

Faculté des sciences de la motricité

Impact de la puberté et de la vitesse sur les paramètres biomécaniques de la marche chez les enfants et adolescents

Auteurs : DUGARDIN Gaucelin et LOGASSI Mattis

Promoteur(s) : OTLET Virginie et DISPA Delphine

Année académique : 2024 - 2025

Master en kinésithérapie et réadaptation [60.0] – KINE2M1

UCLouvain FSM : Déclaration d'utilisation des aides et outils Intelligence Artificielle (IA)

J'ai utilisé l'IA pour ce projet :	☒ Oui ☐ Non
------------------------------------	---

Si vous avez utilisé l'IA dans ce travail, veuillez préciser comment ci-dessous :

Texte (par exemple, vérification orthographique, génération de texte, production d'idées, ...)

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum) : L'intelligence artificielle a été utilisée comme outil d'assistance à la rédaction, notamment pour générer des textes via un dialogue interactif, que nous avons ensuite adaptés et enrichis. Elle a également permis de reformuler certains passages, de corriger l'orthographe, la grammaire et la syntaxe, ainsi que d'apporter une aide à la structuration du travail.

Autres utilisations :

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum) : Nous avons utilisé l'IA afin d'identifier et de traduire des sources pour mieux comprendre des articles de la littérature scientifique, générer des idées, consulter des informations pertinentes, ainsi que pour cerner et explorer notre sujet de recherche

Je connais les règles de de la Faculté des sciences de la motricité de l'UCLouvain en matière d'intelligence artificielle. Je déclare que toute utilisation d'aides ou d'outils d'intelligence artificielle est explicitement mentionnée dans le présent formulaire de déclaration

Dugardin Gaucelin
Logassi Mattis

REMERCIEMENTS

Nous tenons à exprimer notre plus vive gratitude à nos promotrices, Dr Virginie OTLET et Dr Delphine DISPA, pour leur accompagnement attentif, leur disponibilité et leur réactivité tout au long de ce travail ; leurs conseils avisés ont été déterminants pour mener ce projet à bien. Nous remercions également l'ensemble des participants à l'étude, ainsi que toutes les personnes, collègues, proches ou partenaires institutionnels, qui, de près ou de loin, ont contribué au bon déroulement et à la réussite de cette recherche.

Table des matières

1) Introduction	1
2) Méthodes	6
2.1) Participants	6
2.2) Déroulement de l'acquisition	6
2.3) Traitement des données	8
2.4) Analyses statistiques.....	9
3) Résultats	10
3.1) Paramètres spatio-temporels.....	10
3.1.1) Cadence de marche	11
3.1.2) Longueur du pas	11
3.1.3) Durée de la phase d'appui.....	12
3.2) Cinématique articulaire	13
3.2.1) Amplitude de flexion / extension de la hanche.....	15
3.2.2) Amplitude de flexion / extension du genou	16
3.2.3) Amplitude de la flexion plantaire / dorsale de la cheville	17
3.3) Variables énergétiques et mécaniques.....	18
3.3.1) Travail externe	19
3.3.2) Taux de récupération pendulaire	20
3.3.3) Coût énergétique	21
3) Discussion	22
4.1) Paramètres spatio-temporels.....	22
4.2) Paramètres cinématiques	23
4.3) Paramètres énergétiques et mécaniques	24
4.4) Synthèse des effets de l'âge et de la vitesse	24
4.5) Conclusion intégrative.....	25
4.6) Limites et perspectives	27
4) Conclusion	29
5) Annexes.....	30
6) Références	40

1) Introduction

La marche humaine est un processus complexe influencé par la croissance et la puberté. La puberté est un processus biologique et psychosocial complexe qui marque le passage de l'enfance à l'âge adulte, entraînant des changements hormonaux, physiques et psychologiques. Elle commence généralement entre 8 et 13 ans pour les filles et entre 9 et 14 ans pour les garçons, influencée par des facteurs tels que l'origine ethnique, la santé et la nutrition (Nesbitt, 2023 ; Zhu, 2020). Les signes de la puberté comprennent la ménarche chez les filles et l'hypertrophie des testicules chez les garçons (Joel & Hughes, 2014 ; Sizonenko, 1989). Elle implique également des poussées de croissance rapides, modifiant la taille, la composition corporelle, la répartition des graisses et de la masse maigre, ce qui peut influencer la biomécanique de la marche (Ambler, 2013). Sur le plan psychologique, la puberté est marquée par des changements cognitifs et comportementaux importants, notamment la maturation cognitive (Kirk, Bandhakavi, & Simon, 2008), l'adoption de comportements adultes et une plus grande indépendance (Ambler, 2013). Ces transformations affectent non seulement les capacités physiques, mais aussi la coordination motrice et le comportement. Les variations dans le moment et l'expression de la puberté, influencées par des facteurs génétiques, environnementaux et sociaux, nécessitent une approche nuancée pour comprendre son impact sur la marche et le développement (Dunkel & Quinton, 2014). En effet, de nombreux facteurs, tels que des transformations physiques et la maturation du système nerveux, peuvent modifier divers paramètres de marche tels que l'équilibre et la dynamique de la marche (González-Elena et al., 2021 ; Balzer et al., 2019), la longueur et la largeur des foulées, mais aussi la stabilité (Rygelová et al., 2023).

La marche atteint une certaine maturité entre 7 et 8 ans (Ganley & Powers, 2005). Cependant, la croissance des membres inférieurs se prolonge jusqu'à 13 à 15 ans chez les filles et 15 à 17 ans chez les garçons (Attallah & Louis, 2019). De plus, il a été rapporté que la croissance modifie la cadence, la longueur des pas et l'amplitude des mouvements articulaires (Lythgo, Wilson, & Galea, 2009). Toutefois, la majorité des études se concentrent sur ces paramètres spatiotemporels et cinématiques, laissant de côté d'autres aspects fondamentaux du mouvement, comme les forces qui en sont à l'origine.

