



*Liberté • Égalité • Fraternité*

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE



Institut Régional de  
Formation aux Métiers  
de Rééducation  
et de Réadaptation  
Pays de la Loire  
MASSO-KINÉSITHÉRAPIE

Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et Réadaptation  
Pays de la Loire.

54, rue de la Baugerie - 44230 SAINT- SÉBASTIEN SUR LOIRE

**Métrie des méthodes instrumentées d'évaluation de la  
marche appliquée à la population post-AVC : une revue de la  
littérature.**

Pauline SCRIBE

Mémoire UE28

Semestre 8

Année scolaire : 2019-2020

REGION DES PAYS DE LA LOIRE





### **AVERTISSEMENT**

Les mémoires des étudiants de l'Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et de la Réadaptation sont réalisés au cours de la dernière année de formation MK.

Ils réclament une lecture critique. Les opinions exprimées n'engagent que les auteurs.

Ces travaux ne peuvent faire l'objet d'une publication, en tout ou partie,

sans l'accord des auteurs et de l'IFM3R.



# Remerciements

---

Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont contribué à ces quatre années d'études et qui m'ont aidée lors de la rédaction de ce mémoire.

Tout d'abord, un merci tout particulier à mon directeur de mémoire, pour son implication et ses conseils pendant cette année. Malgré mes mails de panique assez fréquents, vous vous êtes tout le temps montré disponible et avez su m'orienter dans ces recherches. Merci encore !

Merci à ma famille qui a relu tout ce travail et pour qui cela n'a pas dû être évident.

Des tendres remerciements à mes amies proches qui m'ont soutenue toute l'année et m'ont fait rire et décompresser tous les jours. Encore plus à mes deux compères de mémoire, qui ont suivi le même chemin.



# Résumé

---

**Contexte :** Les accidents vasculaires cérébraux (AVC) sont la première cause de handicap acquis chez l'adulte. Les répercussions sont majoritairement fonctionnelles et en particulier, la marche. L'évaluation du schéma de marche du patient ayant subi un AVC est un des points clés de la rééducation, pour évaluer la progression et les traitements à mettre en place.

La méthode d'évaluation de référence est l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM), et se déroule en laboratoire de marche.

D'autres méthodes d'évaluation alternatives, accessibles à tout clinicien, tentent d'obtenir des résultats utilisables en l'absence d'AQM.

**Objectifs :** Cette étude compare, sous un aspect métrologique, trois instruments et méthodes alternatives d'évaluation de la marche, chez le sujet ayant subi un AVC : le système vidéo, le capteur IMU et la Kinect®.

Les critères utilisés sont la validité, la reproductibilité, et le biais.

**Méthode :** Une revue de la littérature est effectuée, selon une méthodologie systématique. Six bases de données ont été interrogées faisant émerger un total de 854 études.

**Résultats :** Après analyse des publications retenues (n=3), trois outils différents sont retrouvés. Le Système Vidéo ainsi que la Kinect® semblent fournir une bonne reproductibilité. Cependant, la validité des trois technologies étudiées n'est pas suffisante pour évaluer la marche pathologique. Néanmoins, l'activité musculaire n'est pas mesurée via ces technologies ce qui limite la compréhension de l'analyse de la marche. Cette évaluation est pourtant nécessaire à la mise en place d'interventions.

**Conclusion :** Cette revue interroge l'utilisation de techniques instrumentées pour permettre une analyse de l'ensemble des déterminants de la marche du sujet post-AVC, en comparaison à ce qui est réalisé dans l'analyse quantifiée de la marche. De nouvelles études sont nécessaires, sur des plans métrologiques (dispositifs existants) et sur le développement de nouvelles approches d'évaluation.

# Mots-clés

---

- Accident vasculaire cérébral
- Analyse quantifiée de la marche
- Evaluation instrumentale
- Spécificité
- Reproductibilité





# Abstract

---

**Background:** Stroke is the leading cause of acquired disability in adults. Its consequences are mostly functional, and mainly walking is affected.

Analysing the stroke patient walk scheme is a key re-education step, to assess progress and identify appropriate treatment.

Most complete assessment method is the “Gait Analysis” and takes place in equipped walk labs. Alternative methods, that can be accessed by any clinician, try to provide usable results, in absence of “Gait Analysis” capabilities.

**Purpose:** This study compares, from a metrological standpoint, three alternative tools and methods for a walk scheme analysis of a stroke patient: “Video System”, “IMU sensor”, and “Kinect®”.

Criteria used here are validity, reproducibility, and bias.

**Method:** A review of literature has been conducted, following a systematic methodology. Six databases were queried, revealing a total of 854 studies.

**Results:** After analysis of the selected publications ( $n = 3$ ), three different tools are found. “Video System” and “Kinect®” seem to provide a sufficient reproducibility. However, validity of the three technologies studied is not sufficient to assess pathological gait. Separately, muscle activity is not measured with these technologies, which limits the understanding of gait analysis. Still, this evaluation is needed to implement interventions.

**Conclusion:** This study questions the use of instrumented techniques to allow an analysis of all the determinants of gait of the post-stroke subject, compared to what is done in “Gait Analysis”. New studies are needed, from a metrological standpoint (with existing devices) and on the development of new evaluation approaches.

# Keywords

---

- Stroke
- Gait analysis
- Instrumented assesment
- Specificity
- Reproducibility



# Liste des abréviations utilisées

---

**AQM** : Analyse Quantifiée de la Marche.

**AVC** : accident vasculaire cérébral.

**CIF** : classification internationale du fonctionnement du handicap et de la santé.

**EBP** : evidence-based practice.

**EMG** : électromyographie.

**GSM** : générateur spinal de marche.

**HTA** : hypertension artérielle.

**IA** : intelligence artificielle

**MCD** : changement minimal détectable.

**OMS** : Organisation Mondiale de la Santé.

**p** : p-value (seuil de significativité)

**SEM** : erreur standard de mesure.



# Sommaire

---

<b>1. Introduction.....</b>	<b>1</b>
<b>2. Cadre conceptuel .....</b>	<b>2</b>
2.1. CIF, marche et autonomie .....	2
2.1.1 Cycle de la marche.....	2
2.1.2 Déterminants de la marche.....	5
2.1.2 Contrôle neurologique de la marche.....	6
2.1.3 Arthrologie.....	8
2.1.3.1. Articulation du pelvis.....	9
2.1.3.2. Articulation du genou.....	10
2.1.3.3. Articulation de la cheville .....	10
2.1.4 Myologie.....	11
2.1.4.1. Hanche.....	12
2.1.4.2. Genou .....	12
2.1.4.3. Cheville .....	12
2.1. Evaluation de la marche .....	13
2.1.3. Analyse quantifiée de la marche .....	13
2.1.4. Performances d'un outil de mesure.....	17
2.1.5. Autres modalités d'évaluation de la marche .....	18
2.2. AVC .....	20
2.2.1. Définition .....	20
2.2.2. Epidémiologie .....	23
2.3 La marche post-AVC .....	24
2.3.1. Caractéristiques du patient hémiparétique .....	24
2.3.2. Classification de la marche pathologique.....	26
2.3.3. Evaluation de la marche post AVC.....	28
<b>3. Problématique et hypothèse de recherche .....</b>	<b>29</b>
<b>4. Matériel et méthode .....</b>	<b>30</b>
4.1. Bases de recherches interrogées .....	30
4.2. Equation de recherche et mots clés.....	30
4.3. Critères d'inclusion et d'exclusion.....	31
4.4. Sélection des articles .....	32
4.5. Diagramme de flux .....	33

<b>5. Résultats.....</b>	<b>34</b>
5.1. Caractéristique des études sélectionnées.....	34
5.2. Méthodologie des études retenues .....	37
5.2.1. Identification des biais.....	37
5.2.2. Présentation des caractéristiques métrologiques.....	38
<b>6. Discussion.....</b>	<b>43</b>
6.1. Réponse à la problématique et aux hypothèses .....	43
6.2. Limites de la revue .....	44
6.3. Limites des mesures .....	45
6.4. La place de l'EMG .....	47
6.5. Recherche scientifique type .....	48
6.6. Autres techniques instrumentées .....	49
6.7. Vers un retour aux échelles cliniques.....	49
6.8. Le patient dans sa globalité.....	50
6.9. Les limites de la démarche .....	51
<b>7. Conclusion .....</b>	<b>52</b>
<b>Références bibliographiques.....</b>	<b>53 à 59</b>
<b>Annexes .....</b>	<b>I à III</b>





## 1. Introduction

Selon les données de l'Organisation Mondiale de la Santé, la population se trouve dans une situation de vieillissement démographique (1). L'âge est retrouvé comme étant un facteur de risque vers l'accident vasculaire cérébral (AVC) (2,3). Les AVC concernent les personnes âgées de plus de 65 ans dans 65% des cas. L'espérance de vie des hommes continue d'augmenter (79,5 ans) et celle des femmes stagne à 85,3 ans. Par conséquent, l'incidence des pathologies liées à l'âge augmente.

On estime à 140 000 par an le nombre de nouveaux cas d'AVC en France, soit un toutes les quatre minutes (4). L'AVC est l'une des principales causes de mortalité mondiale. En France, il s'agit de la principale étiologie chez la femme et de la troisième chez l'homme. Ces données font de l'AVC un des enjeux majeurs de la santé publique (5).

Il est estimé qu'une personne sur six aura un AVC au cours de sa vie et que plus des deux tiers garderont un handicap moteur (6). Les conséquences de cette pathologie sont majoritairement fonctionnelles. Chez les survivants, 22% perdent leur capacité à marcher suite à un AVC. La marche étant le principal moyen de déambulation de l'être humain, les séquelles motrices entraînent de nombreuses limitations d'activité et restrictions de participation.

Le masseur-kinésithérapeute est dans l'obligation de mettre en œuvre différents moyens afin de proposer un projet de soin partagé. L'analyse de la marche est indispensable lors du parcours de soin afin de mettre en place, modifier ou arrêter une intervention pour une personne dont l'AVC a des conséquences au niveau de la déambulation.

Actuellement, la méthode de référence d'examen est l'analyse quantifiée de la marche (AQM) (7). Cet examen se déroule dans des plateformes d'analyse du mouvement. Cependant, cette intervention est coûteuse et peu accessible. Il est peu applicable sur une population de masse et est essentiellement utilisé dans un contexte neurologique et/ou orthopédique comme, par exemple, pour l'injection de toxine botulique lors d'un examen incluant un bloc moteur (8).

De manière quotidienne, en routine clinique, la fonction de la marche est évaluée à partir de tests et d'échelles, ainsi que via de nouvelles modalités instrumentales. L'objectif de ce travail est donc d'identifier parmi ces nouvelles modalités mises à disposition du kinésithérapeute

celles étant le plus aptes à être mobilisées. Ces outils doivent être valides, reproductibles et adaptés à une utilisation clinique.

## 2. Cadre conceptuel

### 2.1. CIF, marche et autonomie

#### 2.1.1 Cycle de la marche

La classification internationale du fonctionnement du handicap et de la santé permet de déterminer les grands domaines de la santé et de les trier en chapitres (9). Selon l'OMS, la mobilité est l'un de ces chapitres (Figure 1). Au sein de la mobilité nous retrouvons tout particulièrement comme compétence « marcher et se déplacer ». La marche est la manière la plus naturelle pour se déplacer de manière autonome.

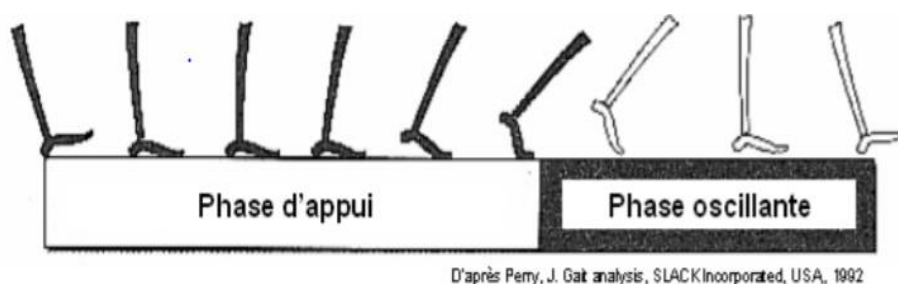
<b>d450</b>	<p><b>Marcher</b>          Avancer à pied, pas à pas, de manière qu'au moins un des pieds soit toujours au sol, comme se promener, déambuler, marcher en avant, marcher en arrière ou sur le côté.</p> <p><i>Inclusions: marcher sur des distances courtes ou longues; marcher sur différentes surfaces; contourner des obstacles</i></p> <p><i>Exclusions: se transférer (d420); se déplacer (d455)</i></p>
<b>d4500</b>	<p><b>Marcher sur de courtes distances</b>          Avancer à pied, sur une distance de moins d'un kilomètre, comme marcher dans sa chambre ou dans le couloir, dans un bâtiment ou sur de courtes distances à l'extérieur.</p>
<b>d4501</b>	<p><b>Marcher sur de longues distances</b>          Avancer à pied, sur une distance de plus d'un kilomètre, comme marcher d'un bout à l'autre du village ou de la ville, d'un village à l'autre ou dans la campagne.</p>
<b>d4502</b>	<p><b>Marcher sur différentes surfaces</b>          Marcher sur des surfaces en pente, inégales ou en mouvement, comme marcher sur l'herbe, le gravier ou la glace et la neige, ou marcher dans un train, sur un bateau en marche ou sur un autre moyen de transport.</p>
<b>d4503</b>	<p><b>Contourner des obstacles</b>          Marcher de la façon nécessaire pour contourner les objets, les personnes, les animaux et les véhicules en mouvement ou immobiles, comme marcher sur la place du marché ou dans un magasin, se déplacer dans le trafic ou d'autres lieux encombrés.</p>
<b>d4508</b>	<p><b>Autres activités précisées relatives au fait de marcher</b></p>
<b>d4509</b>	<p><b>Activités non précisées relatives au fait de marcher</b></p>

Figure 1 : Tableau d450 « marcher et se déplacer » de la classification internationale du fonctionnement et du handicap (9)

La marche humaine peut se définir comme une activité motrice intentionnelle, dirigée vers un but, qui assure le déplacement du corps dans le plan horizontal via des contraintes posturales et d'équilibre (10). C'est un mode de déplacement bipédique utilisant une activité successive des membres inférieurs, ainsi qu'une sauvegarde de l'équilibre dynamique.

Selon Perry. J (11), le corps peut être envisagé en deux parties complémentaires lors de la marche : un « train porteur » qui est le quadrant inférieur c'est-à-dire l'unité de locomotion qui transporte le corps dans l'espace et un « passager ». Ce passager comprend la tête, le cou, le tronc et les membres supérieurs. La marche naturelle est acquise dès le premier double appui mais n'est stabilisée qu'au bout de deux ou trois cycles. Il en est de même pour la phase d'arrêt de marche qui demande un contrôle freinateur (12).

Un cycle de marche physiologique est constitué d'une phase d'appui (65% du cycle) et d'une phase oscillante (35% du cycle). Un cycle commence par le contact du talon au sol et se termine lorsque le même pied est à nouveau en contact avec le sol (12). La marche consiste en une succession de phases d'appui et de phases de transfert pour chaque membre inférieur. Ce tout forme un cycle de marche (Figure 2).



*Figure 2 : division du cycle de marche en phase d'appui et phase oscillante d'après Perry (11)*

Un cycle complet de marche équivaut à 100%. La marche physiologique a été décrite selon des résultats d'études sur des individus sains. Sur cette base ont été établies des normes permettant de décrire la marche de manière détaillée.

Pour l'exemple du cycle de marche par rapport au pied droit celui-ci se décompose de la manière suivante (11,13) (Figure 3) :

**Phase d'appui bipodal de réception (0% à 15% du cycle) :**

- 1- *Contact initial* du talon du pied droit avec le sol (0%).
- 2- Mise en charge sur le membre inférieur droit. Il y a un transfert du poids du corps allant du talon en direction de la pointe du pied. Elle s'achève quand le pied controlatéral quitte le sol. Le décollement du pied gauche a lieu à **15%** du cycle de marche. Cette partie est également appelée *loading response*.

**Phase d'appui unipodal (15% à 50% du cycle) :**

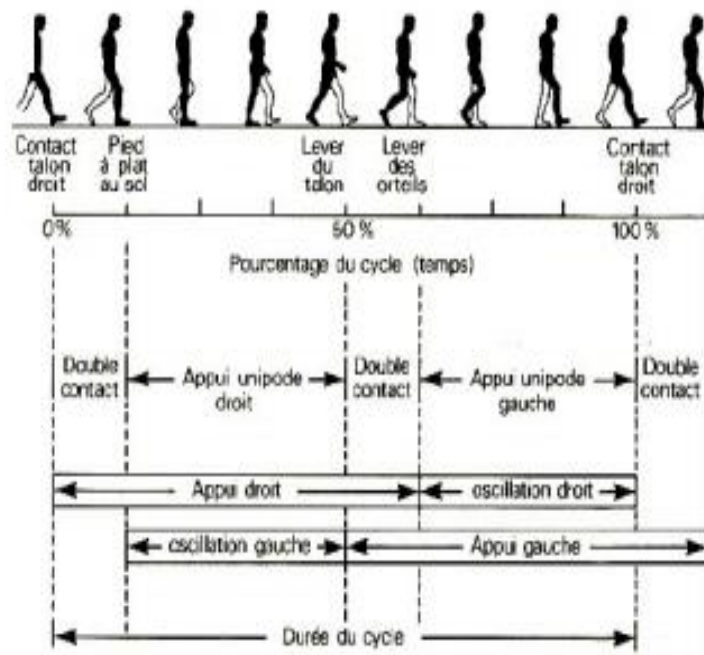
- 3- *Midstance* soit le milieu de la phase d'appui unipodal. Cela correspond à **15 à 30%** du cycle. Le *midstance* correspond à un appui plantigrade du pied droit au sol. Le poids du corps est sur un seul membre inférieur, ici le gauche.
- 4- *Terminal stance* soit la fin de la phase d'appui unipodal. Un décollement du talon du pied droit est initié à **30%** du cycle jusqu'à **50%**. Le membre inférieur controlatéral est toujours en phase oscillante.

**Phase d'appui bipodal de réception (50% à 60% du cycle) :**

- 5- *Pre swing* ou phase pré oscillante. Le pied controlatéral est de nouveau en contact avec le sol et le pied droit s'apprête à décoller. De 50% à 60% du cycle, il y a donc une phase d'appui bipodal sur une durée de 10%.

**Phase oscillante (60% à 100% du cycle) :**

- 6- Début de l'oscillation du membre inférieur droit et perte de contact du membre inférieur droit avec le sol.
- 7- Milieu de l'oscillation du membre inférieur droit, ce qui est l'équivalent de la phase d'appui unipodal du membre inférieur gauche.
- 8- Fin de l'oscillation du membre inférieur droit.



