



جامعة أبو بكر بلقايد
تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : **MEDJADJI Malek**

L'exosquelette des membres inférieurs pour les personnes paraplégiques

Présenté le 29 juin 2022 devant le Jury

M.	DJEBBARI Abdelghani	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	MESSADI Mohammed	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Examineur
Mme	FEROUI Amel	MCA	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	TALEB Mahir	Doctorant	Université de Tlemcen	Co-Encadrant

Année universitaire 2021-2022

Remerciement

Le temps que j'ai passé à travailler sur cette thèse a été à la fois intéressant et agréable, mais aussi dur et plein d'obstacles. Et le jour J est enfin arrivé grâce à Allah dieu tout puissant est avec l'aide de Monsieur Taleb Mahir qui m'a donné la chance de travailler avec lui. Je tiens à remercier Madame Feroui Amel pour ses conseils et son soutien pendant la période que j'ai consacrée à ma thèse, merci également à mon père pour son aide à la réalisation mécanique, merci également à l'équipe technique de Monsieur Taleb pour tout leur effort et aide. Enfin mes remerciements aux membres du jury qui nous consacrent leur temps et qui donnent de l'importance à nos travaux et recherches.

Dédicace

Je dédie ce modeste travail : A l'être le plus cher de ma vie, ma mère. Quoi que je fasse ou que je dise, je ne saurais point te remercier comme il se doit. Ton affection me couvre, ta bienveillance me guide et ta présence à mes côtés a toujours été ma source de force pour affronter les différents obstacles. A mon très cher père, Tu as toujours été à mes côtés pour me soutenir et m'encourager. Que ce travail traduise ma gratitude et mon affection.

A Mes chers Sœurs et frère et Ceux qui ont partagé avec moi tous les moments d'émotion lors de la réalisation de ce travail. Ils m'ont chaleureusement supporté et encouragé tout au long de mon parcours. A ma famille, mes proches et à ceux qui me donnent de l'amour et de la vivacité.

A tous mes amis qui m'ont toujours encouragé, et à qui je souhaite plus de succès. et surtout mon cher grand-père, qui a eu un accident vasculaire cérébral qui lui a fait perdre la capacité de marcher ma plus grande incitation à faire ce projet.

Résumé

La paraplégie est la paralysie plus ou moins complète des deux membres inférieurs et de la partie basse du tronc, portant sur tout le territoire situé plus bas que la lésion de la moelle épinière qui la provoque ; causée par un accident ou une maladie comme une tumeur.

Permettre aux paraplégiques de marcher à nouveau est un incroyable exploit. Les progrès technologiques menés dans le cadre de la restauration des fonctions motrices déficientes ont été très importants durant ces dernières années.

Différents types d'orthèses de marche mécanique ont été développées pour augmenter la mobilité de cette catégorie, telles que des orthèses passives pour les hanches, genoux, chevilles ou pieds. Dans ce travail on a choisi d'étudier les orthèses motorisées de marche ou les exosquelettes.

Il existe plusieurs types selon l'usage, le contrôle et surtout la détection de l'information, il y a ce qui est basé sur l'activité musculaire et l'activité cérébrale " EMG, EEG", il y a aussi ce qui détecte la phase actuelle de la démarche du porteur, par gyroscope.

Dans notre travail, nous avons étudié le cycle de marche et réaliser cette succession de mouvements on utilisant des actionneurs passifs et actifs, des mécanismes articulations et un système de contrôle électronique programmable. Après une modélisation, la simulation du circuit électronique a été établie par les logiciels: SOLIDWORKS, TINKECAD.

Mots clefs: paraplégie, exosquelette, biomécanique, réhabilitation.

Abstract

Paraplegia is the more or less complete paralysis of the two lower limbs and the lower part of the trunk, covering the entire territory located lower than the spinal cord injury that causes it; caused by an accident or disease such as a tumor.

Allowing paraplegics to walk again is an incredible feat. Technological progress in the restoration of impaired motor functions has been very important in recent years.

Different types of mechanical walking orthotics have been developed to increase mobility in this category, such as passive orthotics for hips, knees, ankles or feet. In this work we have chosen to study motorized walking orthotics or exoskeletons.

There are several types depending on the use, control and especially the detection of information, there is what is based on muscle activity and brain activity "EMG, EEG", there is also what detects the current phase of the wearer's gait, by gyroscope.

In our work, we studied the running cycle and realized this sequence of movements using passive and active actuators, articulating mechanisms and a programmable electronic control system. After modeling, the simulation of the electronic circuit was established by the software: SOLIDWORKS, TINKECAD.

Keywords: paraplegia, exoskeleton, biomechanics, rehabilitation.

ملخص

الشلل النصفي هو الشلل الكامل إلى حد ما في الطرفين السفليين والجزء السفلي من الجذع ، ويغطي المنطقة بأكملها أقل من إصابة الحبل الشوكي التي تسببها ؛ الناجمة عن حادث أو مرض مثل الورم. إن السماح للمصابين بالشلل النصفي بالمشي مرة أخرى هو إنجاز لا يصدق. كان التقدم التكنولوجي في استعادة الوظائف الحركية الضعيفة كبيرا جدا في السنوات الأخيرة. تم تطوير أنواع مختلفة من تقويم العظام الميكانيكي للمشي لزيادة الحركة في هذه الفئة، مثل تقويم العظام للوركين أو الركبتين أو الكاحلين أو القدمين. في هذا العمل، اخترنا دراسة تقويم العظام أو الهياكل الخارجية للمشي بمحرك. هناك عدة أنواع اعتمادا على الاستخدام والتحكم وخاصة الكشف عن المعلومات ، هناك ما يعتمد على نشاط العضلات ونشاط الدماغ " EEG ،EMG "، هناك أيضا ما يكتشف المرحلة الحالية من مشية مرتديها ، عن طريق الجيروسكوب . في عملنا، درسنا دورة المشي و صممنا هذا التعاقب من الحركات باستخدام المحركات السلبية والنشطة وآليات المفاصل ونظام التحكم الإلكتروني القابل للبرمجة. بعد النمذجة ، تم إنشاء محاكاة الدائرة الإلكترونية بواسطة البرمجيات SOLIDWORKS ، TINKECAD .

الكلمات المفتاحية: الشلل النصفي، الهيكل الخارجي، الميكانيكا الحيوية، إعادة التأهيل

Table des matières

Table des figures

Liste des tableaux

Introduction générale 1

Chapitre I : Contexte Médical

Introduction	5
I. Notions anatomiques.....	5
I.1. système nerveux	5
I.1.1. Système nerveux central (SNC).....	5
I.1.2. Système nerveux périphérique (SNP).....	6
I.2. La moelle épinière	6
I.3. Influx nerveux	7
I.4. Muscle squelettique.....	8
I.5. Muscles du membre inférieur	9
II. Principales articulations de la jambe et leurs mouvements	9
II.1. <i>Articulation de la hanche</i>	11
II.2. <i>Articulation du genou</i>	12
II.3. <i>Articulation de la cheville</i>	13
III. Définition des blessures médullaires.....	13
III.1. Troubles associés aux lésions médullaires	14
III.2. Classification des lésions selon l'ASIA (American Spinal Injury Association, 1994)	15
IV. Description du cycle de marche	15
IV.1. Cycle De Marche Pour Un Sujet Sain.....	16
IV.2. Cycle de marche pathologique : exemples de l'hémiplégie et de la diplégie	17
Conclusion.....	18

Chapitre II : Etat de l'art

Introduction	19
I. Définition d'un exosquelette.....	19
II. . Etat de l' Art	20
II.1. Dans le domaine médical.....	22
II.1.1. . La rééducation	22
II.1.2..Les exosquelettes pour personnes à mobilité réduite « d'assistance ».....	23
II.2.Les exosquelettes de jambes dans les domaines industriel et militaire.....	28
III. Conclusion.....	31

Chapitre III : Modélisation et Conception d'Exosquelette

Introduction	33
I. Paramètres de marche et type d'articulations.....	33
II. Analyse cinématique de la marche normale.....	34
III. Analyse dynamique de la marche normale.....	37
IV. Formalismes de la modélisation des robots.....	39
IV.1 Modélisation géométrique	39
IV.2 Modélisation cinématique.....	40
IV.3 Modélisation dynamique	40
V. Matériels.....	42
V.1. Logiciel SOLIDWORKS	42
VI. Modélisation 3D de l'exosquelette proposé	43
VI.1.Le squelette.....	43
VI.1.1Modélisation des articulations de la jambe	44
.Hanche « Coxo-fémorale ».....	44
Genou « Fémoro-tibiale ».....	45
Cheville « Métatarso phalangienne »	46
VI.1.2.Conception des pièces de l'exosquelette	48
VI.1.3.Assemblage des pièces et animation	51
VI.1.4.Les contraintes « Mates ».....	51
VI.1.5.Animation.....	51
VII. Conception mécanique de l'exosquelette.....	52

VII.1.Réalisation d'harnais.....	52
VII.2.Réalisation d'orthèse de genou et support de chaussures.....	53
VIII. Les Actionneurs.....	53
VII.1.Les vérins.....	54
VII.1.1.Les vérins pneumatiques.....	55
VII.1.2.Les vérins hydrauliques.....	55
VII.1.3.Les vérins électriques.....	55
VII.1.4.Les Vérins magnétiques.....	56
IX. Programmation du prototype.....	58
X. Simulation du circuit.....	60
XI. Le prototype final.....	63
Conclusion.....	65
Conclusion générale.....	66
Références.....	67

Liste des figures

Chapitre I : Contexte Médical

Figure I.1 : Système nerveux	6
Figure I.2 : Moelle épinière et nerfs spinaux	7
Figure I.3 : Connexions entre système nerveux principal et « muscle, peau » par système nerveux périphérique	8
Figure I.4 : Muscle squelettique	8
Figure I.5 : Muscles du membre inférieur	9
Figure I.6 : Présentation de la Hanche, genou et cheville	10
Figure I.7 : Les axes et plans de référence (Williams, 1986).....	10
Figure I.8 : Les mouvements de la hanche (Calais-Germain, 1986).....	11
Figure I.9 : Les mouvements du genou (Calais-Germain, 1986).....	12
Figure I.10 : Les mouvements de la cheville (Calais-Germain, 1986).....	13
Figure I.11 : Cycle de marche pour un sujet sain.....	16
Figure I.12 : Les différents types de la pathologie.....	17

Chapitre II : Etat de l'art

Figure II.1 :Présentation des exosquelettes	20
Figure II.2 : (1)Yagn's running aid, (2) General Electric's Hardiman.....	20
Figure II.3 : (a) Lokomat (b) Lopes (c) ReoAmbulator.....	23
Figure II.4 : Exosquelettes Mobiles pour enfant.....	24
Figure II.5 : (a) Le ReWalk™, (b)le Indego®et (c) le Mina	26
Figure II.6 : (a) Le HAL®, (b) le Rex® et (c) le Ekso™	27
Figure II.7 : (a) Le Keeogo™, (b) le ARKE™ et (c) le Wandercraft.....	27
Figure II.8 : Exosquelettes Adultes	28
Figure II.9 : (a) BLEEX - (b) Sarcos Exoskeleton - (c) MIT Exoskeleton	29

Chapitre III : Modélisation et Conception d'Exosquelette

Figure III.1 : Paramètres de Marche.....	34
Figure III.2 : Les différentes phases de marche.....	35
Figure III.3 : Paramètres cinématiques de la marche normale.....	37
Figure III.4 : Les Forces internes et externes agissant sur le corps pendant la marche.....	38
Figure III.5 : Schéma démonstratif de la plateforme de mesure des forces	39
Figure III.6 : Les différentes fenêtres de logiciels SOLIDWORKS	43
Figure III.7 : Modélisation 3D du squelette avec le logiciel SOLIDWORKS.....	44
Figure III.8 : La Hanche.....	45
Figure III.9 : Conception de la partie harnais pelvien	45
Figure III.10 : Le genou « Fémoro-tibiale ».....	46

Figure III.11 : Conception 3D du genou.....	46
Figure III. 12 : La Cheville.....	47
Figure III.13 : Conception 3D de la cheville	47
Figure III.14 : Les différentes articulations de la jambe	48
Figure III.15 : L’assemblage du model d’exosquelette avec le support mobile.....	48
Figure III.16 : Exemple de la conception de la pièce « tige » du 2D au 3D.....	49
Figure III.17 : Modélisation des pièces de l’exosquelette.....	50
Figure III.18 : Types de contraintes.....	51
Figure III.19 : Assemblage des pièces et animation	52
Figure III.20 : Réalisation d’harnais.....	53
Figure III. 21 : (a) assemblage d’orthèse de genou médicale et la barre d'extension, (b) les gaines et les ceintures	53
Figure III.22 : Illustration sur les composants d’un vérin	54
Figure III.23 : Schéma illustre le fonctionnement des vérins.....	55
Figure III.24 : Différents types de vérins.....	56
Figure III.25 : Moteur à courant continu avec réducteur pour l’articulation genou	57
Figure III.26 : Vérin électrique pour articulation hanche.....	57
Figure III.27 : La batterie utilisée.....	58
Figure III.28 : (a) Arduino Mega, (b) shield moteurs L293D	59
Figure III.29 : Module à 4 relais 5 V	60
Figure III.30 : La commande manuelle joystick.....	60
Figure III.31 : Le circuit simulé sur TINKERCAD	61
Figure III.32 : L’interface du site TINKERCAD.....	62
Figure III.33 : Fenêtre de programmation du circuit.....	62
Figure III.34 : Harnais de sécurité	63
Figure III.35 : La commande des moteurs avec l’Arduino.....	64
Figure III.36 :Le prototype final de plusieurs profils.	65

Liste des tableaux

Chapitre I : Contexte Médical

Tableau I.1 : Les principales articulations de la jambe	9
Tableau I.2 : Classification des lésions selon l’ASIA	15

Chapitre III : Modélisation et Conception d’Exosquelette

Tableau 1 : Paramètres de Marche	34
Tableau 2 : Les degrés de liberté de chaque type d'articulation.....	36

Introduction générale

Selon des statistiques faites en 2021, l'Organisation Mondiale de la Santé annonce que le monde compte actuellement plus d'un milliard de personnes en situation de handicap touchées par une forme de déficience visuelle, auditive, intellectuelle ou trouble de motricité ; 75 millions de personnes auraient besoin d'un **fauteuil roulant** au quotidien soit **1%** de la population mondiale[1].

Particulièrement en Algérie, la ministre de la Solidarité nationale, de la Famille et de la Condition de la Femme déclare que L'Algérie compte environ 2 millions de personnes en situation de handicap, selon l'Office National des Statistiques. La même source précise que le handicap moteur est le plus important (44% des personnes en situation de handicap), suivi par le handicap lié à la compréhension et la communication (32%) et le handicap visuel (24%). ", Mais la réalité dépasse largement ce chiffre [2].

L'analyse des causes des handicaps en Algérie révèle que 28,5% des cas sont des atteintes congénitales ou héréditaires, 16,7% des séquelles des accidents ou de blessures, 14,2% des maladies infectieuses, 12,5% des effets de vieillesse, 7,9% des violences psychologiques ou physiques et 2% des traumatismes d'accouchement[2].

La récupération de la marche est nécessaire car ils sont obligés d'utiliser, dans leur vie quotidienne des moyens auxiliaires tels qu'une chaise roulante ou des cannes anglaises pour leurs besoins quotidiens.

En parallèle, il existe des différentes méthodes de rééducation à la marche existent en réhabilitation pour augmenter la mobilité de cette catégorie, telles que les exosquelettes.

Comparativement aux véhicules à roues, les appareils d'assistance exo squelettique présentent plusieurs avantages, comme le fait de permettre à l'utilisateur de traverser un terrain irrégulier. Les individus employés dans des activités récréatives, professionnelles et militaires spécifiques portent souvent de lourdes charges en utilisant une variété de systèmes de sac à dos. Les randonneurs récréatifs et les routards transportent souvent des articles de subsistance et de confort, même Les pompiers et d'autres membres du personnel d'urgence transportent par exemple des bouteilles d'oxygène pour respirer et d'autres. De plus, les fantassins

transportent souvent des charges extrêmement lourdes et parcourent de longues distances à pied sur des terrains accidentés.

Un exosquelette de jambe pourrait bénéficier aux personnes qui s'engagent dans le transport de charge en augmentant la capacité portante, la vitesse et l'endurance, en réduisant la probabilité de blessure, en améliorant l'efficacité et en réduisant le niveau de difficulté perçu. Des exosquelettes ont été développés pour amplifier la force du porteur, appliquer des couples d'assistance aux articulations du porteur et supporter une charge utile pour le porteur. Plusieurs approches de conception exo squelettique ont utilisé des actionneurs hydrauliques, pneumatiques, électriques ou même magnétiques pour alimenter les articulations de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal.

Problématique

Face à cette situation de dépendance, les chercheurs ont travaillé des décennies pour trouver en fin la solution. Ils ont inventé l'exosquelette pour libérer les paraplégiques de la dépendance dans la plupart des tâches.

Nous allons fixer notre étude sur les exosquelettes motorisés de jambes, en particulier ceux qui apportent une assistance sur l'ensemble des jambes. Ce sont donc des robots qui se déplacent dans leur environnement. Les principales difficultés de mise en œuvre de ce type de robots sont leur poids, la prise en compte de l'utilisateur et l'intégration du circuit énergétique (s'il s'agit de moteurs électriques, il faut prévoir de la place pour les batteries, pneumatique, hydraulique ou magnétique).

Tout d'abord, examiner les données biomécaniques de la marche humaine « cycle de la marche », ensuite décrire la conception d'un exosquelette alternatif et plus efficace qui utilise des éléments passifs et actifs. L'actionnement de l'exosquelette se compose d'un actionneur non asservi à la hanche pour ajouter de la puissance aux instances souhaitées tout au long du cycle de marche pour propulser le porteur vers l'avant et réduire les effets de la masse exosquelettique, d'un mécanisme amortisseur variable au genou et la cheville.

Ce mémoire s'organise en 3 chapitres :

Chapitre I : Contexte Médical

Dans le premier chapitre en met en place le contexte de ce travail en présentant, tout d'abord les notions et les terminologies liées à l'anatomie fonctionnelle et les principes de bases pour comprendre le fonctionnement de la motricité. Dans la deuxième section. Les aspects liés à la lésion médullaire, troubles moteurs cadre nécessaire à la compréhension des problématiques inhérentes aux personnes atteintes de paraplégie seront abordés. Une description du cycle de la marche est décrite dans la dernière section du chapitre

Chapitre II : Etat de l'art

Ce chapitre est consacré à la présentation des différentes méthodes de rééducation à la marche existent dans la littérature en réhabilitation pour augmenter la mobilité chez les personnes atteintes de déficiences motrices

Chapitre III : Modélisation et Conception d'Exosquelette

Ce chapitre est le cœur de notre travail. Dans la première section, nous détaillons les paramètres de marche et les types d'articulation. L'analyse cinématique de la marche normale est décrite dans la deuxième section. Le matériel utilisé pour la modélisation 3D de l'exosquelette proposé est présenté dans la troisième section. Finalement, les différentes phases de conception de l'exosquelette est détaillée.

CHAPITRE I : Contexte Médical

Introduction

L'étude biomécanique de la marche nécessite une bonne compréhension des phénomènes à l'origine de la contraction musculaire, les articulations et ces degrés de libertés. Dans ce chapitre ; en met en place le contexte de ce travail. En présentant, dans la première section, les notions et la terminologie liées à l'anatomie fonctionnelle ainsi que les principes de bases pour comprendre le fonctionnement de la motricité. Dans la deuxième section; les aspects liés à la lésion médullaire, troubles moteurs, cadre nécessaire à la compréhension des problématiques inhérentes aux personnes atteintes de paraplégie seront abordés. Une description du cycle de la marche est présentée dans la dernière section du chapitre.

I. Notions anatomiques

Dans cette partie du chapitre, nous décrivons les terminologies indispensables pour comprendre le fonctionnement de la motricité.

I.1. système nerveux

Le système nerveux est un réseau complexe de nerfs et de cellules nerveuses qui font circuler des signaux et des messages provenant du cerveau et de la moelle épinière vers différentes parties du corps. Le système nerveux remplit trois fonctions principales.

- a. *Fonction sensorielle* : par laquelle le système nerveux détecte toute modification de l'environnement se produisant tant à l'intérieur qu'à l'extérieur de l'organisme (toucher, vue, goût, odorat, ouïe).
- b. *Fonction intégrative* : a pour mission de traiter et analyser l'information sensorielle et de déterminer l'action à entreprendre.
- c. *Fonction motrice* : a pour rôle d'envoyer les messages nerveux vers les muscles et les organes, provoquant leur mise en action.

Le système nerveux est constitué du système nerveux central (SNC) et système nerveux périphérique (SNP) (figure.I.1).

I.1.1. Système nerveux central (SNC) : Il comprend l'encéphale et la moelle épinière. L'encéphale contrôle la plupart des fonctions du corps, dont la perception, les mouvements, les sensations, les pensées, la parole et la mémoire. La moelle épinière se rattache à l'encéphale au niveau du tronc cérébral et est protégée par les vertèbres, qui forment la colonne vertébrale. Les nerfs émergent de la moelle épinière pour innerver les deux côtés du corps. La moelle épinière fait circuler les signaux nerveux, leur permettant d'aller et venir entre l'encéphale et les nerfs du reste du corps.

I.1.2. Système nerveux périphérique (SNP) est la partie du système nerveux qui se trouve à l'extérieur du SNC. Il est formé de nerfs et de ganglions qui envoient des signaux au SNC et qui reçoivent des signaux du SNC. Le SNP est composé du système nerveux somatique et du système nerveux autonome. Le système nerveux somatique dirige les mouvements volontaires du corps (ceux que nous contrôlons, comme la marche). Le système nerveux autonome dirige les fonctions involontaires du corps (celles que le corps contrôle de lui-même, comme la respiration et la digestion).

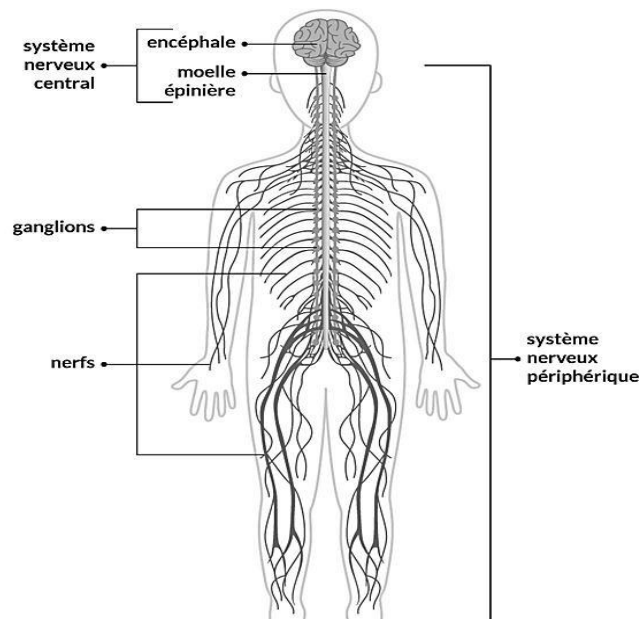


Figure.I.1. Système nerveux

Le système nerveux autonome se subdivise en système nerveux sympathique qui prépare le corps à des situations qui exigent de la force et une perception accrue ou qui éveillent la peur, l'excitation, la colère ou la gêne. C'est ce qu'on appelle la réaction de lutte ou de fuite, aussi augmente la fréquence cardiaque, accélère la respiration tout en la rendant moins profonde, dilate les pupilles et stimule le métabolisme. Contrairement au système nerveux parasympathique qui a un effet apaisant sur le corps, alors qu'il permet à la fréquence cardiaque et à la respiration de revenir à la normale, aux pupilles de rétrécir et au métabolisme de ralentir afin de préserver l'énergie[3].

