la visualisation tridimensionnelle de ces clusters dans le repère du modèle pied.

On obtient alors les pressions d'interface entre le pied et la plateforme simulée ainsi que la localisation et la quantification d'un volume de déformation représentant le risque d'ulcération du sujet. Les pressions simulées pourront être comparées avec des mesures de pressions plantaires réelles lors d'une mise en charge du sujet, tandis que la localisation des clusters pourra être comparée aux régions anatomiques où le patient a effectivement développé un mal perforant plantaire.

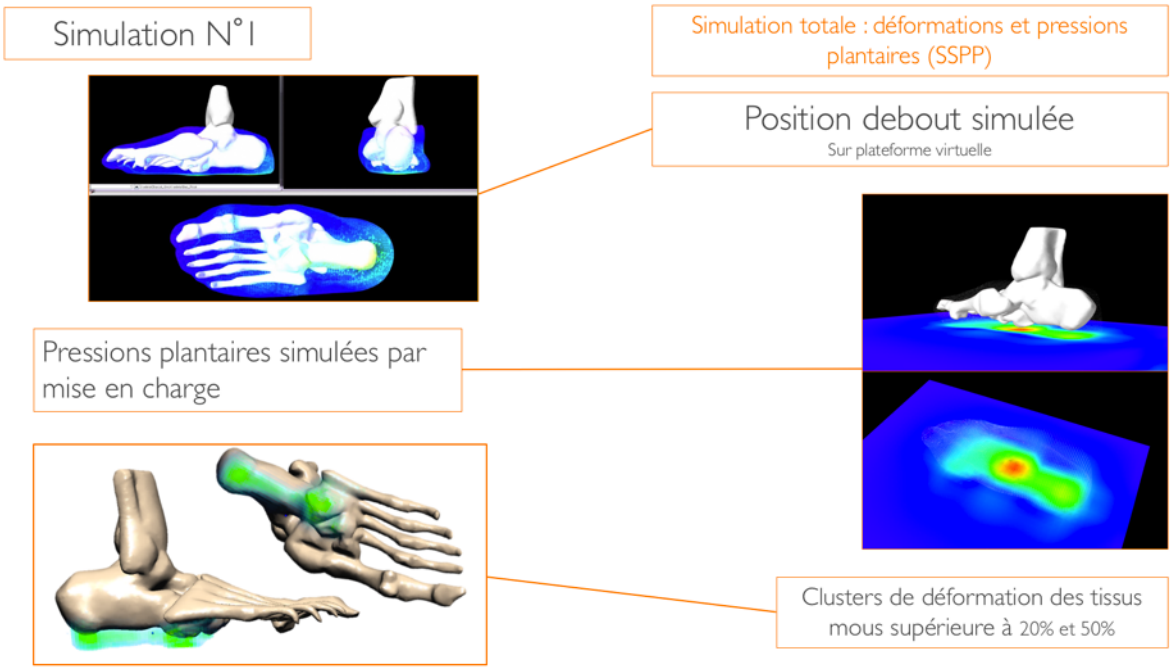


Figure 112 : Simulation N°1 : Pressions plantaires simulées et calcul des déformations

- Simulation N° 2 : Application des pressions plantaires réelles du sujet sur le modèle.

L'objectif de cette simulation (Figure 113) est d'appliquer sur le modèle éléments finis les pressions réelles du patient. Cela permettra de vérifier que l'application de la pression permet la déformation des tissus dans les mêmes proportions que dans la simulation totale afin de valider nos résultats.

Une mesure statique du patient a été effectuée sur une plateforme baropodométrique de marque ZEBRIS, de type FDM-SX, présentant 1792 capteurs capacitifs calibrés, avec une plage de mesure allant de 1 à 120 N/cm2. L'aire de mesure a pour dimension : 320 x 560mm. La fréquence d'enregistrement est de 50 Hz.
La suite temporelle des matrices de pressions est alors appliquée sur le modèle éléments finis. La partie corps rigide du modèle est supposée fixe et le maillage éléments finis est attaché aux os par la couche d'éléments la plus proche de ces derniers. Les pressions sont projetées sur les nœuds de la face plantaire du pied après recalage de l'empreinte dans le repère du modèle.

Les déformations de chaque élément du maillage des tissus mous sont enregistrées. Un algorithme permet de rechercher les clusters ayant des déformations supérieures à 20% et 50%. Pour chaque cluster, le volume et le nombre d'éléments est enregistré.

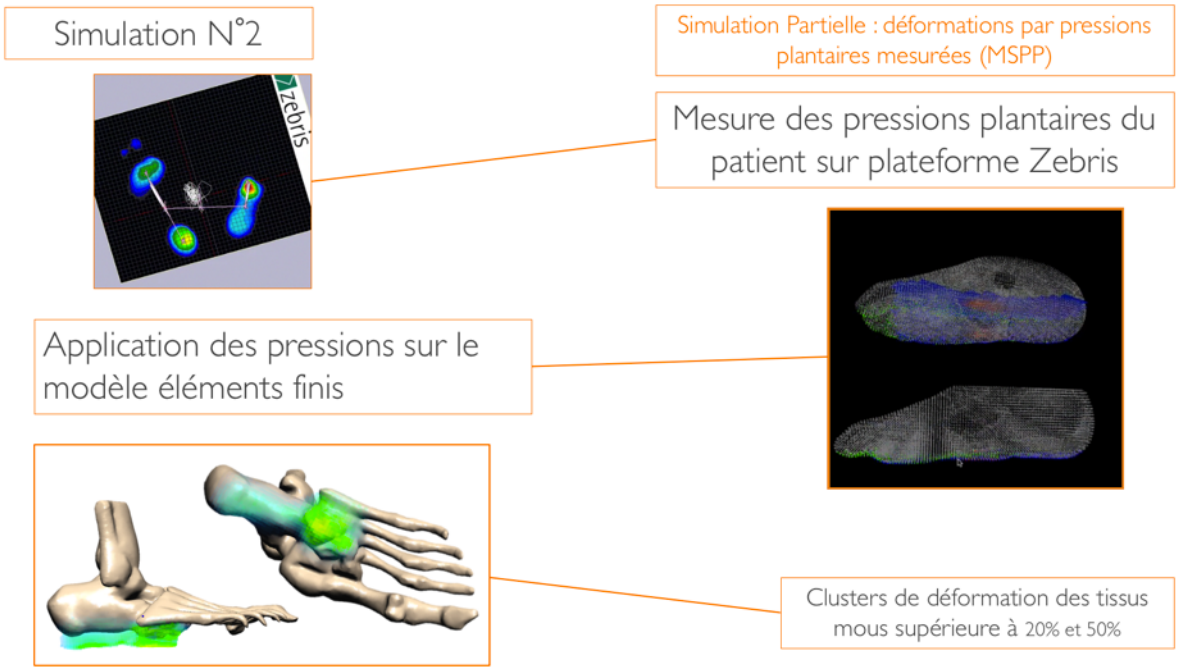


Figure 113 : Simulation N°2, application des pressions réelles et simulations des déformations

2.2.3. Résultats

Nous avons comparé deux métriques différentes (Tableau 15) :

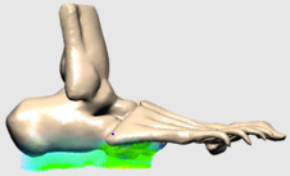
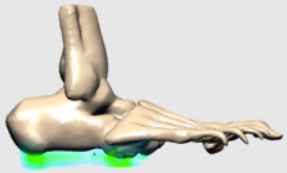
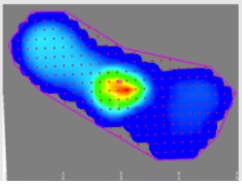
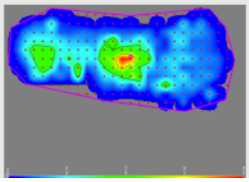
- Les pressions réelles mesurées (MSPP) et les pressions simulées (SSPP) sur le paramètre pic de pression ;
- Les volumes et nombres d'éléments ayant une déformation supérieure à 20% et 50%. Nous n'avons gardé que le cluster de plus gros pour chaque seuil.

Le pic de pression pour la mesure réelle est de 41.0 N/cm² et pour la mesure simulée de 40.55 N/cm², ce qui représente une différence de 1.1 %.
En ce qui concerne les clusters de déformation :

- Pour les déformations supérieures à 20%, le cluster issu de la simulation avec pression réelle appliquée sous le modèle de pied possède un volume de 1.92^{E-04} cm3 et 15871 éléments ont une déformation supérieure à 20%. Le cluster issu de la simulation de mise en charge sur plateforme virtuelle possède un volume de 1.84^{E-04} cm3 et 14736 éléments ont une déformation supérieure à 20%. La différence des volumes est de 4.27% et la différence du nombre d'éléments est de 7.1%.

