



كلية الطب
والصيدلة - مراكش
FACULTÉ DE MÉDECINE
ET DE PHARMACIE - MARRAKECH

Année 2020

Thèse N°035

**Intérêt du laboratoire d'analyse de la marche et du
mouvement en pathologie de l'appareil locomoteur :
Etude bibliographique à travers des cas cliniques**

THÈSE

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 17/02/2020

PAR

Mlle. Fatima GUIDOUNI

Née le 20 Avril 1994 à Béni Mellal

POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MÉDECINE

MOTS-CLÉS

Analyse, Marche, cinématique, cinétique, Laboratoire

JURY

Mr : **R. NIAMANE**

PRESIDENT

Professeur De Rhumatologie

Mr : **H. SAIDI**

RAPPORTEUR

Professeur De Traumatologie-Orthopédie

Mr : **M.A. BENHIMA**

Professeur agrégé De Traumatologie-Orthopédie

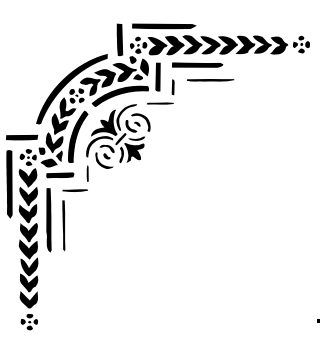
Mr : **M.D. EL AMRANI**

Professeur agrégé D'Anatomie

JUGES

﴿قَالُوا سُبْحَانَكَ لَا عِلْمَ لَنَا إِلَّا مَا عَلَّمْتَنَا إِنَّكَ أَنْتَ الْعَلِيمُ الْحَكِيمُ﴾

—سورة البقرة: الآية 32—



Serment d'Hippocrate

*Au moment d'être admis à devenir membre de la profession médicale, je m'engage solennellement
à consacrer ma vie au service de l'humanité.*

*Je traiterai mes maîtres avec le respect et la reconnaissance qui leur sont dus.
Je pratiquerai ma profession avec conscience et dignité. La santé de mes malades sera mon
premier but.*

Je ne trahirai pas les secrets qui me seront confiés.

*Je maintiendrai partout les moyens en mon pouvoir l'honneur et les nobles traditions de la
profession médicale.*

Les médecins seront mes frères.

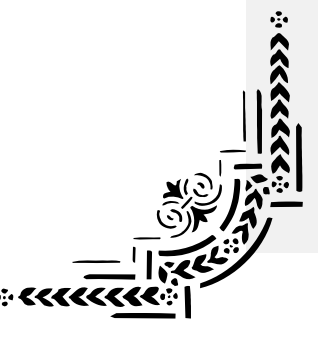
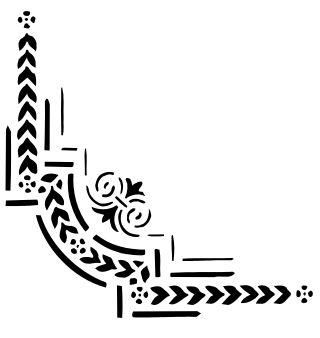
*Aucune considération de religion, de nationalité, de race, aucune considération politique et
sociale, ne s'interposera entre mon devoir et mon patient.*

Je maintiendrai strictement le respect de la vie humaine dès sa conception.

*Même sous la menace, je n'userai pas mes connaissances médicales d'une façon contraire
aux lois de l'humanité.*

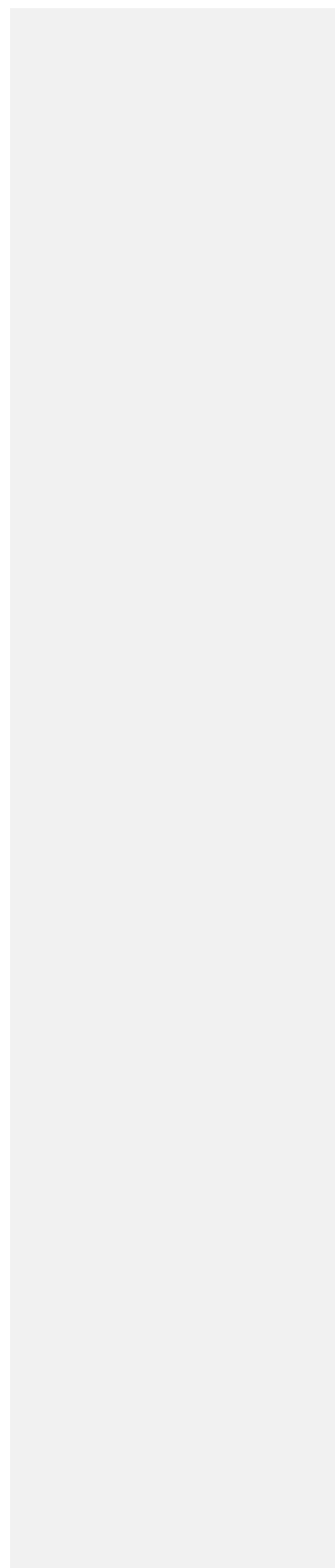
Je m'y engage librement et sur mon honneur.

Déclaration Genève, 1948





Liste des Professeurs



UNIVERSITE CADI AYYAD
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE
MARRAKECH

Doyens Honoraires : Pr. Badie Azzaman MEHADJI
: Pr. Abdelhaq ALAOUI YAZIDI

ADMINISTRATION

Doyen : Pr. Mohammed BOUSKRAOUI
Vicedoyen à la Recherche et la Coopération : Pr. Mohamed AMINE
Vicedoyen aux Affaires Pédagogiques : Pr. Redouane ELFEZZAZI
Secrétaire Générale : Mr. Azzeddine ELHOUDAIGUI

Professeurs de l'enseignement supérieur

Nom et Prénom	Spécialité	Nom et Prénom	Spécialité
ABKARI Imad	Traumato- orthopédie	FAKHIR Bouchra	Gynécologie- obstétrique
ABOU EL HASSAN Taoufik	Anesthésie-réanimation	FINECH Benasser	Chirurgie - générale
ABOUCADI Abdeljalil	Stomatologie et chir maxillo faciale	FOURAJI Karima	Chirurgie pédiatrique
ABOULFALAH Abderrahim	Gynécologie- obstétrique	GHANNANE Houssine	Neurochirurgie
ABOUSSAIR Nisrine	Génétique	GHOUNDALE Omar	Urologie
ADALI Imane	Psychiatrie	HACHIMI Abdelhamid	Réanimation médicale
ADERDOUR Lahcen	Oto-rhino- laryngologie	HAJJI Ibtissam	Ophtalmologie
ADMOU Brahim	Immunologie	HAROU Karam	Gynécologie- obstétrique
AGHOUTANE El Mouhtadi	Chirurgie pédiatrique	HOCAR Ouafa	Dermatologie
AIT AMEUR Mustapha	Hématologie Biologique	JALAL Hicham	Radiologie
AIT BENALI Said	Neurochirurgie	KAMILI El Ouafi El Aouni	Chirurgie pédiatrique
AIT BENKADDOUR Yassir	Gynécologie- obstétrique	KHALLOUKI Mohammed	Anesthésie- réanimation
AIT-SAB Imane	Pédiatrie	KHATOURI Ali	Cardiologie
AKHDARINadia	Dermatologie	KHOUCANIMouna	Radiothérapie
ALAOUI Mustapha	Chirurgie- vasculaire périphérique	KISSANINajib	Neurologie
AMAL Said	Dermatologie	KOULALI IDRISSIKhalid	Traumato- orthopédie
AMINE Mohamed	Epidémiologie- clinique	KRATI Khadija	Gastro- entérologie
AMMAR Haddou	Oto-rhino- laryngologie	KRIET Mohamed	Ophtalmologie

AMRO Lamyae	Pneumo– phtisiologie	LAGHMARI Mehdi	Neurochirurgie
ANIBA Khalid	Neurochirurgie	LAKMACHI Mohamed Amine	Urologie
ARSALANE Lamiae	Microbiologie –Virologie	LAOUAD Inass	Néphrologie
ASMOUKI Hamid	Gynécologie– obstétrique	LOUHAB Nisrine	Neurologie
ASRI Fatima	Psychiatrie	LOUZI Abdelouahed	Chirurgie – générale
BASRAOUI Dounia	Radiologie	MADHAR Si Mohamed	Traumato– orthopédie
BASSIR Ahlam	Gynécologie– obstétrique	MANOUDI Fatiha	Psychiatrie
BELKHOU Ahlam	Rhumatologie	MANSOURI Nadia	Stomatologie et chiru maxillo faciale
BEN DRISS Laila	Cardiologie	MAOULAININE Fadl mrabih rabou	Pédiatrie (Neonatalogie)
BENCHAMKHA Yassine	Chirurgie réparatrice et Plastique	MATRANE Aboubakr	Médecine nucléaire
BENELKHAIAT BENOMAR Ridouan	Chirurgie –générale	MOUAFFAK Youssef	Anesthésie – réanimation
BENHIMA Mohamed Amine	Traumatologie – orthopédie	MOUDOUNI Said Mohammed	Urologie
BENJILALI Laila	Médecine interne	MOUFID Kamal	Urologie
BENZAROUEL Dounia	Cardiologie	MOUTAJ Redouane	Parasitologie
BOUAITY Brahim	Oto–rhino– laryngologie	MOUTAOUAKIL Abdeljalil	Ophtalmologie
BOUCHENTOUF Rachid	Pneumo– phtisiologie	MSOUGGAR Yassine	Chirurgie thoracique
BOUGHALEM Mohamed	Anesthésie – réanimation	NAJEB Youssef	Traumato– orthopédie
BOUKHANNI Lahcen	Gynécologie– obstétrique	NARJISS Youssef	Chirurgie générale
BOUKHIRA Abderrahman	Biochimie – chimie	NEJMI Hicham	Anesthésie– réanimation
BOUMZEBRA Drissi	Chirurgie Cardio– Vasculaire	NIAMANE Radouane	Rhumatologie
BOURRAHOUE Aicha	Pédiatrie	NOURI Hassan	Oto rhino laryngologie
BOURROUS Monir	Pédiatrie	OUALI IDRISSE Mariem	Radiologie
BOUSKRAOUI Mohammed	Pédiatrie	OULAD SAIAD Mohamed	Chirurgie pédiatrique
CHAFIK Rachid	Traumato– orthopédie	QACIF Hassan	Médecine interne
CHAKOUR Mohamed	Hématologie Biologique	QAMOUSS Youssef	Anesthésie– réanimation
CHELLAK Saliha	Biochimie– chimie	RABBANI Khalid	Chirurgie générale
CHERIF IDRISSE EL GANOUNI Najat	Radiologie	RADA Noureddine	Pédiatrie

CHOULLI Mohamed Khaled	Neuro pharmacologie	RAIS Hanane	Anatomie pathologique
DAHAMI Zakaria	Urologie	RAJI Abdelaziz	Oto-rhino-laryngologie
DRAISS Ghizlane	Pédiatrie	ROCHDI Youssef	Oto-rhino-laryngologie
EL ADIB Ahmed Rhassane	Anesthésie-réanimation	SAIDI Halim	Traumato- orthopédie
EL ANSARI Nawal	Endocrinologie et maladies métaboliques	SAMKAOUI Mohamed Abdenasser	Anesthésie-réanimation
EL BARNI Rachid	Chirurgie- générale	SAMLANI Zouhour	Gastro- entérologie
EL BOUCHTI Imane	Rhumatologie	SARF Ismail	Urologie
EL BOUIHI Mohamed	Stomatologie et chir maxillo faciale	SORAA Nabila	Microbiologie - Virologie
EL FEZZAZI Redouane	Chirurgie pédiatrique	SOUMMANI Abderraouf	Gynécologie-obstétrique
EL HAOURY Hanane	Traumato- orthopédie	TASSI Noura	Maladies infectieuses
EL HATTAOUI Mustapha	Cardiologie	TAZI Mohamed Illias	Hématologie- clinique
EL HOUDZI Jamila	Pédiatrie	YOUNOUS Said	Anesthésie-réanimation
EL IDRISSE SLITINE Nadia	Pédiatrie	ZAHLANE Kawtar	Microbiologie - virologie
EL KARIMI Saloua	Cardiologie	ZAHLANE Mouna	Médecine interne
EL KHAYARI Mina	Réanimation médicale	ZAOUI Sanaa	Pharmacologie
EL MGHARI TABIB Ghizlane	Endocrinologie et maladies	ZIADI Amra	Anesthésie - réanimation
ELFIKRI Abdelghani	Radiologie	ZOUHAIR Said	Microbiologie
ESSAADOUNI Lamiaa	Médecine interne	ZYANI Mohammed	Médecine interne
FADILI Wafaa	Néphrologie		

Professeurs Agrégés

Nom et Prénom	Spécialité	Nom et Prénom	Spécialité
ABIR Badreddine	Stomatologie et Chirurgie maxillo facial	HAZMIRI Fatima Ezzahra	Histologie - Embryologie -Cytogénétique
ADARMOUCH Latifa	Médecine Communautaire (médecine préventive, santé publique et hygiène)	IHBIBANE Fatima	Maladies Infectieuses
AISSAOUI Younes	Anesthésie - réanimation	KADDOURI Said	Médecine interne
AIT BATAHAR Salma	Pneumo- phtisiologie	LAHKIM Mohammed	Chirurgie générale

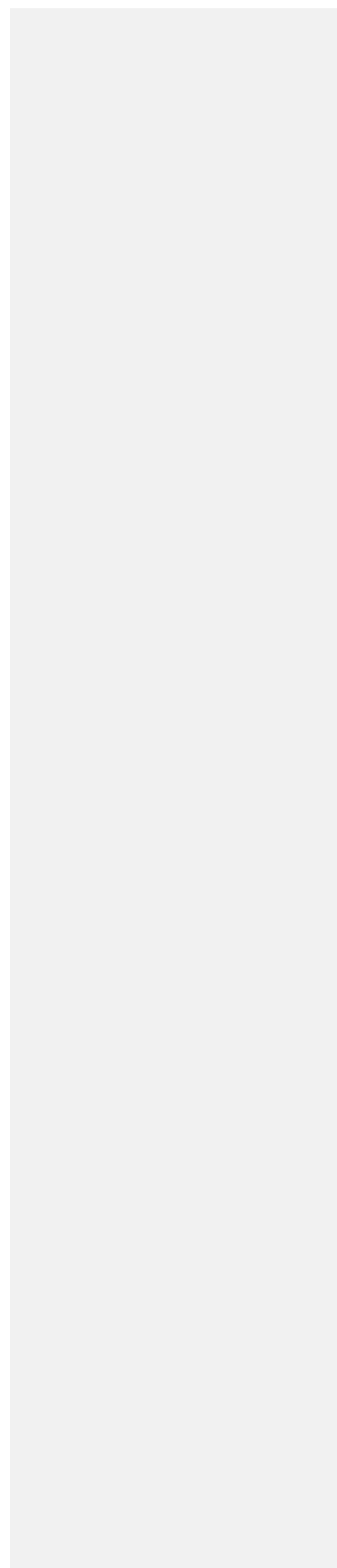
ALJ Soumaya	Radiologie	LAKOUICHMI Mohammed	Stomatologie et Chirurgie maxillo faciale
ATMANE El Mehdi	Radiologie	MARGAD Omar	Traumatologie – orthopédie
BAIZRI Hicham	Endocrinologie et maladies métaboliques	MEJDANE Abdelhadi	Chirurgie Générale
BELBACHIR Anass	Anatomie– pathologique	MLIHA TOUATI Mohammed	Oto-Rhino – Laryngologie
BELBARAKA Rhizlane	Oncologie médicale	MOUHSINE Abdelilah	Radiologie
BENJELLOUN HARZIMI Amine	Pneumo– phtisiologie	NADER Youssef	Traumatologie – orthopédie
BENALI Abdeslam	Psychiatrie	OUBAHA Sofia	Physiologie
BSISS Mohamed Aziz	Biophysique	RBAIBI Aziz	Cardiologie
CHRAA Mohamed	Physiologie	SAJIAI Hafsa	Pneumo– phtisiologie
DAROUASSI Youssef	Oto–Rhino – Laryngologie	SALAMA Tarik	Chirurgie pédiatrique
EL AMRANI Moulay Driss	Anatomie	SEDDIKI Rachid	Anesthésie – Réanimation
EL HAOUATI Rachid	Chirurgie Cardiovasculaire	SERGHINI Issam	Anesthésie – Réanimation
EL KHADER Ahmed	Chirurgie générale	TOURABI Khalid	Chirurgie réparatrice et Plastique
EL MEZOUARI El Moustafa	Parasitologie Mycologie	ZARROUKI Youssef	Anesthésie – Réanimation
ELOMRANI Abdelhamid	Radiothérapie	ZEMRAOUI Nadir	Néphrologie
FAKHRI Anass	Histologie– embryologie cytogénétique	ZIDANE Moulay Abdelfettah	Chirurgie Thoracique
GHAZI Mirieme	Rhumatologie		

Professeurs Assistants

Nom et Prénom	Spécialité	Nom et Prénom	Spécialité
ABDELFETTAH Youness	Rééducation et Réhabilitation Fonctionnelle	ELOUARDI Youssef	Anesthésie réanimation
ABDOU Abdessamad	Chiru Cardio vasculaire	ELQATNI Mohamed	Médecine interne
AIT ERRAMI Adil	Gastro–entérologie	ESSADI Ismail	Oncologie Médicale
AKKA Rachid	Gastro – entérologie	FDIL Naima	Chimie de Coordination Bioorganique
ALAOUI Hassan	Anesthésie – Réanimation	FENNANE Hicham	Chirurgie Thoracique
AMINE Abdellah	Cardiologie	GHOZLANI Imad	Rhumatologie

ARABI Hafid	Médecine physique et réadaptation fonctionnelle	HAJJI Fouad	Urologie
ARSALANE Adil	Chirurgie Thoracique	HAMMI Salah Eddine	Médecine interne
ASSERRAJI Mohammed	Néphrologie	Hammoune Nabil	Radiologie
AZIZ Zakaria	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale	JALLAL Hamid	Cardiologie
BAALLAL Hassan	Neurochirurgie	JANAH Hicham	Pneumo- phtisiologie
BABA Hicham	Chirurgie générale	LAFFINTI Mahmoud Amine	Psychiatrie
BELARBI Marouane	Néphrologie	LAHLIMI Fatima Ezzahra	Hématologie clinique
BELFQUIH Hatim	Neurochirurgie	LAHMINI Widad	Pédiatrie
BELGHMAIDI Sarah	OPhtalmologie	LALYA Issam	Radiothérapie
BELHADJ Ayoub	Anesthésie – Réanimation	LOQMAN Souad	Microbiologie et toxicologie Environnementale
BELLASRI Salah	Radiologie	MAHFOUD Tarik	Oncologie médicale
BENANTAR Lamia	Neurochirurgie	MILOUDI Mohcine	Microbiologie – Virologie
BENNAOUI Fatiha	Pédiatrie	MOUNACH Aziza	Rhumatologie
BOUCHENTOUF Sidi Mohammed	Chirurgie générale	NAOUI Hafida	Parasitologie Mycologie
BOUKHRIS Jalal	Traumatologie – orthopédie	NASSIH Houda	Pédiatrie
BOUTAKIOUTE Badr	Radiologie	NASSIMSABAHTaoufik	Chirurgie Réparatrice et Plastique
BOUZERDA Abdelmajid	Cardiologie	NYA Fouad	Chirurgie Cardio– Vasculaire
CHETOUI Abdelkhalek	Cardiologie	OUEIRAGLI NABIH Fadoua	Psychiatrie
CHETTATI Mariam	Néphrologie	OUMERZOUK Jawad	Neurologie
DAMI Abdallah	Médecine Légale	RAISSI Abderrahim	Hématologie clinique
DOUIREK Fouzia	Anesthésie–réanimation	REBAHI Houssam	Anesthésie – Réanimation
EL- AKHIRI Mohammed	Oto–rhino–laryngologie	RHARRASSI Isam	Anatomie– pathologique
EL AMIRI My Ahmed	Chimie de Coordination bio–organique	SAOUAB Rachida	Radiologie

EL FADLI Mohammed	Oncologie médicale	SAYAGH Sanae	Hématologie
EL FAKIRI Karima	Pédiatrie	SEBBANI Majda	Médecine Communautaire (médecine préventive, santé publique ethygiène)
EL HAKKOUNI Awatif	Parasitologie mycologie	TAMZAOURTE Mouna	Gastro – entérologie
EL HAMZAOUI Hamza	Anesthésie réanimation	WARDA Karima	Microbiologie
EL KAMOUNI Youssef	Microbiologie Virologie	ZBITOU Mohamed Anas	Cardiologie
ELBAZ Meriem	Pédiatrie	ZOUIZRA Zahira	Chirurgie Cardio- vasculaire



A mes chers parents Halima et Ahmed

A qui je dois tout, et pour qui aucune dédicace ne saurait exprimer mon profond amour, ma gratitude, ni mon infinie reconnaissance pour l'ampleur des sacrifices et des souffrances que vous avez enduré pour pouvoir m'éduquer, pour mon bien être, vous n'avez jamais cessé de lutter.

Vos prières ont été pour moi un grand soutien moral tout au long de mes études. Ce modeste travail, qui est avant tout le vôtre, n'est que la consécration de vos grands efforts et vos immenses sacrifices. Sans vous je ne saurais arriver où je suis. J'espère rester toujours digne de votre estime. Puisse Dieu tout puissant vous préserver du mal, vous combler de santé, de bonheur et vous accorder une longue et heureuse vie afin que je puisse vous rendre un minimum de ce que je vous dois.

A mes chers frères Noredidine et Kamal

Vous qui étiez toujours à mes côtés, Vous qui me soufflez des mots d'espoir et d'amour et de tendresse, Vous qui me donnez à chaque fois le courage de continuer mon chemin. C'est par vos actes et vos paroles, par vos regards et vos sourires, Que j'ai pu traverser ce long chemin, Et tenir jusqu'au bout, Vous tous, aussi aimants qu'aimables, Je vous offre ce travail, Qui est le vôtre avant d'être le mien.

A mes belles sœurs Zineb et Loubna

A mes adorables neveux Mohammad Nizar, Ahmad Sami et Majdeddine. En signe de l'affection et du grand amour que je vous porte, les mots sont insuffisants pour exprimer ma profonde estime. Je vous dédie ce travail en témoignage de ma profonde affection et de mon attachement indéfectible. Que Dieu vous accorde santé, succès et félicité pour faire de vous un couple uni et heureux à jamais.

A toute La famille

Je vous dédie tous ce travail pour votre soutien, amour et encouragements. Vous trouvez dans ce travail, l'expression de mon amour en vous souhaitant beaucoup de bonheur.

Aux enseignants

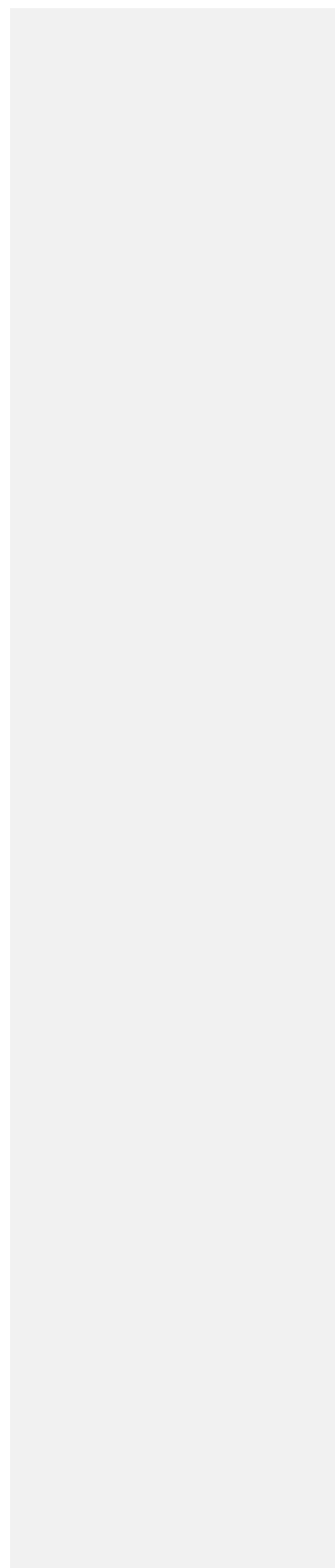
A tous mes enseignants de primaire, secondaire, et de la faculté de médecine de Marrakech.

A mes chers amis

SAFIR Mariem, Fatimazzahra GHLALOU, Mariem GUALOUIA, Sara HADDOUGA, Ayoub MOURJANE, Mahassine BOURHIM, Mehdi EL HADIRI, hind WADIAA, fouzia MOUADINE, zineb BOUSBAA. Je vous dédie ce travail en témoignage de ma reconnaissance et de mon respect. Merci pour tous les moments formidables qu'on a partagés.



Remerciements



A Notre Maître et Président de thèse Monsieur le Professeur NIAMANE Radouane

Professeur et chef de service de rhumatologie à l'hôpital militaire Avicenne Marrakech

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous avez fait en acceptant de présider notre jury. Nous garderons de vous l'image d'un maître dévoué et serviable, et d'un homme dont la présence rassure et la parole apaise. Vos connaissances scientifique et qualités humaines ainsi que votre modestie nous ont profondément marqué. Veuillez trouver ici le témoignage de notre profond respect et nos remerciements les plus sincères.

A notre maître et rapporteur de thèse Monsieur le professeur SAIDI Halim,

Professeur de traumatologie au CHU Mohammed VI

Malgré vos multiples préoccupations, vous avez bien voulu nous confier ce travail et le diriger. Vos qualités humaines et professionnelles nous ont toujours marqué. Votre Disponibilité et votre acharnement nous inspirent un grand respect. Veuillez trouver, ici, le témoignage de notre estime et de notre sincère gratitude.

A notre maître et juge de Thèse Monsieur le professeur BENHIMA Mohamed Amine

Professeur de traumatologie au CHU Mohammed VI.

Nous vous remercions vivement de l'honneur que vous nous faites en acceptant de siéger parmi notre jury de thèse. Nous sommes très reconnaissants de la spontanéité avec laquelle vous avez accepté de juger notre travail. Veuillez croire, cher maître, l'assurance de notre respect et notre considération.

A notre maître et juge de thèse Monsieur le professeur EL AMRANI Moulay Driss

Professeur d'anatomie au CHU de Mohammed VI.

Nous sommes très honorés de vous avoir parmi ce jury de thèse. Puisse ce travail témoigner de ma reconnaissance et de l'estime que je porte à votre personne. Veuillez croire à nos sincères remerciements.

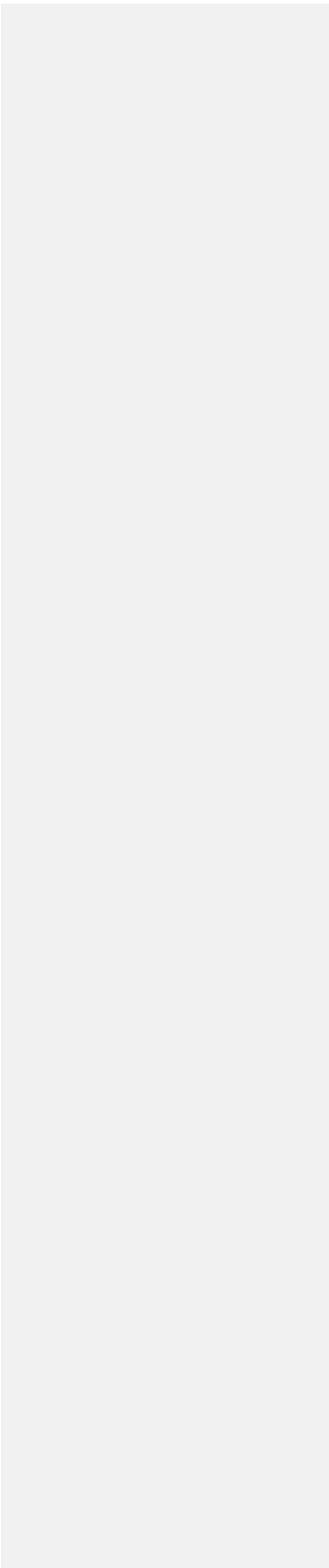
A notre professeur Monsieur ABDELFATTAH Youness,

Médecin en physique et réadaptation au CHU Mohamed VI:

Je vous adresse les plus chaleureux remerciements, vous êtes un directeur attentif et disponible malgré vos nombreuses charges. Votre compétence, votre rigueur scientifique et votre clairvoyance m'ont beaucoup appris. Ils ont été et resteront des moteurs de mon travail de chercheur. Je rends hommage à votre honnêteté scientifique et morale. Je vous remercie également pour les longues heures de travail sur ce manuscrit.



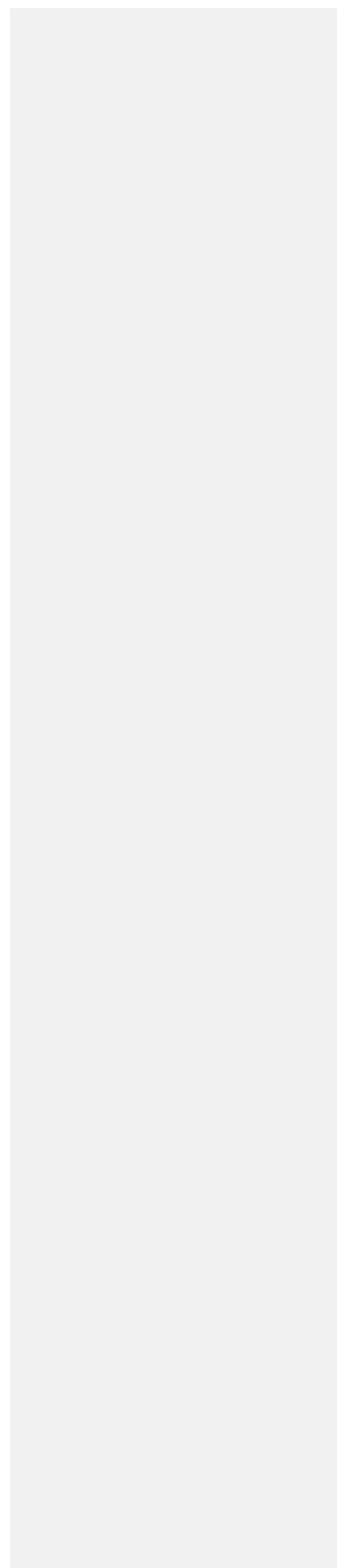
Abréviations



Liste des abréviations

2D	: Deux Dimensions
3D	: Trois Dimensions
AMTI	: Advanced Mechanical Technology Inc
AQM	: Analyse Quantifiée de la Marche
AVC	: Accident Vasculaire Cérébrale
CHU	: Centre hospitalier universitaire
cm	: Centimètre
CRC	: Centre de Recherche Clinique
DMD	: Dystrophie Musculaire de Duchenne
DS	: Déviation Standard
ELIAS	: Epine Iliaque Antéro-Supérieure
EMG	: Electromyogramme
GRF	: Ground Reaction Force
GSM	: Générateur Spinal de Marche
HAS	: Haute autorité de santé
IMC	: Infirmité Motrice Cérébrale
IMC	: Indice de la Masse Corporelle
ISP	: Institut Saint -Pierre
J-C	: Jésus Crist
Kg	: Kilogramme
Kg/m²	: Kilogramme/mètrecarré
LAMM	: Laboratoire d'Analyse du Mouvement et de la Marche
LASIS	: Left Anterior superior iliac spine.
LCA	: Left Calcaneus's Achilles tendon insertion.
LDP1	: Left first disal phalanx the toe
LFM	: Left Right first metatarsal
LGT	: Left greater trochanter
LHF	: Left Head of the fibula.
LLE	: Left lateral femoral epicondyle.
LLM	: Left lateral malleolus.
LME*	: Left medial femoral epicondyle.
LMM*	: Left medial malleolus.
LPSIS	: Left Posterior superior iliac spine.
LSK	: Left the shin
LSM	: Left second metatarsal
LTH	: Left Thigh Marker
LTT	: Left tibial tuberosity.
LVM	: Left fifth metatarsal
m	: Mètre

m/s	: Mètre / Seconde
mm	: Millimètre
N/Kg	: Newton / Kilogramme
RASIS	: Right Anterior superior iliac spine.
RCA	: Right Calcaneus's Achilles tendon insertion.
RDP1	: Right first disal phalanx the toe
RFM	: Right first metatarsal
RGT	: Right greater trochanter
RHF	: Right Head of the fibula.
RLE	: Right lateral femoral epicondyle.
RLM	: Right lateral malleolus.
RME	: Right medial femoral epicondyle.
RMM	: Right medial malleolus.
RPSIS	: Rignt Posterior superior iliac spine.
RSK	: Right the shin
RSM	: Right second metatarsal
RTH	: Right Thigh Marker
RTT	: Right tibial tuberosity.
RVM	: Right fifth metatarsal
S	: seconde
SEP	: Sclérose En Plaque



Liste des tableaux

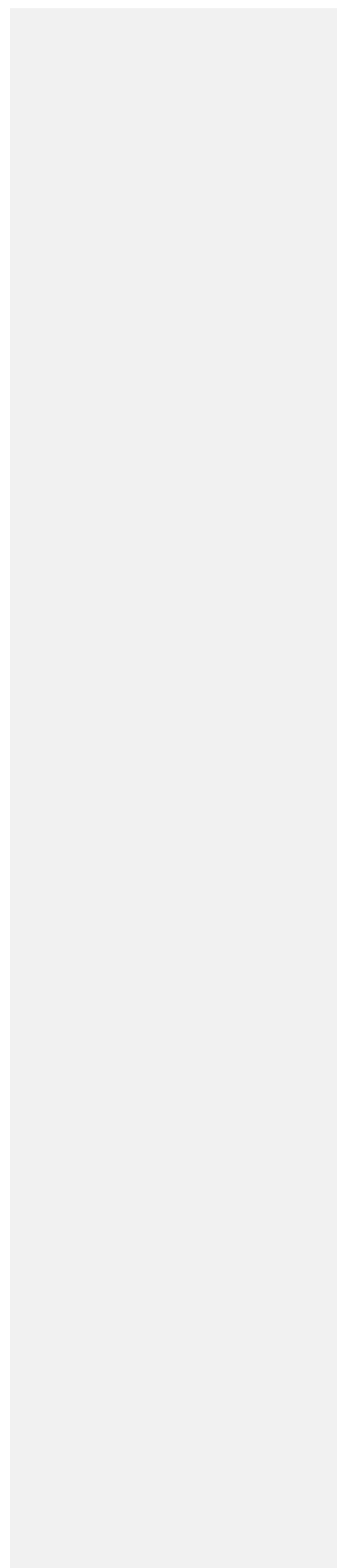
Tableau I	: Marqueurs Rizzoli Lower Body Protocol (26)
Tableau II	: Population de l'étude
Tableau III	: Données moyennes des participants à l'analyse de la marche normale.
Tableau IV	: Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon la dominance du membre
Tableau V	: Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon la distance entre les deux épines iliaques antéro-supérieures (EIAS).
Tableau VI	: Paramètres spatio-temporels moyens des participants à l'étude de la marche normale à partir de 1030 cycles valides analysés
Tableau VII	: Angles moyens des Bassin droit et gauche en fonction des trois plans concernant les participants à l'étude de la marche normale
Tableau VIII	: Angles nématiques moyens des hanches (hip) droit et gauche en fonction des trois plans concernant les participants à l'étude de la marche normale.
Tableau IX	: Angles moyens des genoux (knee) droit et gauche en fonction des trois plans concernant les participants à l'étude de la marche normale.
Tableau X	: Angles moyens des chevilles (ankle) droit et gauche en fonction des trois plans concernant les participants à l'étude de la marche normale.
Tableau XI	: Progression des pieds droit et gauche concernant les participants à l'étude de la marche normale.
Tableau XII	: Réaction de la plateforme de force (GRF) des pieds droit et gauche concernant les participants à l'étude de la marche normale.
Tableau XIII	: Paramètres spatio-temporels d'un patient avec Prothèse transtibiale gauche.
Tableau XIV	: Paramètres spatio-temporels d'un patient avec prothèse transtibiale.