*Figure 3 : Représentation complémentaire du cycle de marche d'après Viel (Viel 2000a)*

Perry (1985) avance qu'une marche doit répondre à 5 prérequis indispensables :

- Stabilité pendant l'appui.
- Dégagement du pied pendant l'oscillation.
- Bon pré-positionnement du pied en fin d'oscillation.
- Longueur de pas correcte.
- Conservation de l'énergie au cours de la marche.

Ces prérequis sont utiles afin de déterminer les principaux paramètres de la marche, tels que la vitesse de marche, la fréquence, la longueur du pas, la largeur du pas et la hauteur du pas.

### 2.1.2 Déterminants de la marche

La marche résulte de la combinaison dans le temps et l'espace des mouvements des segments du corps. Les mouvements du corps produisent une énergie appelée cinétique (11). Deux principaux types de paramètres ressortent.

Des paramètres spatiaux : la longueur du pas, la largeur et l'angle du pas.

- La longueur du pas correspond à la distance de progression vers l'avant du pied oscillant par rapport à l'autre. Autrement dit, la longueur du pas gauche correspond

à la distance séparant les deux talons lors du temps du double appui de réception gauche. Elle se mesure en mètres.

- La largeur du pas correspond à la distance entre l'axe de progression et la partie médiane du talon. Elle se mesure en mètres.
- L'angle de pas correspond à l'angle formé entre l'axe de progression et l'axe du pied. Il correspond donc à l'angle formé entre le talon et le deuxième métatarsien.

Des paramètres temporels : le temps d'appui unipodal et la durée du cycle de marche.

- La cadence de marche correspond au nombre de pas par minute. La cadence est de 115 à 120 pas par minute pour les femmes et de 110 à 115 pas par minute pour les hommes (14,15).
- La vitesse de marche est la distance parcourue selon un temps déterminé. Elle est déterminée par la relation mathématique suivante : vitesse de marche (m/s) = (Longueur d'enjambée x cadence)/120. La vitesse de marche optimale est de l'ordre de 1,6 mètres/secondes.
- Le pourcentage de temps passé en double appui.

En l'absence de pathologie, la marche est dite symétrique selon ces paramètres spatio-temporels.

### **2.1.2 Contrôle neurologique de la marche**

La marche est une action automatique qui reste une activité motrice complexe. Elle requiert d'une part une organisation motrice hiérarchisée et, d'autre part, un bon équilibre dynamique.

Plusieurs étages sont clairement définis dans le contrôle neurologique. Ils doivent être coordonnés pour assurer une locomotion optimale (12) :

- Un étage central supra-spinal qui initie, planifie le déplacement et l'exécute.
- Un étage moyen spinal permettant de rythmer la locomotion via le générateur spinal de marche.
- Un étage périphérique, afin de pouvoir s'adapter aux contraintes imposées par l'environnement extérieur.

Au niveau des aires corticales, le cortex moteur primaire va être la première zone stimulée, afin d'initier l'action via l'aire pré motrice. Ces aires motrices se situent dans le lobe frontal et pré

frontal. L'information va descendre par deux systèmes : la voie pyramidale et la voie extra pyramidale. Ces deux voies ont pour rôle d'envoyer les informations pour exécuter le mouvement et de le réguler.

La voie pyramidale fait appel à la commande volontaire et se projette directement sur les neurones spinaux. C'est une voie directe de la motricité permettant l'exécution.

La voie extra pyramidale passe par l'hypothalamus et par les ganglions de la base se situant au niveau du tronc cérébral. C'est une voie indirecte. Les ganglions de la base ont pour rôle d'inhiber les mouvements non désirés. Ces informations parviennent jusqu'à la région locomotrice mésencéphalique permettant l'initiation et le relai jusqu'à la moelle épinière.

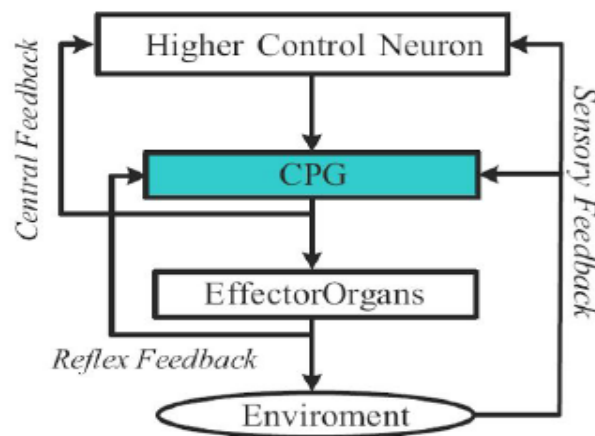
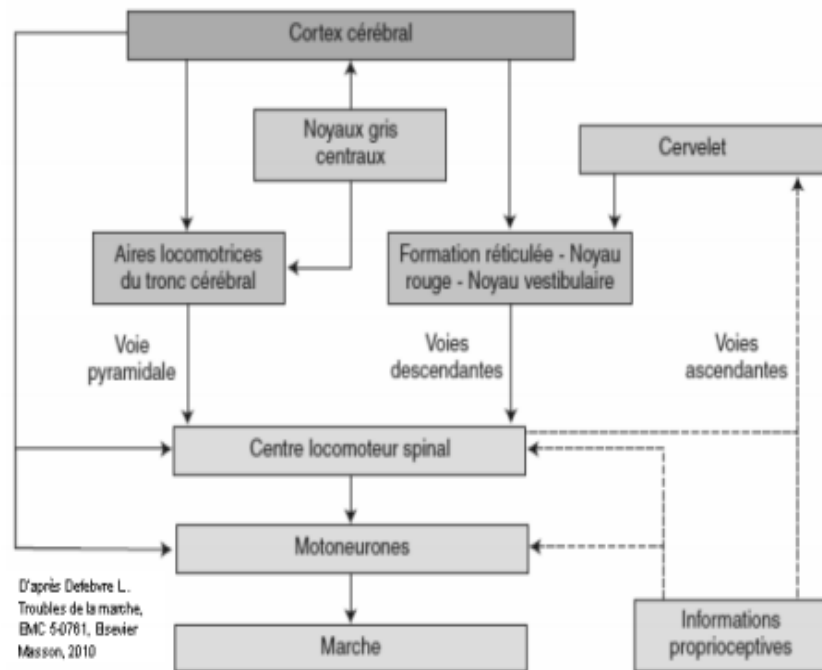


Figure 4 : hiérarchisation du contrôle neurologique de la marche d'après Beliez (16)

Au niveau spinal prend place le générateur spinal de marche (GSM). Le GSM est un réseau de neurones capables de transformer le message descendant en une activité rythmique (CPG : Figure 4). Il transmet aux effecteurs le message électrique. Il est contrôlé par des structures centrales supra-segmentaires et permet l'activation musculaire (17). Cette succession d'étapes élaborées par différentes aires cérébrales permet l'orientation du corps dans l'espace.

L'étage périphérique comprend différents systèmes. Ceux-ci sont recrutés de manière simultanée afin de permettre un bon déroulement de la marche. Les principaux systèmes mis en jeu sont le système vestibulaire, le système cérébelleux, le système proprioceptif (organe tendineux de Golgi), le système cutané (mécano récepteurs) et le système visuel (18) (Figure 5).





*Figure 5 : organisation des structures contrôlant le système locomoteur d'après Defebvre (19)*

La marche est donc un mouvement réflexe et reproductible déclenché par une stimulation sensorielle. Le générateur spinal de marche utilise cette organisation réflexe. C'est également un mouvement automatique avec des déterminants spatio-temporels se répétant. Le déroulement de la marche est stéréotypé. Il s'agit, en plus, d'un mouvement intentionnel. L'action est réalisée dans l'objectif d'atteindre un but. Elle est déclenchée par une composante extérieure ou par le cerveau selon les pensées du sujet. La marche fait donc appel aux trois types de motricité. (20)

### 2.1.3 Arthrologie

Les différentes articulations du membre inférieur ainsi que les muscles sont recrutés à des temps différents selon la phase du cycle de marche. Les principales articulations mises en jeu sont la hanche, le genou et la cheville (21).

La cinématique de la marche peut s'expliquer à l'aide d'une organisation tridimensionnelle dont l'étude est faite par plan et par articulation :

- Plan sagittal : inclinaison du bassin, flexion/extension de hanche, flexion/extension de genou et flexion de cheville.
- Plan frontal : obliquité du bassin et abduction/adduction de hanche.

- Plan transversal : rotations de hanche, de tibia, de pied et également de bassin dont la rotation est opposée à celle de la ceinture scapulaire.

### 2.1.3.1. Articulation du pelvis

La description de la cinématique du bassin dans la marche est décrite dans la Figure 6. Dans le plan sagittal, une flexion/extension de 0° à 45° est nécessaire pour une marche physiologique. Lors du contact initial, la hanche est fléchie. Lors de la réponse à la mise en charge, le poids du corps va passer au-dessus du pied au sol, donc la hanche va se dé fléchir pour aller vers l’extension pour la phase pré oscillante.

Dans le plan frontal, une adduction/abduction de 10 à 60° est nécessaire pour une marche physiologique. Pour pouvoir déplacer le centre de gravité, le bassin va s’incliner vers le bas et la gauche, donc être en adduction du côté de la hanche d’appui. Le centre de pression se situera alors à droite.

Dans le plan transversal, une rotation latérale et médiale de 5° est optimale pour une marche physiologique. Lors du passage de l’appui bipodal à l’appui unipodal, elle va entraîner une rotation externe du pelvis.

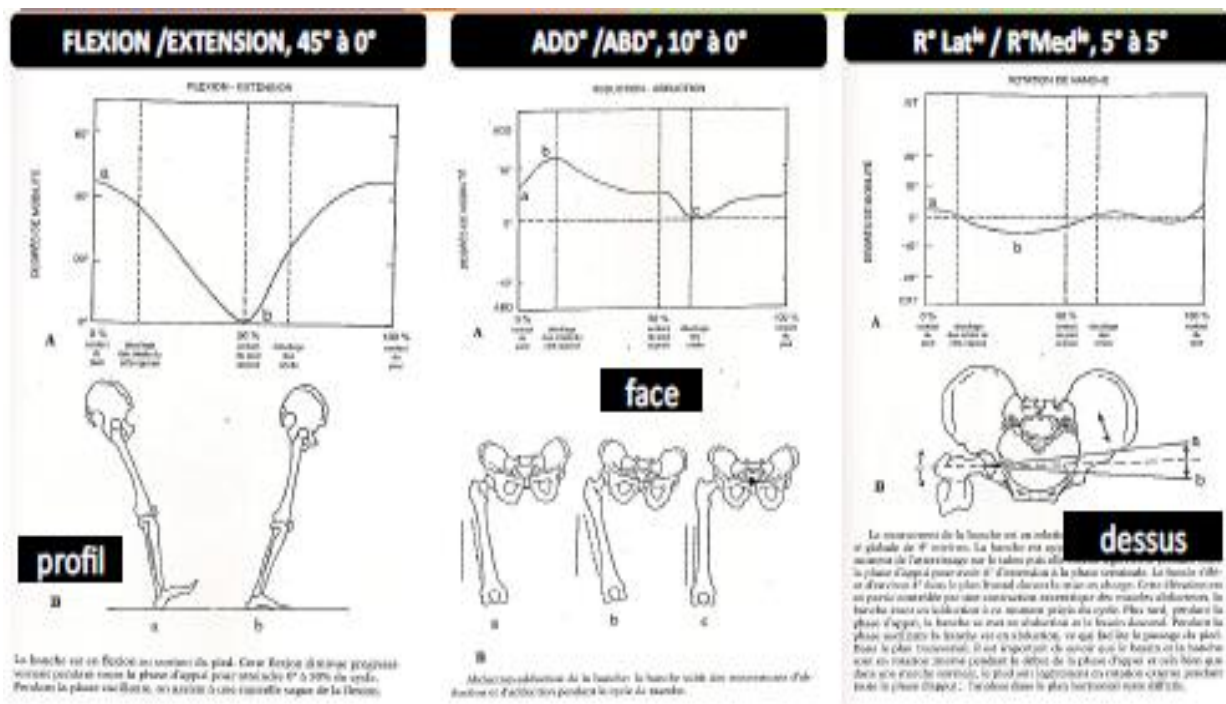


Figure 6 : articulation coxo-fémorale lors de la marche d’après Viel (22)

### 2.1.3.2. Articulation du genou

La description de la cinématique du genou durant la marche est décrite dans la Figure 7. Le rôle du genou dans la marche est majoritairement l'absorption des chocs, lors de la phase de transfert du poids du corps sur le membre inférieur en appui. Lors de la *loading response*, au début de l'appui unipodal, la flexion de genou est de 20°. Le genou se fléchit légèrement afin de pouvoir amortir le contact. Lors de l'appui unipodal, il se produit une extension du genou jusqu'à ce que le pied controlatéral reprenne contact avec le sol. Lors de l'appui bipodal, le genou arrière revient vers la flexion. Le pic de flexion de genou pour une marche physiologique se situe autour de 60° dans le plan sagittal. Ce pic de flexion a lieu au début de la phase oscillante.

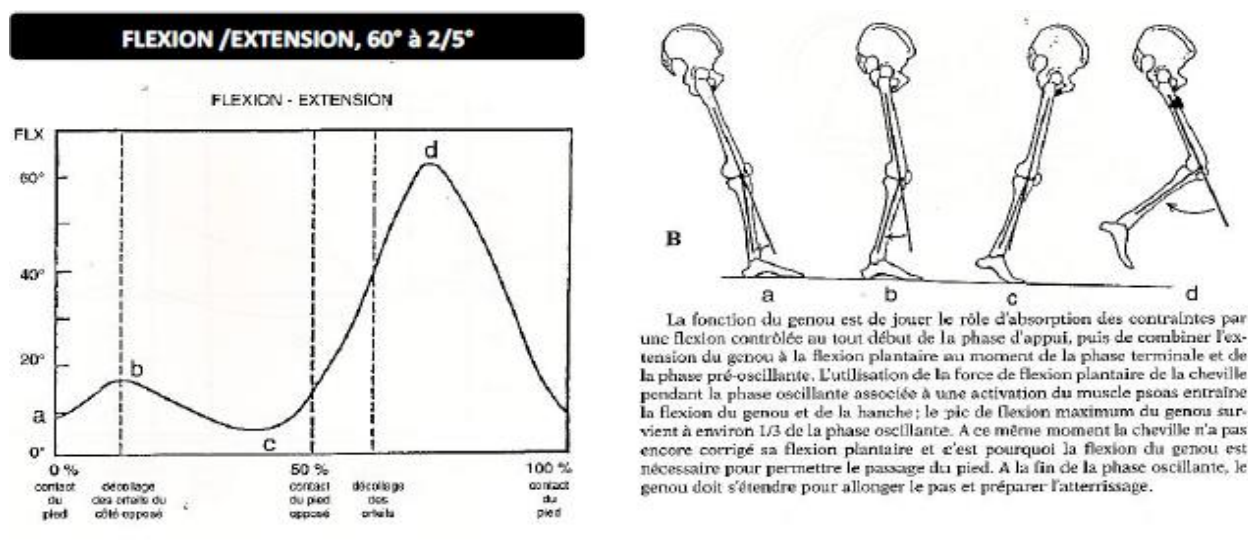


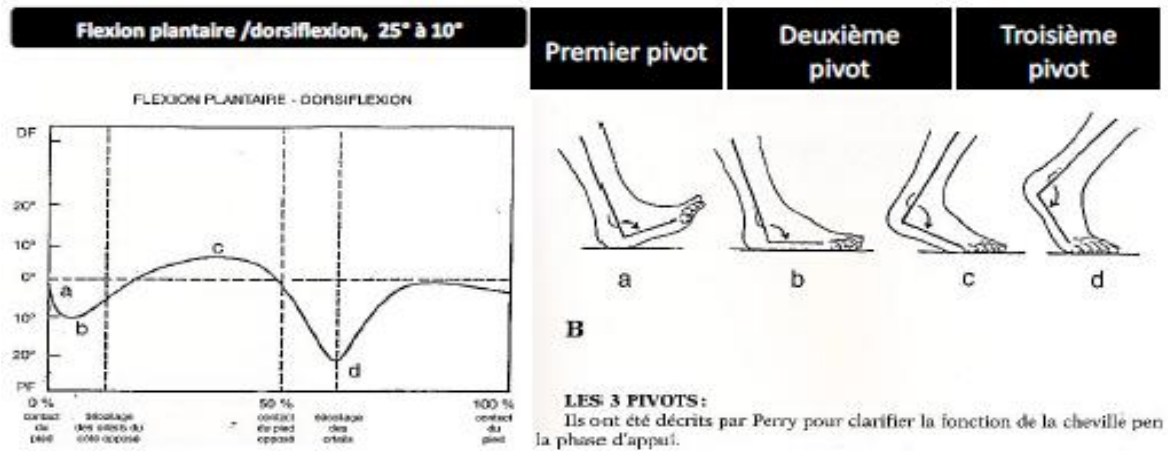
Figure 7 : articulations du genou pendant la marche d'après Viel (22)

### 2.1.3.3. Articulation de la cheville

La description de la cinématique de la cheville durant la marche est décrite dans la Figure 8. L'avancée de la marche est permise par un système de triple pivot au niveau du pied, de la cheville et via la progression du membre inférieur controlatéral pendant la phase oscillante. Ces trois pivots se font autour du talon, autour de la cheville et autour de l'avant pied.

Lors de l'attaque du talon au sol, la cheville est à 0° de flexion plantaire et dorsale. Il s'agit du premier pivot. La flexion plantaire commence lors la *loading response* quand la partie antérieure du pied se plaque au sol. Cette flexion plantaire est suivie par une flexion dorsale qui accompagne l'avancée tibiale. C'est le deuxième pivot.

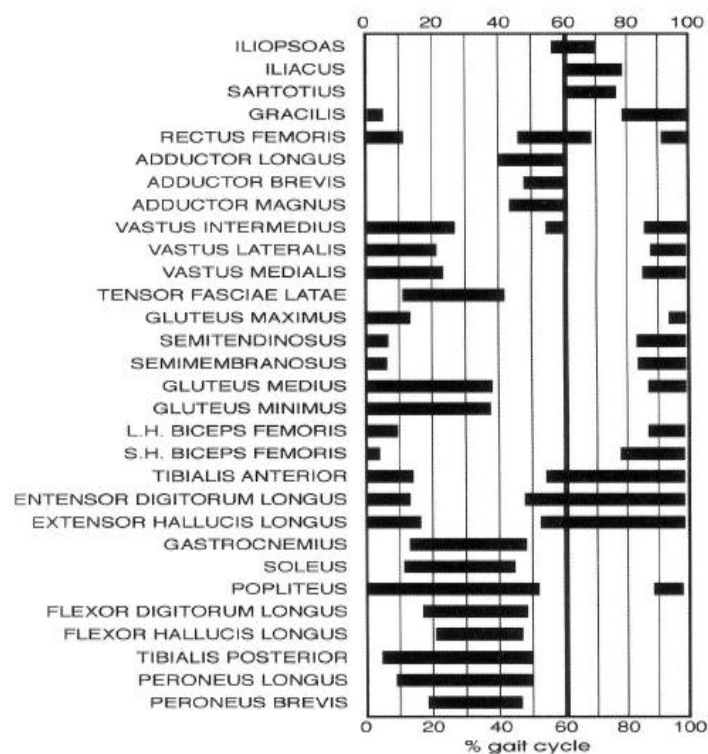
Lors de la phase pré oscillante, la cheville effectue une flexion plantaire qui va permettre de déverrouiller le genou et de lancer la phase oscillante. C'est le troisième pivot. Pendant la phase pendulaire, la cheville revient en position neutre.