- Pour les déformations supérieures à 50%, le cluster issu de la simulation avec pression réelle appliquée sous le modèle de pied possède un volume de 4.76^{-05} cm3 et 4920 éléments ont une déformation supérieure à 50%. Le cluster issu de la simulation de mise en charge sur plateforme virtuelle possède un volume de 4.70^{-05} cm3 et 4813 éléments ont une déformation supérieure à 50%. La différence des volumes est de 1.26% et la différence du nombre d'éléments est de 2.17%.

Tableau 15 : synthèse des résultats comparant les simulations numériques sur les variables de volume de clusters de déformation, de répartition des pressions

Simulation	MSPP	SSPP	Delta
Clusters de déformation des tissus mous supérieure à 20% en cm3	1.92E-04	1.84E-04	**4.27%**
Clusters de déformation des tissus mous supérieure à 50% en cm3	4.76E-05	4.70E-05	**1.26%**
Nb éléments 0.2	15871	14736	**7.1%**
Nb éléments 0.5	4920	4813	**2.17%**
Visualisation des clusters			
Pic de pression en N/cm2	41.00	40.55	**1.1%**
Visualisation des cartographies de pressions plantaire			

La superposition 3D (Figure 114) des données de clusters de déformations à risque sur les visualisations CT-Scan permet de voir que la localisation des clusters se trouve dans la profondeur des tissus ayant cicatrisés.

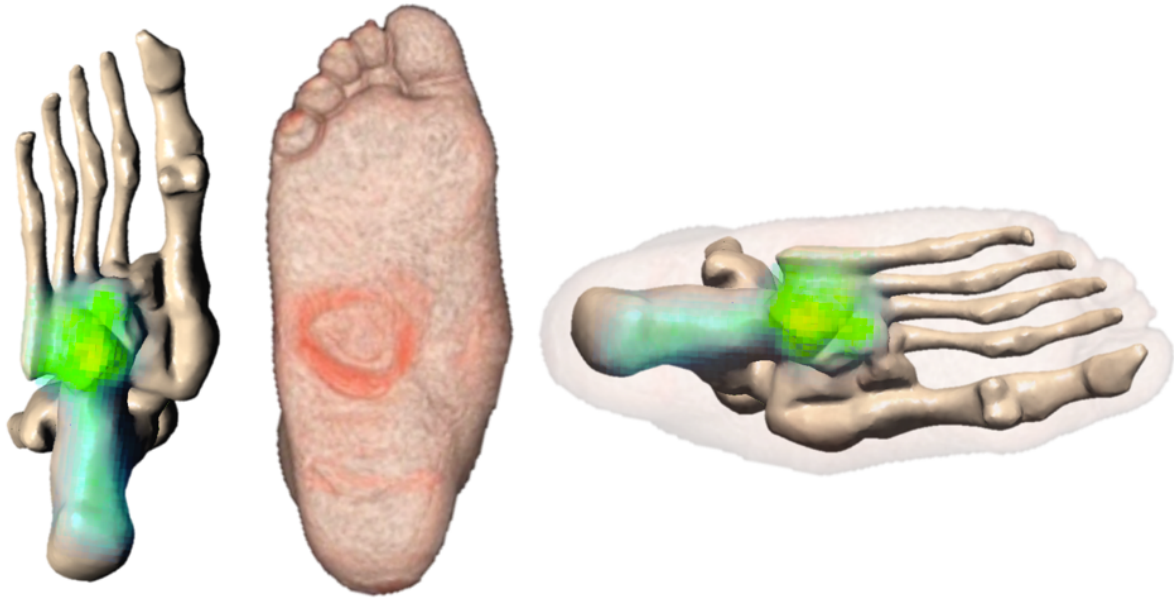


Figure 114 : Comparaison de la localisation des déformations et plaie

2.2.4. Interprétations :

La mise en charge du modèle simulé génère un pic de pressions d'interface très proche des pressions réelles mesurées sur le patient en charge. Gefen [2000] a défini les bases de validation des modèles par cette approche. Notre modèle semble donc validé sur la mise en charge.
Cependant, comme nous l'avons vu précédemment, il est indispensable de proposer une nouvelle manière de valider les modèles pour les plaies de pression. En effet, aucun seuil de pression ne peut prédire un risque d'ulcération, or le but de la simulation est bien la prédiction du risque d'ulcération et non la prédiction des hyperpressions plantaires.
L'intégration des clusters de déformation permet cette approche. Ainsi les différences entre la simulation complète de mise en charge et la simulation appliquant les pressions réelles du patient sont très proches. La simulation complète ne prend en compte que la géométrie patient-spécifique et des conditions aux limites de types forces F obtenues à partir de la pression $= \frac{F}{S}$.
La différence est de l'ordre de 5% pour les clusters ayant une déformation supérieure à 20% et de 1.3% sur ceux ayant une déformation supérieure à 50%.
Le modèle de simulation complet permet une prédiction du risque d'ulcération proche de celui utilisant les pressions plantaires. Les données de pressions réelles sont très sensibles au paramètre surface, si bien que l'outil de mesure devient un facteur très important. Une faible variation de surface aura des conséquences importantes et cela peut expliquer le manque de pertinence des pressions pour prédire l'apparition d'un ulcère. L'utilisation du paramètre Force comme entrée du modèle permet de limiter ce facteur variant et l'utilisation des volumes de déformations permet d'estimer un risque. La comparaison de localisation du tissu à risque avec le tissu effectivement cicatrisé du patient ajoute un argument pour la validité du modèle.

Notre modèle semble donc efficace pour prédire les trois points suivants :
- le pic de pression,
- le risque d'ulcération,
- la localisation de ce risque

2.2.5. Conclusions

L'objectif de cette étude était de proposer une nouvelle approche afin de prédire le risque d'ulcération du pied diabétique, et plus précisément d'un pied à haut risque : le pied de Charcot type 2.
La modélisation élément finis a pu prédire la zone de risque en lien avec une réalité anatomique et métrologique relevée sur le patient. Cette simulation dynamique de mise en charge et de maintien de la position bipédique démontre que le risque peut apparaître sur ce type de pied dans une situation considérée à risque faible comme l'orthostatisme (maintien de la station debout prolongée)
L'approche par mesure de pression plantaire semble arrivée à ses limites de par sa sensibilité à la surface de contact. Il est indispensable d'utiliser une approche par modélisation patient-spécifique utilisant les données expérimentales collectées sur ces mêmes patients. L'analyse de la déformation ne peut se faire sur un modèle simplifié local et nécessite à minima un modèle simplifié de l'ensemble du pied du patient. En effet, l'adaptation du pied au support est un des facteurs important de cette problématique.

2.2.6. Perspectives

Cette nouvelle approche permet d'envisager des évolutions importantes dans l'étude des pieds à risque d'ulcération. Si le processus de création de modèle patient-spécifique devient plus simple, l'analyse par modèle éléments finis pourrait devenir la norme. L'utilisation des paramètres de déformation permet aussi d'aller vers l'optimisation des appareillages et chaussants. En effet, si l'on devient capable de vérifier qu'un dispositif réduit les déformations tissulaires de manière suffisante pour passer sous le seuil de risque, alors le design orienté thérapeutique en termes de matériau et de forme devient possible. L'avènement des imprimantes 3D finira de démocratiser cette approche.

3. Conclusion sur l'application des méthodes

L'objectif de ce chapitre était de présenter une application spécifique du modèle patient-spécifique et une application de la méthode de conception de simulation. Les deux applications démontrent l'aspect générique du processus et du modèle permettant de comprendre les conséquences d'une dysfonction, qu'elle soit articulaire ou tissulaire. Ainsi le dimensionnement des simulations devient uniquement dépendant des métriques ou paramètres que l'on souhaite observer et n'est plus dépendant d'un modèle figé. Les limites actuelles restent le temps de segmentation des structures qui est équivalent au temps de génération du modèle articulé et éléments finis. Ensuite, les temps de simulation par la méthode mixte corps rigide et éléments finis donnent accès en quelques minutes ou heures à des résultats. Enfin, il est possible de générer des éléments finis dans les structures osseuses si cela s'avère nécessaire (pour le calcul des contraintes osseuses internes par exemple), sans que cela rajoute un temps de conception important.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Ce travail de thèse avait pour objectif principal le développement, l'évaluation et la validation d'un modèle biomécanique du pied humain. Ce modèle devait pouvoir répondre aux interrogations des cliniciens ayant à prendre en charge le pied, mais aussi aux contraintes liées aux méthodes numériques de modélisation et de simulation. L'hypothèse principale était que pour être générique, patient-spécifique, et pathologie-spécifique, un modèle biomécanique doit être conçu à partir des données d'anatomie descriptive, de biomécanique fonctionnelle et de la connaissance clinique. A partir de ces trois champs scientifiques, une théorie de fonctionnement global du « système pied » a été proposée, compatible avec les travaux majeurs des pairs de la discipline, mais proposant une explication plus générique de la compréhension du pied dans sa composante tridimensionnelle et adaptative. Le « système pied » est selon nous un système polyarticulaire, encapsulé de tissus mous, mettant en parallèle des chaines articulaires organisées en série, l'objectif étant la transmission du bon vecteur force au reste du membre inférieur et l'adaptation de ce système, quels que soient le support et la finalité du geste.