I.2. La moelle épinière

La moelle épinière, ou moelle spinale (issue du latin medulla) est une structure du système nerveux central (SNC) située au sein de la colonne vertébrale. Elle permet la transmission d'informations « l'influe nerveux » entre le cerveau et le corps « muscle, peau... ». De chaque

côté de la moelle épinière se détachent des ramifications de nerfs rachidiens (ou nerfs spinaux « 31 paires ») qui se répartissent dans l'ensemble du corps. Les nerfs cervicaux (C1 à C8) contrôlent la sensibilité et le mouvement de la région cervicale et des membres supérieurs.

Les nerfs thoraciques (T1 à T12) contrôlent le thorax, l'abdomen et en partie les membres supérieurs. Les cinq nerfs lombaires (L1 à L5) sont liés aux mouvements et à la sensibilité des membres inférieurs. Les nerfs sacrés (S1 à S5) contrôlent une partie des membres inférieurs, la sensibilité de la région génitale et le fonctionnement de la vessie et de l'intestin (figure.I.2).

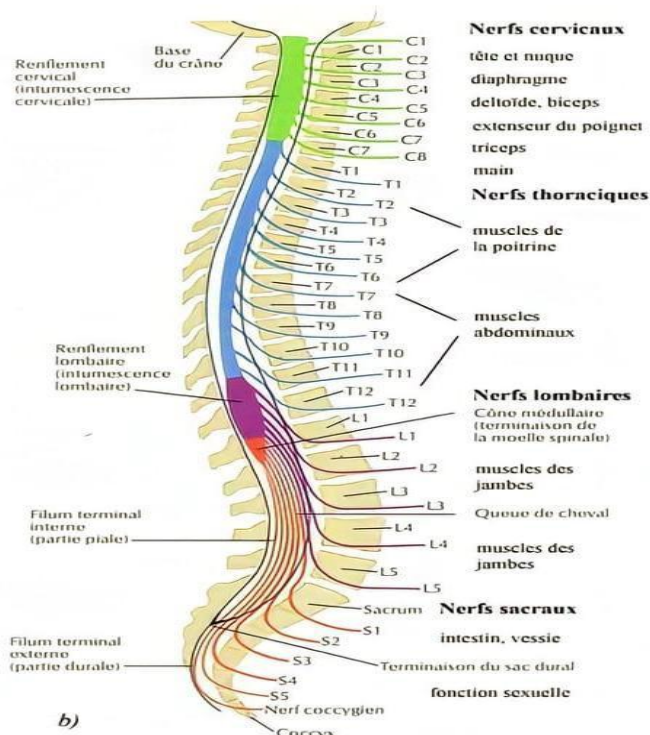


Figure.I.2. moelle épinière et nerfs spinaux [NETTER 2004]

I.3. Influx nerveux

Influx nerveux ou potentiel d'action (PA) est un signal transmis par un neurone. Il s'agit d'une modification instantanée (env. 1 ms) et localisée de la perméabilité de la membrane neuronale permettant brièvement un passage d'ions de potassium et une entrée d'ions de sodium. Par conséquent, le potentiel électrique de la face interne de la membrane devient brusquement positive (+35 mV) par rapport à la face externe, alors que ce potentiel était négatif au repos (-90 mV). Cette variation immédiatement réversible porte le nom de dépolarisation. Sa vitesse de propagation peut atteindre 120 m/s (figure.I.3)

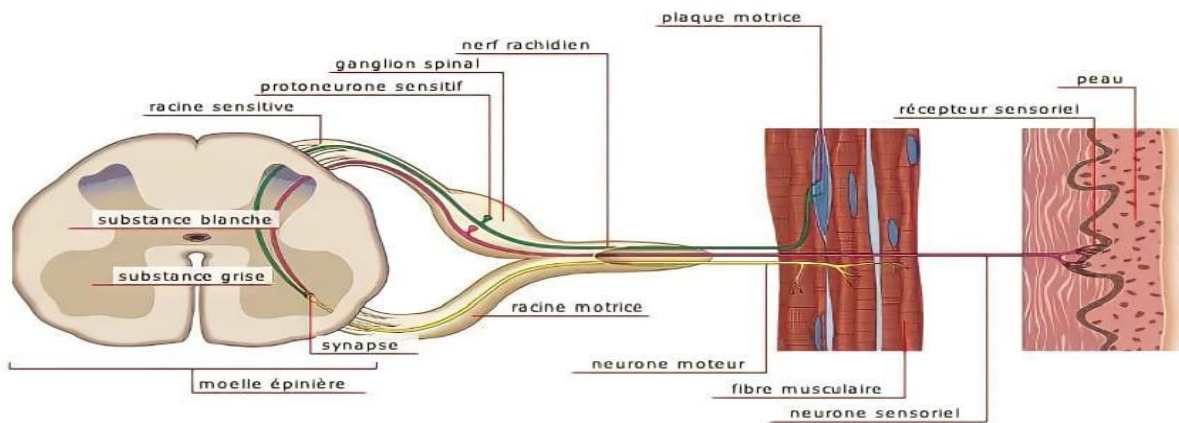


Figure.I.3. connexions entre système nerveux principal et « muscle, peau » par système nerveux périphérique

I.4. Muscle squelettique

Les muscles sont les organes responsables du mouvement et ont comme caractéristique le fait d'être excitables, contractiles et extensibles. Ils ont la capacité de réagir à un stimulus électrique (influx nerveux) en développant une force de contraction entre leurs extrémités.

Dans l'organisme on distingue trois sortes de muscles :

- Les muscles lisses** qui sont les principaux composants des viscères et assurent, en particulier, les contractions de l'intestin, de la vessie, des veines, etc. La contraction des muscles lisses est généralement involontaire, innervée par le système nerveux végétatif, ou autonome.
- Le muscle strié cardiaque**, dont l'activité est involontaire.
- Les muscles striés squelettiques**, ainsi nommé de par leurs fonctions permettant la mise en mouvement du squelette. Ce sont des muscles dont la contraction est essentiellement volontaire et contrôlée par le système somatique [4]

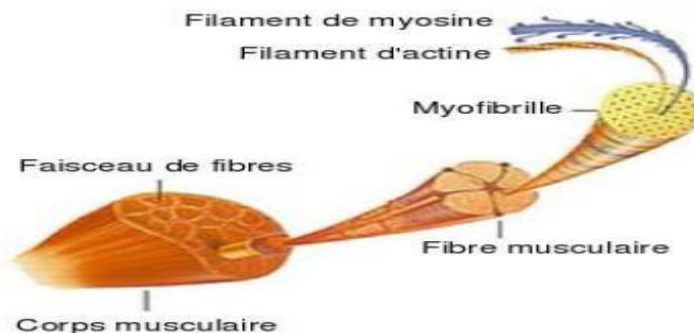


Figure.I.4. Muscle squelettique.

I.5. Muscles du membre inférieur

Les muscles principaux du membre inférieur sont les muscles qui se trouvent proches de la peau pour être contracté par stimulation électrique fonctionnelle en utilisant des électrodes de surface [5] (Figure.I.5).

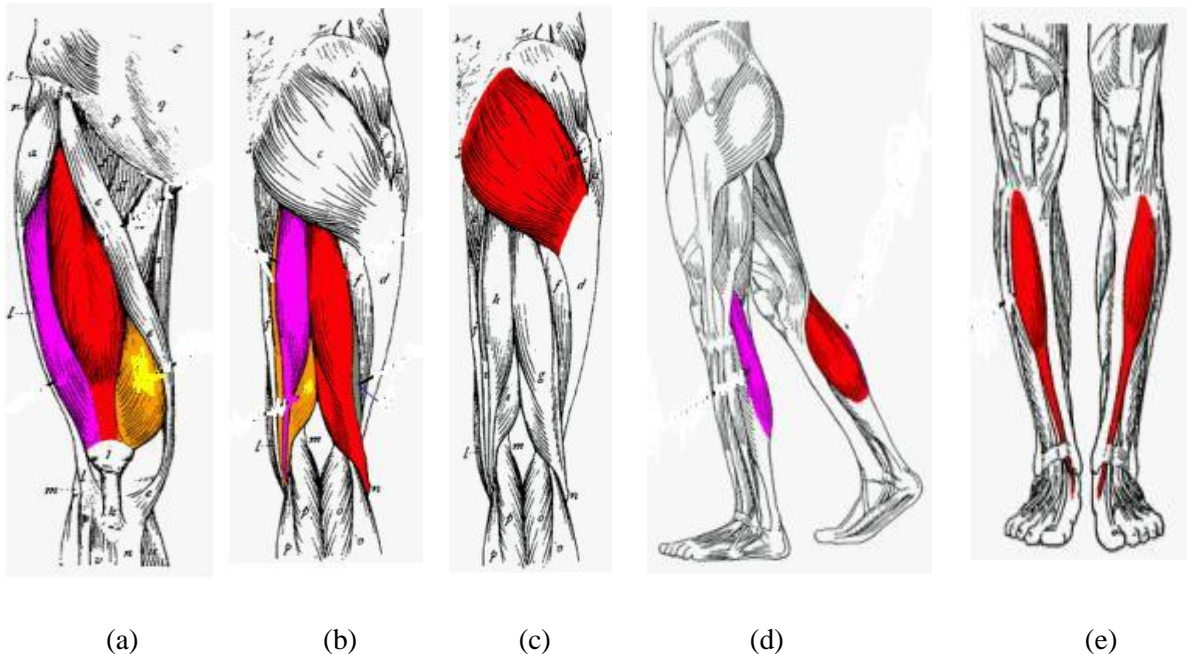


Figure.I.5.Muscles du membre inferieur ;(a) : Quadriceps ; (b) : Ischio-jambier ;(c) : Fessiers ;(d) : Jumeaux ;(e) : Jambiers

II. Principales articulations de la jambe et leurs mouvements

Les principales articulations de la jambe sont présentées dans le tableau 1 (figure.I.6)

Articulation	Os	Type	Mouvement
Coxo-fémorale (hanche)	Os iliaque et fémur	Synoviale; sphéroïde	Multiaxial: flexion, extension, adduction, abduction, rotation
Fémoro-tibiale (genou)	Fémur et tibia	Synoviale; trochléenne	Biaxial: flexion, extension, une certaine rotation
Métatarsophalangienne(cheville)	Métatarsien et phalange prox.	Synoviale; condyalaire	Biaxial: flexion, extension, abduction, adduction

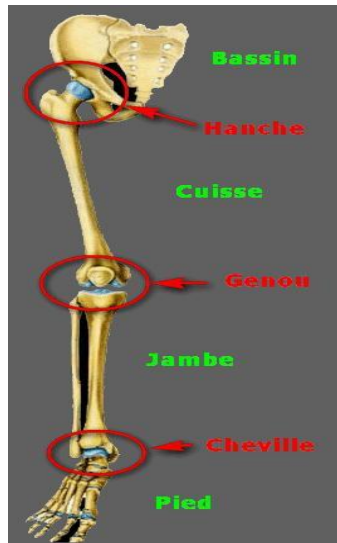


Figure.I.6.présentation de la Hanche, genou et cheville.

En biomécanique, le mouvement est communément décrit dans le référentiel. Ce dernier comprend trois plans et trois axes illustré dans la Figure I.7.

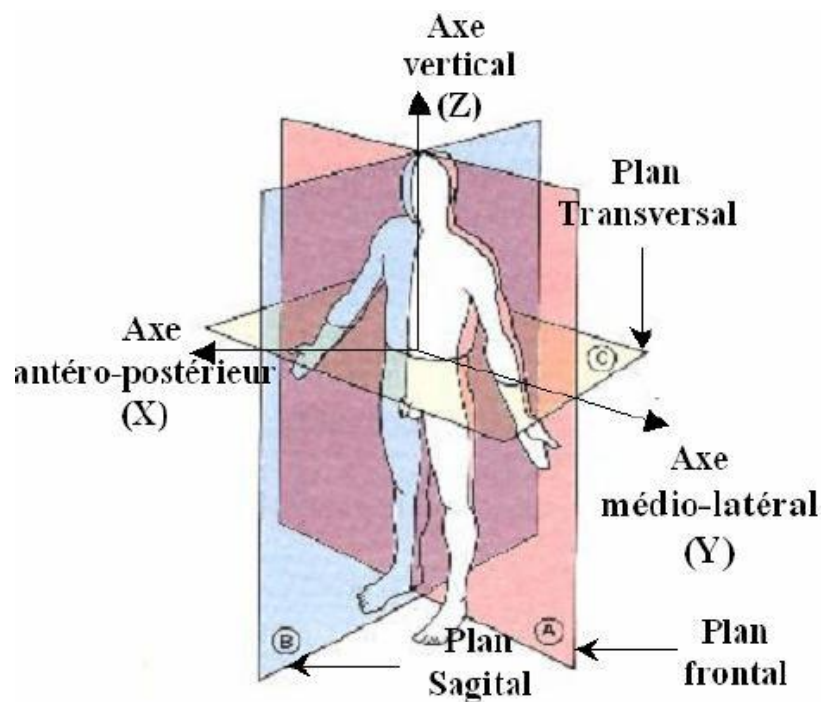


Figure I.7 : les axes et plans de référence (Williams, 1986)

II.1. Articulation de la hanche

Les mouvements de la hanche peuvent se produire dans n'importe quel plan (Figure. I.8) et sont expliqués à partir d'une position verticale. En fait, cette articulation est une arthropathie avec les propriétés mécaniques des rotules et emboîtures. Cette liaison confère au fémur 3 degrés de liberté de rotation par rapport à l'axe de référence (Figure. I.7). Par conséquent, les mouvements de flexion/extension se produisent dans le plan sagittal autour de l'axe médio-latéral. La flexion rapproche la cuisse et l'avant du tronc. A l'inverse, l'extension rapproche les cuisses et la face postérieure du tronc. Le mouvement des cuisses vers l'intérieur s'appelle l'adduction. L'abduction est le mouvement de l'extérieur des cuisses et du tronc ensemble. Les mouvements d'adduction/abduction se produisent autour de l'axe antéro-postérieur du plan coronal. Le mouvement de rotation intérieur/extérieur de l'articulation de la hanche entraîne la rotation de la jambe autour de l'axe vertical du fémur. Ils courent autour de l'axe vertical du plan horizontal. Avec la rotation interne, le pied tourne vers l'intérieur et avec la rotation externe, c'est l'inverse qui est vrai.

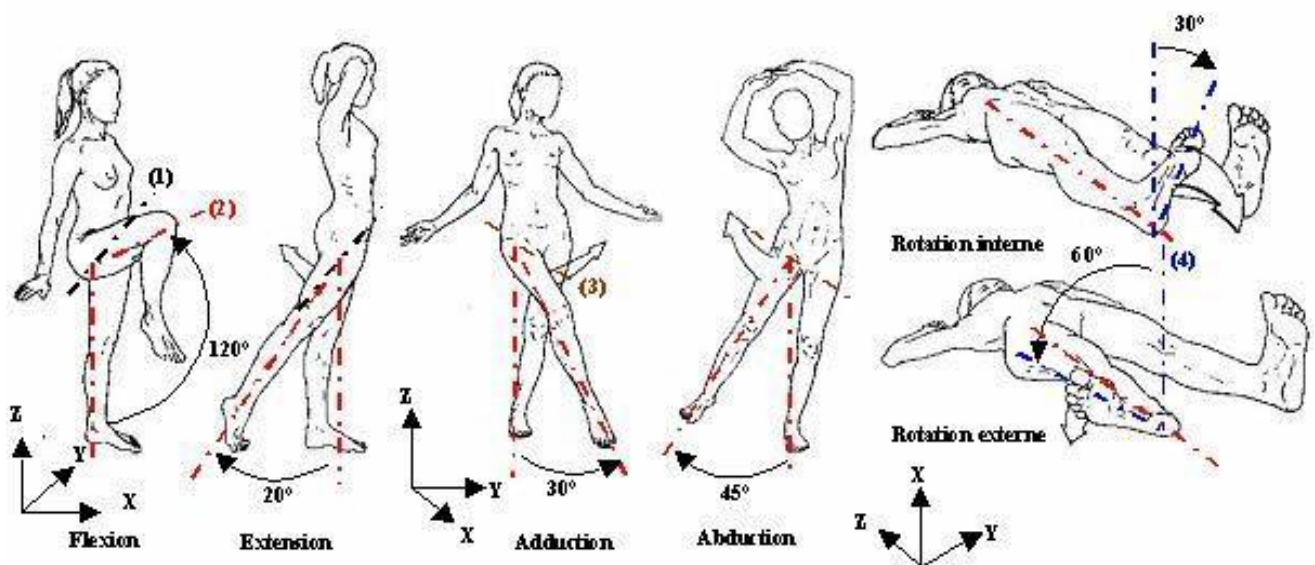


Figure I.8 : Les mouvements de la hanche (Calais-Germain, 1986) ; (1): axe médio-latéral, (2) : axe longitudinal du fémur, (3) : axe antéro-postérieur, (4) : axe longitudinal du pied.

II.2. Articulation du genou

Le mouvement du genou est d'environ 2 axes (Figure. I.9). Les mouvements de flexion/extension du genou s'effectuent dans le plan sagittal selon l'axe du condyle. Le mouvement d'alignement de l'arrière des jambes et de l'arrière des cuisses s'appelle la flexion. L'extension est le mouvement de retour de la flexion à la position de référence. La position de référence est l'axe de la jambe, qui est un prolongement de l'axe de la cuisse. Aucun

mouvement d'extension n'existe à l'exception de l'hyperextension ou du recurvatum. Le genou tourne également dans un plan horizontal le long de l'axe vertical du tibia. La rotation du tibia sous le fémur n'est possible que si le genou est fléchi. C'est parce que les ligaments coaptères sont relâchés. La rotation interne amène les nodules tibiaux médialement ou inversement à la rotation externe. En flexion, il y a rotation interne automatique (environ 6° entre l'axe du condyle et l'axe du plateau tibial) et inversement. Cela se produit principalement en fin d'extension ou en début de flexion. La position de verrouillage du genou est en extension complète (l'axe du condyle et l'axe du plateau tibial sont parallèles).

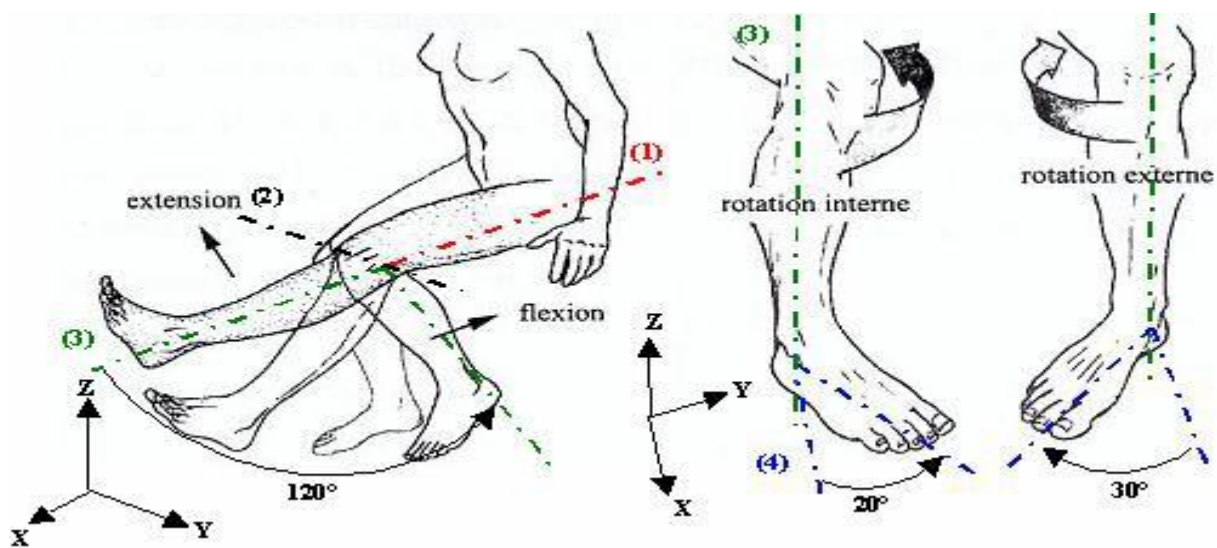


Figure I.9 : Les mouvements du genou (Calais-Germain, 1986) ; (1) : axe longitudinal du fémur, (2) : axe des condyles, (3) : axe longitudinal du tibia, (4) : axe longitudinal du pied.

II.3. Articulation de la cheville

Le seul mouvement possible de la cheville dans le plan sagittal, est d'avant en arrière. Il s'agit de la flexion dorsale et de la sole du talus sur le segment tibial-péroné selon l'axe du talus (Fig. I. 10).

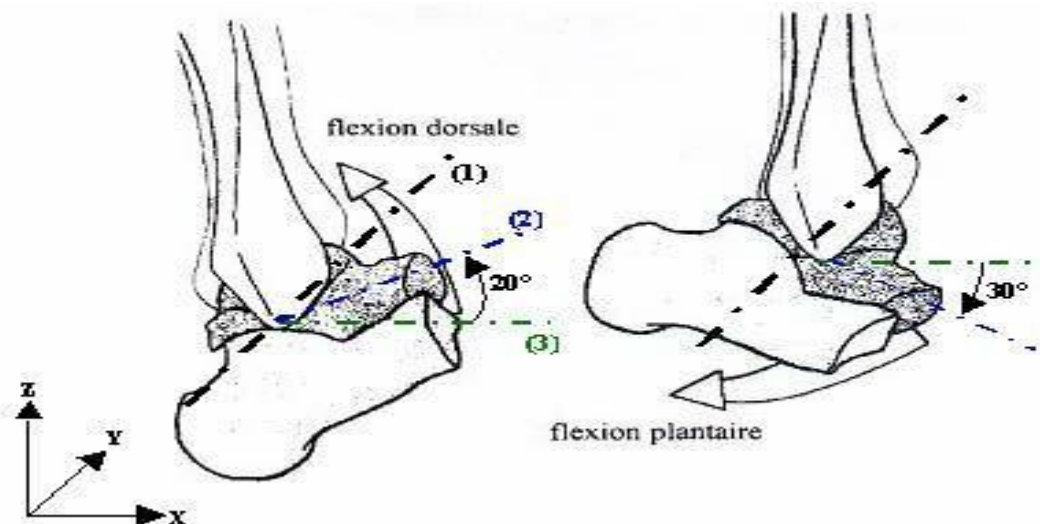


Figure I.10 : Les mouvements de la cheville (Calais-Germain, 1986); (1) : axe des malléoles, (2) : axe longitudinal du pied, (3) : axe antéro-postérieur.

III. Définition des blessures médullaires

Une blessure médullaire survient lorsqu'un accident (comme une chute ou un accident de voiture) ou une maladie (comme une tumeur ou des complications suite à une chirurgie) endommagent la moelle épinière, résultant en une paralysie partielle ou complète[6]. Dépendamment de la gravité de la lésion et de sa situation dans la moelle épinière, le degré de perte de sensibilité et de motricité peut varier[7].

Les déficiences motrices regroupent des atteintes modérées, principalement liées aux rhumatismes et à l'arthrose, mais aussi les paralysies comme l'hémiplégie, la paraplégie et la tétraplégie.

L'hémiplégie est une atteinte motrice unilatérale, souvent d'origine vasculaire, et se caractérise par une paralysie du membre supérieur et du membre inférieur d'un même côté.

