

## L'ANALYSE QUANTIFIÉE DE LA MARCHÉ: PRINCIPES ET APPLICATIONS CLINIQUES

S. Lobet <sup>(1,2,3)</sup>, C. Hermans <sup>(2)</sup>, Ch. Detrembleur <sup>(3)</sup>

### Quantitative gait analysis: principles and clinical applications

Walking is a set of repetitive cyclical movements in the three planes of space. This complex process involves not only the lower-limb joints, but also the entire body. Walking may be impaired by a variety of musculoskeletal disorders of peripheral/central neurological, muscular, or osteoarticular origin, associated with compensatory mechanisms such as limping. Owing to medical and technical advances, gait laboratories have been implemented, pursuing the following objectives: 1) to accurately assess locomotor disorders so as to optimize therapeutic options, especially in children with cerebral palsy; 2) to quantify the effects of therapeutic procedures such as neurotomy or total ankle arthroplasty; 3) to better understand the impact of these diseases on walking mechanics and eventually on patients' functional limitations.

Gait analysis requires the joint acquisition of global and segmental kinematic variables, dynamic variables, as well as energetic and electromyographic variables. Segmental kinematic variables are used to describe the displacements of body segments in the three planes. The latter are recorded using infrared cameras, allowing for the patient gait to be reconstructed in three dimensions. While recorded using a force platform, dynamic variables determine the movement-producing muscular forces as well as the type of muscle contraction performed. Unconsciously, we walk using minimum energy consumption. Energetic variables, which record the amount of oxygen consumed per unit of distance traveled, are an excellent indicator of the "strenuousness" encountered by patients while moving. Electromyography is used to identify the muscles involved in movements.

#### KEY WORDS

gait analysis, kinematics, kinetics, metabolic cost

La marche est une succession de mouvements cycliques répétitifs avec des déplacements s'effectuant dans les trois plans de l'espace. Il s'agit d'un phénomène complexe qui intéresse non seulement les articulations des membres inférieurs mais sollicite la totalité du corps. Celle-ci qui peut être perturbée par une grande variété d'affections musculo-squelettiques d'origine neurologique périphérique ou centrale, d'origine musculaire ou ostéo-articulaire avec mise en œuvre de mécanismes compensateurs tels que la boiterie. Grâce aux progrès techniques et médicaux, les laboratoires d'analyse de marche se sont développés. Leur objectif est 1) d'évaluer avec précision les troubles locomoteurs afin d'optimiser les options thérapeutiques; 2) d'objectiver de manière quantifiable les effets d'un acte thérapeutique; 3) viser à améliorer notre compréhension des répercussions de ces pathologies sur les limitations fonctionnelles du patient.

L'analyse de la marche nécessite l'acquisition conjointe des variables cinématiques globales et segmentaires, des variables dynamiques, des variables énergétiques et d'électromyographie. Les variables cinématiques segmentaires permettent de décrire le déplacement des segments corporels dans les trois plans de l'espace. Celles-ci sont enregistrées à l'aide de caméras infrarouges et permettent de reconstituer la démarche du patient dans les trois dimensions. Les variables dynamiques sont enregistrées à l'aide d'une plate-forme de force. Elles permettent de déterminer les forces musculaires engendrant le mouvement et le type de contraction musculaire réalisée. Inconsciemment, nous marchons avec une consommation énergétique minimale. Les variables énergétiques enregistrent la consommation en oxygène du patient par unité de distance parcourue et représentent ainsi un très bon indicateur de la "pénibilité" du patient à se déplacer. L'électromyographie permet quant à elle d'identifier les muscles responsables du mouvement.

#### Que savons-nous à ce propos ?

1. La marche nécessite l'action coordonnée de nombreux muscles et articulations afin de permettre au corps de se déplacer vers l'avant avec un rendement optimal, c'est-à-dire avec une consommation d'énergie minimale.
2. Diverses atteintes orthopédiques et neurologiques vont perturber de manière plus ou moins importante ce rendement en augmentant sensiblement le coût métabolique de la marche.
3. Ces atteintes sont évaluées la plupart du temps de manière radiologique ou clinique c'est-à-dire de manière statique sans que le patient ne prenne appui sur le membre lésé.