Tableau XV : Paramètres spatio-temporels d'un patient atteint d'une coxarthrose du membre droit.

Tableau XVI : Paramètres spatio-temporels d'un patient atteint d'une Gonarthrose bilatérale avec genuvarum.

Tableau XVII : Paramètres spatio-temporels d'un patient atteint d'une rétraction du tendon quadricipital droit.

Tableau XVIII : Paramètres spatio-temporels d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique



Liste des figures

- Figure 1** : Laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement au CRC du CHU Marrakech.
- Figure 2** : Extrait de l'interface du logiciel de traitement des données obtenues lors de l'analyse de la marche (Exemple : GRF)
- Figure 3** : Marqueurs Rizzoli Lower Body Protocol (26)
- Figure 4** : Répartition des participants à l'analyse de la marche normale par sexe.
- Figure 5** : Répartition des participants à l'analyse de la marche normale par tranche d'âge.
- Figure 6** : Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon la taille.
- Figure 7** : Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon le poids.
- Figure 8** : Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon l'indice de la masse corporelle (IMC).
- Figure 9** : Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon la longueur entre l'épine iliaque et la malléole interne.
- Figure 10** : Répartition des participants à l'analyse de la marche normale selon la pointure.
- Figure 11** : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques du bassin des participants à l'étude de la marche normale.
- Figure 12** : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques de la hanche des participants à l'étude de la marche normale.
- Figure 13** : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques du genou des participants à l'étude de la marche normale.

- Figure 14** : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques de la cheville des participants à l'étude de la marche normale.
- Figure 15** : Graphique récapitulatif des données cinématiques de progression du pied des participants à l'étude de la marche normale.
- Figure 16** : Graphique de réaction de la plateforme de force des participants à l'étude de la marche normale.
- Figure 17** : Patient porteur une prothèse transtibiale gauche.
- Figure 18** : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques d'un patient porteur une prothèse transtibiale gauche.
- Figure 19** : Graphique représentant la progression du pied d'un patient porteur une prothèse transtibiale gauche.
- Figure 20** : Graphique de réaction de la plateforme de force d'un patient porteur une prothèse transtibiale gauche.
- Figure 21** : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques d'une patiente porteuse d'une Prothèse transtibiale.
- Figure 22** : Graphique représentant la progression du pied d'une patiente porteuse d'une Prothèse transtibiale.
- Figure 23** : Graphique de réaction de la plateforme de force d'une patiente d'une patiente porteuse d'une Prothèse transtibiale.
- Figure 24** : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques d'un patient atteint d'une coxarthrose droite.
- Figure 25** : Graphique représentant la progression du pied d'un patient atteint d'une coxarthrose droite
- Figure 26** : Graphique de réaction de la plateforme de force d'un patient atteint d'une coxarthrose droite.
- Figure 27** : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques d'un patient atteint d'une gonarthrose bilatérale avec genuvarum.

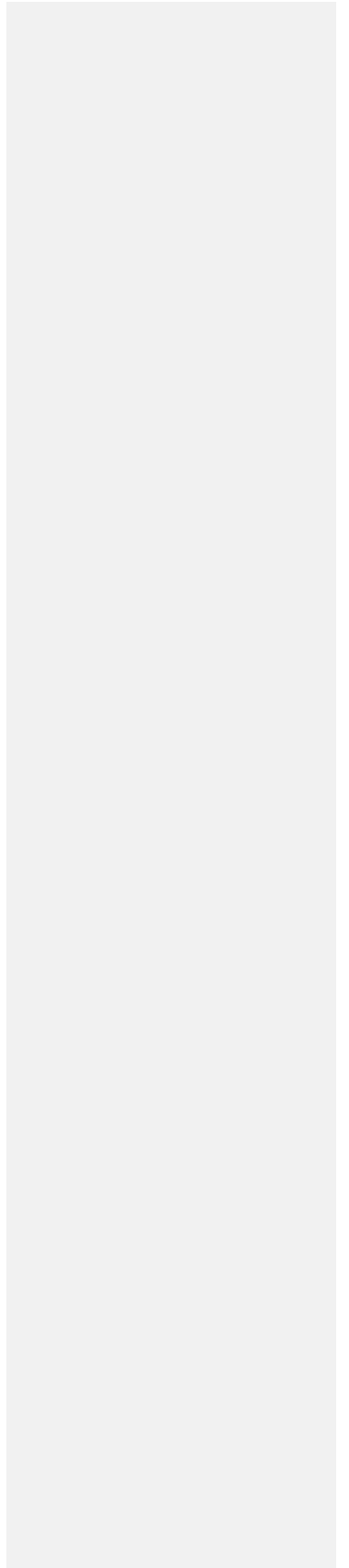
- Figure 28** : Graphique représentant la progression du pied d'un patient atteint d'une gonarthrose bilatérale avec genuvarum.
- Figure 29** : Graphique de réaction de la plateforme de force d'un patient atteint d'une gonarthrose bilatérale avec genuvarum.
- Figure 30** : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques d'une patiente atteinte d'une Rétraction du tendon quadricipital droit.
- Figure 31** : Graphique représentant la progression du pied d'une patiente atteinte d'une Rétraction du tendon quadricipital droit.
- Figure 32** : Graphique de réaction de la plateforme de force d'une patiente atteinte d'une Rétraction du tendon quadricipital droit.
- Figure 33** : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique.
- Figure 34** : Graphique représentant la progression du pied d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique.
- Figure 35** : Graphique de réaction de la plateforme de force d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique.
- Figure 36** : Chronophotographie d'un homme qui marche (1983) par Etienne Jules Marey
- Figure 37** : Deux représentations complémentaires du cycle de marche : A) d'après Whittle (Whittle 2002) et B) et d'après Viel (Viel 2000a).
- Figure 38** : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la hanche sur plan sagittal d'un patient porteur d'une prothèse transtibiale gauche avec les données des participants normaux.
- Figure 39** : Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur plan sagittal d'un patient porteur d'une prothèse transtibiale gauche avec les données des participants normaux.
- Figure 40** : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la cheville sur plan sagittal d'un patient porteur d'une prothèse transtibiale gauche avec les données des participants normaux.

- Figure 41** : Graphiques comparatifs du GRF d'un patient porteur d'une prothèse transtibiale gauche avec celui des participants normaux.
- Figure 42** : Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur les deux plans (sagittal et transversal) d'une patiente porteuse d'une prothèse transtibiale gauche avec les données des participants normaux.
- Figure 43** : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la cheville sur plan sagittal d'une patiente porteuse d'une prothèse transtibiale gauche avec les données des participants normaux.
- Figure 44** : Graphiques comparatifs du GRF d'une patiente porteuse d'une prothèse transtibiale gauche avec celui des participants normaux.
- Figure 45** : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la hanche sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une coxarthrose droite avec les données des participants normaux.
- Figure 46** : Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une coxarthrose droite avec les données des participants normaux.
- Figure 47** : Graphiques comparatifs du GRF d'une patiente atteinte d'une coxarthrose droite avec celui des participants normaux.
- Figure 48** : Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur les trois plans d'un patient présentant une gonarthrose bilatérale avec genuvarum, avec les données des participants normaux.
- Figure 49** : Graphiques comparatifs du GRF d'un patient présentant une gonarthrose bilatérale avec genuvarum, avec celui des participants normaux.
- Figure 50** : Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une rétraction du tendon quadricipital droit avec les données des participants normaux.

- Figure 51** : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la cheville sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une rétraction du tendon quadricipital droit avec les données des participants normaux.
- Figure 52** : Graphiques comparatifs du GRF d'une patiente atteinte d'une rétraction du tendon quadricipital droit, avec celui des participants normaux.
- Figure 53** : Graphiques comparatifs des données cinématiques du bassin sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique avec les données des participants normaux.
- Figure 54** : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la hanche sur plan sagittal d'une patiente d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique avec les données des participants normaux.
- Figure 55** : Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur plan sagittal d'une patiente d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique avec les données des participants normaux.
- Figure 56** : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la cheville sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique avec les données des participants normaux.



Plan



Introduction	1
Patients, Matériels et Méthodes.....	4
Résultats.....	15
I-1- Participants à l'analyse de la marche normale.....	16
1-Identification.....	16
2-Paramètres spatio-temporels.....	22
3-Paramètres cinématiques.....	24
4-Paramètres cinétiques.....	38
I-2- Analyse de la marche chez des exemples des cas pathologiques	40
A-Prothèse transtibiale.....	40
B-Prothèse transtibiale n°2.....	47
C-Coxarthrose droite.....	53
D-Gonarthrose bilatérale avec genuvarum	59
E-Rétraction du tendon quadricipital droit.....	65
F-Paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique.....	71
Discussion	77
I-Revue de littérature.....	78
II-Discussion des résultats à la lumière de la littérature.....	113
II.1- Analyse de la marche des participants normaux.....	113
II.2- Analyse de la marche des cas pathologiques.....	118
Conclusion	144
Annexes	146
Résumés.....	151
Références.....	155



Introduction

La marche est bien l'un des éléments fondateurs des relations sociales, et sans cette possibilité de déplacement, l'individu, outre les difficultés qu'il éprouve pour assurer ses activités quotidiennes, s'enferme dans un isolement social aux conséquences dramatiques allant jusqu'à la chute pour les personnes les plus fragiles (C. Hayot, 2010) [12].

Toutefois ce processus est susceptible d'être sujet de nombreuses troubles à divers étiologies (V. Fraix, 2005) [74]. Ainsi, Parmi l'ensemble des travaux scientifiques ayant pour objet la locomotion humaine sous toutes ces formes, la marche est l'acte locomoteur qui suscite le plus d'intérêt (C. Hayot, 2010)[12].

Les méthodes utilisées aujourd'hui pour analyser le mouvement reposent sur le rapprochement des domaines de la physiologie humaine et de la mécanique qui ont donné naissance à la biomécanique (S.Armand et C. Beyaert, 2016) [66].

En 1981 « J.R.Gage » a permis l'ouverture du premier laboratoire d'analyse de la marche aux Etats-Unis, avant d'inaugurer d'autres laboratoires aux États-Unis et en Europe. (S.Armand et C.Beyaert, 2016) [66].

Commentaire [h1]: v

En France, le premier laboratoire clinique a vu le jour en 1993 à Palavas les Flots (Montpellier). Par la suite, plusieurs laboratoires d'analyse du mouvement se créent en France. Ces laboratoires s'intéressent particulièrement à la marche pathologique.

En Liban, l'organisation Sesobel a installée en 2005 son premier laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement (Human & Health, 2014) [32].

A Marrakech, le Laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement est instauré en octobre 2017 par les professeurs (H. Saidi et Y. Abdelfettah, 2018) [27] comme le premier de son genre au Maroc.

Commentaire [h2]: v

Notre étude a donc comme but de montrer l'intérêt de l'instauration du laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement en pathologie de l'appareil locomoteur au niveau du CHU Marrakech. Il s'agira d'une étude bibliographique à travers des cas cliniques, en évaluant l'écart entre les données des cas pathologiques et celles des participants à l'étude de la marche normale.

Commentaire [h3]: v



Patients, matériels et méthodes

Le plan de déroulement méthodologique de cette étude, constitue les axes suivants : (a) type de l'étude, (b) milieu de l'étude, (c) lieu de l'étude, (d) la durée de l'étude, (e) détermination de la population cible, (f) les méthodes et les outils de collecte et d'analyse des données, (g) les aspects éthiques.

Type de l'étude :

C'est une étude rétrospective analytique qui a pour but d'évaluer l'intérêt de l'instauration du laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement au CHU Marrakech.

Milieu/ Lieu de l'étude :

Le laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement (LAMM) est intégré dans une structure de recherche appelée le Centre de Recherche Clinique (CRC), au sein du Centre hospitalier Mohamed VI Marrakech au Maroc.

Le Centre Hospitalier Mohammed VI est un établissement public doté de la personnalité morale et de l'autonomie financière. Il est soumis à la tutelle du Ministère de la Santé. Il a été créé en vertu de la Loi 82.00 promulguée par le Dahir 1.01.206 du 10 Joumada II 1422 (30 août 2001) modifiant et complétant la loi 37.80 relative aux centres hospitaliers, promulguée par le Dahir 1.82.5 du 30 rabia I (15 janvier 1983). Le centre de recherche clinique regroupe un ensemble de laboratoires de recherche.

Le laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement (LAMM) est instauré en octobre 2017 par les professeurs H. SAIDI et Y. ABDELFETTAH. C'est le premier Laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement au Maroc, il constitue une nouvelle plateforme technique instaurée au sein du Centre des recherches cliniques (CRC) du CHU. Il est composé de 6 caméras optoélectroniques (Optitrack*), 2 plateformes de forces (AMTI*), EMG sans fils à 8 canaux (DELSYS*), 2 caméras vidéo (figure 1), un poste informatique de nouvelle génération avec logiciels dédiés (Motiv* et Visual3D*) (figure 2), et autres équipements: marqueurs, outils de calibration, bureaux, rangement. Ce laboratoire est piloté par un directeur du laboratoire : Professeur Halim SAIDI, chirurgien traumatolo-orthopédiste. Il est géré par un médecin en physique et réadaptation : Docteur Younes Abdelfettah et un ingénieur en informatique en collaboration avec une kinésithérapeute du service de traumatolo-orthopédie adulte en plus des internes et des résidents de ces différents services.



Figure 1 : Laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement au CRC du CHU Marrakech

Commentaire [h4]: v

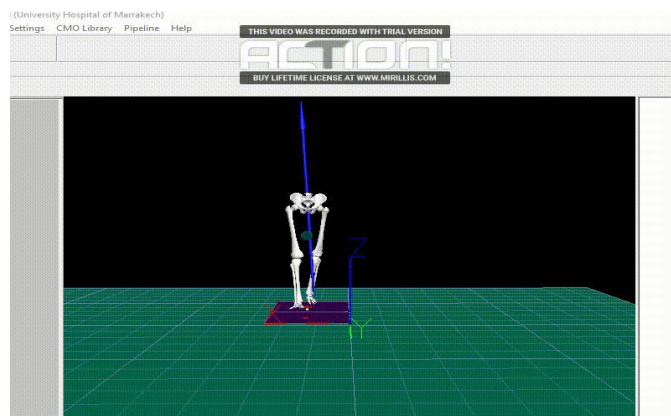


Figure 2 : Extrait de l'interface du logiciel de traitement des données obtenues lors de l'analyse de la marche (Exemple : GRF)

Commentaire [h5]: v

Au début, le service de ce laboratoire est consacré aux patients adultes, puis il sera au profit de la population pédiatrique.

Le mode d'acquisition adopté, est le mode « Rizzoli »

Le protocole Rizzoli Lower Body (26) intègre un nouveau placement des marqueurs pour le suivi du bas du corps. Cet ensemble de marqueurs est conçu pour fournir une description complète du segment 3D et du mouvement articulaire pour l'analyse du bassin et de la cinématique des membres inférieurs. Le tableau suivant comprend des descriptions de points de repère anatomiques de l'endroit où les marqueurs doivent être placés pour une analyse précise et fiable du mouvement du bas du corps.

- Il Comprend un total de six marqueurs d'étalonnage pour créer l'actif squelette pendant les essais statiques qui sont surlignés en rouge.

- Deux marqueurs de cuisse et deux marqueurs de tige ont été ajoutés au protocole pour mieux distinguer la gauche et la droite du squelette.

Les marqueurs du mode Rizzoli Lower Body Protocol (26) sont détaillés dans le tableau (Tableau I) et la figure (Figure 3) ci-après : (A. Leardini et al 2007a) [5] ; (A. Leardini et al, 2007b) [6] ; (A. Leardini et al 2011) [7]

Commentaire [h7]: v

Commentaire [h8]: Références du tableau des marqueurs rizzoli

Tableau I: Marqueurs Rizzoli Lower Body Protocol (26)

Marqueurs Rizzoli Lower Body Protocol		
Étiquette	Segment du membre inférieur	La description
RASIS	Bassin	<u>Right And Left Anterior Superior Iliac Spine.</u>
LASIS		Epine iliaque antéro-supérieure droite et gauche
RPSIS	Bassin	<u>Right And Left Anterior Superior Iliac Spine</u>
LPSIS		Epine iliaque postéro-supérieure droite et gauche
RGT	Cuisse	<u>Right And Left Greater Trochanter</u>
LGT		Proéminence latérale du grand trochanter.
RTH	Cuisse	<u>Right and left Thigh Marker</u>
LTH		Placer près de la ligne médiane de la cuisse. Utilisé uniquement à des fins de suivi pour distinguer le côté gauche et le côté droit. Pour un résultat optimal, décalez la hauteur du marqueur entre le côté gauche et le côté droit.
RLE	Cuisse	<u>Right And Left Lateral Femoral Epicondyle.</u>
LLE		Proéminence latérale la plus importante de l'épicondyle fémoral latéral. Avec les marqueurs LM, il détermine l'emplacement de l'axe de l'articulation du genou.
RHF	Jambe	<u>Right And Left Head Of The Fibula.</u>
LHF		Tête, extrémité proximale du péroné.

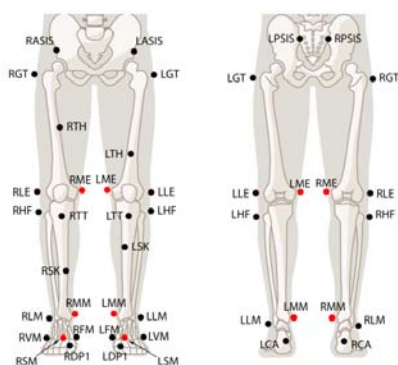
Intérêt du laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement en pathologie de l'appareil locomoteur : Etude bibliographique à travers des cas cliniques

RTT	Jambe	<u>Right And Left Tibial Tuberosity.</u>
LTT		Bordure la plus antérieure de la tubérosité tibiale.
RSK	Jambe	<u>Right And Left Shin</u>
LSK		Placer près de la ligne médiane du tibia. Utilisé uniquement à des fins de suivi pour distinguer le côté gauche et le côté droit. Pour un résultat optimal, décalez la hauteur du marqueur entre le côté gauche et le côté droit.
RLM	Jambe	<u>Right And Left Lateral Malleolus.</u>
LLM		Apex de la malléole latérale.
RCA	Pied	<u>Right Calcaneus's Achilles Tendon Insertion</u>
LCA		Crête supérieure de la surface postérieure du calcaneum. A l'insertion du tendon d'Achille sur le calcaneum
RVM	Pied	<u>Right And Left Fifth Metatarsal</u>
LVM		Face dorsale de la cinquième tête métatarsienne.
RFM	Pied	<u>Right And Left First Metatarsal</u>
LFM		Face dorsale de la première tête métatarsienne.
RDP1	Pied	<u>Right And Left First Disal Phalanx The Toe</u>
LDP1		Ces marqueurs sont ajoutés sur la phalange distale uniquement à des fins de suivi du segment du gros orteil, et ils ne sont pas inclus dans l'analyse biomécanique. Placez le marqueur près de l'extrémité du gros orteil. Plus précisément, le marqueur doit être placé à l'extrémité distale des premières phalanges.

Commentaire [y9]:

RME *	Cuisse	<u>Right And Left Medial Femoral Epicondyle.</u>
LME *		Proéminence médiale de l'épicondyle fémoral médial.
RMM *	Partie inférieure de la jambe	<u>Right And Left Medial Malleolus.</u>
LMM *		Apex distal de la malléole médiale.
RSM *	Pied	<u>Right And Left Second Metatarsal</u>
LSM		Face dorsale de la deuxième tête métatarsienne.

* Les marqueurs d'étalement sont surlignés en rouge. Ils doivent être supprimés une fois le squelette créé dans Motive.



Commentaire [h10]: v

Figure 3 : Marqueurs Rizzoli Lower Body Protocol (26)

• Critères de choix du lieu de l'étude :

Suite à sa disponibilité unique au niveau du CHU Mohamed VI et au Maroc, il constitue un lieu convenable et adéquat pour qu'il soit le meilleur lieu de cette étude.

• Lieu de collecte des données

Les documents de cette étude vont être compulsés au niveau du même service, leur analyse se fera à domicile.

Durée de l'étude

Cette étude s'est entamée du le mois Février 2019.

La collecte des données de l'étude s'est déroulée du 12 au 29 Novembre 2019

Cette étude concerne tous les cas qui ont été analysés au niveau du LAMM dès le début de son fonctionnement le mi-2018 jusqu'à 30 octobre 2019.

Commentaire [h11]: v

Echantillonnage :

Tant qu'il s'agit d'une population à marche normale limitée et disponible (30 dossiers), il convient de ne pas procéder à l'échantillonnage, ce qui va garantir une forte crédibilité et représentativité élargie de ses résultats.

Pour les 22 dossiers des patients à marche pathologique, un échantillonnage aléatoire sera réalisé à fin d'obtenir des cas à étudier pour chaque pathologie.

Critères d'inclusion :

Tous les dossiers complets des patients qui ont passé par le laboratoire d'analyse de la marche sont inclus dans cette étude.

Critères d'exclusion

Les dossiers incomplets des patients qui ont passé par le laboratoire de l'analyse de la marche seront exclus de notre étude.

Population de l'étude :

Après avoir procédé aux mesures d'échantillonnage, d'inclusion et d'exclusion, la population de l'étude est répartie comme suit : (Tableau II)

Tableau II : Population de l'étude

Classification de la marche analysée comme	Diagnostic	Effectif	Total
Normale		25	25
Pathologique	Prothèse transtibiale gauche	02	06
	Coxarthrose droite	01	
	Gonarthrose bilatérale avec genuvarum	01	
	Rétraction du tendon quadricipital droit	01	
	Paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie	01	
Total			31

Méthodes de collectes des données.

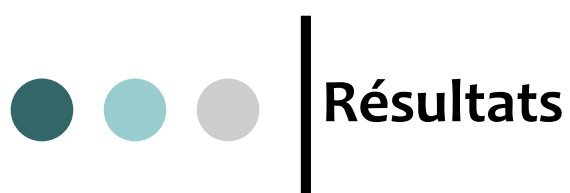
Pour les dossiers des patients, il convient d'élaborer et d'exploiter une fiche des données documentaires.

Plan d'analyse

Le plan d'analyse de la présente étude, vu son type quantitatif, se base sur les étapes suivantes : (a) la compréhension : vise à donner le sens aux résultats obtenus, (b) synthèse : permet de distinguer entre ce qui est normal concernant la marche et ce qui présente une anomalie, (c) la théorisation : permet d'expliquer les points de différence avec les écrits d'autres chercheurs s'ils existent (d) la contextualisation : qui a pour but de généraliser les résultats obtenus.

Considération éthique :

Cette étude exige un respect total des considérations éthiques tout au long des étapes de collecte et d'analyse notamment : l'anonymat de tous les outils de collecte des données, le volontariat de participation à l'étude, la confidentialité des données collectées et l'objectivité durant la collecte, l'analyse et l'interprétation des résultats obtenus.



Résultats

I- Fiche d'exploitation des données documentaires

Cette fiche concerne 25 dossiers des participants à l'analyse de la marche normale et 06 dossiers exemples des cas pathologiques pour l'analyse de leur marche.

I-1 – Participants à l'analyse de la marche normale.

1- Identification

Tableau III : Données moyennes des participants à l'analyse de la marche normale.

	Minimum	Maximum	Moyenne
Age (années)	19	35	24
Distance inter ASI (mm)	190	290	240,40
Longueur illio malléolaire (mm)	810	1060	922,80
Poids (Kg)	50	99	70,28
Taille (cm)	154	193	173,88
IMC (Kg/m²)	17,78	29,98	23,16
Pointure	35,5	44	40,8

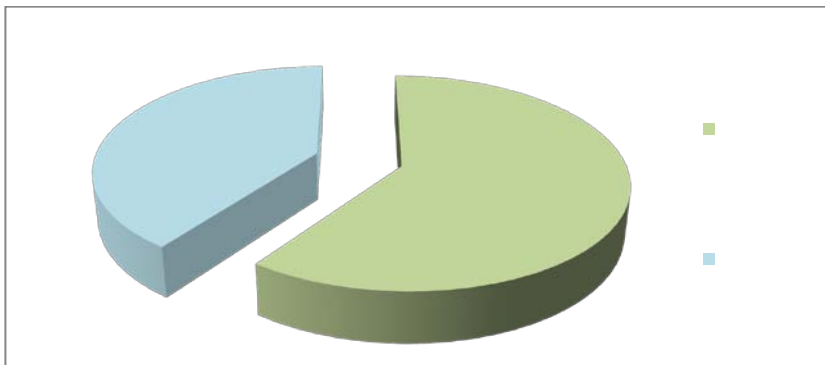


Figure 4 : Répartition des participants à l'analyse de la marche normale par sexe.

60% des participants à l'analyse de la marche normale sont de sexe masculin.

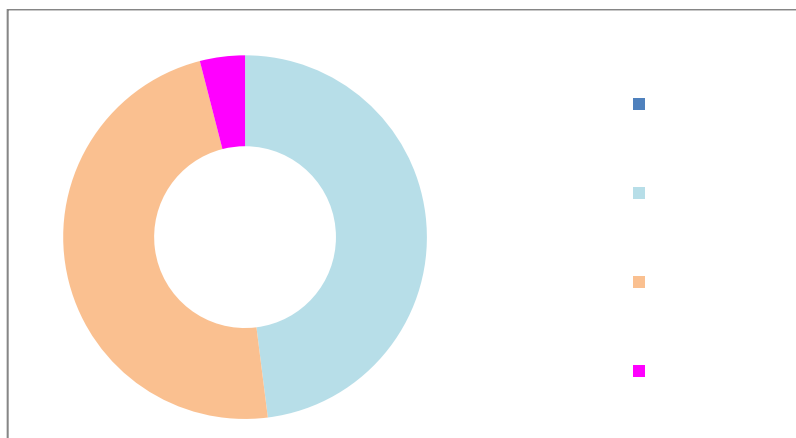


Figure 5 : Répartition des participants à l'analyse de la marche normale par tranche d'âge.

La totalité des participants à l'étude de la marche normale appartient à une tranche d'âge jeune entre 15 et 35 ans avec âge moyen de 24 ans.

Tableau IV: Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon la dominance du membre.

DROITIER	96%	24
GAUCHER	4%	1
AMBIDEXTRE	0%	0%

La quasi-totalité des participants à l'étude de la marche normale sont des droitiers. (Tableau IV)

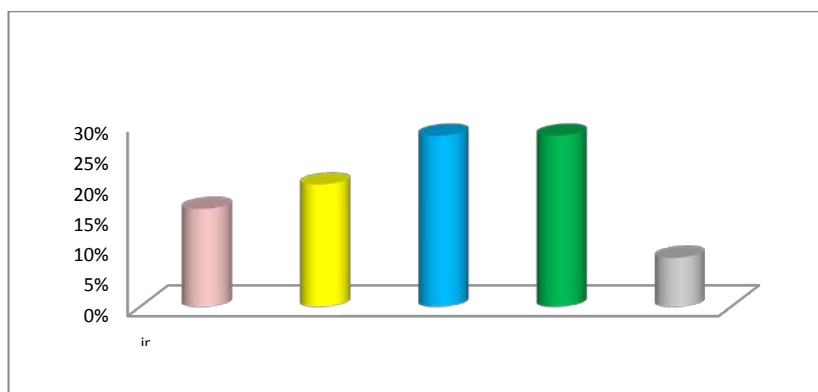


Figure 6 : Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon la taille.

Les 3 quarts des participants à l'étude de la marche normale ont une taille variante entre 160 et 189 cm.

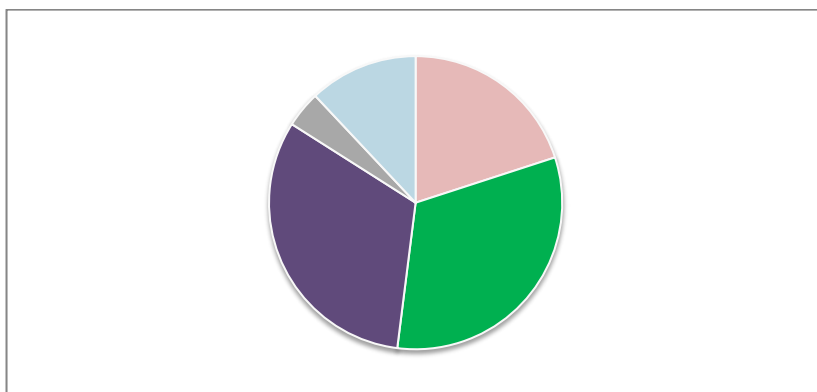


Figure 7 : Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon le poids.

64 % des participants à l'étude de la marche normale ont un poids entre 60 et 79 Kg.

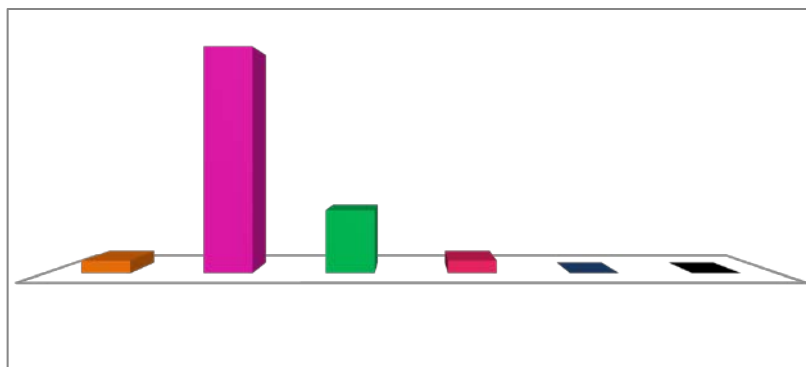


Figure 8 : Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon l'indice de la masse corporelle (IMC).

Les trois quarts de la population de l'étude de la marche normale ont une corpulence normale (entre 18,5 et 24,9).

Tableau V : Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon la distance entre les deux épines iliaques antéro-supérieures (EIAS).

	Inférieur à 199mm	de 200 à 229 mm	de 230 à 259 mm	de 260 à 289 mm	supérieur à 290 mm
Effectif	1	4	13	6	1
Pourcentage	4%	16%	52%	24%	4%

52 % des participants à l'analyse de la marche normale ont une distance entre les deux EIAS qui va de 230 à 259 millimètres, tandis que 24% se situe entre 260 et 289 millimètres. (Tableau V)

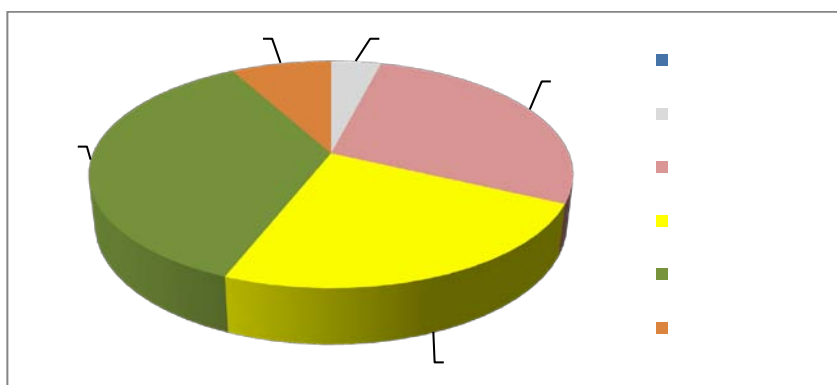


Figure 9: Répartition des participants à l'étude de la marche normale selon la longueur entre l'EIAS et la malléole interne.

60 % des participants à l'étude de la marche normale ont une longueur entre l'EIAS et la malléole interne entre 900 et 999 millimètre tandis que 32 % entre 800 et 899 millimètres.

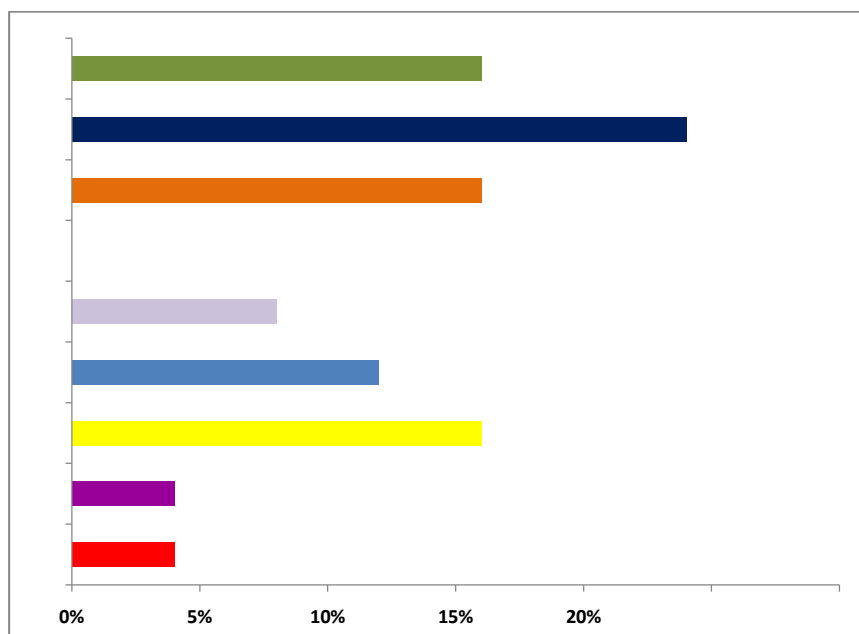


Figure 10: Répartition des participants à l'analyse de la marche normale selon la pointure.

24% des participants à l'étude de la marche normale ont une pointure de 43 au moment où les pointures 38,42 et 44 se présentent avec 16%.

2- Paramètres spatio-temporels

Tableau VI : Paramètres spatio-temporels moyens des participants à l'étude de la marche normale, obtenues à partir de 1030 cycles valides analysés.

	Valeur	DS
Nombre de cycles analysés	1030	
Vitesse (m/s)	1,173	
Cadence (pas /s)	1,81	
Largeur de l'enjambée (m)	0,106	± 0,036
Longueur de l'enjambée (m)	1,308	± 0,134
Nombre de pas gauches / Seconde (pas/s)	1,802	± 0,123
Nombre de pas droits / Seconde (pas/s)	1,811	± 0,123
Longueur du pas gauche (m)	0,651	± 0,059
Longueur du pas droit (m)	0,652	± 0,055
Temps d'appui gauche (s)	0,653	± 0,048
Temps d'appui droit (s)	0,655	± 0,046
Pourcentage de la phase d'appui (%)	58,776	± 4,320
Temps du pas gauche (s)	0,557	± 0,038
Temps du pas droit (s)	0,555	± 0,038
Temps du cycle (s)	1,115	± 0,104
Temps du cycle gauche (s)	1,111	± 0,092
Temps du cycle droit (s)	1,119	± 0,114
Temps d'oscillation gauche (s)	0,460	± 0,031
Temps d'oscillation droite (s)	0,458	± 0,032
Pourcentage de la phase oscillante (%)	41,240	± 2,830

Commentaire [h12]: v

L'analyse des données spatio-temporelles des participants à l'étude de la marche normale a permis d'obtenir les résultats suivants :

La vitesse moyenne est de 1,173 mètre/seconde avec une cadence de 1,81 pas/seconde. La longueur du pas est à l'ordre de 0,651 mètre avec un équilibre notable entre la gauche et la droite, chaque pas prend en moyenne 0,556 seconde, ainsi résulte une enjambée de 1,308 mètre de longueur et 0,106 mètre de largeur et un cycle de marche qui dure 1,115 seconde.