Cette théorie nous a permis de définir les structures et analogies mécaniques à modéliser qui permettent la création d'un système polyvalent. Ensuite, la conception du modèle a induit le choix d'une simulation numérique mixte couplant la mécanique des corps rigides avec la théorie des éléments finis. Cela a abouti à un modèle générique, qui pourra rester fonctionnel sur des morphologies de pied différentes, souvent associées cliniquement à des fonctions différentes. Notre modèle ainsi conçu a été évalué dans deux situations rencontrées lors du cycle de marche, en chaine fermée à la mise en charge, d'une part et en chaine ouverte par pilotage musculaire, d'autre part.

Ensuite, nous avons appliqué le modèle sur deux questionnements thérapeutiques. D'une part sur une approche d'assistance à une chirurgie orthopédique. Nous avons dans ce cadre cherché à comprendre les modifications d'actions musculaires sur un pied ayant un blocage de la cheville. Ce travail a permis d'avancer sur la compréhension des contraintes sur les articulations adjacentes, ainsi que les modifications de directions d'actions des muscles. D'autre part, nous avons exploré une nouvelle méthode de prédiction du risque d'ulcération des tissus mous sur un pied déformé par une neuro-arthropathie de Charcot de type 2. Le modèle a ainsi été capable de prédire le risque et la localisation d'ulcération à partir de données réelles du patient.

En définitive, les résultats de ce travail doctoral sont encourageant en ce sens que le processus de conception associé aux outils de modélisation a permis d'aboutir au premier modèle tridimensionnel, générique, patient-spécifique, musculo-squelettique et éléments finis du pied humain. De plus, les résultats de ce travail doctoral offrent des perspectives importantes qui vont porter sur différents domaines :

- La génération d'un clone virtuel, fonctionnel et réaliste des structures anatomiques d'un patient, quelle que soit sa morphologie en utilisant une approche par Mesh-Matching (Couteau et al. [2000], Bucki et al. [2010]). Cela correspond au calcul d'une déformation rigide puis élastique des surfaces permettant de recaler les points d'intérêt des structures modélisées en fonction de la morphologie. La Figure 115 montre les résultats préliminaires de cette approche sur deux sujets différents. Les modèles sont fonctionnels malgré les différences anatomiques.

- La chirurgie du pied et de la cheville. Le modèle offre la possibilité de tester des hypothèses de chirurgie sur un clone virtuel fonctionnel du patient avec la possibilité de générer des aides

instrumentales de type guide de coupe pour la réalisation du geste conforme à l'objectif posé. Ce type de simulation permettra à terme la génération d'implants personnalisés répondant à l'anatomie du sujet, mais aussi à sa fonction en lien avec les autres articulations.

- La podologie et prise en charge orthétique avec la génération de formes d'orthèses répondant à un objectif fonctionnel, préventif ou palliatif d'un patient, quelle que soit sa morphologie, ou la compréhension des conséquences mécaniques d'un appareillage sur les structures en lien, comme le genou, la hanche ou le rachis.

- L'apprentissage de l'anatomie descriptive et fonctionnelle avec la possibilité de voir les conséquences, mouvements et adaptations des structures du pied en lien avec les contractions musculaires ou la présence ou non des certaines structures.

- La neuro-orthopédie avec la simulation de transferts tendineux, d'inactivations musculaires ou de contraintes cinématiques en lien avec des troubles de la commande.

- En soin des plaies de pression avec la possibilité d'estimer un risque d'ulcération plantaire en fonction de la morphologie, mais aussi de la position du pied, talon, cheville, sur le support. Une fois cette estimation faite, cela permettra de concevoir les appareillages permettant de diminuer le risque pour ces patients.

En conclusion, nous pensons que la perspective la plus importante de cette thèse est la possibilité d'appliquer notre méthodologie à tout système ostéo-articulaire. Ainsi, l'objectif à terme de ce travail est la conception du premier modèle générique, patient-spécifique, musculo-squelettique et éléments finis du corps humain. Le chemin pour y arriver est encore long, mais à l'heure actuelle, la modélisation complète du membre inférieur est déjà bien avancée. (Figure 116)

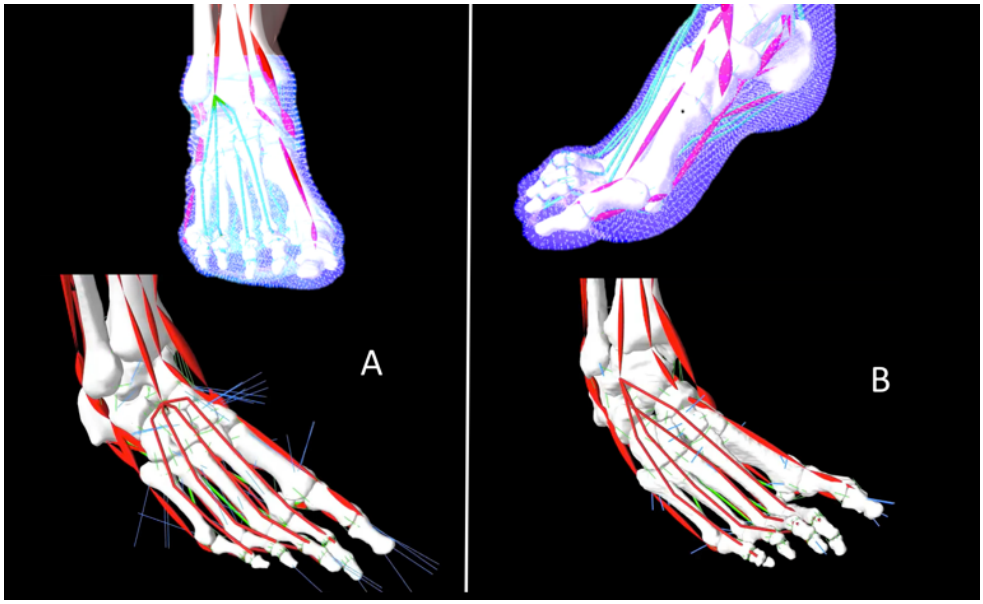


Figure 115 : exemple de modèles issus du transfert anatomique : en haut modèle éléments finis, en bas modèle corps rigide avec visualisation de force de contraintes articulaires pour les patients A et B