#### Que nous apporte cet article ?

1. L'originalité de l'analyse de la marche est d'analyser avec précision la composante fonctionnelle des articulations et donc dans des conditions dynamiques.
2. L'analyse de la marche permet également d'analyser de manière plus globale les répercussions des atteintes articulaires au niveau mécanique et énergétique.
3. Une marche économique n'est rendue possible que par une bonne mobilité des articulation des membres inférieurs et du bassin.

#### What is already known about the topic?

1. Walking requires combined action of several muscles and joints in order to allow the body to move forward with an optimum efficiency, i.e., minimum energy consumption.
2. Gait efficiency is impaired to a greater or lesser extent by a variety of orthopedic and neurological disorders, which substantially increase the metabolic cost of walking.
3. These disorders are mostly assessed by means of radiological or clinical examinations, i.e., in static position without leaning on the damaged limb.

#### What does this article bring up for us?

1. The originality of gait analysis lies in the accurate assessment of the joints' functional component under dynamic conditions.
2. Gait analysis also enables a more comprehensive assessment of articular disorders' impact on mechanical parameters and energy consumption.
3. A good mobility of the lower limbs and pelvic joints is critical to an efficient gait.

## INTRODUCTION

La marche est le mode de locomotion le plus souvent utilisé par l'homme pour se déplacer. Elle est indispensable à la réalisation des activités de la vie journalière, à l'intégration sociale, et à l'exercice d'une profession. La marche est un phénomène complexe, nécessitant l'action coordonnée de 48 muscles pour contrôler la position du tronc et des membres inférieurs afin de permettre au corps de se déplacer vers l'avant avec un rendement optimal (1). La marche est organisée en cycles symétriques de mouvement des membres inférieurs. À l'intérieur de ces cycles, les mouvements relatifs des différentes composantes des pieds, jambes, cuisses et bassin sont également symétriques. La réduction de la mobilité d'une ou plusieurs articulations suite à une pathologie qu'elle soit d'ordre neurologique ou orthopédique entraîne souvent une diminution des capacités fonctionnelles et locomotrices, et par conséquent une restriction de la participation à la vie sociale. En raison de sa complexité et de la rapidité des mouvements, l'évaluation clinique de la marche basée sur le seul examen visuel est limitée. C'est pourquoi, avec le développement des nouvelles technologies, l'analyse quantifiée de la marche (AQM) a été introduite en milieu clinique tant pour comprendre l'impact de certaines pathologies sur la fonction locomotrice que pour évaluer l'effet de la rééducation et de la chirurgie sur la qualité de la marche. Dans l'AQM, la physique et les mathématiques sont utilisées afin de mieux comprendre la biomécanique de la marche humaine pathologique et identifier le ou les groupe(s) musculaire(s) ou articulaire(s) responsable(s) du déficit fonctionnel. Cette AQM est toujours associée à un examen clinique rigoureux.

Dans le laboratoire d'analyse de la locomotion pathologique des Cliniques universitaires Saint-Luc, nous tentons de comprendre comment des facteurs intrinsèques liés à la pathologie (arthrose, muscle spastique, altération de la coordination des membres dans le cadre de la maladie de Parkinson) modifient le mécanisme de la marche. Le traitement et idéalement la prévention des atteintes neurologiques et orthopédiques nécessitent la détection précoce des troubles de la marche chez des patients relativement asymptomatiques cliniquement mais aussi un suivi efficace lorsque ces atteintes sont déjà malheureusement présentes.

Contrairement à des examens cliniques et radiologiques effectués en position couchée, l'originalité de l'AQM est qu'elle évalue le patient durant l'acte de la marche et donc dans des conditions dynamiques et de mise en charge des articulations touchées par la pathologie soumises à la gravité.

Nous allons décrire brièvement la méthodologie utilisée pour une AQM et la finalité poursuivie par ce type d'évaluation. Ensuite nous illustrerons ce dernier point à l'aide de quelques cas cliniques.