La phase d'appui est de 0,654seconde en moyenne, ce moment représente 59% de la totalité du cycle de la marche. Tandis que la phase d'oscillation est égale à 0,459 seconde représentant ainsi 41% de la durée d'un cycle de la marche. (Tableau VI)

3- Paramètres cinématiques

Tableau VII: Angles moyens des Bassins droit et gauche en fonction des trois plans

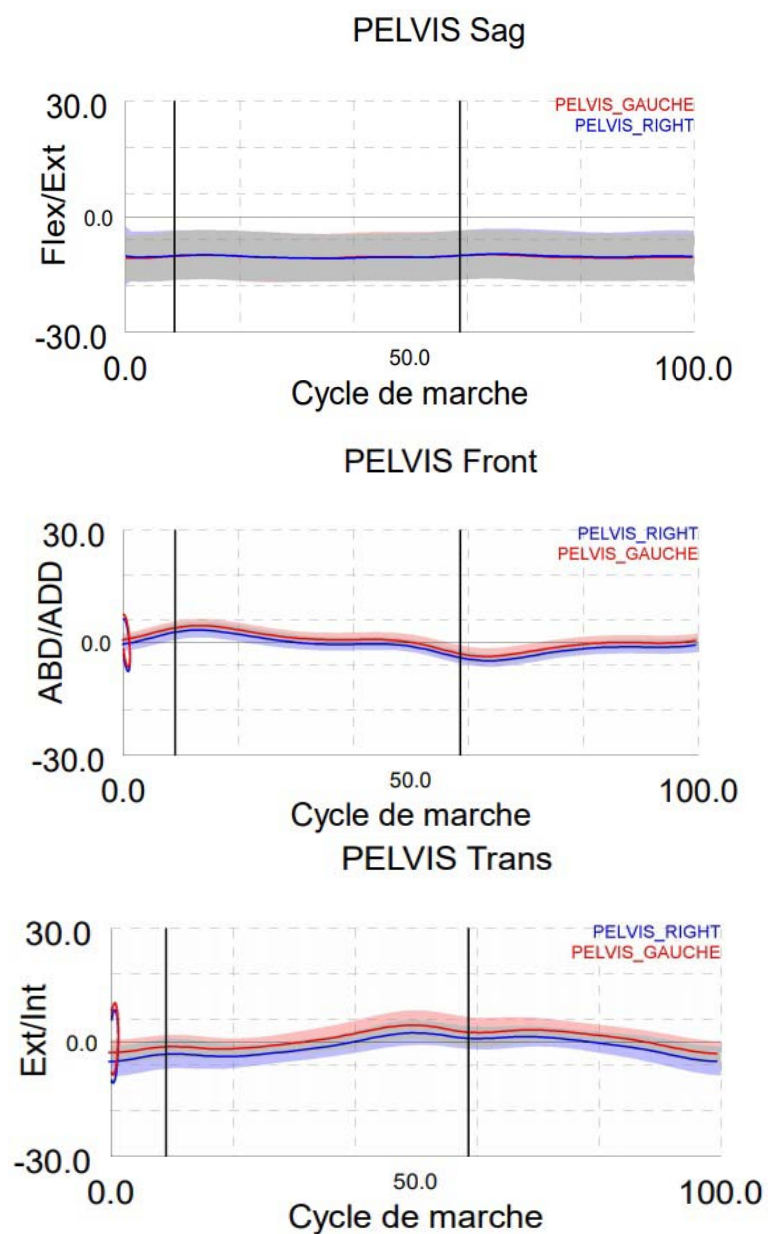
concernant les participants à l'étude de la marche normale.

X (sagittal) : Antépulsion/Rétropulsion				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
BASSIN MIN	-10,873	± 5,740	-10,953	± 5,769
BASSIN MAX	-9,890	± 5,930	-9,726	± 6,143
AMPLITUDE	0,983		1,226	
Y (frontal) : Inclinaison Latérale / Médiale				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
BASSIN MIN	-3,686	± 2,362	-4,870	± 2,053
BASSIN MAX	4,915	± 2,078	3,675	± 2,355
AMPLITUDE	8,600		8,545	
Z (transversal) : Rotation Externe/Interne				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
BASSIN MIN	-3,034	± 3,151	-5,069	± 3,976
BASSIN MAX	4,928	± 3,788	2,956	± 3,284
AMPLITUDE	7,962		8,025	

Commentaire [h13]: v

Commentaire [h14]: v

Commentaire [h15]: v



Commentaire [h16]: v

Figure 11: Graphiques récapitulatifs des données cinématiques des bassins des participants à l'étude de la marche normale.

Sur le plan sagittal (X), les degrés de flexion/extension des bassins, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $-10,873^{\circ}$ à $-9,890^{\circ}$) pour la gauche et (de $-10,953^{\circ}$ à $-9,726^{\circ}$) pour la droite.

Sur le plan Frontal (Y), les degrés adduction/abduction des bassins, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $-3,686^{\circ}$ à $4,915^{\circ}$) pour la gauche et (de $-4,870^{\circ}$ à $3,675^{\circ}$) pour la droite.

Sur le plan transversal (Z), les degrés rotation externe /interne des bassins, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $-3,034^{\circ}$ à $4,928^{\circ}$) pour la gauche et (de $-5,069^{\circ}$ à $2,956^{\circ}$) pour la droite. (Tableau VII), (figure 11)

Commentaire [h17]: v

Tableau VIII: Angles moyens des hanches (hip) droite et gauche en fonction des trois plans concernant les participants à l'étude de la marche normale.

X (sagittal) : Flexion / Extension				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
HANCHE MIN	-5,676	± 7,318	-5,684	± 8,189
HANCHE MAX	33,371	± 7,256	33,799	± 7,141
AMPLITUDE	39,047		39,483	
Y (frontal) : Adduction /Abduction				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
HANCHE MIN	-8,313	± 3,018	-6,419	± 3,764
HANCHE MAX	4,272	± 2,405	5,920	± 3,140
AMPLITUDE	12,584		12,340	
Z (transversal) : Rotation Externe/Interne				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
HANCHE MIN	-0,731	± 8,495	0,379	± 8,995
HANCHE MAX	6,285	± 8,589	4,092	± 9,112
AMPLITUDE	7,015		3,713	

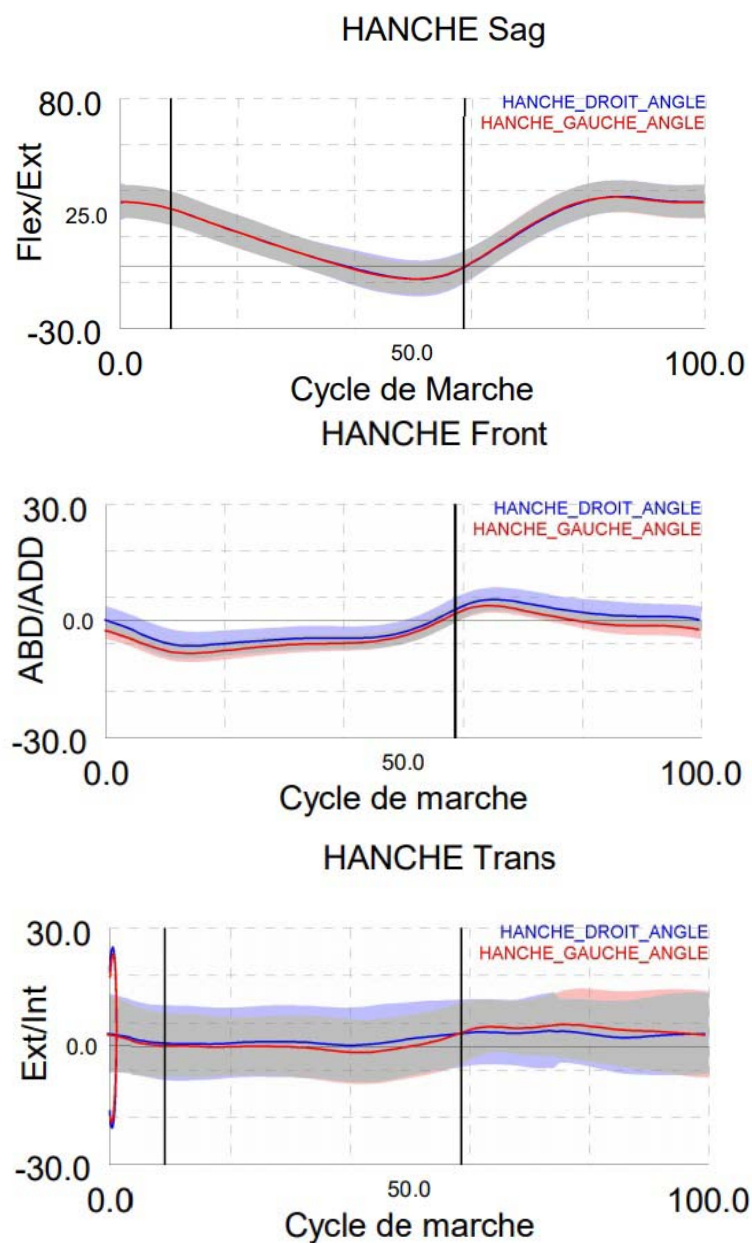


Figure 12 : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques des hanches des participants à l'étude de la marche normale.

Sur le plan sagittal (X), les degrés de flexion/extension des hanches, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $-5,676^\circ$ équivalent au pic d'extension à $33,371^\circ$ comme pic de flexion) pour la gauche et (de $-5,684^\circ$ équivalent au pic d'extension à $33,799^\circ$ comme pic de flexion) pour la droite.

Sur le plan Frontal (Y), les degrés adduction/abduction de la hanche, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $-8,313^\circ$ à $4,272^\circ$) pour la gauche et (de $-6,419^\circ$ à $5,920^\circ$) pour la droite.

Sur le plan transversal (Z), les degrés rotation externe /interne de la hanche, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $-0,731^\circ$ à $6,285^\circ$) pour la gauche et (de $0,379^\circ$ à $4,092^\circ$) pour la droite. (Tableau VIII), (Figure 12)

Commentaire [h18]: v

Tableau IX : Angles moyens des genoux (knee) droit et gauche en fonction des trois plans concernant les participants à l'étude de la marche normale.

X (sagittal) : Flexion / Extension				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
GENOU MIN	1,506	± 4,652	2,356	± 3,791
GENOU MAX	61,468	± 5,411	61,414	± 6,210
AMPLITUDE	59,962		59,058	
Y (frontal) : Varus / Valgus				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
GENOU MIN	0,727	± 2,851	-0,297	± 3,369
GENOU MAX	4,131	± 5,409	2,731	± 2,774
AMPLITUDE	3,404		3,028	
Z (transversal) : Rotation Externe/ Interne				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
GENOU MIN	9,697	± 9,222	10,998	± 9,150
GENOU MAX	19,261	± 10,399	21,952	± 9,799
AMPLITUDE	9,564		10,954	

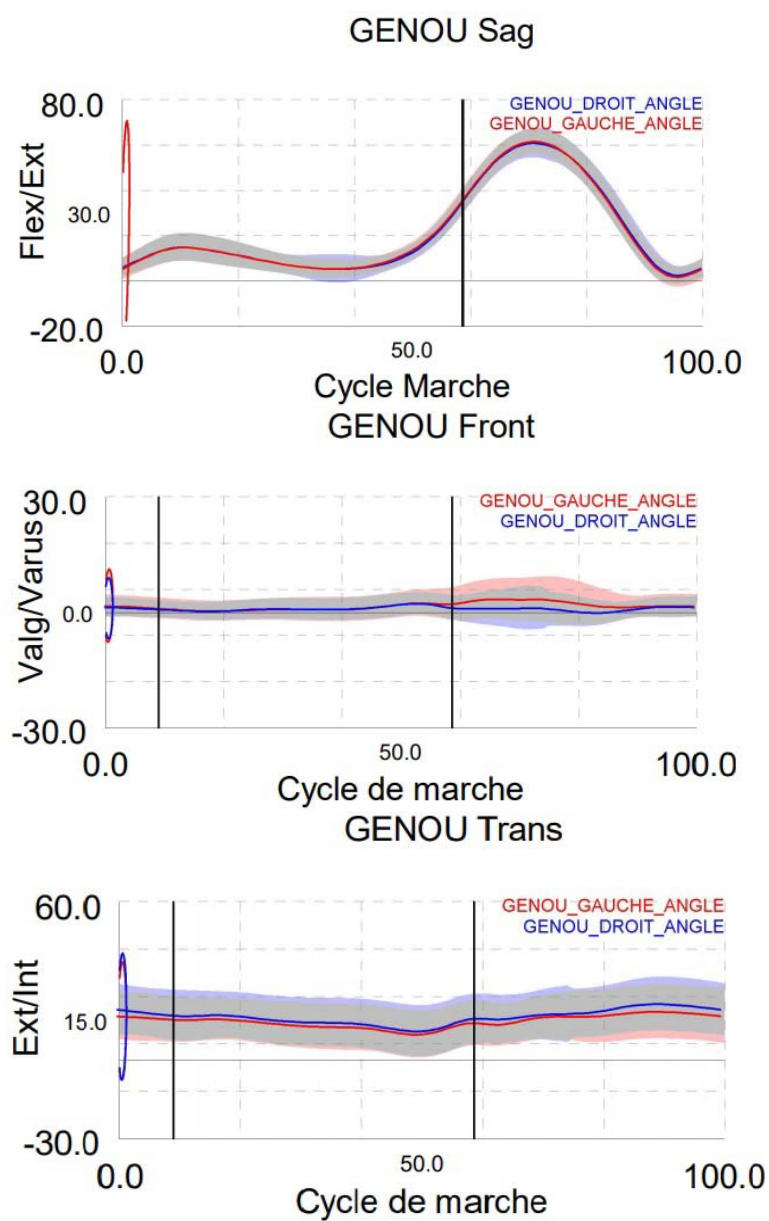


Figure 13 : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques des genoux des participants à l'étude de la marche normale.

Sur le plan sagittal (X), les degrés de flexion/extension des genoux gauches, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $1,506^\circ$ équivalent au pic d'extension à $61,468^\circ$ comme 2^{ème} pic de flexion), alors que le 1^{er} pic égale à $14,800^\circ \pm 6,401$. Pour les genoux droits, ces paramètres varient (de $2,356^\circ$ équivalent au pic d'extension à $61,414^\circ$ comme 2^{ème} pic de flexion), au moment où le 1^{er} pic égale à $15,149^\circ \pm 5,817$.

Sur le plan Frontal (Y), les degrés adduction/abduction du genou, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $0,727^\circ$ à $4,131^\circ$) pour la gauche et (de $-0,297^\circ$ à $2,731^\circ$) pour la droite.

Sur le plan transversal (Z), les degrés de rotation externe /interne du genou, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $9,697^\circ$ à $19,261^\circ$) pour la gauche et (de $10,998^\circ$ à $21,952^\circ$) pour la droite. (Tableau IX), (Figure 13)

Tableau X : Angles moyens des chevilles (ankle) droite et gauche en fonction des trois plans concernant les participants à l'étude de la marche normale.

X (sagittal) : Flexion / Extension				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
CHEVILLE MIN	-12,640	± 6,410	-14,148	± 6,849
CHEVILLE MAX	11,485	± 3,425	11,176	± 3,072
AMPLITUDE	24,125		25,323	
Y (frontal) : Adduction /Abduction				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
CHEVILLE MIN	-4,431	± 7,100	-7,404	± 9,057
CHEVILLE MAX	6,758	± 7,347	4,976	± 7,727
AMPLITUDE	11,188		12,380	
Z (transversal) : Rotation Externe/Interne				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
CHEVILLE MIN	-15,803	± 7,103	-13,727	± 5,789
CHEVILLE MAX	-5,104	± 5,319	-3,639	± 5,229
AMPLITUDE	10,699		10,089	

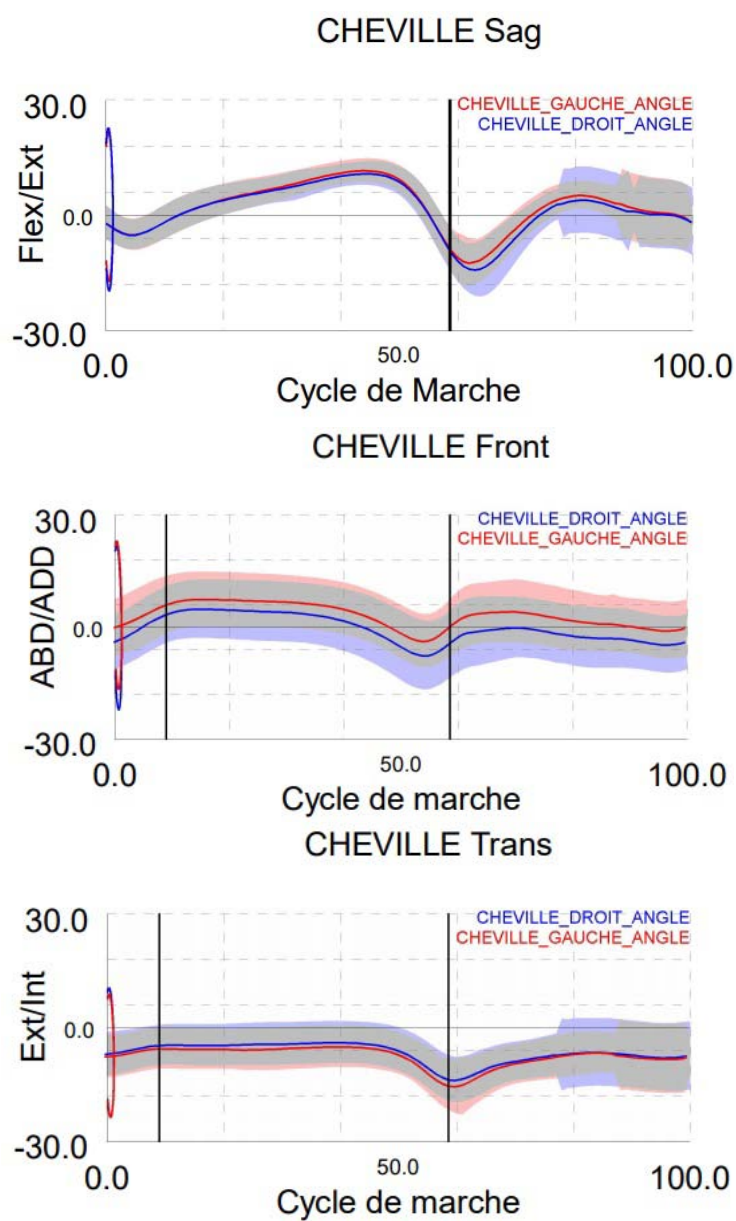


Figure 14 : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques des chevilles des participants à l'étude de la marche normale.

Sur le plan sagittal (X), les degrés de flexion/extension des chevilles gauches, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $-14,148^\circ$ équivalent au 2^{ème} pic d'extension à $11,485^\circ$ comme 1^{er} pic de flexion), le 1^{er} pic d'extension est égal à $-5,243^\circ \pm 3,850$ et le 2^{ème} pic de flexion est égale à $3,915^\circ \pm 8,178$.

Pour les chevilles droites, ces paramètres varient ($-12,640^\circ$ équivalent au 2^{ème} pic d'extension à $11,176^\circ$ comme 1^{er} pic de flexion), le 1^{er} pic d'extension est égal à $-5,396^\circ \pm 4,360$ et le 2^{ème} pic de flexion est égale à $4,868^\circ \pm 4,122$.

Sur le plan Frontal (Y), les degrés adduction/abduction de la cheville, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $-4,431^\circ$ à $6,758^\circ$) pour la gauche et (de $-7,404^\circ$ à $4,976^\circ$) pour la droite.

Sur le plan transversal (Z), les degrés rotation externe /interne des chevilles, au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale, varient (de $-15,803^\circ$ à $-5,104^\circ$) pour la gauche et (de $-13,727^\circ$ à $-3,639^\circ$) pour la droite. (Tableau X), (Figure 14)

Tableau XI : Les degrés de progression des pieds droit et gauche concernant les participants à l'étude de la marche normale.

	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
PROGRESSION DU PIED MIN	3,721	$\pm 8,590$	5,766	$\pm 6,931$
PROGRESSION DU PIED MAX	16,946	$\pm 7,318$	17,764	$\pm 9,020$
AMPLITUDE	13,225		11,998	

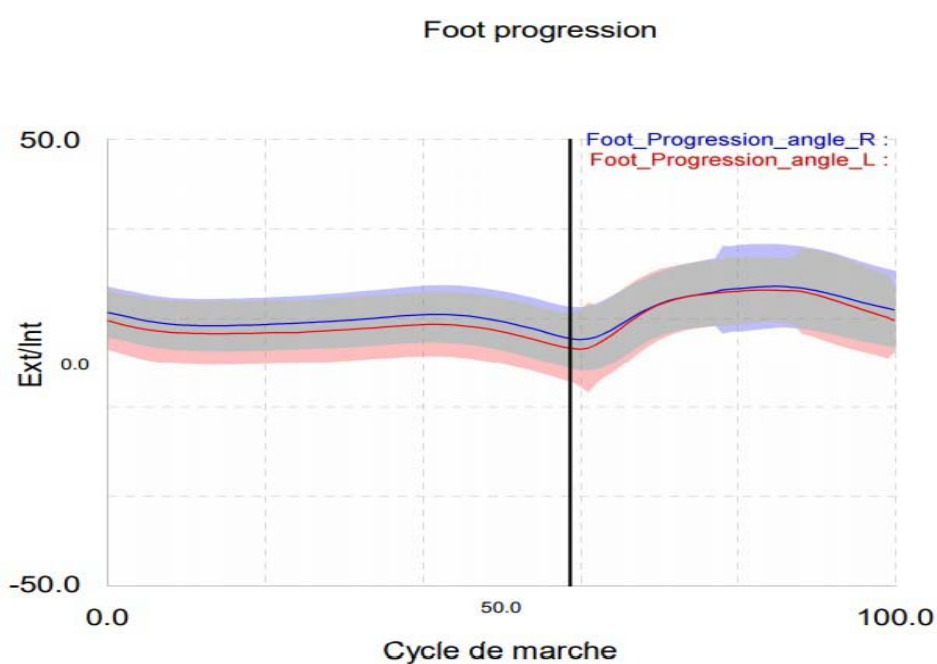


Figure 15 : Graphique récapitulatif des données cinématiques des angles de progression des pieds des participants à l'étude de la marche normale.

L'angle de progression des pieds (foot progression angle), (c'est-à-dire le degré de rotation externe/interne du pied par rapport à l'axe transversal du membre.) au cours du cycle de marche des participants à l'étude de la marche normale variede **3,721° à 16,946 °** pour la gauche et **de 5,766° à 17,764°** pour la droite. (Tableau XI), (Figure 15)

4- Paramètres cinétiques

Tableau XII: Réaction de la plateforme de force (GRF) du pied droit et gauche concernant les participants à l'étude de la marche normale.

	GAUCHE (N/Kg)		DROITE (N/Kg)	
PREMIER PIC	1,064	±0,058	1,064	±0,073
SECOND PIC	1,067	±0,059	1,067	±0,074
MINIMUM entre premier et second pic	0,774	±0,061	0,776	±0,067

Le 1^{er} pic de la force exercée par les deux membres en vertical sur la plateforme est égal à 1,064 N/Kg,

Le 2^{ème} pic de la force exercée par les deux membres en vertical sur la plateforme est égal à 1,067 N/Kg,

Le pic minimal entre les deux pics précédents, de la force exercée par les deux membres en vertical sur la plateforme est égal à 0,774 N/Kg. (Tableau XII), (Figure 16)

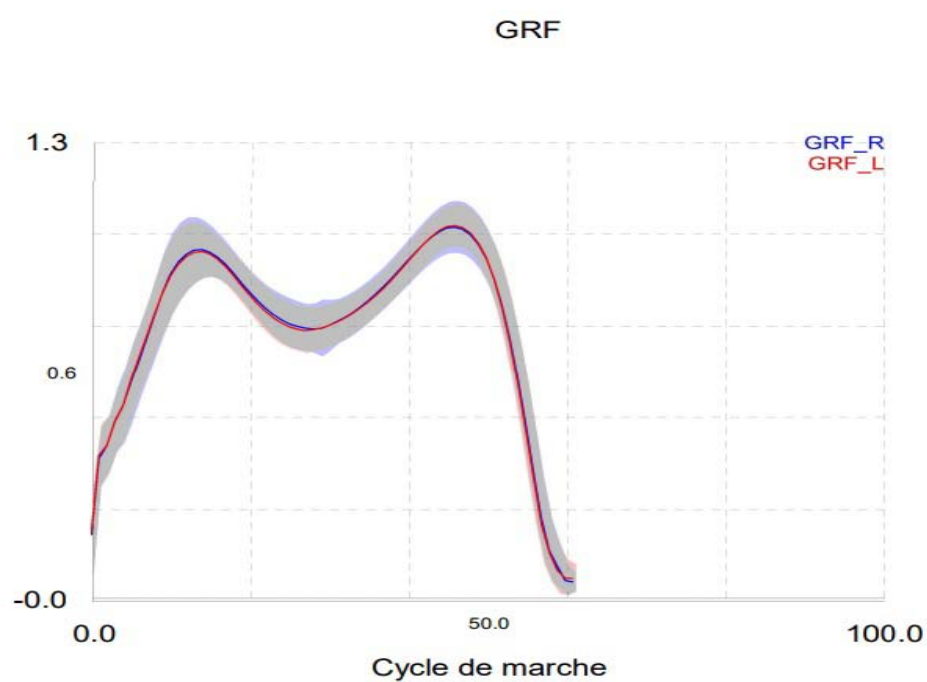


Figure 16 : Graphique de réaction de la plateforme de force des participants à l'étude de la marche normale.

I-2- Analyse de la marche de certains cas pathologiques

A- Prothèse transtibiale



Figure 17 : Patient porteur une prothèse transtibiale gauche.

1 – Identification

a– Données du patient :

- **Sexe** : Masculin
- **Age** : 39 ans
- **Diagnostic** : Amputation transtibiale post traumatique (AVP) depuis 13 ans, porteur une prothèse transtibiale gauche

b– Mensuration :

- **Poids** : 71 kg
- **Taille** : 175 cm
- **IMC** : 23,183 kg/m²

2- Paramètres spatio-temporels

Tableau XIII : Paramètres spatio-temporels d'un patient avec Prothèse transtibiale gauche.

	Valeur	DS
Vitesse (m/s)	0,806	---
Cadence (pas /s)	1,419	---
Largeur de l'enjambée (m)	0,143	± 0,024
Longueur de l'enjambée (m)	1,161	± 0,059
Nombre de pas gauches / Seconde (pas/s)	1,226	± 0,048
Nombre de pas droits / Seconde (pas/s)	1,612	± 0,070
Longueur du pas gauche (m)	0,567	± 0,037
Longueur du pas droit (m)	0,592	± 0,037
Temps d'appui gauche (s)	0,751	± 0,038
Temps d'appui droit (s)	1,057	± 0,049
Pourcentage de la phase d'appui (%)	62,67	± 3,02
Temps du pas gauche (s)	0,817	± 0,032
Temps du pas droit (s)	0,621	± 0,027
Temps du cycle (s)	1,440	± 0,045
Temps du cycle gauche (s)	1,438	± 0,041
Temps du cycle droit (s)	1,443	± 0,049
Temps d'oscillation gauche (s)	0,690	± 0,027
Temps d'oscillation droite (s)	0,388	± 0,017
Pourcentage de la phase oscillante (%)	37,33	± 1,53

L'analyse de données spatio-temporelles de ce patient a permis d'obtenir les résultats suivants :

La vitesse moyenne est de 0,806 mètre/seconde avec une cadence de 1,419 pas/seconde. La longueur du pas gauche est de 0,567 mètre tandis que le pas droit mesure 0,592 mètre.

Le pas gauche dure 0,817 seconde et le droit 0,621 seconde, ainsi résulte une enjambée à 1,161 mètre de longueur et 0,143 mètre de largeur, et un cycle de marche qui dure 1,440 seconde.

La phase d'appui gauche est de 0,751 seconde et 1,057 seconde pour la droite, ce moment représente 62,67 % de la totalité du cycle de la marche. Tandis que la phase d'oscillation gauche est égale 0,690 seconde et 0,388 seconde pour la droite représentant ainsi 37,33 % de la durée d'un cycle de la marche. (Tableau XIII)

3- Paramètres cinématiques.

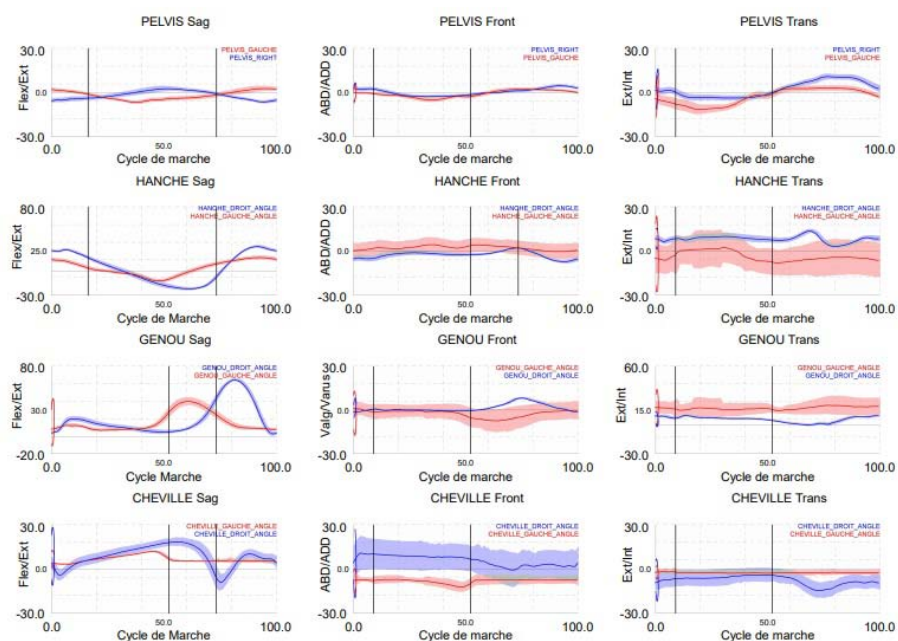


Figure 18 : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques d'un patient porteur d'une prothèse transtibiale gauche.

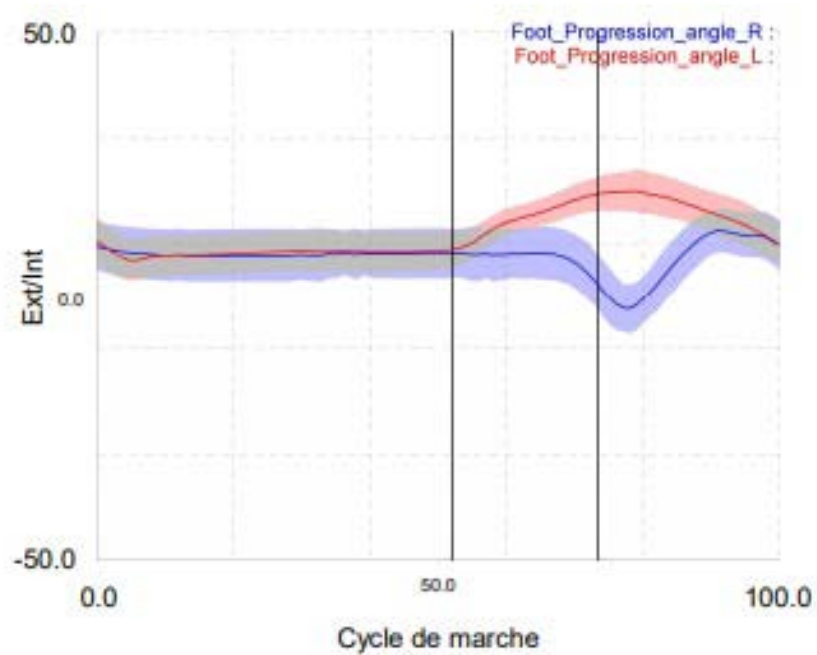


Figure 19 : Graphique représentant l'angle progression du pied d'un patient porteur d'une prothèse transtibiale gauche.

1- Paramètres cinétiques

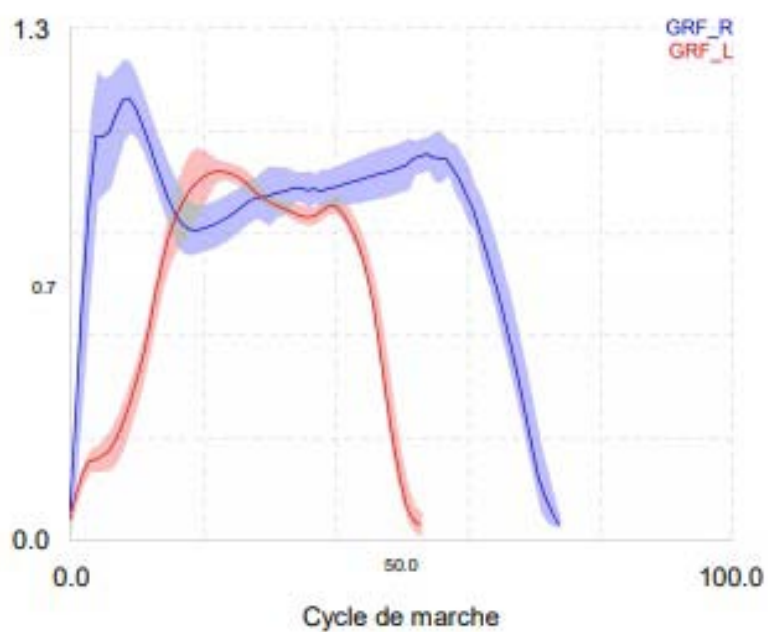


Figure 20 : Graphique de réaction de la plateforme de force d'un patient porteur d'une prothèse transtibiale gauche.

B- Prothèse transtibiale n°2

1- Identification

a- Données du patient :

- **Sexe** : Féminin
- **Age** : 36 ans
- **Diagnostic** : Amputation transtibiale post traumatique

b- Mensuration :

- **Poids** : 56 kg
- **Taille** : 160 cm
- **IMC** : 21,875 kg/m²

2- Paramètres spatio-temporels

Tableau XIV : Paramètres spatio-temporels d'un patient avec prothèse transtibiale.

	Valeur	DS
Vitesse (m/s)	0,972	
Cadence (pas /s)	1,645	
Largeur de l'enjambée (m)	0,125	±0,03
Longueur de l'enjambée (m)	1,81	± 0,032
Nombre de pas gauches / Seconde (pas/s)	1,545	± 0,065
Nombre de pas droits / Seconde (pas/s)	1,746	± 0,069
Longueur du pas gauche (m)	0,624	± 0,024
Longueur du pas droit (m)	0,559	± 0,02
Temps d'appui gauche (s)	0,728	± 0,035
Temps d'appui droit (s)	0,771	± 0,033
Pourcentage de la phase d'appui (%)	61,283%	±2,8
Temps du pas gauche (s)	0,648	± 0,027
Temps du pas droit (s)	0,574	± 0,023
Temps du cycle (s)	1,223	±0,05
Temps du cycle gauche (s)	1,222	± 0,041
Temps du cycle droit (s)	1,222	± 0,036
Temps d'oscillation gauche (s)	0,495	± 0,013
Temps d'oscillation droite (s)	0,453	± 0,018
Pourcentage de la phase oscillante (%)	38,717%	± 1,27

L'analyse des données spatio-temporelles de notre deuxième patient avec prothèse transtibiale a permis d'obtenir les résultats suivants :

La vitesse moyenne est de 0,972 mètre/seconde avec une cadence de 1,645 pas/seconde. La longueur du pas gauche est de 0,559 mètre tandis que le pas droit mesure 0,481 mètre.

Le pas gauche dure 0,648 seconde et le droit 0,574 seconde, ainsi résulte une enjambée à 1,81 mètre de longueur et 0,125 mètre de largeur, et un cycle de marche qui dure 1,223 seconde.