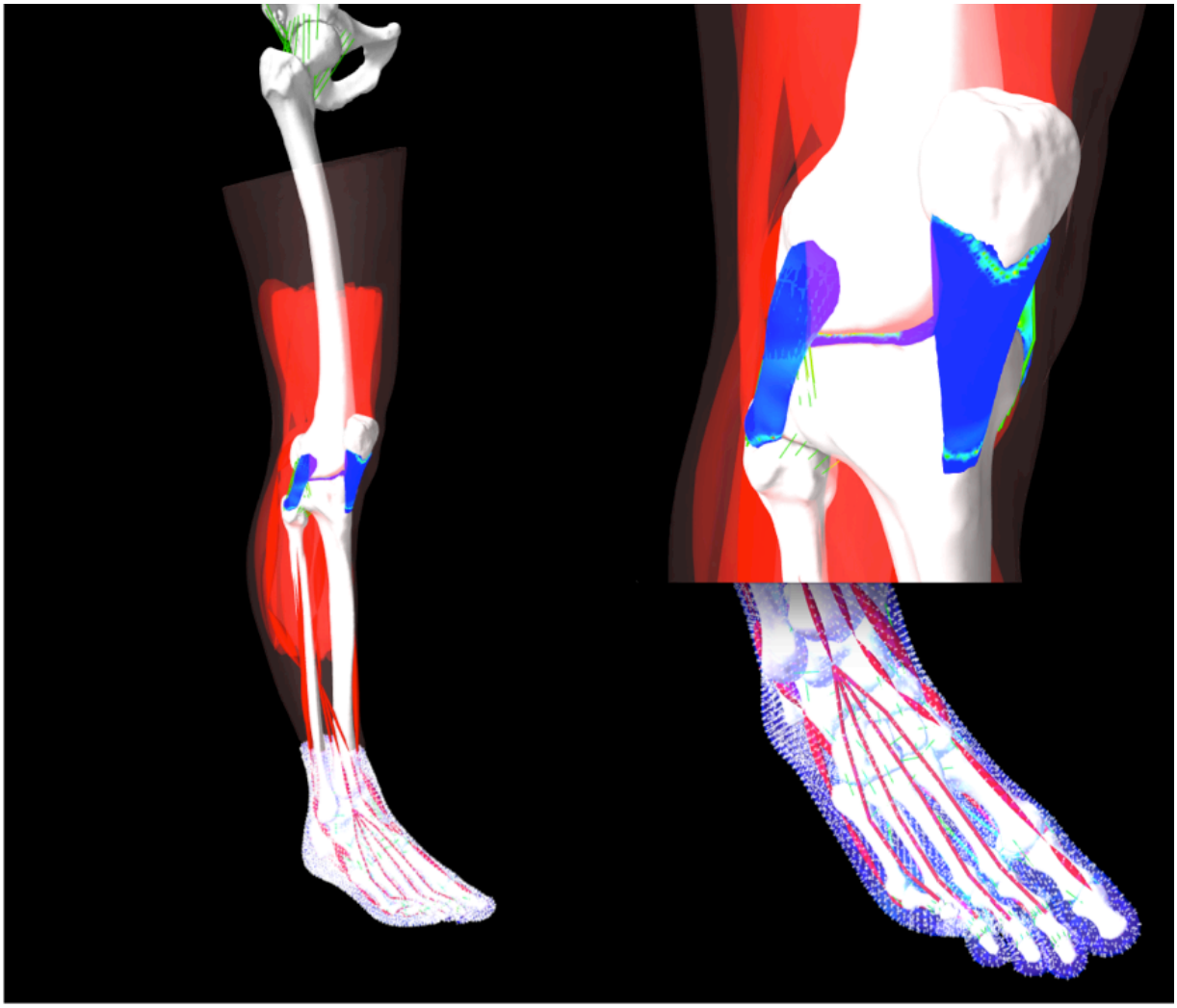


Figure 116 : Modélisation musculo squelettique et éléments finis du membre inférieur du modèle générique

BIBLIOGRAPHIE

1. CHAPITRE 1

Netter, F. H. (2010). *Atlas of Human Anatomy*. *Masson* (Vol. 97).

Putz, R., & Pabst, R. (2001). *Sobotta Atlas of Human Anatomy, Volume 2: trunk, viscera, lower limb*.

Standring S. (2013). *Gray's Anatomy* (Vol. 2).

Dufour, M., & Pillu, M. (2012). *Biomécanique Fonctionnelle*.

2. CHAPITRE 2

Pisani L. Milano G. (1986). Pied astragalien et pied calcanéen. Podologie. Paris: Expansion scientifique française.

Duchenne de Boulogne Guillaume. (1867). Physiologie des mouvements de. Paris: J.B. Bailliere.

Seringe, R., & Wicart, P. (2013). The talonavicular and subtalar joints: The "calcaneopedal unit" concept. Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research, 99(6 SUPPL), S345–55.

Chevrot A. Chemla N. Godefroy D. Dupont AM. (2004). Pathologie régionale du pied et de la cheville. SFMCP

Root M. L. (1973). Biomechanical Examination of The Foot. Journal of the American Podiatric Medical Association (Vol. 63). Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp.

Lelievre J. Lelievre JF. (1981). Pathologie du pied:physiologie. Clinique. Traitement médical, orthopédique et chirurgical. Paris: Masson.

Kirmisson E. (1902). Les difformités acquises de l'appareil locomoteur pendant l'enfance et l'adolescence (Masson). Paris

Ombrédanne L. Mathieu P. (1937). Traité de chirurgie orthopédique (Masson). Paris.

Barnett, C. H., & Napier, J. R. (1952). The axis of rotation at the ankle joint in man; its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula. Journal of Anatomy, 86(1), 1–9.

Hicks, J. H. (1956). The Mechanics of the Foot, I. The joints. Cells Tissues Organs, 27(3), 180–192.

Inman, V. T. (1969). The influence of the foot-ankle complex on the proximal skeletal structures. Artificial Limbs, 13(1), 59–65.

Lundberg, a, Goldie, I., Kalin, B., & Selvik, G. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex: plantar flexion and dorsi flexion. Foot & Ankle, 9(4), 194–200.

Henke w. (1859). Die Bewegung des Fusses am Sprungbein. In Zeitschrift Ratgeber Medizin (pp. 7:225–234).

Lopez, A. A. & Goldcher, A. (2012). Historique de la compréhension de la biomécanique du pied nu. Elsevier Masson.

Ronconi, P. (2003). l piede - Biomeccanica e patomeccanica in tema di antigravitarieta' - Progettazione ortesi podaliche - Approccio matematico alle osteotomia del primo raggio. (Timeo, Ed.). Bologna.

Lapidus, P. W. (1963). Kinesiology and mechanical anatomy of the tarsal joints. Clin Orthop Relat Res, 30, 20–36.

Wright, D. G., & Rennels, D. C. (1964). A Study of the Elastic Properties of Plantar Fascia. The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume, 46, 482–92.

De Doncker E. Kowalski C. (1970). Le pied normal et pathologique. In Acta Ortop. (p. 30 :386–559). Belgica.

MacConaill, M. A. (1945). The postural mechanism of the human foot. Proceedings of the Royal Irish Academy, 50B, 265–278.

Perrier, A. (2011). Analyse quantitative tridimensionnelle de différents morphotypes de membre inférieur. Mémoire Master recherche : biomécanique et modélisation ostéoarticulaire. Paris, École Nationale Supérieure des Arts et Métiers.

Hicks, J. H. (1956). the Mechanics of the Foot, II. The plantar aponeurosis and the arch. Cells Tissues Organs, 27(3), 180–192.

Jack, E. a. (1953). Naviculo-cuneiform fusion in the treatment of flat foot. The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume, 35-B(1), 75–82.

Davis, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science, 10(5), 575–587.

Perry, J. (1992). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Thorofare, NJ: Slack.

Winter, D. (1995). A.B.C. (anatomy, Biomechanics and Control) of Balance During Standing and Walking.

Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. Gait and Posture, 6(2), 163–170.
Gage, J. R. (1993). Gait analysis. An essential tool in the treatment of cerebral palsy. Clinical Orthopaedics and Related Research.

3. CHAPITRE 3

3.1. Bibliographie, modèle multicorps rigides

Kwak, S. D., Blankevoort, L., & Ateshian, G. A. (2000). A Mathematical Formulation for 3D Quasi-Static Multibody Models of Diarthrodial Joints. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

Salathe, E. P., & Arangio, G. A. (2002). A biomechanical model of the foot: the role of muscles, tendons, and ligaments. *Journal of Biomechanical Engineering*, *124*(3), 281–287.

Liacouras, P. C., & Wayne, J. S. (2007). Computational modeling to predict mechanical function of joints: application to the lower leg with simulation of two cadaver studies. *Journal of Biomechanical Engineering*, *129*(6), 811–817.

Walker, P.S. and J.V. Hajek,(1972). The load-bearing area in the kneejoint. J Biomech,5(6): p. 581-9

Radin, E. L., & Paul, I. L. (1972). A consolidated concept of joint lubrication. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, *54*(3), 607–613.

Iaquinto, J. M., & Wayne, J. S. (2011). Effects of surgical correction for the treatment of adult acquired flatfoot deformity: A computational investigation. *Journal of Orthopaedic Research*, *29*(7), 1047–1054.

Wei, F., Braman, J. E., Weaver, B. T., & Haut, R. C. (2011). Determination of dynamic ankle ligament strains from a computational model driven by motion analysis based kinematic data. *Journal of Biomechanics*, *44*(15), 2636–2641.

Spratley, E. M., Matheis, E. A., Hayes, C. W., Adelaar, R. S., & Wayne, J. S. (2013). Validation of a Population of Patient-Specific Adult Acquired Flatfoot Deformity Models, (December), 1861–1868.

3.2. Bibliographie, Modèle analyse du mouvement.

Pradon, D., Pradel, G., Li, T., & Roche, N. (2013). Analyses instrumentales du mouvement. *EMC, Paris (Elsevier Masson SAS), Kinésithérapie,* 1–8

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, *8*(3), 383–392.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., … Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *Journal of Biomechanics*, *35*(4), 543–548.