## MÉTHODE

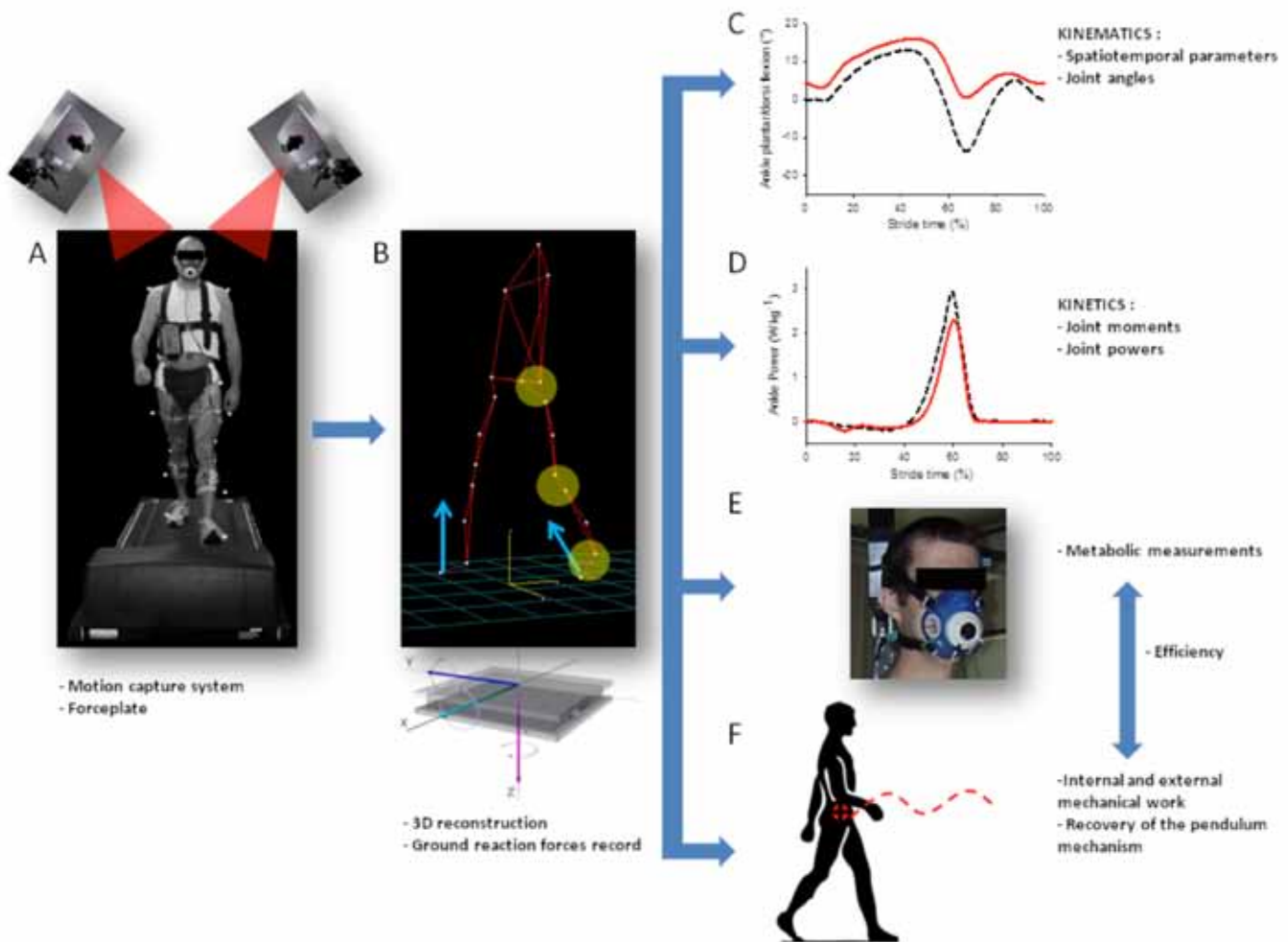
Pour ce faire, le patient marche sur un tapis roulant équipé

de capteurs de force qui enregistrent les forces de réaction au sol. Le patient est filmé par des caméras infrarouges qui enregistrent les trajectoires de marqueurs réfléchissants positionnés sur la peau des différents segments corporels (Figure 1A). Ce système d'analyse du mouvement mesure ainsi la cinématique tridimensionnelle (3D) de la locomotion qui peut être définie comme la description des mouvements de ces marqueurs sans tenir compte des forces mises en jeu pour générer ce mouvement. Le déplacement des marqueurs est enregistré toutes les 5 ms et sera reconstruit en 3D permettant, à l'aide d'un logiciel d'animation, pour reproduire le déplacement des différents segments corporels dans le temps et l'espace. Il sera ainsi possible de calculer les angles de chaque articulation dans un plan anatomique bien défini. L'amplitude de mouvement de l'articulation de la cheville est ainsi par exemple définie par l'angle situé entre les marqueurs du segment jambier et ceux situés parallèlement à la voûte plantaire.