Plusieurs études ont exploré l'impact de l'âge sur les paramètres biomécaniques de la marche. Voss et al. (2020) ont analysé les paramètres spatiotemporels (vitesse, cadence, longueur du pas, durées des phases du cycle, etc.) dans six groupes d'âge (5-6 ans, 7-8 ans, 9-10 ans, 11-13 ans, 14-21 ans et 22-30 ans), à l'aide d'un système composé de six capteurs inertiels placés sur les pieds, les poignets, le tronc lombaire et le sternum. Ils ont observé une augmentation progressive de la longueur de foulée et de la vitesse de marche avec l'âge, tandis que la cadence et la variabilité de la longueur de foulée diminuaient, traduisant une stabilisation progressive de la locomotion. L'angle d'attaque du pied augmentait également chez les 7-8 ans. Tous les autres paramètres restaient globalement inchangés avec l'âge, notamment le temps de double appui et le nombre de pas nécessaires pour tourner.

L'étude de Schepens et al. (2004) a analysé l'évolution des paramètres biomécaniques et énergétiques de la marche chez 24 enfants en bonne santé âgés de 3 à 12 ans, répartis en cinq groupes (3-4 ans, 5-6 ans, 7-8 ans, 9-10 ans et 11-12 ans). Les recherches ont porté sur le travail mécanique (externe, interne et total), le coût énergétique (consommation nette d'énergie) avec ergospiromètre et l'efficacité locomotrice (rapport entre puissance mécanique positive et dépense énergétique). Les mesures du travail mécanique ont été obtenues grâce à une combinaison d'outils de biomécanique avancés, comprenant des plateformes de force, des systèmes de capture de mouvement et parfois des capteurs inertiels portables. Les résultats montrent une amélioration progressive de l'efficacité mécanique avec l'âge, avec une récupération d'énergie pendulaire optimale à des vitesses intermédiaires. Les vitesses optimales d'efficacité mécanique lors de la marche varient avec l'âge : environ 0,8 m/s à 2 ans et 1,4 m/s à partir de 12 ans et chez les adultes. Cette progression reflète une amélioration de l'échange d'énergie entre énergie cinétique et potentielle, traduisant une meilleure efficacité du mécanisme pendulaire avec l'âge. Avant 6 ans, l'efficacité est moindre, suggérant une immaturité neuromusculaire, tandis qu'après 10 ans, les différences avec les adultes s'atténuent. Cette étude a montré que les ajustements de la marche sont davantage liés à la maturation neuromusculaire qu'à la simple augmentation de la taille. En d'autres termes, ce n'est pas seulement le fait de grandir qui modifie la locomotion, mais surtout le développement de la coordination et du contrôle

moteur.

Au-delà de l'âge, la vitesse de marche constitue également un facteur influençant ces paramètres. L'étude de Schwartz, Rozumalski et Trost (2008), en particulier, a analysé l'effet de la vitesse sur la cinématique et la cinétique de la marche chez des enfants âgés de 4 à 17 ans. Cette étude a utilisé des électrodes EMG de surface et des plateformes de force pour analyser, respectivement, l'activité musculaire et les forces de réaction au sol pendant la marche. Elle a également utilisé un système de capture de mouvement tridimensionnel pour mesurer la cinématique de la marche. Les données ont été traitées puis analysées selon différents groupes de vitesse (très lente, lente, confortable auto-sélectionnée (libre) et rapide) pour évaluer les effets de la vitesse de marche sur les paramètres biomécaniques. Les résultats ont montré que l'augmentation de la vitesse modifie les angles articulaires et les moments musculaires en les augmentant, notamment au niveau des hanches et des genoux. Ces changements sont influencés non seulement par la vitesse, mais aussi par les ajustements liés à la croissance, mettant en évidence des différences en fonction de l'âge des enfants. Cette étude montre également que la vitesse de marche influence fortement les paramètres spatio-temporels. La longueur des pas et la cadence augmentent généralement avec la vitesse, mais des variations individuelles existent. L'âge et le développement physique influencent cette réponse, notamment chez les enfants de 4 à 17 ans. De plus, la phase de simple appui diminue lorsque la vitesse augmente. Cette étude met en évidence que les ajustements biomécaniques sont dus à la combinaison de l'augmentation de la vitesse et des changements physiques liés à l'âge, offrant ainsi une meilleure compréhension des facteurs influençant la démarche des enfants.

Enfin, Bril et Brenière (1992) ont étudié les effets de la vitesse de marche sur des paramètres indiquant la stabilité posturale (largeur de pas et accélération latérale), ainsi qu'à deux composantes de la vitesse (cadence et longueur des pas) avec une caméra haute fréquence. Cinq enfants de moins de 3 ans ont été suivis longitudinalement sur une période de 2 ans après le début de la marche autonome. Durant les six premiers mois, les enfants triplent leur gamme de vitesses tout en divisant par deux leur largeur de pas ; l'augmentation de vitesse provient surtout de l'allongement des pas. Passé ce cap, la base de soutien est stabilisée et la

vitesse progresse principalement grâce à une cadence plus élevée, illustrant le passage d'une phase d'intégration posturale à un réglage fin du rythme de marche.

Si la marche chez les enfants et les adolescents a été largement étudiée, l'effet spécifique de la puberté sur ses paramètres biomécaniques reste encore méconnu. Les études existantes s'intéressant à l'effet de la puberté sur la marche se focalisent principalement sur des paramètres ou des sexes ciblés. Une étude de Froehle et al. (2023) a examiné l'impact de la croissance pubertaire sur la mécanique du genou chez les adolescents, en analysant les effets du moment et du rythme de la croissance. Les chercheurs ont évalué les paramètres cinématiques et cinétiques du genou pendant la marche pour identifier les risques de blessures, en se concentrant spécifiquement sur les adolescents des deux sexes. Cependant, l'âge n'est pas spécifié. L'étude a mesuré efficacement les paramètres cinématiques et cinétiques à l'aide de logiciels avancés et a révélé que les variations de la croissance pubertaire influaient de manière significative sur la mécanique du genou, des différences distinctes étant observées entre les adolescents de sexe féminin et masculin. Dans une autre étude, Froehle et al. (2017) ont investigué si l'âge de la ménarche pouvait être un indicateur du risque de blessure au genou en raison de son influence sur la biomécanique du genou durant la marche normale.