*Figure 8 : Articulation de la cheville durant la marche d'après Viel (22)*

### 2.1.4 Myologie

Au niveau de la hanche du genou et de la cheville, différents groupes musculaires sont particulièrement importants pour assurer une marche de bonne qualité (22). Les séquences d'activation musculaire au cours du cycle sont résumées dans la Figure 9.



*Figure 9 : Séquence d'activation musculaire en phase on/off selon Basmajian (23)*

#### 2.1.4.1. Hanche

Les stabilisateurs latéraux : le *gluteus minimus* et le *gluteus medius* permettent le verrouillage de la hanche lors de l'appui unipodal. Ils sont principalement actifs au début du cycle de marche. Le bassin adducte de 5° lors de la marche, les stabilisateurs latéraux ont pour rôle d'éviter la chute du bassin et de limiter son obliquité.

Les extenseurs de hanche vont limiter la flexion de hanche en excentrique et de permettre une extension de hanche lors de la phase pré-oscillante.

Les fléchisseurs de hanche (*iliopsoas* et *iliacus*) interviennent au début de la phase oscillante pour permettre de lancer le membre inférieur et de passer le pas.

Le *rectus femoris* (muscle bi-articulaire appartenant au *quadriceps femoris*) a pour rôle la flexion de hanche et l'extension de genou. Il intervient en mode concentrique en amont des autres fléchisseurs afin de limiter son étirement. L'énergie emmagasinée au niveau du genou est restituée au niveau de la hanche, lorsque les autres fléchisseurs de hanche se contractent.

#### 2.1.4.2. Genou

Les fléchisseurs de genou (*semitendinosus*, *semimembranosus* et *biceps femoris*) s'activent en fin de phase oscillante avec une contraction excentrique. Leur contraction permet de conserver une légère flexion du genou pour préparer l'attaque du talon au sol. Les *gastrocnemius* ayant une composante de flexion vont permettre le déverrouillage du genou permettant de lancer la phase oscillante.

L'extension de genou est produite par le *quadriceps*. Dans la marche bipède, le *quadriceps* stabilise le genou en position d'extension. Celui-ci comprend le *rectus femoris* ainsi que les *vastus intermedius*, *lateralis* et *medialis*. Ils se contractent de manière simultanée pour stabiliser le genou lors du contact initial.

#### 2.1.4.3. Cheville

Les releveurs comprennent le muscle *tibialis anterior*, *extensor digitorum longus* et *extensor hallucis longus*. Ils ont une activité frénatrice excentrique lors de l'approche du pied au sol. Au cours de la phase oscillante, les releveurs ont une activité concentrique, afin d'éviter que le pied n'accroche au sol.

Les extenseurs de chevilles sont le *triceps surae* ainsi que le *flexor digitorum longus* et le *flexor hallucis longus*. Le *triceps surae* a un rôle crucial lors de la propulsion. Il participe également à la stabilisation de la jambe sur le pied pendant la station debout. C'est également le *triceps* qui va restituer l'énergie permettant la propulsion.

Les stabilisateurs de cheville sont les muscles *peroneus longus* et *peroneus brevis* et agissent lors des phases d'appui du pied au sol.

## **2.1. Evaluation de la marche**

### **2.1.3. Analyse quantifiée de la marche**

L'analyse quantifiée de la marche pure est un outil de mesure et d'évaluation tridimensionnelle permettant de recueillir les différents paramètres spatio-temporels. Cet instrument permet de transformer la marche, phénomène biomécanique, en données numérisées et en courbes. C'est une évaluation multimodale simultanée de la marche en tant que phénomène biomécanique (7). L'analyse quantifiée de la marche se déroule dans un laboratoire de marche. À ce jour, 26 laboratoires d'analyse du mouvement existent en France (24).

Cet examen doit tout d'abord être prescrit par un médecin dans un but précis : essayer de trouver une réponse à un problème donné, afin d'y apporter des pistes de traitements. L'analyse des anomalies, en lien avec les résultats de l'évaluation clinique du patient, permet aux professionnels une interprétation autre des données afin de proposer un projet de soin ciblé et adapté au patient. C'est un examen utilisé uniquement pour certaines pathologies dont l'AVC.

L'objectif clinique de l'AQM est de caractériser les anomalies de marche du patient pour orienter la thérapie. Elle permet de distinguer les anomalies qu'il est possible de traiter des anomalies secondaires. C'est-à-dire d'évaluer les déficits neurologiques mais aussi les compensations mises en place. Si la maladie ne peut être traitée, il est possible de diminuer ses conséquences par des traitements plus adaptés.

C'est une procédure chronophage, onéreuse et qui nécessite un matériel spécifique :

- Des caméras vidéos à haute résolution temporelle (>100Hz).
- Des marqueurs optoélectroniques.

- Des émetteurs-récepteurs, c'est-à-dire des caméras émettant un rayonnement dans un spectre proche de l'infra-rouge.
- Une plate-forme de force et une unité centrale informatique.
- Des électrodes électromyogramme et un amplificateur du signal enregistré.

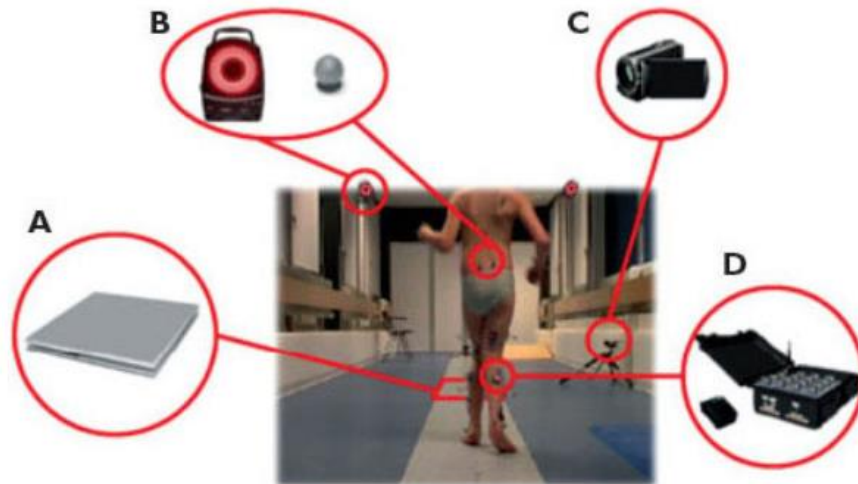


Figure 10 : matériel utilisé pour réaliser une analyse quantifiée de la marche (25)

*A : plateforme de force incorporée dans le sol. B : système de caméras optoélectroniques et marqueurs réfléchissants. C : caméra numérique vidéo. D : système d'électromyographie de surface.*

L'examen se déroule suivant un protocole commun aux différents laboratoires.

Après un interrogatoire complet du patient, ce dernier est préparé : des marqueurs sont placés sur des repères anatomiques précis. Si un recueil de l'activité musculaire est nécessaire, des électrodes EMGs sont également collées en regard des muscles ciblés, à la surface de la peau.

Il y a ensuite un temps d'acquisition pendant lequel le sujet déambule sur la plate-forme. Une moyenne des acquisitions est faite dans les trois dimensions de l'espace sur la base de l'appui au sol.

Puis, les résultats sont obtenus, il faut donc un temps de traitement des données. Les données tridimensionnelles sont représentées sous forme de courbes et de graphiques à analyser comme le montre l'exemple de la figure 10.

Enfin, l'interprétation des données est faite le plus souvent de manière pluri disciplinaire avec au minimum un médecin, un ingénieur.

Cet examen ne permet pas de traiter le problème de manière directe, mais de comprendre le problème et de diminuer ses conséquences.

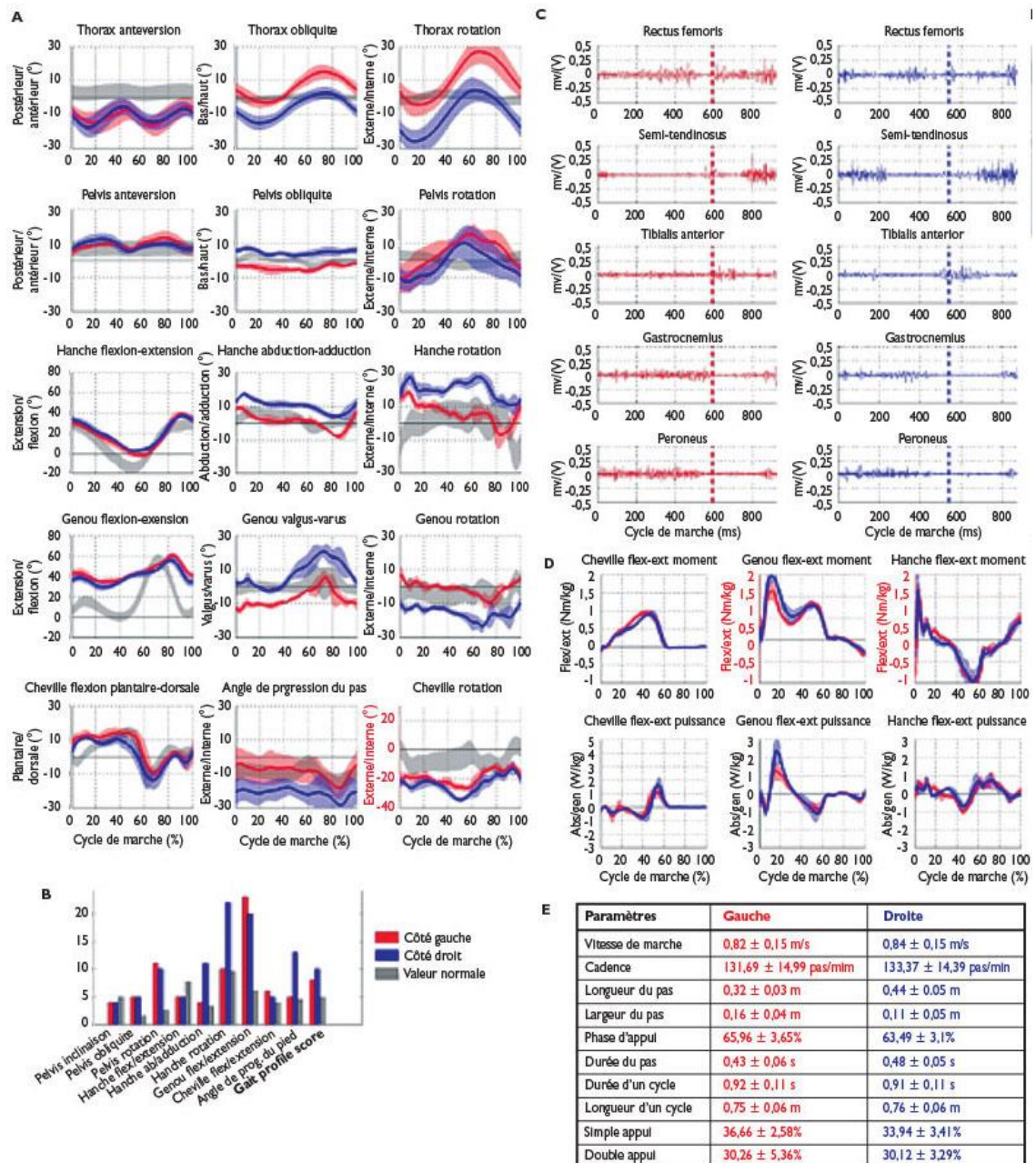


Figure 11 : éléments généralement présents dans un rapport d'analyse quantifiée de la marche

(25)

A. Cinématique ; B. Scores définissant le degré d'atteinte global de chaque articulation ; C. Electromyographie ; D. Cinétique ; E. Paramètres spatio-temporels



L'AQM permet de recueillir trois types de paramètres :

- Des paramètres cinétiques ou spatio-temporels. Ce sont les paramètres globaux tels que la vitesse, la longueur de pas et la cadence de la marche. La plate-forme intégrée au sol du laboratoire de marche permet de mesurer les trois composantes de la force de réaction du sol. La force mesurée est donc la force lors de la phase d'appui. En sont déduits les moments et les puissances articulaires.
- Des paramètres cinématiques. Grâce aux marqueurs posés sur le sujet, les mouvements des segments corporels sont enregistrés. Les angles articulaires du bassin, de la hanche, du genou et des chevilles sont les principaux représentés lors de la cinématique de la marche. Il s'agit d'une mesure angulaire.
- Des paramètres mécaniques lorsqu'elle est couplée à un EMG. L'analyse cinématique permet de corréliser l'électromyogramme. Lors d'une anomalie de mouvement, cela permet de déterminer s'il s'agit d'une anomalie d'activation musculaire et donc d'orienter les hypothèses. Cela donne des informations supplémentaires à l'analyse clinique pour expliquer que le mouvement ne se fait pas de manière physiologique. Il est possible de comparer ces données aux travaux de JV. Basmajian qui a décrit les séquences d'activation physiologique des muscles durant la marche (26).

Bien qu'actuellement, l'AQM soit considérée comme le *gold standard* de l'analyse de la marche, cette méthode présente des limites. En effet, l'espace de marche délimité par le tapis, ainsi que le sol PVC ne représente pas l'environnement réel. Le patient est analysé dans un lieu, où les conditions de marche sont optimales et idéalisées (marche en ligne droite, terrain plat...) (27).

Cet examen n'est pas applicable à grande échelle et est donc réservé à un nombre limité de patients.

Ci-dessous, le tableau I résume les intérêts et les limites de l'analyse en laboratoire du mouvement.

Tableau I : résumé des avantages et des limites de l'analyse quantifiée de la marche en laboratoire d'après Netgen (25)

Avantages	Limites
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pertinence clinique</li> <li>- Quantification du résultat</li> <li>- Rôle éducatif pour le clinicien</li> <li>- Feedback pour le patient</li> <li>- Examen complet et précis</li> <li>- Biais d'erreur très faible</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Prix</li> <li>- Matériel/Emplacement nécessaire</li> <li>- Temps</li> <li>- Formation à l'utilisation</li> <li>- Difficulté d'interprétation</li> </ul>

Pour ces raisons, les kinésithérapeutes utilisent d'autres modalités en routine d'examen clinique.

#### 2.1.4. Performances d'un outil de mesure

Les tests cliniques ne permettent pas d'établir un diagnostic, cependant ils réduisent l'incertitude d'un diagnostic (28). Les tests cliniques sont réalisés manuellement ou à l'aide d'instruments. Afin que les tests soient pertinents dans la pratique clinique, ils doivent répondre à certaines exigences (29). Les instruments de mesure sont standardisés (30).

- **Validité** : la mesure délivre une information conforme à la réalité de ce qu'elle est supposée mesurer. Le résultat obtenu par la mesure se rapproche le plus possible de l'état réel de ce qui est évalué. La validité est mesurée à travers deux indicateurs ; la sensibilité et la spécificité.

**Sensibilité** : c'est la capacité du test à donner un résultat positif lorsque l'hypothèse est vérifiée. La sensibilité permet de savoir la confiance qu'il est possible d'accorder au résultat d'une mesure.

**Spécificité** : c'est la capacité d'un test à donner un résultat négatif lorsque l'hypothèse n'est pas vérifiée.

- **Reproductibilité** : la notion de reproductibilité est liée à celle de fiabilité. il s'agit de la capacité d'un test à reproduire des résultats identiques de manière répétitive (30).

Si ce test est effectué plusieurs fois par le même opérateur et donne des résultats similaires, on parle de fiabilité intra-examineurs (31).

Si ce test est effectué par deux opérateurs différents et que le test donne les mêmes résultats, on parle alors de fiabilité inter-examineurs.

- **Réactivité** : la réactivité d'un instrument est la capacité à mettre en évidence un changement et permet de détecter la sensibilité du changement (30).

### **2.1.5. Autres modalités d'évaluation de la marche**

L'analyse de la marche peut également se faire de façon simplifiée.

#### **L'analyse observationnelle :**

Il est possible de quantifier la marche d'un point de vue clinique. Tout d'abord avec un examen morpho dynamique au cours duquel le kinésithérapeute observe la démarche du patient ayant subi un AVC et relève les différents déficits. C'est ce bilan initial qui va orienter la suite de la prise en soin. Il permet d'évaluer les séquelles suite à la lésion, afin de mettre en place une rééducation fonctionnelle.

L'analyse qualitative prend en compte le niveau d'aide humaine ou technique, les orthèses ou appareillages nécessaires.

L'analyse observationnelle consiste en un examen clinique couplé ou non à une analyse vidéographique (12). Les examens cliniques peuvent consister en des tests cliniques, des échelles fonctionnelles ou encore des scores. Ci-dessous sont listés les examens les plus fréquemment rencontrés lors de l'analyse de la marche (32):

- Le test de Tinetti ou POMA. Il comprend une partie concernant l'équilibre statique et une partie concernant l'évaluation de la marche.
- Le time Up and Go. Il évalue le temps nécessaire pour se lever d'une chaise, faire quelques mètres et se rasseoir.
- Le test des 10 mètres. Il consiste à évaluer la marche sur dix mètres sans demander de tâches particulières au patient.
- Le test de marche des 6 minutes. Ce test mesure également la résistance à l'effort. La vitesse de marche est un bon indicateur de la marche globale du patient.

Différentes échelles sont également utilisées telles que (32) (33):

- L'échelle du *functional gait assessment* (modification de l'indice dynamique de marche) : score sur 30 en 10 items côtés de 0 à 3 points selon l'utilisation de tâches de niveau supérieurs (34) (35).
- La *Winsconsin Gait Scale* : échelle visuelle examinant 14 variables à partir de bandes vidéos de la marche d'un patient (36) (37).
- Le *Hemiplegic Gait Analysis Form* : formulaire de 18 items se basant sur l'enregistrement d'une vidéo (38).
- La feuille de travail adaptée de la *New York Medical School Orthotic Gait Analysis* : il s'agit d'une échelle constituée de 17 items permettant de d'évaluer les paramètres cinématique et spatio-temporel (39).
- La *Stroke Rehabilitation Assessment of Movement* : échelle sur 30 propositions divisées en 3 items (40).

Ces outils ne permettent d'évaluer que quelques paramètres de la marche. Ce sont des échelles majoritairement basées sur l'observation. Afin de se rapprocher de l'analyse en *motion capture*, de nouvelles méthodes sont apparues.

### **L'analyse instrumentée :**

Afin de mesurer les paramètres spatio-temporels, des outils plus fiables que l'œil humain ont été développés (7).