Par convention, le cycle de marche normal débute lorsque le talon d'un pied se pose et se termine lorsque ce même talon se pose à nouveau de manière consécutive sur le sol. Le cycle comprend deux phases essentielles qui sont la phase d'appui (environ 60% du cycle) et la phase oscillante (environ 40% du cycle). Les déplacements articulaires (ici celui de la cheville dans le plan sagittal) sont représentés sur une courbe (Figure 1C) avec en abscisse le pourcentage du cycle de marche et en ordonnée, le déplacement angulaire exprimé en degré. Zéro degré correspond à la situation anatomique de l'articulation au début du cycle lors du contact initial. Nous observons sur la Figure 1C, l'impact d'une arthrose sévère de cheville (courbe rouge) par rapport à une courbe cinématique normale obtenue chez plusieurs sujets sains de la même tranche d'âge. Dans cet exemple, nous pouvons observer une importante diminution de l'amplitude de mouvement de la cheville aux alentours de 60% du cycle de marche, c'est à dire lors de la phase de propulsion.

La dynamique quant à elle est la branche de la physique qui étudie le mouvement des masses en relation avec les forces qui agissent sur elles. Prendre des mesures directes des forces développées par les muscles est impossible en pratique car cela nécessiterait des procédures invasives. À partir des forces de réaction au sol enregistrées par des plate-formes de force situées sous le tapis roulant (Figure 1B), nous pouvons par contre estimer les valeurs telles que les moments et les puissances produites ou absorbées par les principaux muscles de l'articulation (Figure 1D). Les moments musculaires nets permettent d'estimer la résultante des forces développées par les groupes musculaires pontant une articulation. Cette variable représente le moment résultant de l'action des muscles agonistes, des muscles antagonistes et des forces passives générées par les structures abarticulaires et les forces de frottement. Suivant le modèle dynamique inverse, le moment musculaire net est calculé à partir du signal des forces de réaction au sol, des variables cinématiques et des paramètres anthropométriques du sujet. Connaissant le moment musculaire net et la

Figure 1. Les 8 caméras infrarouges (A) sont positionnées de manière à ce qu'au moins deux caméras visualisent chaque marqueur réfléchissant et ce, à chaque moment. A partir des mouvements des marqueurs enregistrés par deux caméras, les trajectoires 3D de chaque segment peuvent être calculées (B). Les images sont ensuite traitées afin d'obtenir les graphes cinématiques de chaque articulation (C). Une plate-forme de force située en-dessous du tapis roulant (B) enregistre les forces de réaction au sol de chaque pas. Les variables dynamiques (moments et puissance articulaires (D) sont calculées à partir des mesures des plate-formes de force, des mesures cinématiques et des paramètres anthropométriques. La dépense énergétique est calculée indirectement à partir de la mesure de consommation d'oxygène par un ergospiromètre (E). Le travail mécanique est calculé comme la somme du travail réalisé pour élever et accélérer le centre de masse (travail mécanique externe) et mouvoir les segments corporels par rapport à ce centre de masse (travail mécanique interne) (F).



vitesse angulaire des segments, il est également possible de calculer la puissance musculaire nette au niveau de chaque articulation. La Figure 1D montre de nouveau une diminution de la puissance développée par les muscles fléchisseurs plantaires de la cheville lors de la phase de propulsion. Cette diminution de puissance est imputée à une diminution de la vitesse angulaire du mouvement causé par la perte de mobilité représentée dans la Figure 1C.

La cinématique et la dynamique permettent donc d'évaluer l'impact d'une pathologie à un niveau articulaire bien précis (cheville, genou, hanche, bassin, tronc) sans refléter l'impact de cette pathologie au niveau du corps pris dans sa totalité. Ainsi, le but de restaurer une marche

proche de la normale n'est pas uniquement de diminuer les contraintes sur les muscles et les articulations mais plus important encore, de diminuer la quantité d'énergie nécessaire à se mouvoir d'un endroit à un autre (2). En effet, les humains et les animaux utilisent des stratégies bien particulières afin de minimiser cette consommation d'énergie. Chez des patients présentant une pathologie orthopédique ou neurologique sévère, la consommation d'énergie lors de la marche peut ainsi être multipliée d'un facteur deux à trois (3, 4).