La paraplégie est une paralysie des deux membres inférieurs résultant, le plus souvent, d'une atteinte de la moelle épinière

La tétraplégie, plus grave, est la conséquence d'une lésion au niveau des cervicales, paralysant ainsi les quatre membres et pouvant aussi affecter les fonctions respiratoires. La lésion est dite complète lorsqu'aucune fonction, motrice et sensitive, n'est conservée au-dessous de la blessure. Dans le cas d'une lésion incomplète, certaines fonctions sensibles et/ou motrices sont conservées en sous-lésionnel. L'étendue et l'importance de la paralysie dépendent du niveau lésionnel médullaire, c'est-à-dire la hauteur à laquelle survient la blessure dans la colonne vertébrale. La plupart des personnes atteintes de paraplégie ou de tétraplégie se déplacent en fauteuil roulant. Les paraplégiques peuvent être indépendants dans

l'accomplissement de certaines tâches quotidiennes étant donné qu'ils peuvent faire usage de leurs bras et de leurs mains.

Ces lésions peuvent avoir des conséquences directes sur les capacités des patients à se déplacer[8]. La récupération de la marche est nécessaire car ils sont obligés d'utiliser, dans leur vie quotidienne des moyens auxiliaires tels qu'une chaise roulante ou des cannes anglaises[8],[9]. Les positions prolongées induites par l'immobilité de ces personnes peuvent provoquer de l'hypertension, de l'ostéoporose ou encore des escarres limitant les activités quotidiennes et affectant leur épanouissement social[8],[9].

III.1. Troubles associés aux lésions médullaires

Lorsque la moelle épinière est touchée, les troubles occasionnés, en dehors des déficiences de l'appareil locomoteur, sont souvent associés à des troubles sensitifs. On distingue notamment une déficience de la sensibilité superficielle, permettant de véhiculer les informations du toucher et de la douleur. Le patient est incapable de sentir une douleur éventuelle intervenant au niveau de ses membres paralysés et risque des blessures ou des brûlures accidentelles pouvant passer inaperçues. La sensibilité profonde, qui renseigne en permanence sur la situation physique du corps dans l'espace, est aussi atteinte et oblige une personne paraplégique, par exemple, à regarder ses jambes et ses pieds afin de se positionner dans son environnement. La paralysie peut aussi s'accompagner de troubles de la commande des appareils urinaire (incontinence), intestinal (troubles du transit, constipation) et génito-sexuel (troubles de l'érection). En cas de lésion thoracique haute (paraplégie) ou cervicale (tétraplégie), la fonction respiratoire peut être touchée et peut entraîner une fragilité, voire une insuffisance, de la respiration. Les escarres sont des complications fréquentes chez les blessés médullaires. C'est une nécrose de la peau et des tissus due à une mauvaise circulation sanguine. Elles apparaissent suite à une compression prolongée s'exerçant sur une région du membre paralysé et peuvent devenir un danger vital pour le patient si elles ne sont pas traitées à temps.

III.2. Classification des lésions selon l'ASIA (American Spinal Injury Association, 1994)

Le degré d'une lésion définit les fonctions sensitives ou motrices qui seront perdues ou diminuées. Un examen clinique est nécessaire pour évaluer le niveau neurologique de l'atteinte médullaire selon la classification de l'ASIA. Cette classification est largement utilisée dans les tests cliniques avec des personnes paralysées pour décrire le niveau neurologique de leur lésion (Tableau I.2).

Classification	Type de lésion	Description
A	Complète	Paralysie complète en sous-lésionnelle
B	Incomplète	Conservation d'une sensibilité sous-lésionnelle, aucune motricité
C	Incomplète	Motricité partielle sous-lésionnelle non fonctionnelle
D	Incomplète	Motricité fonctionnelle permettant la déambulation
E	Normale	Motricité et sensibilité normales

IV. Description du cycle de marche

Dans cette partie, nous détaillons le cycle de marche afin d'avoir une idée sur l'ensemble des actions, type de mouvement de chaque articulation qui forme un cycle normal d'un sujet sain [10] et pathologique.

IV.1. Cycle De Marche Pour Un Sujet Sain

A. Phase D'appui

(1) **La phase de mise en charge** (0 à 10% du cycle de marche). Elle 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 vers la jambe en phase d'appui, d'absorber les chocs et de conserver la vitesse de marche tout en maintenant l'équilibre.

•(2) **La phase de milieu d'appui** (10 à 30% du cycle de marche). C'est la première moitié de l'appui unipodal. Elle 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.

• (3) **La phase de fin d'appui** (30 à 50% du cycle de marche). C'est la deuxième moitié de l'appui unipodal. Le centre de masse passe en avant de l'appui. La phase se termine au contact du pied opposé avec le sol.

• (4) **La phase pré-oscillante** (50 à 60% du cycle de marche). Cette phase correspond au deuxième appui bipodal. Son rôle est la propulsion du corps vers l'avant avec le transfert de poids vers la jambe en phase d'appui (figure I.11).

B. Phase Oscillante

- (5) **La phase de début d'oscillation** (60 à 73% du cycle de marche). Elle correspond au premier tiers de la phase oscillante. Elle se termine quand le pied passe à côté du pied controlatéral. 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.

- (6) **La phase de milieu d'oscillation** (73 à 86% du cycle de marche). Elle correspond au deuxième tiers de la phase oscillante. Elle se termine quand le tibia est vertical.

- (7) **La phase de fin d'oscillation** (86 à 100% du cycle de marche). Elle correspond au troisième tiers de la phase oscillante. Elle se termine lorsque le pied droit entre à nouveau en contact avec le sol (figure.I.11).

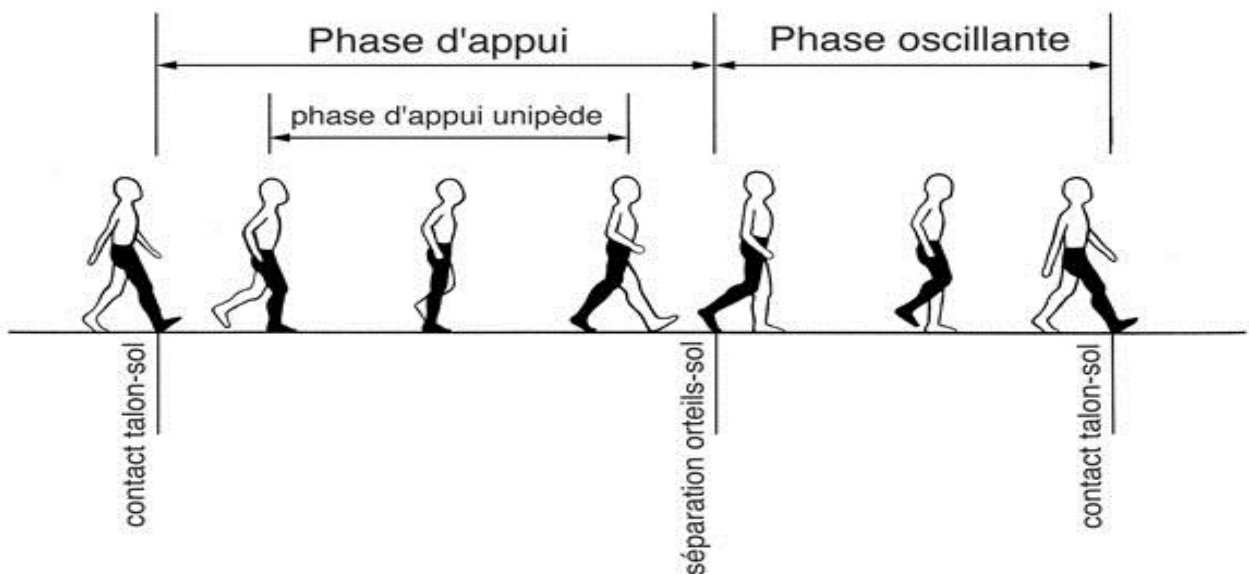


Figure.I.11 .Cycle de marche pour un sujet sain

IV.2. Cycle de marche pathologique : exemples de l'hémiplégie et de la diplégie

On prend la description des deux pathologies, l'hémiplégie et la diplégie :

1. **L'hémiplégie** : est une paralysie complète ou partielle affectant principalement la moitié du corps suite à une lésion des centres moteurs ou bien du faisceau pyramidal, les causes sont diverses : vasculaires, tumorales, infectieuses ou encore traumatiques (figure I.12).

2. **La diplégie** représente la paralysie atteignant de façon identique deux régions symétriques du corps. elle peut être une série de troubles affectant le contrôle du mouvement qui apparaissent au cours de la première année de la vie et qui ne s'aggravent pas, elle se

caractérisé par des anomalies du mouvement et de la posture liées à une lésion cérébrale stable et définitive entraînant des troubles du tonus de l'équilibre et de la force musculaire (figure.I.12).

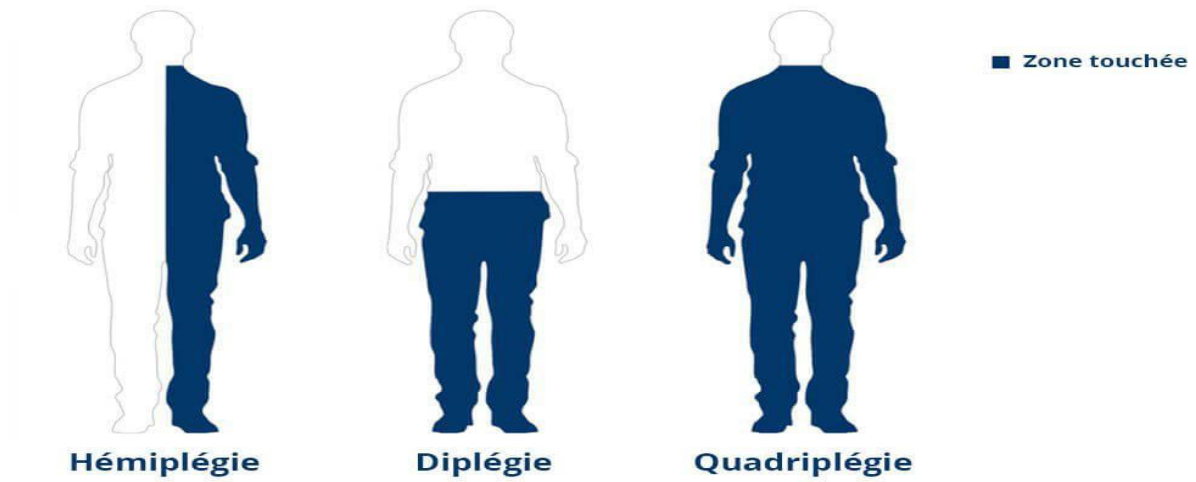


Figure.I.12. les différents types de la pathologie

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons introduit quelques notions neuro-anatomiques relatives à la contraction musculaire et a mis l'accent sur les aspects des lésions médullaires ; notamment sur la paraplégie. Les mouvements articulaires de la hanche, genou et cheville ont été présentés. Finalement, les différentes phases de cycle de marche pour un sujet sain et pathologique ont été abordées.

Chapitre II : Etat de l'art

Introduction

La difficulté du choix d'une aide technique à la mobilité réside dans le fait que chaque cas de handicap est unique et toutes les solutions d'aide à la réhabilitation de la marche ne sont pas forcément adaptées suivant la situation du patient. Les systèmes robotisés actuels possèdent une capacité de perception et d'analyse pour la réalisation d'un ensemble de tâches plus ou moins complexes. Les robots sont, depuis quelques années, de plus en plus intégrés dans le secteur médical. Ils apportent une assistance aux handicapés atteints de déficiences motrices et offrent une nouvelle autonomie aux personnes dépendantes. Différentes méthodes de rééducation à la marche existent en réhabilitation pour augmenter la mobilité, telles que les exosquelettes. Ce chapitre est consacré à la présentation des différentes méthodes de rééducation à la marche existant dans la littérature en réhabilitation pour augmenter la mobilité chez les personnes atteintes de déficiences motrices.

I. Définition d'un exosquelette

Face à cette situation de dépendance les chercheurs ont travaillé des décennies pour trouver en fin la solution. Ils ont inventé l'exosquelette pour libérer les paraplégiques de la dépendance dans la plupart des tâches. Un squelette externe servant à supporter et à protéger un être vivant, donc on s'inspire alors de la nature pour développer des exosquelettes mécaniques (non motorisés) et mécatroniques (motorisés) pour protéger, assister, renforcer l'humain. Les objectifs de telles machines sont : la rééducation, l'amplification ou l'optimisation des performances de l'utilisateur. Il en existe sous de nombreuses formes[11], que ce soit pour les membres supérieurs (Able, CEA-LIST (France)) ou inférieurs (The RoboKnee, Yobotics Inc. (États-Unis) ou HiBSO, EPFL (Suisse)), ou encore pour renforcer le dos (Atlas, Japet (France)). Certains sont partiels, d'autres englobent tout le membre (Figure.II.1.).

Dans ce travail, nous focalisons sur l'étude des exosquelettes motorisés de jambes, en particulier ceux qui apportent une assistance sur l'ensemble des jambes. Ce sont donc des robots qui se déplacent dans leur environnement. Les principales difficultés de mise en œuvre de ce type de robots sont leur poids, la prise en compte de l'utilisateur et l'intégration du circuit énergétique (s'il s'agit de moteurs électriques, il faut prévoir de la place pour les batteries, pneumatique, hydraulique ou magnétique).



Figure.II.1. présentation des exosquelettes

II. Etat de l'Art

Dans cette section, un état de l'art sur les aides techniques dédiées à la restauration de la marche pour les handicapés sera présenté. La recherche dans le domaine du handicap se doit de proposer des systèmes innovants permettant de pallier les déficiences afin d'améliorer la vie au quotidien des personnes handicapées.

Le tout premier concept d'exosquelette présent dans la littérature est celui de YAGN en 1890 [12] (Figure.II.2.(1)). Il avait imaginé un appareil constitué d'arcs et de ressorts qui travaillent en parallèle des jambes de l'utilisateur afin d'augmenter ses performances de course et de saut. Dans les années 60/70, GENERAL ELECTRIC RESEARCH sort le premier prototype d'exosquelette (Human Augmentation Research and Development Investigation) quatre membres capable de décupler la force de l'utilisateur [13] (Figure.II.2.(2)). C'était une machine hydraulique aux dimensions impressionnantes et malgré le manque de résultat sur la partie jambes, Hardiman a permis de mettre en évidence les difficultés de conception et de développement liées à l'énergie utilisée et à l'interaction homme/machine.

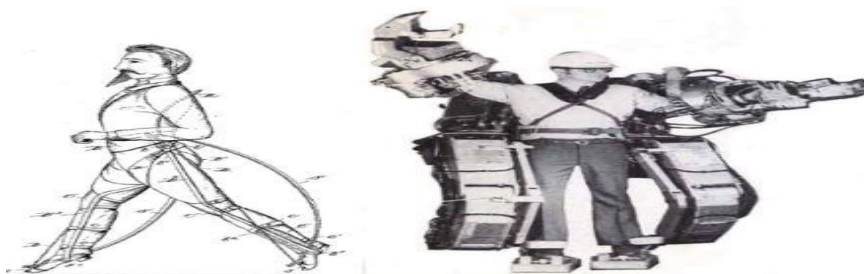


Figure.II.2. (1)Yagn's running aid, (2) General Electric's Hardiman[14]

La définition d'un exosquelette a été faite pour la première fois par Neil J. Mizen et al de l'Université Cornell aux Etats-Unis en 1969 en terme de : « l'exosquelette ou squelette externe » Ce dernier est une structure mécanique externe qui a la forme du corps humain.elle peut accomplir la plupart des tâches désirées, et peut disposer de plusieurs degrés de libertés mais reste moins que l'être humain.[15].

Vers la fin des années 1990, l'entraînement à la marche par assistance robotique a été introduit dans des centres de réadaptation et instituts de recherche afin d'améliorer ou réduire la marche fonctionnelle chez les usagers atteints de troubles neurologiques [12],[16]. Ensuite ,de nouveaux concepts de systèmes robotiques ou d'exosquelettes avec différentes fonctions de réadaptation ont été réalisés [17], [18]. La définition technique d'un exosquelette est un dispositif mécatronique à base fixe ou mobile. Il est composé d'une structure mécanique avec plusieurs degrés de liberté, d'un système d'actionnement (électrique, hydraulique ou pneumatique) à l'aide d'une source d'énergie embarquée ou distante, contrôler des cartes électroniques de puissance et de commande, qu'un individu porte comme vêtement robotisé ou une prothèse externe, pour lui permettre de démultiplier ses capacités physiques ou de réduire son système musculo-squelettique [19]. Dans l'ensemble, les appareils robotiques de réadaptation peuvent être classés sous deux groupes : les robots immobiles et les robots de réadaptation sur le terrain. Parmi les robots immobiles, on retrouve, entre autres, des appareils qui consistent à permettre à l'utilisateur de pratiquer un entraînement à la marche sur un tapis roulant, avec un exosquelette fixé aux jambes et un système de soutien du poids (body weight support) [18]. Ce type d'orthèse motorisée peut seulement être utilisé en centre de réadaptation ou en laboratoire. On trouve aussi qui sont conçus pour permettre aux utilisateurs de marcher sur le sol et d'augmenter leur indépendance lors de la marche [18]. Qu'il y'en a aussi plusieurs types d'appareils robotisés font partie de cette catégorie « les exosquelettes portables» [18]. Ceux-ci améliorent la mobilité des utilisateurs puis qu'ils ne sont pas confinés dans un espace limité pour leurs déplacements [18].

II.1. Dans le domaine médical

II.1.1. La rééducation

La communauté scientifique a commencé à développer des exosquelettes ou des systèmes robotiques pour la rééducation à la marche et le renforcement musculaire [20]. L'un des premiers exosquelettes destinés à la rééducation a été développé par l'équipe de Rabischong en 1983 [21, p. 19]. Il s'agissait de mettre en place deux exosquelettes travaillant en maître-esclave : une personne saine et valide enfila l'exosquelette maître et la personne à rééduquer, l'exosquelette esclave. La commande de l'exosquelette esclave permettait alors de reproduire les mouvements de l'exosquelette maître de manière précise. La difficulté lorsqu'il s'agit de rééducation est la diversité de l'humain tant dans la morphologie que dans la pathologie.

L'un des exosquelettes de rééducation les plus connus est le **Lokomat de Hocoma** (Suisse) 2003[22] (Figure II.3 (a)), Il s'agit d'un tapis de course permettant de rééduquer les personnes à la marche de manière intensive et dont la base est fixe (le poids du système et les batteries ne sont plus des problèmes). Le Lokomat présente un système de contre-poids afin de décharger partiellement le patient de son poids, en plus de sa structure fixe qui reprend les différents poids du système, ce qui permet d'avoir un contrôle des jambes plus efficace. On trouve l'exosquelette **LOPES** (Lower-extremity Powered ExoSkeleton) de l'université de Twente au Pays-Bas 2007 (Figure II.3 (b)), Pour améliorer la rééducation de la marche. Les auteurs cherchent à diminuer le nombre d'attaches de l'utilisateur et à s'adapter davantage aux mouvements de l'utilisateur que le Lokomat, notamment en augmentant le nombre de degrés de liberté. Au Japon, Sankai de l'Université de Tsukuba et son équipe mettent en place un exosquelette complet (bras plus jambes) pour la rééducation, le **HAL** (Hybrid Assistive Leg) de Cyberdyne 2002. Il a pour fonction d'augmenter les couples au niveau des articulations des hanches, des genoux et des chevilles [23]. L'intention de l'utilisateur est détectée via des capteurs EMG placés sur l'utilisateur lui-même [24], ce qui permet alors de déclencher l'assistance d'amplification d'effort. La nouvelle version de HAL présentée sur le site de Cyberdyne, assure bien le transfert de charge au sol contrairement aux anciennes versions (ce qui augmentait la charge sur les jambes de l'utilisateur). **ReoAmbulator** by Motorika 2007 (Figure II.3 (c)). On peut citer l'exosquelette **Autonomyo** (en cours de développement) de EPFL (Suisse) conçu pour assister les personnes atteintes de déficiences musculaires et motrices afin de les rendre plus autonomes [25], [26]. Il s'agit d'assistance à la marche pour des personnes myopathes ou âgées. Cet exosquelette est modulable pour s'adapter à toute morphologie et à toute difficulté musculaire.

Ce type de dispositifs médicaux robotisés permet aux thérapeutes de concevoir des exercices personnalisés qui visent à améliorer l'équilibre du patient, la ambulation, la coordination, l'endurance et la posture grâce à un recyclage intensif et répétitif du mouvement normal de la jambe ainsi que du bassin, afin de reproduire une démarche naturelle réciproque et synchronisée. Bien que les appareils à base de tapis roulant améliorent la récupération des jeunes patients, mais d'autre part, ils sont volumineux en taille, compliqué, pas abordable pour un usage personnel, et exigent toujours un opérateur ou un thérapeute pour adapter le patient dans l'appareil. Pour ces raisons, leurs applications restent dans les centres de rééducation ou les hôpitaux, ce qui rend l'ensemble de la procédure non orientée et pas toujours accessible à la majorité des patients[21].

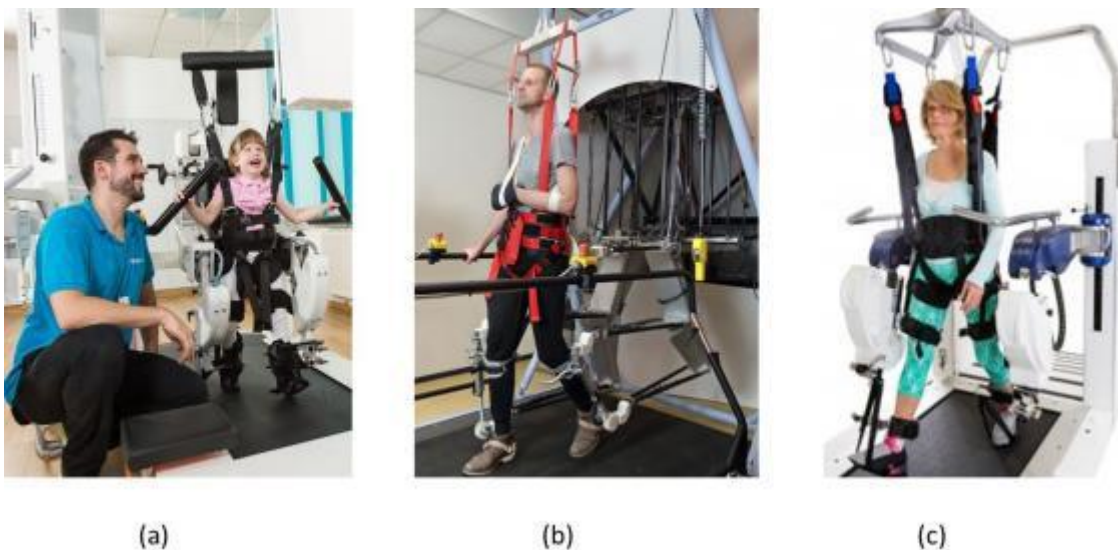


Figure II.3 (a) Lokomat (b) Lopes (c) ReoAmbulator

II.1.2. Les exosquelettes pour personnes à mobilité réduite « d'assistance »

Ce sont les exosquelettes destinés aux personnes paraplégiques voire tétraplégiques. Sont des robots conçus pour porter l'utilisateur et pour faire des mouvements à sa place « mode robot ».

a. Pour enfant

Récemment, certains exosquelettes d'enfants sont en cours de développement comme WAKE-UP par l'université de Tuscia [27], Anklebot pédiatrique [28] par le Massachusetts Institute of Technology, ATLAS 2020 [29] par Marsi Bionics, et Trexo exoskeleton par Trexo robotics comme le montre la figure (II.4. a, b, c d) respectivement. L'ATLAS 2020 est principalement destiné aux enfants âgés de 3 à 14 ans seulement pour faire de la marche. Sa

conception se compose de 5 degrés de liberté par jambe, deux à la hanche, un au genou et deux à la cheville [29]. Sa hauteur d'utilisateur doit être de 100 à 153 cm, et ses membres sont réglables à partir de 24 cm pour atteindre un maximum de 33 cm pour les deux cuisses, jarret. Le Trexo est conçu pour aider les enfants handicapés à marcher seulement. Sa conception se compose d'un marcheur ordinaire attaché deux pieds portables robotique. Il a deux degrés de liberté par jambe, les deux sont dans le plan sagittal sur la hanche et le genou fournissant la flexion et les mouvements d'extension. Les autres dispositifs tels que la Anklebot ou le WAKE-UP sont des dispositifs de thérapie et ne peuvent s'empêcher de faire toutes les activités de la vie quotidienne (p. ex., marcher, se tenir debout, etc.) puisqu'ils sont conçus pour des essais de marche de niveau sans soutien corporel [28], [30].