- Les cellules photoélectriques permettent d'obtenir la vitesse de marche sur une faible distance (41).
- Les satellites (GPS) permettent une évaluation sur une plus longue distance, toutefois, ils ne permettent l'évaluation que d'un paramètre (42).
- Les chaussures avec cellules de pression et contacteurs électriques sont une autre alternative encore peu développées (43).
- Les capteurs de type Kinect® malgré des imprécisions concernant l'identification des centres articulaires.

- Les tapis instrumentés sont actuellement les outils les plus utilisés pour analyser la marche d'un patient (44). Ils sont plus accessibles, plus pratiques pour le patient et offrent la capacité d'être couplés à des capteurs EMG.

Une analyse précise de la marche est nécessaire. Chaque individu marche différemment avec une démarche qui lui est propre. Cela permet d'identifier des individus dans des moyennes globales. L'AQM donne des valeurs cinématiques (angulaires), cinétiques (spatio-temporel) et mécaniques avec l'EMG (activation musculaire). Cela donne donc des valeurs mesurées, mais permet surtout d'évaluer de manière très spécifique les modalités de déplacement d'un individu, d'une seule personne. Cette analyse a un très fort intérêt clinique.

La marche est aujourd'hui évaluée de manière si précise, qu'il est possible de reconnaître des individus sur la base de la simple marche (45). En effet, chaque humain a un schéma caractéristique qui lui est propre. La signature motrice se définit comme l'ensemble des mouvements et des postures qui sont adoptées de manière préférentielle par un individu. Concernant la marche, il s'agit de la posture la plus économique en énergie. On parle également de préférence motrice.

Cette signature posturale est modifiée dans le cadre d'un patient AVC compte-tenu des nombreuses séquelles motrices. La démarche est altérée et peut devenir gênante pour le patient.

L'AVC affecte gravement les capacités fonctionnelles du patient et plus précisément ses capacités de marche. L'évaluation de la marche est alors importante, afin de définir un diagnostic, de proposer un plan de traitement et d'évaluer la réadaptation suite à l'AVC propre à chaque personne, selon les troubles observés.

## **2.2. AVC**

### **2.2.1. Définition**

L'acronyme AVC regroupe l'ensemble des maladies vasculaires cérébrales d'origine artérielle ou veineuse. Cela inclue donc les ischémies cérébrales artérielles transitoires ou constituées (80% des AVC), ainsi que les hémorragies cérébrales et les thromboses veineuses (moins de 2%) (46).

L'AVC a pour caractéristiques « un déficit brutal d'une fonction cérébrale focale sans autre cause apparente qu'une cause vasculaire » ou « l'interruption de la circulation sanguine dans le cerveau, en général quand un vaisseau sanguin éclate ou est bloqué par un caillot. L'apport en oxygène et en nutriments est stoppé, ce qui endommage les tissus cérébraux. » (47)

Un AVC se définit donc comme une souffrance cérébrale causée par un défaut d'irrigation d'une zone cérébrale. Cela entraîne la mort des cellules cérébrales au niveau de la zone touchée. Cette zone varie d'un patient à l'autre. Les AVC les plus fréquents sont les infarctus cérébraux sylviens qui concernent le territoire de l'artère cérébrale moyenne. La gravité de l'AVC dépend de la localisation et de l'étendue des aires cérébrales vascularisées par l'artère bouchée.

Il existe deux types d'AVC (48) :

- Les AVC de type ischémique : formation d'un caillot faisant obstruction dans le vaisseau. 80% des accidents vasculaires sont de type ischémique.

Etiologie des accidents vasculaires cérébraux ischémiques : athérome, causes cardio-emboliques et maladies des petites artères (micro-angiopathie). L'athérosclérose est la principale cause des infarctus cérébraux. Elle consiste en une accumulation de plaques de cholestérol sur les parois artérielles. Ces dépôts vont former des plaques d'athérome à l'origine d'un rétrécissement des artères. Un fragment de la plaque peut se détacher et migrer dans les vaisseaux en suivant le flux sanguin. Si ce caillot obstrue une artère cérébrale, on parle alors d'AVC ischémique.

- Les AVC de type hémorragique : rupture de vaisseaux, le sang s'infiltré dans le cerveau et prend la place des cellules neuronales. 15 à 20% des accidents vasculaires sont de type hémorragique.

La principale étiologie de l'infarctus cérébral hémorragique est l'hypertension artérielle. Ils peuvent également être provoqués par des malformations vasculaires, telles que des anévrismes ou des tumeurs.

Il existe deux types de facteur de risque ayant un impact majeur sur la survenue d'un AVC. Les facteurs intrinsèques sur lesquels il n'est pas possible d'agir (âge, sexe et antécédents) et les facteurs extrinsèques qu'il est possible d'influencer (HTA, cholestérol...) (49).

### **Récupération de l'AVC**

La gravité initiale du déficit, l'accumulation des déficiences, la durée initiale du coma - s'il y en a un - et l'âge sont des facteurs de pronostic négatif (50).

La récupération se fait en plusieurs phases. En premier a lieu une récupération immédiate avec la levée de l'inhibition de l'activité neuronale autour de la zone péri lésionnelle. La récupération est ensuite tardive et est fonction de la plasticité cérébrale. Les aires corticales assurent partiellement le contrôle de la fonction motrice perdue. La récupération est rarement complète.

Le contrôle volontaire analytique moteur reste souvent difficile à contrôler. De plus la récupération n'est pas uniforme. Les extrémités distales sont souvent plus difficiles à récupérer, telle que la flexion de cheville (51).

La récupération est d'abord spontanée, puis à stimuler lors de la rééducation. Les six premiers mois post accident sont les plus importants (52).

Le tableau clinique le plus fréquent de l'AVC est l'hémiplégie. Celle-ci se définit comme un déficit de la commande motrice d'un hémicorps en conséquence à une lésion de l'hémisphère controlatéral.

L'hémiplégie a des répercussions fonctionnelles, y compris sur le schéma de marche.

La paralysie est indissociable des autres troubles de la motricité. La spasticité, qui est une augmentation du réflexe d'étirement est présente à un degré plus ou moins élevé chez les patients hémiplégiques. La dystonie et la syncinésie sont plus gênantes pour le patient que la spasticité elle-même (53).

### **Conséquences de l'AVC**

Les complications propres à l'AVC sont une atteinte des fonctions motrices et particulièrement de la voie pyramidale. Elles peuvent être associées à des troubles sensitifs, une aphasie motrice et/ou sensitive, des troubles du langage, une négligence visuelle et/ou spatiale et des troubles des fonctions supérieures.

La principale altération de la fonction motrice est une atteinte de la voie pyramidale c'est-à-dire de l'activation musculaire volontaire. Une lésion du tractus cortico spinal entraîne :

- Une parésie musculaire : incapacité à recruter suffisamment de motoneurones.
- Une exagération des réflexes et du tonus de base.
- Une hyperactivité musculaire à l'origine de :
  - o La spasticité musculaire : c'est une augmentation du réflexe d'étirement vitesse dépendant.
  - o D'une hypertonie musculaire : augmentation du tonus d'un muscle. C'est une contraction anormale, involontaire et soutenue.
  - o De syncinésies : ce sont des contractions involontaires de groupes musculaires, lorsqu'un mouvement volontaire est effectué via un recrutement anormal des motoneurones antagonistes.

L'enraidissement lié à l'hypertonie pyramidale entraîne un risque de rétraction musculaire et par conséquent des complications ostéo-articulaires. Le plus invalidant pour le patient n'est pas la spasticité. Ce sont les co-contractions c'est à dire les troubles moteurs associés comme l'hypertonie et la syncinésie (53).

L'hémiplégie est donc causée par une lésion anatomique du faisceau pyramidal. Et s'accompagne de signes associés.

L'hémiplégie est caractérisée par deux phases distinctes. Tout d'abord l'hémiplégie flasque qui se caractérise par une hypotonie et une abolition des réflexes et de la force musculaire. Puis, l'hémiplégie spastique. Dans ce second cas, la force reste diminuée par rapport au côté sain malgré une amélioration. De plus, l'hyperactivité musculaire décrite précédemment est majorée lors de cette phase.

### **2.2.2. Epidémiologie**

L'OMS définit l'AVC comme « le développement rapide de signes cliniques localisés ou globaux de dysfonction cérébrale avec des symptômes durant plus de vingt-quatre heures pouvant entraîner la mort, sans autre cause apparente qu'une origine vasculaire ».

En France, chaque année, ce sont environ 150 000 personnes qui sont victimes d'un AVC. Une personne sur six fera un AVC au cours de sa vie soit une toutes les quatre minutes. Plus de 60 000 décéderont de l'AVC soit 20% des cas (54).



L'AVC est la première cause de handicap acquis chez l'adulte, l'une des principales causes de mortalité et la deuxième cause de démence en France. Cette pathologie est donc un enjeu majeur de santé publique (55).

Ce sont 60% des AVC qui proviennent chez les plus de 65 ans, 25% chez les moins de 65 ans et 15% chez les moins de 50 ans. L'âge moyen de survenue de l'AVC en France est 74 ans (56).

Avant 75 ans, il y a d'avantages d'hommes que de femmes touchés par l'AVC, puis la tendance s'inverse à partir de 85 ans. Cela est lié au fait que les femmes ont une espérance de vie plus longue. C'est actuellement la première cause de mortalité chez la femme de plus de 85 ans.

Soixante pourcent des victimes garderont des séquelles, dont les plus fréquentes sont un trouble neurologique se manifestant sous forme de déficit moteur, des troubles du langage, des troubles sensitifs et des troubles visuels. Un tiers seulement des personnes actives subissant un AVC arrivera à reprendre une activité professionnelle. L'incidence socio-économique de cette pathologie est forte (57).

L'incidence de l'AVC est à la hausse pour les années à venir. D'une part, le nombre de sujets ayant moins de 65 ans et faisant un AVC est en nette augmentation. D'autre part, avec le vieillissement de la population, c'est également le nombre d'AVC chez les plus de 65 ans qui augmente. C'est donc le nombre total de patients hospitalisés pour un AVC (tous types confondus) qui s'accroît (49). Une augmentation de l'incidence des AVC passant de 16 millions en 2005 à 23 millions en 2030 est projetée au niveau mondial (58).

En 2010, ce sont 17 millions de personnes touchés par l'AVC et 6 millions de décès faisant de l'infarctus cérébral la deuxième cause mondiale de décès.

La gestion des facteurs de risque permettrait de contrôler la survenue des AVC et, peut-être, d'en limiter l'incidence.

## **2.3 La marche post-AVC**

### **2.3.1. Caractéristiques du patient hémiparétique**

Les altérations de la marche les plus souvent retrouvées chez le patient hémiparétique concernent les différentes phases du cycle de la marche. De manière générale, on retrouve donc les séquelles de l'AVC lors des étapes suivantes (11) :

Le passage de la position debout statique est initié par le relâchement de l'activité musculaire du *triceps surae* permettant à la jambe d'entrer en phase oscillante. Chez les sujets ayant subi un AVC, l'hypertonie musculaire au niveau du *triceps surae* limite ce relâchement. Cette phase est également réduite par une insuffisance musculaire des fléchisseurs dorsaux.

Lors de l'attaque du pas, le membre inférieur est en adduction et en rotation interne, ce qui est souvent lié à la spasticité des muscles *adductor*. On retrouve également une extension de genou exagérée, c'est-à-dire un recurvatum. L'attaque du pas par le talon est globalement perdue par un déficit d'activation des releveurs, c'est le steppage. L'hypertonie positionne le membre inférieur en extension exagérée.

Puis lors du déroulé du pas, le sujet présente une inclinaison du bassin du côté du membre oscillant due à l'incapacité de recruter les fibres du *gluteus medius*. Le *triceps surae* est souvent hypertonique, ce qui accentue la flexion dorsale de cheville et entraîne un déséquilibre lors de la pose du pied au sol. Le déséquilibre entre la loge antérieure de jambe faible et postérieure de jambe trop forte emmène le pied en inversion. Cette position en équin complique le cycle de marche. Les orteils sont également positionnés en griffe, ce qui diminue la surface d'appui du membre inférieur.

On retrouve ensuite une perte de l'extension de hanche en cas de raideur de la loge antérieure de cuisse. Le pas postérieur est diminué.

La phase oscillante est quant à elle marquée par un fauchage. Pour compenser, la spasticité des *ischiocrutale* et afin de pouvoir passer le pas avec un pied en flexion plantaire, le patient va passer le membre inférieur en demi-arc de cercle. Cela permet de compenser le manque de flexion de genou. Dans l'hémiplégie, le fauchage est unilatéral.

Toutes ces observations sont à considérer dans le cadre de la lésion. Les déficits sont variables d'un patient à un autre, d'où l'importance d'effectuer un bilan de marche individualisé, permettant de détecter ces sources de modifications potentielles.

En résumé, les paramètres cinétiques suivant sont généralement retrouvés :

- Une diminution de la longueur du pas.
- Une augmentation de la largeur du pas.
- Un ralentissement de la cadence.

- Un ralentissement de la vitesse de marche.
- Une augmentation du temps portant du côté hémiparétique par rapport au côté sain.

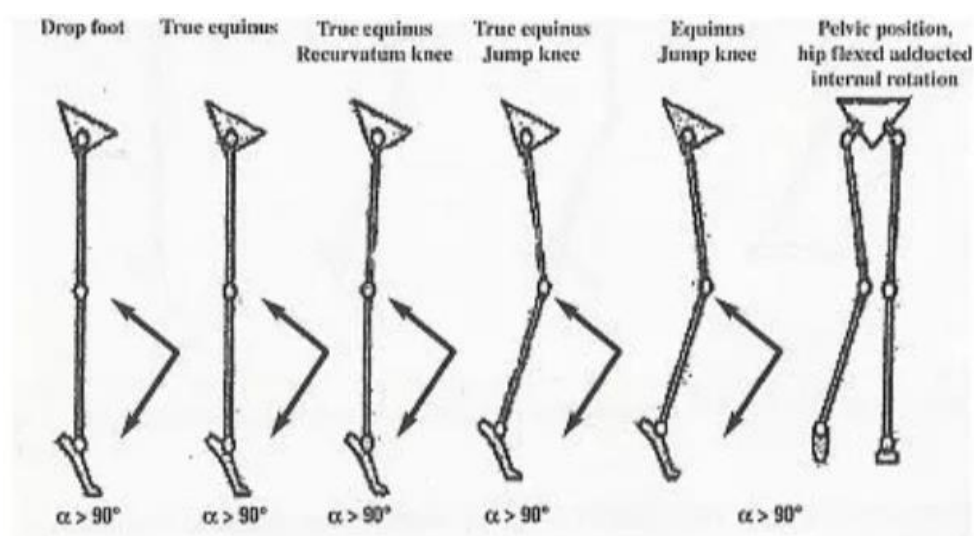
Au niveau de la cinématique on retrouve pour le membre inférieur :

- Une diminution de l'extension de hanche à la fin de la phase d'appui.
- Une diminution de la flexion de hanche en phase oscillante puis une augmentation pour pallier le manque de flexion dorsale de cheville.
- Un recurvatum du genou en phase d'appui.
- Un manque de flexion du genou en phase oscillante.
- Un déficit de flexion dorsale ou un excès de flexion plantaire de cheville en phase oscillante.

Les séquelles de l'AVC au niveau de la marche se retrouvent donc dans le schéma spatio-temporel de la marche et au niveau de la cinématique. Tout cela étant lié aux troubles de la motricité (59).

### 2.3.2. Classification de la marche pathologique

En 1987, Winter et al. ont proposé une classification de la marche selon quatre types d'atteinte pour une hémiparésie spastique. Cette classification va du type 1 au type 4 de manière croissante, donc du type le plus faible au plus sévère (60).



*Figure 12 : classification des patterns de marche selon Winter et Al. (1987) (60)*

Le **type 1** est caractérisé par un déficit de flexion dorsale de la cheville lors de la phase oscillante. L'origine est une faiblesse du *tibialis anterior* et une hypertonie des *gastrocnemius*. Cela entraîne une attaque de pas par la pointe et non pas par le talon.

Les compensations mises en place pour le type 1 peuvent être une augmentation de la flexion de hanche en phase oscillante, une augmentation de flexion de genou en fin de phase oscillante et ou antéversion de bassin majorée. Le contrôle volontaire du genou et de la hanche est correct mais pas celui de cheville.

Le **type 2** ou « **true equinus** » est caractérisé par une flexion plantaire de cheville excessive, lors de la phase d'appui du membre hémiparétique.

On parle de **type 2A**, lorsque que le genou est en bonne position et la hanche en extension. La flexion plantaire est donc lors de la première partie de la phase oscillante.

On parle de **type 2B**, lorsque que le genou est en recurvatum et la hanche en extension.

Contrairement au type 1, il y a dans le type 2 une hypertonie du *triceps surae* et du *tibialis posterior*.

Le **type 3** ou « **jump knee** » est marqué par les anomalies du type 2 auxquelles se rajoutent un déficit de flexion de genou en phase oscillante. Afin de pouvoir passer le pas, le sujet compense en montant sur le pied controlatéral ou en fauchant du côté hémiparétique. Il y a un contrôle volontaire de hanche correct mais pas de genou ou de cheville. Le *quadriceps* et le *triceps surae* sont les muscles impliqués dans ce type de marche.

Le **type 4** ou « **crouch gait** » est commun au type 3 mais a en plus un déficit au niveau de la hanche. Les fléchisseurs de hanches ainsi que les muscles *adductor* sont faibles. Le déficit d'amplitude au niveau de la hanche est compensé par une augmentation de la lordose lombaire, à la fin de la phase d'appui. Les principaux muscles mis en cause sont l'*iliopsoas*, les *ischio-crurale*, le *rectus femoris* et le *triceps surae*. On retrouve rarement cette démarche dans le cas d'une hémiparésie spastique acquise.

Ces quatre schémas de marche sont retrouvés chez le sujet ayant subi un AVC. Cependant la détermination précise de ces différents patterns de marche n'est pas aussi évidente durant l'examen, qu'elle transparaît de ces descriptions. La détermination précise de ces types de

marche ne peut pas être effectuée chez tout le monde. En effet, la démarche étant personnelle, il n'est pas toujours possible de catégoriser de manière formelle un type de marche pour chaque sujet. Comme vu précédemment dans cet écrit, plusieurs tests cliniques aident à l'analyse de la marche (32).

### **2.3.3. Evaluation de la marche post AVC**

L'évaluation de la marche chez le patient ayant subi un AVC se fait donc, soit de manière observationnelle, soit de manière très précise via l'analyse en laboratoire.

L'analyse quantifiée de la marche se justifie dans le contexte d'un patient hémiparétique lorsque la marche est fonctionnellement pénalisante. Malgré les tests cliniques, les défauts de marche peuvent nécessiter un examen plus poussé pour en comprendre l'origine. L'œil humain ne permet pas de comprendre l'origine d'une anomalie ou de quantifier l'asymétrie d'une marche. De plus, il existe des enjeux autres pour ces patients tels que l'injection de toxine botulique, la ténotomie ou l'arrêt de la rééducation. Pour décider d'interventions invasives, des arguments solides sont nécessaires. L'analyse quantifiée de la marche amène ces éléments, notamment d'avoir des informations sur l'activation musculaire. Cela apporte tout son intérêt dans le cas d'un patient post AVC en permettant, par exemple, de savoir si un steppage est dû à un déficit d'activation des releveurs ou à une hypertonie du *triceps surae*.