La phase d'appui gauche est de 0,728 seconde et 0,771 seconde pour la droite, ce moment représente 61,283% de la totalité du cycle de la marche. Tandis que la phase d'oscillation gauche est égale 0,648 seconde et 0,574 seconde pour la droite représentant ainsi 38,717% de la durée d'un cycle de la marche. (Tableau XIV)

1- Paramètres cinématiques

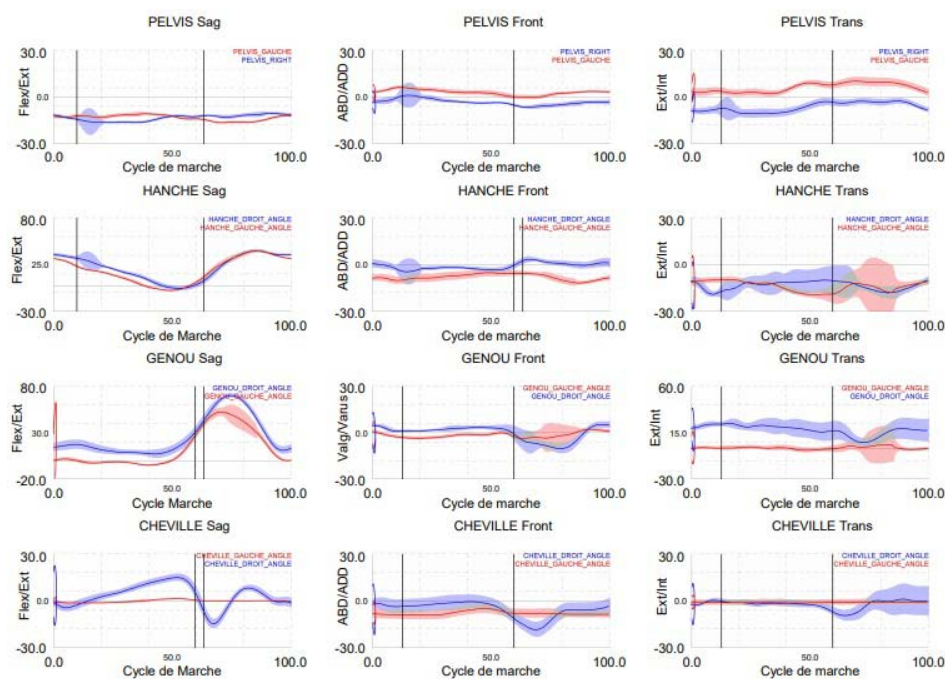


Figure 21 : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques d'une patiente porteuse d'une Prothèse transtibiale.

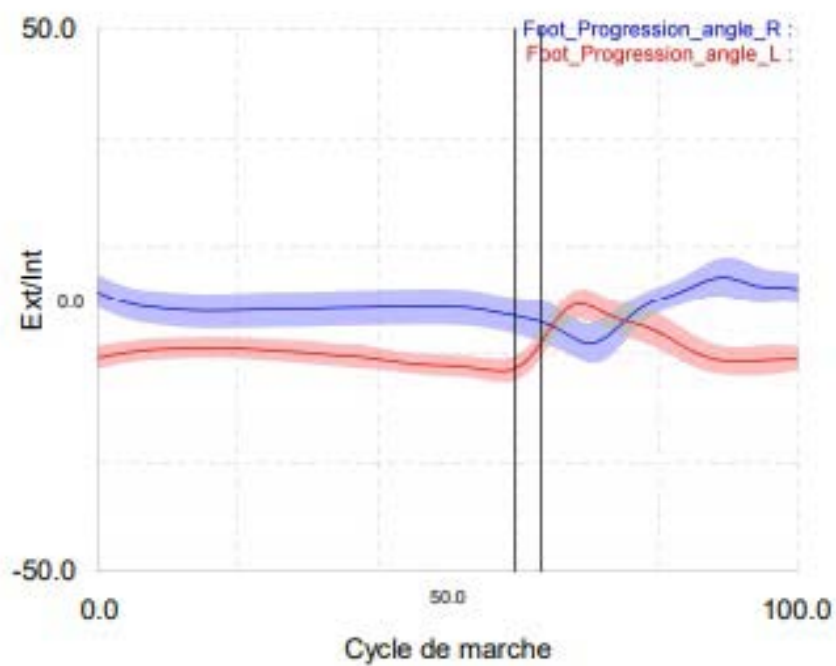


Figure 22 : Graphique représentant l'angle de progression du pied d'une patiente porteuse d'une Prothèse transtibiale.

2- Paramètres cinétiques

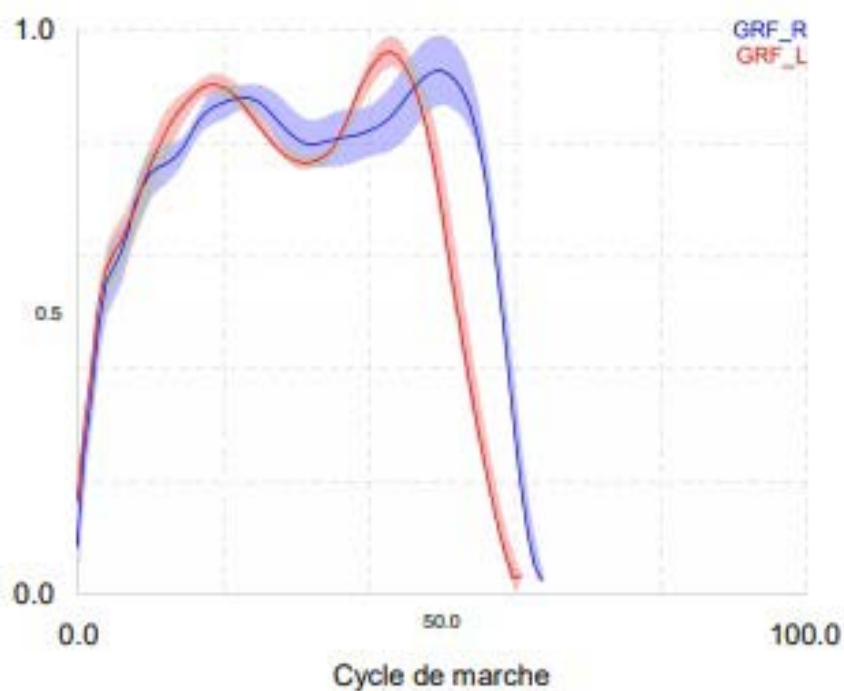


Figure 23: Graphique de réaction de la plateforme de force d'une patiente porteuse d'une Prothèse transtibiale.

C- Coxarthrose droite

1- Identification

a- Données du patient :

- **Sexe** : Féminin
- **Age** : 62 ans
- **Diagnostic** : coxarthrose droite

b- Mensuration :

- **Poids** : 89 kg
- **Taille** : 159 cm
- **IMC** : 35,204 kg/m²

2- Paramètres spatio-temporels

Tableau XV : Paramètres spatio-temporels d'un patient atteint d'une coxarthrose du membre droit.

	Valeur	DS
Vitesse (m/s)	0,668	
Cadence (pas /s)	2,6	
Largeur de l'enjambée (m)	0,164	± 0,096
Longueur de l'enjambée (m)	0,791	± 0,440
Nombre de pas gauches / Seconde (pas/s)	2,643	± 3,173
Nombre de droits / Seconde (pas/s)	2,557	± 3,283
Longueur du pas gauche (m)	0,492	± 0,025
Longueur du de pas droit (m)	0,370	± 0,374
Temps d'appui gauch (s)	0,997	± 0,096
Temps d'appui droit (s)	0,890	± 0,402
Pourcentage de la phase d'appui (%)	65,66%	± 17,33%
Temps du pas gauche (s)	0,660	± 0,305
Temps du pas droit (s)	0,669	± 0,256
Temps du cycle (s)	1,503	± 0,586
Temps du cycle gauche (s)	1,495	± 0,149
Temps du cycle droit (s)	0,907	± 0,696
Temps d'oscillation gauche (s)	0,498	± 0,063
Temps d'oscillation droite (s)	0,489	± 0,046
Pourcentage de la phase oscillante (%)	34,34%	± 3,79%

L'analyse des données spatio-temporelles de cette patiente a permis d'obtenir les résultats suivants :

La vitesse moyenne est de 0,668 mètre/seconde avec une cadence de 2,6 pas/seconde. La longueur du pas gauche est de 0,492 mètre tandis que le pas droit mesure 0,370 mètre.

Le pas gauche dure 0,660 seconde et le droit 0,669 seconde, ainsi résulte une enjambée à 0,791 mètre de longueur et 0,164 mètre de largeur, et un cycle de marche qui dure 1,503 seconde.

La phase d'appui gauche est de 0,997 seconde et 0,890 seconde pour la droite, ce moment représente 65,66% de la totalité du cycle de la marche. Tandis que la phase d'oscillation gauche est égale 0,498 seconde et 0,489 seconde pour la droite représentant ainsi 34,34% de la durée d'un cycle de la marche. (Tableau XV)

3- Paramètres cinématiques

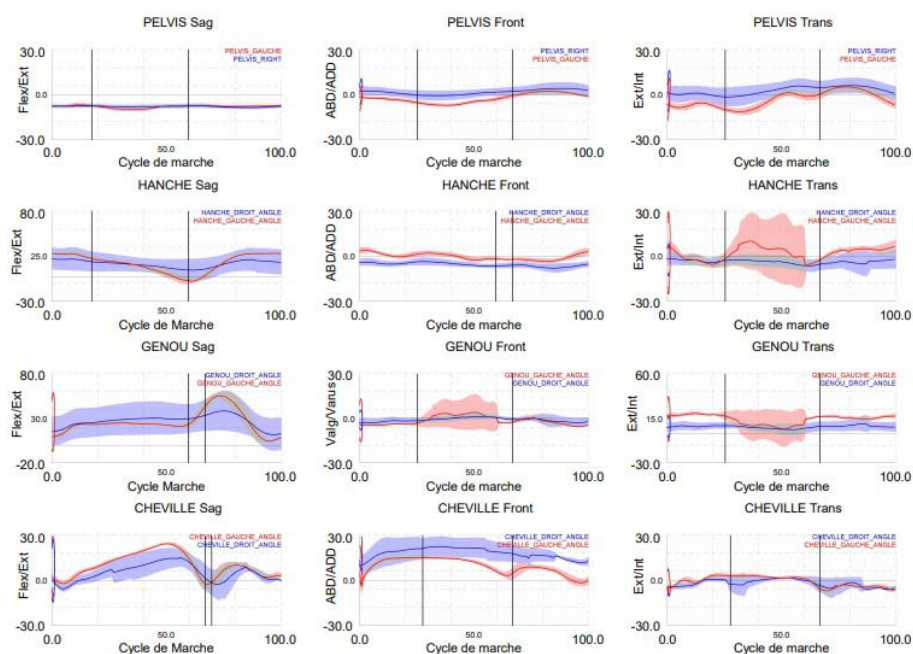


Figure 24 : Graphiques récapitulatifs des données cinématiques d'une patiente atteinte d'une coxarthrose droite.

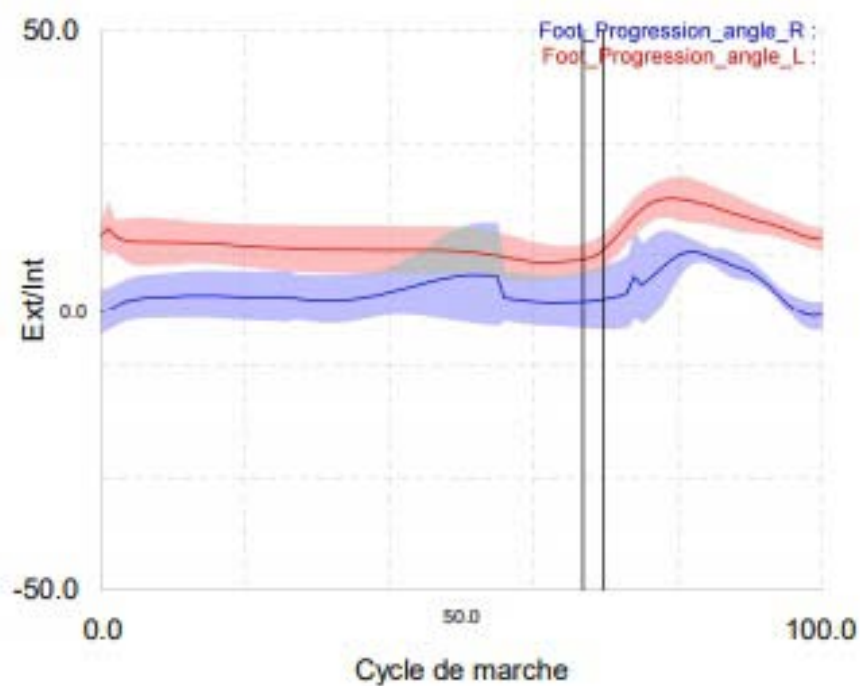


Figure 25: Graphique représentant l'angle de progression du pied d'une patiente atteinte d'une coxarthrose droite.

4- Paramètres cinétiques

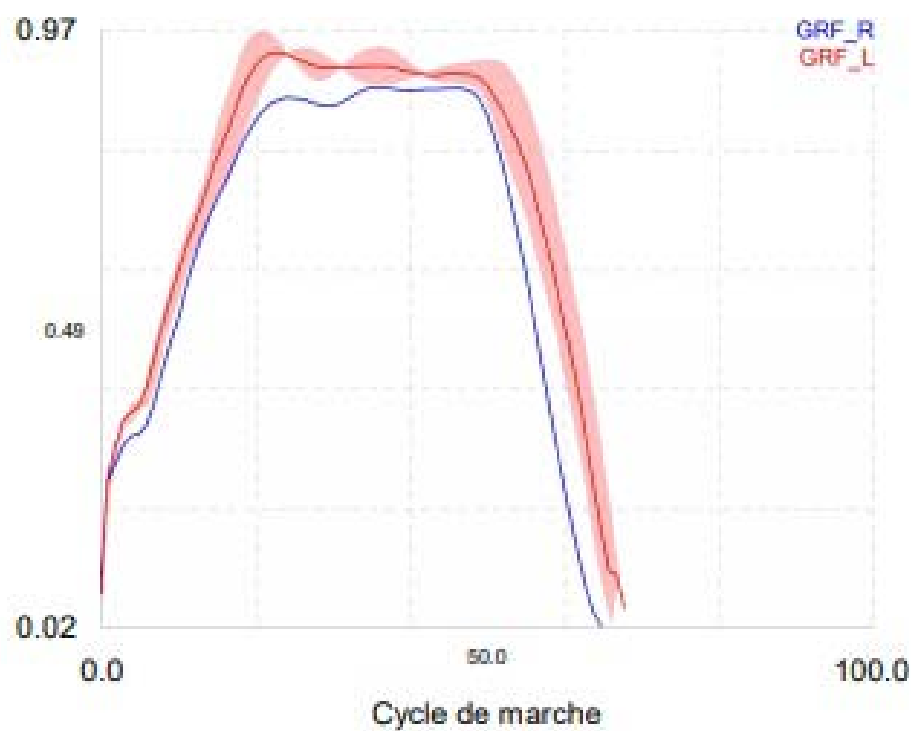


Figure 26 : Graphique de réaction de la plateforme de force d'une patiente atteinte d'une coxarthrose droite.

D- Gonarthrose bilatérale avec genuvarum

1- Identification

a- Données du patient :

- **Sexe** : Masculin
- **Age** : 68 ans
- **Diagnostic** : Gonarthrose bilatérale avec genuvarum

b- Mensuration :

- **Poids** : 58 kg
- **Taille** : 160 cm
- **IMC** : 22,65 kg/m²

2- Paramètres spatio-temporels

Tableau XVI : Paramètres spatio-temporels d'un patient atteint d'une Gonarthrose bilatérale avec genuvarum.

	Valeur	DS
Vitesse (m/s)	0,546	
Cadence (pas /s)	1,118	
Largeur de l'enjambée (m)	0,132	± 0,017
Longueur de l'enjambée (m)	0,999	± 0,175
Nombre de pas gauches / Seconde (pas/s)	1,110	± 0,082
Nombre de pas droits / Seconde (pas/s)	1,125	± 0,081
Longueur du de pas gauche (m)	0,496	± 0,03
Longueur du de pas droit (m)	0,481	± 0,029
Temps d'appui gauche (s)	1,234	± 0,080
Temps d'appui droit (s)	1,206	± 0,077
Pourcentage de la phase d'appui (%)	68,04%	± 4,38%
Temps du pas gauche (s)	0,905	± 0,066
Temps du pas droit (s)	0,893	± 0,060
Temps du cycle (s)	1,806	± 0,254
Temps du cycle gauche (s)	1,785	± 0,093
Temps du cycle droit (s)	1,885	± 0,356
Temps d'oscillation gauche (s)	0,547	± 0,045
Temps d'oscillation droite (s)	0,599	± 0,045
Pourcentage de la phase oscillante (%)	31,96%	± 2,51%

L'analyse des données spatio-temporelles ce patient a permis d'obtenir les résultats suivants :

La vitesse moyenne est de 0,546 mètre/seconde avec une cadence de 1,118 pas/seconde. La longueur du pas gauche est de 0,496 mètre tandis que le pas droit mesure 0,481 mètre.

Le pas gauche dure 0,905 seconde et le droit 0,893 seconde, ainsi résulte une enjambée à 0,999 mètre de longueur et 0,132 mètre de largeur, et un cycle de marche qui dure 1,806 seconde.

La phase d'appui gauche est de 1,234 seconde et 1,206 seconde pour la droite, ce moment représente 68,04% de la totalité du cycle de la marche. Tandis que la phase d'oscillation gauche est égale 0,547 seconde et 0,599 seconde pour la droite représentant ainsi 31,96% de la durée d'un cycle de la marche. (Tableau XVI)

3- Paramètres cinématiques

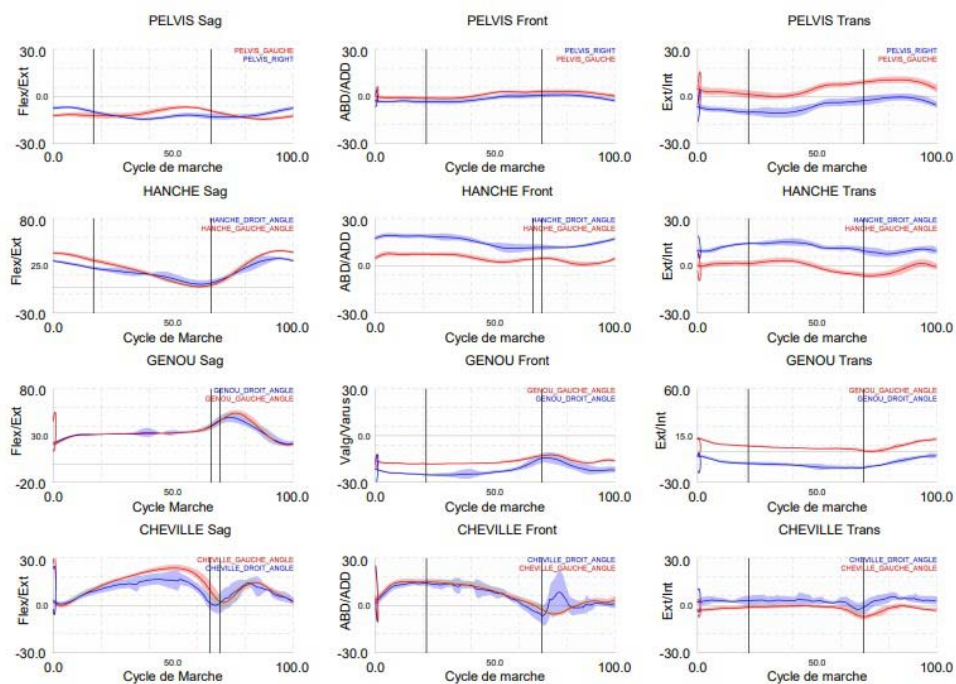


Figure 27: Graphiques récapitulatifs des données cinématiques d'un patient atteint d'une gonarthrose bilatérale avec genuvarum.

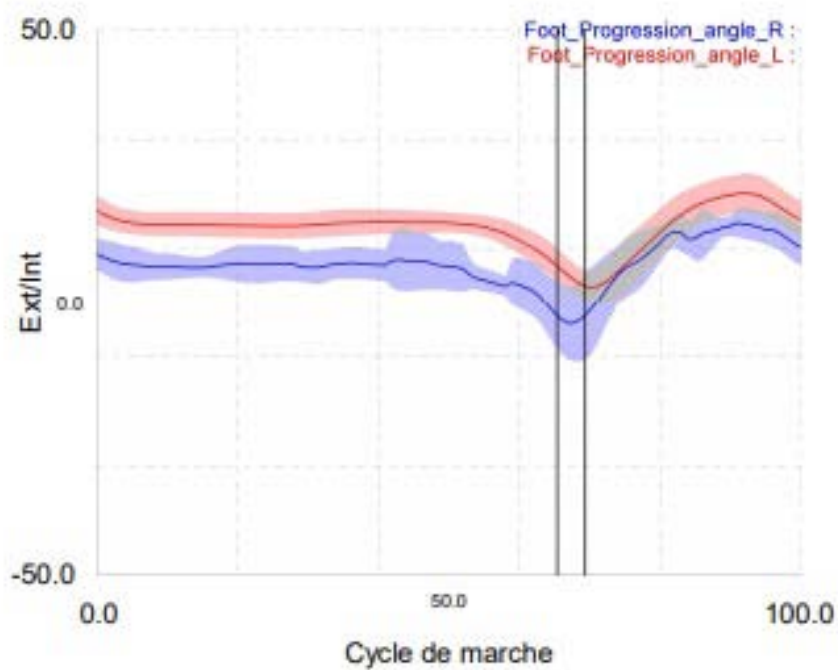


Figure 28: Graphique représentant l'angle de progression du pied d'un patient atteint d'une gonarthrose bilatérale avec genu varum.

4- Paramètres cinétiques

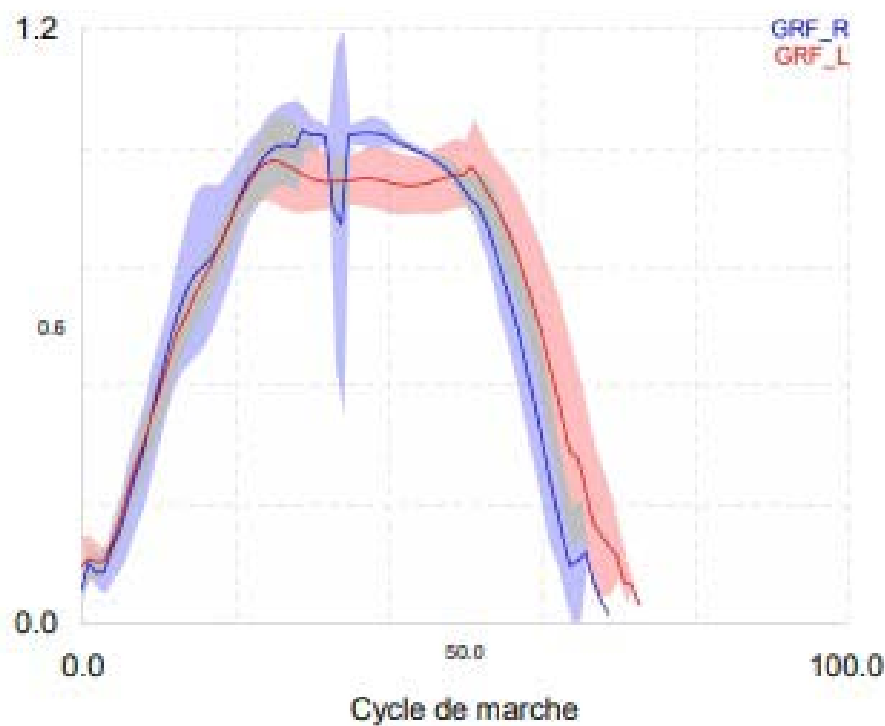


Figure 29 : Graphique de réaction de la plateforme de force d'un patient atteint d'une gonarthrose bilatérale avec genuvarum.

E- Rétraction du tendon quadricipital droit

1- Identification

a- Données du patient :

- **Sexe** : Féminin
- **Age** : 17 ans
- **Diagnostic** : Rétraction du tendon quadricipital droit

b- Mensuration :

- **Poids** : 56 kg
- **Taille** : 160 cm
- **IMC** : 21,875 kg/m²

2- Paramètres spatio-temporels

Tableau XVII : Paramètres spatio-temporels d'une patiente atteinte d'une rétraction du tendon quadriceps droit.

	Valeur	DS
Vitesse (m/s)	1,188	
Cadence (pas /s)	1,862	
Largeur de l'enjambée (m)	0,092	±0,024
Longueur de l'enjambée (m)	1,307	± 0,196
Nombre de pas gauches / Seconde (pas/s)	1,867	± 0,087
Nombre de pas droits / Seconde (pas/s)	1,857	± 0,080
Longueur du pas gauche (m)	0,619	± 0,027
Longueur du pas droit (m)	0,654	± 0,032
Temps d'appui gauche (s)	0,616	± 0,030
Temps d'appui droit (s)	0,618	± 0,038
Pourcentage de la phase d'appui (%)	57,342	± 3,160
Temps du pas gauche (s)	0,537	± 0,025
Temps du pas droit (s)	0,539	± 0,023
Temps du cycle (s)	1,076	± 0,052
Temps du cycle gauche (s)	1,073	± 0,039
Temps du cycle droit (s)	1,133	± 0,255
Temps d'oscillation gauche (s)	0,459	± 0,02
Temps d'oscillation droite (s)	0,459	± 0,016
Pourcentage de la phase oscillante (%)	42,658	± 1,672

L'analyse des données spatio-temporelles de cette patiente a permis d'obtenir les résultats suivants :

La vitesse moyenne est de 1,188 mètre/seconde avec une cadence de 1,862 pas/seconde.

La longueur du pas gauche est de 0,619 mètre tandis que le pas droit mesure 0,654 mètre.

Le pas gauche dure 0,735 seconde et le droit 0,539 seconde, ainsi résulte une enjambée à 0,307 mètre de longueur et 0,092 mètre de largeur, et un cycle de marche qui dure 1,076 seconde.

La phase d'appui gauche est de 0,616 seconde et 0,618 seconde pour la droite, ce moment représente 57,342% de la totalité du cycle de la marche. Tandis que la phase d'oscillation gauche est égale 0,547 seconde et 0,599 seconde pour la droite représentant ainsi 42,658% de la durée d'un cycle de la marche. (Tableau XVII)

3- Paramètres cinématiques

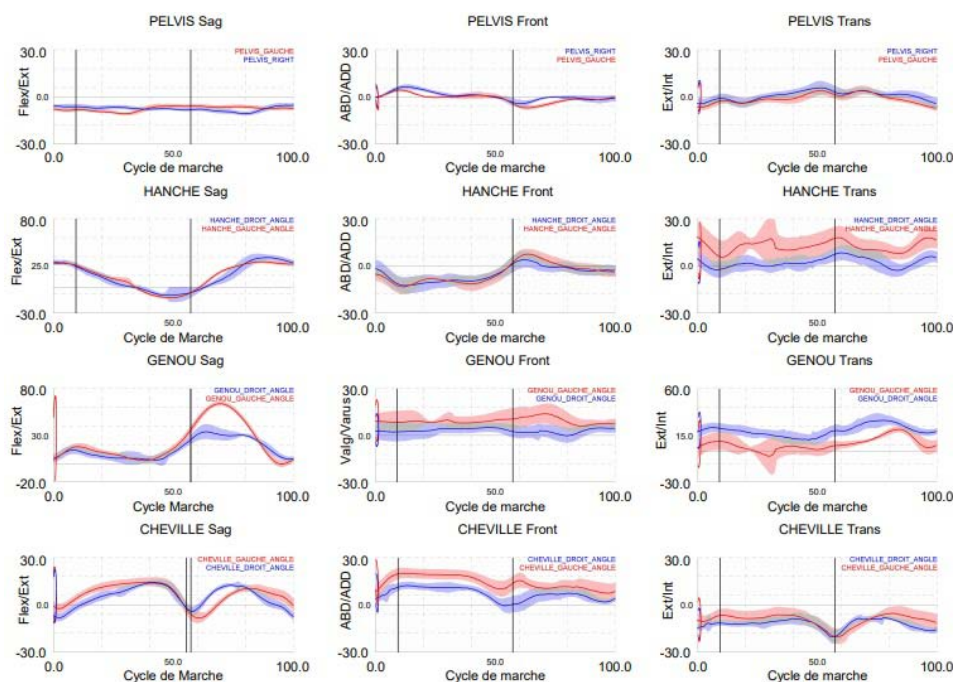


Figure 30: Graphiques récapitulatifs des données cinématiques d'une patiente atteinte d'une Rétraction du tendon quadricipital droit.

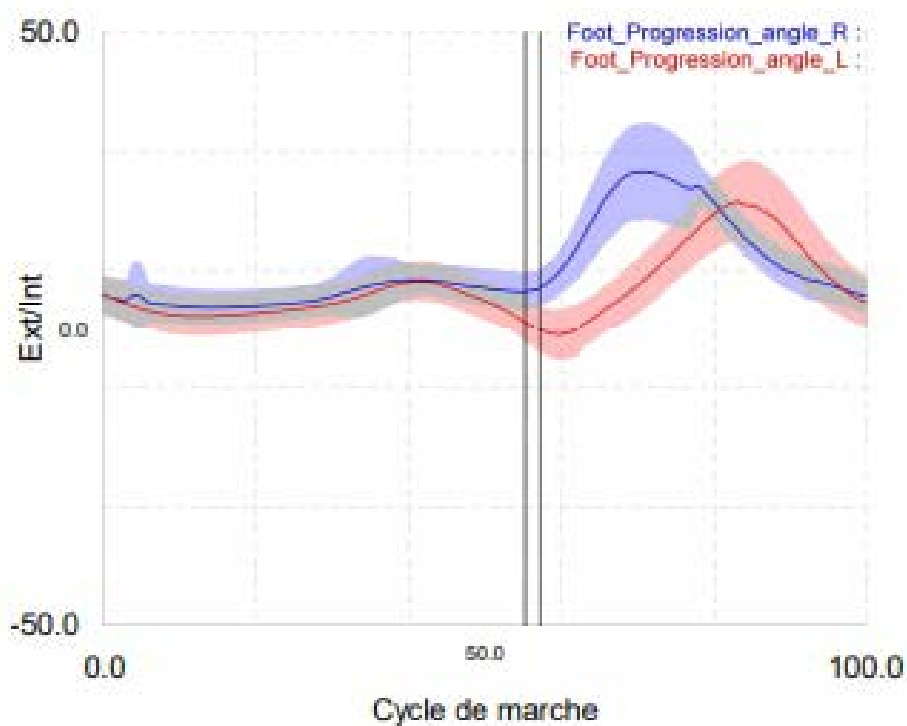


Figure 31: Graphique représentant l'angle de progression du pied d'une patiente atteinte d'une Rétraction du tendon quadricipital droit.

4- Paramètres cinétiques

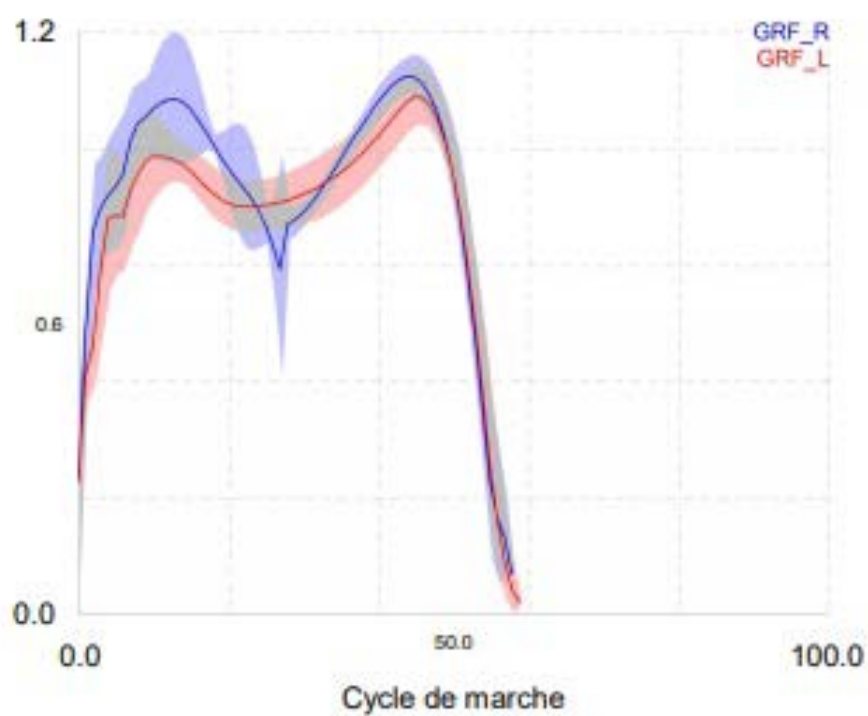


Figure 32: Graphique de réaction de la plateforme de force d'une patiente atteinte d'une Rétraction du tendon quadricipital droit.

F- Paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique

1- Identification

a- Données du patient :

- **Sexe** : Féminin
- **Age** : 9 ans
- **Diagnostic** : Paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique des deux membres inférieurs.

b- Mensuration :

- **Poids** : 56 kg
- **Taille** : 160 cm
- **IMC** : 21,875 kg/m²

2- Paramètres spatio-temporels

Tableau XVIII : Paramètres spatio-temporels d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique.

	Valeur	DS
Vitesse (m/s)	0,851	
Cadence (pas /s)	1,821	
Largeur de l'enjambée (m)	0,111	±0,020
Longueur de l'enjambée (m)	0,944	±0,108
Nombre de pas gauches / Seconde (pas/s)	1,885	±0,206
Nombre de pas droits / Seconde (pas/s)	1,757	±0,136
Longueur du pas gauche (m)	0,480	±0,119
Longueur du pas droit (m)	0,470	±0,039
Temps d'appui gauche (s)	0,653	±0,132
Temps d'appui droit (s)	0,640	±0,052
Pourcentage de la phase d'appui (%)	60,647	±8,63
Temps du pas gauche (s)	0,545	±0,144
Temps du pas droit (s)	0,573	±0,048
Temps du cycle (s)	1,066	± 0,167
Temps du cycle gauche (s)	1,114	±0,162
Temps du cycle droit (s)	1,103	±0,075
Temps d'oscillation gauche (s)	0,380	±0,114
Temps d'oscillation droite (s)	0,457	±0,036
Pourcentage de la phase oscillante (%)	39,353	±7,036

L'analyse des données spatio-temporelles d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique des deux membres inférieurs a permis d'obtenir les résultats suivants :

La vitesse moyenne est de 0,851 mètre/seconde avec une cadence de 1,821 pas/seconde. La longueur du pas gauche est de 0,480 mètre tandis que le pas droit mesure 0,470 mètre.

Le pas gauche dure 0,545 seconde et le droit 0,573 seconde, ainsi résulte une enjambée à 0,944 mètre de longueur et 0,111 mètre de largeur, et un cycle de marche qui dure 1,066 seconde.