Peu d'études ont analysé l'effet combiné de la croissance et de la vitesse sur ces paramètres (spatio-temporels, cinématique articulaire, énergétiques et mécaniques), limitant notre compréhension de leurs interactions au cours de la puberté. La puberté n'est souvent pas au centre de la question de recherche et est rarement étudiée en tant que période spécifique. Les catégories d'âge utilisées dans la littérature couvrent la puberté, mais sans s'intéresser aux effets propres de cette phase de développement. Cela met en évidence la nécessité de recherches supplémentaires pour mieux comprendre ces interactions durant la puberté. À ce jour, aucune étude n'a comparé directement un groupe prépubère à un groupe post pubère ; les tranches d'âge étudiées couvrent généralement les deux périodes sans distinction nette. Il existe des recherches sur la marche à l'adolescence, mais elles portent souvent sur des thèmes très ciblés, comme le risque de blessures articulaires ou la sollicitation du genou. Ces travaux sont précieux pour la prévention et la rééducation, mais ils n'explorent qu'un pan de la question ; ils apportent donc un

éclairage partiel lorsqu'il s'agit de décrire l'évolution globale de la démarche au cours de la puberté.

Ce travail vise donc à examiner l'impact combiné de la croissance et de la vitesse sur les paramètres biomécaniques de la marche et à répondre à la question suivante : Comment les transformations physiques et neuromusculaires liées à la croissance, ainsi que la marche à différentes vitesses, influencent-elles les paramètres biomécaniques de marche (spatiotemporels, cinématiques, mécaniques et énergétiques) chez les enfants et adolescents en croissance ? Une meilleure compréhension de ces paramètres dans leur totalité et de leur évolution pourrait permettre d'appréhender les adaptations locomotrices liées à la puberté et à la croissance. L'étude se focalisera sur trois groupes d'âge : les enfants (9-12 ans), les adolescents (13-17 ans) et les jeunes adultes (18-39 ans), afin d'analyser l'évolution des paramètres spatiotemporels, cinématiques, mécaniques et énergétiques de la marche au cours de la puberté. Nous faisons l'hypothèse que la puberté entraîne des modifications significatives du cycle de marche, en raison des changements morphologiques et neuromusculaires associés à cette période. De plus, nous pensons que l'augmentation de la vitesse accentue ces différences, mettant en évidence des adaptations locomotrices spécifiques selon l'âge.

Cette étude s'intègre dans l'objectif plus large d'acquérir de nouvelles données de référence sur la marche pour le laboratoire d'analyse du mouvement NMSK (UCLouvain, IREC). En fournissant des données actualisées et complètes sur la marche en fonction de l'âge et de la vitesse, ces nouvelles normes pourront bénéficier aux Cliniques universitaires Saint-Luc et aux patients présentant des pathologies affectant la marche. Ces données auront pour but d'être utilisées en comparatif, afin de guider les cliniciens dans leur prise en charge thérapeutique.

2) Méthodes

L'étude a été approuvée par le comité d'éthique hospitalo-facultaire sous le numéro d'enregistrement B403201523492.

2.1) Participants

Cette étude a inclus 33 participants, répartis en trois classes d'âge : 7 participants dans le groupe 9-12 ans, 6 participants dans le groupe 13-17 ans, et 20 participants dans le groupe 18-39 ans (groupe contrôle).

Le Tableau 1 reprend les données démographiques et comportementales des participants réparties selon les groupes d'âge.

Tableau 1. Caractéristiques démographiques et comportementales des participants selon les groupes d'âge. (Groupe 1 9-12 ans ; Groupe 2 13-17ans ; Groupe 3 18-39 ans).

	Nombre de sujets	Répartition H/F	Moyenne d'âge ± écart type	IMC moyen	Vitesse spontanée moyenne (km/h)
1	7	4/3	10 ± 1,13	16,1 ± 1.42	4,6 ± 0.37
2	6	4/2	16 ± 0,98	21,9 ± 3.45	4,7 ± 0.31
3	20	12/8	27,3 ± 8,16	23,7 ± 2.8	5,3 ± 0.45

Les critères d'inclusion sont les suivants : l'absence de toute condition médicale susceptible d'affecter la marche ou l'équilibre (troubles neurologiques, neuromusculaires, orthopédiques ou cognitifs), avoir la capacité de marcher jusqu'à 6 km/h, un état de santé général satisfaisant, avoir un indice de masse corporelle compris entre 18,5 et 24,9 ainsi que l'absence de blessure ou d'intervention chirurgicale datant de moins d'un an et impactant la marche, l'absence de prothèse implantée au membre inférieur et une compréhension suffisante du français.

2.2) Déroulement de l'acquisition

Les données démographiques et anthropométriques des participants sont d'abord collectées, comprenant la date de naissance, le genre, le niveau d'activité physique,

ainsi que la taille et le poids. Un test de 10 mètres est réalisé pour déterminer la vitesse spontanée des participants. Les sujets sont équipés de 18 marqueurs réfléchissants, placés sur des repères anatomiques osseux du membre inférieur, du bassin et de la ceinture scapulaire, selon le modèle Plug-in Gait Lower Limb (Vicon, n.d.). Les mouvements des marqueurs sont enregistrés par 16 caméras infrarouges (Vantage et Vero, Vicon Motion Systems, Ltd, Oxford, Royaume-Uni) avec une fréquence de 100 Hz. Les participants sont également équipés d'un ergospiromètre MetaMax 3B (Cortex Biophysik, GmbH, Leipzig, Allemagne). L'acquisition des forces de réaction du sol a été réalisée via des plateformes de force (Arsalis, Genappe, Belgique) capables d'enregistrer les données avec une fréquence d'acquisition de 1000 Hz, placées sous un tapis roulant (Gaitway 3D, HP Cosmos et Médical GmbH, Nussdorf, Allemagne). Le dispositif expérimental est illustré à la Figure 1.