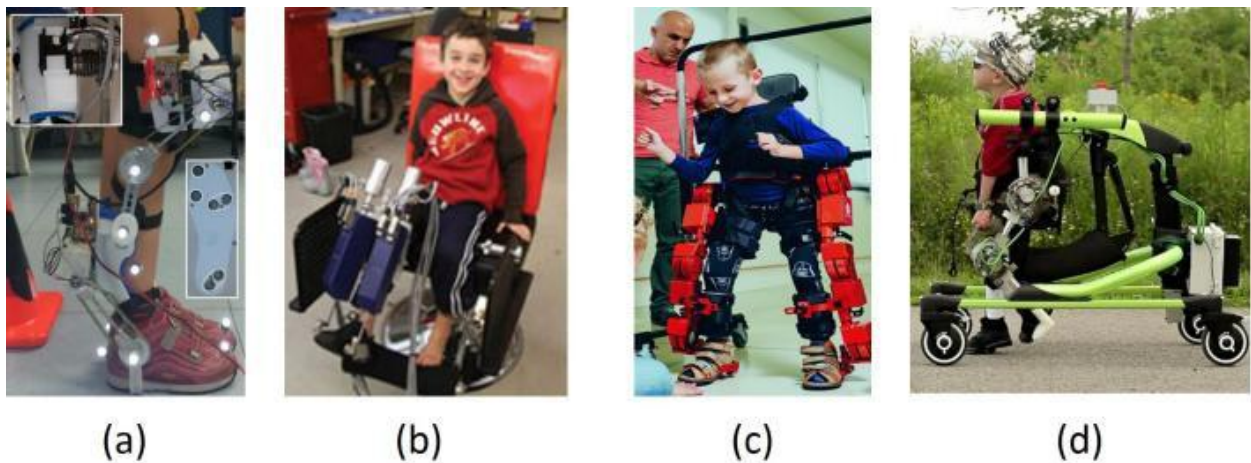


Figure II.4 exosquelettes Mobiles pour enfant ; (a) WAKE-UP ; (b) Pediatric Anklebot ; (c) ATLAS 2020 ; (d) Tréxo

b. Pour adulte

aujourd'hui, il existe différents modèles commercialisés tels que le ReWalk™[31] (figure II.5.a) , le HAL® [32] (figure II.6.a), le Rex® [33] (figure II.6.b), le Indego® [34] (figure II.5.b), le Mina [35] (figure II.5.c), le Ekso™ [36] (figure II.6.c), le ARKE™ [37] (Figure II.7. (b)) le Keeogo™ [38] (Figure II.7. (a)), le Wandercraft [39] (Figure II.7. (a)), et d'autres modèles sont encore en phase de recherche.

On générale, le principe de leur fonctionnement est le suivant:

1. l'intention de l'utilisateur est détectée par :
 - l'inclinaison du torse (liste non exhaustive) : ReWalk– EksoGT - Indego eLEGS, BERKELEY BIONICS (États - Unis) VariLeg , ETH ZURICH (Suisse) - TWIICE , EPFL (Suisse- en cours de développement) - lante , WANDERCRAFT (France en cours de développement)

- une télécommande ou un joystick : REX
2. des schémas cyclique se marche prédéfinis dans le plan sagittal études de biomécanique et de robotique bipède, sont alors générés. Ces cycles peuvent être des trajectoires à suivre ou des cycles de couples articulaires à jouer.
 3. une commande en position ou en couple va permettre à l'exosquelette de suivre ces cycles prédéfinis.

Dans ce cas-ci, où un exosquelette est utilisé comme assistant technique, il est défini comme étant une structure externe couvrant les parties du corps humain et ayant des joints mécaniques correspondant aux articulations naturelles humaines [40]. C'est un appareil mécanique actif qui est essentiellement de nature anthropomorphique, qui est porté de façon ajustée sur l'utilisateur et qui fonctionne en concert avec les mouvements de ce dernier. L'exosquelette fournit directement la puissance mécanique pour l'utilisateur afin d'amplifier la force musculaire humaine [41].

Ces dispositifs sont conçus pour les patients adultes qui peuvent se déplacer du haut du corps et non pas des membres inférieurs. L'Indego (Parker Hanni n Company, États-Unis) [34], Rewalk (Argo, Israël)[31], EKSO GT (Ekso Bionics, États-Unis) [36] sont des exosquelettes commerciaux destinés à usage personnel et rééducation, à l'exception de l'Ekso GT, qu'il est réservé à un usage clinique. Ce sont essentiellement des dispositifs de marche, mais ils peuvent effectuer des activités supplémentaires comme le sit-to-stand, stand-to-sit, des escaliers qui montent et descendent. Par exemple, Indego ne peut pas réaliser le mouvement assis-debout pour un patient complètement handicapé, mais il peut le faire pour quelqu'un qui l'utilise pour augmenter sa force musculaire. D'autre part, Rewalk peut effectuer toutes les activités prédéfinies pour tous les types de patients. L'espace de travail de ces exosquelettes est inclus dans le plan sagittal (flexion/extension). Leur conception consiste en deux degrés actifs de liberté par jambe (hanche et genou) et un passif à la cheville. Leurs longueurs de membres peuvent être ajustées avec des pas discrets ainsi que leur largeur de hanche. Par exemple, le Rewalk n'a que 5 membres fixes de 29, 31, 33, 35 et 37 cm [28], et la largeur de la hanche Indego qui peut être portée jusqu'à un maximum de 42,2cm. Pour ces raisons, ils sont offerts en différents ensembles de tailles, comme les petites, moyennes et grandes, taille et poids des utilisateurs de 155-191 cm et 113 kg pour Indego, 160-190 cm et 100 kg pour Rewalk et 150-190 cm et 100 kg pour Ekso GT [42].

Autres exosquelettes en cours de développement dans les milieux universitaires tels que X1 Mina V2 (Florida Institute for Human and Machine Cognition), Varileg (Eidgenössische Technische Hochschule Zürich ETHZ, Suisse), Mars II (Project March, Université de Delft, Pays-Bas), et des entreprises Arke (Bionik Lab, Canada), ExoAtlet (ExoAtlet, Russie), ROKI (ROKI Robotics, Mexique), TWIICE (Laboratory of Robotics Systems LSRO, Suisse), H-Mex (Hyundai, Corée du Sud) et Pheonix (SuitX, États-Unis). Bien que TWIICE avait une version plus ancienne qui avait fixé étapes longueurs réglables à t patients de 135-158cm. Mais dans la dernière version, il a été fait pour le bien de la concurrence Cyathlon qui est seulement la hauteur du concurrent de 158cm. Le H-Mex est un appareil fonctionnel qui peut supporter jusqu'à 40 kg du poids du patient. Pheonix est un exosquelette de la hanche et ne peut donc pas effectuer d'activités quotidiennes.



(a)



(b)



(c)

Figure II.5 (a) Le ReWalk™[31], (b)le Indego® [34] et (c) le Mina [35]



(a)

(b)

(c)

Figure II.6 (a) Le HAL®[19], (b) le Rex® [20] et (c) le Ekso™ [23]



(a)

(b)

(c)

Figure II.7 (a) Le Keeego™ [38], (b) le ARKE™ [37] et (c) le Wandercraft [39]



Figure II.8 exosquelettes Adultes : (a) PheoniX (b) TWIICE (c) Indego (d) Rewalk (e) EKS0 GT (f) MINA (g) ARKE (h) ITRI (i) REX (j) ATALANTE (k) VariLeg (l) HANK (m) Fourier X (n) MARCH II (o) ExoAtlet (p) HAL

II.2. Les exosquelettes de jambes dans les domaines industriel et militaire

L'exosquelette est aussi utile dans le domaine industriel ; ces structures externes assistent l'homme dans ses tâches. Les applications militaires se rapprochent de celle de l'industrie et se concentre principalement sur le transport de lourdes charges. De plus, les soldats et les militaires seront aidés des exosquelettes en cas de situations dangereuses ou encore lors de marches en terrains impraticables.

Les principaux exosquelettes d'assistance sont présentés ci-dessous mais on peut rapidement citer les études de Cao sur le couplage utilisateur/exosquelette avec un modèle linéaire du type masse ressort. Elles ont montré que plus la liaison entre l'utilisateur et l'exosquelette est raide (l'utilisateur est bien attaché), plus le contrôle du système couplé est efficace (algorithmes testés sur l'exosquelette ELEBOT) [43].

Le BLEEX (Figure II.9 (a)) et les autres exosquelettes de la DARPA. La plupart des exosquelettes permettant d'augmenter les capacités de l'humain et connus du grand public sont les exosquelettes développés dans le cadre d'un programme intitulé Exoskeletons for Human Performance Augmentation de la DARPA (Defense Advanced Research Projects) aux États-Unis[21].



Figure II.9 (a) BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) [44] - (b) Sarcos Exoskeleton de THE SARCOS RESEARCH CORPORATION - (c) MIT Exoskeleton [45]

III. Comparaison entre les exosquelettes commercialisés

On prend l'exemple des trois fameux exosquelettes «**ReWalk™, Mina, Indego®**» dans cette comparaison :

Les modes de mouvement activés par les trois exosquelettes sont les mêmes (transitions assis-debout, debout, transitions debout-à-marche, marche, transitions marche-à-pied et transitions debout-à-assis), sauf pour le Mina, qui n'a pas de mouvements debout ou assis. Pour contrôler les mouvements de l'exosquelette, le ReWalk™ est activé avec des mouvements mineurs du tronc et un contrôleur de poignet. Mina et Indego® sont activés uniquement par le contrôle du couple. Mina utilise un actionnement conforme pour actionner les articulations de la hanche et du genou pour marcher seulement [46]. Les utilisateurs paralysés peuvent équilibrer et marcher en utilisant l'appareil sur un terrain plat avec l'aide de béquilles avant-bras employant une démarche quadrupède. Des mécanismes de rétroaction de substitution sensorielle sont mis en œuvre pour améliorer la perception sensorielle de l'utilisateur de ses membres inférieurs. Grâce à cette rétroaction sensorielle, les utilisateurs peuvent tendre une embuscade avec une démarche plus naturelle et plus droite, contrôler directement les paramètres de la démarche et réagir aux perturbations [46]. Pour l'Indego, il existe des capteurs de position verticale et horizontale qui surveillent l'exosquelette lorsque l'utilisateur est toujours debout et lorsqu'il se penche vers l'avant [34]. Lorsque l'utilisateur se penche vers l'avant, et un peu comme un scooter Segway, l'appareil n'interprète que l'intention de marcher. Indego active les moteurs au genou et à la hanche en soulevant la jambe de l'utilisateur. L'élan vers l'avant créé par le maigre de l'utilisateur propulse la jambe levée, en faisant un pas. Les utilisateurs utilisent également des béquilles pour l'équilibre et pour contrôler la direction. Lorsque l'utilisateur cesse de se pencher vers l'avant, l'appareil cesse

de soulever la jambe et revient en position debout [47]. Les modes de déplacement peuvent évidemment influencer l'efficacité et l'applicabilité de l'exosquelette en tant que dispositif d'assistance à la mobilité.

Outre les modes de déplacement, d'autres caractéristiques peuvent influencer l'utilisation d'un exosquelette comme dispositif d'assistance à la mobilité dans la communauté. Les exosquelettes ReWalkMC et Mina ont des caractéristiques communes, comme un sac à dos contenant la batterie et les composants mécaniques qui sont attachés au tronc, aux cuisses, aux genoux, aux mollets et aux chevilles à l'aide de cinq à sept courroies. Le Indego® est le seul conçu pour être utilisé avec des orthèses cheville-pied pour les pieds [34], contrairement aux deux autres où les segments du pied sont inclus dans l'exosquelette lui-même. Quand le port de l'exosquelette, l'absence de sangles d'épaule pour soutenir la batterie peut rendre l'IndegoMD plus confortable lors du déplacement et de l'exécution de tâches. De plus, le Indego® n'a pas de câbles apparents ni rien de lourd à transporter à l'arrière et ne nécessite pas de sac à dos. Selon le site Web Indego® [34], l'appareil est rapide et facile à mettre, à enlever et à régler avec un seul appareil main, sans assistance. Il peut même être porté lorsqu'il est assis dans un fauteuil roulant. En comparaison, le Mina semble moins ajusté que les deux autres, ce qui peut également affecter le confort dans les mouvements et les tâches. Le poids total de l'exosquelette n'est disponible que pour le ReWalk™ (20,9 kg) et le Indego® (12,3 kg). La durée de vie de la batterie est un autre aspect important à vérifier pour l'utilisation potentielle d'un exosquelette à la maison ou dans la communauté. Selon les données disponibles à l'heure actuelle, la batterie de ReWalk™ dure environ huit heures [31], ce qui est deux fois plus long que l'Indego®. Aucune information n'est disponible pour le Mina.

L'espace de travail de ces exosquelettes est inclus dans le plan sagittal (flexion/extension). Leur conception consiste en deux degrés actifs de liberté par jambe (hanche et genou) et un passif à la cheville. Leurs longueurs de membres peuvent être ajustées avec des pas discrets ainsi que leur largeur de hanche. Par exemple, le Rewalk n'a que 5 membres fixes de 29, 31, 33, 35 et 37 cm[31], et la largeur de la hanche Indego qui peut être portée jusqu'à un maximum de 42,2cm. Pour ces raisons, ils offerts en différents ensembles de tailles, comme les petites, moyennes et grandes, taille et poids des utilisateurs de 155-191 cm et 113 kg pour Indego, 160-190 cm et 100 kg pour Rewalk et 150-190 cm et 100 kg pour Ekso GT.

Les protocoles d'entraînement associés aux exosquelettes sélectionnés varient considérablement d'une étude à l'autre. Le nombre de séances d'entraînement varie de 1 à 45,

les séances durent entre 50 et 120 minutes et peuvent être réparties sur une période de 2 (pour le Mina) ou 3 mois (pour le ReWalk™). De plus, dans les protocoles, le nombre de tâches à effectuer dans une session varie considérablement (de 2 à 20), tout comme le nombre de paramètres surveillés (entre 0 et 8). La plupart du temps, la supervision est assurée par un physiothérapeute.

On trouve aussi :

Ekso™ : développé en Californie aux Etats-Unis. Cet exosquelette est destiné aux patients atteints d'un AVC ou d'une lésion médullaire. Avec une source d'énergie en un système hydraulique et un actionné par un bouton pour se lever, s'asseoir et adopter différentes postures de marche. Il analyse et détecte les mouvements de la personne à travers des capteurs, puis transmette l'information à des moteurs situés au niveau des hanches et des genoux. Cet exosquelette s'applique actuellement à la M. Aubry et M. Paupe BA14 6 rééducation avec, comme objectif futur, de toucher le grand public[48].

HAL® (Hybrid Assistiv Limb®) : inventé au Japon, ce robot fonctionne grâce à un système hybride. Il est activé soit de manière automatique par des signaux bioélectriques via des capteurs électro-myographiques sur la peau, soit, si l'action est involontaire, de façon autonome à travers des capteurs qui détectent le déplacement du poids du corps qui sont placés sous les chaussures, puis il analyse les données aperçus par les capteurs avec un ordinateur qui génère ensuite le mouvement. Cet exosquelette est indiqué en cas d'accident vasculaire cérébral ou de lésion médullaire incomplète [49].

Conclusion

Dans ce présent chapitre, nous avons présenté un état de l'art sur les différents modèles des robots commercialisés au monde. Leurs différences au point de vue technologie, les degrés de libertés, source d'énergie et actionnement, la stabilité posturale et plusieurs autres critères ont été décrites.

Chapitre III : Modélisation et Conception d'Exosquelette

Introduction

La perte de la station debout et de la marche chez une personne paraplégique entraîne des déficiences et des incapacités impactant l'état somatique et psychique des patients. Depuis quelques années, la robotique s'installe dans la vie des personnes handicapées. Parmi ces innovations, les exosquelettes (ou squelettes extérieurs). Les orthèses exosquelettique motorisés sont des dispositifs mécatroniques à base fixe, composées d'une structure mécanique à plusieurs degrés de liberté, d'un système d'actionnement utilisant une source d'énergie embarquée, associées à des cartes électronique de puissance et de commande. Elle sont considérées comme un dispositif médical dont le but est de restaurer les fonctions motrices en restant non invasif.

L'analyse du mouvement humain est une entreprise complexe. Un grand nombre de paramètres significatifs varie d'un mouvement à un autre et d'un individu à un autre. Les spécialistes cherchent à mettre en évidence les éléments locomoteurs d'un mouvement afin d'améliorer ses performances (en sport) ou de corriger des pathologies (médecine physique et rééducation). Par son importance dans l'activité humaine quotidienne, la marche est certainement le mouvement le plus étudié.

Dans le présent chapitre, nous détaillons dans la première section les paramètres de marche et les types d'articulation. L'analyse cinématique de la marche normale est décrite dans la deuxième section. Le matériel utilisé pour la modélisation 3D de l'exosquelette proposé est présenté dans la troisième section. Finalement, les différents phases de conception de l'exosquelette est détaillée.

I. Paramètres de marche et types d'articulations

La marche est une série de mouvements à symétrie cyclique "c'est-à-dire le transfert du poids du corps sur les membres entre les jambes gauche et droite", avec alternance d'appui et de balancement des pieds au sol. Il se différencie par 5 paramètres: Longueur du pas, largeur du pas, cadence « nombre de pas/min, vitesse « Km/h » et l'angle (figure.III.1). Leurs valeurs pour un sujet sain sont présentées dans le tableau III .1.

Longueur du pas	largeur du pas	Cadence « nombre de pas/min »	Vitesse « Km/h »	L'angle
0.6-0.9 m	par rapport a la ligne de progression : 5-6cm	91-135	déplacement global par unité de temps : 4-6Km/h, NB : pour une même vitesse la cadence change, elle dépend de la longueur.	15°

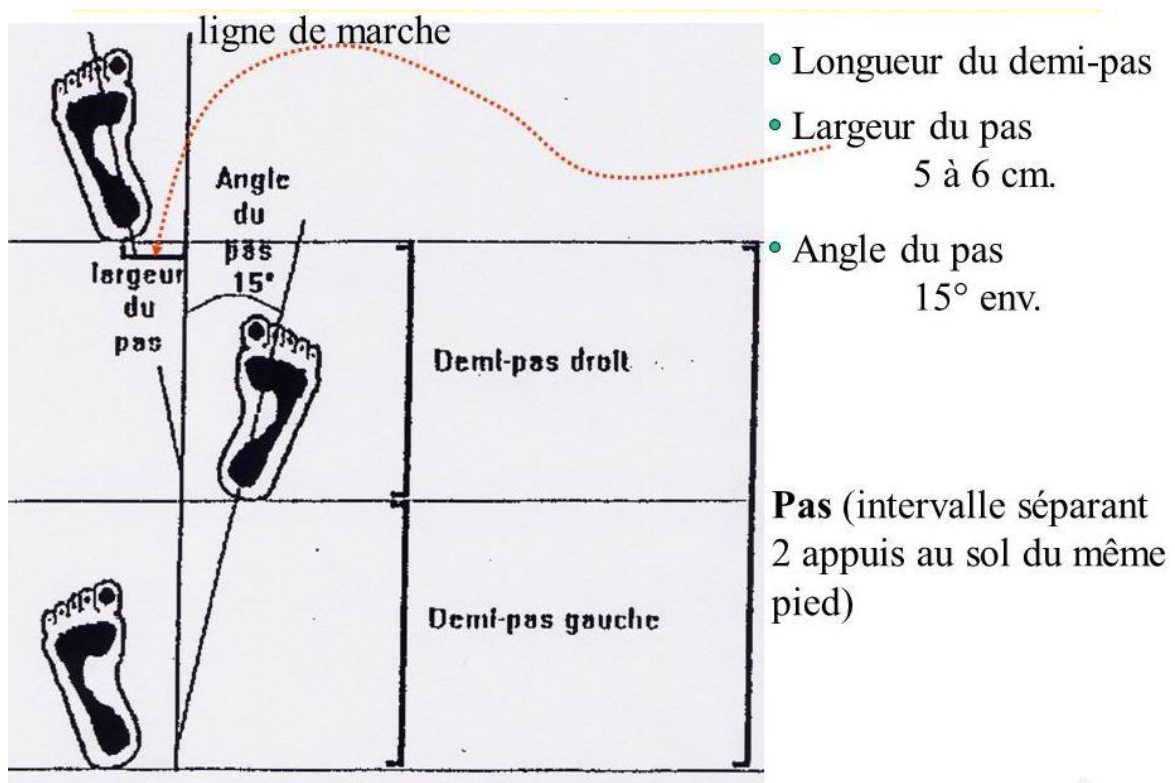


Figure III.1. Paramètres de Marche

II. Analyse cinématique de la marche normale

L'analyse cinématique, est l'étude de l'effet des forces, comme le déplacement, la vitesse et l'accélération. Le cycle de marche est divisé en deux phases « **phase d'appui et phase oscillante** » (Figure. III.2), impliquant un double appui. Elle correspond à la transition entre les deux phases où l'équilibre du marcheur est le plus stable. Le pas initial permet d'aboutir au cycle. Le fait de ne pas faire ce premier pas est la raison du déficit de marche.