Le laboratoire de la marche des Cliniques universitaires Saint-Luc vise ainsi spécifiquement à évaluer l'effet d'atteintes articulaires et musculaires sur la fonction globale de la marche en calculant des variables telles

que le travail mécanique (l'énergie nette produite par les muscles) ainsi que la consommation énergétique métabolique (l'énergie chimique nette consommée par les muscles). Le travail mécanique est calculé à partir du travail nécessaire pour élever et accélérer le centre de masse (CM) du corps situé à hauteur du bassin (travail mécanique externe) et pour bouger les membres par rapport à ce centre de masse (CM) (travail mécanique interne) (Figure 1F) (5). La dépense énergétique quant à elle est mesurée indirectement par un ergospiromètre (Figure 1E). Le coût métabolique net c'est-à-dire l'énergie consommée par les muscles par unité de distance peut ainsi être déterminé en divisant la consommation nette d'oxygène par la vitesse de marche.

Enfin, l'électromyographie (EMG) étudie quant à elle le pattern d'activation des muscles au cours d'un cycle de marche. L'activité électrique est mesurée à l'aide d'électrodes de surface pour les muscles superficiels, et à l'aide d'électrodes implantées pour les muscles profonds (par exemple pour le muscle tibial postérieur ou le muscle psoas). Les données des électrodes récoltées durant la marche sont transmises par wifi à l'unité centrale pour ensuite être digitalisées et filtrées afin d'obtenir l'enveloppe linéaire du signal EMG. Le seuil d'activation du muscle est défini sur l'enveloppe linéaire du signal EMG et permet de délimiter le début et la fin de l'activité électromyographique (6).

## RÉSULTATS ET DISCUSSION

### Importance d'une bonne mobilité articulaire afin de préserver une marche économique

Après avoir lu la première moitié de cet article passionnant, vous décidez de faire une petite pause et décidez d'aller vous chercher une tasse de café. Tout en revenant vers votre bureau, vous vous brûlez les doigts car votre tasse trop remplie déborde à chaque pas! Pourquoi? Dans la marche, le poids du corps est successivement transféré d'un pied sur l'autre sans perdre le contact avec le sol, élevant puis abaissant votre CM. Cette alternance de mouvements verticaux du CM permet ainsi aux individus d'économiser de l'énergie car ils transforment passivement de l'énergie potentielle (la jambe décolle du sol et monte) en énergie cinétique (la jambe atterrit sur le sol). Le CM décrit ainsi une trajectoire sinusoïdale harmonieuse de l'ordre de 3 à 4 cm de hauteur (Figure 1F). Cette stratégie complexe du lissage du CM n'est possible que par des mouvements combinés des segments du membre inférieur et du bassin (7)(8).

Inconsciemment vous décidez de fléchir les genoux afin d'amortir les chocs (vous lissez encore plus la trajectoire de la courbe du CM) et vous arrivez à sauver le contenu de votre tasse. Pourquoi dès lors ne pas tout le temps adopter cette stratégie en marchant ? Tout simplement car cette stratégie de marcher les genoux fléchis vous coûte énormément d'énergie car elle nécessite que vous contractiez en permanence les muscles de vos cuisses afin de ne pas vous écrouler par terre (9). À l'inverse, imaginez

que vous n'avez ni chevilles, ni genoux, ni hanches et que vous marchiez sur deux tiges rigides à la manière des branches d'un compas. Dans ce cas, votre consommation d'énergie augmenterait dramatiquement par le fait que vous augmenteriez le déplacement de votre CM dans les trois plans de l'espace. Vous utiliseriez ainsi une grande partie de votre énergie pour mouvoir votre CM à partir de changements abrupts de direction.

Vous l'aurez compris, le mode le plus économique pour marcher est donc une stratégie intermédiaire entre la marche lissée et la marche à rebond. C'est cette stratégie inconsciente que vous adoptez spontanément...pour autant que vos articulations le permettent!