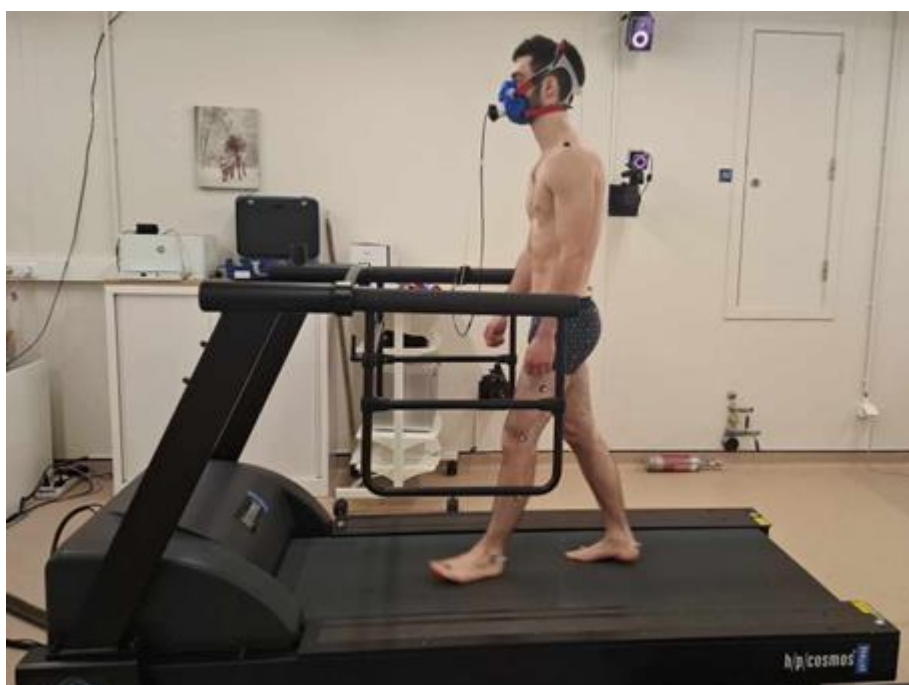


Figure 1. Participant adulte (18-39 ans) équipé de 18 marqueurs réfléchissants et d'un ergospiromètre, enregistré par un système de capture de mouvement à caméras infrarouges lors de la marche sur tapis roulant.

L'acquisition des données se déroule en plusieurs étapes. Un enregistrement statique de 2 minutes est effectué au préalable pour la reconstruction 3D ainsi que pour mesurer les échanges gazeux au repos. Ensuite, les participants marchent à six vitesses allant de 1 à 6 km/h, chaque vitesse étant maintenue pendant 2 à 3 minutes.

Les 20 premières secondes sont consacrées à l'habituatation de la vitesse, suivies de deux enregistrements de 40 secondes pour les vitesses lentes (1 à 2 km/h) et de 30 secondes pour les vitesses plus rapides. Afin de stabiliser la consommation d'oxygène chaque vitesse est maintenue au minimum 2 minutes avant de passer à la vitesse suivante.

2.3) Traitement des données

Les données ont été traitées principalement à l'aide du logiciel Vicon Nexus 2.16.0, en utilisant des codes Python développés en interne. L'analyse a porté sur les 10 derniers cycles du deuxième enregistrement de marche et sur le côté droit.

Conformément aux principes décrits par Lobet, Hermans et Detrembleur (s.d.), les variables spatiotemporelles étudiées incluent la cadence (pas/min), la longueur du pas (m) et la durée de la phase d'appui (% du cycle de marche). Ces variables sont obtenues grâce aux plateformes de force placées sous le tapis de marche.

Comme variables cinématiques, les amplitudes du déplacement angulaire dans le plan sagittal de la hanche, du genou et de la cheville sont considérées. Elles sont obtenues grâce aux caméras infrarouges qui enregistrent le déplacement des marqueurs placés sur le corps, permettant une reconstruction 3D du mouvement.

Les variables mécaniques, telles que le travail externe total (J/kg/m) et le pourcentage de récupération (%), sont également calculées. Ces variables sont obtenues grâce aux plateformes de force placées sous le tapis de marche.

La variable énergétique (le coût métabolique en J/kg/m) est obtenue grâce aux enregistrements des échanges d'oxygène O_2 et de dioxyde de carbone CO_2 via l'ergospiromètre. Cette variable est calculée en divisant la puissance nette, définie comme la différence entre la puissance totale et la puissance de repos, par la vitesse. Ce calcul est effectué à l'aide d'un script Matlab R2019a, en calculant la moyenne de la régression linéaire des 90 dernières secondes mesurées pour chaque vitesse de marche, après exclusion des 15 dernières secondes. La Figure 2 montre un exemple du calcul du coût énergétique.

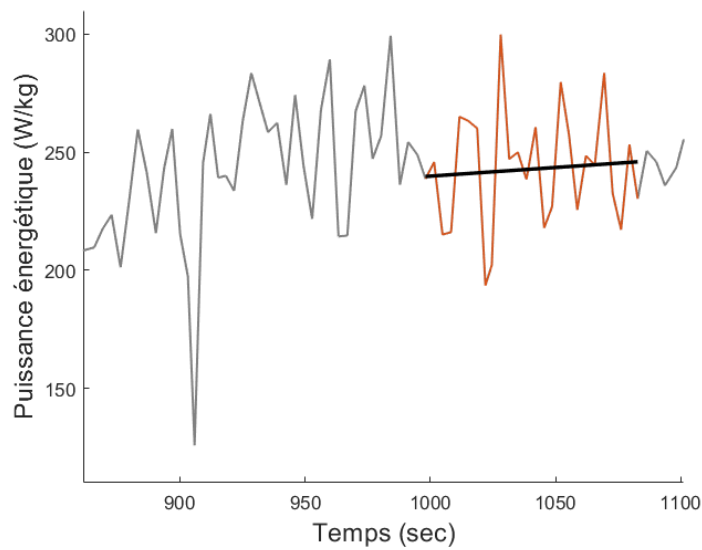


Figure 2. Graphique illustrant la puissance énergétique (W/kg) en fonction du temps d'un sujet entre 18 et 39 ans marchant à 4km/h. Le signal gris représente la puissance sur l'ensemble de l'acquisition à 4km/h, la partie orange représente la partie considérée de 90 secondes, et la ligne noire représente la régression linéaire.