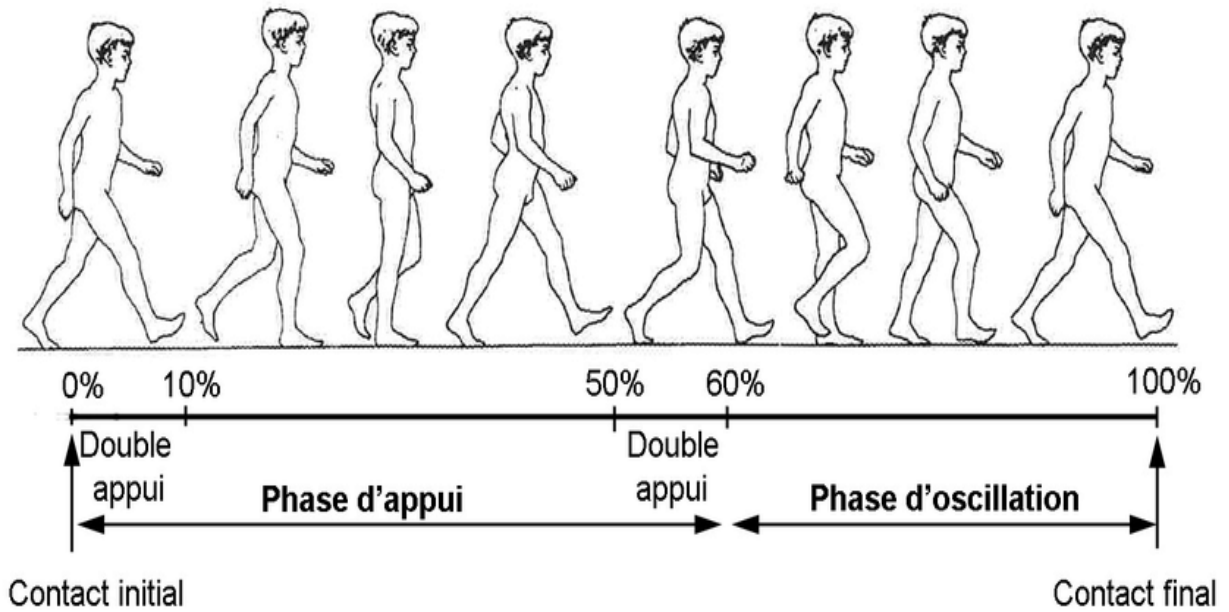
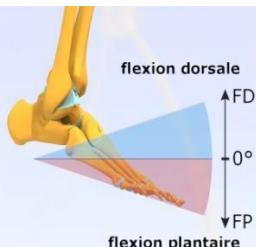

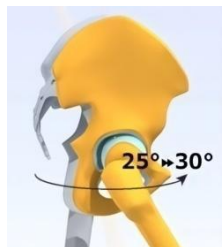
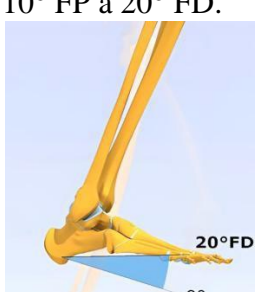
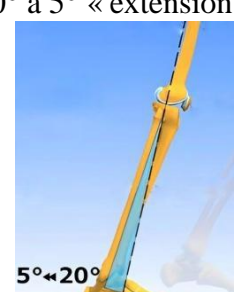



Figure.III.2. Les différentes phases de marche

Au cours de chaque phase du cycle de marche, un ensemble de mouvements avec différents degrés pour chaque type d'articulation est présenté dans le tableau III.2.

Cheville	Genou	Hanche	Appui	Phase
passe de 5° flexion dorsale à 10° flexion plantaire. 	légère flexion passe de 10° à 20° 	légère flexion passe de 25° à 30° en rotation externe. 	Appui du talon ou phase taligrade (0-15% du cycle) Le talon attaque le sol	Phase d'appui « 60% du cycle »
Flexion dorsale et passe de 10° FP à 20° FD. 	Réduit la flexion de 20° à 5° « extension » 	Passe de 30° de flexion à 0° en position neutre « extension » 	Appui unilatéral ou La phase plantigrade (15-40%) Le pied entre en plein contact avec le sol	


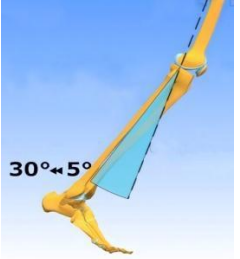
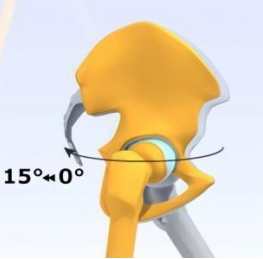
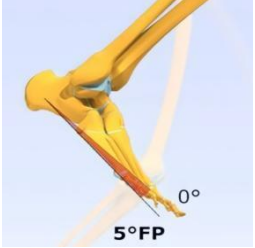
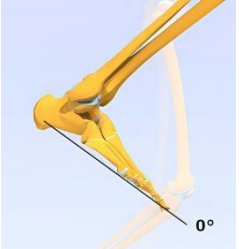
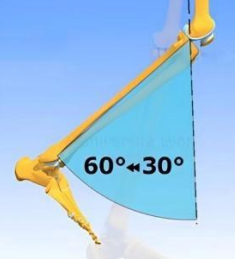

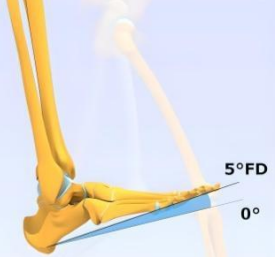
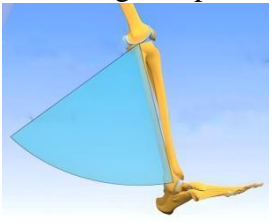

<p>Revient en position neutre passant de 20° FD à 0°</p> 	<p>Réalise une flexion et passe de 5° à 30°</p> 	<p>Début l'extension et passe de 0° à 15°</p> 	<p>Double appui ou digitigrade (40-60%) 1) 40-50% : *Le talon se décolle du sol et l'appui passe sur l'avant pied</p>	
<p>Passe en flexion plantaire de 0° à 5°</p> 	/	/	<p>2) 50-60% : *le décollement des orteils du 5^e vers le 1^{er}.</p>	
<p>Revient en position neutre passant de 5° FP à 0°</p> 	<p>Augmente sa flexion Passe de 30° à 60°</p> 	<p>Amorce un retour d'extension Passe de 15° d'extension à 30° de flexion</p> 	<p>Avancée du membre oscillant (60_100%) 1) 60-75% :</p>	<p>Phase oscillante « 40% du cycle »</p>
<p>Passe de 0° à 5° FD</p> 	<p>Amorce l'extension pour allonger le pas</p> 	<p>Passe de 30° à 25° de flexion</p> 	<p>2) 75-100% :</p>	

Tableau III.2. Les degrés de chaque type d'articulation

Les différents paramètres cinématiques de la marche normale sont illustrés dans la figure III.3.

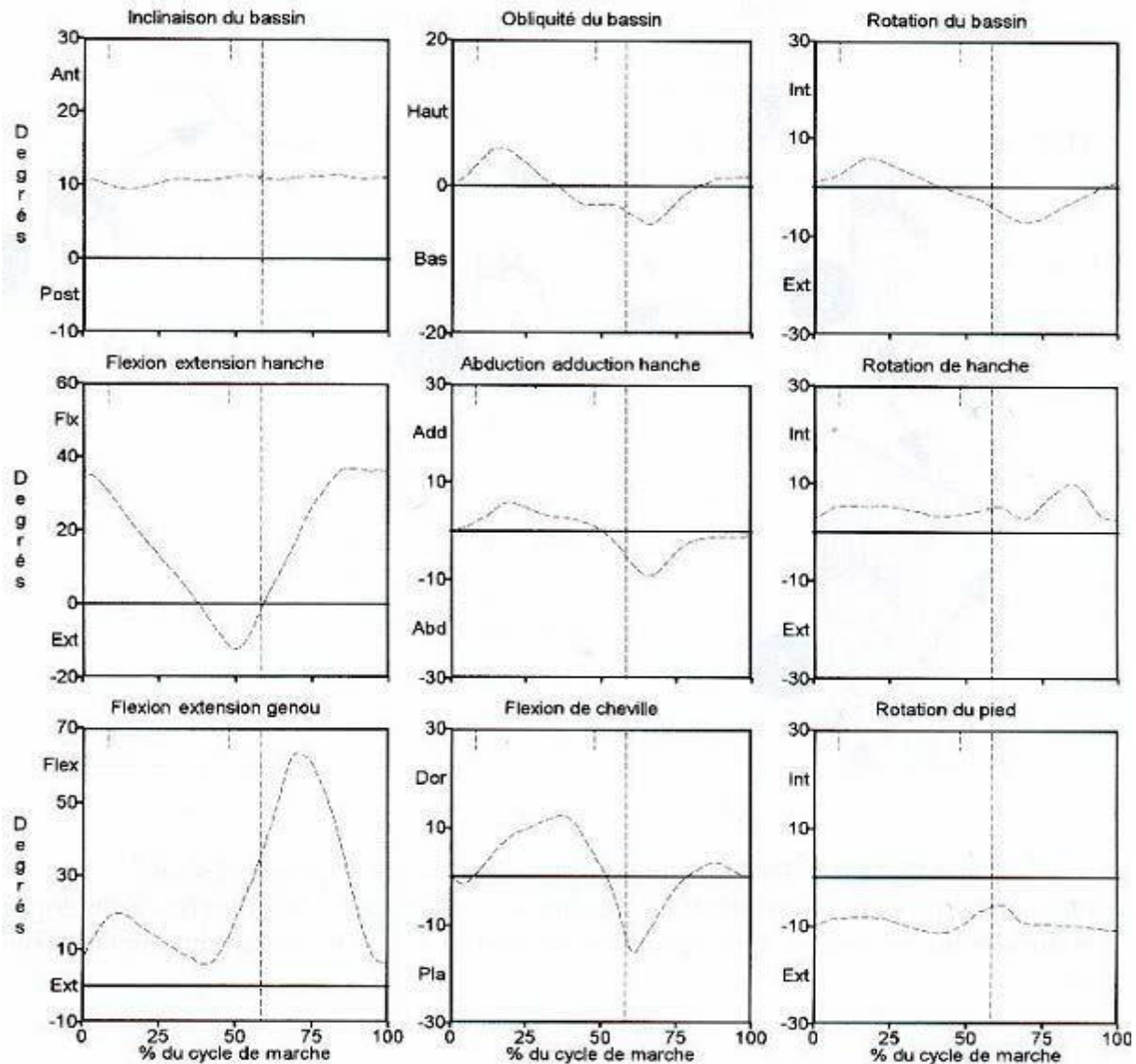


Figure III.3 : Paramètres cinématiques de la marche normale(Viel, 2000)

III. Analyse dynamique de la marche normale

La dynamique est l'étude des forces qui agissent sur un système matériel. Les principes mécaniques utilisés sont les trois lois de Newton qui sont :

- **Première loi de Newton ou le principe d'inertie** : Si un objet est au repos ou que son mouvement est rectiligne uniforme, alors la somme des forces extérieures qui s'exercent sur lui est nulle, et réciproquement : $\Sigma F = 0$.
- **Deuxième loi de Newton ou le théorème du centre d'inertie** : La somme vectorielle des forces appliquées à un objet ponctuel est égale au produit de la masse de l'objet par son

vecteur accélération : $\vec{a} = \frac{d\vec{v}}{dt}$.

- **Troisième loi de Newton ou le principe des actions réciproques** : Si un objet A exerce une force sur un objet B, alors cet objet B exerce une force sur A de même direction et même intensité mais de sens opposé (figure.III.4).

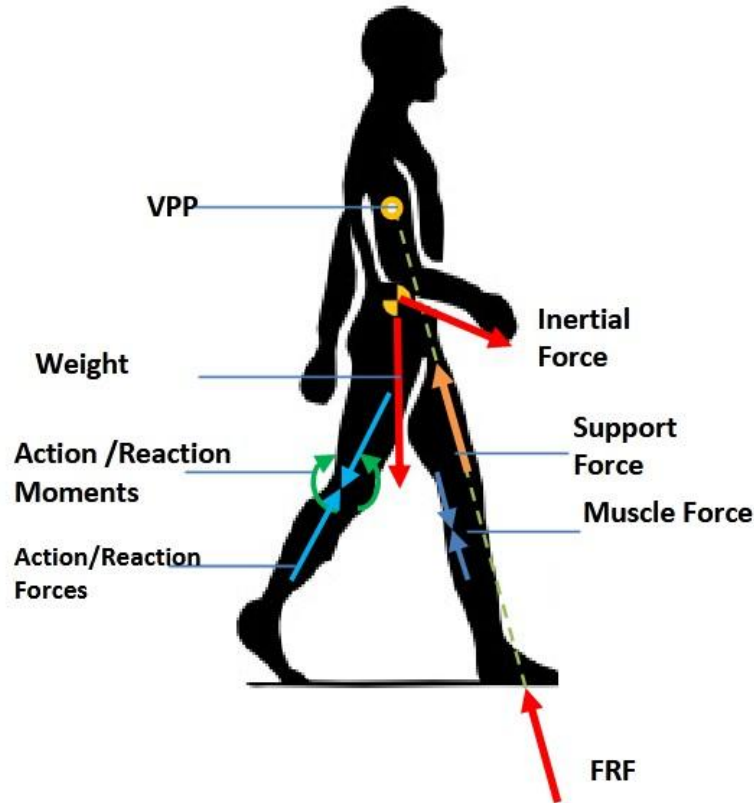


Figure III.4 : Les Forces internes et externes agissant sur le corps pendant la marche (pour simplifier la figure, seules les forces internes d'une articulation (genou) sont indiquées)

Avec

FRF : *Foot reaction force* « force de réaction du pied » ; *VPP* : *Virtual Pivot Point* « Point d'appui virtuel ».

Nous utilisons le système d'une plate-forme de force pour enregistrer les forces transmises par le corps humain au plateau. Ces forces sont constituées par le poids et les actions de contact entre sol et surface plantaire (figure.III.5).

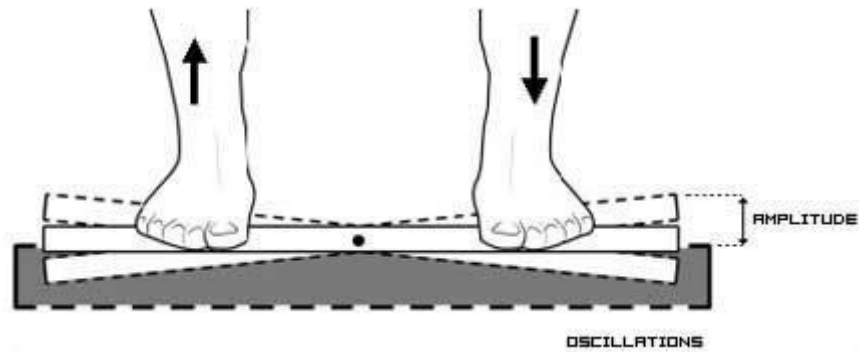


Figure.III.5. Schéma démonstratif de la plateforme de mesure des forces

IV. Formalismes de la modélisation des robots :

La conception d'un robot nécessite l'utilisation des modèles mathématiques, pour la commande et la simulation. Ces modèles ont pour but de représenter mieux le robot dans son environnement refléter ses caractéristiques de point de vue de sa géométrie et son comportement cinématique et dynamique.

La modélisation se fait sur plusieurs niveaux, tout dépend l'objectif désiré, les contraintes imposées et les performances recherchées.

La modélisation de système poly-articulé (robot) a pour but de représenter au mieux le robot dans son environnement pour ensuite lui programmer les trajectoires avec la planification de mouvement.

IV.1 Modélisation géométrique:

Ce modèle permet d'exprimer la position cartésienne en relation avec les variables angulaire des articulations. Pour y faire, on commence d'abord par déterminer le nombre de degrés de liberté (DDL) que le bipède doit posséder. Les DDL d'un système sont les paramètres indépendants qui permettent de définir la position et l'orientation de chaque corps du système.

La marche humaine comporte des dizaines de DDL répartis sur le corps, mais ce nombre doit être minimisé pour pouvoir simplifier l'étude et la modélisation du bipède ; plus le nombre est élevé, le modèle devient de plus en plus complexe. Cette diminution est contrainte de l'agilité que le robot doit préserver lui assurant la stabilité nécessaire pour son fonctionnement.

On distingue deux types de modélisation géométrique : directe et inverse.

- **Modélisation géométrique directe** : Le modèle géométrique directe (MGD) est un formalisme mathématique nous permettant d'obtenir la position cartésienne à partir des variables angulaires des articulations. En d'autres termes, il relie l'espace articulaire associé aux différentes liaisons à l'espace opérationnel associé à la configuration de l'organe terminal [50].

On peut l'exprimer par la relation vectorielle suivante : $\mathbf{X} = \mathbf{f}(\mathbf{q})$

Où \mathbf{X} exprime les coordonnées à l'espace opérationnel, les \mathbf{q} sont les variables articulaires, et \mathbf{f} est une fonction vectorielle, souvent non linéaire.

- **Modélisation géométrique inverse** : Comme son nom l'indique, le modèle géométrique inverse (MGI) est l'opération inverse du MGD, qui nous permet d'obtenir les positions articulaires en fonction des variables de l'espace opérationnel (la position et l'orientation). Il est exprimé par la relation suivante: $\mathbf{q} = \mathbf{f}^{-1}(\mathbf{X})$

Le calcul de ce modèle est souvent basé sur un formalisme dit Denavit-Hartenberg, qui est une méthode systématique qui permet de construire itérativement l'ensemble des transformations de la structure par la création d'une matrice de transformation décrivant les points d'une articulation par rapport à l'articulation qui la succède, en prenant en compte les mouvements effectués (rotation ou translation). La matrice de transformation globale, qui exprime la totalité des mouvements entre la première articulation et la dernière est obtenue par la multiplication de toutes les matrices de transformation entre chaque deux articulations successives.

IV.2 Modélisation cinématique :

L'évolution du monde de la robotique a élargi le domaine de recherche et applications lié au développement des robots ; on cherche de plus en plus à étudier des fonctionnalités plus sophistiquées, et à effectuer des mouvements plus complexes. Cela, très souvent, nécessite des modèles d'études de complexité élevée, qu'on ne peut réaliser qu'à travers la cinématique robotique.

La cinématique robotique peut être définie en étant une application de la géométrie à l'étude des chaînes robotiques arbitraires [51].

Et donc on vise par la cinématique d'établir une transformation entre l'espace articulaire et l'espace cartésien des vitesses des différentes variables.

Ce modèle comporte aussi deux méthodes, dont l'une est l'inverse de l'autre ; ce sont la modélisation cinématique directe et la modélisation cinématique inverse.

- **Le modèle cinématique directe** : Le modèle cinématique directe (MCD) décrit les vitesses opérationnelles $\dot{\mathbf{x}}$ en fonction des vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}}$; le modèle peut donc être représenté par la formule suivante : $\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}$

Où J est la matrice Jacobienne issue de la dérivation du MGD. Le jacobien est donné par la relation suivante:
$$\mathbf{J}_{ij} = \frac{\partial f_i(\mathbf{q})}{\partial q_j} \quad i=1,\dots,n ; j=1,\dots,n$$

- **Le modèle cinématique inverse** : Le MCI fait exprimer les vitesses articulaires à partir des vitesses opérationnelles, et peut être obtenu par la formule suivante : $\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}(\mathbf{q})^+ \dot{\mathbf{x}}$

Où $\mathbf{J}(\mathbf{q})^+$ désigne la matrice pseudo-inverse de la matrice Jacobienne.

Ceci est due au fait que la matrice jacobienne n'est pas toujours carrée; en effet, elle l'est si le nombre des variables articulaires est égale au nombre des variables cartésiennes.

IV.3 Modélisation dynamique :

Le modèle dynamique d'un robot permet d'établir la relation entre les accélérations et les vitesses angulaires avec les forces et moments nécessaires pour contrôler les articulations. C'est-à-dire que c'est une relation qui exprime les mouvements du robot en fonction des forces des actionneurs des articulations.

Cela va permettre la conception des modèles de simulation qu'on peut utiliser pour générer

des algorithmes de contrôle et des techniques de planification de locomotion sans avoir nécessairement besoin d'accéder où construire des systèmes physiques tout entiers.

La modélisation dynamique joue donc le rôle le plus important dans la simulation de la locomotion du robot, et la synthèse de ses contrôleurs.

Le modèle dynamique inverse (MDI) permet de déduire les forces (ou couples) à partir d'une connaissance antérieure des variables angulaire q , \dot{q} et \ddot{q} par la relation suivante :

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + Fr$$

Où :

τ est le vecteur des couples/forces des actionneurs, selon que l'articulation est rotoïde ou prismatique ;

M est la matrice ($n \times n$) de l'énergie cinétique (n étant le nombre d'articulations), appelée aussi matrice d'inertie du robot, qui est symétrique et définie positive. Ses éléments sont fonctions des variables articulaires q . C 'est une matrice ($n \times n$) présentant les couples/forces de Coriolis et des forces centrifuges. G est le vecteur ($n \times 1$) des couples / forces de gravité.

Et Fr est un vecteur représentant l'effort extérieur (force et moments) qu'exerce le robot sur l'environnement. Pour pouvoir déduire ce modèle, il est nécessaire de passer par les équations de mouvement du robot, obtenu par une des deux méthodes suivantes :

1. Formalisme de Lagrange : Cette méthode fournit les équations de mouvements du robot à l'aide du lagrangien du système, qui est une expression liant les différentes énergies du système.

On considère les variables q_i ($i = 1, \dots, n$) qui représente les n-DDL du système, et dite les coordonnées généralisées.

Le lagrangien du système est donnée par l'expression suivante : $L = T - U$

Tel que: T et U sont les énergies cinétique et potentiel respectivement.

Les équations de Lagrange sont ensuite obtenues par : $\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} = \xi_i \quad i=1, \dots, n$

ξ_i est dit les forces généralisées des coordonnées généralisées.

2. Formalisme de Newton-Euler : C'est une méthode parvenant des théorèmes généraux de la mécanique, développé en une solution récursive itérative très adaptée à la commande dynamique en temps réel des robots à chaîne cinématique simple [52]. Elle se base sur une double récurrence ; la récurrence avant allons de la base du robot vers sont effecteur calculant les vitesses et les accélérations, et puis leur torseur dynamique. Puis la récurrence arrière de l'effecteur vers la base qui permet de calculer les couples des actionneurs.

En ce qui suit, l'approche de modélisation dynamique choisie est celle du formalisme de Lagrange

V. Matériels:

Dans cette section, nous présentons les ressources matérielles utilisées pour modéliser l'exosquelette proposé dans notre travail.

V.1. Logiciel SOLIDWORKS

Le logiciel de conception assisté par ordinateur CAO SolidWorks est une application de conception mécanique 3D. Il permet de produire des modèles et des mises en plan en haute précision en utilisant une multitude de fonctions et d'options.

Le processus en général consiste à concevoir des pièces afin de les assembler on utilisant des différentes contraintes selon le besoin. Il permet de visualiser l'ensemble en 3D. Il offre aussi la possibilité de réaliser une animation ou des plans 2D.

- L'interface du logiciel comprend une zone graphique où l'on retrouve le plan de travail et plusieurs fenêtres. Les différentes fenêtres de ce logiciel sont expliquées comme suit (figure III.6) :
1. **Arbre de création Feature Manager** : Elle est située sur le côté gauche de la fenêtre SOLIDWORKS. Elle donne une vue de la conception de la pièce, de l'assemblage ou de la mise en plan active. Cela permet de visualiser plus rapidement comment le modèle ou l'assemblage a été construit ou d'examiner les différentes feuilles et vues dans une mise en plan. On Sélectionne l'élément afin d'éditer l'esquisse sous-jacente, d'éditer la fonction, supprimer ou annuler la fonction ou le composant, par exemple.
 2. **Menus** : Cette fenêtre permet l'accès à toutes les commandes et les outils. On peut citer: les sous-menus, les menus contextuels en cliquant sur le bouton droit de la souris.
 3. **Barres d'outils** : Cette fenêtre permettre l'accès aux différentes fonctionnalités ; tels que les barres d'outils Esquisse et Assemblage. Comprenant des icônes individuelles

qui représentent des outils spécifiques tels que Rotation de la vue, Répétition circulaire et Cercle...etc.