La phase d'appui gauche est de 0,653 seconde et 0,640 seconde pour la droite, ce moment représente 60,647% de la totalité du cycle de la marche. Tandis que la phase d'oscillation gauche est égale 0,380 seconde et 0,457 seconde pour la droite représentant ainsi 39,353% de la durée d'un cycle de la marche. (Tableau XVIII)

3- Paramètres cinématiques

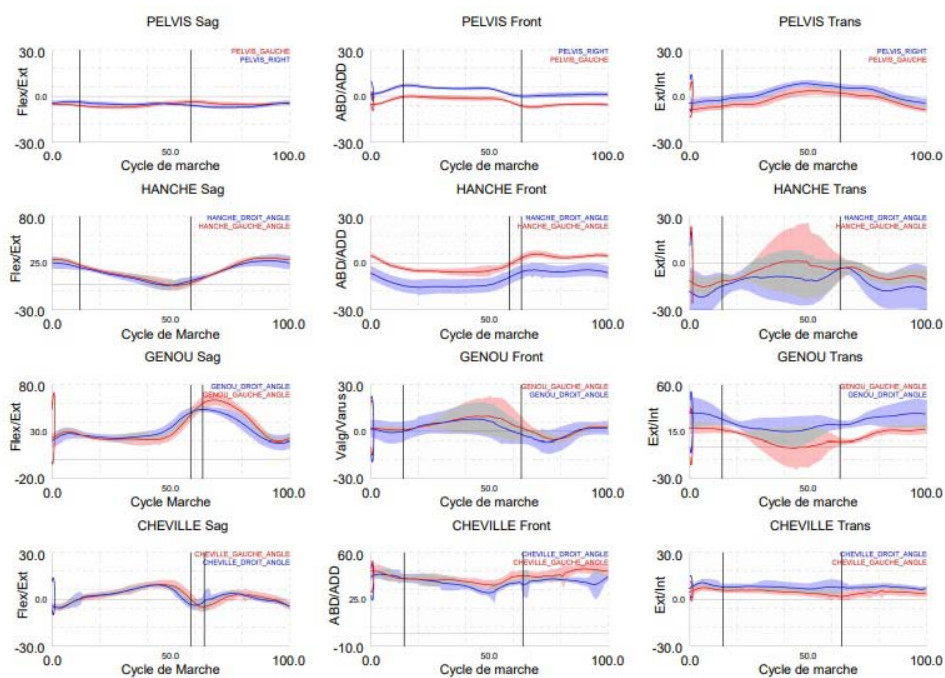


Figure33: Graphiquesrécapitulatifsdes données cinématiques d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique.

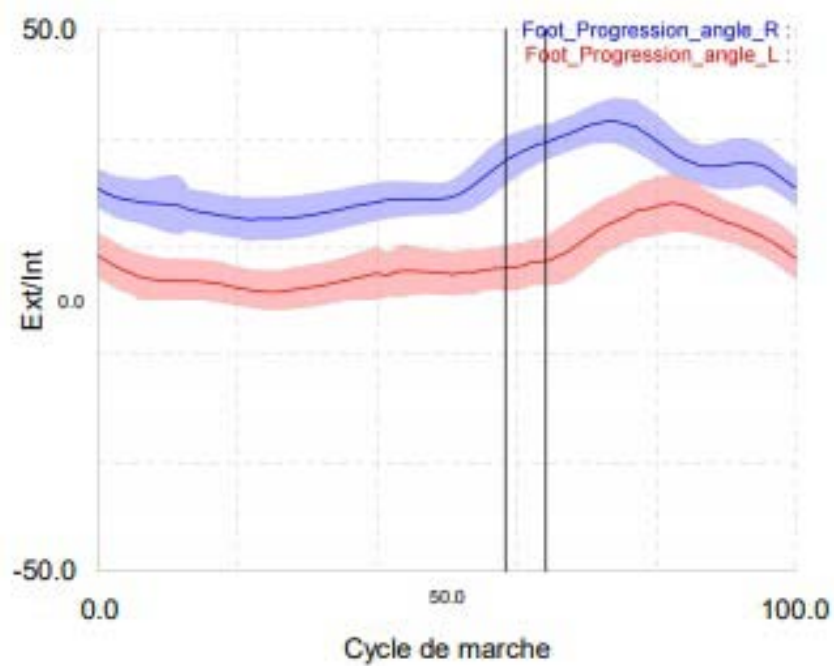


Figure 34: Graphique représentant l'angle de progression du pied d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique.

4- Paramètres cinétiques

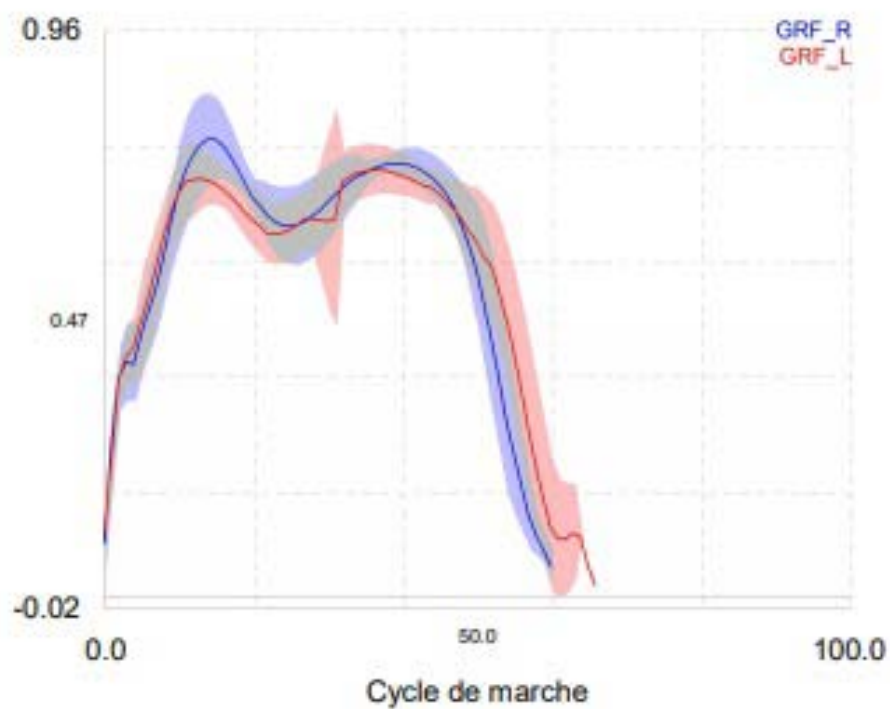
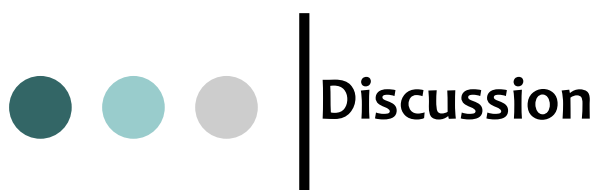


Figure 35: Graphique de réaction de la plateforme de force d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique.



Discussion

Discussion des résultats

I- Revue de littérature

Pour(D. Gasq et al, 2009) [13], La marche met en jeu des processus complexes. Il s'agit d'une activité automatique nécessitant d'une part le maintien d'un équilibre dynamique, et d'autre part une organisation motrice hiérarchisée et synchronisée. La compréhension de la physiologie et de la pathologie de la marche nécessite donc un minimum de connaissances neurophysiologiques et anatomiques. Elle correspond à une activation musculaire cyclique, coordonnée et automatique, qui peut être modulée par le contrôle volontaire en particulier lors de situation de changement de direction ou d'augmentation de la vitesse de marche.

Plusieurs structures anatomiques sont mises en jeu lors de la marche, notamment Les articulations coxo-fémorale (articulation de la hanche), du genou, talo-crurale (articulation de la cheville), et les articulations du tarse.

En myologie, la marche nécessite l'action coordonnée de 48 muscles pour contrôler la position du tronc et des membres inférieurs afin de permettre au corps de se déplacer vers l'avant avec un rendement optimal (Perry, 2011)[38].

En général il existe 5 groupes musculaires qui sont à connaître pour mieux comprendre le fonctionnement de la marche. En cas de lésion, leurs dysfonctionsauront une répercussion sur la

marche à l'origine d'une boiterie caractéristique : Le Gluteus Medius (Moyen Fessier) a comme fonction principale le verrouillage de la hanche et du bassin lors de l'appui unipodal, ce muscle stabilise le bassin et donc le tronc lors de l'appui unipodal empêchant la chute du bassin vers le membre inférieur oscillant. Le Quadriceps est un muscle volumineux situé à la face antérieure de la cuisse, sa fonction principale est l'extension du genou. L'Ischio-jambiers sont au nombre de trois : le biceps fémoral, le muscle semi-tendineux et le muscle semi-membraneux, ils sont fléchisseurs de la jambe. Le tibial antérieur est un fléchisseur du pied et participe à l'inversion, c'est le muscle releveur du pied. Le triceps sural est un extenseur de la cheville qui participe à la stabilisation de la jambe sur le pied lors de la station debout, il joue un rôle important lors de la propulsion. (D. Gasq et al, 2009) [13].

Sur le plan neurologique, la marche suppose un contrôle postural dynamique efficient : un sujet incapable de maintenir une position érigée stable ne pourra pas marcher sans aide technique. L'intégrité des structures gérant la stabilisation du sujet est donc nécessaire : système vestibulaire, système proprioceptif, système visuel et système cérébelleux. Leur dysfonctionnement interférera avec le déroulement de la marche.

Les différentes activations musculaires des membres inférieurs sont sous le contrôle du générateur spinal de marche (GSM), lui-même contrôlé par les structures supra-segmentaires du système nerveux central. Il correspond à un regroupement de neurones en réseau (interneurones), de localisation présumée lombaire, présentant une activité électrique spontanée rythmique. Le GSM assure l'activation cyclique et coordonnée des différents muscles permettant l'obtention

d'une marche efficiente. Le GSM n'est pas le seul élément permettant la commande de la marche. On retiendra de manière simplifiée l'implication des aires locomotrices supra-spinales localisées dans le mésencéphale, le tronc et les noyaux sub-thalamiques, modulant l'activité du GSM. Les noyaux de la base, notamment le striatum ventral, ont un rôle important dans l'initiation de la marche et dans son déroulement. Le cortex associatif fronto-pariétal joue un rôle dans la planification de l'action et le choix d'un programme moteur. Le cervelet, en plus de son rôle important dans la régulation de l'équilibre, participe au contrôle de la marche. Ses afférences sont essentiellement transmises par l'intermédiaire des noyaux vestibulaires, des faisceaux rubro-spinal et réticulo-spinal.

En synthèse, on retiendra que toute altération ou dysfonctionnement d'une ou plusieurs structures anatomiques est susceptible de modifier les caractéristiques de la marche. (D. Gasq et al, 2009) [13].

Ainsi La marche humaine constitue le domaine le plus ancien et le plus étudié en biomécanique. Les connaissances sur ce domaine sont liées au développement des techniques de mesure du mouvement au fil du temps (P. Allard et al, 1997) [53]. D'après les premiers écrits, la marche semble être une question ancestrale. Des descriptions de marche sont en effet relatées dans les plus anciens papyrus médicaux, -Edwin Smith Surgical Papyrus- (J. Breasted, 1930) [34]. En remontant le fil de l'histoire, force est de constater que l'Antiquité grecque est source de nombreuses connaissances dans ce domaine. Dès cette époque, Hippocrate (460 - 370 av. J-C) décrit la marche comme « le meilleur remède de l'homme ». Aristote (384 - 322 av. J-C) a quant à

lui consacré deux traités à la marche et au mouvement. Bien que descriptives, certaines analyses apportées demeurent judicieuses. Par exemple, lors de la marche, il estime que « le poids du corps passe des parties en mouvement sur celles qui ne bougent pas ». Après l'Antiquité, il faut patienter jusqu'à la Renaissance pour que l'expérience et les mesures apportent de nouvelles connaissances majeures. Léonard de Vinci (1452 – 1519) est l'un des grands acteurs de cette période. Au-delà de son intérêt pour l'anatomie, il a abordé les mécanismes régissant la marche, le rôle des insertions musculaires ou encore la notion de centre de gravité. Dans le prolongement de ces thématiques, l'ouvrage posthume de Giovanni Alfonso Borelli, *–De Motu Animalum–* (G.A. Borelli, 1680), est considéré comme une contribution majeure aux principes de base de la biomécanique par Provencher et Abdu (M.T. Provencher et W.A. Abdu, 2000) [47].

Dans *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*, « Isaac Newton » jette-lui les fondements de la mécanique classique. C'est peut-être l'un des livres scientifiques publiés ayant eu le plus d'influence. Les lois du mouvement de Newton sont, notamment, une des bases fondamentales de l'analyse du mouvement en biomécanique. Nouveau bond dans l'histoire ; entre la fin du dix-neuvième et le début du vingtième siècle, c'est la période des pionniers de la mesure du mouvement. Les connaissances ont continué à s'accumuler auparavant mais la biomécanique moderne naît au cours du dix-neuvième siècle. (N. Fusco, 2008) [49].

Les premières études dans ce domaine sont attribuées aux frères Werber en 1836 en appliquant les lois de la mécanique newtonienne au mouvement humain (P. Allard et al, 1997) [53]. Puis grâce aux techniques photographiques introduites par Marey et Muybridge et à

l'évolution des techniques que les principales connaissances biomécaniques de la marche humaine ont été acquises. En effet, Marey a notamment inventé la chronophotographie (Figure 36) (Kleissen et al, 1998) [59], représentation connue sous le nom de diagramme bâton qu'on utilise jusqu'à maintenant (S. Armand, 2005) [67].

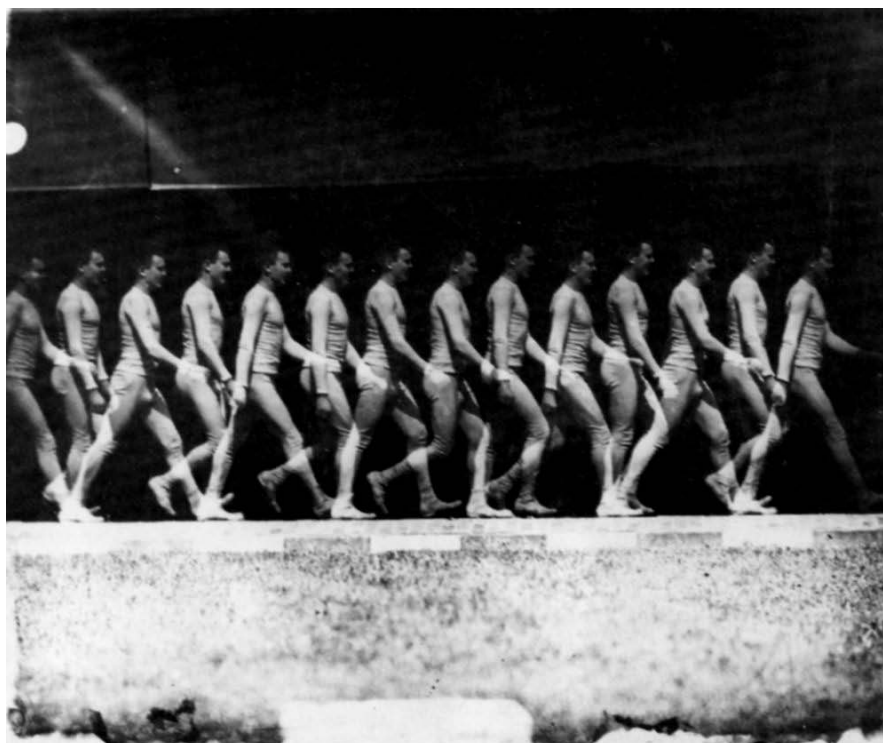


Figure 36 : Chronophotographie d'un homme qui marche (1883) par Etienne Jules Marey

Une technique qui a subi quelques modifications apportées par (Braun et Fischer, 1895) leur permettant un enregistrement tridimensionnel des trajectoires ainsi qu'un calcul de la vitesse et de l'accélération. C'est aux Etats-Unis en 1981, Gage a permis l'ouverture du premier laboratoire d'analyse de la marche (H. Benz 2016) [28]. Suivi par L'Institut Saint-Pierre (ISP) est le premier laboratoire d'analyse de la marche créé en France en 1993. Ce type d'exploration est aujourd'hui considéré comme un examen à part entière puisqu'il fut évalué puis validé par la HAS, (2006) et introduit dans la Classification Communes des Actes Médicaux.

Ces laboratoires utilisent trois méthodes essentielles d'analyse de la marche. La plus intuitive et naturelle correspond à l'observation visuelle, avantageusement complétée par l'analyse vidéographique. La seconde méthode permet de quantifier les paramètres spatio-temporels de la marche. La troisième méthode nommée Analyse Quantifiée de la Marche ou AQM, est beaucoup plus exhaustive. L'AQM correspond à l'acquisition synchronisée de données cinématiques, cinétiques (plates-formes de force) et électromyographiques du sujet en train de marcher, ce qui permet de quantifier les angles articulaires, les forces de réaction du sol et les activations musculaires. Les paramètres spatio-temporels sont également obtenus avec l'AQM (D. Gasq et al, 2009) [13].

Parlons en détails des composantes de l'analyse de la marche, l'examen clinique est incontournable pour caractériser un trouble de la marche. Les points principaux à chercher sont : la présence de douleurs lors de la marche : préciser leur localisation et leur moment de survenue dans le cycle de marche, l'examen des capacités d'équilibration (recherche d'une ataxie), l'examen

des amplitudes articulaires des membres inférieurs, l'examen de la force musculaire des membres inférieurs, l'examen de la sensibilité des membres inférieurs et l'examen du tonus musculaire (spasticité, paralysie flasque, rigidité extrapyramidale). Sans oublier de compléter l'examen neurologique avec la recherche d'autres signes d'atteinte du système nerveux central ou périphérique.

Cette description, non négligeable, peut être renforcée par l'utilisation de la vidéographie (M.K. Holden, 1984) [46]. L'analyse vidéographique de face et de profil de mouvements qui est trop rapide ou d'amplitude trop petite pour être correctement appréhendé par le système visuel devient possible et constitue un véritable prolongement de l'examen clinique. L'analyse vidéographique se développe car il s'agit d'une instrumentation très mobile et d'un coût abordable. Elle permet de s'arrêter sur les moments clés du cycle de marche pour caractériser les anomalies de la marche. A partir des images vidéo, il est possible d'effectuer une analyse cinématique du mouvement, en 2 ou 3 dimensions. Le principe des logiciels effectuant cette analyse est de repérer, puis de suivre un ou plusieurs points définis de l'image et de décrire leurs coordonnées dans le temps, dans un référentiel donné. Cette technique est plus souvent utilisée, en positionnant des repères sur le sujet, pour faciliter la détection en améliorant le contraste, le suivi de ces points particuliers ou plus simplement par une reconnaissance directe des formes par le logiciel.

L'utilisation de l'analyse vidéographique est très largement répandue et a le mérite de pouvoir être archivée pour comparer l'évolution des caractéristiques de la marche d'un sujet,

avant et après traitement par exemple.

La vidéographie a plusieurs avantages notamment son faible Coût, sa Faisabilité, l'accessibilité de ses équipements qui sont faciles à manipuler avec une option de capture de toutes les informations, qui peuvent échapper à L'AQM (Ex. : Tronc, bras, orteils), tout sans contrainte pour le patient, ces informations sont facilement compréhensibles pour le clinicien. La vidéographie peut aussi contrôler les données enregistrées lors AQM. Toutefois cette technique présente des limites résumées à la difficulté d'observer les mouvements du plan transversal, l'absence d'information de cinétique, la non formalisation des protocoles pour l'enregistrement, l'évaluation incorrecte des rotations et l'analyse plutôt qualitative au lieu d'être quantitative (H. Saidi et Y. Abdelfettah, 2018) [27].

Dans le domaine clinique par exemple, la classification fonctionnelle de la marche (M.K. Holden, 1984) [46] et la nouvelle classification fonctionnelle de la marche (V. Brun et al, 2000) [73] sont basées sur une analyse descriptive utilisée en routine. Malgré tout, l'observation reste un moyen d'information très limité et nécessite souvent un apprentissage et une expertise importante. À cela s'ajoute une variabilité inter-opérateur parfois importante : AQM. (N. Fusco, 2008) [49].

L'AQM est un examen effectué en laboratoire visant à une meilleure compréhension des anomalies rencontrées et qui est devenue un outil important d'évaluation clinique permettant de choisir les traitements de manière plus efficace (GF. Penneçot, 2009) [25]. Cet examen est prescrit

par un médecin de rééducation fonctionnelle, principalement pour les pathologies neurologiques, orthopédiques et post-traumatiques (H. Benz, 2016)[28]. Il est à noter que pour les enfants, il faut qu'ils soient capables de marcher de manière autonome sur au moins vingt mètres, idéalement de cinquante à cent mètres, et qu'ils coopèrent avec l'examineur. En pratique, l'analyse peut être proposée à partir de l'âge de 4 ans. (V. Huchon, 2018). Pour (H. Benz, 2016)[28], l'AQM permet l'acquisition synchronisée de données spatiotemporelles, cinématiques, cinétiques et électromyographiques (EMG) de la marche du sujet, suppléée en règle générale par une vidéo fonctionnelle de la marche. Ainsi, l'AQM nécessite de la rigueur et de la précision pour qu'elle puisse être valide.

Ces paramètres sont obtenus en utilisant un matériel assez variable selon les laboratoires. Mais la plupart travaillent dans une pièce suffisamment grande pour que le patient puisse marcher en ligne droite sur une distance de 10 mètres et suffisamment large pour placer le système d'acquisition afin d'enregistrer au minimum un cycle de marche complet.

Le système d'acquisition comprend généralement : du matériel vidéo pour filmer le patient de face et de profil, un système optoélectronique permettant la mesure de la cinématique des segments, des plates-formes de force au sol pour la dynamique (enregistrement des forces de réaction au sol), un système électromyographique pour enregistrer l'activité des muscles. Le tout est synchronisé et relié à un ordinateur pour l'acquisition. Certains laboratoires évaluent également la consommation d'oxygène ou la pression plantaire des pieds sur le sol.

Le Matériel vidéo comprend généralement un minimum de deux caméras (analogiques ou numériques) qui sont reliées à une table de montage, permettant ainsi de mettre sur la même image une vue de face et de profil du patient. Cette table de montage est elle-même reliée à un moniteur pour le contrôle visuel, à un magnétoscope et/ou à ordinateur pour l'enregistrement de la vidéo.

Le Système optoélectronique ou électromagnétique permet de capturer en trois dimensions les coordonnées de marqueurs situés sur les membres du patient. Ces marqueurs serviront à calculer les angles articulaires entre les segments. Un traitement d'images, suivi d'une reconstruction automatique de ces marqueurs permet d'obtenir les coordonnées 3D de ces derniers. Pour cela, il suffit qu'un marqueur soit vu par au moins deux caméras. Généralement, les laboratoires disposent d'au moins 5 caméras pour permettre l'acquisition complète d'un cycle de marche. Les principaux avantages sont de ne pas être limité en nombre de marqueurs et de ne pas être gêné par les fils. Par contre, même s'il existe des algorithmes de suivi de l'évolution des marqueurs, il est nécessaire de faire une reconnaissance préalable de ces marqueurs et de s'assurer que le suivi ait bien fonctionné.

Les plates-formes de force sont le plus souvent incrustées sur le chemin de marche. Elles servent à mesurer les forces externes exercées par le sujet sur le sol : forces de réaction au sol. Ces données serviront aux calculs des moments et puissances articulaires ainsi qu'au calcul du centre de pression. Deux grands types de plates-formes de force existent. Elles se différencient

par le type de capteurs utilisés. Ces laboratoires sont équipés de deux plates-formes de force afin de pouvoir enregistrer l'appui gauche et l'appui droit lors d'un même passage du patient.

Le Système électromyographique sert à enregistrer l'activité électrique des muscles lorsque ces derniers sont excités. Le signal électrique correspond à l'enregistrement des différences de potentiel générées au niveau des fibres musculaires. Cet enregistrement se fait le plus souvent soit par des électrodes implantées dans le muscle, soit par des électrodes de surfaces. Il s'agit alors d'une activité musculaire plus globale. L'information recueillie par l'électrode, généralement pré-amplifiée, est envoyée à un récepteur soit par télétransmission, soit par l'intermédiaire d'un fil. Généralement, les laboratoires d'analyse de la marche disposent d'un système électromyographique comprenant au moins 10 voies, permettant d'enregistrer simultanément l'activité de 10 muscles. (S. Armand, 2005)[67].

(S. Armand, 2005)[67] ajoute que certains laboratoires sont également équipés d'autres matériels communs tels que : accéléromètres, semelles ou tapis de pression, système de mesure de la consommation d'oxygène ou encore tapis roulant.

Quant au déroulement d'un examen d'AQM, les patients sont adressés aux laboratoires d'analyse du mouvement sur prescription médicale qui précisera l'anamnèse, le but de l'examen, les éléments à investiguer et parfois les solutions thérapeutiques envisagées. Cet examen est généralement réalisé en deux parties: un examen clinique et un enregistrement de la marche. L'examen clinique consiste à mesurer sur une table d'examens, de façon standardisée,

l'anthropométrie, les amplitudes articulaires, la force musculaire et la spasticité des membres inférieurs. Les données de cet examen serviront à interpréter les troubles de la marche objectivés par l'enregistrement de la marche qui consiste généralement à réaliser un enregistrement vidéo, cinématique, cinétique et électromyographique.

Ce matériel permet de recueillir une quantité importante de données qui sont essentielles pour l'analyse de la marche des patients. Une fois que l'examen est réalisé, les données sont traitées, vérifiées et mises dans un rapport qui servira à l'interprétation des troubles de la marche. Les données quantitatives de la marche du patient sont présentées sous forme de graphiques et comparées aux données de sujets asymptomatiques pour identifier les défauts de marche (R.B Davis, 1997) [57].

Comme définie, la marche est organisée en cycles symétriques de mouvement des membres inférieurs. À l'intérieur de ces cycles, les mouvements relatifs des différentes composantes des pieds, jambes, cuisses et bassin sont également symétriques (S. Lobet et al, 2016) [64].

La description du cycle de marche est codifiée sur le plan international et constitue la base de la description d'une marche normale ou pathologique. Pour chaque membre, On distingue deux phases différentes : La phase d'appui et la phase oscillante (D. Gasq et al, 2009) [13].

La phase d'appui correspond à la période où le pied est en contact avec le sol. Le début correspond au contact initial (contact pied/sol) et la fin correspond au décolllement des orteils

(perte du contact). Elle s'étend de 0% à 60% du cycle de marche. La phase de mise en charge (période de 0% à 10% du cycle de marche) débute lorsque le pied droit entre en contact avec le sol (0% à 2%) alors que le membre inférieur gauche touche encore le sol et correspond donc au premier appui bipodal. Son rôle est de transférer le poids du corps vers la jambe en phase d'appui, d'absorber les chocs et de conserver la vitesse de marche tout en maintenant l'équilibre (Perry, 1992) [39]. La phase de milieu d'appui (période de 10% à 30% du cycle de marche) permet au corps d'avancer au-dessus du pied en appui et se termine quand le centre de masse du corps est aligné avec l'avant pied. C'est la première moitié de l'appui unipodal. La phase de fin d'appui (période de 30% à 50% du cycle de marche) correspond à la deuxième moitié de l'appui unipodal. Le centre de masse du corps passe en avant de l'appui. La phase se termine au contact du pied opposé avec le sol. La phase pré-oscillante (période de 50% à 60% du cycle de marche). Cette phase correspond au deuxième appui bipodal. Son rôle est de propulser le corps vers l'avant avec le transfert de poids vers la jambe en phase d'appui.

La phase oscillante correspond à la période où le pied n'est plus en contact avec le sol et qui permet l'avancée du membre inférieur. Le début correspond au décollement des orteils et la fin au contact initial suivant du même pied. Elle s'étend de 60% à 100% du cycle de marche. La phase de début d'oscillation (période de 60% à 73% du cycle de marche) correspond au premier tiers de la phase oscillante. Elle se termine quand le pied droit passe à côté du pied gauche. Le rôle de cette phase et des deux suivantes est de permettre l'avancée du membre oscillant sans qu'il ait de contact avec le sol. La phase de milieu d'oscillation (période de 73% à 86% du cycle de marche) correspond au deuxième tiers de la phase oscillante. Elle se termine quand la jambe est

verticale. La phase de fin d'oscillation (période de 86 à 100% du cycle de marche) correspond au troisième tiers de la phase oscillante. Elle se termine lorsque le pied droit entre à nouveau en contact avec le sol. Le cycle de marche complet comporte donc deux phases de double appui (correspond à 20% du cycle), une phase d'appui unipodal (correspond à 40% du cycle) et une phase oscillante (correspond à 40% du cycle) clôture(D. Gasq et al, 2009) [13].(Figure 37)

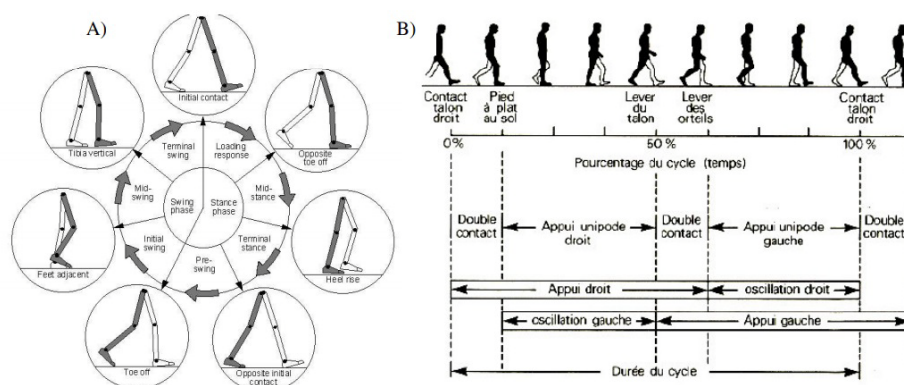


Figure 37 : Deux représentations complémentaires du cycle de marche : A) d'après Whittle (Whittle 2002) et B) et d'après Veil (Viel 2000a)

Les paramètres qui décrivent les déplacements des membres du corps dans l'espace et le temps sont appelés spatio-temporels et ils sont obtenus à partir des données cinématiques, cinétiques et électromyographiques (EMG) (E. Villalobos, 2011) [21].

Les principaux paramètres spatiaux sont:

- **Le pas** qui correspond à la progression vers l'avant du pied oscillant par rapport au pied portant. On peut définir:
- **La longueur du pas**: distance (en mètres) de progression vers l'avant du pied oscillant par rapport à l'autre. Autrement dit, la longueur du pas gauche correspond à la distance séparant les deux talons lors du temps du double appui de réception gauche (R.N. Kirkwood et al, 2011) [62].
- **La largeur du pas**: distance (en mètres) entre l'axe de progression et la partie médiane du talon. L'angle de pas (en degrés): correspond à l'angle ouvert en avant formé entre l'axe de progression et l'axe du pied.
- **L'enjambée**: correspond à 2 pas, c'est-à-dire à la distance (en mètres) entre deux contacts au sol du même membre inférieur. Cette longueur étant corrélée à la longueur des membres inférieurs, elle augmente progressivement avec la croissance de l'enfant. (F. Legrain, 2012) [23].

Selon (F.Legrain, 2012) [23] encore, les principaux paramètres temporels sont :

- **La cadence de marche:** correspond au nombre de pas par minute.
- **La vitesse de marche** (en mètres par seconde) : déterminée par une relation mathématique entre la cadence de marche (enjambées/min) et la longueur d'enjambée (mètres). Celle-ci est la suivante : Une autre manière de déterminer la vitesse de marche est de chronométrer le temps mis par le sujet pour parcourir une distance donnée. Vitesse de marche (m/s) = (Longueur d'enjambée x cadence)/120.
- **Le temps d'appui bipodal** (en secondes) : correspond à la durée moyenne des temps de double appui lors du cycle de marche. Il peut également être exprimé en % du cycle de marche.
- **Le temps d'appui unipodal** (en seconde ou en % du cycle de marche) correspond à la durée moyenne du temps d'appui unipodal lors d'un cycle de marche droit ou gauche. Le temps d'appui unipodal d'un côté correspond au temps oscillant controlatéral. En l'absence de pathologie, la marche est dite « symétrique » en termes de paramètres spatio-temporels, chez l'homme comme chez la femme, chez le sujet jeune comme chez la personne âgée.

La cinétique correspond à l'étude des forces et moments de force qui s'exercent sur un objet. Elle est définie par un point d'application, une direction, un sens et une intensité exprimée en Newtons. Une force a tendance à déplacer l'objet selon un mouvement de translation, ou à le déformer. Le moment de force en un point est la tendance qu'à cette force à provoquer une

rotation de l'objet autour du point. Le moment de force est modulé par l'intensité de la force appliquée et par la longueur du bras de levier. La force qui est analysée est la force de réaction du sol. Celle-ci est mesurée durant toute la phase d'appui. Elle est matérialisée par un vecteur dirigée vers le haut, dont la longueur (intensité) est proportionnelle au poids du sujet. (D. Gasq et al, 2009) [13].

Le même auteur définit la cinématique comme étant une étude des angles articulaires au cours du cycle de marche. L'observation visuelle simple de la marche permet souvent d'appréhender les principales anomalies, mais il s'agit d'une analyse difficile en raison de la rapidité des mouvements, qui de plus n'est pas quantifiée. L'analyse vidéographique tend à se développer pour permettre de faire de l'analyse cinématique 2D voire 3D, mais il ne s'agit pas encore de la technique de référence.

L'électromyographie (EMG) étudie quant à elle le pattern d'activation des muscles au cours d'un cycle de marche (V. Buxtel et al, 1993) [72]. En effet, Les données électromyographiques indiquent les périodes et l'intensité de contraction des muscles et permettent d'identifier les périodes anormales de contraction, ou encore une activité spastique (R.B Davis, 1997) [57].

Enfin, La dépense énergétique est une mesure réalisée avec un système qui évalue la consommation d'oxygène. La dépense énergétique donne une mesure globale du status ambulateur du patient et renseigne sur sa capacité à conserver son énergie lors de la marche (Hôpitaux Universitaires Genève 2019) [31].

Bien que l'AQM soit indispensable pour comprendre les troubles de la marche, cet examen présente des limites qu'il est nécessaire de connaître lors de l'interprétation des résultats. Ces limites sont liées à l'enregistrement de la marche (précision des outils de mesures, position des marqueurs), aux modèles biomécaniques utilisés (difficulté à représenter la réalité et la complexité anatomiques), aux possibilités et à la variabilité de marche du patient (fatigabilité, marche avec aides techniques) et à l'interprétation des données (distinguer déviations primaires et compensations, influence de la vitesse de marche) (Revue médicale Suisse, 2015) [63].

La marche dite "normale" a été largement décrite dans la littérature. Elle a d'abord été décrite d'un point de vue global : avec le centre de gravité qui oscille de droite à gauche et de haut en bas comme le montre (V. Inman et al, 1981) [75], et avec les différents paramètres spatio-temporels liés à un cycle de marche.

Ensuite, des descriptions détaillées des déplacements linéaires de chaque segment et des déplacements angulaires de chaque articulation (cinématique) en partant des pieds jusqu'à la tête ont été réalisées pour chaque phase du cycle de marche (D.H. Sutherland et al, 1980 [17]); (J.R. Gage, 1991[41]); (J.Perry et al, 1992) [39].

Afin de comprendre la fonction de chaque mouvement pendant la marche, plusieurs approches complémentaires peuvent être nécessaires : une approche globale du rôle de chaque mouvement, une approche spécifique des fonctions de chaque muscle par rapport aux mouvements et une approche s'intéressant à la commande et à la régulation de ces mouvements.

Le rôle de chaque mouvement est compris en mettant en relation les données anatomiques, cinématiques, cinétiques et énergétiques. D'après (J. Perry, 1992)[39] les fonctions locomotrices de la marche sont: la propulsion/progression, l'équilibre, l'absorption des chocs et la conservation d'énergie. Chaque mouvement peut alors être décrit à travers ces quatre fonctions.

Les avancées réalisées par les chercheurs et cliniciens dans la description et la compréhension de la marche « normale » ont permis de se pencher sur la marche « pathologique » dans l'espoir de mieux l'appréhender et de corriger ses effets (M. Whittle et al, 2002 [48] ; P.M. Mills et al, 2001) [54].