2.4) Analyses statistiques

Une ANOVA à deux facteurs est utilisée pour comparer l'effet de l'âge (trois groupes : enfants, adolescents et jeunes adultes), de la vitesse et de leur interaction sur les différentes variables étudiées (spatiotemporelles, cinématiques, mécaniques et énergétiques). La normalité des données a été vérifiée à l'aide du test de Shapiro-Wilk. Si l'ANOVA révèle un effet significatif ($\alpha < 0,05$), des tests post-hoc de Holm-Sidak sont réalisés afin d'identifier les différences spécifiques entre les groupes d'âge et entre les conditions de vitesse. Toutes les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel SigmaPlot 13.0 (Systat Software, San Jose, Californie, USA).

3) Résultats

3.1) Paramètres spatio-temporels

Les paramètres spatiotemporels de la marche, incluant la cadence, la durée de la phase d'appui et la longueur du pas, sont détaillés dans le Tableau 2. Les Tableaux 5, 6 et 7 en annexe (pages 29, 30 et 31) présentent les résultats des comparaisons post hoc entre les groupes d'âge pour les variables spatio-temporelles de la marche.

Tableau 2. Variable spatiotemporelle moyennes $\pm$ écart type, selon la vitesse de marche (1 à 6 km/ h) et le groupe d'âge (Groupe 1 : 9-12 ans ; Groupe 2 : 13-17 ans ; Groupe 3 : 18-39 ans).

Vitesse	Groupe d'âge	Cadence (pas/min)	Phase d'appui (%)	Longueur de pas (m)
1 km/h	1	75.71 $\pm$ 14.89	63.8 $\pm$ 6.63	0.33 $\pm$ 0.06
	2	60.03 $\pm$ 9.91	65.81 $\pm$ 2.69	0.42 $\pm$ 0.08
	3	56.07 $\pm$ 6.86	67.47 $\pm$ 5.96	0.44 $\pm$ 0.07
2 km/h	1	94.26 $\pm$ 10.51	57.74 $\pm$ 2.3	0.45 $\pm$ 0.06
	2	82.89 $\pm$ 4.82	62.57 $\pm$ 1.49	0.53 $\pm$ 0.04
	3	78.14 $\pm$ 6.02	62.61 $\pm$ 2.86	0.55 $\pm$ 0.05
3 km/h	1	106.67 $\pm$ 10.39	56.1 $\pm$ 1.19	0.57 $\pm$ 0.06
	2	95.48 $\pm$ 2.9	60.88 $\pm$ 0.79	0.65 $\pm$ 0.02
	3	95.05 $\pm$ 5.97	60.66 $\pm$ 2.85	0.65 $\pm$ 0.04
4 km/h	1	122.73 $\pm$ 10.53	57.02 $\pm$ 2.9	0.63 $\pm$ 0.06
	2	106.61 $\pm$ 3.27	58.96 $\pm$ 0.98	0.75 $\pm$ 0.03
	3	107.19 $\pm$ 5.18	59.95 $\pm$ 3.48	0.74 $\pm$ 0.04
5 km/h	1	135.69 $\pm$ 11.19	56.73 $\pm$ 2.55	0.69 $\pm$ 0.06
	2	117.11 $\pm$ 4.2	57.82 $\pm$ 0.89	0.83 $\pm$ 0.04
	3	117.75 $\pm$ 5.56	58.22 $\pm$ 2.98	0.81 $\pm$ 0.04
6 km/h	1	147.06 $\pm$ 11.92	55.64 $\pm$ 2.36	0.76 $\pm$ 0.07
	2	127.14 $\pm$ 5.12	56.73 $\pm$ 0.74	0.89 $\pm$ 0.04
	3	127.76 $\pm$ 8.44	55.83 $\pm$ 5.06	0.87 $\pm$ 0.05

3.1.1) Cadence de marche

Selon l'ANOVA à deux facteurs, la cadence de marche est significativement influencée par l'âge ($p < 0,001$) et par la vitesse de marche ($p < 0,001$). Aucune interaction significative entre l'âge et la vitesse n'est retrouvée, suggérant que l'effet de la vitesse est similaire entre les différents groupes d'âge.

Les analyses post hoc montrent que les enfants ont une cadence significativement plus élevée que les adolescents ($p < 0,001$) et que les jeunes adultes ($p < 0,001$) à toutes les vitesses. Aucune différence significative n'est retrouvée entre les adolescents et les adultes. Les analyses montrent que, au sein de chaque tranche d'âge, la cadence augmente significativement avec la vitesse ($p < 0,001$). La Figure 3 présente l'évolution de la cadence de marche en fonction de la vitesse chez les enfants, adolescents et jeunes adultes.