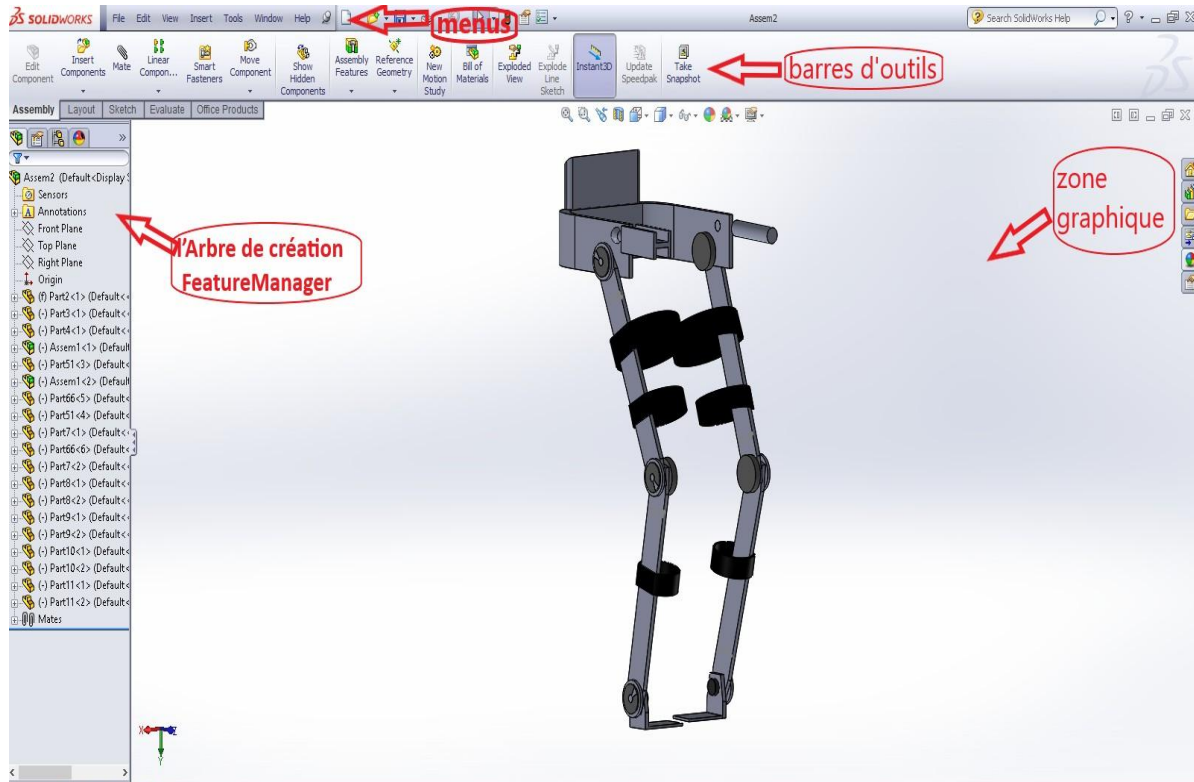


Figure.III.6. Les différentes fenêtres de logiciels SOLIDWORKS

VI. Modélisation 3D de l'exosquelette proposé

Cette section décrit les étapes de modélisation du prototype proposé. Ceci est réalisé par un assemblage de pièces « harnais pelvien, des molettes, des tiges.. » ce qui permet de créer le processus de marche. Toutes ces idées sont réalisées avec le logiciel SOLIDWORKS pour la conception orientée objet de prototypes de pièces, d'assemblage, d'animation et de nombreuses autres fonctionnalités.

VI.1. Le squelette

L'exosquelette est conçu pour fournir un chemin de charge qui transfère le poids directement au sol. L'exosquelette a suffisamment de degrés de liberté, ce qui permet de minimiser la contrainte de mouvement sur le porteur. La conception et la sélection des composants pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville sont basées sur leurs équivalents d'articulations, (Figure.III.7).

On distingue un certain nombre d'exigences fonctionnelles pour l'exosquelette:

- La structure doit supporter la charge utile.
- La structure doit être légère, en particulier, avoir une faible masse distale.

- L'architecture doit être portable et ne pas entrer en conflit avec la démarche.
- L'actionnement doit appliquer des couples aux articulations de l'exosquelette et de l'humain
- L'exosquelette doit être aussi silencieux que possible.
- L'exosquelette utilise une puissance.

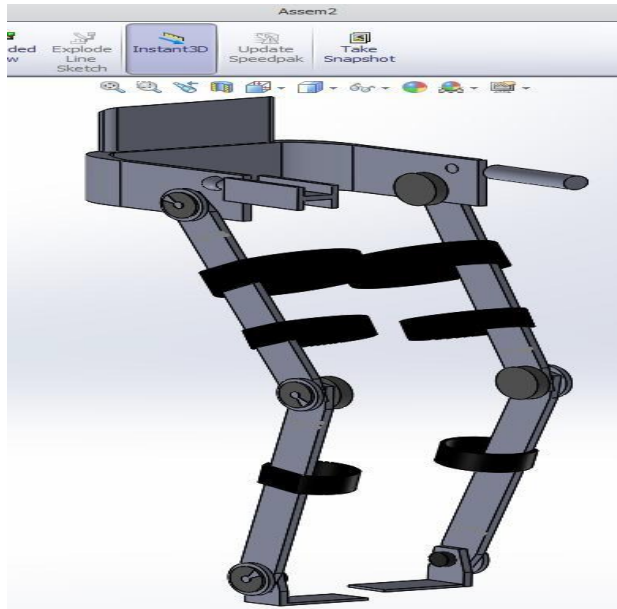


Figure.III.7. Modélisation 3D du squelette avec le logiciel SOLIDWORKS

VI.1.1 Modélisation des articulations de la jambe

- **Hanche « Coxo-fémorale »**

L'articulation de la hanche est une rotule polyaxiale synoviale à rotule, où se trouve la tête fémorale. Il agit comme la rotule et agit comme la cavité pelvienne. Cette articulation sphérique se déplace à travers le centre de l'articulation, permettant trois degrés de liberté pour un mouvement stable. Assurer différents mouvements "multi-axes" : flexion, extension, adduction, abduction, rotation (Figure.III.8).

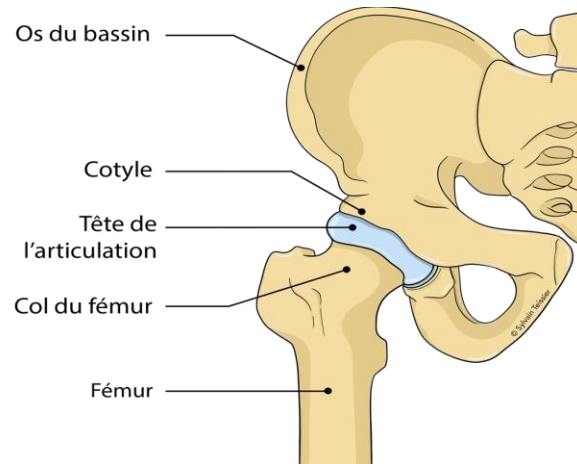


Figure.III.8. La Hanche

Afin d'avoir la même fonction pour les hanches, nous avons conçu un harnais pelvien qui doit être fait de matériaux légers et résistants comme l'aluminium, la fibre de carbone... un processus de conception qui minimise les zones restreintes d'attention et obtient la rigidité souhaitée. La structure est livrée avec un étui pour ranger les pièces électroniques et une poignée pour une intégrité structurelle accrue. L'articulation est contrôlée par un mécanisme anti-friction, un entraînement électrique et un entraînement harmonique (Figure. III.9)

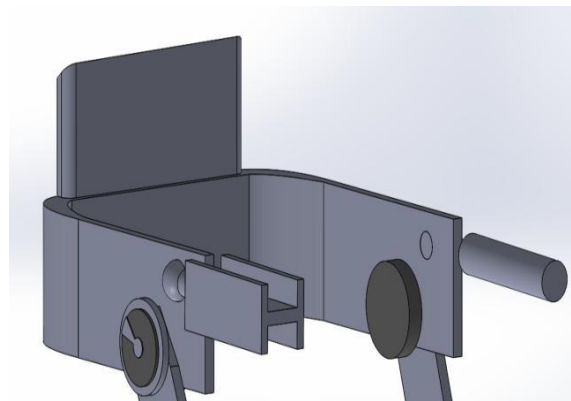


Figure.III.9. Conception de la partie harnais pelvien

- **Genou « Fémoro-tibiale »**

L'articulation du genou est considérée comme une articulation trochléaire synoviale de type condylienne formée par le fémur et le tibia. Il permet les mouvements suivants : flexion/extension et rotation interne/externe « restreinte lorsque le genou est en appui ou en extension complète ». Lors de la flexion/extension, le tibia roule et glisse sur le fémur, provoquant un déplacement de l'axe de rotation (Figure III.10).



Figure.III.10. Le genou « Fémoro-tibiale »

Les orthèses d'exosquelette de genou de la série sont placées des deux côtés du membre inférieur latéral. Assurer un mouvement similaire à un genou "plier/étendre", avec un angle bien défini, relié aux sections de la hanche et de la cheville avec une tige solide légère et des gaines pour assurer le contact fixe et direct avec l'utilisateur. (Figure III.11).

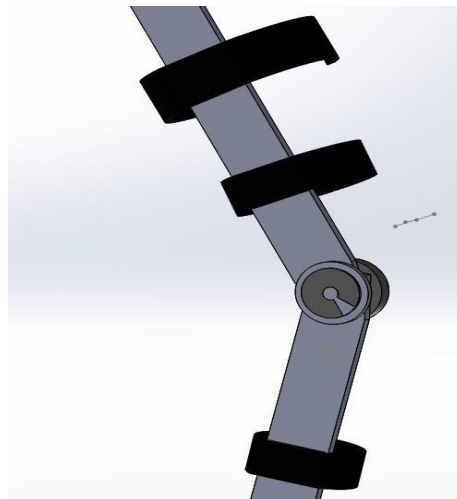


Figure.III.11. Conception 3D du genou.

- **Cheville « Métatarso phalangienne »**

La cheville est une articulation synoviale. Le condyle est associé à un mouvement relatif entre le métatarsien et la phalange proximale. Il permet une variété de mouvements : biaxiaux : flexion, extension, abduction, adduction. Aussi, pour le support d'alignement de l'astragale (Figure.III.12).

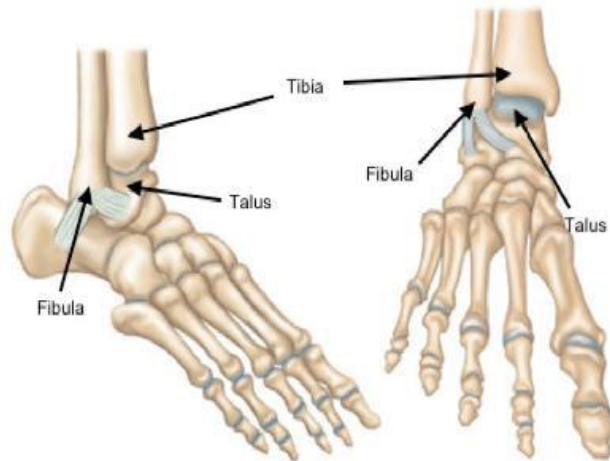


Figure.III.12. La Cheville

Un mécanisme d'articulation similaire à celle de la cheville avec une transmission harmonique et un support chaussures (Figure.III.13).

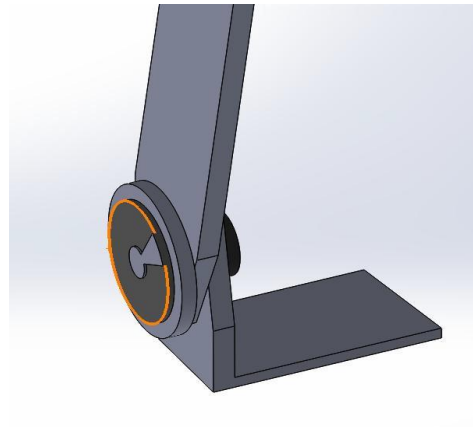


Figure.III.13. Conception 3D de la cheville

Le résultat final de modélisation de l'articulation de la jambe est illustré dans la figure.III.14.

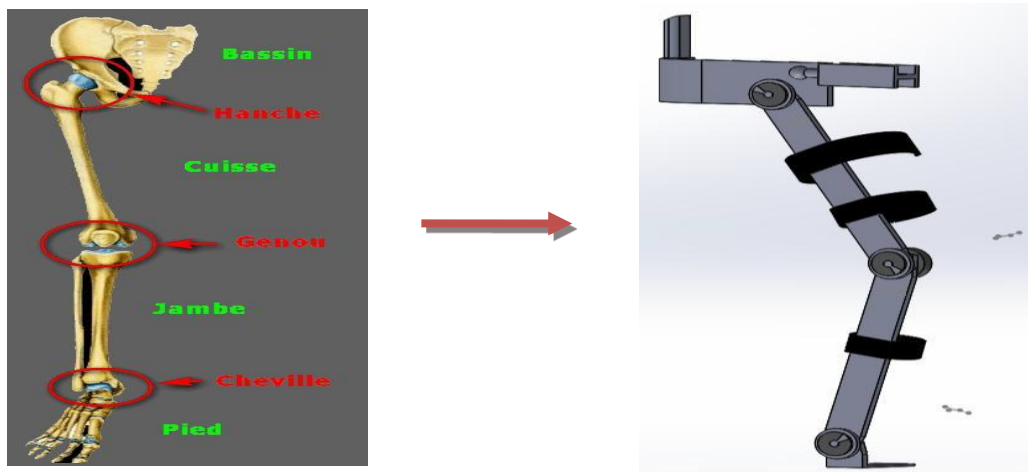


Figure.III.14. les différentes articulations de la jambe

VI.1.2 Conception des pièces de l'exosquelette

Pour obtenir le modèle final, nous devons d'abord construire les pièces nécessaires, puis les assembler en utilisant différentes contraintes basées sur le motif de contact "cinématique ou statique" entre chacune des deux pièces. L'exosquelette est renforcé à l'aide d'un support mobile pour un meilleur maintien du poids (Figure.III.15).



Figure .III.15. L'assemblage du model d'exosquelette avec le support mobile

Nous devons créer le dessin en 2D, puis l'extruder pour créer la pièce en 3D (figure.III.16).

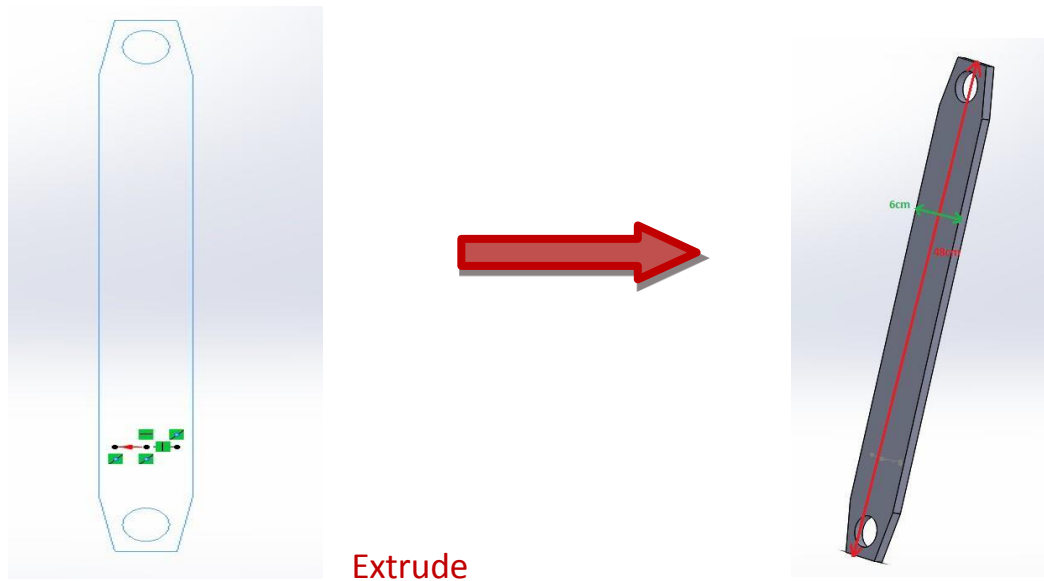


Figure.III.16. exemple de la conception de la pièce « tige » du 2D au 3D

Toutes les pièces utilisées pour mettre en œuvre notre prototype sont les suivantes :

1. Harnais pelvien de 20cm de hauteur « 10cm de la ceinture+10cm du support dos » et de 30cm de largeur (figure.III.17.a)
2. Poignier de soutien (figure.III.17.b).
3. Boîtier de stockage du circuit (figure.III.17.c).
4. Tiges : 4 tiges identiques de 48cm de longueur et 6cm de largeur (figure.III.17.d).
5. Mécanisme d'articulation au nombre de six « deux pour chacun: hanche, genoux, cheville » (figure.III.17.e), avec des caches de différentes tailles « un modèle pour les 4 articulations : hanche, genoux (figure.III.17.f); Et un autre « plus petit » pour les 2 articulations des chevilles (figure.III.17.g).
6. Support chaussures (figure.III.17.h).
7. Des gaines pour assurer le contact fixe et direct avec l'utilisateur: deux pour la partie cuisse « 7.70cm, 5.90cm » et un pour la partie mollet « 4.50cm » (figure.III.17.i).

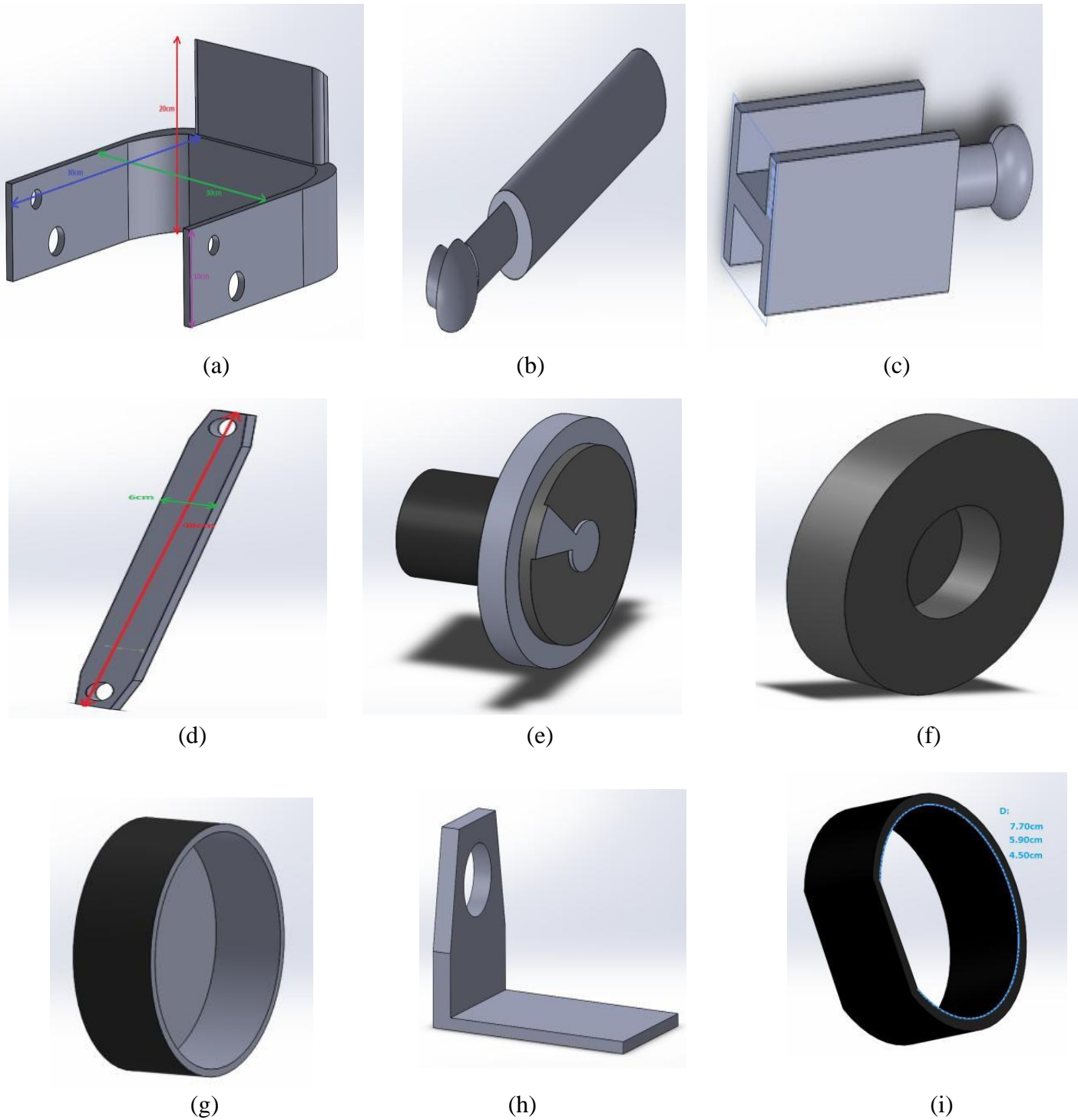


Figure.III.17. modélisation des pièces de l'exosquelette ; (a) : Harnais pelvien ; (b) : Poigner de soutien ;(c) : Boitier de stockage du circuit électronique ;(d) : Tiges ; (e) : Mécanisme d'articulation ;(f) : cache articulation : modèle pour les 4 articulations : hanche, genoux ;(g) : cache articulation: modèle pour les 2 articulations des chevilles ; (h) : Support chaussures ; (i) : Des gaines

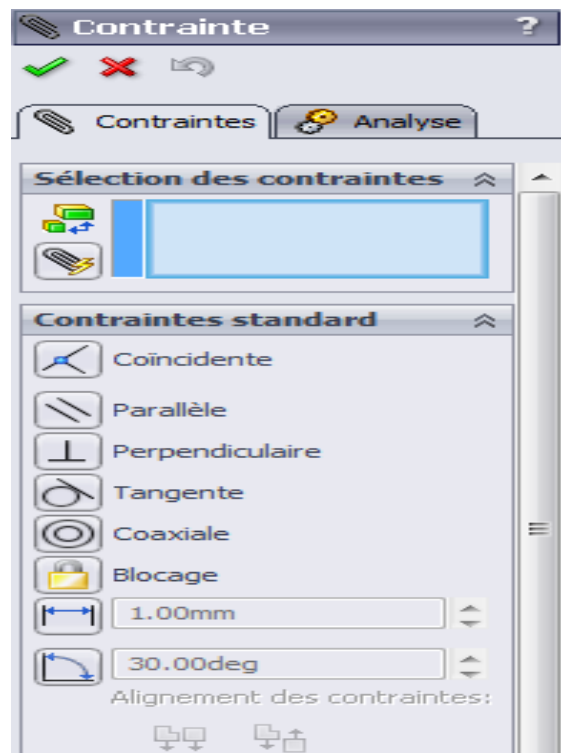
VI.1.3 Assemblage des pièces et animation

Après avoir conçu les pièces, nous devons les assembler en un seul fichier. Donc lorsque vous créez un assemblage, un dossier Mates vide est automatiquement inclus dans l'arbre de création FeatureManager.

VI.1.4 Les contraintes « Mates »

Les contraintes créent des relations géométriques entre les composants de l'assemblage. En ajoutant des contraintes, nous définissons la direction autorisée du mouvement linéaire ou de rotation du composant. Nous pouvons déplacer des composants dans leurs degrés de liberté pour visualiser le comportement de l'assemblage.

Lorsqu'on sélectionne deux faces cylindriques ou deux arêtes circulaires à contraindre avec un axe, ça va créer une contrainte coaxiale. Alors que lorsqu'on sélectionne deux surfaces planaires parallèles, le logiciel crée une contrainte coïncidente (figureIII.18).