Wu, G., Van Der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., … Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, *38*(5), 981–992.

Bell, A. L., Pedersen, D. R., & Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, *23*(6), 617–621.

Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, *105*(2), 136.

Carson, M. C., Harrington, M. E., Thompson, N., O'Connor, J. J., & Theologis, T. N. (2001). Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: A repeatability analysis. *Journal of Biomechanics*, *34*(10), 1299–1307.

Leardini, a., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativo, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait and Posture*, *25*(3), 453–462.

MacWilliams, B. a., Cowley, M., & Nicholson, D. E. (2003). Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait and Posture*, *17*(3), 214–224.

Rankine, L., Long, J., Canseco, K., & Harris, G. F. (2008). Multisegmental foot modeling: a review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, *36*(2-3), 127–181.

Kepple, T. M., Stanhope, S. J., Lohmann, K. N., & Roman, N. L. (1990). A video-based technique for measuring ankle-subtalar motion during stance. *Journal of Biomedical Engineering*, *12*(4), 273–280.

Scott, S. H., & Winter, D. A. (1991). Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *Journal of Biomechanics*, *24*(8), 743–752.

Woodburn, J., Nelson, K. M., Siegel, K. L., Kepple, T. M., & Gerber, L. H. (2004). Multisegment foot motion during gait: proof of concept in rheumatoid arthritis. *J Rheumatol*, *31*(10), 1918–1927.

Simon, J., Doederlein, L., McIntosh, A. S., Metaxiotis, D., Bock, H. G., & Wolf, S. I. (2006). The Heidelberg foot measurement method: development, description and assessment. *Gait & Posture*, *23*(4), 411–24.

Davis RB, Jameson E, Davids JR, Christopher LM, Rogozinski B, A. J. (2008.). The Design, Development, and Initial Evaluation of aMultisegment Foot Model for Routine Clinical Gait Analysis. Foot andAnkle Motion Analysis: Clinical Treatment and Technology Boca Raton ,FL: CR. p. 425

Moseley, L., Smith, R., Hunt, A., & Gant, R. (1996). Three-dimensional kinematics of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males. *Clinical Biomechanics*, *11*(1), 39–45.

Kaufman KR, Kitaoka HP, Hansen D, Shaughnessy WJ. (1997) Technique for measurement of foot and ankle kinematics in children. IEEE/EMBS 19th International Conference.

Saraswat, P., Andersen, M. S., & MacWilliams, B. a. (2010). A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis. *Journal of Biomechanics*, *43*(9), 1645–1652.

3.3. Bibliographies, modèles éléments finis

Buchanan G (1994) Schaum's outline of finite element analysis. New York: McGraw-Hill. New York.

Nakamura, S., Crowninshield, R. D., & Cooper, R. R. (1981). An analysis of soft tissue loading in the Foot — A preliminary report. *Bulletin of Prosthetics Research*, *18*(1), 27–34.

Lemmon, D., Shiang, T. Y., Hashmi, A., Ulbrecht, J. S., & Cavanagh, P. R. (1997). The effect of insoles in therapeutic footwear - A finite element approach. *Journal of Biomechanics*, *30*(6), 615–620.

Jacob, S., & Patil, M. K. (1999). Stress analysis in three-dimensional foot models of normal and diabetic neuropathy. *Frontiers of Medical and Biological Engineering : The International Journal of the Japan Society of Medical Electronics and Biological Engineering*, *9*(3), 211–227.

Gefen, a, Megido-Ravid, M., Itzchak, Y., & Arcan, M. (2000). Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *Journal of Biomechanical Engineering*, *122*(December), 630–639.

Chen, W. P., Tang, F. T., & Ju, C. W. (2001). Stress distribution of the foot during midstance to push off in barefoot gait: a 3D finite element analysis. *Clin. Biomech.*, *16*, 614–620.

Chen, W. P., Ju, C. W., & Tang, F. T. (2003). Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: A finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, *18*(6), 17–24.

Gefen, A. (2003). Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot. *Medical Engineering and Physics*, *25*(6), 491–499.

Thomas, V. J., Patil, K. M., & Radhakrishnan, S. (2004). Three-dimensional stress analysis for the mechanics of plantar ulcers in diabetic neuropathy. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *42*(2), 230–235.

Erdemir, A., Saucerman, J. J., Lemmon, D., Loppnow, B., Turso, B., Ulbrecht, J. S., & Re Cavanagh, P. (2005). Local plantar pressure relief in therapeutic footwear: Design guidelines from finite element models. *Journal of Biomechanics*, *38*(9), 1798–1806.

Cheung, J. T. M., & Zhang, M. (2005). A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *86*(2), 353–358.

Cheung, J. T. M., Zhang, M., Leung, A. K. L., & Fan, Y. B. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing - A material sensitivity study. *Journal of Biomechanics*, *38*(5), 1045–1054.

Goske, S., Erdemir, A., Petre, M., Budhabhatti, S., & Cavanagh, P. R. (2006). Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, *39*(13), 2363–2370.

Dai, X. Q., Li, Y., Zhang, M., & Cheung, J. T. M. (2006). Effect of sock on biomechanical responses of foot during walking. *Clinical Biomechanics*, *21*(3), 314–321.

Yarnitzky, G., Yizhar, Z., & Gefen, a. (2006). Real-time subject-specific monitoring of internal deformations and stresses in the soft tissues of the foot: a new approach in gait analysis. *Journal of Biomechanics*, *39*, 2673–2689.

Erdemir, A., Viveiros, M. L., Ulbrecht, J. S., & Cavanagh, P. R. (2006). An inverse finite-element model of heel-pad indentation. *Journal of Biomechanics*, *39*(7), 1279–1286.

Antunes, P. J., Dias, G. R., Coelho, a T., Rebelo, F., & Pereira, T. (2007). Non-Linear Finite Element Modelling of Anatomically Detailed 3D Foot Model. *Report Paper*, 1–11.

Actis, R. L., Ventura, L. B., Smith, K. E., Commean, P. K., Lott, D. J., Pilgram, T. K., & Mueller, M. J. (2006). Numerical simulation of the plantar pressure distribution in the diabetic foot during the push-off stance. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *44*(8), 653–663.

Budhabhatti, S. P., Erdemir, A., Petre, M., Sferra, J., Donley, B., & Cavanagh, P. R. (2007). Finite element modeling of the first ray of the foot: a tool for the design of interventions. *Journal of Biomechanical Engineering*, *129*(5), 750–756.

Ledoux, W. R., Dengler, E. D., & Fassbind, M. J. (2008). A finite element foot model for simulating muscle imbalances. *Journal of Foot and Ankle Research*, *1*(Suppl 1), O45.

Actis, R. L., Ventura, L. B., Lott, D. J., Smith, K. E., Commean, P. K., Hastings, M. K., & Mueller, M. J. (2008). Multi-plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *46*(4), 363–371.

Agić, A., Nikolić, V., Mijović, B., & Reischl, U. (2008). Biomechanical Model of the Diabetic Foot. *Collegium Antropologicum*, *32*(2), 881–886.

Cheung, J. T. M., & Zhang, M. (2008). Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method. *Medical Engineering and Physics*, *30*(3), 269–277.

Shariatmadari, M. R. (2009). Finite Element Analysis into the Foot - Footwear Interaction Using EVA Footwear Foams. *IFMBE Proceedings*, *23*, 1627–1630.

García-Aznar, J. M. (2008). Load Transfer Mechanism for Different Metatarsal Geometries: A Finite Element Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, *131*(2), 021011.

García-González, A., Bayod, J., Prados-Frutos, J. C., Losa-Iglesias, M., Jules, K. T., de Bengoa-Vallejo, R. B., & Doblaré, M. (2009). Finite-element simulation of flexor digitorum longus or flexor digitorum brevis tendon transfer for the treatment of claw toe deformity. *Journal of Biomechanics*, *42*(11), 1697–1704.

Bayod, J., Losa-Iglesias, M., Becerro de Bengoa-Vallejo, R., Prados-Frutos, J. C., Jules, K. T., & Doblare, M. (2010). Advantages and Drawbacks of Proximal Interphalangeal Joint Fusion Versus Flexor Tendon Transfer in the Correction of Hammer and Claw Toe Deformity. A Finite-Element Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, *132 (5)*, 51002–51007.

Bayod, J., Becerro de Bengoa Vallejo, R., Losa Iglesias, M. E., & Doblaré, M. (2013). Stress at the second metatarsal bone after correction of hammertoe and claw toe deformity: a finite element analysis using an anatomical model. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *103*(4), 260–73.