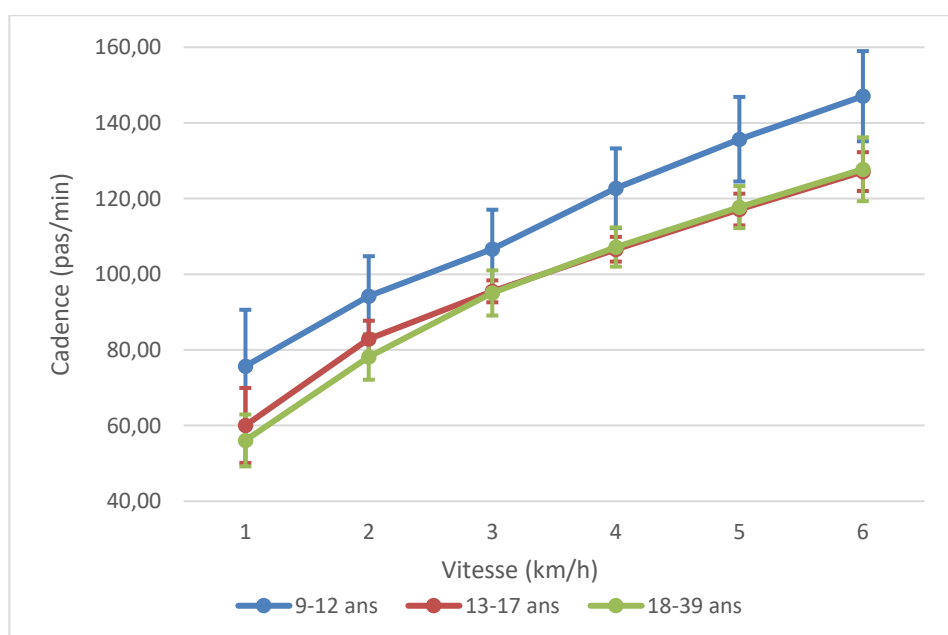


Figure 3. Évolution de la cadence selon la vitesse de marche chez les enfants (bleu), les adolescents (rouge) et les adultes (vert). Les points représentent les moyennes, accompagnées de barres représentant l'écart type.

3.1.2) Longueur du pas

Selon l'ANOVA à deux facteurs, la longueur du pas est significativement influencée par l'âge ($p < 0,001$) ainsi que par la vitesse de marche ($p < 0,001$). Aucune interaction significative entre l'âge et la vitesse n'est retrouvée, indiquant

que l'effet de la vitesse est constant à travers les groupes d'âge. Les analyses post hoc révèlent que les jeunes adultes et les adolescents ont une longueur de pas significativement plus grande que les enfants ($p < 0,001$) à toutes les vitesses. Aucune différence significative n'est observée entre les adolescents et les adultes. Les analyses montrent également, au sein de chaque tranche d'âge, une augmentation significative de la longueur du pas avec la vitesse ($p < 0,001$). La Figure 4 présente l'évolution de la longueur du pas en fonction de la vitesse de marche pour les trois groupes d'âge.

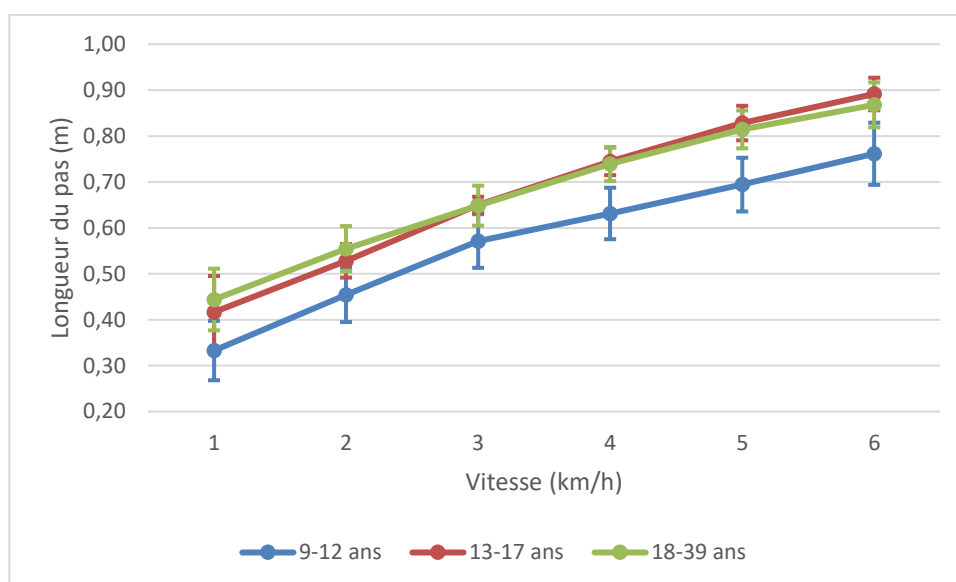


Figure 4. Évolution de la longueur de pas selon la vitesse de marche chez les enfants (bleu), les adolescents (rouge) et les adultes (vert). Les points représentent les moyennes, accompagnées de barres représentant l'écart type.

3.1.3) Durée de la phase d'appui

Selon l'ANOVA à deux facteurs, la durée de la phase d'appui est significativement influencée par l'âge ($p < 0,001$) ainsi que par la vitesse de marche ($p < 0,001$). Aucune interaction significative entre l'âge et la vitesse n'est retrouvée, indiquant que l'effet de la vitesse est similaire entre les groupes d'âge.

Les analyses post hoc révèlent que les jeunes adultes présentent une durée de phase d'appui significativement plus élevée que les enfants ($p < 0,001$) et que les adolescents ($p = 0,003$) à toutes les vitesses. Aucune différence significative n'est observée entre les adolescents et les adultes. Les analyses montrent, au sein de

chaque tranche d'âge, une diminution progressive de la durée de la phase d'appui à mesure que la vitesse augmente, avec des différences significatives entre les 1 et 6 km/h ($p < 0,001$).

Autrement dit, la phase d'appui est plus longue à basse vitesse et tend à diminuer lorsque la vitesse augmente. La Figure 5 illustre la variation de la durée relative de la phase d'appui en fonction de la vitesse de marche dans les trois groupes d'âge.