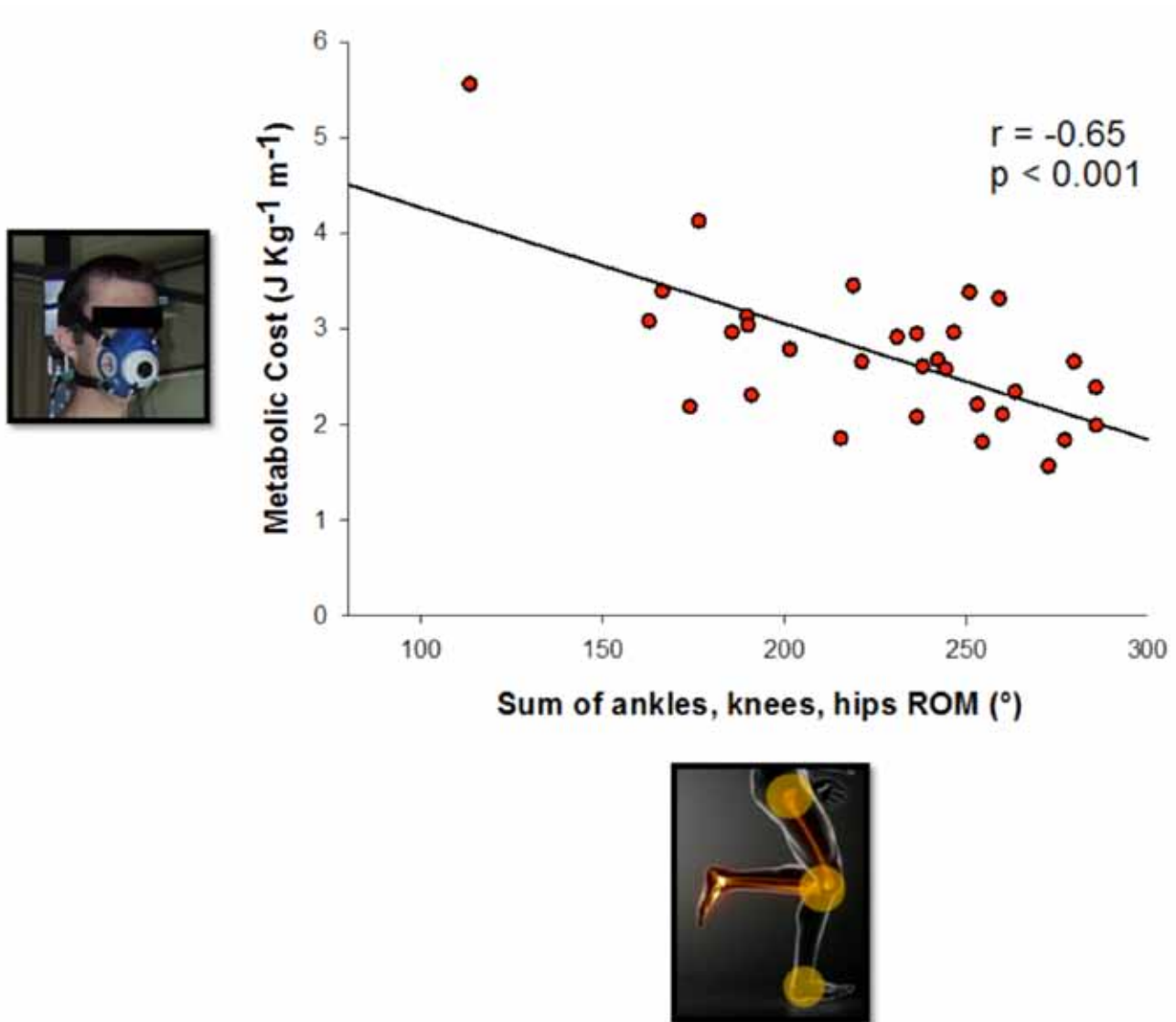
Ainsi, chez les patients atteints d'hémophilie et présentant des atteintes articulaires sévères au niveau des membres inférieurs, il a été démontré une corrélation inverse entre le coût métabolique de la marche et la somme des amplitudes des articulations des membres inférieurs mesurées en AQM (Figure 2) (10). Un autre exemple est révélé chez des patients hémophiles souffrant d'arthrose isolée de cheville. Nous pouvons en effet observer une augmentation du coût métabolique proportionnelle à la perte de puissance développée par l'articulation de la cheville lors de la phase de propulsion (11). La perturbation du processus de la marche normale chez un patient atteint d'un trouble orthopédique apparaît donc générer des changements métaboliques et mécaniques qui suivent un continuum lié à la perte progressive de la mobilité dans les articulations des membres inférieurs (Figure 2).