Or cet examen reste peu accessible (cf : Tableau 1). Premièrement, en raison du coût humain et matériel, mais aussi par le temps qu'elle prend. L'installation des capteurs, la réalisation de l'examen, le traitement des données et leurs interprétations limitent son utilisation. Cet outil est donc peu applicable à un public de masse et reste réservé à des situations précises.

Si l'AQM n'est pas possible, différents tests cliniques et échelles sont à la disposition des praticiens.

Or, un seul test clinique ne donne qu'une variable : un temps, une distance ou une vitesse... Il faut mesurer l'utile, ce qui va servir comme support de justification aux interventions afin de comprendre sur quoi agir. Une diminution de la vitesse de flexion dorsale de la cheville ou une modification de la cinématique peut être associée à différentes possibilités. Le test clinique mesure la vitesse. Pour traiter le ralentissement de la vitesse il faut connaître l'origine : problématique articulaire, problématique de coordinations musculaires...

Les échelles cliniques sont très couramment utilisées, mais elles ne permettent pas d'identifier un individu de façon précise. En outre, ces échelles peuvent présenter un manque de spécificité mais surtout une mauvaise précision (32). Les biais dus à une subjectivité de l'évaluation sont importants.

L'évaluation de la marche est indispensable pour le masseur-kinésithérapeute afin de mettre en place, modifier ou arrêter une intervention. Elle doit être valide, reproductible et adaptée à une utilisation clinique.

Les nouvelles techniques pourraient permettre d'aller au-delà des limites précédentes. Le plus pertinent semblerait alors un entre deux dans les nouvelles technologies qui se développent. L'outil « idéal » devrait permettre d'obtenir les paramètres spatio-temporels et cinématiques de la marche, ainsi que les stratégies d'utilisation des muscles qui soit plus accessible, tout en étant aussi reproductible, valide et fiable que l'AQM. De plus, le cet outil doit être adaptée à une utilisation clinique, au niveau du temps humain et de sa réalisation.

### **3. Problématique et hypothèse de recherche**

Plusieurs questions surviennent à la suite de ces explications :

- Question pratique : « de quelles manières le masseur-kinésithérapeute peut-il évaluer la marche chez un patient AVC de la manière la plus proche possible de l'analyse quantifiée de la marche ? »
- Question de recherches : « Quelle est la validité, la fiabilité et les biais de l'analyse des différents paramètres de la marche chez les patients post AVC, en particulier par des moyens d'évaluation « instrumentés » ? »

De ce questionnement découlent des hypothèses de recherche :

- Les méthodes instrumentales ont des valeurs métrologiques justifiant leur intérêt.
- Les paramètres cinétiques, cinématiques et mécaniques de la marche sont évalués par rapport à une référence.

- Les différentes modalités instrumentales sont adaptées à une utilisation clinique (coût, temps humain...).

#### **4. Matériel et méthode**

Afin de répondre à la problématique posée, l'approche méthodologique utilisée est une revue systématique de la littérature.

Afin d'obtenir des réponses pertinentes, c'est-à-dire à la fois avec un niveau de preuve élevé et en évitant le « bruit » documentaire, il est primordial de décomposer la problématique de recherche en mots clés. Les recherches sont axées uniquement sur de la littérature blanche (61).

##### **4.1. Bases de recherches interrogées**

Le processus de recherche d'article est passé par l'utilisation de différentes bases de données. Ces dernières ont été sélectionnées suivant leur pertinence dans le domaine de la rééducation et dans le domaine scientifique.

Pubmed est une base de données spécialisée en sciences de la santé et biomédicales. PEDro est spécialisée dans le domaine de la physiothérapie.

Les résultats ont été complétés avec les articles trouvés via « Science Direct » (base de données généraliste). Ce sont des bases de données plus généralistes.

Avec « Rehab Scales » et « Rehab Measures » ainsi que la base de données « DiTA » (Diagnostic Test Accuracy), plusieurs études primaires ont été sélectionnées.

##### **4.2. Equation de recherche et mots clés**

De la question de recherche ressortent les mots clés suivants :

- Stroke
- Gait
- Assessment
- Metrology

A partir de ces mots clés ont été établies des équations de recherches qui ont permis d'extraire les différents articles constituant la revue de la littérature.

L'équation de recherche retenue est « stroke AND (gait) AND (reliability OR validity OR specificity OR assess OR evaluat\*) AND (instrumented OR computerized) » pour « Science Direct », « PEDro », « Pubmed », « Rehab Scales » et « Rehab Measures ».

La base de recherche DiTA n'accepte que deux mots clés. L'équation de recherche s'est réduite à « stroke AND gait ».

A partir des équations de recherche, nous avons obtenu une première sélection d'articles. Les articles ont ensuite été sélectionnés selon des critères d'inclusion et d'exclusion préalablement définis. Les résultats sont présentés dans le Tableau II.

### 4.3. Critères d'inclusion et d'exclusion

*Tableau II : critères d'inclusion et d'exclusion des différentes études*

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Etudes primaires.</li> <li>- Hémiplégie d'étiologie diverse.</li> <li>- Uniquement sur la marche.</li> <li>- Métrologie mesurée.</li> <li>- Validité et reproductibilité de l'étude.</li> <li>- Utilisation d'au moins un outil d'analyse non clinique ou fonctionnel.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Synthèses de la littérature.</li> <li>- Pathologies associées.</li> <li>- Mesure de l'équilibre, de la double tâche, des capacités fonctionnelles.</li> <li>- Critères mesurés autres que ceux de la métrologie (équilibre statique...)</li> </ul>

Les conséquences de l'AVC étant globalement les mêmes, qu'il soit ischémique ou hémorragique, cela n'a pas été retenu comme facteurs d'exclusion et les articles traitent donc des deux sortes. Cependant, tous les participants des études n'ont subi qu'un seul AVC. L'âge n'a pas été un critère d'exclusion non plus.



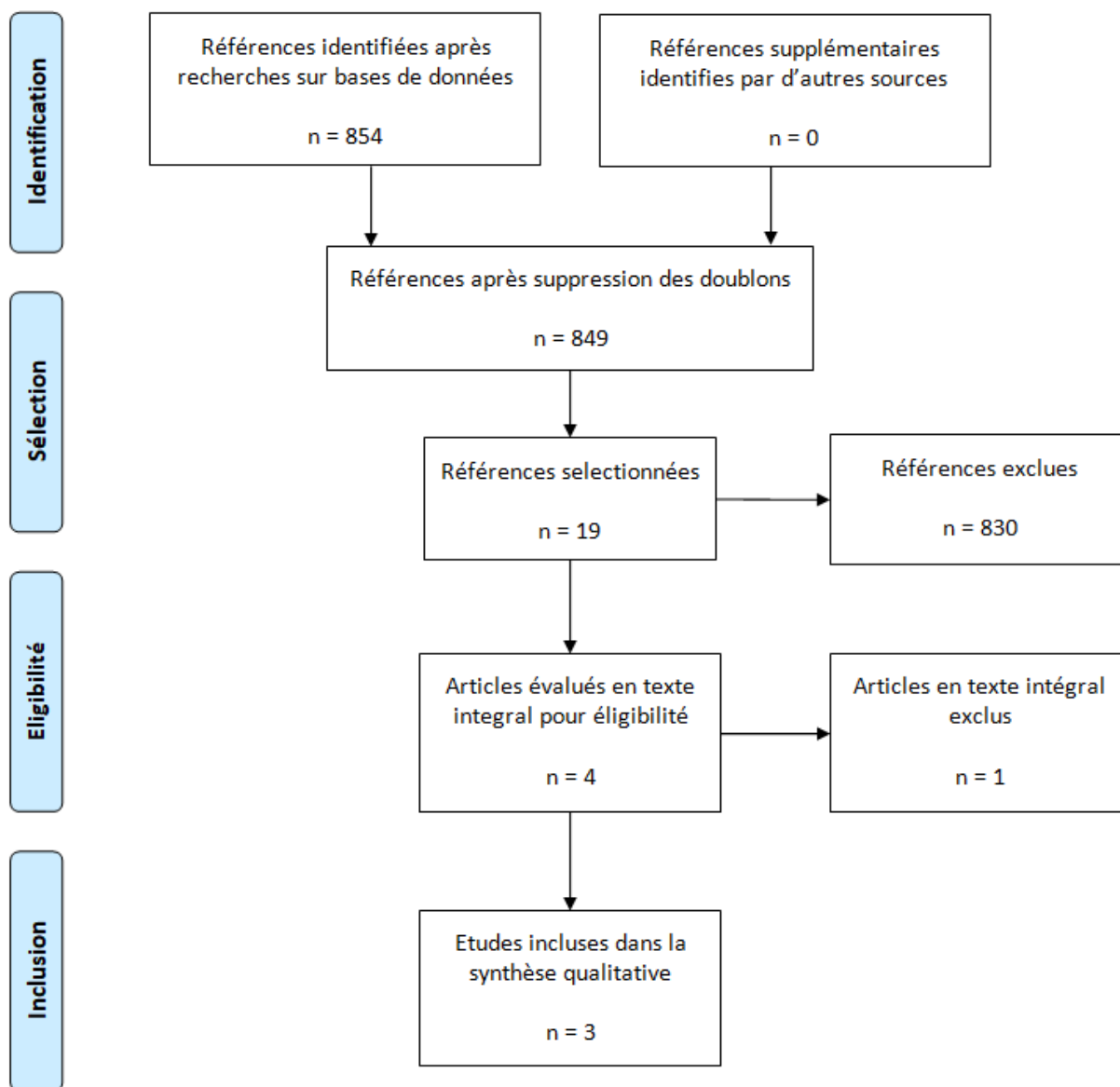
#### **4.4. Sélection des articles**

La sélection des articles s'est effectuée sans restriction de dates de publication. Les articles retenus lors du premier tri vont de 2000 à 2020. Les articles retenus pour la revue de littérature sont compris dans une échelle de moins de dix ans. Uniquement les publications en langue anglaise et française ont été sélectionnées.

Après croisements, les revues de littérature, les doublons ainsi que les articles hors-sujets n'ont pas été retenus.

L'utilisation du logiciel Zotero (version 5.0) nous a permis d'importer les notices bibliographiques des références retenues.

#### 4.5. Diagramme de flux



*Figure 13 : diagramme de flux de la sélection des articles dans la littérature*

Les différentes étapes ayant abouti à la sélection des articles nécessaires pour la revue de la littérature sont résumées dans la Figure 13.

Le nombre élevé d'articles initiaux est dû à la population. Ce critère a permis à lui seul d'éliminer 637 articles malgré la précision fournie dans l'équation de recherche. Le premier tri a été effectué à partir du titre et du résumé de l'article, ce qui a permis d'éliminer 830 publications. Lors du second tri, après avoir lu intégralement le document, 15 publications ont été exclues.

Après tri des articles, trois ont été retenus de manière à répondre à la problématique :

---

➤ **Etude 1** = Aung N, Bovonsunthonchai S, Hiengkaew V, Tretriluxana J, Rojasavastera R, Pheung-Phrarattanatrai A. Concurrent validity and intratester reliability of the video-based system for measuring gait poststroke. *Physiother Res Int.* janv 2019;25(1):e1803.

---

➤ **Etude 2** = Yang S, Zhang J-T, Novak AC, Brouwer B, Li Q. Estimation of spatio-temporal parameters for post-stroke hemiparetic gait using inertial sensors. *Gait & Posture.* 1 mars 2013;37(3):354-8.

---

➤ **Etude 3** = Latorre J, Colomer C, Alcañiz M, Llorens R. Gait analysis with the Kinect v2: normative study with healthy individuals and comprehensive study of its sensitivity, validity, and reliability in individuals with stroke. *J Neuroeng Rehabil.* 26 2019;16(1):97.

---

## 5. Résultats

### 5.1. Caractéristique des études sélectionnées

Un total de 3 études a été retenu pour cette revue de littérature : deux études transversales et une étude prospective. Les caractéristiques principales de ces études sont répertoriées dans le Tableau III.

Sur l'ensemble des études sélectionnées, le nombre total de patients ayant subi un AVC est de 115 sujets, parmi lesquels 77 hommes et 38 femmes. L'âge moyen de l'ensemble des sujets est de 57 ans. Dans les études de Aung et Al. (2013) et de Yang et Al. (2019), les sujets les plus jeunes sont âgés de 50 ans (62,63). Dans l'étude de Latorre et Al. (2019), les sujets sont sélectionnés à partir de 10 ans. L'étude comporte 38 sujets de moins de cinquante ans. Les performances des sujets plus jeunes sont augmentées par rapport au reste du groupe (64). Pour les deux autres études, la population est relativement homogène. Dans l'ensemble des

articles, les sujets ont un AVC qui remonte à plus de 24 mois, il s'agit donc d'une population post AVC chronique. Les causes sont mixtes (hémorragiques ou ischémiques) pour les trois articles.

L'objectif commun de ces études est d'étudier les paramètres cinétiques et/ou cinématiques de la démarche du patient stroke de manière instrumentée par rapport à une référence. Les références ne sont pas les mêmes dans les trois études. Il s'agit pour l'étude de Aung et Al. (2019) d'une plateforme de force, pour l'étude de Yang et Al. (2013) du test clinique de marche de 10 mètres et pour la troisième étude de Latorre et Al. (2019) du test d'observation de la marche de 1 minute et du test clinique de marche des 10 mètres également (Tableau III).

Les paramètres spatio-temporels ont été étudiés dans ces trois études avec des outils différents. Le paramètre le plus fréquemment mesuré est la vitesse (m/s) de déplacement. Le 3<sup>ème</sup> article étudie également les paramètres cinématiques c'est-à-dire la rotation des différentes articulations du membre inférieur (Tableau III).

Pour comprendre la revue de la littérature, les instruments étudiés sont expliqués de manière succincte ci-dessous :

- Le système vidéo : il s'agit de vidéos simples enregistrées qui sont ensuite analysées par logiciel.
- Le capteur inertiel Inertial-Link de type IMU (Inertial Measurement Unit) : de la taille d'une clé USB, ce capteur permet d'enregistrer les accélérations et les déplacements dans les plans x, y et z. Deux capteurs sont attachés à une tige, elle-même fixée sur le patient.
- La Kinect® : c'est une technologie développée par Microsoft. Il s'agit d'un boîtier avec lumière infrarouge et capteurs intégrés. Le sujet devient la manette de jeu. La silhouette du sujet est reconstituée sur écran.

Paramètres Etudes	Objectifs de l'étude	Population	Instrument étudié	Modalités d'évaluation	Résultats principaux
<b>Aung et al. (2019)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Evaluer la validité simultanée du système vidéo par rapport au système de marche instrumenté validé sur les paramètres spatio-temporels de la marche.</li> <li>- Tester la fiabilité intra-testeur d'un testeur novice.</li> </ul>	<p>N = 20 stroke.</p> <p>Capacité de marche <i>sans orthèse</i> requise, patients avec <i>pied tombant/traînant (steppage) exclus</i>, pas de <i>comorbidité</i>.</p>	Système vidéo	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Paramètres cinétiques : <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Vitesse préférentielle (2 sessions de 3 essais consécutifs sur 10m)</li> <li>○ Vitesse rapide : moyenne de 3 essais consécutifs sur 10m.</li> </ul> </li> <li>- Fiabilité intra-test.</li> </ul>	<p>Corrélation (Pearson) : r = 0,94 à 0,99 vit. pref. r = 0,99 vit. rap.</p> <p>t-test : H0, avec p &gt; 0.05</p> <p>Fiabilité : ICC CCI ≥ 0,91, p &lt; 0,01 vit. pref. CCI ≥ 0,97, p &lt; 0,01 vit. rap.</p>
<b>Yang et al. (2013)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Evaluer un système basé sur un capteur inertiel capable d'estimer la vitesse de marche et d'évaluer simultanément la symétrie de la marche sans qu'il soit nécessaire de procéder à un pré calibrage.</li> </ul>	<p>N = 13 stroke.</p> <p>Sujets <i>autonomes</i> avec déficience <i>légère à modérée</i>. 12 résultats analysés.</p>	Capteurs inertiels Inertial-Link de type IMU ( <i>Inertial Measurement Unit</i> )	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Paramètres cinétiques : <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Comparaison des vitesses moyennes (3essais sur 10m) Bland-Altman</li> <li>○ Ratio du pourcentage de temps en phase oscillante sur JP et JNP</li> <li>○ Ratio du pourcentage de temps en phase d'appui sur JP et JNP</li> </ul> </li> </ul>	<p>Reproductibilité : Mean = 0,01m/s pour la JNP Mean = 0m/s pour la JP Lim : - 0,09 et +0,09</p> <p>t-test : H1, avec p &lt; 0,05 Ratios ≠ 1, entre la JP et la JNP</p>
<b>Latorre et al. (2019)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Comparer une cohorte de patient stroke à un groupe témoin pour déterminer la sensibilité d'un système d'analyse de la marche par V2 Kinect®.</li> <li>- Déterminer la validité simultanée du système V2 Kinect® par rapport aux tests standardisés.</li> <li>- Quantifier la fiabilité de l'instrument de mesure.</li> </ul>	<p>N = 82 stroke chroniques.</p> <p>Inclusion : capacité de marche <i>avec ou sans assistance</i>.</p> <p>Exclusion : <i>contracture fixe</i> permanente des MI, <i>comorbidité</i>.</p> <p>Ctl = 328 sains.</p>	V2 Kinect®	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Paramètres cinétiques GAIT : à partir de la moyenne de 3 essais <i>valides</i> sur 10m après autant d'essais que nécessaire.</li> <li>- Paramètres cinématiques.</li> </ul>	<p>t-test : H1, p &lt; 0,05 par rapport au ctrl</p> <p>Corrélation (Pearson) : évolution des résultats dans le même sens avec la Kinect®, le 1MWT et le 10MWT</p> <p>Reproductibilité : 0,6 &lt; r &lt; 0,8 à p &lt; 0,05 0,01 &lt; SEM &lt; 3,17 cinétique 0,01 &lt; SEM &lt; 6,07 cinématique</p>

Tableau III : présentation des caractéristiques des études et de leurs principaux résultats

Liste des abréviations : Ctl : contrôle ; p : p-value ; H0 : hypothèse 0 (il n'y a pas de différence significative) ; ICC : coefficient de corrélation intra-classe ; JP/JNP : jambe parétique / Non parétique ; Mean : biais de la moyenne ; Lim : limite

## 5.2. Méthodologie des études retenues

### 5.2.1. Identification des biais

Les articles sélectionnés ont été évalués selon l'échelle QUADAS-2 (65). Cet outil permet d'évaluer le risque de biais et l'applicabilité des études de précision diagnostique primaire. Le détail de la grille QUADAS-2 est présenté en Annexe 1.

Au sein de l'étude 1, d'Aung *et al.*, l'échelle QUADAS nous a permis d'identifier des biais.