Il est évident, en effet, qu'au-delà de la connaissance relative à la marche dite « normale », c'est son application en pathologie qui est primordiale pour l'homme. Les études, dont l'intérêt se porte sur le rassemblement de données normatives sur le cycle de marche chez des populations normales et pathologiques (M. Whittle et al, 2002 [48] ; P.M. Mills et al, 2001 [54]), sur l'analyse de la variabilité de la marche pas à pas ou bien dans son ensemble (H. Stolze et al, 1998) [30], ou sur le développement de modèles informatisés de la marche sont toutes déterminantes pour comprendre les caractéristiques fondamentales de la marche.

En Effet, (J.G. Nutt et al, 1993) [37] classe les troubles de la marche en fonction des perturbations pouvant affecter les niveaux supérieur, intermédiaire ou inférieur. Dans ce schéma, les perturbations du niveau inférieur impliquent les organes périphériques de la locomotion (par exemple, l'arthrose, une myopathie, une polyneuropathie) ; les perturbations du niveau

intermédiaire concernant les voies efférentes et afférentes sensori-motrices du système nerveux central (par exemple, une hémiparésie après un AVC, un syndrome extrapyramidal ou une incoordination due à un dysfonctionnement du cervelet) les perturbations du plus haut niveau impliquent un déficit du contrôle cortical de la marche. Cette classification à trois niveaux ne fournit qu'une aide limitée en pratique clinique.

La classification d'Alexander et Goldberg (A. Goldberg et N.B. Alexander, 2005) [3] est très utilisée en pratique pour caractériser les troubles de la marche. Dans cette classification, on distingue 3 niveaux de déficit sensitivomoteur.

- **Le niveau 1 « faible »** qui regroupe:
 - **La marche ataxique sensitive** (atteinte du système vestibulaire, des voies de la sensibilité profonde et des nerfs périphériques), c'est une marche instable, tâtonnante, non coordonnée surtout à l'occlusion des yeux.
 - **La marche douloureuse** due à l'arthrose: C'est un individu qui boite et qui esquisse le pas.
 - **La marche déficitaire** périphérique due à une myopathie ou à une neuropathie.
- **Le niveau 2 « Modéré »** qui regroupe:

- **La marche de l'hémiplégique et de l'hémi-parétique:** C'est une démarche avec spasticité et fauchage du membre inférieur.

- **La marche du paraplégique et du paraparétique,** Caractérisée par l'hypertonie pyramidale fixant en extension les membres inférieurs qui sont posés alternativement en avant par une inclinaison de rotation du tronc du côté opposé (c'est une démarche de gallinacé). Parfois l'adduction des cuisses entraîne à chaque pas un croisement des membres inférieurs (c'est la démarche en ciseaux).

- **La marche parkinsonienne** est caractérisée par un syndrome parkinsonien associé à des perturbations de la marche très souvent associées à des troubles de l'équilibre.

- **La marche ataxique cérébelleuse** est une marche ébrieuse, faite d'embardées. En station debout, il existe des oscillations et un élargissement du polygone de sustentation.

- **Le niveau 3 « Haut »** qui regroupe: **La marche sénile** dont l'attitude du sujet est caractérisée par une flexion de la tête, du tronc et des membres. Les autres types de marche de cette classification regroupent, Les marches non étiquetées, La marche normale, et La marche impossible.

Alors qu'il existe une multitude de pathologies affectant la marche, les déficits qu'elles imposent peuvent se résumer en quatre catégories fonctionnelles majeures : déformations, faiblesses musculaires, problèmes de contrôle musculaire et douleur (J. Perry et al, 1992)[39].

L'AQM a montré son intérêt pour faire la synthèse des défauts de marche d'un patient en les identifiant et les quantifiant. Par interprétation patho-biomécanique, il est souvent possible de remonter aux causes cliniques de ces défauts de marche. Ainsi par la synthèse et la compréhension de la marche d'un patient, les traitements peuvent être choisis de manière plus efficace (P.A. DeLuca et al, 1997 [52]; R.M. Kay et al, 2000 a [60]; R.M. Kay et al, 2000b [61]).

L'AQM a donc transformé la prise en charge des patients ayant des problèmes de marche, notamment celle des enfants Infirmes Moteurs Cérébraux (IMC) (E.E. Bleck, 1979 [19] ; J.R. Gage et al. 1996 [40] ; D.H. Sutherland, 2001 [14]). Avant l'AQM, beaucoup d'interventions orthopédiques étaient réalisées séparément pendant la croissance de l'enfant. Maintenant, bien que la chirurgie ponctuelle puisse également être optimisée avec l'AQM, certains chirurgiens proposent de réaliser ces multiples interventions chirurgicales en une seule fois (Kaelin, 2002) [8]. Cette approche, lorsqu'elle est possible, permet de diminuer l'impact psychologique des interventions multiples réalisées séparément, optimise les améliorations fonctionnelles et réduit le coût médical (P.A. DeLuca et al, 1997 [52]; S. R. Simon, 2004 [65]). L'AQM est également très utile pour choisir et optimiser d'autres traitements tels que la toxine botulinique, les pompes à baclofène intracécale, la rhizotomie, les plâtres d'allongement, les orthèses ou encore la kinésithérapie (J.R. Gage et al, 1996) [40].

L'AQM permet aussi d'évaluer le résultat d'un traitement en comparant l'AQM réalisée avant et après ce traitement. Il devient possible d'ajuster ce dernier. Lors d'une chirurgie, l'AQM permet d'évaluer le résultat (Penneçot, 2000) [24]. Lors d'injection de toxine botulinique, une AQM est

parfois réalisée juste avant et un mois après l'injection pour évaluer son effet sur la marche d'un patient (D.H. Sutherland et al, 1999 [16]). Lors de l'utilisation d'orthèses, il est possible d'évaluer les effets de l'orthèse et ainsi de choisir la mieux adaptée ou d'ajuster les réglages de l'orthèse choisie (W.E. Carlson et al, 1997 [77]; S. Spaulding et al. 2003 [69]). Pendant une rééducation, l'AQM permet de montrer aux kinésithérapeutes et plus généralement aux thérapeutes ainsi qu'au patient les progrès accomplis.

Concernant le suivi de l'évolution de la marche (S. Armand, 2005)[67] trouve que L'AQM représente en quelque sorte une photo dynamique de la marche à un instant donné. Lorsque ces "photos" sont prises à des instants espacés dans le temps, l'évolution de la marche d'un patient peut être suivie. Cette évolution est particulièrement intéressante dans la prise en charge des maladies neuromusculaires où la marche se dégrade avec le temps.

Afin de mettre en évidence l'intérêt pratique du laboratoire de l'analyse de la marche et notamment l'AQM, plusieurs études ont été menées.

Dans ce sens (S. Armand, 2005)[67] a mené une étude spécifique à la marche digitigrade ("marche sur la pointe des pieds") comme étant un trouble de marche très fréquent qui intéresse particulièrement les médecins travaillant avec le laboratoire de marche de l'ISP. En effet, ce défaut de marche présente des difficultés de diagnostic : soit pour identifier la pathologie liée à ce défaut, soit pour trouver les causes cliniques de ce défaut. Ce phénomène apparaît dans de nombreuses pathologies d'origine myogène et neurogène. Il a été principalement mis en évidence

avec les patients souffrant d'une dystrophie musculaire de Duchenne comme l'a noté (D.H. Sutherland et al, 1981[15]).

L'identification des causes d'une marche digitigrade est importante car elle conditionne directement le traitement qui sera réalisé. Pour répondre à ces difficultés, un travail a été fait et qui propose de fournir une aide à l'interprétation des données de l'AQM pour la marche digitigrade. Afin d'atteindre cet objectif, une méthode d'Extraction de Connaissances à partir de Données (ECD) est utilisée en combinant un apprentissage automatique non-supervisé et supervisé, pour extraire objectivement des connaissances intrinsèques et discriminantes des données de l'AQM. L'apprentissage non-supervisé a permis d'identifier trois patrons de marche digitigrade à partir de la cinématique de la cheville provenant d'une base de données de plus de 2500 AQM (Institut Saint-Pierre, Palavas). L'apprentissage supervisé est utilisé pour expliquer ces trois patrons de marche par des mesures cliniques sous la forme de règles induites à partir d'arbres de décision flous. Les règles les plus significatives et interprétables sont sélectionnées pour créer une base de connaissances qui est validée au regard de la littérature et des experts. Ces règles peuvent servir d'aide à l'interprétation des données de l'AQM pour la marche digitigrade. Ce travail ouvre différentes perspectives de recherche allant de la généralisation de la méthode utilisée à la création d'un simulateur de marche pathologique (S. Armand, 2005)[67].

En 2015 Hugo Benz quant à lui, a mené une étude pour montrer l'intérêt de l'AQM dans le choix thérapeutique pour une jeune patiente paraplégique incomplète, à la suite d'une tumeur intramédullaire traitée chirurgicalement. Ceci au niveau du laboratoire d'analyse du mouvement à

L'hôpital Saint-Jacques de Nante. C'est une fille âgée de 13 ans atteinte d'une paraplégie incomplète, survenue à la suite d'un épendymome (tumeur intramédullaire) au niveau de T10-T11. Cette adolescente présente également un traitement orthopédique dans le but de lutter contre une scoliose au niveau thoracique.

L'opération s'est déroulée afin de retirer la tumeur puis enlever la compression médullaire en lien avec l'œdème post opératoire. La patiente intègre par la suite le centre de rééducation des Capucins à Angers. Après des séances de kinésithérapie, la patiente bénéficie d'un suivi pluridisciplinaire par : un professeur d'Activité Physique Adaptée, un podologue, une psychologue et un naturopathe.

L'analyse quantifiée de la marche (AQM) a été prescrite dans le but d'avoir un reflet précis de sa situation clinique d'une marche avec boiterie, d'origine neurologique avec une insuffisance musculaire. Les choix thérapeutiques découleront de l'interprétation des résultats de l'AQM. À la suite de son AQM.

À l'aide de l'analyse observationnelle de la marche et de l'analyse quantifiée, certains déficits sont mis en avant. Une asymétrie de la phase d'appui est perceptible, comprenant un appui plus long à gauche s'expliquant probablement par un meilleur équilibre unipodal ainsi qu'une force musculaire plus importante de ce même côté. Au contact initial, le défaut d'extension de genou ainsi que le défaut de flexion dorsale de cheville peuvent être rapportés pour l'un à une activation précoce des ischio-jambiers et pour l'autre à une activation précoce des triceps suraux.

En phase d'appui, la patiente présente donc une attitude de marche de type triple flexion. Lors du passage de la phase d'appui à la phase oscillante, le défaut de génération de puissance par la cheville ainsi que le défaut de flexion plantaire s'expliquent probablement par la faiblesse musculaire du triceps sural.

L'objectif général de prise en charge étant donc la récupération maximale des capacités fonctionnelles de la patiente ainsi qu'une réinsertion sociale et scolaire. La prise en charge massokinetique est donc optimisée avec des exercices plus spécifiques.

L'évaluation à montrer : du côté droit, de légers gains d'amplitudes articulaires au niveau des rotations médiale et latérale de hanche ainsi qu'au niveau de l'abduction de hanche. Pour les chevilles, une amélioration de la flexion dorsale de 5° est également notable à droite. D'après les normes articulaires, la patiente ne présente pas de déficit articulaire majeur. En comparaison à l'examen initial, le gain de force musculaire est uniquement observable au niveau de la cheville. Par analogie au testing international, la flexion dorsale est désormais cotée à 5 des 2 côtés et la flexion plantaire est cotée à 5 à gauche et 3+ à droite. Contrairement à l'examen initial, aucune spasticité n'est retrouvée sur le membre inférieur gauche. En revanche sur le membre inférieur droit, la spasticité reste inchangée hormis sur les adducteurs de hanche où cette dernière n'est plus présente, d'après l'échelle d'Aschworth modifiée. Pour l'extensibilité musculaire, Une amélioration de 10° (angle poplité égal à 90 + 80°) est perceptible au niveau des ischio-jambiers en bilatéral. Les autres muscles ciblés conservent la même extensibilité. Lors de l'observation de sa marche, nous retrouvons un angle de pas interne à gauche, une attitude en rotation médiale au

niveau des hanches, un appui prolongé sur la jambe gauche et un défaut d'extension des genoux lors de l'attaque du pas.

Après 5 mois de suivi kinésithérapique, la fille a grandi. Au terme du suivi, elle présente : une légère amélioration des amplitudes articulaires de hanche et de cheville à droite, un léger gain en force musculaire principalement au niveau des chevilles, une conservation globale de ses extensibilités musculaires, une diminution de la spasticité à gauche, une amélioration modérée de la sensibilité profonde, un meilleur maintien de l'équilibre unipodal. Par ailleurs, il nous semble important que le travail effectué en prévention des déformations orthopédiques soit analysé et s'inscrive dans une démarche d'amélioration afin d'être spécifique à la patiente et non global comme cela a été réalisé.

Au regard de la période de prise en charge, à 1 an et demi de l'exérèse de la tumeur, nous souhaitons observer la progression de la patiente sur le long terme en ayant en tête l'idée suivante: plus le temps passe et plus la possibilité de récupération s'amoindrit. Cependant, le pronostic fonctionnel n'est pas uniquement lié à un facteur temps, il est lié à différents facteurs. Chez elle, l'absence de paraplégie complète est un facteur de bon pronostic.

Dans l'optique d'améliorer notre prise en charge massokinésithérapique, une évaluation initiale plus complète est nécessaire. Pour ce faire, nous aurions pu nous aider des examens décrits précédemment ainsi que de certains items des fiches bilans du groupe kinésithérapique de travail sur la scoliose et le rachis sur la déformation rachidienne.

En nous appuyant sur les analyses précédentes, il nous semblerait judicieux de repenser la rééducation dans les 3 plans de l'espace et non seulement dans le plan frontal et sagittal. De plus, il faudra également tenir compte de la double déformation rachidienne afin de ne pas en corriger qu'une seule au détriment d'aggraver la seconde.

Dans une autre étude, pour approcher les différents troubles résultant d'un AVC (moteurs, sensitifs, équilibre) qui ont une forte chance d'impacter la marche, (Jorgensen H et al, 1995) [26] déclarent que les deux tiers des patients ne sont pas capables de marcher suite à l'AVC.

Dans ce sens les troubles retrouvés et décrits ci-dessous dans cette troisième étude varient selon l'atteinte et les capacités antérieures du patient. La majorité des éléments décrits ont été retrouvés grâce à l'utilisation de l'analyse quantifiée de la marche, qui a confirmé d'anciennes connaissances, ou a permis d'en trouver des nouvelles (H.Poublanc, 2016) [29].

De manière générale, et comme adécrit (S.J.Olney et al, 1991[68] ; E. Viel, 2000 [20]; P. Thoumie et al, 2002 [51]), les paramètres spatio-temporels sont modifiés, avec une diminution de la vitesse de marche, une diminution de la longueur du pas et de la vitesse d'oscillation du côté de l'hémiplégie et un temps portant du côté hémiplégique plus court que du côté non atteint.

Au niveau de la cinématique, on retrouve une diminution de l'extension de hanche à la fin de la phase d'appui et de la flexion en phase oscillante (voir une augmentation pour pallier au manque de flexion dorsale de cheville), un risque de recurvatum du genou en phase d'appui mais aussi un manque de flexion en phase oscillante (E. Viel ,2000 [20] ; A. Moseley et al ,1993) [9]. A

cela s'ajoute un déficit de flexion dorsale ou un excès de flexion plantaire de cheville (spasticité) en phase oscillante (qui peut aussi entraîner une attaque du pas pied à plat) (L. Benssoussan et al, 2004) [44], en fin la perte du ballant des bras (H. Poublanc, 2016) [29].

La motricité est modifiée, avec une baisse voire une absence d'activité chez certains muscles, ou la présence de spasticité. Les principales modifications observées sont : une baisse de l'activité des fléchisseurs de hanche lors de la phase oscillante, une baisse de l'activité du quadriceps suite à l'attaque du pas (rôle de frein), une Co-activation quadriceps/ischio-jambiers déficiente en phase unipodale (recurvatum), une baisse de l'activité des extenseurs de cheville lors de la propulsion (fin de phase d'appui), une baisse d'activité des muscles antérieurs de la jambe (tibial antérieur et fibulaires) et/ou une activité spastique du triceps sural en phase oscillante. (A. Moseley et al, 1993)[9].

Du point de vue cinétique, on observe : une asymétrie de la force verticale lors de l'attaque du pas et de la propulsion, inférieure du côté hémiplégique (esquive de l'appui) (J. Pélissier et al, 1997) [33]. On trouve aussi une baisse de la force propulsive lors de la phase d'appui (la spasticité du triceps sural empêche l'avancé du tibia par les muscles antérieurs de la jambe), une répartition inégale du poids du corps, inférieure du côté hémiplégique (difficulté à transférer le poids du côté non atteint vers le côté hémiplégique) (A. Moseley et al, 1993 [9].; P.Y. Lin et al, 2006) [55].

D'autre part, il existe chez les patients hémiplegiques une baisse des capacités à l'effort du patient (A. Courbon et al, 2006) [1] (B. Balaban et al, 2014) [10].

Se déplacer demande un coût énergétique et une consommation en O₂ beaucoup plus important (jusqu'à deux fois plus). Il existe un lien démontré entre les capacités fonctionnelles et les déficiences motrices mais aussi entre les capacités cardiovasculaires et musculaires. Ainsi, il semble important de prendre en compte la perte d'endurance des patients hémiplegiques couplée à une demande énergétique plus importante. A cela s'ajoute des troubles possibles de la sensibilité superficielle ou profonde qui oblige le patient à se concentrer d'autant plus sur sa marche (ralentissement de la marche, difficultés à automatiser le geste) (Davis III R.B et al, 1991) [56].

Au final ces différentes composantes influent sur la marche du patient et peuvent donner lieu à des boiteries caractéristiques. La première, dite en « fauchage » (A. Laborde et al, 2003) [4], correspond à une abduction forcée pour passer le pas, par manque moteur des fléchisseurs de hanche. La deuxième dite en « steppage » et correspond à une accentuation de la flexion de hanche et de genou par manque de flexion dorsale de cheville, pendant la phase oscillante. (H. Poubanc, 2016)[29].

Les troubles à la marche entraînés par l'hémiplégie peuvent être en partie corrigés par la mise à disposition auprès du patient d'aides techniques (F. Caillet et al, 2003 [22] ; T.S. Kuan et al ,1999 [71]) (cannes anglaise, tripode ...) ou d'une orthèse de type releveur du pied (rigide ou élastique).

D'autre part, la récupération de la marche est plus rapide si les troubles sont mineurs. Un patient avec peu de troubles (parésie modérée du membre inférieur) marche pleinement au bout de 9 semaines. Selon les attentes du patient et ses capacités à récupérer, il faudra évoluer vers la marche la plus sûre et la plus autonome, d'où l'importance du bilan pour évaluer les déficits (H. Jorgensen et al, 1995) [26].

La sclérose en plaque (SEP) entre aussi dans le champ de travail de l'analyse de la marche, chose prouvée par (E. Durand et al, 2013) [18].

Pour lui la (SEP) est une maladie chronique du système nerveux central débutant chez l'adulte jeune. En raison de l'importance des troubles de la marche chez ces patients, la mobilité est souvent utilisée pour caractériser l'état « d'avancement » de la pathologie. La classification la plus utilisée est celle de (J.F. Kurtzke, 1983) [36] « Expanded Disability Status Scale ». L'examen clinique de ces patients peut être complété par l'utilisation d'outils d'évaluation des troubles de la marche.

Une AQM pourrait être effectuée dans un deuxième temps pour affiner le diagnostic et/ou la prise en charge thérapeutique. Plusieurs études de cette revue démontrent en effet l'intérêt diagnostique de ces examens: données objectives vidéo, cinématique, cinétique. Ils sont également utiles pour évaluer une prise en charge et le risque de chute. Les limites restent celles d'outils qui ne font actuellement pas un consensus pour cette pathologie. Ils sont encore peu utilisés ce qui rend nécessaire des études de validité sur un grand nombre de patients.

La cinquième étude porte sur la dystrophie musculaire de Duchenne (DMD). C'est la plus fréquente des maladies neuromusculaires chez l'enfant, entraînant un déficit progressif de la musculature proximale puis des muscles respiratoires et cardiaque. Transmise sur un mode récessif lié au chromosome X, elle est due à l'absence de dystrophine, une protéine musculaire codée par un gène siège de nombreuses mutations. Une corticothérapie débutée dès les premiers symptômes (en pratique vers l'âge de 4 à 5 ans) est le seul traitement reconnu comme ayant une certaine efficacité pour ralentir la progression de la maladie et prolonger la marche d'une à deux années supplémentaires en moyenne. L'évaluation de la force musculaire et de la fonction motrice reste primordiale tant pour le suivi clinique que pour juger l'impact des nouvelles molécules à visée thérapeutique.

Commentaire [h19]: v

Dans un article publié en mai 2016, des chercheurs américains font un plaidoyer en faveur de l'analyse quantifiée de la marche, une technique certes lourde à mettre en place mais permettant l'obtention d'informations très utiles, notamment sur les conséquences fonctionnelles des différents déficits musculaires. Vingt et un jeunes patients (âgés entre 4 et 8 ans) atteints de DMD ont été évalués par cette méthode non invasive à un an d'intervalle. Les auteurs soulignent la valeur sentinelle des modifications de la cinétique articulaire de la hanche. Ce paramètre en particulier pourrait être utile dans les protocoles thérapeutiques en cours de développement. Cette étude permet également une évaluation encore plus objective de la corticothérapie et fait la part des choses entre l'amélioration que celle-ci procure et les phénomènes physiologiques de maturation qui surviennent dans cette tranche d'âge. (K. Heberer et al, 2016) [43].

La dernière étude s'est focalisée sur l'intérêt pratique de l'analyse de la marche pour évaluer la prothèse d'un amputé en fournissant des mesures objectives qui caractérisent le modèle de marche. Pour (J.R. Gage et al, 1985) [42] Le but de la prothésiste en adaptant une personne amputée d'un membre inférieur est de restaurer la capacité d'effectuer les activités quotidiennes de manière simple, naturelle et confortable. Les exigences de base du membre prothétique concernant le membre prothétique sont le confort, la fonction et l'apparence, cette dernière englobant à la fois l'apparence esthétique et l'apparence d'utilisation. Selon (C. Radcliffe, 1970) [11], les objectifs du praticien et du patient sont similaires, mais les utilisateurs de prothèses peuvent ne pas être en mesure d'exprimer de manière complète ou précise ce qu'ils perçoivent quand ils se tiennent debout et marchent, ce qui rend difficile pour le prothésiste tous les ajustements nécessaires. L'augmentation du corps humain avec une prothèse affecte de manière marquée le mode de déplacement de l'individu. Le clinicien doit donc reconnaître la marche optimale avec un appareil donné, de manière à pouvoir identifier les écarts par rapport à l'étalon, déterminer leurs causes et, dans la mesure du possible, corrigée. (J.E. Edelstein, 1990) [35] affirme que parmi tous les éléments affectant la locomotion, ceux qui sont le plus susceptibles de changer sont liés au dispositif.

Les méthodes subjectives d'évaluation de la marche peuvent s'avérer inadéquates pour optimiser la marche des personnes amputées des membres inférieurs. Comme a déclaré (M. Saleh, 1988) [45], l'avantage d'effectuer des analyses quantitatives de la marche clinique de routine doit encore être réalisé pour plusieurs raisons différentes. Le coût est un élément dissuasif essentiel à la réalisation d'analyses cliniques de la marche, car le personnel qualifié consacre beaucoup de

temps et d'efforts à l'acquisition, au traitement et à l'interprétation des données. Les cliniciens veulent des techniques d'analyse de la marche pouvant être utilisées systématiquement dans le processus de diagnostic et de décision. Si ces techniques pouvaient améliorer la qualité des soins aux patients ou réduire les coûts de traitement, elles seraient probablement largement acceptées par la clinique. (R.F.M Kleissen, 1990) [58] De plus, des limitations dans notre compréhension de la pathomécanique de la marche des amputés et des fonctions devant être assurées par les prothèses entravent notre capacité à utiliser efficacement les données quantitatives de la marche comme moyen de diagnostiquer et de traiter les écarts observés lors de la marche.

Les prothésistes doivent être compétents en analyse de marche observationnelle pour pouvoir évaluer rapidement la démarche de leurs clients dans la clinique et apporter les ajustements appropriés à la prothèse afin d'éliminer ou de réduire les anomalies de la marche. Les évaluations quantitatives de la démarche sont en mesure de fournir des informations additionnelles et objectives pour compléter l'observation clinique et peuvent s'avérer utiles pour documenter les progrès de la rééducation des patients au fil du temps.

II– Discussion des résultats à la lumière de la littérature

L'analyse des résultats obtenus au terme de cette étude par le billet de la grille de collecte des données documentaires ; a révélé un grand intérêt de l'instauration du laboratoire d'analyse de la marche et de mouvement au niveau du centre hospitalier de Marrakech.

II.1 – Analyse de la marche des participants normaux

1– Identification

Les résultats obtenus par la collecte et l'analyse des dossiers des participants à l'étude de la marche normale concernent 25 participants. Au moment où (S. Winiarski et al, 2018) [70] et (W. Dhahbi et al, 2013) [76] ont effectué des recherches similaires respectivement en Pologne et en Tunisie avec 20 et 18 participants.

L'âge moyen de cette population est de 24 ans, chose similaire aux résultats de (W. Dhahbi et al, 2013) [76] qui est 23,30 ans, contrairement à 20,14 ans pour (S. Winiarski et al, 2018) [70].

La corpulence est détaillée en fonction des moyennes du poids, de la taille et de l'IMC qui sont respectivement égaux à 70,28 kg, 173,88 cm et 23,16 kg/m². Alors qu'ils sont à 70 kg, 178 cm et 22,08 kg/m² pour (W. Dhahbi et al, 2013) [76] et à 62,6 kg, 168,6, et 22,02 kg/m² pour (S. Winiarski et al, 2018) [70].

Concernant le sexe de la population, (W. Dhahbi et al, 2013) [76] ont travaillé exclusivement avec des hommes et (S. Winiarski et al, 2018) [70] avec des femmes, au contraire de notre étude qui concerne 60% de sexe masculin et 40% de sexe féminin.

2– Paramètres spatio-temporels

Au terme de cette étude, il est possible d'extraire des paramètres spatiotemporels chez les participants à l'étude de la marche normale qui sont brièvement comme suit :

La vitesse moyenne du groupe étudié est de 1,173 m/s, (W. Dhahbi et al, 2013) [76] et (S. Winiarski et al, 2018) [70] ont eu successivement 1,225 m/s et 1,320 m/s.

La cadence de marche est égale à 1,81 pas/s se situant entre 1,140 obtenue par l'étude de (W.Dhahbi et al, 2013) [76] et 1,94 obtenue par celle de (S. Winiarski et al, 2018) [70].

L'enjambée est de 1,308 mètre de longueur, ce résultat est proche à 1,380 mètre chez (W. Dhahbi et al, 2013) [76] et (S. Winiarski et al, 2018) [70].

Commentaire [h20]: v

Ainsi on a mesuré un cycle de marche qui dure 1,115 seconde, (O.Beauchet et al, 2011) [50] a comptabilisé dans le même sens un cycle de marche qui dure 1,2 seconde pour son échantillon. Le cycle est divisé en deux phases, une d'appui qui dure 0,654 seconde représentant 59% de la totalité du cycle, et une d'oscillation qui dure 0,459 seconde ainsi correspond à 41%. (S. Winiarski et al, 2018) [70] conduisent leur étude dans le même trajet trouvant ainsi une phase d'appui qui dure 0,65 seconde et une phase d'oscillation qui dure 0,38 seconde représentant respectivement 62,9% et 36,6%.

Commentaire [h21]: v

Commentaire [h22]: v

Commentaire [h23]: v

3- Paramètres cinématiques

L'analyse triaxiale des mouvements du bassin a pour but d'extraire la variation des angles tout au long du cycle de marche. Sur le plan sagittal (X) le bassin effectue une antépulsion à $-10,913^\circ$ et une rétropulsion à $-9,808^\circ$, c'est-à-dire une amplitude de $1,105^\circ$.

Sur le plan frontal (Y), l'inclinaison latérale atteint au maximum $4,295^\circ$ et l'inclinaison médiale peut atteindre $-3,686^\circ$ réalisant ainsi une amplitude de $7,981^\circ$.

Concernant le plan transversal (Z), le pelvis réalise une rotation externe maximale à $3,942^\circ$ et interne maximale à $-4,052^\circ$ avec une amplitude de $7,994^\circ$.

Ainsi on peut constater que le bassin exécute des mouvements avec des amplitudes stables par rapport aux autres articulations du membre inférieur.

La hanche quant à elle, sur le plan sagittal, effectue un pic de flexion à $33,585^{\circ}$ et un pic d'extension à $-5,680^{\circ}$, donc une amplitude flexion/extension de $39,265^{\circ}$, un chiffre qui ne s'éloigne point des propos de (W. Dhahbi et al, 2013) [76] qui a trouvé $38,75^{\circ}$ pour le même paramètre.

Concernant le plan frontal, l'abduction maximale est à $5,069^{\circ}$ et l'adduction maximale touche $-7,366^{\circ}$, avec une amplitude de $12,435^{\circ}$, une donnée relativement supérieure à celle obtenue par (W. Dhahbi et al, 2013) [76] qui est à l'ordre de $10,75^{\circ}$.

La rotation externe maximale de cette articulation est de $5,186^{\circ}$ avec un écart minime entre la hanche gauche et la droite tandis que la rotation interne maximale atteint $-0,352^{\circ}$. L'amplitude de rotation est donc à $5,538^{\circ}$ résulte. (S. Winiarski et al, 2018) [70] trouvent dans leur étude une amplitude plus supérieur qui avoisine $15,8^{\circ}$.

L'étude cinématique du genou révèle sur le plan sagittal une flexion et une extension maximales respectivement à $61,441^{\circ}$ et à $1,931^{\circ}$. L'amplitude est donc à $59,51$, chiffre dtrès proche de 59.76° comme résultat obtenu pour la recherche de (W. Dhahbi et al, 2013)[76]. Or selle est à 59.60° pour (S. Winiarski et al, 2018) [70].

Le premier pic de flexion au cours de la phase d'appui est de $14,975^{\circ}$, alors que le 2^{ème} au cours de la phase oscillante égale est à $61,441^{\circ}$. (W. Dhahbi et al, 2013) [76] trouvent que le 1^{er} pic correspond à $9,43^{\circ}$ et le 2^{ème} à $56,03^{\circ}$.

Le mouvement de valgus-varus se réalise sur le plan frontal, leurs valeurs maximales sont successivement à $3,431^{\circ}$ et à $0,215^{\circ}$ ce qui implique une amplitude de $3,216^{\circ}$.

Une amplitude de $10,26^{\circ}$ résulte d'une rotation externe maximale d $20,607^{\circ}$ et une rotation interne maximale atteint $10,348^{\circ}$.

A propos de la cheville, la flexion plantaire maximale est à $11,331^{\circ}$ tandis que la flexion dorsale maximale est à l'ordre de $-13,394^{\circ}$ balançant entre elle avec une amplitude de $24,725^{\circ}$. Chiffre approximativement égale à $24,59^{\circ}$ qui est l'amplitude obtenue par l'étude de °. (W. Dhahbi et al, 2013)[76]. $17,785^{\circ}$ est l'amplitude variante de la cheville en phase oscillante, $19,52^{\circ}$ est ainsi obtenue par (W.Dhahbi et al, 2013)[76].

L'abduction et l'adduction s'étalonne respectivement entre $5,867^{\circ}$ et $-5,918^{\circ}$ donc avec une amplitude de $11,7845^{\circ}$.

Finalement la rotation maximale externe est à $-4,372^{\circ}$ Au moment où l'interne atteint $-16,951^{\circ}$ réalisant ainsi une amplitude de $6,290^{\circ}$.

Finissant avec la cinématique par la variation de la progression du pied qui est à $4,744^{\circ}$ au minimal et à $17,355^{\circ}$ au maximal, produisant une amplitude de $12,611^{\circ}$.

11.2° est l'amplitude obtenue aux travaux de (S. Winiarski et al, 2018) [70].

4- Paramètres cinétiques

L'usage de la plateforme de force a permis de mesurer les forces exercées au cours du cycle de marche. Ainsi il est possible de constater que le corps exerce une force qui évolue en fonction du temps avec deux pics qui sont de 1,064 N/Kg pour le 1^{er} et 1,067 N/Kg pour le 2^{ème}, séparé entre eux avec un pic minimal de 0,775 N/Kg. Dans ce sens (A. Fryzowicz et al, 2018) [2] apportent dans leur étude comparativement et respectivement 1,12 N/Kg, 1,16 N/Kg et 0,80 N/Kg, des chiffres étroitement similaires à nos paramètres.

II.2– Analyse de la marche des cas pathologiques

A– Prothèse transtibiale

1– Paramètres spatio-temporels

En comparant les données spatio-temporelles obtenues suite à l'analyse des résultats de ce patient avec celles réalisées par les sujets à marche analysée comme normale, on observe clairement une longueur du cycle qui dure 1,44 seconde par rapport à 1,115 chez les sujets normaux. Et une vitesse diminuée de 1,173 m/s à 0,806 m/s. Par ailleurs, il est remarquable que la cadence soit diminuée aussi à 1,419 pas/seconde, paramètre nettement inférieur à la cadence chez les participants à l'étude de la marche normale qui ont réalisé 1,81 pas/seconde, un écart plus flagrant au niveau de la cadence du membre gauche qui réalise seulement 1,226 pas/s.

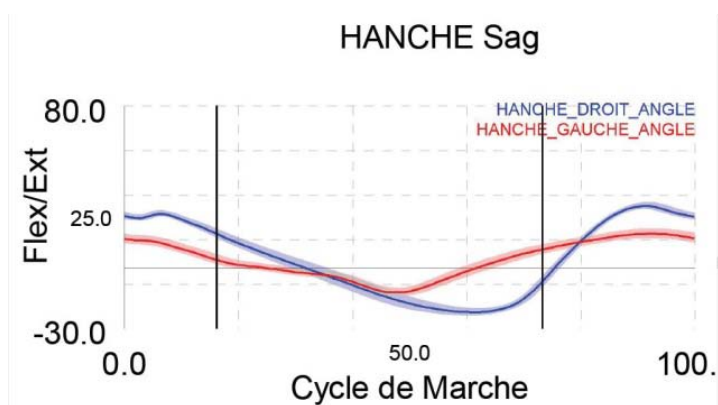
La longueur de l'enjambée à 1,161m reste inférieure à 1,308m enregistrée chez les participants à l'étude de la marche normale, toutefois on assiste paradoxalement à une enjambée plus large de 3,7cm.

Le patient avec une prothèse transtibiale reste en appui beaucoup plus que les sujets normaux, ce qui est prouvé pratiquement par un pourcentage de la phase d'appui qui dépasse 62% au moment où il est à l'ordre de 58% chez la population de référence. Si on prend spécifiquement les membres, on peut facilement constater que le membre droit prend la grande part au cours de cette phase puisqu'il reste à terre 1,057s tandis que le gauche reste 0,751s, au moment où la normale ne dépasse pas 0,652 s.

Au contraire, la phase oscillante chez ce patient dure moins, représentant seulement 37,33% de la totalité du cycle de la marche, cette donnée est à 41,24% chez les sujets sains. Pour compenser sans déficit à la phase d'appui, le membre gauche réalise la grande partie de la phase oscillante avec 0,690s supérieurement à la normale qui est à l'ordre de 0,458s tandis que le membre droit ne reste à l'air que 0,388s.