FigureIII.18. Types de contraintes

VI.1.5 Animation

Avec ce logiciel, on peut animer une conception (assemblage des pièces) et effectuer une étude de mouvement (study motion) pour avoir une idée du mouvement réel. Dans notre cas, nous pouvons visualiser ce processus à l'aide d'une animation consistant en une interprétation

de l'évolution de différentes phases du cycle de marche. Le placement de cette progression nous donne une séquence de cycle (Figure.III.19).

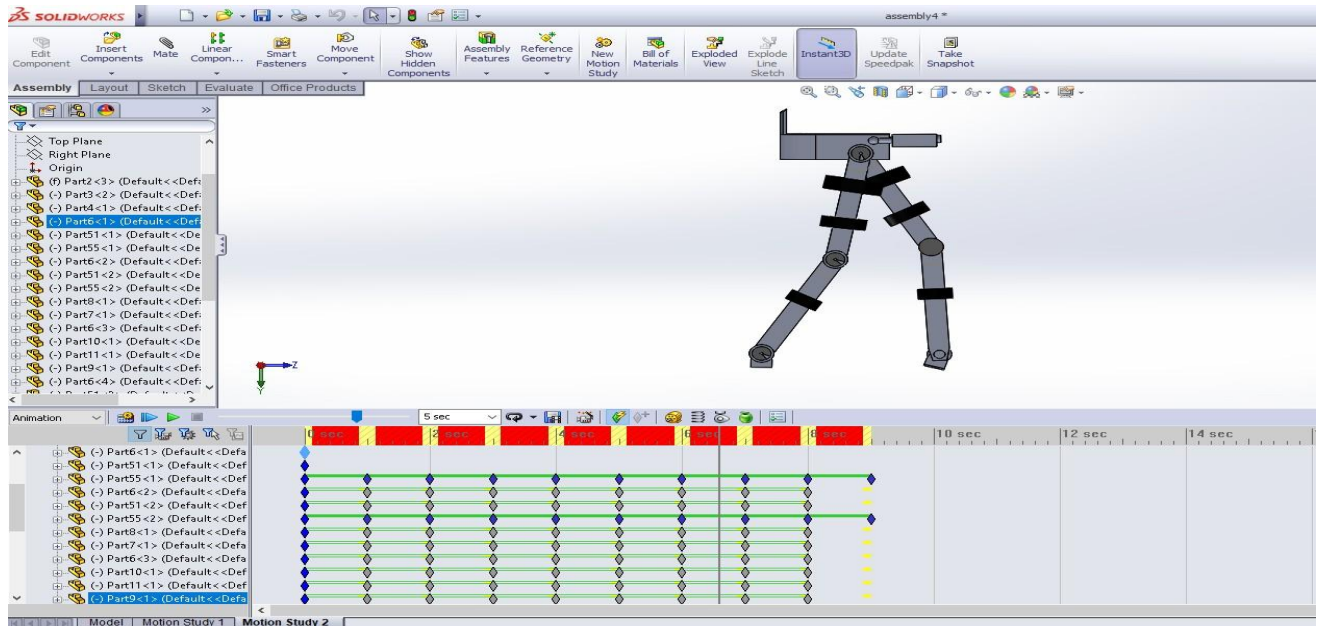


Figure.III.19. Assemblage des pièces et animation

VII. Conception mécanique de l'exosquelette

Cette section décrit les différentes phases de réalisation de l'exosquelette proposé

VII.1 Réalisation d'harnais

L'exosquelette est fixé à l'aide d'un harnais qui permet de monter les articulations de la hanche de l'exosquelette. La structure est faite de fer forgé et a été attachée au harnais de sécurité de sorte qu'il a maximisé la rigidité de la structure et le maintien du poids. L'interfaçage de l'exosquelette avec l'humain était un problème difficile, ce qui rendait nécessaire de construire des maquettes pour déterminer la géométrie correcte afin de s'assurer que la perturbation de la démarche était réduite au minimum.

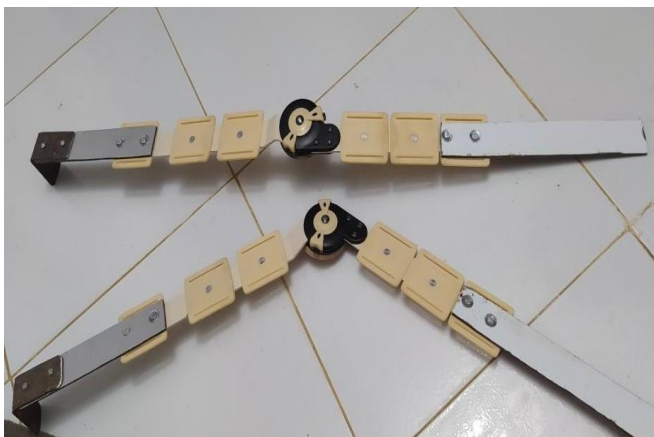
Le harnais pelvien est en fer forgé. Le rapport rigidité/poids est optimisé à l'aide d'une analyse par éléments finis. L'analyse par éléments finis est utilisée dans le processus de conception itératif jusqu'à ce que la zone de concentration de contraintes soit minimisée et que la rigidité souhaitée soit atteinte. La structure est constituée de supports métalliques. Une boîte et une poignée pour ranger les composants électroniques sont également intégrées à la ceinture. Nous ajoutons et on fixe ensuite l'articulation afin d'assurer le mouvement de flexion/extension de cette pièce (Figure.III.20).



Figure III.20. Réalisation d'harnais

VII.2 Réalisation d'orthèse de genou et support de chaussures

Cette pièce est réalisée à l'aide d'un assemblage d'orthèse de genou médicale pour assurer la fonction "flexion et extension" de l'articulation du genou et de la barre d'extension pour assurer la rigidité et la légèreté des articulations de la hanche et de la cheville en alucobond (Figure.III.19.(a)). Il est sécurisé par des gaines et des ceintures, assurant le maintien de la structure par les cuisses et les mollets (Figure.III.21.(b)). Un support est attachée à la tige permet de maintenir la chaussure avec la structure (Figure.III.21.(a)).



(a)



(b)

Figure.III.21 : (a) assemblage d'orthèse de genou médicale et la barre d'extension, (b) les gaines et les ceintures.

VIII. Les Actionneurs

Dans ce travail, il est favorable d'utiliser des vérins au lieu des moteurs traditionnels, car dans ce prototype, nous avons besoin du mouvement de flexion/extension fourni par les vérins, et non du mouvement de rotation fourni par le moteur.

Ces muscles « électriques » sont placés, sur l'exosquelette, au niveau des articulations (chevilles, hanches, genoux). Ils sont commandés par des moteurs électriques, hydrauliques, pneumatiques ou encore magnétiques « qu'on va les détailler par la suite » génèrent différents types de forces (Figure.III.22) :

- L'équilibre de l'exosquelette et sa charge utile.
- Appliquez le mouvement (flexion extension, transitions assis-debout, debout, transitions debout-à-marche, marche, transitions marche-à-pied et transitions debout-à-assis).

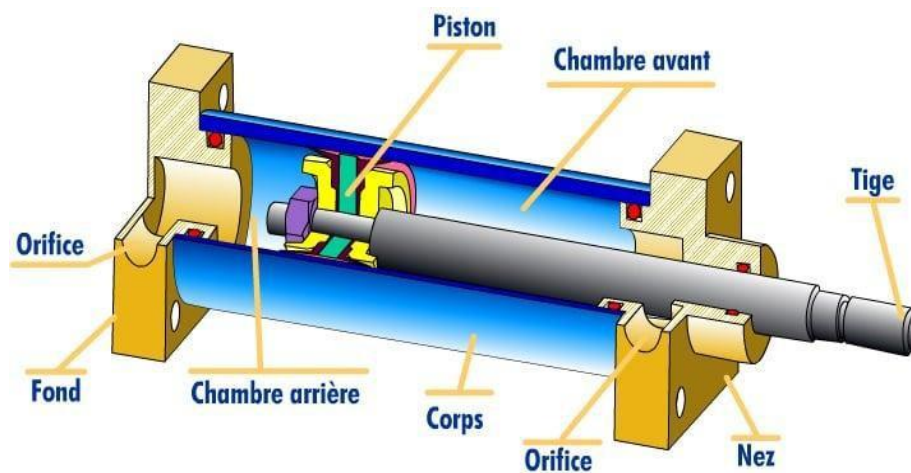


Figure.III.22. Illustration sur les composants d'un vérin

VIII.1 Les vérins

Les vérins sont utilisés pour générer un mouvement mécanique. L'énergie est distribuée aux actionneurs en fonction des commandes de l'unité de traitement. Cette énergie est convertie en énergie mécanique pour déplacer l'effecteur, ce que font les vérins. Il existe quatre types de vérins : électriques, pneumatiques, hydrauliques, magnétiques (Figure. III.23).



Figure.III.23. Schéma illustre le fonctionnement des vérins

VIII.1.1 Les vérins pneumatiques

Le vérin pneumatique transforme l'énergie pneumatique (air comprimé) en énergie mécanique (mouvement). Ce mouvement implique le déplacement du piston à l'intérieur d'un cylindre constitué de deux cavités. Lorsque l'air comprimé pénètre dans l'une des chambres, le piston est poussé, ce qui pousse l'air hors de l'autre chambre. Ce transfert d'énergie permet d'opérer le mouvement du cylindre (Figure III.24).

VIII.1.2 Les vérins hydrauliques

Même principe et même mécanisme que les vérins pneumatiques, les vérins hydrauliques fonctionnent par compression d'un fluide (généralement de l'huile) injecté par une pompe à l'intérieur du tube cylindrique. La pression dégagée par ce fluide actionnera le mouvement du tube le long de l'axe du piston. Ce type de vérins peuvent supporter des charges très élevées et Offrent des courses importantes mais ils ne sont pas programmables (figure.III.24).

VIII.1.3 Les vérins électriques

Ils convertissent la force de rotation d'un moteur (énergie électrique) en mouvement. Les vérins électriques présentent un bon choix car ils ne risquent ni fuite d'huile, ni désagréments liés aux tuyaux et compresseurs. Ils sont fiables et ne nécessitent pas la maintenance régulière. Contrairement aux vérins pneumatiques ou hydrauliques. Ils sont Compacts et programmables. Ils offrent une force, une précision et une vitesse élevée avec une accélération et une décélération contrôlée (Figure.III.24).

VIII.1.4 Les Vérins magnétiques

Dans ce type de vérins, le chariot est accouplé au piston par une force magnétique. Une buse est dotée d'un piston qu'il est pourvu de plusieurs bagues magnétiques.

A l'extérieur de la buse on retrouve un chariot qui est accouplé au piston par force magnétique et suit le mouvement du piston. Il est également pourvu de plusieurs bagues magnétiques. Ce type de vérins à une forte puissance et il n'y a pas de fuites à travers la buse étant donné qu'il n'y a pas d'accouplement mécanique entre le piston et le chariot.

L'inconvénient de ce type de vérins est que le chariot peut se désaccoupler du piston ainsi que le coût est très élevé (Figure.III.24).



Figure.III.24. Différents types de vérins

On peut même utiliser des moteurs à courant continu avec réducteur relié à un mécanisme pour obtenir le même fonctionnement d'un vérin électrique afin d'augmenter la capacité de soutient, c'est ce que nous avons adopté dans notre travail pour les articulations de genoux.

En pratique, on a travaillé avec :

- 2 moteurs à courant continu avec réducteur (Figure.III.25).
- 1 vérin électrique (Figure.III.26).



Figure.III.25 Moteur à courant continu avec réducteur pour l'articulation genou : « wiper motor » 12V, 50W



Figure.III.26 Vérin électrique pour articulation hanche : 12V, 1-14A

Et pour l'alimentation on a utilisé une batterie YAMCYCLE : 12A, 4A(Figure.III.27)



Figure.III.27 la batterie utilisée « 12V, 4A »

IX. Programmation du prototype

Le contrôle de ce mécanisme peut être réalisé par plusieurs circuits programmables, nous prenons comme exemple le plus célèbre FPGA CPLD.

Dans ce travail, on a utilisé une carte arduino "Mega2560" pour cette commande ; car c'est le système polyvalent le plus connu et le plus simple, notamment en matière de programmation et de circuits intégrés prêts à l'emploi.

Ce sont des cartes électroniques matériellement libres, sur lesquelles se trouve un microcontrôleur (d'architecture Atmel AVR comme l'Atmega328p, et d'architecture ARM comme le Cortex-M3 pour l'Arduino Due).

La carte Arduino Mega 2560 (Figure.III.28.(a)), bien qu'elle soit un peu moins connue que la carte Uno. La carte Arduino Mega 2560, dont les capacités équivalent à quatre cartes Uno combinées, comporte un microcontrôleur et est construite autour du puissant microprocesseur ATmega2560 cadencé à 16 MHz. Elle dispose de 54 E/S dont 14 PWM, 16 analogiques et 4 UARTs. Cette carte robuste résiste à presque tout, Elle est idéale pour des applications exigeant des caractéristiques plus complètes que la Uno.

Nous avons besoin aussi d'un shield moteurs « driver » ; car nous ne pouvons pas connecter directement ces moteurs à des microcontrôleurs ou à une carte contrôleur telle qu'Arduino afin de les contrôler, car ils ont peut-être besoin de plus de courant qu'un microcontrôleur ne

peut en conduire. Le driver est un circuit d'interface entre le moteur et l'unité de contrôle pour faciliter la conduite. Il existe différents types.

Nous allons travailler avec Le L293D, est une carte de commande basée sur L293 IC, qui peut piloter 4 moteurs à courant continu et 2 moteurs pas à pas ou servomoteurs en même temps pour la commande du vérin électrique placé sur la hanche (Figure.III.28.(b)).

Un module relais à quatre canaux contient quatre relais 5V et les composants de commutation et d'isolation associés, ce qui facilite l'interface avec un microcontrôleur ou un capteur avec un minimum de composants et de connexions, il permet de commuter 4 relais de puissance directement depuis une carte Arduino. Cette carte est équipée de plusieurs LEDs permettant de visualiser l'état de chaque relais ; Les contacts sur chaque relais sont spécifiés pour 250 VCA et 30 VCC et 10A dans chaque cas. Les types d'applications sont: commande de moteurs, de lampes, d'équipements électriques divers (Figure.III.29).

Nous allons travailler avec ce module avec les deux moteurs à courant continu des genoux.

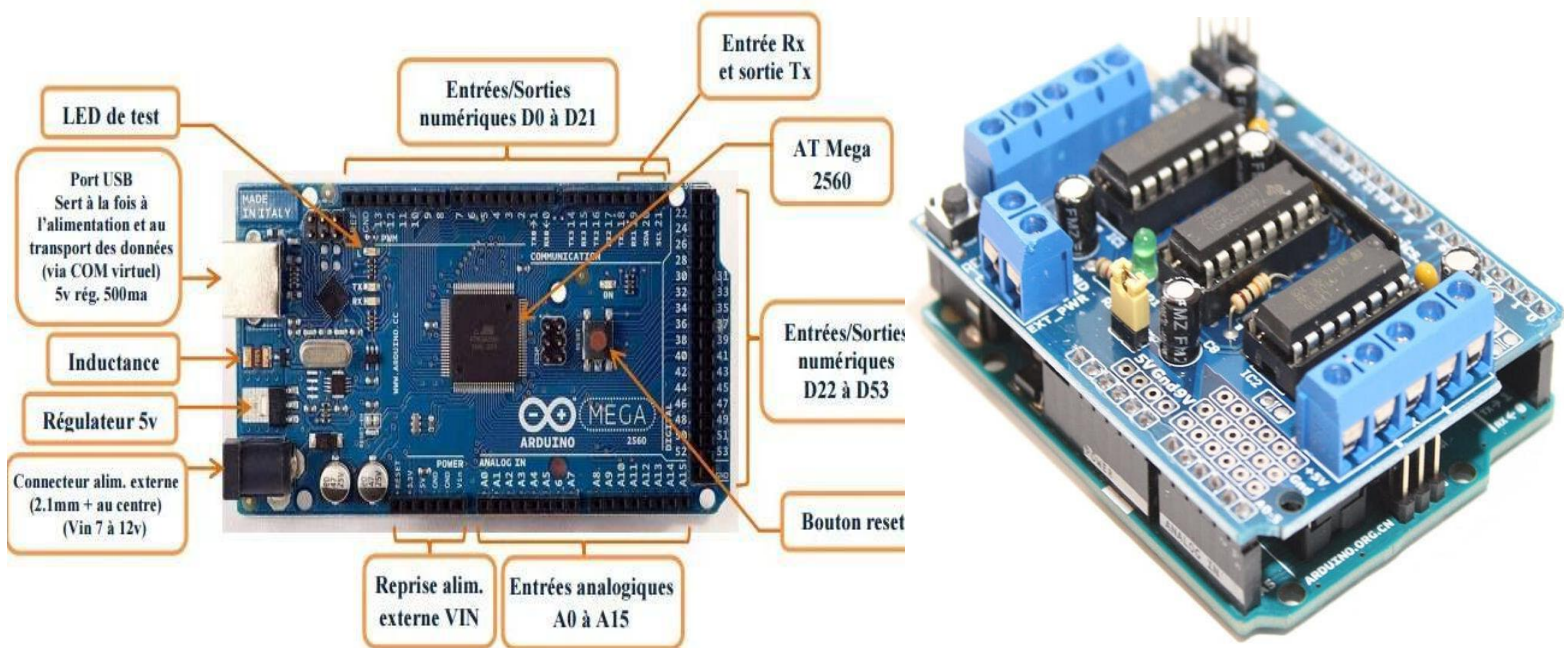


Figure.III.28. (a) Arduino Mega, (b) shield moteurs L293D

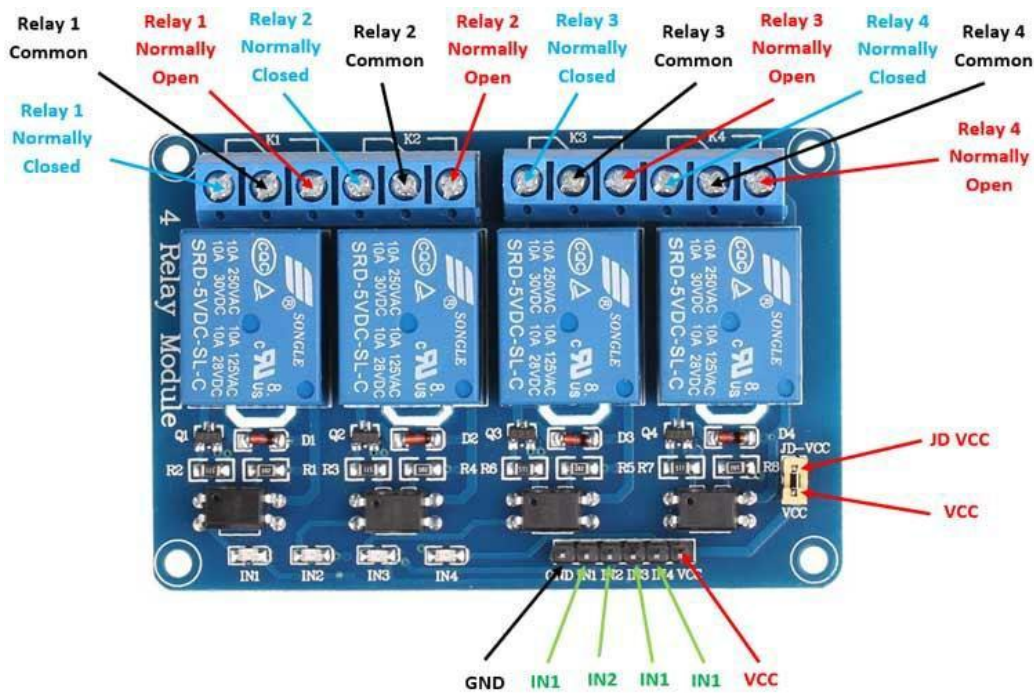


Figure.III.29 Module à 4 relais 5 V

Pour le contrôle, on a choisi un joystick. C'est un dispositif d'entrée sur lequel l'utilisateur peut agir sur le mécanisme en faisant tourner le joystick dans un sens. C'est utile comme outil de contrôle pour les personnes à mobilité réduite (Figure.III.30).

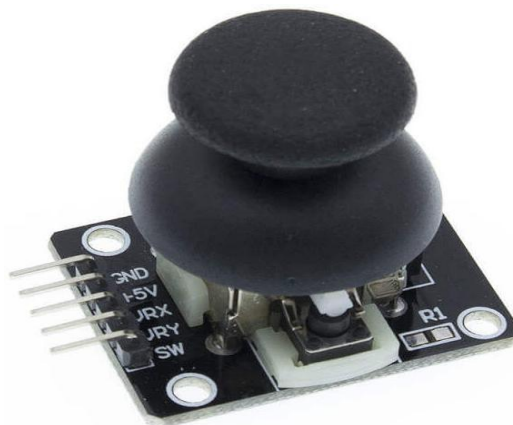


Figure.III.30. la commande manuelle joystick

X. Simulation du circuit

Avant de créer le circuit, nous le simulerons sur le site TINKERCAD .Ce dernier est conçu pour la conception 3D ; circuits électroniques et quelques autres fonctions en utilisant les moteurs à courant continu et le module L293d pour bien comprendre :

- Connexion des composants.
- Alimentation : 5V depuis Arduino, 9V vers moteur.
- Programmation : introduire des variables, déclarer quelle est l'entrée INPUT et quelle est la sortie OUTPUT, lire la valeur d'entrée et contrôler la sortie. Le contrôle dépend ici de la valeur d'entrée, utiliser l'architecture conditionnelle de configuration pour définir différents points pour chaque direction du joystick (Figure.III.31).

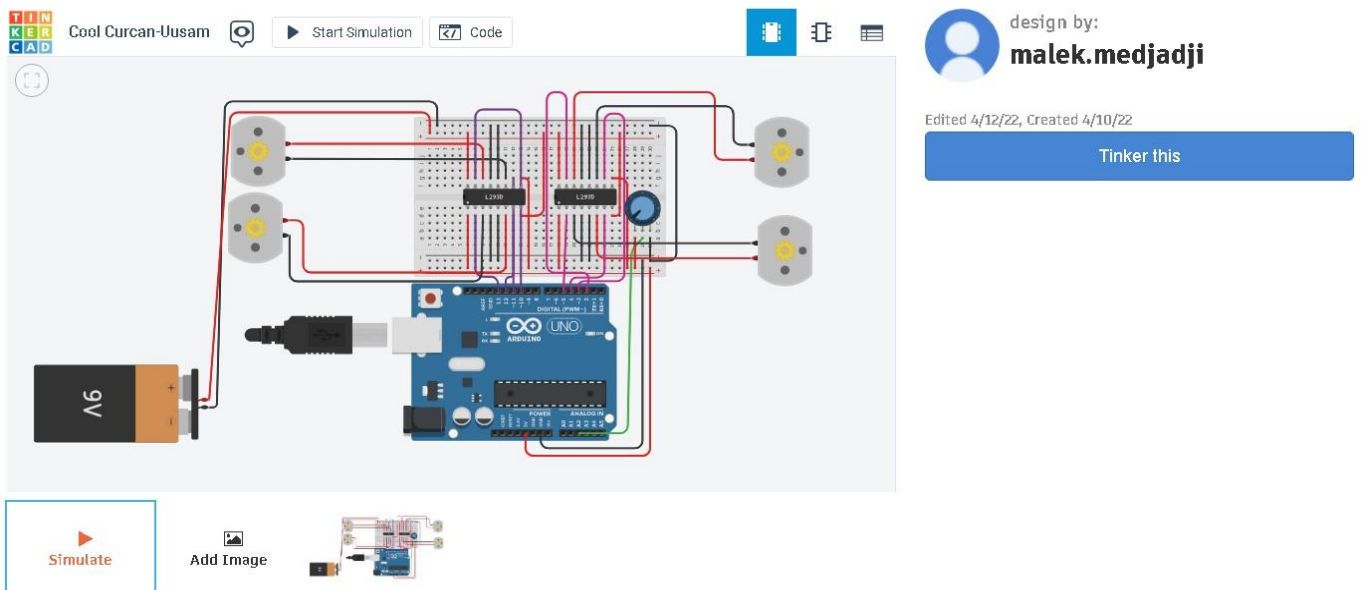


Figure.III.31. le circuit simulé sur TINKERCAD

L'interface du site TINKERCAD a sur le côté droit de la barre des composants où vous pouvez trouver tous les composants nécessaires à votre circuit, il suffit de les faire glisser sur le plan de travail. Tout en haut, nous trouvons l'icône "code" pour l'intégration du programme (Figure.III.33) et l'icône de simulation (Figure.III.32).