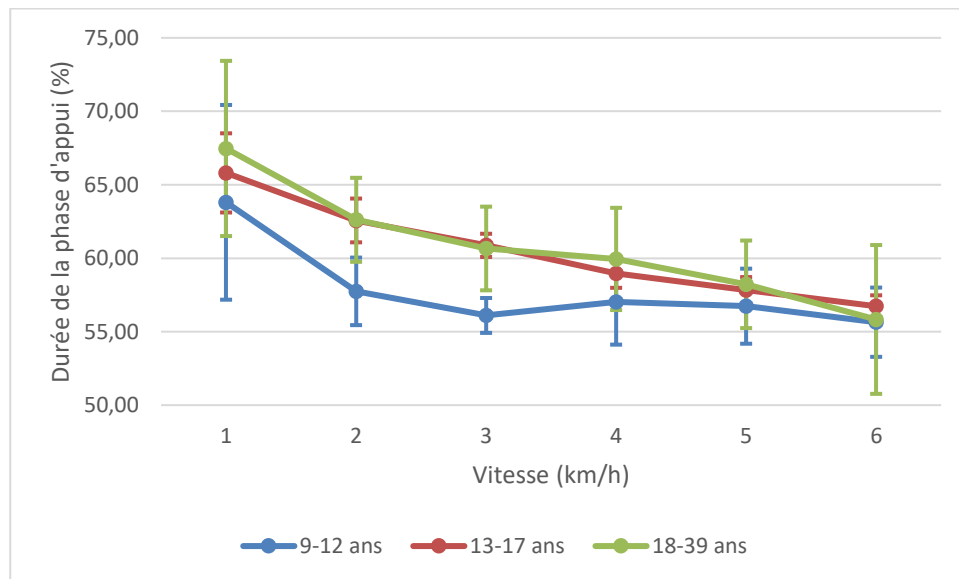


Figure 5. Évolution de la phase d'appui selon la vitesse de marche chez les enfants (bleu), les adolescents (rouge) et les adultes (vert). Les points représentent les moyennes, accompagnées de barres représentant l'écart type.

3.2) Cinématique articulaire

Les résultats relatifs aux amplitudes articulaires dans le plan sagittal au niveau de la hanche, du genou et de la cheville sont présentés dans le Tableau 3. Les Tableaux 8, 9 et 10 en annexe (pages 32, 33 et 34) présentent les comparatifs post hoc entre les groupes d'âge concernant les amplitudes articulaires de la hanche, du genou et de la cheville.

Tableau 3. Amplitudes articulaires moyennes $\pm$ écart type de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal selon la vitesse de marche (1 à 6 km/h) et le groupe d'âge (Groupe 1 : 9-12 ans ; Groupe 2 : 13-17 ans ; Groupe 3 : 18-39 ans). Les valeurs sont exprimées en degrés (°).

Vitesse	Groupe d'âge	Hanche (°)	Cheville (°)	Genou (°)
1 km/h	1	33.41 $\pm$ 13.17	19.17 $\pm$ 4.56	42.83 $\pm$ 4.98
	2	25.2 $\pm$ 2.89	16.19 $\pm$ 1.19	45.06 $\pm$ 5.83
	3	30.16 $\pm$ 9.37	17.46 $\pm$ 4.18	48.28 $\pm$ 5.46
2 km/h	1	32.65 $\pm$ 4.87	22.13 $\pm$ 2.19	54.11 $\pm$ 4.14
	2	29.97 $\pm$ 2.32	17.95 $\pm$ 2.09	51.36 $\pm$ 3.94
	3	32.46 $\pm$ 3.21	21.49 $\pm$ 3.84	56.11 $\pm$ 6.53
3 km/h	1	38.25 $\pm$ 3.45	27.11 $\pm$ 4.12	60.22 $\pm$ 7.83
	2	35.35 $\pm$ 2.21	21.07 $\pm$ 4.33	58.12 $\pm$ 4.66
	3	37.15 $\pm$ 3.28	26.71 $\pm$ 5.27	61.4 $\pm$ 4.1
4 km/h	1	44.45 $\pm$ 4.26	29.25 $\pm$ 2.93	64.67 $\pm$ 5.4
	2	40.0 $\pm$ 2.97	24.1 $\pm$ 6.51	63.04 $\pm$ 4.55
	3	41.37 $\pm$ 3.43	31.12 $\pm$ 5.39	63.7 $\pm$ 3.88
5 km/h	1	46.52 $\pm$ 5.69	28.75 $\pm$ 4.23	63.17 $\pm$ 3.15
	2	44.46 $\pm$ 2.63	27.2 $\pm$ 6.98	62.89 $\pm$ 3.27
	3	45.46 $\pm$ 4.1	32.97 $\pm$ 5.05	64.2 $\pm$ 3.29
6 km/h	1	53.1 $\pm$ 3.06	30.85 $\pm$ 3.15	63.49 $\pm$ 3.12
	2	49.22 $\pm$ 2.65	28.65 $\pm$ 7.34	62.27 $\pm$ 3.29
	3	48.71 $\pm$ 4.1	33.07 $\pm$ 5.1	64.28 $\pm$ 4.33

3.2.1) Amplitude de flexion / extension de la hanche

Selon l'ANOVA à deux facteurs, l'amplitude de mouvement sagittale de la hanche est significativement influencée par l'âge ($p = 0,003$) ainsi que par la vitesse de marche ($p < 0,001$). Aucune interaction significative entre l'âge et la vitesse n'est retrouvée, indiquant que l'effet de la vitesse est homogène entre les groupes d'âge. Les comparaisons post hoc révèlent une amplitude de hanche significativement plus élevée chez les enfants, comparée aux adolescents ($p = 0,002$) et aux jeunes adultes ($p = 0,038$) à toutes les vitesses. Aucune différence significative n'est retrouvée entre les adolescents et les adultes.

Les analyses montrent, au sein de chaque tranche d'âge, une augmentation significative de l'amplitude articulaire avec l'augmentation de la vitesse de marche. Les comparaisons post hoc révèlent des différences significatives ($p < 0,05$) entre la plupart des vitesses, entre 1 et 2 km/h ou entre 5 et 6 km/h. La Figure 6 montre l'évolution de l'amplitude articulaire de la hanche en fonction de la vitesse de marche dans les trois groupes d'âge.