Halloran, J. P., Erdemir, A., & van den Bogert, A. J. (2009). Adaptive surrogate modeling for efficient coupling of musculoskeletal control and tissue deformation models. *Journal of Biomechanical Engineering*, *131*(1), 011014.

Halloran, J. P., Ackermann, M., Erdemir, A., & van den Bogert, A. J. (2010). Concurrent musculoskeletal dynamics and finite element analysis predicts altered gait patterns to reduce foot tissue loading. *Journal of Biomechanics*, *43*(14), 2810–2815.

Chen, W.-M., Lee, T., Lee, P. V.-S., Lee, J. W., & Lee, S.-J. (2010). Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue--A preliminary three-dimensional finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, *32*(4), 324–331.

Chen, W. M., Park, J., Park, S. B., Shim, V. P. W., & Lee, T. (2012). Role of gastrocnemius-soleus muscle in forefoot force transmission at heel rise - A 3D finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, *45*(10), 1783–1789.

Gu, Y., Li, J., Ren, X., Lake, M. J., & Zeng, Y. (2010). Heel skin stiffness effect on the hind foot biomechanics during heel strike. *Skin Research and Technology*, *16*(3), 291–296.

Gu, Y. D., Li, J. S., Lake, M. J., Zeng, Y. J., Ren, X. J., & Li, Z. Y. (2011). Image-based midsole insert design and the material effects on heel plantar pressure distribution during simulated walking loads. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *14*(8), 747–753.

Jamshidi, N., Hanife, H., Rostami, M., Najarian, S., Menhaj, M. B., Saadatnia, M., & Salami, F. (2010). Modelling the interaction of ankle-foot orthosis and foot by finite element methods to design an optimized sole in steppage gait. *Journal of Medical Engineering & Technology*, *34*(2), 116–123.

Matzaroglou, C., Bougas, P., Panagiotopoulos, E., Saridis, A., Karanikolas, M., & Kouzoudis, D. (2010). Ninety-degree chevron osteotomy for correction of hallux valgus deformity: clinical data and finite element analysis. *The Open Orthopaedics Journal*, *4*, 152–156.

Tao, K., Wang, D., Wang, C., Wang, X., Liu, A., Nester, C. J., & Howard, D. (2009). An In Vivo Experimental Validation of a Computational Model of Human Foot. *Journal of Bionic Engineering*, *6*(4), 387–397.

Tao, K., Ji, W. T., Wang, D. M., Wang, C. T., & Wang, X. (2010). Relative contributions of plantar fascia and ligaments on the arch static stability: A finite element study. *Biomedizinische Technik*, *55*(5), 265–271.

Liang, J., Yang, Y., Yu, G., Niu, W., & Wang, Y. (2011). Deformation and stress distribution of the human foot after plantar ligaments release: a cadaveric study and finite element analysis. *Science China. Life Sciences*, *54*(3), 267–271.

Luo, G., Houston, V. L., Garbarini, M. A., Beattie, A. C., & Thongpop, C. (2011). Finite element analysis of heel pad with insoles. *Journal of Biomechanics*, *44*(8), 1559–1565.

Qiu, T. X., Teo, E. C., Yan, Y. B., & Lei, W. (2011). Finite element modeling of a 3D coupled foot-boot model. *Medical Engineering and Physics*, *33*(10), 1228–1233.

Tadepalli, S. C., Erdemir, A., & Cavanagh, P. R. (2011). Comparison of hexahedral and tetrahedral elements in finite element analysis of the foot and footwear. *Journal of Biomechanics*, *44*(12), 2337–2343.

Sopher, R., Nixon, J., McGinnis, E., & Gefen, A. (2011). The influence of foot posture, support stiffness, heel pad loading and tissue mechanical properties on biomechanical factors associated with a risk of heel ulceration. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *4*(4), 572–582.

Spyrou, L. a., & Aravas, N. (2012). Muscle-driven finite element simulation of human foot movements. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *15*(9), 925–934.

Sun, P.-C., Shih, S.-L., Chen, Y.-L., Hsu, Y.-C., Yang, R.-C., & Chen, C.-S. (2012). Biomechanical analysis of foot with different foot arch heights: a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *15*(6), 563–9.

Brilakis, E., Kaselouris, E., Xypnitos, F., Provatidis, C. G., & Efstathopoulos, N. (2012). Effects of Foot Posture on Fifth Metatarsal Fracture Healing: A Finite Element Study. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, *51*(6), 720–728.

Chokhandre, S., Halloran, J. P., van den Bogert, A. J., & Erdemir, A. (2012). A three-dimensional inverse finite element analysis of the heel pad. *Journal of Biomechanical Engineering*, *134*(3), 031002.

Fontanella, C. G., Forestiero, A., Carniel, E. L., & Natali, A. N. (2013). Analysis of heel pad tissues mechanics at the heel strike in bare and shod conditions. *Medical Engineering and Physics*, *35*(4), 441–447.

Forestiero, A., Carniel, E. L., Venturato, C., & Natali, A. N. (2013). Investigation of the biomechanical behaviour of hindfoot ligaments. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, *227*(6), 683–692.

Fernandez,J.W. M. Z. Ul Haque, P. J. Hunter and K.Mithraratne, A. (2012). Mechanics of the foot Part 1: A continuum framework for evaluating soft tissue stiffening in the pathologic foot. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, *28*(1), 72–86.

Isvilanonda, V., Dengler, E., Iaquinto, J. M., Sangeorzan, B. J., & Ledoux, W. R. (2012). Finite element analysis of the foot: Model validation and comparison between two common treatments of the clawed hallux deformity. *Clinical Biomechanics*, *27*(8), 837–844.

Kim, S. H., Cho, J. R., Choi, J. H., Ryu, S. H., & Jeong, W. B. (2012). Coupled foot-shoe-ground interaction model to assess landing impact transfer characteristics to ground condition. *Interaction and Multiscale Mechanics*, *5*(1), 75–90.

Shin, J., Yue, N., & Untaroiu, C. D. (2012). A Finite Element Model of the Foot and Ankle for Automotive Impact Applications. *Annals of Biomedical Engineering*, *40*(12), 1–13.

Xu, C., Zhang, M. Y., Lei, G. H., Zhang, C., Gao, S. G., Ting, W., & Li, K. H. (2012). Biomechanical evaluation of tenodesis reconstruction in ankle with deltoid ligament deficiency: A finite element analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *20*(9), 1854–1862.

Mithraratne, K., Ho, H., Hunter, P. J., & Fernandez, J. W. (2012). Mechanics of the foot Part 2: A coupled solid-fluid model to investigate blood transport in the pathologic foot. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, *28*(10), 1071–81.

Liu, X., & Zhang, M. (2013). Redistribution of knee stress using laterally wedged insole intervention: Finite element analysis of knee-ankle-foot complex. *Clinical Biomechanics*, *28*(1), 61–67.

Ozen, M., Sayman, O., & Havitcioglu, H. (2013). Modeling and stress analyses of a normal foot-ankle and a prosthetic foot-ankle complex. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, *15*(3), 19–27.

Petre, M., Erdemir, A., Panoskaltsis, V. P., Spirka, T. a, & Cavanagh, P. R. (2013). Optimization of nonlinear hyperelastic coefficients for foot tissues using a magnetic resonance imaging deformation experiment. *Journal of Biomechanical Engineering*, *135*(June 2013), 61001–12.

Guiotto, A., Sawacha, Z., Guarneri, G., Avogaro, A., & Cobelli, C. (2014). 3D finite element model of the diabetic neuropathic foot: A gait analysis driven approach. *Journal of Biomechanics*, *47*(12), 3064–3071.

Wang, Y., Li, Z., & Zhang, M. (2014). Biomechanical study of tarsometatarsal joint fusion using finite element analysis. *Medical Engineering and Physics*, *36*(11), 1394–1400.

Wong, D. W. C., Zhang, M., Yu, J., & Leung, A. K. L. (2014). Biomechanics of first ray hypermobility: An investigation on joint force during walking using finite element analysis. *Medical Engineering and Physics*, *36*(11), 1388–1393.

Wai-Chi Wong, D., Wang, Y., Zhang, M., & Kam-Lun Leung, A. (2015). Functional restoration and risk of non-union of the first metatarsocuneiform arthrodesis for hallux valgus: A finite element approach. *Journal of Biomechanics*, *48*(12), 3142–3148.