2- Paramètres cinématiques

Pathologique



Normal

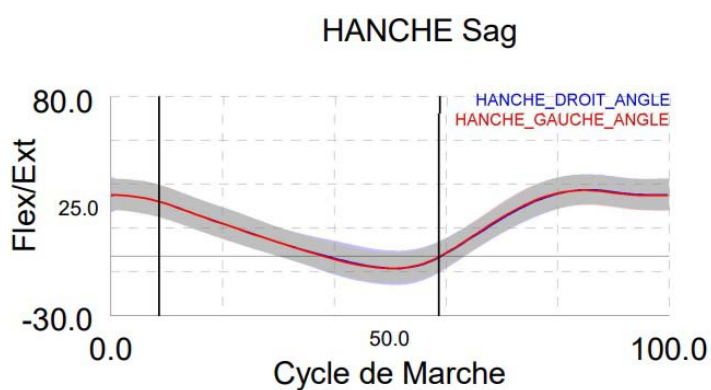
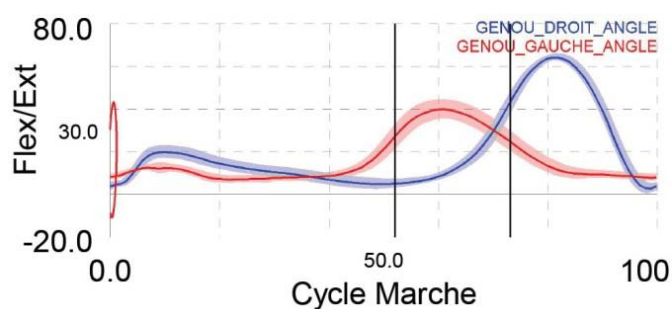


Figure 38 : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la hanche sur plan sagittal d'un patient porteur d'une prothèse transtibiale gauche avec les données des participants normaux.

- Diminution et décalage de la cinématique de la hanche homolatérale à l'amputation, par phénomène de compensation. (Figure 38)

Pathologique

GENOU Sag



Normal

GENOU Sag

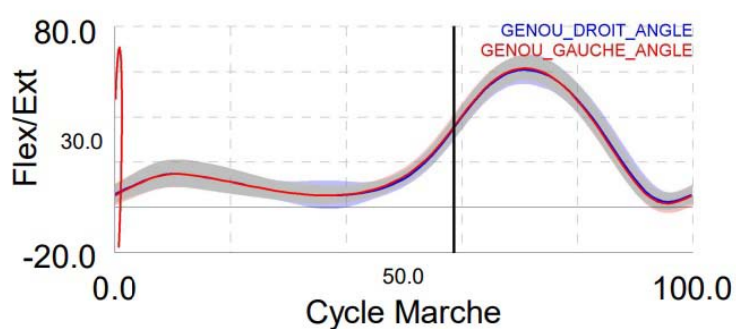


Figure 39 : Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur plan sagittal d'un patient porteur d'une prothèse transtibiale gauche avec les données des participants normaux.

- Diminution globale des amplitudes à gauche.
- Effacement du premier pic de flexion à la phase d'appui.
- Le deuxième pic de flexion à la phase oscillante : précoce et diminué par rapport au côté sain. (Figure 39)

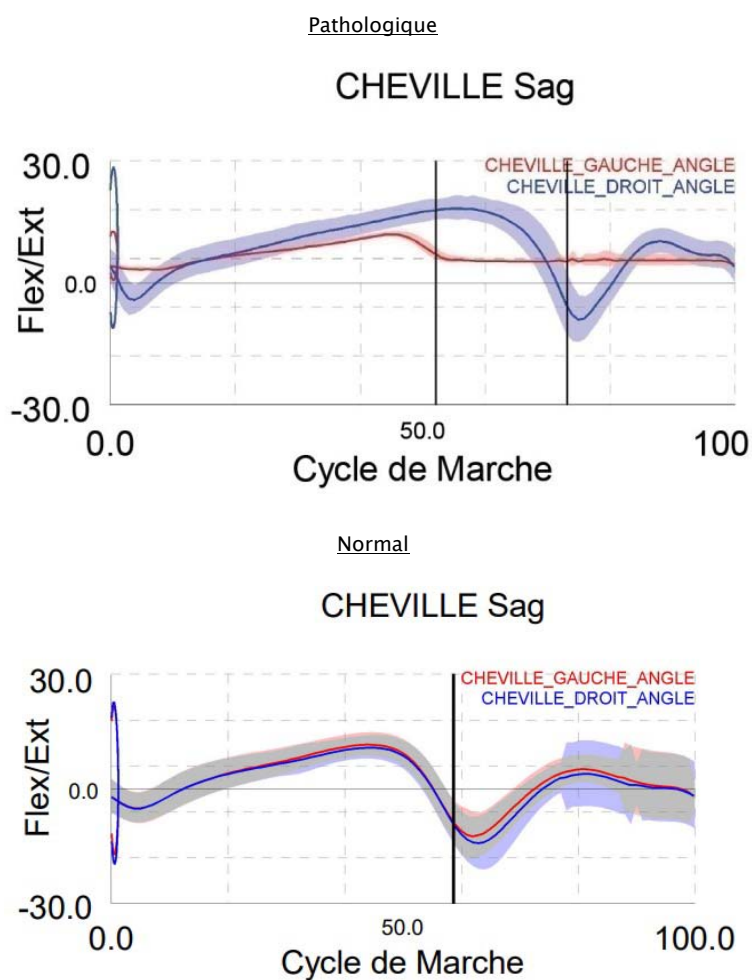


Figure 40 : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la cheville sur plan sagittal d'un patient porteur d'une prothèse transtibiale gauche avec les données des participants normaux.

- Cinématique neutre de la cheville de la prothèse : Pieds « Solid Ankle, Cushion Heel » fixe. (Figure 40)

3- Paramètres cinétiques

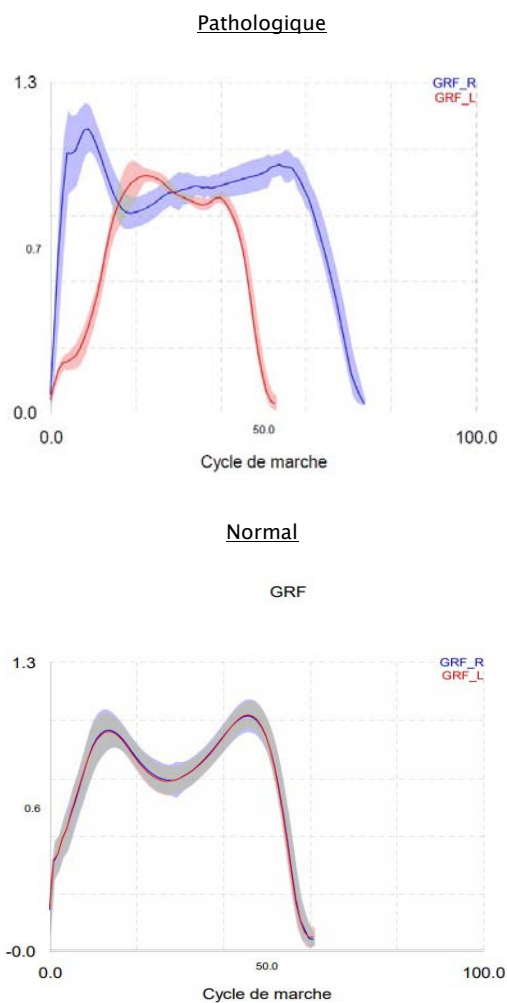


Figure 41: Graphiques comparatifs du GRF d'un patient porteur d'une prothèse transtibiale gauche avec celui des participants normaux.

Réduction de la puissance du vecteur de réaction au sol. GRF: ground reaction force (Figure 41)

B- Prothèse transtibiale n° 2

1- Paramètres spatio-temporels

Pour notre deuxième patiente porteuse d'une prothèse transtibiale, on observe que le temps du cycle de marche est un peu prolongé, durant 1,23 seconde, par rapport à 1,115 seconde chez les sujets normaux. Et une vitesse diminuée de 1,173 m/s à 0,972 m/s. Par ailleurs, il est remarquable que la cadence soit diminuée aussi à 1,645 pas/seconde, paramètre inférieur à la cadence chez les participants à l'étude de la marche normale qui ont réalisé 1,81 pas/seconde, un écart plus significatif au niveau de la cadence du membre gauche qui réalise seulement 1,545 pas/s.

La longueur de l'enjambée à 1,81m est supérieure à 1,308m enregistrée chez les participants à l'étude de la normale, avec une enjambée un peu plus large de 1,44cm.

La patiente avec une prothèse transtibiale reste en appui beaucoup plus que les sujets normaux, ce qui est prouvé pratiquement par un pourcentage de la phase d'appui qui dépasse 61% au moment où il est à l'ordre de 58% chez la population de référence.

Au contraire, la phase oscillante chez cette patiente dure moins, représentant seulement 38,717% de la totalité du cycle de la marche, cette donnée est à 41,24% chez les sujets sains.

2- Paramètres cinématiques

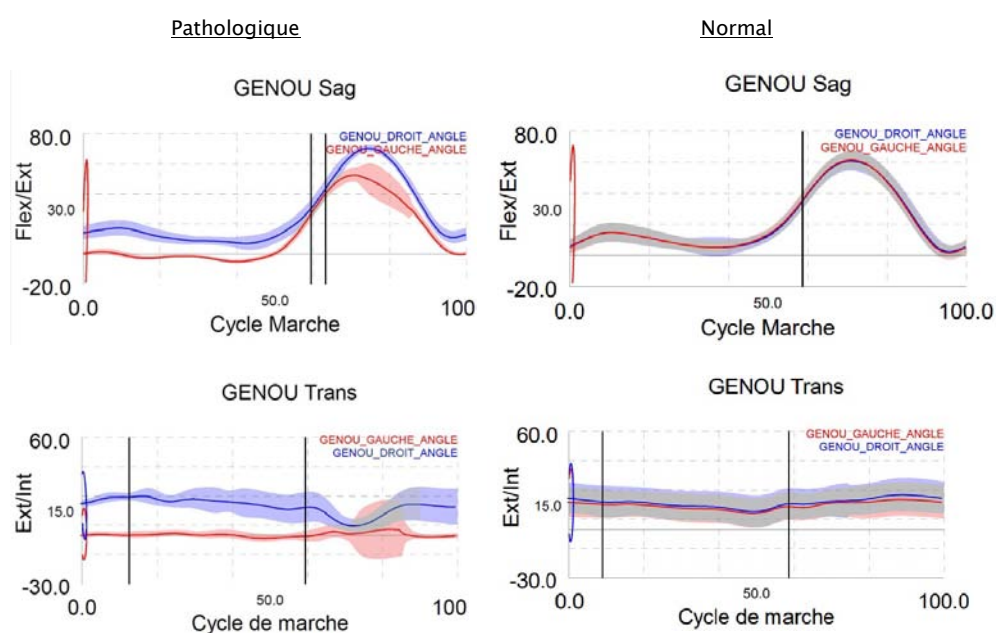


Figure 42 : Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur les deux plans (sagittal et transversal) d'une patiente porteuse d'une prothèse transtibiale gauche avec les données des participants normaux.

- Sur le plan sagittal, genou prothétique gauche : cinématique limite normale (aspect de la courbe normal), diminution légère des amplitudes.
- Sur le plan transversal, le genou prothétique est trop en rotation externe. (Figure 42)

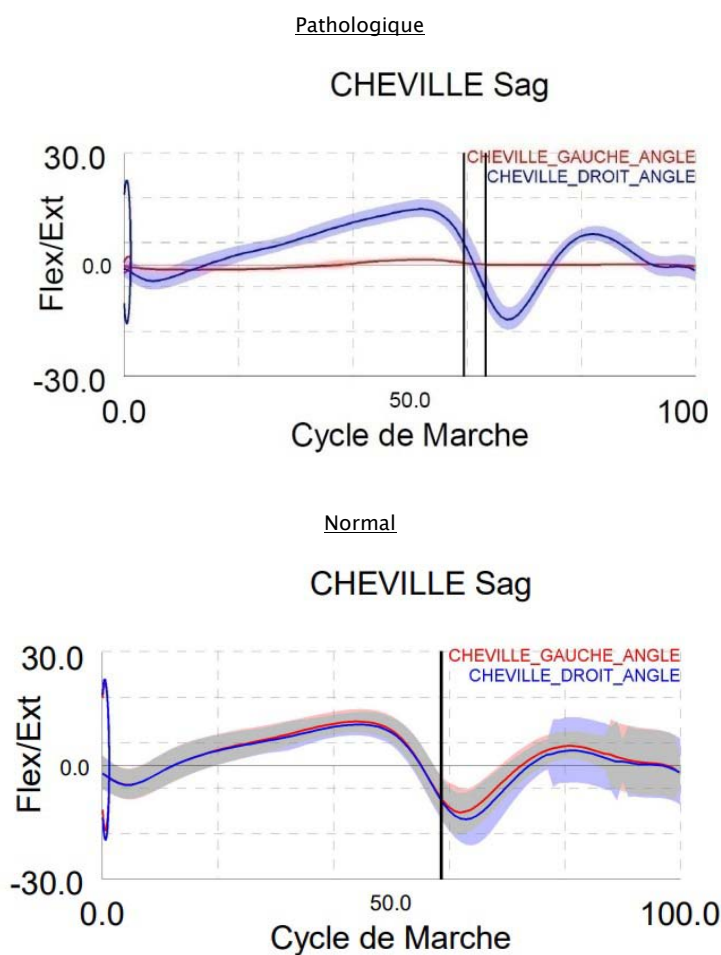


Figure 43 : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la cheville sur plan sagittal d'une patiente porteuse d'une prothèse transtibiale gauche avec les données des participants normaux.

- Cinématique neutre de la cheville prothétique: Pieds « Solid Ankle, Cushion Heel » fixe (Figure 43)

3- Paramètres cinétiques

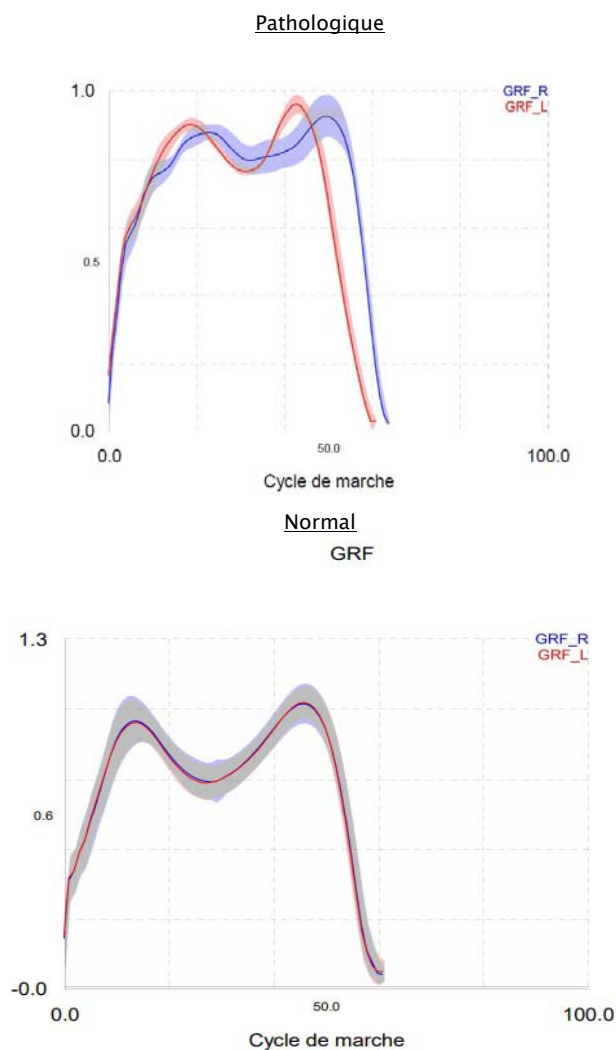


Figure 44: Graphiques comparatifs du GRF d'une patiente porteuse d'une prothèse transtibiale gauche avec celui des participants normaux.

- GRF : aspect de la courbe normale avec la présence des deux pics, décalage des deux vecteurs de réaction au sol. (Figure 44)

C- Coxarthrose droite

1- Paramètres spatio-temporels

On observe clairement une longueur du cycle qui dure 1,503 seconde par rapport à 1,115 chez les sujets normaux, le membre droit exécute un cycle dans 0,907s tandis que le membre gauche l'exécute dans un moment plus lent qui dure 1,495s. La vitesse est diminuée presque à moitié de 1,173 m/s à 0,668 m/s. Cependant il est remarquable que la cadence soit nettement élevée à 2,6 pas/seconde, tandis que celle chez les sujets de référence elle est à 1,81 pas/seconde.

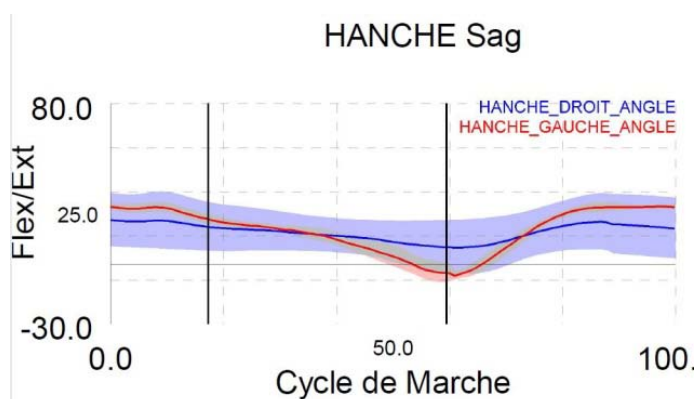
La longueur de l'enjambée à 0,791 est très inférieure à 1,308m enregistrée chez les participants à l'étude de la marche normale, toutefois on assiste à une enjambée plus large de 5,8 cm.

Cette patiente reste en appui beaucoup plus que les sujets normaux, ce qui est prouvé pratiquement par un pourcentage de la phase d'appui qui dépasse 65% au moment où il est à l'ordre de 58% chez la population de référence.

Au contraire, la phase oscillante chez cette patiente dure moins, représentant seulement 34,34% de la totalité du cycle de la marche, cette donnée est à 41,24% chez les sujets sains.

2- Paramètres cinématiques

Pathologique



Normal

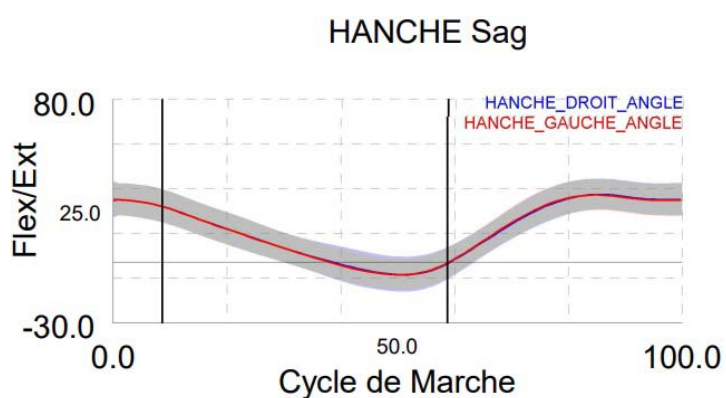


Figure 45 : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la hanche sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une coxarthrose droite avec les données des participants normaux.

- Amplitudes de mouvement diminuées surtout à droite, hanches raides, hanche droite en flexion durant tout le cycle de marche. (Figure 45)

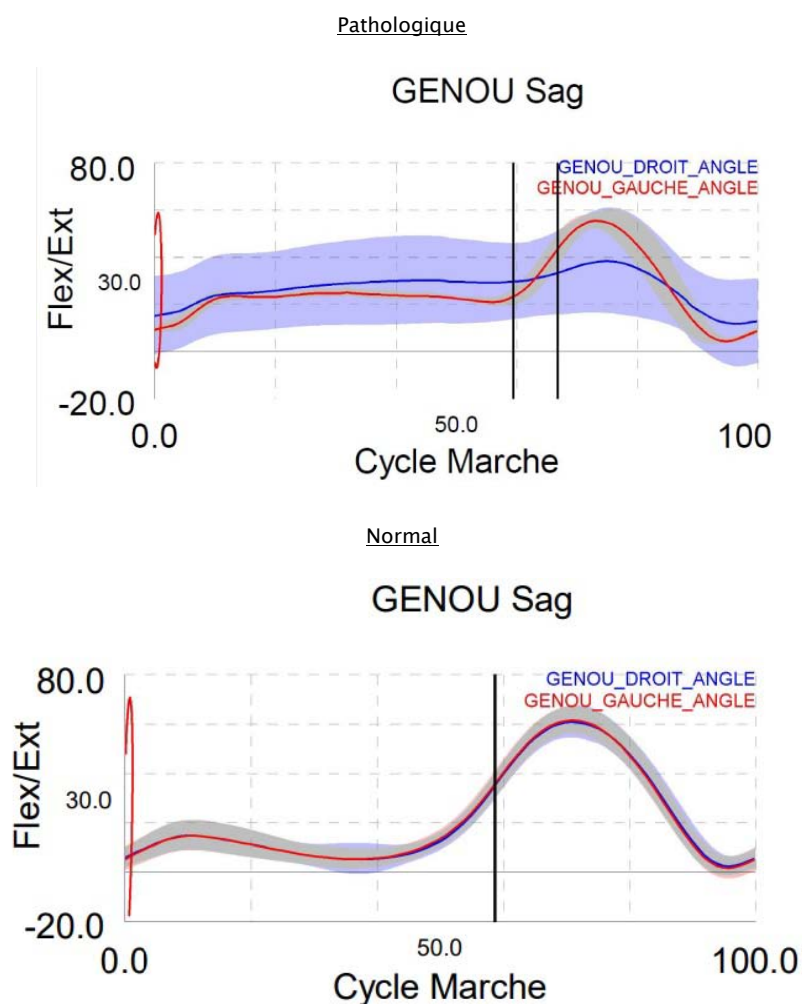
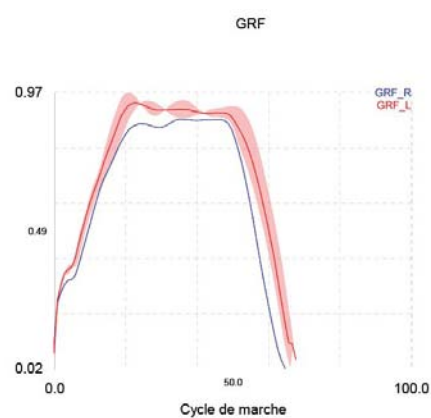


Figure 46: Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une coxarthrose droite avec les données des participants normaux.

- Amplitudes de mouvement diminuées surtout à droite.
- Genou droit raide en flexion pendant tout le cycle de marche.
- Genou gauche : Perte du 1er pic de flexion à la phase d'appui. (Figure 46)

3- Paramètres cinétiques

Pathologique



Normal

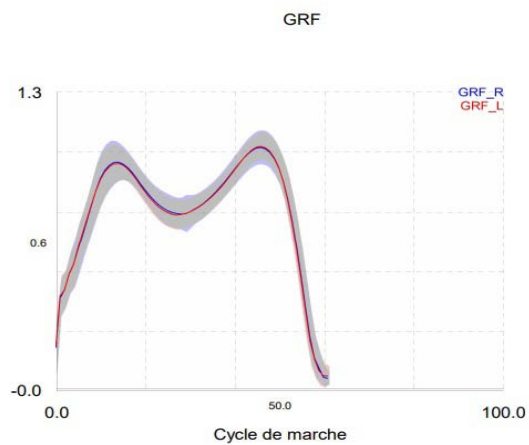


Figure 47: Graphiques comparatifs du GRF d'une patiente atteinte d'une coxarthrose droite avec celui des participants normaux.

- Perturbation de la cinétique avec disparition des deux pics du vecteur de réaction au sol. (Figure 47)

D- Gonarthrose bilatérale avec genuvarum

1- Paramètres spatio-temporels

On remarque un temps du cycle prolongé qui dure 1,806 seconde par rapport à 1,115 chez les sujets normaux. Une vitesse très diminuée de 0,546 m/s alors que notre valeur de référence est à 1,173m/s. Notre patient ne réalise que 1,118 pas/seconde, tandis que les sujets de référence ont une cadence à 1,81 pas/seconde.

La longueur de l'enjambée à 0,999m est inférieure à 1,308m enregistrée chez les participants à l'étude de la marche normale, celle-ci est au contraire plus large de 2,6 cm.

Ce patient reste en appui beaucoup plus que les sujets normaux, ce qui est prouvé pratiquement par un pourcentage de la phase d'appui qui dépasse 68% au moment où il est à l'ordre de 58% chez la population de référence.

Au contraire, la phase oscillante chez ce patient dure moins, représentant seulement 31,96% de la totalité du cycle de la marche, cette donnée est à 41,24% chez les sujets sains.

2- Paramètres cinématiques

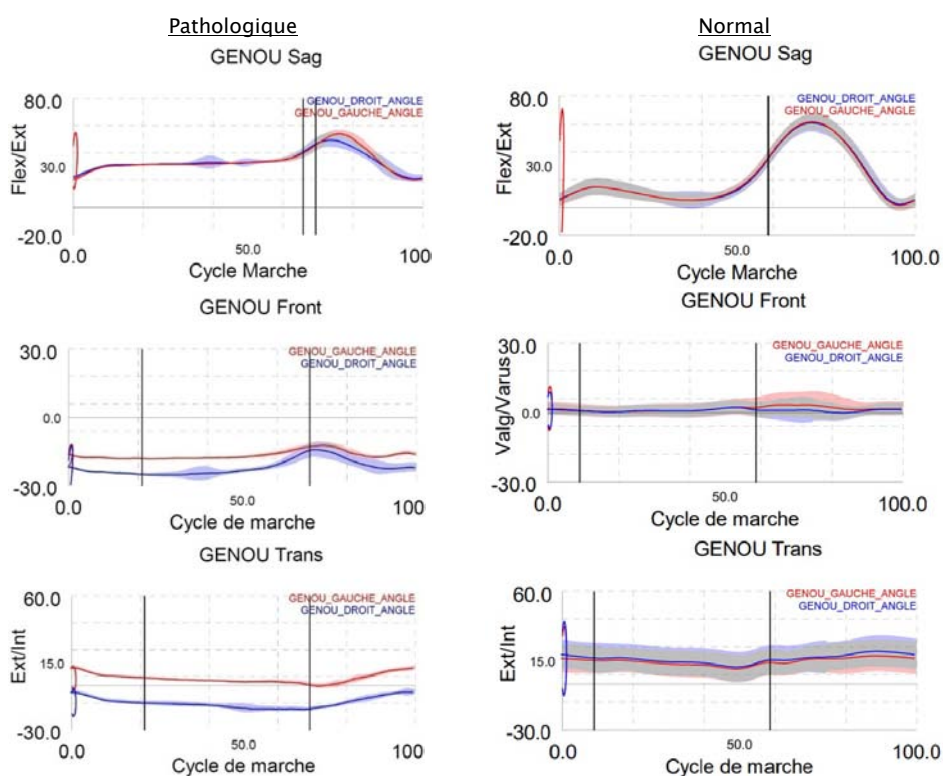
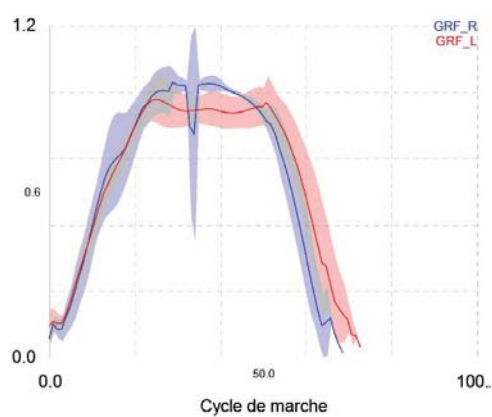


Figure 48: Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur les trois plans d'un patient présentant une gonarthrose bilatérale avec genuvarum, avec les données des participants normaux.

- Sur le plans sagittal, les amplitudes de mouvement diminuées, genoux raides, plus au moins symétriques, genoux fléchis pendant toute la phase d'appui sans réel pic de flexion en phase d'appui.
- Genuvarum bilatéral dans le plan frontal.
- Rotation externe exagérée des deux genoux sur le plan transversal. (Figure 48)

3- Paramètres cinétiques

Pathologique



Normal

GRF

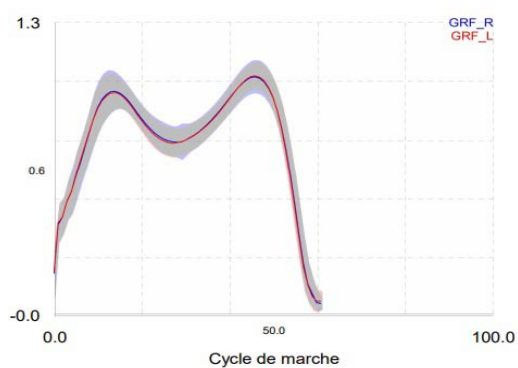


Figure 49 : Graphiques comparatifs du GRF d'un patient présentant une gonarthrose bilatérale avec genuvarum, avec celui des participants normaux.

- Perturbation de la cinétique avec disparition des deux pics du vecteur de réaction au sol.(Figure 49)

E- Rétraction du tendon quadricipital droit

1- Paramètres spatio-temporels

On observe que le temps du cycle de la patiente est un peu plus réduit qui dure 1,076 seconde par rapport à 1,115 chez les sujets normaux. La vitesse est un peu augmentée de 1,173 m/s à 1,188 m/s. Par ailleurs il est remarquable que la cadence soit augmentée aussi à 1,862 pas/seconde par rapport à la cadence chez les participants à l'étude de la marche normale qui ont réalisé 1,81 pas/seconde,

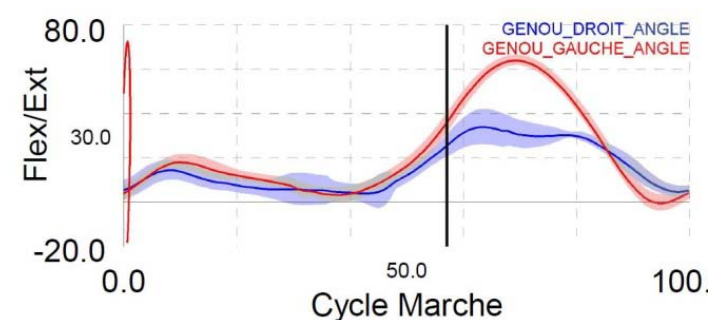
La longueur de l'enjambée chez notre patiente est la même que chez les participants à l'étude de la marche normale, toutefois on assiste à une enjambée moins large de 1,4cm.

On observe aussi que la phase d'appui et la phase oscillante chez notre patiente est respectivement à 57,34 et 42,658%, ce qui est pratiquement trèsproche à celles de la population de l'étude de la normale qui ont respectivement 58,776 et 41,24%.

2- Paramètres cinématiques

Pathologique

GENOU Sag



Normal

GENOU Sag

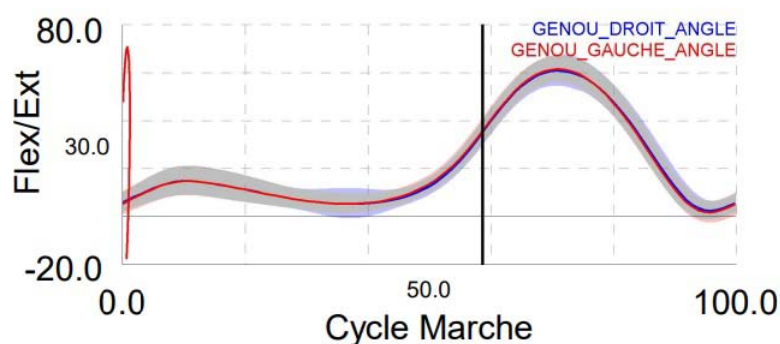


Figure 50 : Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une rétraction du tendon quadricipital droit avec les données des participants normaux.

- Diminution importante du deuxième pic de flexion en phase oscillante à droite : flèche rouge.

- Diminution légère du premier pic de flexion en phase d'appui à droite: flèche noire.

(Figure 50)

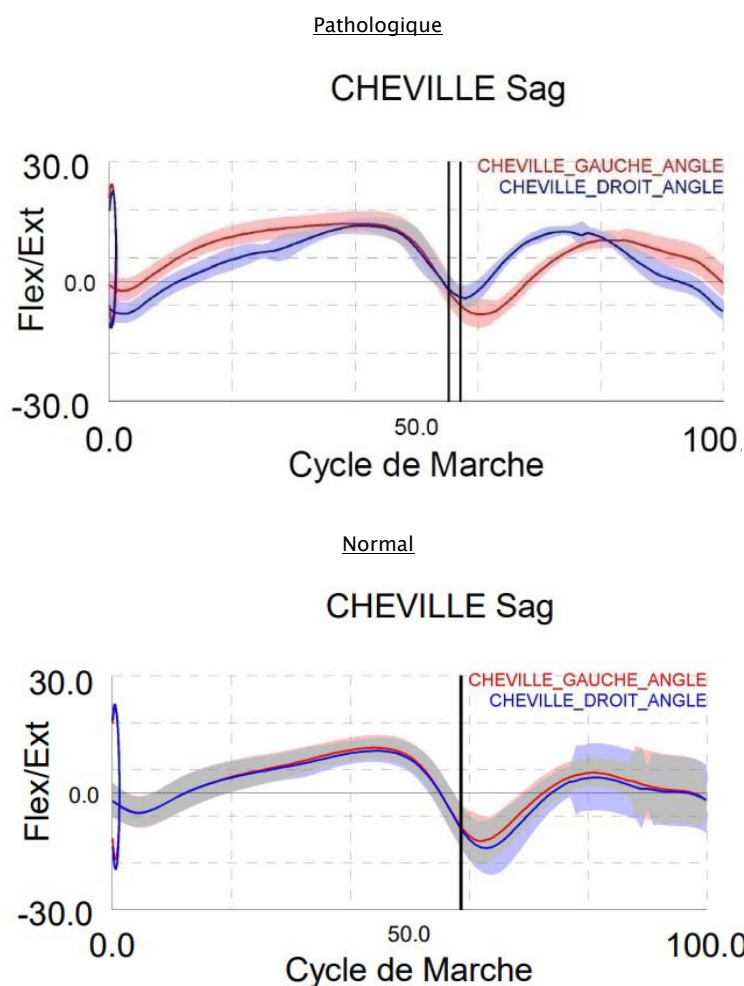


Figure 51 : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la cheville sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une rétraction du tendon quadriceps droit avec les données des participants normaux.

- Décalage (de compensation) de la cinématique de la cheville droite par rapport à la cheville gauche. (Figure 51)

3- Paramètres cinétiques

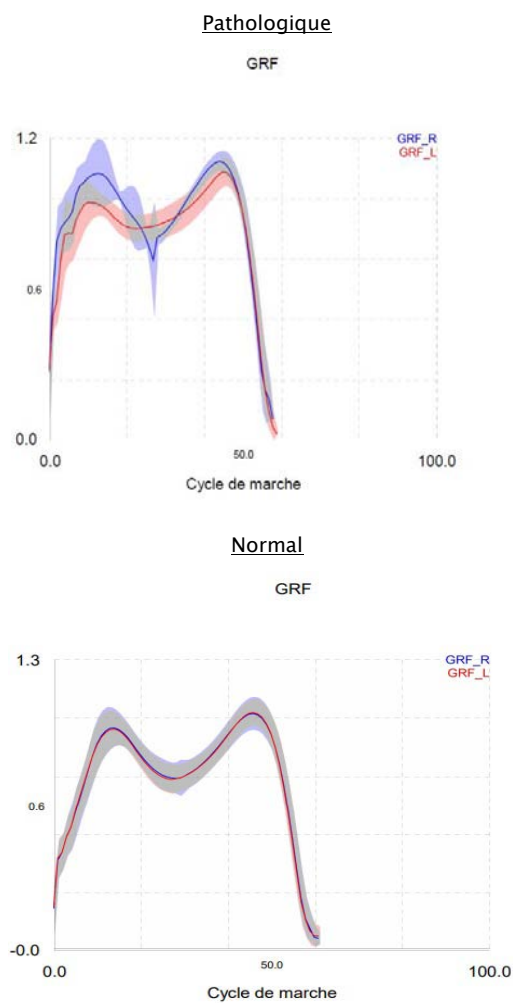


Figure 52: Graphiques comparatifs du GRF d'une patiente atteinte d'une rétraction du tendon quadricipital droit, avec celui des participants normaux.