D'un point de vue de la reproductibilité, l'application au patient est discutable. Lors de la sélection des patients, tous les sujets ayant un pied tombant ou nécessitant une orthèse pour la locomotion ont été éliminés. Or, le steppage est l'une des conséquences premières d'un AVC (66). Ce qui constitue un biais de sélection.

La référence de ce test est une passerelle de force. Entre les trois études, il s'agit de la référence qui se rapproche le plus de l'analyse en laboratoire de mouvement.

En comparaison à l'étude d'Aung *et al.*, il est important de prendre d'avantages de recul pour l'étude 2, de Yang *et al.*

Les auteurs de l'étude 2 ont inclus treize patients dans l'essai et seul douze résultats ont été analysés. Il s'agit d'un biais d'attrition. Les données d'un sujet n'ont pas été retenues pour les raisons suivantes « démarche raide, genou en recurvatum et vitesse diminuée ». La population ciblée a une déficience faible à modérée, ce qui semblerait indiquer que les capteurs 3D ne peuvent être utilisés lorsque les anomalies sont trop marquées. Or, les troubles de la marche sont en lien avec l'importance du territoire cérébral atteint (67). La sélection des patients est donc biaisée de la même manière. Il faut que le déficit ne soit pas trop important pour pouvoir être évalué avec ce type d'instrument.

De plus, la référence utilisée est le test de marche des 10 mètres. Il s'agit donc d'une échelle clinique qui s'éloigne de l'évaluation par l'AQM.






















Concernant l'applicabilité, l'étude porte également sur le temps de préparation pour utiliser le capteur. En effet, le pré calibrage est compliqué et chronophage. Les auteurs concluent sur une utilisation autonome de l'appareil qui nécessite cependant une formation. De plus à vitesse trop lente, le capteur détecte moins bien le mouvement. Les auteurs proposent donc d'inclure des algorithmes calculant l'accélérométrie, ce qui compliquerait la prise en main du capteur type IMU.




Les deux études précédentes imposaient 3 essais aux sujets pour prendre les mesures. Dans l'article 3, de Latorre et Al., les participants ont le droit à autant d'essais que nécessaires pour avoir 3 essais valides. Les sujets ont donc un entraînement plus conséquent, la fatigue peut entrer en ligne de compte ainsi que l'habituement à la marche en ligne droite imposée.

Enfin, les auteurs de la publication participent également à la confection de la Kinect®. Les auteurs font leurs recherches à l'université de Valence (Espagne), qui subventionne également le développement du projet.

Les différents biais identifiés dans la revue sont résumés dans le Tableau IV.

Tableau IV : évaluation qualitative avec l'outil QUADAS-2

Étude	RISQUE DE BIAIS				APPLICABILITÉ		
	SELECTION DES PATIENTS	TEST D'INDICE	REFERENCE STANDARD	FLOW AND TIMING	SELECTION DES PATIENTS	TEST D'INDICE	REFERENCE STANDARD
<b>Aung et al. (2019)</b>							
<b>Yang et al. (2013)</b>							
<b>Latorre et al. (2019)</b>							

 Faible risque     
  Risque élevé     
  Risque incertain

### 5.2.2. Présentation des caractéristiques métrologiques

L'étude de Aung *et al.* (2019) mobilise un système d'analyse vidéo.

Dans cet article, la validité est étudiée de deux manières.

A l'aide d'un t-test à  $p < 0,05$ . Ce test donne les moyennes et les écarts types des paramètres spatiaux et temporels de la marche à vitesse préférentielle par le patient et à vitesse rapide. Le système vidéo étudié est comparé à une plateforme de force (FDM). Le FDM fait office de gold standard dans cet article.

Ce test montre les différences de mesure obtenues avec les deux outils. Les écarts de mesure vont de  $p = 0,10$  (durée des étapes) à  $p = 0,53$  (longueur du pas) à vitesse préférentielle. La valeur de  $p$  oscille entre 0,06 (cadence de pas) et 0,65 (longueur de la bande) à vitesse rapide.

Le test de Pearson est un test de corrélation linéaire qui montre l'existence d'une relation entre deux mesures. Pour tous les paramètres à vitesse préférentielle et rapide, le coefficient de corrélation  $r_p$  est compris entre 0,94 et 0,99, ce qui indique une excellente corrélation ( $r_p > 75$ ). L'utilisation de ce test dans l'article, permet cependant de conclure que la longueur de la foulée mesurée par le système vidéo sera sans doute accompagnée d'une évolution dans le même sens que celle mesurée par le FDM.

Concernant la reproductibilité, la reproductibilité intra examinateur est évaluée via un coefficient de corrélation intra classe (ICC) pour le dispositif 1. Au seuil  $p < 0,01$ , toutes les mesures quelles que soient les vitesses, ont un ICC compris entre 0,91 et 0,99. Le même outil a été évalué deux fois par le même opérateur et indique une très forte corrélation entre les deux mesures. Les sessions inter examinateurs n'ont pas été évaluées.

Le CCI prend en compte la mesure réelle mais également l'erreur réelle. Le résultat retenu est donc celui de la mesure réelle, ce qui en fait une mesure fiable. L'erreur standard de mesure représente la dispersion autour de la donnée. Celle-ci varie de 0,04 m pour la durée du pas à 5,38 pas/min pour la cadence à vitesse préférentielle. Plus elle est basse, plus le risque d'erreur liée à la mesure est faible. Le système vidéo semble aisé à prendre en main pour un clinicien novice.

L'étude 2, de Yang et *Al.*, mobilise un système d'enregistrement de type « capteur IMU ».

La validité n'est pas mesurée par les auteurs dans la publication. Les auteurs se basent sur des résultats obtenus dans des recherches précédentes (68)

Concernant la reproductibilité, tous les ratios d'analyse de la symétrie sont significativement différents de 1 au seuil  $p < 0,05$ .

La vitesse de la marche a été visuellement représentée sous la forme d'un graphique de Bland-Altman. La vitesse moyenne de marche entre l'IMU et le chronomètre (m/s) est exprimée en fonction de la différence de la vitesse de marche (m/s). La ligne des moyennes est confondue



avec 0 dans le cas de la jambe non parétique et est égale à 0,01 dans le cas de la jambe parétique. La ligne des moyennes étant relativement proche de 0, il serait possible d'exclure une erreur systématique (30).

Plus la répartition se trouve proche du biais de la moyenne, plus la reproductibilité entre les deux instruments est élevée. Les limites de l'accord montrent les valeurs au-delà desquelles la différence est trop importante pour qu'il y ait un lien entre le chronomètre et le capteur inertiel. L'évaluation de la fiabilité reste qualitative dans cette étude, car la représentation Bland-Altman n'est pas accompagnée de test statistique (69).

L'étude 3, de Latorre et *Al.*, utilise la Kinect® pour mesurer deux aspects de la marche.

Dans cet article, deux aspects de la marche sont étudiés : la cinétique représentée par les paramètres spatio-temporels, mais également la cinématique. La validité de la Kinect® est donc évaluée sur ces deux aspects.

Les paramètres de marche sont mesurés avec la Kinect® et comparés aux mesures du test de 1 minute et au test des 10 mètres. On peut observer que lorsque la longueur de pas évolue avec la Kinect® ( $r = 0,822$  m), il y a une évolution de la longueur de pas avec le test de 1 minute ( $r = 0,684$  m) et le 10mWT ( $r = -0,726$  m). La variation de la mesure enregistrée avec la Kinect® se retrouve avec les deux autres tests cliniques. Il est possible de conclure que le même type de variation est enregistré.

Dans l'étude 3, la fiabilité de la Kinect® a été évaluée. Celle-ci a été mesurée de deux manières par les auteurs.

Via la corrélation linéaire de Pearson : les coefficients mesurés vont de  $r = 0,636$  (asymétrie de l'étape en mètres) à  $r = 0,977$  (longueur de l'étape en mètres) pour la fiabilité inter-juges. Pour la fiabilité intra-évaluateur, les coefficients de Pearson vont de  $r = 0,711$  (variation de hauteur du genou) à  $r = 0,982$  (longueur de pas). Les coefficients de Pearson ne permettent pas de conclure sur la reproductibilité.

Via l'erreur standard de mesure (SEM). La SEM correspond à la marge d'erreur de la mesure. La SEM donne un intervalle de lequel se situe la vraie valeur. Plus l'intervalle est étroit, plus la mesure a de chances d'être précise.

A partir de la SEM, le changement minimal détectable (MCD) a été calculé. Le MCD équivaut à  $(1,96 \times \sqrt{2} \times SEM)$ . Elle représente « la plus petite quantité de changement dans un résultat qui pourrait être considérée comme détectable » (30).

Les MCD vont de 0,03 (largeur de l'étape en mètre) à 16,82 (bascule pelvienne en degré).

Pour l'exemple du paramètre « swing time », l'erreur standard de mesure est de 0,04. Si le changement entre les instruments de mesure est  $>$  à 0,04, on peut estimer que l'erreur n'est pas liée à la mesure mais au dispositif. Du point de vue du MCD pour ce même paramètre, en dessous de 0,11 (soit 33% de différence), il n'est pas possible d'affirmer qu'il y a significativement une différence entre deux moments de mesure ou deux populations. Ces critères permettent une évaluation de la réactivité.

Les paramètres métrologiques de chaque publication sont présentés dans le Tableau V.

Tableau V : tableau récapitulatif des caractéristiques métrologiques évaluées par chaque étude

Études	Paramètres évalués		Fiabilité relative		Fiabilité absolue		Validité	
	Cinétique	Cinématique	Intra	Inter	SEM	MCD 95	Convergente	Discriminante
<b>Aung et al. (2019)</b>	X		X		X			
<b>Yang et al. (2013)</b>	X							
<b>Latorre et al. (2019)</b>	X	X	X	X	X	X		

## 6. Discussion

### 6.1. Réponse à la problématique et aux hypothèses

Le principal objectif de cette analyse documentaire est d'évaluer et synthétiser les résultats des études. Dans cette discussion, sont tout d'abord abordées les réponses aux hypothèses initiales avant de répondre à la problématique. Puis sont évaluées les limites de cette revue. Nous terminerons par extrapoler ces données aux perspectives cliniques et de recherches qu'elles offrent.

Cette analyse permet de répondre aux différentes hypothèses posées au préalable. Pour rappel, les hypothèses posées sont les suivantes :

- Les méthodes instrumentales ont des valeurs métrologiques justifiant leur intérêt.
- Les paramètres cinétiques, cinématiques et mécaniques de la marche sont évalués par rapport à une référence instrumentée.
- Les différentes modalités instrumentales sont adaptées à une utilisation clinique (coût, temps humain...)

Tout d'abord, les 3 méthodes instrumentales étudiées dans cette revue de la littérature ne sont pas toutes équivalentes quant à leur métrologie.

Dans ce travail, la problématique des paramètres mesurés est principalement la corrélation.

En effet, il semblerait que la Kinect® ainsi que le système vidéo soient fiables mais peu valides. De plus, les auteurs font référence à des travaux menés sur sujet sain (70,71). Cela ne permet pas de conclure avec certitude à une validité de l'outil sur une population pathologique.

De plus, les examens de références pour deux études sur trois sont des tests cliniques (63,64). Aucune n'a pris l'analyse quantifiée de la marche comme référence. Les résultats sont donc comparés à des tests cliniques pouvant eux-mêmes comporter des biais.

Ainsi, si les deux dispositifs comparés via corrélation ne permettent pas de savoir réellement la validité. En effet, les auteurs n'indiquent pas dans quelle mesure l'examen comparatif est

exempt de toute erreur et mesure le paramètre ciblé. Il n'y a ni d'étude de la sensibilité, ni de la spécificité.

En ce qui concerne les biais, le capteur type IMU semble être l'outil avec la possibilité d'erreur la plus élevée, que ce soit au niveau des patients ou au niveau des mesures.

Les trois instruments semblent être cliniquement accessibles pour les examinateurs et à faible coût. L'outil le plus simple d'utilisation pour le masseur-kinésithérapeute semble être la Kinect® qui apporte également un côté ludique et un feed-back visuel. Certaines études suggèrent que l'EMG a également un rôle de biofeedback dans la récupération de la fonction motrice après un AVC. En réponse à l'activation d'un muscle, un signal est généré qui permettrait au patient d'identifier plus rapidement le groupe musculaire lésé (72). En ce sens, la Kinect® présente des compétences supplémentaires. Du point de vue du coût, la Kinect® est également le moins onéreux.

## 6.2. Limites de la revue

Les études ne précisent pas le stade post-AVC. Les auteurs des trois publications précisent, qu'en moyenne, les AVC remontent à plus de 12 mois. Nous pouvons poser l'hypothèse qu'il s'agit d'un stade chronique pour tous les patients. Sans certitudes, cela ne permet pas de généraliser les résultats et d'adapter ces techniques instrumentées à tous les sujets.

A l'exception de la publication de Latorre et *al.* (n= 82), le nombre de participant est faible pour la première (n=20) ainsi que la deuxième publication (n=13). Dans la première publication, de Aung et *al.*, la taille de l'échantillon a été estimée à partir de leurs propres données pilotes. L'échantillon minimal nécessaire est de 8 sujets selon une estimation effectuée par logiciel. Si la taille des échantillons n'est pas optimale, les résultats ne sont pas généralisables à la l'ensemble de la population AVC.

Les publications ne donnent pas d'indication quant au temps d'utilisation de l'outil pendant l'examen. Une formation est nécessaire pour prendre en main les appareils cependant les auteurs ne précisent pas le temps que prend l'acquisition. Malgré la formation, l'outil peut demander beaucoup de temps aux opérateurs pour utiliser le logiciel durant la routine clinique. Cela devient alors un facteur limitant.

La sélection des sujets au sein de l'étude se fait à partir de critères définis par les auteurs dans les trois publications. Les sujets sont sélectionnés à partir d'analyse biologique, pas à partir d'une interrogation de leur vécu. Par exemple, ce que les personnes font émerger comme étant leur problématique de déambulation n'est pas forcément pris en compte pour l'intégration à l'étude.

D'un point de vue plus global, les limites de la revue proviennent également de la sélection extérieure. Un faible nombre d'études a été retenu ( $n = 3$ ) ce qui ne permet pas de comparer de manière exhaustive les différents outils instrumentés. De plus, l'ensemble des bases de données existantes n'a pas été évaluée.

### **6.3. Limites des mesures**

Lors de la présentation des résultats, certains critères métrologiques n'ont pas pu être évalués. Les conclusions des auteurs concernant les différents outils instrumentés sont à prendre avec du recul.

L'étude d'Aung et Al (2019), ne permet pas de conclure sur la validité du système vidéo.

Malgré la validation du test d'hypothèse, les moyennes et les écarts types ne permettent pas de dire que les deux outils mesurent la même longueur de pas que sur une analyse quantifiée de la marche. En effet, il peut exister une erreur entre les deux systèmes.

Le t-test utilisé permet de dire si les données sont identiques entre elles, mais ne permet pas de conclure par rapport à la norme. Ici, l'auteur compare les mesures mais n'indique pas si la mesure réelle prend en compte l'erreur de mesure. Il s'agit d'un biais cognitif. Si l'une des deux mesures a une erreur de mesure plus forte, cela induit un biais majeur. La validité revient donc à mesurer la mesure réelle et l'erreur de mesure.

Pour chaque paramètre, la mesure effectuée avec le système vidéo évolue dans le même sens que la mesure effectuée avec la plateforme. Il n'est pas possible d'affirmer que les deux mesures sont dénuées d'erreur et que l'une est la cause de l'autre. La mesure réelle n'est pas évaluée. Ce lien entre les deux mesures est probablement expliqué par un autre facteur non mesuré.

De plus, les auteurs partent du principe que les paramètres sont indépendants. C'est-à-dire que chaque paramètre est évalué de manière individuelle et non pas dans la continuité du cycle de marche.

Dans la 2<sup>ème</sup> étude, Yang et Al, affirment que le système de capteur type IMU est valide pour l'analyse de la marche chez le patient post-AVC. La validité de la technique est remise en question car elle n'est pas évaluée telle quelle dans l'article. La validité d'un instrument repose sur l'analyse de la sensibilité et de la spécificité, ce qui n'est pas fait ici. D'autre part, la validité de l'outil se base sur de précédentes recherches chez le sujet sain. Les auteurs expliquent que des méthodes d'estimation de la vitesse de marche basés sur ces mêmes capteurs ont permis de valider l'instrument chez le sujet sain (73,74). Ils effectuent un parallèle entre la validité sur sujet sain et la validité sur sujet post AVC.

Les auteurs comparent leurs résultats avec un système de chronométrage infrarouge ayant fait ses preuves sur une population de sujets traumatisés crâniens (75). Ils constatent des différences de mesure mais estiment, sur la base de leurs données personnelles, qu'il n'y a vraisemblablement pas de pertinence clinique pour ces différences.

De la même manière, pour l'étude 3, de Latorre et Al., il n'est pas possible d'affirmer que la mesure réelle et l'erreur de mesure sont distinctement calculées. Il n'est donc pas possible de conclure sur la validité de l'appareil avec des corrélations de Pearson. Cette mesure de la validité de la Kinect® par Latorre et Al. rejoint celle du système vidéo de Aung et Al. Pour ces deux études, la fiabilité du système est évaluée à l'aide d'un modèle de corrélation linéaire. De nombreux auteurs utilisent ces tests pour conclure sur la validité ou sur la fiabilité d'un instrument de mesure. Or, ces modèles ne sont pas les plus adaptés et ne permettent donc pas d'apporter suffisamment d'informations sur la métrologie.

Le coefficient de corrélation de Pearson sert avant tout à caractériser une relation linéaire positive ou négative. Il s'agit d'une mesure symétrique. Selon Piette (2016) (30), le calcul du coefficient de corrélation  $r$  de Pearson permet d'établir la validité d'un test s'il varie dans le même sens que le test de référence auquel il est comparé. Cependant, cela ne permet pas d'exclure l'erreur systématique. Avoir une bonne validité pour ces études permet d'identifier les liens entre les observations afin d'élaborer de meilleurs modèles. Le fait que deux variables

soient « fortement corrélées » ne démontre pas qu'il y ait une relation de causalité entre l'une et l'autre.

Le coefficient de corrélation intra-classe est utilisé pour évaluer la concordance entre examinateurs lorsque la mesure est exprimée sur une variable quantitative. Au sens académique du terme, il n'est donc pas possible de dire que la première et la troisième étude ont fait de la reproductibilité uniquement avec ce test (76).

#### **6.4. La place de l'EMG**

Ensuite, les paramètres étudiés dans la revue sont soit cinétiques, soit cinématiques. Aucun de ces articles ne prend en compte l'activation musculaire mesurée par l'EMG, c'est-à-dire l'aspect mécanique de la marche. Les paramètres mécaniques regroupent les paramètres liés à l'activation des groupes musculaires lors du cycle de marche.