Grâce à l'AQM, on sait aujourd'hui un peu mieux comment évolue l'acquisition de la marche chez l'enfant, quelle est l'influence de sa maturation neurologique et celle de sa progression vers la démarche de l'adulte. Les pathologies liées à un accident vasculaire ou traumatique, du système nerveux central ou périphérique, les pathologies dégénératives ou héréditaires (sclérose en plaque, myopathies, maladie de Parkinson,...) mais aussi chez l'enfant les pathologies neuro-musculaires (infirmité motrice cérébrale, myopathies, myéломéningocèles,...) font l'objet de nombreuses investigations en AQM...

L'AQM est aussi un outil d'aide à la décision médicale. En matière de traitement chirurgical, la simulation des gestes chirurgicaux par des blocs nerveux, des injections de toxine ou des orthèses peut aider à préciser l'indication d'un geste chirurgical définitif...



Figure 2. Coût métabolique net chez 31 patients hémophiles atteints d'arthrose touchant plusieurs articulations en fonction de la somme totale des amplitudes articulaires (mesurées en AQM) des articulations des membres inférieurs.  $r$  = coefficient de corrélation de Pearson.



## CONCLUSIONS

Les atteintes orthopédiques et neurologiques se traduisent par des atteintes structurelles et fonctionnelles lesquelles sont évaluée la plupart du temps de manière radiologique ou clinique. L'originalité de l'AQM est qu'elle évalue le patient durant l'acte de la marche et donc dans des conditions dynamiques et de mise en charge en tenant compte des forces gravitaires.

L'AQM en 3D, toujours associée à l'examen clinique, a permis d'accomplir des progrès incontestables dans la compréhension de la marche normale et de ses troubles.

Nos résultats démontrent que l'AQM est un outil novateur dont le but est d'analyser avec précision la composante fonctionnelle des articulations durant la marche mais aussi de d'analyser de manière plus globale les répercussions de ces atteintes au niveau mécanique et énergétique.

## RÉFÉRENCES

1. Perry J. Normal Gait. *Clin Orthop* 2011; 1–17.
2. Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathological gait. *Gait Posture* 1999; 9:207–31.
3. Inman VT. Conservation of energy in ambulation. *Arch Phys Med Rehabil* 1967;48(9):484-8.
4. Lobet S, Detrembleur C, Hermans C. Impact of multiple joint impairments on the energetics and mechanics of walking in patients with haemophilia. *Haemophilia*. 2013;19(2):e.
5. Willems P a, Cavagna G a, Heglund NC. External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol* 1995;198(Pt 2):379-93.
6. Van Boxtel GJ, Geraats LH, Van den Berg-Lenssen MM, Brunia CH. Detection of EMG onset in ERP research. *Psychophysiology* 1993;30(4):405-12.
7. Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am* 1953;35-A(3):543-58.
8. Della Croce U, Riley PO, Lelas JL, Kerrigan DC. A refined view of the determinants of gait. *Gait Posture* 2001;14(2):79-84.
9. Massaad F, Lejeune TM, Detrembleur C. The up and down bobbing of human walking: a compromise between muscle work and efficiency. *J Physiol* 2007;582(Pt 2):789-99.
10. Lobet S, Detrembleur C, Massaad F, Hermans C. Three-dimensional gait analysis can shed new light on walking in patients with haemophilia. *The Scientific World Journal* 2013; doi: 10.1155/2013/284358.
11. Lobet S, Hermans C, Bastien GJ, Massaad F, Detrembleur C. Impact of ankle osteoarthritis on the energetics and mechanics of gait: The case of hemophilic arthropathy. *Clin Biomech* 2012;27(6):625–31.

## AFFILIATIONS

- <sup>1</sup> Service de médecine physique et de réadaptation, Cliniques universitaires Saint-Luc
- <sup>2</sup> Unité de thrombose et hémostase, service d'hématologie, Cliniques universitaires Saint-Luc
- <sup>3</sup> Unité Computer Assisted and Robotic Surgery (CARS), Université catholique de Louvain

## Correspondance

**Dr. SÉBASTIEN LOBET**

Cliniques universitaires Saint-Luc  
Service de médecine physique et de réadaptation  
Avenue Hippocrate 10  
B-1200 Bruxelles  
sebastien.lobet@uclouvain.be