Chen, W.-M., & Lee, P. V.-S. (2015). Explicit finite element modelling of heel pad mechanics in running: inclusion of body dynamics and application of physiological impact loads. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *18*(14), 1582–1595.

4. CHAPITRE 4

Levin, S. (1982). Continuous tension, discontinuous compression. A model for biomechanical support of the body. *Bulletin Structural Integrity*, *8*(1).

Levin, S. (2007). *Tensegrity : the new biomechanics*.

5. CHAPITRE 5

Souzanchi, M. F., Palacio-Mancheno, P., Borisov, Y. A., Cardoso, L., & Cowin, S. C. (2012). Microarchitecture and bone quality in the human calcaneus : Local variations of fabric anisotropy. *Journal of Bone and Mineral Research*, *27*(12), 2562–2572.

Halloran, J. P., Ackermann, M., Erdemir, A., & van den Bogert, A. J. (2010). Concurrent musculoskeletal dynamics and finite element analysis predicts altered gait patterns to reduce foot tissue loading. *Journal of Biomechanics*, *43*(14), 2810–2815.

Njeh, C. F., Saeed, I., Grigorian, M., Kendler, D. L., Fan, B., Shepherd, J., Genant, H. K. (2001). Assessment of bone status using speed of sound at multiple anatomical sites. *Ultrasound in Medicine and Biology*, *27*(10), 1337–1345.

Hill, A. V. (1938). The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences.*

Chen, W.-M., Lee, T., Lee, P. V.-S., Lee, J. W., & Lee, S.-J. (2010). Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue--A preliminary three-dimensional finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, *32*(4), 324–331.

Luboz, V., Perrier, A., Bucki, M., Diot, B., Cannard, F., Vuillerme, N., & Payan, Y. (2015). Influence of the Calcaneus Shape on the Risk of Posterior Heel Ulcer Using 3D Patient-Specific Biomechanical Modeling. *Annals of Biomedical Engineering*, *43*(2), 325–335.

Stavness, I., Lloyd, J. E., Payan, Y., & Fels, S. (2011). Coupled hard-soft tissue simulation with contact and constraints applied to jaw-tongue-hyoid dynamics. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, *27*(3), 367–390.

Gefen, a, Megido-Ravid, M., Itzchak, Y., & Arcan, M. (2000). Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *Journal of Biomechanical Engineering*, *122*, 630–639.

Muro-de-la-Herran, A., García-Zapirain, B., & Méndez-Zorrilla, A. (2014). Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors*. 14(2), 3362-94.

Perrier, A., Vuillerme, N., Luboz, V., Bucki, M., Cannard, F., Diot, B., Payan, Y. (2014). Smart Diabetic Socks: Embedded device for diabetic foot prevention. *IRBM*, *35*(2), 72–76.

Giacomozzi, C. (2010). Appropriateness of plantar pressure measurement devices: a comparative technical assessment. *Gait & Posture*, *32*(1), 141–144.

Orlin, M. N., & McPoil, T. G. (2000). Plantar pressure assessment. *Physical Therapy*, *80*(4), 399–409.

Bennetts, C. J., Owings, T. M., Erdemir, A., Botek, G., & Cavanagh, P. R. (2013). Clustering and classification of regional peak plantar pressures of diabetic feet. *Journal of Biomechanics*, *46*(1), 19–25.
Perrier, A., Luboz, V., Bucki, M., Vuillerme, N., & Payan, Y. (2015). Conception and evaluation of a 3D musculoskeletal finite element foot model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1–2.

Henninger, H. B., Reese, S. P., Anderson, A. E., & Weiss, J. A. (2010). Validation of computational models in biomechanics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, *224*(7), 801–12.

Cheung, J. T. M., & Zhang, M. (2005). A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *86*(2), 353–358.

Yu, J., Cheung, J. T. M., Wong, D. W. C., Cong, Y., & Zhang, M. (2013). Biomechanical simulation of high-heeled shoe donning and walking. *Journal of Biomechanics*, *46*(12), 2067–2074.

Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors (Switzerland)*, *12*(7), 9884–9912.

Tadepalli, S. C., Erdemir, A., & Cavanagh, P. R. (2011). Comparison of hexahedral and tetrahedral elements in finite element analysis of the foot and footwear. *Journal of Biomechanics*, *44*(12), 2337–2343.

Adrian, E. D., & Bronk, D. W. (1929). The discharge of impulses in motor nerve fibres: Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, *67*(2), i3–i151.

Basmajian, J. V, & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive. Williams and Wilkins*.

Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D. F., & van Dieen, J. H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation - A tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(3), 375–387.

Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* Thorofare, NJ: Slack .

Bogey, R. A., Perry, J., Bontrager, E. L., & Gronley, J. K. (2000). Comparison of across-subject EMG profiles using surface and multiple indwelling wire electrodes during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10*(4), 255–259.

Jacobson, W. C., Gabel, R. H., & Brand, R. A. (1995). Insertion of fine-wire electrodes does not alter EMG patterns in normal adults. *Gait and Posture*, *3*(1), 59–63.

Chimera, N. J., Benoit, D. L., & Manal, K. (2009). Influence of electrode type on neuromuscular activation patterns during walking in healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *19*(6), e494–e499.

Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J. J., & Hodges, P. W. (2010). Intramuscular fine-wire electromyography during cycling: Repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(1), 108–117.

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, *8*(3), 383–392.

Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativo, R., & Benedetti, M. G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait and Posture*, *26*, 560–571.

6. CHAPITRE 6

6.1. Arthrodèse de cheville

Valderrabano, V., Horisberger, M., Russell, I., Dougall, H., & Hintermann, B. (2009). Etiology of ankle osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *467*(7), 1800–1806.

Valderrabano, V., Hintermann, B., Nigg, B. M., Stefanyshyn, D., & Stergiou, P. (2003). Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle: part 1: Range of motion. *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, *24*(12), 897–900.

Valderrabano, V., Hintermann, B., Nigg, B. M., Stefanyshyn, D., & Stergiou, P. (2003). Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle: part 3: Talar movement. *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, *24*(12), 897–900.

Vázquez, A. A., Lauge-Pedersen, H., Lidgren, L., & Taylor, M. (2003). Finite element analysis of the initial stability of ankle arthrodesis with internal fixation: Flat cut versus intact joint contours. *Clinical Biomechanics*, *18*(3), 244–253.

Singer, S., Klejman, S., Pinsker, E., Houck, J., & Daniels, T. (2013). Ankle arthroplasty and ankle arthrodesis: gait analysis compared with normal controls. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, *95*(24), e191(1–10).

Gage, J. R. (1993). Gait analysis. An essential tool in the treatment of cerebral palsy. *Clinical Orthopedics and Related Research*.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., … Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *Journal of Biomechanics*, *35*(4), 543–548.

Conti, R. J., & Walter, J. H. (1990). Effects of ankle arthrodesis on the subtalar and midtarsal joints. *The Journal of Foot Surgery*, *29*(4), 334–6.

Grunfeld, R., Aydogan, U., & Juliano, P. (2014). Ankle arthritis. Review of diagnosis and operative management. *Medical Clinics of North America*, *98*(2), 267–289.

Ling, J. S., Orth, F., Smyth, N. A., Fraser, E. J., Hogan, M. V, Seaworth, C. M., … Orth, F. (2015). Investigating the Relationship Between Arthritis in the Hindfoot A Systematic Review. *Journal of Bone and Joint Surgery*, *97*(6), 513–519, 519a.

Angers, M., Svotelis, A., Balg, F., & Allard, J.-P. (2016). Cross-cultural adaptation and validation of the Ankle Osteoarthritis Scale for use in French-speaking populations. *Canadian Journal of Surgery*, *59*(2), 123–127.

6.2. pied de Charcot et ulcération

Yang, W., Dall, T. M., Halder, P., Gallo, P., Kowal, S. L., Hogan, P. F., & Petersen, M. (2013). Economic costs of diabetes in the U.S. in 2012. *Diabetes Care*, *36*(4), 1033–1046.

Dall, T., Mann, S. E., Zhang, Y., Martin, J., Chen, Y., Hogan, P., & Petersen, M. (2008). Economic costs of diabetes in the U.S. in 2007. *Diabetes Care*, *31*(3), 596–615.

Sanders, L., & Frykberg, R. (2001). Charcot neuroarthropathy of the foot. *Levin and O'Neal's The Diabetic Foot*.

Standring S. (2013). *Gray's Anatomy* (Vol. 2).

Singh, N., Armstrong, D. G., & Lipsky, B. a. (2005). Preventing Foot Ulcers in PatientsWith Diabetes. *Jama*, *293*(2), 217–28.