La cinétique et la cinématique renseignent sur les mouvements de chaque articulation et sur le groupe musculaire dominant, mais ne renseignent pas sur l'activité des groupes agonistes et antagonistes (77). Seule l'EMG peut effectuer cette action (23). L'EMG est un examen complémentaire de l'examen clinique. Ce qui signifie qu'il n'est pas effectué de manière systématique. Le concept de l'EMG repose sur la stimulation de fibres nerveuses par un courant externe appliqué via des électrodes. Un influx nerveux artificiel est créé, qui va se propager jusqu'au muscle souhaité. Cet influx induit une réponse musculaire qui est enregistrée par des capteurs cutanés. Ce signal est ensuite enregistré, puis analysé. Si le nerf est stimulé simultanément à deux endroits différents, il est possible d'en déduire la vitesse de conduction. L'analyse des signaux renseigne sur la quantité de fibres motrices (78).

Dans le cas d'un patient post AVC, l'EMG renseigne sur les groupes déficitaires. Il permet de définir l'origine du problème, de renseigner sur les co-contractions. Par exemple, une co-contraction du *triceps* limite le couple de force du *tibialis anterior* sur la dorsiflexion. Ces co-contractions ne peuvent être détectées si elles ne sont pas mesurées. L'EMG permet la détection de ces anomalies.

L'EMG fournit des informations supplémentaires aux informations cliniques pour expliquer que le mouvement se fait anormalement. Elle permet de corréliser les données cinématiques. L'EMG



permet de proposer une « recette thérapeutique » au patient en alliant toutes les informations obtenues.

Hors, de nombreuses décisions quant au projet thérapeutique de la personne post AVC sont prises selon l'activation excessive ou déficitaire des muscles (par exemple, le choix d'injecter de la toxine botulique ou non). L'EMG a donc un rôle clinique fondamental qui n'est pas mis en relief dans les articles sélectionnés. Néanmoins, d'autres études – non retenues dans ce travail – ont été effectuées pour tester les capacités de la Kinect® à évaluer l'activation musculaire de façon statique (79,80). Les résultats vont dans le sens d'une identification précise de l'activation musculaire pour des sujets dont l'équilibre est évalué. Ces mêmes études projettent d'évaluer l'équilibre puis l'aspect dynamique avec le Kinect ainsi que des signaux EMG via des électrodes de surface afin de pouvoir comparer directement les deux méthodes. Cependant, en conditions dynamiques, il en ressort des anomalies d'identification des centres articulaires (81).

### **6.5. Recherche scientifique type**

Pour répondre à cette problématique et de manière plus globale aux différentes questions rencontrées en recherche scientifique, il faudrait faire de nouvelles études, qui utiliseraient, dans la limite du possible, des méthodes d'évaluation de qualité. Certaines publications tentent de soumettre des critères scientifiques (82). Assurément, l'étude idéale n'existe pas, cependant nous pouvons discuter certains points de la revue ci-dessus qui permettraient une analyse de meilleure qualité.

Dans cette revue, l'analyse quantifiée de la marche n'a pas été utilisée comme référence de mesure. L'AQM comme point de comparaison permet de généraliser les résultats et de comparer entre eux les différents outils d'évaluation. Un dénominateur commun dans les différentes facilite l'analyse. De plus, l'AQM comporte peu de biais ce qui limite le risque d'erreur comparé à une plateforme ou à un test clinique.

En outre, le risque d'invalidités des instruments dans les trois études est relativement élevé, compte-tenu de l'absence de la et de la spécificité. Il existe différentes approches pour l'analyse de la validité. L'une d'entre elles repose sur l'analyse de la sensibilité, d'une part, et de la spécificité, d'autre part, avec un test d'appareillage. C'est la méthode qu'utilise Buckley et Al (2019) pour déterminer la validité d'un accéléromètre situé sur le tronc d'un patient AVC, à l'aide de plusieurs tests, dont une analyse de la sensibilité par rapport au GaitRite (83).

Le seul moyen de connaître les qualités de reproductibilité d'une mesure est d'entreprendre une étude de fiabilité (30). Pour cela le coefficient de corrélation intra-classe peut être utilisé comme cela a été fait précédemment. Le coefficient de kappa mesure également le degré d'accord entre deux mesures. Les coefficients de reproductibilité facilitent l'interprétation du lecteur.

### **6.6. Autres techniques instrumentées**

Il existe également des techniques plus invasives, mais apportant des réponses utilisables, comme l'implantation d'électrodes. En effet, lors de l'évaluation électromyographique, il existe soit des électrodes de surface, soit des électrodes implantables. L'application des électrodes cutanées comporte des limites (ex : bruit dans le signal enregistré) qui peuvent être réduits avec des électrodes directement « implantées » dans le muscle (84). Perry affirme également qu'une électrode de surface peut difficilement enregistrer de manière isolée l'activité d'un seul muscle si d'autres électrodes sont à proximité (85).

Aussi de nouvelles technologies sont en phase de développement. Des études pilotes sont en cours sur différents instruments comme le Theia markless® (86). L'avantage de cet outil est son absence de marqueurs qui constitue également un frein à l'utilisation de ces technologies (87). Le Theia markless® est une technologie par caméra infrarouge qui offre donc des images moins cadencées qu'avec les caméras de motion capture mais suffisantes pour l'analyse de la marche. Il permet de reconstruire l'avatar du squelette et donc les positions osseuses. A partir de là, il permet de déduire les paramètres biomécaniques du sujet. En termes de fiabilité, les centres articulaires sont encore trop mobiles. L'outil est en cours de validité et de fiabilité.

Le développement de l'intelligence artificielle (IA) est aussi une aide pour le clinicien d'un point de vue prédictif. Elle permet d'avantages d'analyse par l'homme et met donc en avant l'interface homme-machine. Cette association prend aujourd'hui le relai dans de nombreux milieux, incluant celui de la médecine. Dans le cadre de l'AVC, l'IA permet un rôle diagnostique (88) mais aussi rééducatif de manière ludique, particulièrement pour le membre supérieur (89).

### **6.7. Vers un retour aux échelles cliniques**

En l'absence d'informations, le clinicien se tourne donc vers les échelles cliniques. En effet, le test de marche des 10 mètres a été utilisé dans deux articles et le test de marche de 1 minute

dans un article. Nous pouvons donc nous interroger sur la place de l'analyse quantifiée de la marche dans ce domaine. Est-il nécessaire de garder l'AQM en gold standard étant donné son accès réduit. Cela amène donc à se questionner sur la place réelle des échelles cliniques dans l'évaluation de la marche fonctionnelle.

Le test des 10 mètres de marche, qui a été utilisé à deux reprises dans les études ci-dessus, semble un des tests les plus adaptés à ce genre d'évaluation (90). De plus, il montre une bonne validité et une bonne reproductibilité (32).

Il semblerait que si le kinésithérapeute veuille uniquement mesurer les paramètres spatio-temporels de la marche, une échelle clinique soit plus adaptée (91). En revanche, s'il désire pousser l'évaluation sur un patient avec qui il ne progresse plus ou pour qui d'autres solutions sont envisagées, alors il devient intéressant qu'il puisse lui-même évaluer les paramètres cinématiques et mécanique. Or actuellement seul l'AQM permet une mesure simultanée. Ce qui en fait l'étude la plus complète de la marche chez le patient post-AVC.

### **6.8. Le patient dans sa globalité**

Plus globalement, il est important de garder en tête qu'il n'est pas possible de réduire le sujet à sa marche. D'autres facteurs tout aussi importants entrent en compte dans la réalité. L'AVC n'est pas suffisamment envisagé dans sa globalité (92). Le patient ayant subi un AVC ne se résume pas à sa pathologie et à sa déambulation. En effet, le clinicien doit prendre en compte tout ce qui entoure le sujet. Il doit être considéré dans sa globalité, la posture doit refléter une vision d'ensemble.

Tout d'abord, les sujets évalués dans la revue de littérature sont considérés comme chroniques. Toute la phase aiguë, n'a pas été abordée. C'est lors de cette phase que le patient récupère ses capacités et recommence ses premiers pas suite à l'hospitalisation. Il est difficile, à ce stade, de définir des critères ou de relever des données qui permettent d'estimer le handicap résiduel (93).

Ensuite, le patient ne se résume pas au diagnostic kinésithérapique. Il faut tenir compte de ses objectifs ainsi que de l'équipe qui l'entoure. Cela peut venir du fait que l'AVC est une pathologie nécessitant une prise en charge pluridisciplinaire incluant une multitude de professionnels. Ces professionnels ne se rencontrent pas réellement ce qui fait que chacun fixe ses objectifs

personnels avec le patient (94). Chaque intervenant aborde la problématique avec ses solutions. Pour le kinésithérapeute, cela va être les troubles fonctionnels comme la marche. Mais il faut également tenir compte du travail effectué en orthophonie si nécessaire, des bilans médicaux, des projets familiaux et personnels du patient. La communication des différents acteurs de la santé gravitant autour du patient permet de le placer au centre des prises en soin dans son entièreté (94). L'histoire médicale, chirurgicale, les examens cliniques et fonctionnels, l'imagerie et la vidéo sont indispensables et plus importants que l'AQM.

### **6.9. Les limites de la démarche**

Comme cité auparavant, l'ensemble des bases de données n'a pas été exploré. Lors de la méthodologie d'identification des articles, six bases de recherches (Pubmed, PEDro, Science Direct, Rehab Scales, Rehab Measures et DiTA) ont été interrogées. Bien que ces bases de données puissent représenter une source importante d'information, d'autres bases auraient pu être ajoutées telles que Medline ou PubMed.

Uniquement les articles en langue anglaise et française ont été inclus. Cela a évité les biais de compréhension donc d'interprétation mais aurait pu contribuer à un « silence » documentaire concernant la littérature étrangère.

De plus, les critères d'inclusion et d'exclusion sélectionnés ne reflètent pas forcément la réalité des patients. Un des critères d'exclusion des études est l'absence de pathologies associées. Hors, l'AVC touche particulièrement les personnes âgées et le risque d'avoir des pluri-pathologie augmente également avec l'âge (95). Les capacités fonctionnelles et les capacités d'équilibre sont des critères d'exclusion, qui se justifient par la quantité de publications traitant ce sujet. Nous avons voulu réduire le nombre de résultats en ne mélangeant pas la marche et l'équilibre.

Enfin, le choix des équations de recherches, permettant le meilleur compromis entre « silence » et « bruit » documentaire, s'est révélé complexe. L'équation de recherche retenue est « stroke AND (gait) AND (reliability OR validity OR specificity OR assess OR evaluat\*) AND (instrumented OR computerized) ».

Initialement, une équation de recherche plus complète a été retenue ou chaque mot devait être présent avec uniquement « AND » comme opérateur booléen. Dans certaines bases de données, cela a entraîné un « silence » documentaire. Les équations de recherches ont été reformulées afin de permettre une sélection plus large. Dans certaines bases de données, un

nombre maximal de mot est imposé, comme dans DiTA. Après plusieurs essais, l'équation de recherche « stroke AND gait » est celle qui a donné le plus de résultats. Les études ont été sélectionnées subjectivement par un seul opérateur après lecture des titres et des mots clés. Le biais de reproductibilité est alors non négligeable.

Tous ces éléments auraient permis d'établir une revue de la littérature qui aurait sans doute abouti à des résultats différents. Cela ne remet cependant pas en cause les résultats obtenus à partir des critères déterminés ici mais aide à les nuancer.

## **7. Conclusion**

Cette revue de la littérature avait pour objectif de mettre en lumière les différentes méthodes instrumentées pour analyser le schéma de marche chez le sujet ayant subi un AVC. Cette pathologie affectant les fonctions primordiales de la victime, les propositions thérapeutiques doivent pouvoir se baser sur des données les plus précises possibles.

Au regard des résultats obtenus dans cette revue de la littérature, nous constatons que les différents instruments d'évaluation de la marche doivent être considérés avec du recul pour l'analyse chez le patient post AVC, notamment d'un point de vue de la métrologie. Ce travail d'initiation à la recherche, nous a permis d'acquérir une démarche de raisonnement et de problématisation, de recherche bibliographique et d'analyse critique des résultats obtenues. Il appartient au lecteur de prendre suffisamment de recul pour décider de l'importance qu'il faut accorder à un article scientifique, notamment sur la place qu'occupe l'évaluation de la marche en contexte post-AVC.

Deux des outils étudiés, le système vidéo et la Kinect®, semblent fournir une bonne fiabilité. Néanmoins les méthodes utilisées pour évaluer la validité des trois instruments sont discutables.

Il semble également qu'aucune de ces techniques ne mesure simultanément les paramètres cinétiques, cinématiques et mécaniques. L'analyse électromyographique est donc un apport clinique supplémentaire pour obtenir une évaluation totale.

# Références bibliographiques

---

1. ONU. 2019 : Revision of World Population Prospects [Internet]. Disponible sur: <https://population.un.org/wpp/>
2. Rothwell P, Coull A, Giles M, Howard S, Silver L, Bull L, et al. Change in stroke incidence, mortality, case-fatality, severity, and risk factors in Oxfordshire, UK from 1981 to 2004 (Oxford Vascular Study). *The Lancet*. 12 juin 2004;363(9425):1925-33.
3. Bentsen L, Christensen L, Christensen A, Christensen H. Outcome and Risk Factors Presented in Old Patients Above 80 Years of Age Versus Younger Patients After Ischemic Stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. 1 août 2014;23(7):1944-8.
4. Haute Autorité de Santé. (11/01/17). Évaluation fonctionnelle de l'AVC et kinésithérapie – AVC aspects paramédicaux – Prise en charge initiale des patients adultes atteints d'AVC. Recommandations pour la pratique clinique [en ligne]. [Internet]. Disponible sur: [https://www.has-sante.fr/jcms/c\\_272250/fr/prise-en-charge-initiale-des-patients-adultes-atteints-d-accident-vasculaire-cerebral-aspects-paramedicaux](https://www.has-sante.fr/jcms/c_272250/fr/prise-en-charge-initiale-des-patients-adultes-atteints-d-accident-vasculaire-cerebral-aspects-paramedicaux)
5. Bohic N. Prévention des accidents vasculaires cérébraux et vieillissement. *Gerontologie et société*. 18 sept 2012;35 / HS n° 1(5):217-27.
6. L'AVC, nous sommes tous concernés. [Internet]. Société Française Neuro Vasculaire. [cité 22 déc 2019]. Disponible sur: <https://www.societe-francaise-neurovasculaire.fr/>
7. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2 mars 2006;3(1):4.
8. Roche N, Pradon D, Zory R, Bonnyaud C, Boudarham J, Bensmail D. Apport de l'analyse quantifiée de la marche (AQM) dans la compréhension des mécanismes responsables des troubles de la marche des patients hémiparétiques et dans l'évaluation des effets des différents traitements classiquement utilisés. *Lett Med Phys Readapt*. 1 déc 2011;27(4):183-8.
9. Weltgesundheitsorganisation, éditeur. Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé: CIF. Genève; 2001. 304 p.
10. Beauchet O, Berrut G. Marche et double tâche : définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé. *Psychol Neuropsychiatr Vieil*. sept 2006;14(3):215–25.
11. Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, NJ: SLACK; 1992. 524 p.
12. Dujardin F, Tobenas-Dujardin A-C, Weber J. Anatomie et physiologie de la marche, de la position assise et debout. *EMC - Appareil locomoteur*. janv 2009;4(2):1-18.
13. Gage JR, Schwartz MH, Koop SE, Novacheck TF, éditeurs. The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy. 2 edition. London: Mac Keith Press; 2009. 660 p.
14. Kirtley C. Clinical Gait Analysis: Theory and Practice. Elsevier Health Sciences; 2006. 328 p.

15. Delafontaine A. Locomotion humaine: marche, course : bases fondamentales, évaluation clinique et applications thérapeutiques de l'enfant à l'adulte. Elsevier; 2018.
16. Beliez L. Mécanismes spinaux et supraspinaux impliqués dans le couplage entre les réseaux locomoteurs et posturaux [Internet] [phdthesis]. Université de Bordeaux; 2014 [cité 15 avr 2020]. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01135921>
17. Rossignol S. Neural Control of Stereotypic Limb Movements. In: Terjung R, éditeur. Comprehensive Physiology [Internet]. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc.; 2011 [cité 27 déc 2019]. p. cp120105. Disponible sur: <http://doi.wiley.com/10.1002/cphy.cp120105>
18. Liu J, Akay T, Hedlund PB, Pearson KG, Jordan LM. Spinal 5-HT  $\gamma$  Receptors Are Critical for Alternating Activity During Locomotion: In Vitro Neonatal and In Vivo Adult Studies Using 5-HT  $\gamma$  Receptor Knockout Mice. *Journal of Neurophysiology*. juill 2009;102(1):337-48.
19. Defebvre L. Troubles de la marche. /data/traiteme/tm/tm-52285/ [Internet]. 13 avr 2010 [cité 15 avr 2020]; Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/en/article/248934>
20. Massion J. Cerveau et motricité: fonctions sensori-motrices. Paris: Presses Universitaires de France; 1997.
21. Whittle M. Gait analysis: an introduction. Oxford ; Boston: Butterworth-Heinemann; 1991. 230 p.
22. Viel E. La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Paris: Masson; 2000.
23. Basmajian JV. Muscles Alive. Their Functions Revealed by Electromyography. *Academic Medicine*. août 1962;37(8):802.
24. Liste des plateformes | SOFAMEA [Internet]. [cité 3 avr 2020]. Disponible sur: [http://sofamea.org/?page\\_id=113](http://sofamea.org/?page_id=113)
25. Netgen. Analyse quantifiée de la marche : mode d'emploi [Internet]. *Revue Médicale Suisse*. [cité 3 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.revmed.ch/RMS/2015/RMS-N-490/Analyse-quantifiee-de-la-marche-mode-d-emploi>
26. O'Toole D. Biofeedback. Principles and practice for clinicians. By, John V. Basmajian, 282 pp, Williams & Wilkins, Baltimore, MD, 1979. *Muscle Nerve*. mars 1980;3(2):188-188.
27. Cutti AG, Raggi M, Andreoni G, Sacchetti R. Clinical gait analysis for amputees: innovation wishlist and the perspectives offered by the outwalk protocol. *G Ital Med Lav Ergon*. sept 2015;37 Suppl(3):45-8.
28. Front matter. In: Examen clinique de l'appareil locomoteur [Internet]. Elsevier; 2007 [cité 13 mars 2020]. p. i-iii. Disponible sur: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9782294068188500139>
29. COSMIN - Improving the selection of outcome measurement instruments [Internet]. COSMIN. [cité 15 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.cosmin.nl/>
30. Piette P. Métrologie appliquée à la kinésithérapie : mesures, tests et bilans, concepts fondamentaux. 2016;1-15.