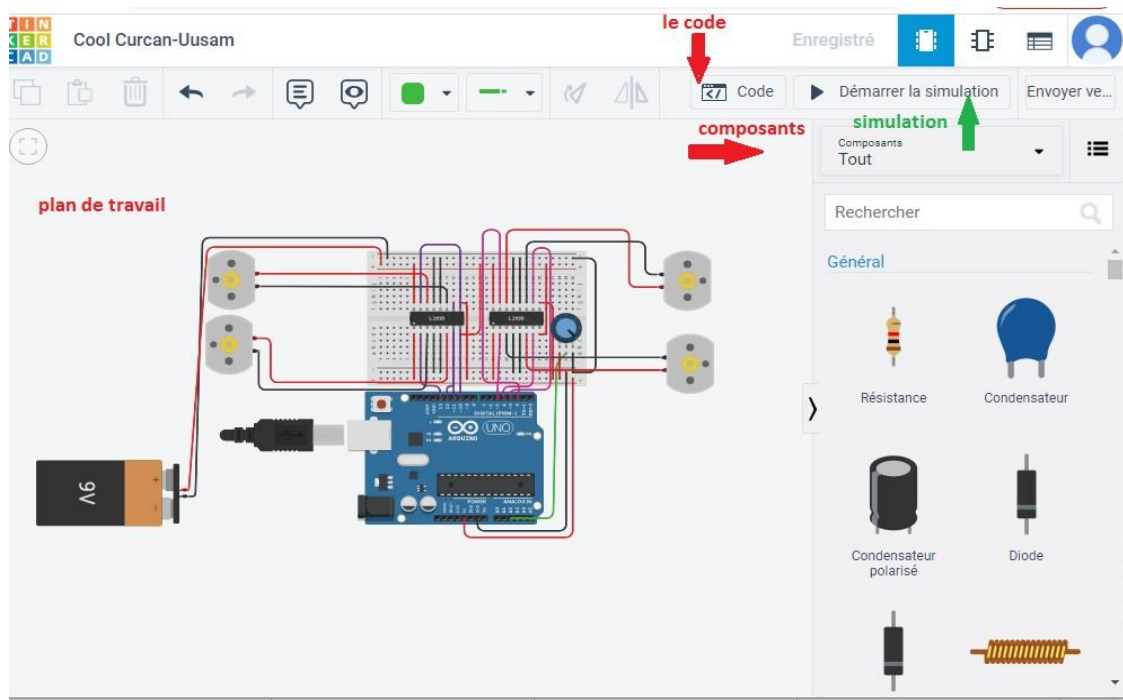


Figure.III.32. l'interface du site TINKERCAD

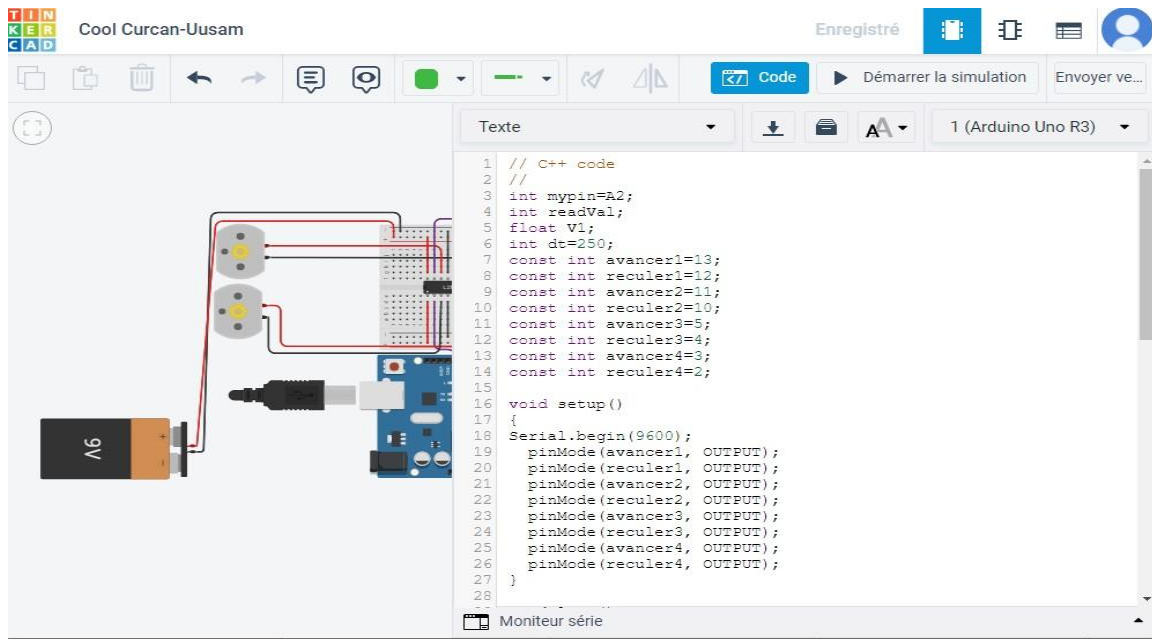


Figure.III.33. Fenêtre de programmation du circuit

XI. Le prototype final:

Le montage mécanique est achevé « squelette, moteurs » soutenu par un harnais de sécurité pour l'attaché avec le support « pour un meilleur maintien de poids » (Figure.III.34). Le test de fonctionnement des moteurs est établi. On a injecté, ensuite un programme similaire à celui de la simulation pour faire tourner les moteurs dans les deux sens afin d'avoir le mouvement des articulations « flexion/extension » (Figure.III.35).

Néanmoins, par manque du temps, la programmation du prototype n'était pas finalisée. On n'a pas arrivé à réaliser le cycle entier de marche. Cependant, le fait d'avoir un mécanisme rigide peut supporter le poids avec un mouvement articulaire puissant et commandé représente un bon signe et encourage la continuité pour meilleurs résultats.



Figure.III.34 harnais de sécurité

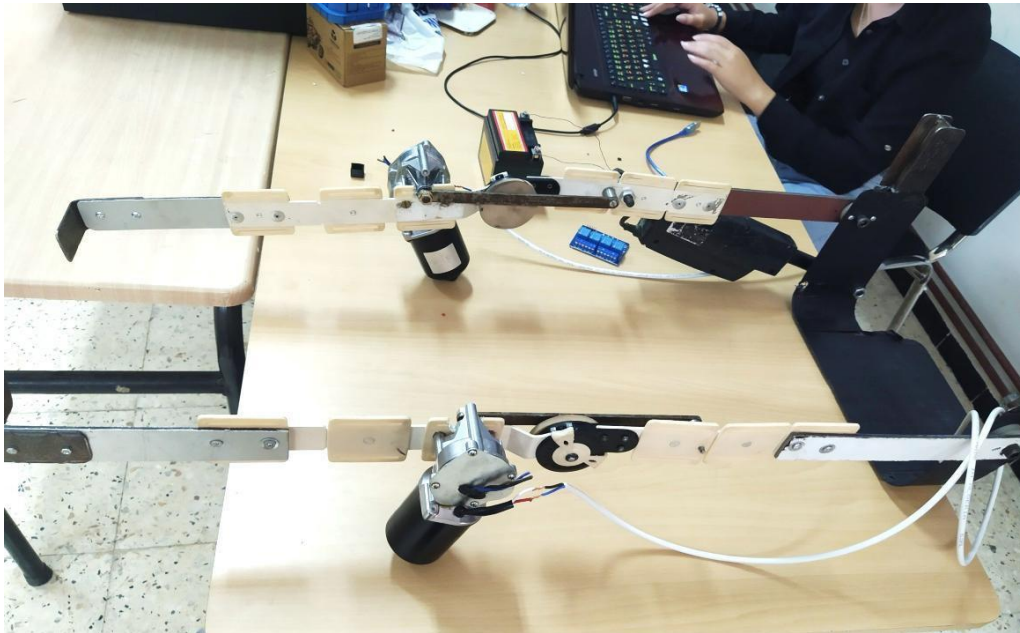


Figure.III.35 la commande des moteurs avec l'Arduino



Figure.III.36 le prototype final de plusieurs profils

Conclusion

Ce chapitre a été consacré dans un premier lieu à la présentation des paramètres de marche et à l'étude cinématique et biomécanique. Les ressources matérielles utilisées afin de modéliser l'exosquelette et simuler les circuits électroniques ont été présentées. Finalement, les étapes de conception de notre exosquelette ont été détaillées.

Conclusion générale

Depuis quelques années, les exosquelettes représentent un véritable espoir pour les personnes en situation de handicap. Dans les centres de rééducation et de réadaptation au monde entier, des machines, souvent uniques, aident des patients paralysés ou qui ont des difficultés pour se déplacer, ou même des modèles d'assistance pour qu'ils puissent accomplir leurs tâches quotidiennes.

Comme toute invention, il existe plusieurs technologies dans plusieurs domaines : rééducation, assistance, industrie, militaire...etc. Avec une concurrence dans le marché dans le but de développer les performances, réduire le cout, le poids...

Un exosquelette est un équipement articulé et motorisé fixé sur le corps au niveau des jambes et du bassin, voire également sur les épaules et les bras. Il facilite les mouvements en ajoutant la force de moteurs électriques.

L'objectif de ce travail était focalisé sur l'étude cinématique et biomécanique de la marche, ainsi que sur les exosquelettes motorisés de jambes, en particulier ceux qui apportent une assistance sur l'ensemble des jambes. Ce sont donc des robots qui se déplacent dans leur environnement.

Au début, nous avons effectué une modélisation du squelette en utilisant le logiciel SOLIDWORKS afin d'estimer son mouvement avec une animation qui décrit le cycle de marche. Ensuite, une simulation du circuit électronique sur TINKERCAD a été établie. Finalement, la phase de conception du prototype a été réalisée on utilisant des moteurs passifs, Arduino MEGA pour la programmation du circuit, un shield moteur L293D pour connecter les moteurs, carte à relais pour réguler la tension et le courant des moteurs dans le circuit et un joystick comme commande manuelle.

Enfin, nous pouvons dire que la technologie des exosquelettes reste toujours en développement ; et il existe des méthodes très développées qui ont besoin de beaucoup plus de temps, d'efforts et moyens.

Références Bibliographiques

- [1] « Les chiffres du handicap dans le Monde : état des lieux en 2021 », *Le Webzine OKEENEA*, 23 avril 2019. <https://webzine.okeenea.com/chiffres-handicap-monde-2021/> (consulté le 19 mai 2022).
- [2] « statistique recente du nombre des handicapés en algérie - Recherche Google ». (consulté le 19 mai 2022).
- [3] S. Lee, « Anatomie et physiologie du système nerveux », *Société canadienne du cancer*. <https://cancer.ca/fr/cancer-information/cancer-types/neuroblastoma/what-is-neuroblastoma/the-nervous-system> (consulté le 11 mai 2022).
- [4] G. Pages, « Estimation de la posture d'un sujet paraplégique en vue d'une rééducation des membres inférieurs sous stimulation électrique fonctionnelle », phdthesis, Université Montpellier II - Sciences et Techniques du Languedoc, 2006. Consulté le: 11 mai 2022. [En ligne]. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00123102>
- [5] P. Métrailler, « Système robotique pour la mobilisation des membres inférieurs d'une personne paraplégique », EPFL, Lausanne, 2005. doi: 10.5075/epfl-thesis-3191.
- [6] J. W. Tee *et al.*, « Decision tree analysis to better control treatment effects in spinal cord injury clinical research », *J. Neurosurg. Spine*, vol. 31, n° 4, p. 464-472, oct. 2019, doi: 10.3171/2019.3.SPINE18993.
- [7] « Qu'est ce qu'une blessure médullaire? | Moelle Epinière et Motricité Québec », 12 août 2011. <http://www.moelleepiniere.com/items-of-interest/quest-ce-quune-blessure-medullaire/> (consulté le 9 février 2022).
- [8] S. Federici, F. Meloni, M. Bracalenti, et M. L. De Filippis, « The effectiveness of powered, active lower limb exoskeletons in neurorehabilitation: A systematic review », *NeuroRehabilitation*, vol. 37, n° 3, p. 321-340, nov. 2015, doi: 10.3233/NRE-151265.
- [9] V. Lajeunesse, C. Vincent, F. Routhier, E. Careau, et F. Michaud, « Exoskeletons' design and usefulness evidence according to a systematic review of lower limb exoskeletons used for functional mobility by people with spinal cord injury », *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 11, n° 7, p. 535-547, oct. 2016, doi: 10.3109/17483107.2015.1080766.
- [10] « 15. Généralités sur la marche – analysedelamarche.fr », 3 février 2022. <https://www.megrot.com/analysedelamarche/2007/09/13/generalites-sur-la-marche/> (consulté le 3 février 2022).
- [11] R. Bogue, « Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments », *Ind. Robot Int. J.*, vol. 36, n° 5, p. 421-427, août 2009, doi: 10.1108/01439910910980141.
- [12] H. Herr, « Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art », *MIT Media Lab*, 4 février 2022. <https://www.media.mit.edu/publications/lower-extremity-exoskeletons-and-active-orthoses-challenges-and-state-of-the-art/> (consulté le 4 février 2022).

- [13] H. Ali, « Bionic Exoskeleton: History, Development and the Future », *IOSR J. Mech. Civ. Eng.*, p. 5.
- [14] « экзоскелет » Blog Archive » Дизайн проект. Проект комплекта оборудования для сварочных работ на основе экзоскелета, для работ в экстремальных условиях. », 8 février 2022. <http://myexs.ru/2012/06/dizajjn-proekt-proekt-komplekta-oborudovaniya-dlya-svarochnykh-rabot-na-osnove-ehkzoskeleta-dlya-rabot-v-ehkstremaalnyjj-usloviyakh/?fbclid=IwAR2xzpFNzGYr1XsrH351Q5UX3g1g9XiUK4JL4kkRhyZhZFcpGYWS1u0h0ko> (consulté le 8 février 2022).
- [15] « TB_Aubry_Paupe.pdf ». Consulté le: 14 mai 2022. [En ligne]. Disponible sur: https://doc.rero.ch/record/305652/files/TB_Aubry_Paupe.pdf
- [16] « Ali - Bionic Exoskeleton History, Development and the F.pdf ». Consulté le: 5 février 2022. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.iosrjournals.org/iosr-jmce/papers/ICAET-2014/me/volume-5/12.pdf?id=7622>
- [17] R. E. Cowan, B. J. Fregly, M. L. Boninger, L. Chan, M. M. Rodgers, et D. J. Reinkensmeyer, « Recent trends in assistive technology for mobility », *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 9, n° 1, p. 20, 2012, doi: 10.1186/1743-0003-9-20.
- [18] G. Chen, C. K. Chan, Z. Guo, et H. Yu, « A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy », *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 41, n° 4-5, p. 343-363, 2013, doi: 10.1615/critrevbiomedeng.2014010453.
- [19] « Exosquelette motorisé », *Wikipédia*. 27 octobre 2021. Consulté le: 4 février 2022. [En ligne]. Disponible sur: https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Exosquelette_motoris%C3%A9&oldid=187493900
- [20] D. P. Ferris, G. S. Sawicki, et A. Domingo, « Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation », *Top. Spinal Cord Inj. Rehabil.*, vol. 11, n° 2, p. 34-49, 2005, doi: 10.1310/6gl4-um7x-519h-9jyd.
- [21] « Stabilité Posturale d'un Exosquelette Actif de Jambes - TEL - Thèses en ligne ». <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01714461v2> (consulté le 4 février 2022).
- [22] R. Riener, L. Lünenburger, I. C. Maier, G. Colombo, et V. Dietz, « Locomotor Training in Subjects with Sensori-Motor Deficits: An Overview of the Robotic Gait Orthosis Lokomat », *J. Healthc. Eng.*, vol. 1, n° 2, p. 197-216, 2010, doi: 10.1260/2040-2295.1.2.197.
- [23] H. Kawamoto et Y. Sankai, « Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person », 2002. doi: 10.1007/3-540-45491-8_43.
- [24] H. Kawamoto, S. Lee, S. Kanbe, et Y. Sankai, « Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller », *SMC03 Conf. Proc. 2003 IEEE Int. Conf. Syst. Man Cybern. Conf. Theme - Syst. Secur. Assur. Cat No03CH37483*, 2003, doi: 10.1109/ICSMC.2003.1244649.
- [25] A. Ortlieb, J. Olivier, M. Bouri, H. Bleuler, et T. Kuntzer, « From gait measurements to design of assistive orthoses for people with neuromuscular diseases », in *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, août 2015, p. 368-373. doi: 10.1109/ICORR.2015.7281227.

- [26] A. Ortlieb, M. Bouri, et H. Bleuler, Éd., « AUTONOMYO: Design Challenges of Lower Limb Assistive Device for Elderly People, Multiple Sclerosis and Neuromuscular Diseases », *Wearable Robot. Chall. Trends*, 2017, doi: 10.1007/978-3-319-46532-6_72.
- [27] F. Patane, S. Rossi, F. Del Sette, J. Taborri, et P. Cappa, « WAKE-Up Exoskeleton to Assist Children With Cerebral Palsy: Design and Preliminary Evaluation in Level Walking », *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 25, n° 7, p. 906-916, juill. 2017, doi: 10.1109/TNSRE.2017.2651404.
- [28] H. I. Krebs *et al.*, « Pediatric anklebot », in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011, p. 5975410. doi: 10.1109/ICORR.2011.5975410.
- [29] E. Garcia, J. Sancho, D. Sanz-Merodio, et M. Prieto, « Atlas 2020: the pediatric gait exoskeleton project », in *Human-Centric Robotics*, WORLD SCIENTIFIC, 2017, p. 29-38. doi: 10.1142/9789813231047_0007.
- [30] K. P. Michmizos, S. Rossi, E. Castelli, P. Cappa, et H. I. Krebs, « Robot-Aided Neurorehabilitation: A Pediatric Robot for Ankle Rehabilitation », *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 23, n° 6, p. 1056-1067, nov. 2015, doi: 10.1109/TNSRE.2015.2410773.
- [31] « ReWalk Robotics - More Than Walking », *ReWalk – More Than Walking*. <https://rewalk.com/> (consulté le 4 février 2022).
- [32] « CYBERDYNE ». <https://cyberdyne.jp/english/index.html> (consulté le 4 février 2022).
- [33] « Rex Bionics - Reimagining Rehabilitation », *Rex Bionics*. <https://www.rexbionics.com/> (consulté le 4 février 2022).
- [34] « Indego | Powering People Forward ». <http://www.indego.com/indego/us/en/home> (consulté le 4 février 2022).
- [35] P. D. Neuhaus, J. H. Noorden, T. J. Craig, T. Torres, J. Kirschbaum, et J. E. Pratt, « Design and evaluation of Mina: a robotic orthosis for paraplegics », *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot. Proc.*, vol. 2011, p. 5975468, 2011, doi: 10.1109/ICORR.2011.5975468.
- [36] « Investor Relations », *Ekso Bionics Holdings, Inc.* <https://ir.eksobionics.com> (consulté le 4 février 2022).
- [37] B. Inc, « Overview :: Bionik Laboratories Corp. (BNKL) ». <https://www.bioniklabs.com/about/overview> (consulté le 4 février 2022).
- [38] « Keeogo - B-Temia ». <https://b-temia.com/keeogo/> (consulté le 4 février 2022).
- [39] « Accueil - Wandercraft ». <https://www.wandercraft.eu/fr/accueil-2/> (consulté le 4 février 2022).
- [40] P. Sale, M. Franceschini, A. Waldner, et S. Hesse, « Use of the robot assisted gait therapy in rehabilitation of patients with stroke and spinal cord injury », *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 48, n° 1, p. 111-121, mars 2012.

- [41] H. Herr, « Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art », *MIT Media Lab*. <https://www.media.mit.edu/publications/lower-extremity-exoskeletons-and-active-orthoses-challenges-and-state-of-the-art/> (consulté le 4 février 2022).
- [42] M. Kardofaki, « Mechatronics development of a scalable exoskeleton for the lower part of a handicapped person. », phdthesis, Université Paris-Saclay, 2019. Consulté le: 5 février 2022. [En ligne]. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-02320199>
- [43] H. Cao, Z. Ling, J. Zhu, Y. Wang, et W. Wang, « Design frame of a leg exoskeleton for load-carrying augmentation », *2009 IEEE Int. Conf. Robot. Biomim. ROBIO*, 2009, doi: 10.1109/ROBIO.2009.5420684.
- [44] A. Chu, H. Kazerooni, et A. Zoss, « On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) », in *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, 2005, p. 4345-4352. doi: 10.1109/ROBOT.2005.1570789.
- [45] C. J. Walsh, K. Endo, et H. Herr, « A QUASI-PASSIVE LEG EXOSKELETON FOR LOAD-CARRYING AUGMENTATION », *Int. J. Humanoid Robot.*, vol. 04, n° 03, p. 487-506, sept. 2007, doi: 10.1142/S0219843607001126.
- [46] A. K. Raj, P. D. Neuhaus, A. M. Moucheboeuf, J. H. Noorden, et D. V. Lecoutre, « Mina: A Sensorimotor Robotic Orthosis for Mobility Assistance », *J. Robot.*, vol. 2011, p. 1-8, 2011, doi: 10.1155/2011/284352.
- [47] « FDA clears Parker's Indego Exoskeleton », *Today's Medical Developments*. <https://www.todaysmedicaldevelopments.com/article/fda-indego-parker-exoskeleton-31116/> (consulté le 5 février 2022).
- [48] Ariane. (2013, octobre), « Ekso : remarcher grâce à un exosquelette », 1 octobre 2013. https://hitek.fr/actualite/exosquelette-pour-marcher-de-nouveau_534 (consulté le 9 février 2022).
- [49] Dal'Secco, E. (2013), « La rééducation assistée par une armure cyborg ! », *Handicap.fr*. <https://informations.handicap.fr/a-handicap-handicapes-paraplegique-tetraplegique-6271.php> (consulté le 9 février 2022).
- [50] NikolaosKo_nas.\Forward And Inverse Kinematics For The NAO Humanoid Robot", Technical University Of Crete,Greece.Chania,July2012.
- [51] ZHENG, Y.F.,HEMAMI,H(1985) Mathematical Modeling Of Robot Collision With Its Environment, Journal Of Robotics Systems, Vol.2,N°3.
- [52] Juan Carlos Arevalo, Daniel Sanz-Merodio,Manuel Cestarian dElena Garcia. Parameterized Inverted and Double Pendulum Model for Controlling Lower limb Active Orthosis. Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. December 11 14,2012,Guangzhou,China