Bus, S. A., van Deursen, R. W., Armstrong, D. G., Lewis, J. E. A., Caravaggi, C. F., & Cavanagh, P. R. (2016). Footwear and offloading interventions to prevent and heal foot ulcers and reduce plantar

pressure in patients with diabetes: a systematic review. *Diabetes/metabolism Research and Reviews*, *32 Suppl 1*, 99–118.

Jacob, S., & Patil, M. K. (1999). Stress analysis in three-dimensional foot models of normal and diabetic neuropathy. *Frontiers of Medical and Biological Engineering: The International Journal of the Japan Society of Medical Electronics and Biological Engineering*, *9*(3), 211–227.

Telfer, S., Erdemir, A., Woodburn, J., & Cavanagh, P. R. (2014). What Has Finite Element Analysis Taught Us about Diabetic Foot Disease and Its Management? A Systematic Review, *9*(10).

Cavanagh, P., Erdemir, a, Petre, M., Owings, T., Botek, G., Chokhandre, S., & Bafna, R. (2008). Biomechanical factors in diabetic foot disease. *Journal of Foot and Ankle Research*, *1*, K4.

Fernando, M., Crowther, R., Lazzarini, P., Sangla, K., Cunningham, M., Buttner, P., & Golledge, J. (2013). Biomechanical characteristics of peripheral diabetic neuropathy: A systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle, muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure. *Clinical Biomechanics*, *28*(8), 831–845.

Fang, F., Wang, Y. F., Gu, M. Y., Chen, H., Wang, D. M., Xiao, K., … Peng, Y. De. (2013). Pedobarography - A novel screening tool for diabetic peripheral neuropathy? *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, *17*, 3206–3212.

Andersen, H. (2012). Motor dysfunction in diabetes. *Diabetes/metabolism Research and Reviews*, *28 Suppl 1*, 89–92.

Loerakker, S., Solis, L. R., Bader, D. L., Baaijens, F. P. T., Mushahwar, V. K., & Oomens, C. W. J. (2013). How does muscle stiffness affect the internal deformations within the soft tissue layers of the buttocks under constant loading? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *16*(5), 520–9.

Kwon, O. Y., Minor, S. D., Maluf, K. S., & Mueller, M. J. (2003). Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. *Gait and Posture*, *18*(1), 105–113.

Guiotto, A., Sawacha, Z., Guarneri, G., Avogaro, A., & Cobelli, C. (2014). 3D finite element model of the diabetic neuropathic foot: A gait analysis driven approach. *Journal of Biomechanics*, *47*(12), 3064–3071.

Conclusion

Couteau B., Payan Y. & Lavallée S. (2000). The Mesh-Matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures, Journal of Biomechanics, vol. 33/8, 1005-1009

Bucki M., Lobos C. & Payan Y. (2010). A Fast and Robust Patient Specific Finite Element Mesh Registration Technique: Application to 60 Clinical Cases. Medical Image Analysis, Vol. 14, pp. 303–317..

RÉSUMÉ

Le pied est une des structures les plus complexes du corps humain. Avec 28 os, 33 articulations et une centaine de structures ligamentaires, cette entité poly articulée est le résultat d'une hyperspécialisation ayant contribué à faire de l'homme l'unique primate totalement bipède. Quelque soit le relief, quelque soit le mouvement en cours, le pied transmet au tibia le bon vecteur force afin de finaliser le geste de la manière la plus précise et économe en énergie possible dans l'objectif de préparer l'action des segments sus jacents. Ainsi, en cas de lésion d'une des structures, l'ensemble du complexe pied doit pouvoir s'adapter, si ce n'est pas le cas , les tissus mous, les articulations ou les os seront fragilisés et verront leur fonction propre au sein de ce complexe altérée.

Prédire l'adaptation du pied à une modification structurelle, tissulaire, neurologique ou fonctionnelle est un enjeux important dans l'estimation du risque lésionnel sur la locomotion, dans la conception des orthèses et chaussants thérapeutiques du pied dégénératif, mais aussi dans le devenir de ce complexe dans des situations où les conditions aux limites changent comme le travail en microgravité ou le couplage pied exosquelette.

Afin d'initier une réponse à ces problématiques, nous avons décidé au cours de cette thèse de modéliser le pied humain avec des outils mathématiques de simulation biomécanique. Dans un premier temps, un modèle tridimensionnel musculo-squelettique du pied a été reconstruit à partir d'imagerie scanner. Le pied poly-articulé obtenu a ses articulations contraintes par les ligaments et contacts osseux. Les muscles ont été implémentés afin de piloter le modèle en dynamique directe. Enfin les tissus mous comme les volumes musculaires, le gras et la peau ont été maillés en éléments finis. L'utilisation d'un environnement de programmation multi-physique open source (Artisynth) a permis de coupler la modélisation musculo-squelettique et éléments finis.

- L'adaptation du pied au sol en orthostatisme a été évaluée par comparaison des cartographies de pression d'une mise en charge simulée avec la mise en charge réelle du sujet.
- Le contrôle moteur du pied en chaine ouverte par l'activation des muscles extrinsèques a été évalué en comparant la cinématique du modèle biomécanique piloté par électromyographie avec la cinématique capturée en laboratoire sur un mouvement d'abduction – adduction.
- Nous avons ensuite cherché à comprendre comment une arthrodèse de cheville modifie la cinématique du pied à la contraction musculaire, l'objectif étant d'aider au réglage chirurgicale du geste.
- Enfin nous avons utilisé les dernières avancées sur la physiologie de la plaie de pression afin de prédire le risque d'ulcération sur un pied neuro-arthropathique diabétique par simulation numérique.

Le modèle ainsi que les routines de simulations mis en place nous permettent d'avoir un des modèles les plus aboutis du pied humain utilisant aussi bien des données physiques externes comme les données baropodométriques, les données d'analyse quantifiée du mouvement ou encore les données électromyographiques. Ce modèle permettra par l'intermédiaire d'outil de mesh-matching d'obtenir des modèles patients spécifiques. Les domaines d'applications porteront sur l'aide au geste chirurgical, la prévention des risques d'ulcération, l'analyse avancée des relations entre le pied et le membre inférieur, mais aussi l'aide à la conception de prothèse en orthopédie classique et en mécatronique

ABSTRACT

Biomechanical modeling of the human foot. Application to the healthy and pathological subject.

The foot is one of the more complex structures of the human body. With 28 bones, 33 joints and a hundred ligamentous structures, this articulated entity is the result of a hyper specialization that makes humans the only obligate bipedal primates. Whatever the terrain, whatever the current movement, the foot transmits to the tibia the right force vector to finalize the gesture in the most precise and efficient manner and prepares the action of the lower limb. Thus, in case of injury to one of the structures, the whole foot complex must adapt if it is not the case, soft tissues, joints or bones are fragile and will have their own function within this complex altered

Predicting the foot's adaptation of a structural, tissue, neurological or functional modification is an important issues in estimating the risk lesion on locomotion, in the design of therapeutic footwear and orthotics of the degenerative foot, but also in the future of this complex in situations where the boundary conditions change like working in microgravity or foot exoskeleton coupling.

To initiate a response to these problems, we decided during this thesis to model the human foot with mathematical tools for biomechanical simulation. Initially, a musculoskeletal three-dimensional model of the foot was reconstructed from computed tomography. The multi-articulated foot joints constraints obtained by ligaments and bone contact. The muscles have been implemented to control the model in direct dynamic. Finally the soft tissues such as muscle volume, fat and skin were meshed into finite elements. Using a multi-physics open source programming environment (Artisynth) allowed to couple musculoskeletal modeling and finite elements.

• Adapting the foot on the ground in upright posture was evaluated by comparing the pressure maps at a simulated load setting with the actual loading pressure map of the subject.
• The motor control of foot in opened chain by activation of the extrinsic muscles was assessed by comparing the kinematics of the biomechanical model piloted by electromyography with kinematics captured in the laboratory on a movement of abduction - adduction.
• We then sought to understand how an ankle arthrodesis alter the kinematics of the foot muscle contraction, with the aim of helping the surgical setting gesture.
• Finally we used the latest advances in the physiology of a pressure ulcer to predict the risk of ulceration on a diabetic foot with Charcot neuro arthropathy by numerical simulation.

The model and simulation routines in place allow us to have one of the most successful models of the human foot using both external physical data like pedobarographic data, motion analysis data or electromyography data. This model will allow through mesh-matching tool to obtain specific patient models. The fields of application will focus on assisted surgery, prevention of ulceration, advanced analysis of relations between the foot and the leg, but also will help the prosthesis design in orthopedic and mechatronics