31. Tett RP, Jackson DN, Rothstein M. PERSONALITY MEASURES AS PREDICTORS OF JOB PERFORMANCE: A META-ANALYTIC REVIEW. *Personnel Psychology*. 7 déc 2006;44(4):703-42.
32. Ferrarello F, Bianchi VAM, Baccini M, Rubbieri G, Mossello E, Cavallini MC, et al. Tools for observational gait analysis in patients with stroke: a systematic review. *Phys Ther*. déc 2013;93(12):1673-85.
33. Lin Jau-Hong, Hsu Miao-Ju, Hsu Hsin-Wen, Wu Hung-Chia, Hsieh Ching-Lin. Psychometric Comparisons of 3 Functional Ambulation Measures for Patients With Stroke. *Stroke*. 1 sept 2010;41(9):2021-5.
34. Functional Gait Assessment | RehabMeasures Database [Internet]. [cité 8 mars 2020]. Disponible sur: <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/functional-gait-assessment>
35. Daly JJ, Nethery J, McCabe JP, Brenner I, Rogers J, Gansen J, et al. Development and testing of the Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.): A measure of coordinated gait components. *Journal of Neuroscience Methods*. avr 2009;178(2):334-9.
36. Turani N, Kemiksizoğlu A, Karataş M, Ozker R. Assessment of hemiplegic gait using the Wisconsin Gait Scale. *Scand J Caring Sci*. mars 2004;18(1):103-8.
37. Rodriguez AA, Black PO, Kile KA, Sherman J, Stellberg B, McCormick J, et al. Gait training efficacy using a home-based practice model in chronic hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1 août 1996;77(8):801-5.
38. Toro B, Nester C, Farren P. A review of observational gait assessment in clinical practice. *Physiotherapy Theory and Practice*. 1 janv 2003;19(3):137-49.
39. Goodkin R, Diller L. Reliability among physical therapists in diagnosis and treatment of gait deviations in hemiplegics. *Percept Mot Skills*. déc 1973;37(3):727-34.
40. Stroke Rehabilitation Assessment of Movement [Internet]. Shirley Ryan AbilityLab. [cité 22 mars 2020]. Disponible sur: <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/stroke-rehabilitation-assessment-movement-measure>
41. Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev*. 1993;30(2):210-23.
42. Le Faucheur A, Abraham P, Jaquinandi V, Bouyé P, Saumet JL, Noury-Desvaux B. Study of human outdoor walking with a low-cost GPS and simple spreadsheet analysis. *Med Sci Sports Exerc*. sept 2007;39(9):1570-8.
43. Solanki D, Lahiri U. Design of Instrumented Shoes for Gait Characterization: A Usability Study With Healthy and Post-stroke Hemiplegic Individuals. *Front Neurosci*. 2018;12:459.
44. Bredin J, Bruno M, Jannin I, Flambart J-P. Utilisation du tapis de marche GAITRite® dans l'évaluation du traitement de la marche de l'adulte hémiplégique. *Science & Sports*. févr 2013;28(1):46-9.
45. Hug F, Vogel C, Tucker K, Dorel S, Deschamps T, Le Carpentier É, et al. Individuals have unique muscle activation signatures as revealed during gait and pedaling. *Journal of Applied Physiology*. 1 oct 2019;127(4):1165-74.



46. Taupin P. Stroke-Induced Neurogenesis: Physiopathology and Mechanisms. *CNR*. 1 févr 2006;3(1):67-72.
47. Organisation Mondiale de la Santé - Les Accidents Vasculaires Cérébraux [Internet]. Organisation Mondiale de la Santé. 2020. Disponible sur: [https://www.who.int/topics/cerebrovascular\\_accident/fr/](https://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/fr/)
48. Grysiewicz RA, Thomas K, Pandey DK. Epidemiology of Ischemic and Hemorrhagic Stroke: Incidence, Prevalence, Mortality, and Risk Factors. *Neurologic Clinics*. nov 2008;26(4):871-95.
49. Bejot Y, Legris N, Daumas A, Sensenbrenner B, Daubail B, Durier J, Giroud M. Les accidents vasculaires cérébraux de la personne jeune : une pathologie émergente chez la femme comme chez l'homme. Apports du Registre dijonnais des AVC (1985-2011). *BEH*. 8 mars 2016;(7-8):118-25.
50. Crozier S, Santoli F, Outin H, Aegerter P, Ducrocq X, Bollaert P-É. AVC graves : pronostic, critères d'admission en réanimation et décisions de limitations et arrêt de traitements. *Revue Neurologique*. juin 2011;167(6-7):468-73.
51. Yen H-C, Luh J-J, Teng T, Pan G-S, Chen W-S, Hsun C-C, et al. Reliability of lower extremity muscle strength measurements with handheld dynamometry in stroke patients during the acute phase: a pilot reliability study. *J Phys Ther Sci*. 2017;29(2):317-22.
52. Langhorne P, Bernhardt J, Kwakkel G. Stroke rehabilitation. *Lancet*. 14 mai 2011;377(9778):1693-702.
53. Gracies J-M, Brashear A, Jech R, McAllister P, Banach M, Valkovic P, et al. Safety and efficacy of abobotulinumtoxinA for hemiparesis in adults with upper limb spasticity after stroke or traumatic brain injury: a double-blind randomised controlled trial. *The Lancet Neurology*. oct 2015;14(10):992-1001.
54. Lecoffre C, de Peretti C, Gabet, Grimaud. L'accident vasculaire cérébral en France : patients hospitalisés pour AVC en 2014 et évolutions 2008- 2014. 2017;(5):84-94.
55. de Pouvourville G. Coût de la prise en charge des accidents vasculaires cérébraux en France. *Archives of Cardiovascular Diseases Supplements*. févr 2016;8(2):161-8.
56. Schnitzler A, Woimant F, Tuppin P, de Peretti C. Prevalence of Self-Reported Stroke and Disability in the French Adult Population: A Transversal Study. Boltze J, éditeur. *PLoS ONE*. 18 déc 2014;9(12):e115375.
57. Tuppin P, Rivière S, Rigault A, Tala S, Drouin J, Pestel L, et al. Prevalence and economic burden of cardiovascular diseases in France in 2013 according to the national health insurance scheme database. *Archives of Cardiovascular Diseases*. juin 2016;109(6-7):399-411.
58. Strong K, Mathers C, Bonita R. Preventing stroke: saving lives around the world. *The Lancet Neurology*. févr 2007;6(2):182-7.
59. Plas F, Viel E, Blanc Y. La marche humaine: kinésiologie dynamique, biomécanique et pathomécanique. Paris: Masson; 1983.
60. Winters TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am*. mars 1987;69(3):437-41.

61. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *J Clin Epidemiol.* oct 2009;62(10):1006-12.
62. Aung N, Bovonsunthonchai S, Hiengkaew V, Tretriluxana J, Rojasavastera R, Pheung-Phrarattanatrai A. Concurrent validity and intratester reliability of the video-based system for measuring gait poststroke. *Physiother Res Int.* janv 2019;25(1):e1803.
63. Yang S, Zhang J-T, Novak AC, Brouwer B, Li Q. Estimation of spatio-temporal parameters for post-stroke hemiparetic gait using inertial sensors. *Gait & Posture.* 1 mars 2013;37(3):354-8.
64. Latorre J, Colomer C, Alcañiz M, Llorens R. Gait analysis with the Kinect v2: normative study with healthy individuals and comprehensive study of its sensitivity, validity, and reliability in individuals with stroke. *J Neuroeng Rehabil.* 26 2019;16(1):97.
65. QUADAS-2: a revised tool for the quality assessment of diagnostic accuracy studies. - PubMed - NCBI [Internet]. [cité 23 mars 2020]. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22007046>
66. Forghany S, Nester CJ, Tyson SF, Preece S, Jones RK. The effect of stroke on foot kinematics and the functional consequences. *Gait & Posture.* 1 avr 2014;39(4):1051-6.
67. Błażkiewicz M, Wiszomirska I, Kaczmarczyk K, Brzuszkiewicz-Kuźmicka G, Wit A. Mechanisms of compensation in the gait of patients with drop foot. *Clinical Biomechanics.* 1 févr 2017;42:14-9.
68. Walking speed estimation using a shank-mounted inertial measurement unit. - PubMed - NCBI [Internet]. [cité 18 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20185136>
69. Journois D. Concordance de deux variables : l'approche graphique. /data/revues/07618425/00210001/127/ [Internet]. 17 avr 2008 [cité 17 avr 2020]; Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/en/article/144170>
70. Auvinet E, Multon F, Aubin C-E, Meunier J, Raison M. Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect. *Gait & Posture.* 1 févr 2015;41(2):722-5.
71. Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment. - PubMed - NCBI [Internet]. [cité 20 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27721202>
72. Biofeedback EMG pour la récupération de la fonction motrice après un accident vasculaire cérébral (AVC) [Internet]. [cité 9 avr 2020]. Disponible sur: [/fr/CD004585/STROKE\\_biofeedback-emg-pour-la-recuperation-de-la-fonction-motrice-apres-un-accident-vasculaire-cerebral](/fr/CD004585/STROKE_biofeedback-emg-pour-la-recuperation-de-la-fonction-motrice-apres-un-accident-vasculaire-cerebral)
73. Aminian K, Najafi B, Büla C, Leyvraz P-F, Robert P. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J Biomech.* mai 2002;35(5):689-99.
74. Yang S, Li Q. IMU-based ambulatory walking speed estimation in constrained treadmill and overground walking. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering.* 1 janv 2011;15:313-22.
75. van Loo MA, Moseley AM, Bosman JM, de Bie RA, Hassett L. Inter-rater reliability and concurrent validity of walking speed measurement after traumatic brain injury. *Clin Rehabil.* nov 2003;17(7):775-9.

76. Zaki R, Bulgiba A, Nordin N, Azina Ismail N. A Systematic Review of Statistical Methods Used to Test for Reliability of Medical Instruments Measuring Continuous Variables. *Iran J Basic Med Sci.* juin 2013;16(6):803-7.
77. Blanc Y. Apport de l'EMG cinésiologique dans l'analyse de la marche de l'enfant IMC. In: *La marche de l'infirmes moteur cérébral enfant et adulte* [Internet]. Paris: Springer-Verlag; 2005 [cité 9 avr 2020]. p. 63-9. Disponible sur: [http://link.springer.com/10.1007/2-287-27822-2\\_4](http://link.springer.com/10.1007/2-287-27822-2_4)
78. ENMG | Fédération Française de Neurologie [Internet]. [cité 9 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.ffn-neurologie.fr/grand-public/explorations-neurologiques/electromyogramme>
79. Yang J, Hunt A. Real-time Auditory Feedback of Arm Movement and EMG in Biceps Curl Training to Enhance the Quality. In 2014.
80. Chakravarty K, Chatterjee D, Das RK, Tripathy SR, Sinha A. Analysis of muscle activation in lower extremity for static balance. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2017;2017:4118-22.
81. Cippitelli E, Gasparrini S, Spinsante S, Gambi E. Kinect as a Tool for Gait Analysis: Validation of a Real-Time Joint Extraction Algorithm Working in Side View. *Sensors.* janv 2015;15(1):1417-34.
82. Drapeau M. Les critères de scientificité en recherche qualitative. *Pratiques Psychologiques.* 1 mars 2004;10(1):79-86.
83. Buckley C, Micó-Amigo ME, Dunne-Willows M, Godfrey A, Hickey A, Lord S, et al. Gait Asymmetry Post-Stroke: Determining Valid and Reliable Methods Using a Single Accelerometer Located on the Trunk. *Sensors (Basel).* 19 déc 2019;20(1).
84. Basmajian JV. *Electrode placement in EMG biofeedback.* Baltimore: Williams & Wilkins; 1980. 88 p.
85. Perry J, Easterday CS, Antonelli DJ. Surface Versus Intramuscular Electrodes for Electromyography of Superficial and Deep Muscles. *Phys Ther.* 1 janv 1981;61(1):7-15.
86. Theia Markerless - Markerless Motion Capture Redefined [Internet]. Theia Markerless. [cité 9 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.theiamarkerless.ca/>
87. Colyer SL, Evans M, Cosker DP, Salo AIT. A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Med Open* [Internet]. 5 juin 2018 [cité 9 avr 2020];4. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5986692/>
88. Lenca P, Moga S. Accidents Vasculaires Cérébraux : Apport de l'Intelligence Artificielle. In: *Accidents Vasculaires Cérébraux : des mécanismes à la prise en charge des patients* [Internet]. Paris, France; 2019 [cité 22 avr 2020]. p. . Disponible sur: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02097962>
89. Laffont I, Bakhti K, Coroian F, van Dokkum L, Mottet D, Schweighofer N, et al. Innovative technologies applied to sensorimotor rehabilitation after stroke. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine.* 1 nov 2014;57(8):543-51.
90. 10 Meter Walk Test [Internet]. Shirley Ryan AbilityLab. [cité 9 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/10-meter-walk-test>
91. Wren TAL, Gorton GE, Ounpuu S, Tucker CA. Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait Posture.* juin 2011;34(2):149-53.

92. Berthod-Wurmser M, Bousquet F, Legal R. Patients et usagers du système de santé : l'émergence progressive de voix qui commencent à compter. *Revue française des affaires sociales*. 19 avr 2017;(1):5-19.
93. Mathieu-Blondet A, Malet A, Devy R, Causeret M, Rouquette A, Fanello S. Évaluation de la prise en charge des patients atteints d'accident vasculaire cérébral (AVC) dans un centre hospitalier. *Sante Publique*. 2008;Vol. 20(6):561-74.
94. Sebai J, Yatim F. Approche centrée sur le patient et nouvelle gestion publique : confluence et paradoxe. *Sante Publique*. 7 nov 2018;Vol. 30(4):517-26.
95. Meslé F. Allongement de la vie et évolution des pathologies. *Gerontologie et société*. 2004;27 / n° 108(1):15-34.

# Annexes

---

## ANNEXE I – GRILLE QUADAS-2

### QUADAS-2

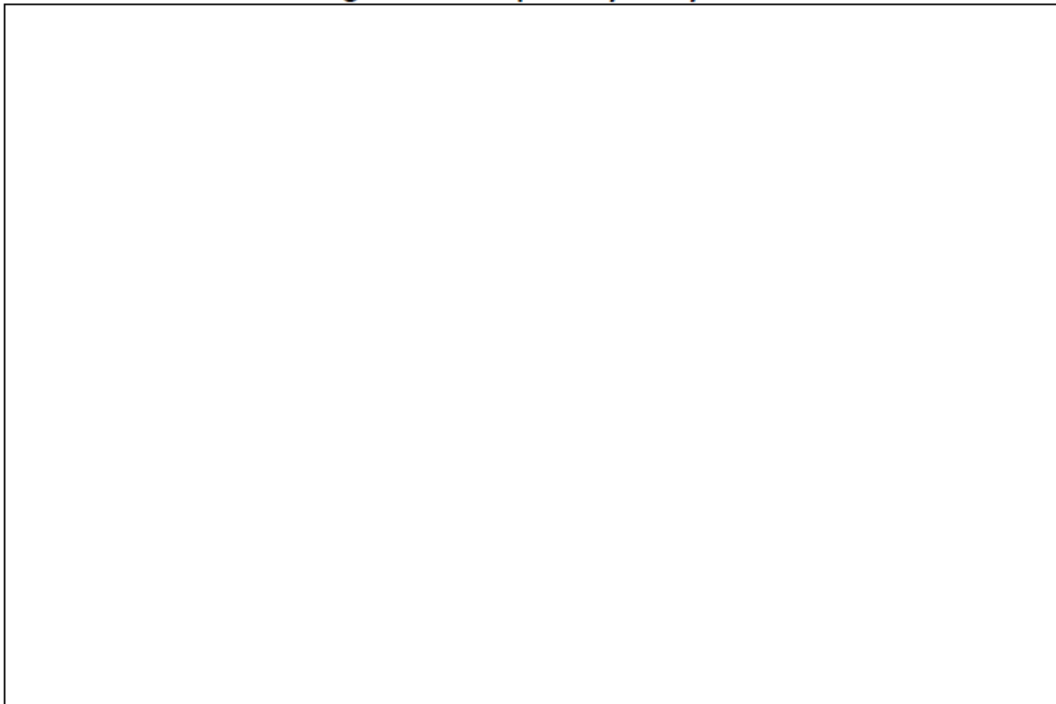
#### Phase 1: State the review question:

*Patients (setting, intended use of index test, presentation, prior testing):*

*Index test(s):*

*Reference standard and target condition:*

#### Phase 2: Draw a flow diagram for the primary study



### Phase 3: Risk of bias and applicability judgments

QUADAS-2 is structured so that 4 key domains are each rated in terms of the risk of bias and the concern regarding applicability to the research question (as defined above). Each key domain has a set of signalling questions to help reach the judgments regarding bias and applicability.

#### DOMAIN 1: PATIENT SELECTION

##### A. Risk of Bias

Describe methods of patient selection:

- ❖ Was a consecutive or random sample of patients enrolled? Yes/No/Unclear
- ❖ Was a case-control design avoided? Yes/No/Unclear
- ❖ Did the study avoid inappropriate exclusions? Yes/No/Unclear

Could the selection of patients have introduced bias? RISK: LOW/HIGH/UNCLEAR

##### B. Concerns regarding applicability

Describe included patients (prior testing, presentation, intended use of index test and setting):

Is there concern that the included patients do not match the review question? CONCERN: LOW/HIGH/UNCLEAR

#### DOMAIN 2: INDEX TEST(S)

If more than one index test was used, please complete for each test.

##### A. Risk of Bias

Describe the index test and how it was conducted and interpreted:

- ❖ Were the index test results interpreted without knowledge of the results of the reference standard? Yes/No/Unclear
- ❖ If a threshold was used, was it pre-specified? Yes/No/Unclear

Could the conduct or interpretation of the index test have introduced bias? RISK: LOW /HIGH/UNCLEAR

##### B. Concerns regarding applicability

Is there concern that the index test, its conduct, or interpretation differ from the review question? CONCERN: LOW /HIGH/UNCLEAR

<b>DOMAIN 3: REFERENCE STANDARD</b>	
<b>A. Risk of Bias</b>	
Describe the reference standard	Interpreted:
[Tapez une citation prise dans le document, ou la synthèse d'un passage intéressant. Vous pouvez placer la zone de texte n'importe où dans le document et modifier sa mise en forme à l'aide de l'onglet Outils de dessin.]	
❖ Is the reference standard likely to correctly classify the target condition?	Yes/No/Unclear
❖ Were the reference standard results interpreted without knowledge of the results of the index test?	Yes/No/Unclear
Could the reference standard, its conduct, or its interpretation have introduced bias?	<b>RISK: LOW /HIGH/UNCLEAR</b>
<b>B. Concerns regarding applicability</b>	
Is there concern that the target condition as defined by the reference standard does not match the review question?	<b>CONCERN: LOW /HIGH/UNCLEAR</b>

<b>DOMAIN 4: FLOW AND TIMING</b>	
<b>A. Risk of Bias</b>	
Describe any patients who did not receive the index test(s) and/or reference standard or who were excluded from the 2x2 table (refer to flow diagram):	
Describe the time interval and any interventions between index test(s) and reference standard:	
❖ Was there an appropriate interval between index test(s) and reference standard?	Yes/No/Unclear
❖ Did all patients receive a reference standard?	Yes/No/Unclear
❖ Did patients receive the same reference standard?	Yes/No/Unclear
❖ Were all patients included in the analysis?	Yes/No/Unclear
Could the patient flow have introduced bias?	<b>RISK: LOW /HIGH/UNCLEAR</b>