- Vecteur de réaction au sol plus puissant à droite : la patiente charge plus au sol du côté droit.(Figure 52)

F- Paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique.

1- Paramètres spatio-temporels

On observe que le cycle de cette patiente qui dure 1,066 seconde est un peu réduit par rapport à 1,115 chez les sujets normaux. La vitesse est diminuée de 1,173 m/s chez les sujets sains à 0,851 m/s. Alors que la cadence est étroitement conservée est égale à 1,821 pas/seconde par rapport à la cadence chez les participants à l'étude de la marche normale qui ont réalisé 1,81 pas/seconde.

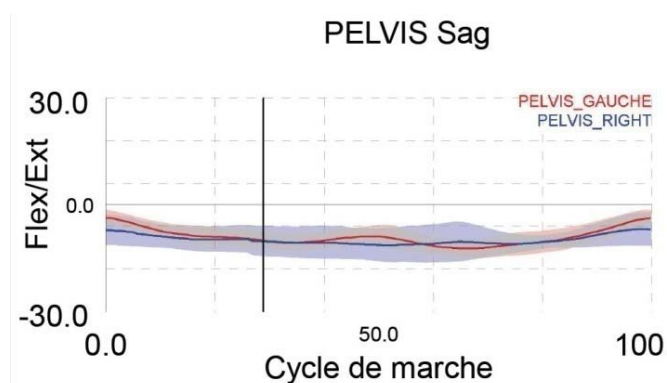
La longueur de l'enjambée de 0,944m reste inférieure à 1,308m enregistrée chez les participants à l'étude de la marche normale, toutefois, on assiste à une enjambée un peu plus large de 0,5cm.

La patiente atteinte de diplégie reste en appui plus que les sujets normaux, ce qui est prouvé pratiquement par un pourcentage de la phase d'appui qui dépasse 60% au moment où il est à l'ordre de 58% chez la population de référence.

Au contraire, la phase oscillante chez cette patiente dure moins, représentant 39,353% de la totalité du cycle de la marche, cette donnée est à 41,24% chez les sujets sains.

2- Paramètres cinématiques

Pathologique



Normal

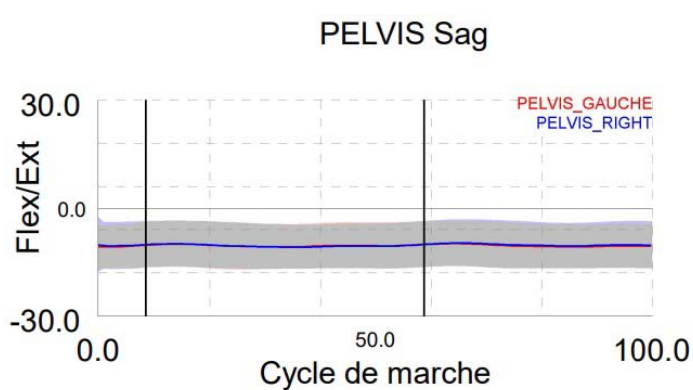


Figure 53 : Graphiques comparatifs des données cinématiques du bassin sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique avec les données des participants normaux.

- Bassin : amplitudes de mouvement augmentées, bassin antépulsé. (Figure 53)

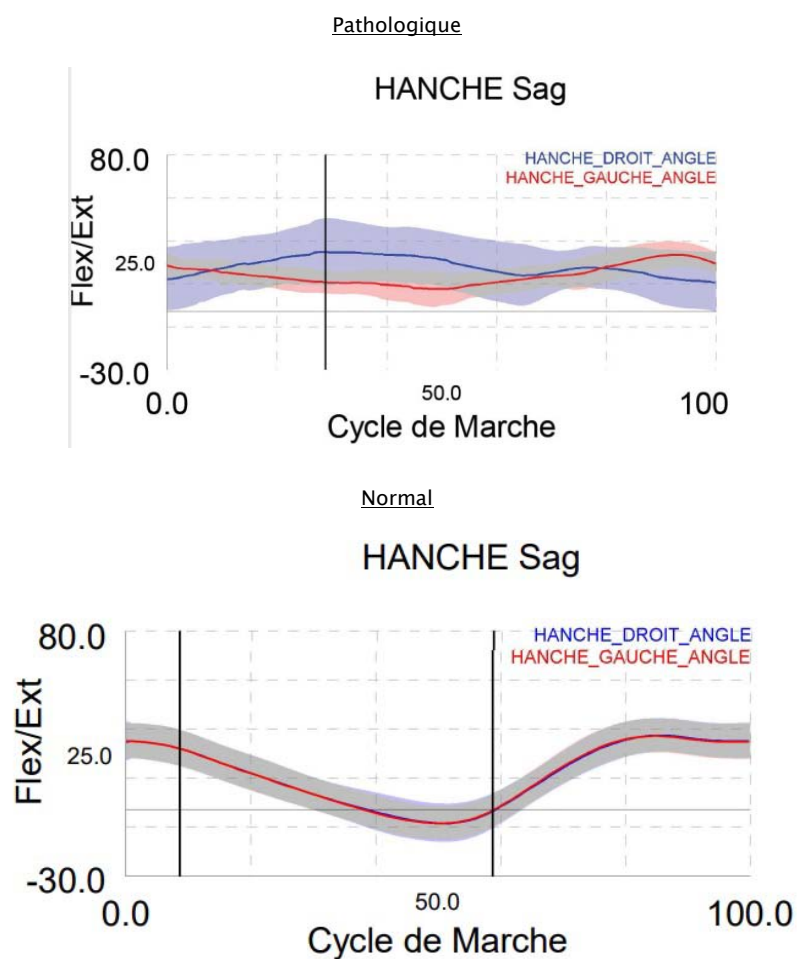


Figure 54 : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la hanche sur plan sagittal d'une patiente d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique avec les données des participants normaux.

- Hanche : amplitudes de mouvement diminuées, attaque du pas hanches fléchies, déficit d'extension de hanche en fin de phase d'appui. (Figure 54)

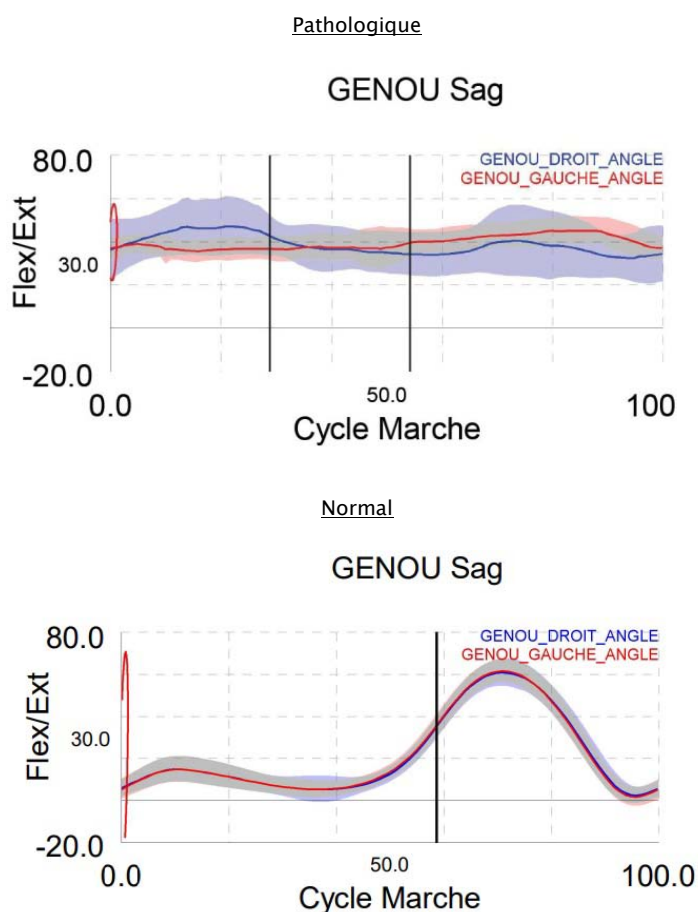


Figure 55 : Graphiques comparatifs des données cinématiques du genou sur plan sagittal d'une patiente d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique avec les données des participants normaux.

- Genou : amplitudes de mouvement diminuées, genoux raides, plus au moins symétriques, genoux fléchis pendant toute la phase d'appui sans réel pic de flexion des genoux en phase oscillante. (Figure 55)

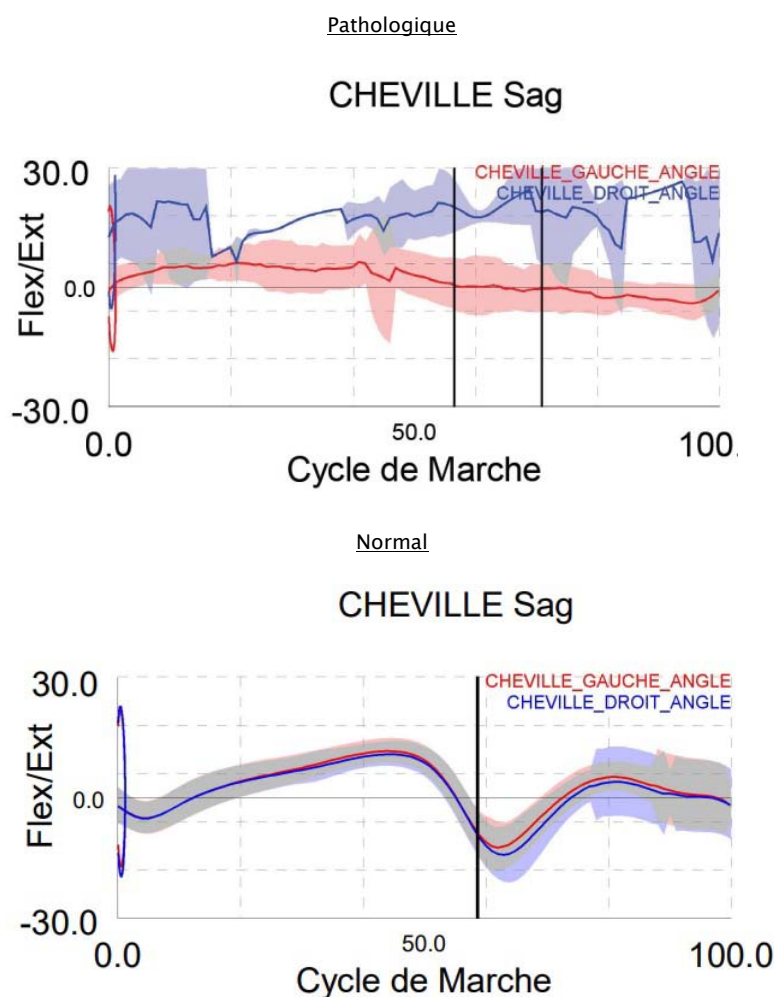
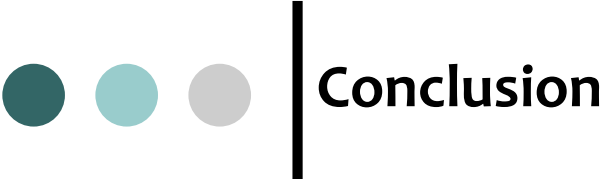


Figure 56 : Graphiques comparatifs des données cinématiques de la cheville sur plan sagittal d'une patiente atteinte d'une paralysie cérébrale (IMC) avec diplégie spastique avec les données des participants normaux.

- Cheilles : amplitudes de mouvement diminuées, asymétrique, Attaque du pas par l'avant-pied. (Figure 56)



Conclusion

La marche est un phénomène complexe qui peut être influencé par plusieurs pathologies de l'appareil locomoteur, ce qui justifie l'intérêt de son étude spécialisée.

Le laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement est une institution scientifique sophistiquée et nouvelle au niveau du CHU de Marrakech qui vient donc répondre à ce besoin. Il nous a permis de bâtir une base de données de références de la marche « normale » dont les mesures ne s'éloignent pas des recherches internationales menées dans ce sens.

Cette base de données servira à approcher les cas pathologiques étudiés et les éventuels cas qui peuvent transiter ce laboratoire. Une approche qui se base principalement sur l'évaluation de l'écart entre le « normal » et le « pathologique » des différentes mesures enregistrées lors de l'analyse de la marche.

Ainsi, l'intérêt de l'instauration du laboratoire de l'analyse de la marche et du mouvement est bien démontré à travers la littérature d'une part, et de l'étude des cas, d'autre part.



Annexes

Fiche d'exploitation des données documentaires

I- Identification

A- Catégories

- Sexe : Féminin ☐ Masculin ☐
- Age : ans
- Membre dominant : Droit ☐ Gauche ☐ Ambidextre ☐
- Marche analysée comme : Normale ☐ Pathologique ☐

Si Pathologique, Diagnostic :

B- Mensurations

- Poids :kg
- Taille :cm
- IMC :kg/m²
- Distance inter EIAS :mm
- Longueur Epine iliaque malléole interne :mm

Model Utilisé

II- Paramètres spatio-temporels

	Valeur	DS
Vitesse (m/s)		
Cadence (pas /s)		
Largeur de l'enjambée(m)		
Longueur de l'enjambé (m)		
Nombre de pas gauches/ Seconde (pas/s)		
Nombre de pas droits / Seconde (pas/s)		
Longueur du pas gauche (m)		
Longueur du pas droit (m)		
Temps d'appui gauche(s)		
Temps d'appui droit (s)		
Pourcentage de la phase d'appui (%)		
Temps du pas gauche (s)		
Temps du pas droit (s)		
Temps du cycle (s)		
Temps du cycle gauche (s)		
Temps du cycle droit (s)		
Temps d'oscillation gauche (s)		
Temps d'oscillation droite (s)		
Pourcentage de la phase oscillante (%)		

III- Paramètres cinématiques

A- Bassin

X (sagittal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
BASSIN MIN				
BASSIN MAX				
AMPLITUDE				
Y (frontal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
BASSIN MIN				
BASSIN MAX				
AMPLITUDE				
Z (transversal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
BASSIN MIN				
BASSIN MAX				
AMPLITUDE				

B- Hanche

X (sagittal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
HANCHE MIN				
HANCHE MAX				
AMPLITUDE				
Y (frontal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
HANCHE MIN				
HANCHE MAX				
AMPLITUDE				
Y (transversal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
HANCHE MIN				
HANCHE MAX				
AMPLITUDE				

C- Genou

X (sagittal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
GENOU MIN				
GENOU MAX				
AMPLITUDE				
Y (frontal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
GENOU MIN				
GENOU MAX				
AMPLITUDE				
Y (transversal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
GENOU MIN				
GENOU MAX				
AMPLITUDE				

D- Cheville

X (sagittal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
CHEVILLE MIN				
CHEVILLE MAX				
AMPLITUDE				
Y (frontal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
CHEVILLE MIN				
CHEVILLE MAX				
AMPLITUDE				
Y (transversal)				
	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
CHEVILLE MIN				
CHEVILLE MAX				
AMPLITUDE				

E- Progression du pied

	GAUCHE (°)	DS (°)	DROIT (°)	DS (°)
PROGRESSION DU PIED MIN				
PROGRESSION DU PIED MAX				
AMPLITUDE				

IV- Paramètres cinétiques

	GAUCHE (N/Kg)		DROITE (N/Kg)	
PREMIER PIC				
SECOND PIC				
MINIMUM entre premier et second pic				



Résumés

Résumé

Notre étude fixe comme objectif de démontrer l'intérêt du laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement au niveau du CHU Marrakech travers la littérature et des cas cliniques.

Il s'agit d'une étude rétrospective analytique qui concerne 31 cas dont 25 participant à l'étude de la marche normale et 06 cas représentant des cas pathologiques qui serviront à évaluer l'écart entre le « normal » et le « pathologique ».

La population participante à l'étude de la marche normale a :

Un âge moyen de 24 ans, une taille moyenne à 178,88 cm, un ratio sexe masculin /féminin 1, 5 et un IMC à 23,16.

Les données personnelles des cas participant à l'étude de la marche pathologique sont présentées cas par cas.

Aussi on a mesuré à l'aide du matériel du laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement les paramètres spatio-temporels, cinétiques et cinématiques de tous les cas ce qui nous a permis de bien constater l'écart entre les mesures des cas pathologiques et celles des participants à l'étude de la marche normale.

Ainsi, l'intérêt de l'instauration du laboratoire de l'analyse de la marche et du mouvement est démontré de façon à la fois bibliographique et empirique.

Abstract

Our study sets the objective of demonstrating the interest of the gait and movement analysis laboratory at the UHC Marrakech through the literature and clinical cases.

This is a retrospective analytical study which concerns 31 cases of which 25 are involved in the study of normal walking and 06 cases representing pathological cases which will be used to assess the difference between "normal" and "pathological".

The population participating in the normal walking study has:

An average age of 24, an average height of 178.88 cm, a male / female ratio 1.5, and a BMI of 23.16.

The personal data of the cases participating in the study of the pathological walk are presented case by case.

Also, we used the material from the gait and motion analysis laboratory to measure the spatio-temporal, kinetic and kinematic parameters of all the cases, which enabled us to clearly see the difference between the measurements of the cases pathological and those of participants in the study of normal walking.

So the interest of setting up the laboratory for the analysis of walking and movement is demonstrated in a way that is both bibliographic and empirical.

ملخص

تهدف دراستنا إظهار ررود مختبر تحليل المشي والحركة بالمركز الاستشفائي الجامعي. مراكش

هذه الدراسة تحليلية بأثر رجعي وتتعلق بـ 31 حالة ، منها 25 مشاركة في دراسة المشي الطبيعي و 06 حالات تمثل الحالات المرضية التي سيتم استخدامها لتقييم الفرق بين "الطبيعي" و "المرضي".

تتوزع المعطيات الشخصية للمشاركين في دراسة المشي العادية في:

متوسط عمر 24 سنة ومتوسط طولها 178.88 سم ونسبة الذكور / الإناث في 1,5 ومؤشر كتلة الجسم يساوي 23.16

يتم عرض البيانات الشخصية للحالات المشاركة في دراسة المشي المرضي كل حالة على حدة.

قمنا أيضاً بقياس المعطيات الزمكانية والحركية والحركية المجردة لجميع الحالات باستعمال مختبر تحاليل المشية والحركة ، مما أتاح لنا ملاحظة الفرق بين الحالات المرضية والمشاركين في دراسة المشي الطبيعي.

وهكذا يتم إثبات أهمية إنشاء مختبر تحليل المشي والحركة بالمركز الاستشفائي الجامعي مراكش بطريقة بيلوغرافية وتجريبية.



Références

Références

- 1- **A.Courbon ,Calmels .P, Roche. F, Ramas. J, Fayolle-Minon .I,**
Relation entre les capacités de marche et les capacités maximales à l'effort, les capacités musculaires et la déficience motrice après hémiplegie vasculaire chez l'adulte, Annales de réadaptation et de médecine physique, 2006;49: 614-620
- 2- **A.Fryzowicz ,M. Murawa, J. Kabacinski, A. Rzepnicka, L. B. Dworak, and J. Kabacinski,**
Reference values of spatiotemporal parameters, joint angles, ground reaction forces, and plantar pressure distribution during normal gait in young women, Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2018, vol. 20, N°1 : p. 55,
- 3- **A.Goldberg, N.B.Alexander,**
Gait disorders .Cleveland clinic journal of medicine july 2005 volume 72 · number 7 :p592
- 4- **A. Laborde,Caillet .F, Eyssette .M, Boisson .D,**
Analyse préliminaire 3D de la marche hémiplegique: rôle de la flexion du genou dans la stratégie de récupération fonctionnelle, Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, 2003;46: 132-137
- 5- **A.Leardini ,Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativo, R., Benedetti, MG,**
Un nouveau protocole basé sur l'anatomie pour l'analyse de la marche chez les enfants. *Gait Posture* 26, 2007. 560-571.
- 6- **A.Leardini, Benedetti, MG, Berti, L., Bettinelli, D., Nativo, R., Giannini, S,**
Mouvement de l'arrière-pied, du milieu du pied et de l'avant-pied pendant la phase d'appui de démarche. *Gait Posture* 2007. 25. 453-462.
- 7- **A. Leardini, Biagi, F., Merlo, A., Belvedere, C., Benedetti, MG,**
Cinématique du tronc à segments multiples pendant la locomotion et les exercices élémentaires. *Clin. Biomech.* 2011.26, 562-571.
- 8- **A.Kaelin,**
L'orthopédiste pédiatre et l'analyse de la marche La marche de l'enfant. A. Diméglio, C. Hérisson et L. Simon, Sauramps médical2002: 91-96

- 9- **A.Moseley , Wales .A, Herbert. R, Schurr. K, Moore. S,**
Observation and analysis of 26 hemiplegic gait: Australian Journal of Physiotherapy, 1993;39: 259-278
- 10- **B. Balaban , Tok.F,**
Gait disturbances in Patients with Stroke, Physical Medecine and Rehabilitation, 2014;6: 635-642
- 11- **C .Radcliffe,**
Considérations fonctionnelles lors de la pose de prothèses au-dessus du genou. Dans: Wilson AB, éd. Articles choisis parmi les membres artificiels. Huntington, NY: Robert E. Krieger Publishing Co. Inc.; 1970: 5-30
- 12- **C.Hayot,**
Analyse biomécanique 3D de la marche humaine : Comparaison des modèles mécaniques.These de doctorat en Biomécanique et Bio-ingénierie. Poitiers.2010, 25
- 13- **D.Gasq , Molinier F, Lafosse JM,**
Physiologie, méthodes d'explorations et troubles de la marche. 2009,02-16
- 14- **D.H.Sutherland,**
The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG Gait & Posture, 2001, Vol. 14, n°1, pp. 61-70,
- 15- **D.H.Sutherland, Olshen.R, Cooper. L, Wyatt.M, LeachJ, Mubarak. S et Schultz. P,**
The pathomechanics of gait in Duchenne muscular dystrophy Developmental Medicine and Child Neurology, 1981,Vol. 23, n°1, pp. 3-22,
- 16- **D.H.Sutherland, Kaufman. K. R, Wyatt.M. P, Chambers.H. G,et Mubarak.S. J,**
Double-blind study of botulinum A toxin injections into the gastrocnemius muscle in patients with cerebral palsy Gait & Posture, 1999,Vol. 10, n°1, pp. 1-9,
- 17- **D.H.Sutherland, Olshen, R., Cooper, L. et Woo, S. L,**
The development of mature gait Journal of Bone and Joint Surgery (American), 1980,Vol. 62, n°3, pp. 336-353,
- 18- **E. Durand , V. Achache, D. Mazevet, R. Pequignot, V. Quentin,**
Annals of Physical and Rehabilitation Medicine. octobre 2013. Volume 56, n° S1 :e358

- 19- **E.E.Bleck** ,
Orthopedic management of cerebral palsy. Philadelphia ; Toronto, Saunders: x, 266, 1979
- 20- **E.Viel** ,
Editeur. La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Paris, France: Masson; 2000 : 267-280
- 21- **E.Villalobos**,
Analyse cinématique de la marche de travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémorotibiale (AF-T).Mémoire pour maîtrise en sciences biomédicales Option Musculo-squelettique. Université de Montréal. 2011. p8
- 22- **F.Caillet , Mertens .P, Rabaséda .S, Boisson .D,**
Intérêt de l'analyse tridimensionnelle de la marche, dans la prise en charge du pied spastique, Podologie, 2003;46: 119-131
- 23- **F.Legrain** ,
Analyse des paramètres spatio-temporels de la marche. These de doctorat en médecine, FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG. 2012. 22-24
- 24- **G. F.Penneçot** ,
L'enfant – apport de l'analyse quantifiée de la marche (AQM) à la prise de décision chirurgicale La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. E. Viel. Paris, Masson, 2000
- 25- **G.F .Penneçot**,
Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral: marche normale, analyse et compréhension des phénomènes pathologiques, traitement, évaluation. Montpellier: Sauramps médical; 2009. 1 :333 . 9-82.
- 26- **H Jorgensen**,
Nakayama .H, Raaschou. H, Olsen .T.S. Recovery of Walking Function in Stroke Patients : The Copenhagen Stroke Study, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 1995;76: 27-32
- 27- **H. Saidi, Y.Abdelfettah**,
Le 1er Laboratoire d'analyse de la marche et du mouvement au Maroc. amicale des endocrinologues de sud. Marrakech. 2018.

28- H.Benz ,

L'intérêt de l'analyse quantifiée de la marche (AQM) dans le choix thérapeutique d'une jeune patiente paraplégique incomplète, à la suite d'une tumeur intramédullaire traitée chirurgicalement. TFE pour le Diplôme d'Etat de Masseur-Kinésithérapeute. REGION DES PAYS DE LA LOIRE 2016. p6-17

29- H.Poublanc,

Intérêt de l'utilisation de l'analyse quantifiée de la marche dans le bilan de la marche chez une patiente hémiparalysée gauche suite à un AVC. Sciences du Vivant [q-bio]. 2016 : 5-6

30- H.Stolze , J. P, Mondwurf .C, Johnk.K, Friege.L,

« Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults », Gait & posture, 1998, vol. 7, n° 2, p. 125-130.

31- Hôpitaux Universitaires Genève 2019,

<https://www.hug-ge.ch/chirurgie-orthopedique-traumatologie-appareil/analyse-quantifiee-marche>

32- Human & Health, 2014,

<https://studylibfr.com/doc/4288110/laboratoire-d-analyse-de-la-marche-et-du-mouvement>.

HUMAN & HEALTH. Laboratoire d'Analyse de la Marche et du Mouvement. April 2014. 27 :49 .

33- J. Pélissier,Pérennou. D, Laassel .E.M,

Analyse instrumentale de la marche de l'hémiparalysé adulte: revue de la littérature, Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, 1997;40: 297-313

34- J.Breasted,

The edwin smith surgical papyrus. University of Chicago Press, Chicago, 1930.volume 1.

35- J.E .Edelstein,

Allure prothétique et orthétique. Dans: Smidt GL, éd. Démarche en réadaptation. New York: Churchill Livingstone Inc.; 1990: 281-300.

36- J.F .Kurtzke ,

Rating neurological impairment in multiple sclerosis: an expanded disability status scale. Neurology 1983; 33: 1444-1452

37- J.G.Nutt, Marsden CD, & Thompson PD ,

Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. Neurology, 1993, 43, 268-279.

38- J.Perry ,

Normal Gait. *Clin Orthop* 2011; 1-17

39- J.Perry , k. Slac Thorofare; J.R Davids,

Gait analysis: normal and pathological function. Journal of Pediatric Orthopaedics: November-December 1992. Volume 12 .6 : 815

40- J.R Gage , DeLuca. P. A, et Renshaw.T. S,

Gait analysis: *principle* and applications with emphasis on its use in cerebral palsy Instructional Course Lectures, 1996, Vol. 45, pp. 491-507,

41- J.R.Gage ,

Gait analysis in *cerebral* palsy Clinics in developmental medicine. Oxford, Blackwell: xv, 1991, 206,

42- J.R.Gage ,

Analyse Hicks R. Gait en prothèses. *J Gerontol* 1985; 39: 662-666.

43- K. Heberer et al,

Gait Posture. Hip kinetics during gait are clinically meaningful outcomes in young boys with Duchenne muscular dystrophy. July 2016. Volume 48 : 159-164

44- L .Benssoussan , Mesure .S, Viton. J.M, Curvale .G, Delarque A,

Asymétries chronométriques, cinétiques et cinématiques de l'initiation de la marche chez un sujet hémiplégique, Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, 2004;47: 611-620

45- M .Saleh,

Optimisation de l'alignement et de la démarche chez les amputés des membres inférieurs. Dans: Murdoch, G, Donovan RG, éd. Chirurgie d'amputation et prothèses des membres inférieurs. Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1988: 357-366

46- M.K.Holden , Gill, K. M., Magliozzi, M. R., Nathan, J. et PiehlBaker, L,

Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. Physical Therapy, 1984, vol. 64, no. 1

47- M.T.Provencher et W.A. Abdu ,

Historical perspective : Giovanni Alfonso Borelli : « Father of spinal biomechanics ». Spine, 2000, vol. 25,no. 1, page 131,.

48- M. Whittle ,

Gait analysis: an introduction, Butterworth-Heinemann, Oxford, 2002, p. 220

49- N.Fusco ,

Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Rennes 2, 2008

50- O.Beauchet , E.Freiberger , C.Annweiler , R. Kressig , F. R. Herrmann et G.Allal,

Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2011, 8:37

51- P .Thoumie , Regnaud J.P, Combeaud .M, Daniel .O, Bussel. B,

Évaluation instrumentale de la marche chez le sujet hémiparétique, La Lettre du Neurologue, 2002;6: 169-171

52- P.A.DeLuca , Davis, R. B., 3rd, Ounpuu, S., Rose, S. et Sirkin, R,

Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three-dimensional gait analysis Journal of Pediatric Orthopedics, Vol. 17, n°5, pp. 608-614, 1997

53- P.Allard , Cappozzo, A., Lundberg, A. et Vaughan, C. L,

Three-dimensional Analysis of Human Locomotion International Society of Biomechanics Series, John Wiley & Sons Ltd1997,

54- P.M.Mills , Barrett. R. S,

« Swing phase mechanics of healthy young and elderly men », Human movement science,

2001, n° 20, p. 427-446.

55- P.Y. Lin, Yang Y.R, Cheng. S.J, Wang. R.Y,

The Relation Between Ankle Impairments and Gait Velocity and Symmetry in People With Stroke, Archives of Physical Medical and Rehabilitation, 2006;87: 562-568

56- R.B. Davis III , Ounpuu .S, Tyburski. D, Gage J.R,

A gait analysis data collection and reduction technique, Human Movement Science, 1991;10: 575-587

57- R.B.Davis,

Reflections on clinical gait analysis. J Electromyogr Kinesiol 1997;7:251-7

58- R.F.M. Kleissen,

Facteurs dans l'application clinique de l'analyse de la marche. J Rehabil Sci 1990; 3: 106-109.

59- R. F Kleissen, Buurke, J. H., Harlaar, J. et Zilvold, G.

Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical

Application. Gait & Posture, Vol. 8, n°2, pp. 143-158, 1998

60- R.M.Kay, Dennis, S., Rethlefsen, S., Reynolds, R. A., Skaggs, D. L. et Tolo, V. T,

The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision making Clinical Orthopaedics and Related Research, 2000a, n°372, pp. 217-222,

61- R.M.Kay, Dennis, S., Rethlefsen, S., Skaggs, D. L. et Tolo, V. T,

Impact of postoperative gait analysis on orthopaedic care Clinical Orthopaedics and Related Research, 2000b, n°374, pp. 259-264,

62- R.N.Kirkwood et al,

Step length appears to be a strong discriminant gait parameter for elderly females highly concerned about falls: a cross-sectional observational study. Physiotherapy. 2011 Jun; 97(2):126-31.

63- Revue médicale Suisse, 2015,

Revue Médicale Suisse - www.revmed.ch - 14 octobre 2015 ; 11 : 1916-20

64– S. Lobet , Hermans , Ch. Detrembleu,

l'analyse quantifiée de la marche: principes et applications cliniques. 2016 p208

65– S. R.Simon ,

Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems Journal of Biomechanics, 2004, Vol. 37, pp. 1869–1880,

66– S.Armand et C.Beyaert,

Apport clinique de l'analyse du mouvement : évidences et Perspectives. 2016, 93 : 1–3. 2118–5735

67– S.Armand,

Analyse **Quantifiée** de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade.These doctorat en sciences et techniques des activités physiques et sportives. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis 2005. 05–07 : 16

68– S.J .Olney, Griffin M.P, Monga T.N, McBride I.D,

Work and Power in Gait of Stroke Patients, Archives of Physical Medical and Rehabilitation, 1991;72: 309–314

69– S.Spaulding , Livingston.L. A, et Hartsell.H. D,

The influence of external orthotic support on the adaptive gait characteristics of individuals with chronically unstable ankles Gait & Posture, 2003, Vol. 17, n°2, pp. 152–158,

70– S.Winiarski , J.Pietraszewska, B.Pietraszewski,

Three-Dimensional Human Gait Pattern: Reference Data for Young, Active Women Walking with Low, Preferred, and High Speeds.Poland 2018 :2–8

71– T.S. Kuan , Tsou.J.Y, Su .F.C,

Hemiplegic Gait of Stroke Patients: The Effect of Using a Cane, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 1999;80: 777–84

72– V.Boxtel , Geraats LH, Van den Berg–Lenssen MM, Brunia CH,

Detection of EMG onset in ERP research. Psychophysiology 1993;30(4):405–12.

73- V.Brun et al ,

Evaluation clinique de la marche de l'hémiplégique vasculaire : proposition d'une modification de la Functional Ambulation Classification, Janvier 2000, 43 :14-20

74- V.Fraix,

Orientation diagnostique devant un trouble de la marche et de l'équilibre. Corpus Médical – Faculté de Médecine de Grenoble, 2005, 340 :01

75- V.Inman , Ralston.H, Todd.F. et Lieberman.J,

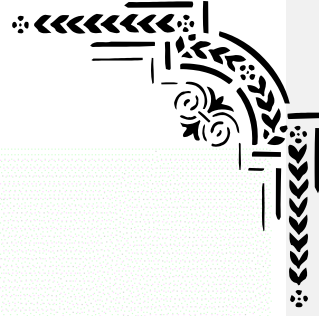
Human walking. Williams & Wilkins Baltimore. (1981).

76- W.Dhahbi , A. Zouita, F.Z. Ben Salah, A. Chaouachi, K. Chamari, L. Chèze,

Reference database of the gait cycle for young healthy Tunisian adults. Tunisia. 2013 :2-4

77- W.E.Carlson, Vaughan.C. L, Damiano. D, L. et Abel.M. F,

Orthotic management of gait in spastic diplegia American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 1997 Vol. 76, n°3, pp. 219-225,



قسم الطبيب

أقسم بالله العظيم
أن أراقب الله في مهنتي
وأن أصون حياة الإنسان في كافة أطوارها في كل الظروف والأحوال
بأذ لا وسعبي في إنقاذها من الهلاك والمرض والألم والقلق .
وأن أحفظ للناس كرامتهم ، وأستر عورتهم ، وأكتم سرهم .
وأن أكون على الدوام من وسائل رحمة الله مسخراً لكل
رعايتي الطبية للقريب والبعيد ، والصالح والطالح والصديق
والعدو .

وأن أثار على طلب العلم المسخر لنفع الإنسان . . . لا لأذاه
وأن أوقر من علمي ، وأعلم من يصغرنى ، وأكون أخاً لكل زميل في
المهنة الطبية متعاونين على البر والتقوى .

وأن تكون حياتي
مصادقاً ليماني
في سري وعلائتي ،
نقية مما يشينها
تجاه الله ورسوله والمؤمنين ،
والله على ما أقول شهيد .





كلية الطب
والصيدلة - مراكش
FACULTÉ DE MÉDECINE
ET DE PHARMACIE - MARRAKECH

سيرة رقم: 035

سنة: 2020

دور مختبر تحليل المشي والحركة في أمراض الجهاز الحركي: دراسة بيليوغرافية من خلال حالات سريرية

الأطروحة

قدمت ونوقشت علانية يوم 2020/02/17

من طرف

السيدة: فاطمة كيدوني

المزودة فيني ملال بتاريخ 20 / 04 / 1994

لنيل شهادة الدكتوراه في الطب

الكلمات الأساسية

تحليل، مشي، حركيمجرد، حركي، مختبر

اللجنة

الرئيس

ر. نعمان

السيد

أستاذ في أمراض الروماتيزم

المشرف

ح. سعدي

السيد

أستاذ في جراحة العظام والمفاصل

القضاة

م.أ. بنهيمه

السيد

أستاذ مبرز في جراحة العظام والمفاصل

م.د. العمراني

السيد

أستاذ مبرز في التشريح