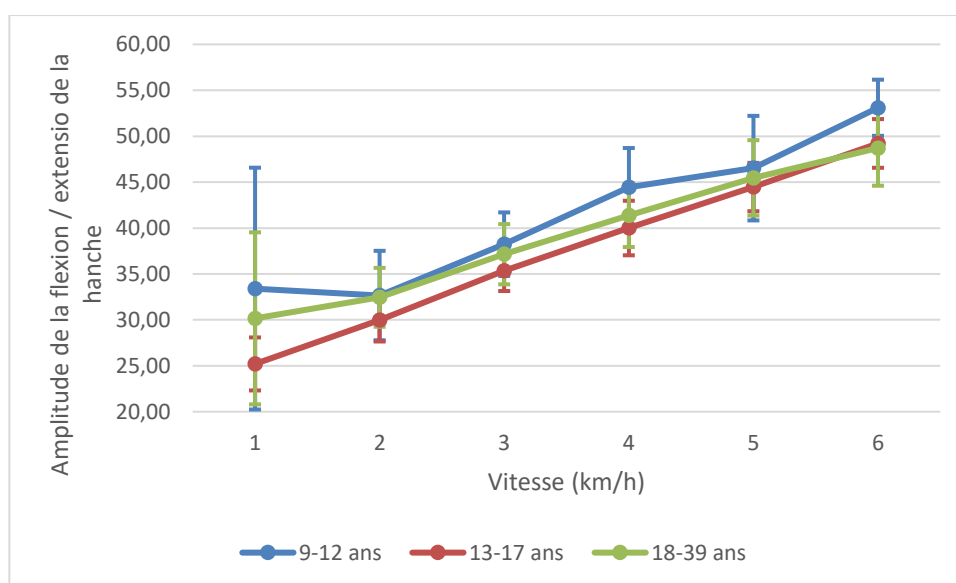


Figure 6. Évolution de l'amplitude de flexion-extension de la hanche selon la vitesse de marche chez les enfants (bleu), les adolescents (rouge) et les adultes (vert). Les points représentent les moyennes, accompagnées de barres représentant l'écart type.

3.2.2) Amplitude de flexion / extension du genou

Selon l'ANOVA à deux facteurs, l'amplitude de mouvement sagittale du genou est significativement influencée par l'âge ($p = 0,010$) et par la vitesse de marche ($p < 0,001$). Aucune interaction significative entre l'âge et la vitesse n'a été mise en évidence ($p = 0,757$), indiquant que les effets de la vitesse sont similaires entre les groupes d'âge.

Les comparaisons post hoc montrent que les jeunes adultes présentent une amplitude articulaire du genou significativement plus élevée que les adolescents ($p = 0,016$) à toutes les vitesses. Aucune différence significative n'est retrouvée entre les enfants et les adolescents, ni entre les enfants et les adultes.

Les analyses montrent, au sein de chaque tranche d'âge, une augmentation de l'amplitude articulaire du genou avec la vitesse. Les comparaisons post hoc révèlent des différences significatives entre toutes les vitesses ($p < 0,05$), à l'exception des vitesses les plus élevées (4, 5 et 6 km/h), suggérant une stabilisation de l'amplitude au-delà de 4 km/h. La Figure 7 illustre les variations de l'amplitude articulaire du genou en fonction de la vitesse de marche chez les trois groupes d'âge.

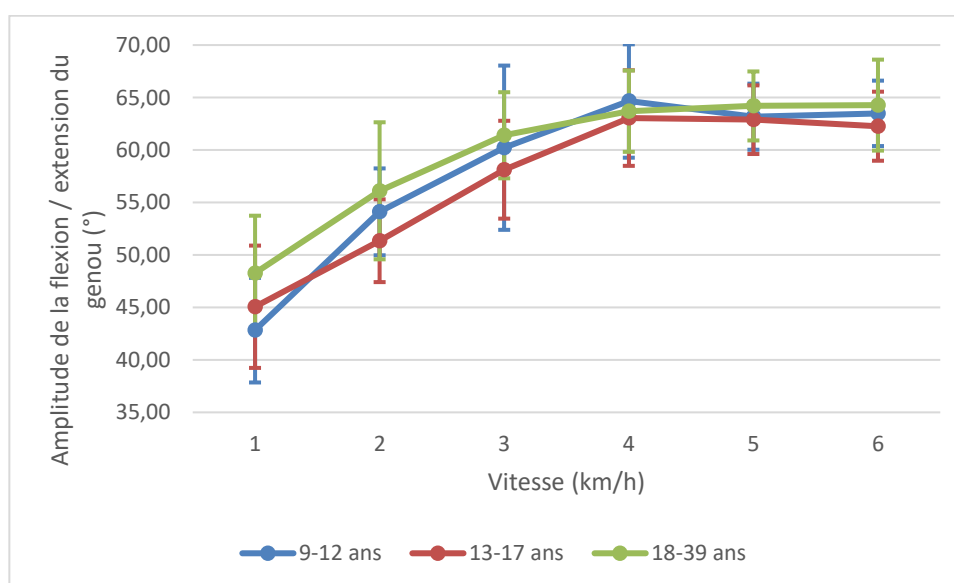


Figure 7. Évolution de l'amplitude de flexion-extension du genou selon la vitesse de marche chez les enfants (bleu), les adolescents (rouge) et les adultes (vert). Les points représentent les moyennes, accompagnées de barres représentant l'écart type.

3.2.3) Amplitude de la flexion plantaire / dorsale de la cheville

Selon l'ANOVA à deux facteurs, l'amplitude articulaire sagittale de la cheville est influencée de manière significative par l'âge ($p < 0,001$) et par la vitesse de marche ($p < 0,001$). Aucune interaction significative entre l'âge et la vitesse n'est retrouvée, indiquant que l'effet de la vitesse est similaire entre les différents groupes d'âge.

Les comparaisons post hoc indiquent que les adolescents présentent une amplitude articulaire significativement inférieure à celle des enfants ($p = 0,001$) et des adultes ($p < 0,001$) à toutes les vitesses. En revanche, aucune différence significative n'est observée entre les enfants et les adultes ($p = 0,274$).

Les analyses montrent également, au sein de chaque tranche d'âge, une augmentation significative de l'amplitude articulaire avec la vitesse de marche. Les comparaisons post hoc révèlent des différences significatives entre les vitesses les plus basses (1 et 2 km/h) et les vitesses plus élevées (3, 4, 5 et 6 km/h) ($p < 0,001$). Toutefois, aucune différence significative n'est observée entre les vitesses de 4, 5 et 6 km/h, suggérant une stabilisation de l'amplitude articulaire à partir de 4 km/h. La figure 8 présente l'évolution de l'amplitude articulaire de la cheville en fonction de la vitesse de marche pour les trois groupes d'âge étudiés.

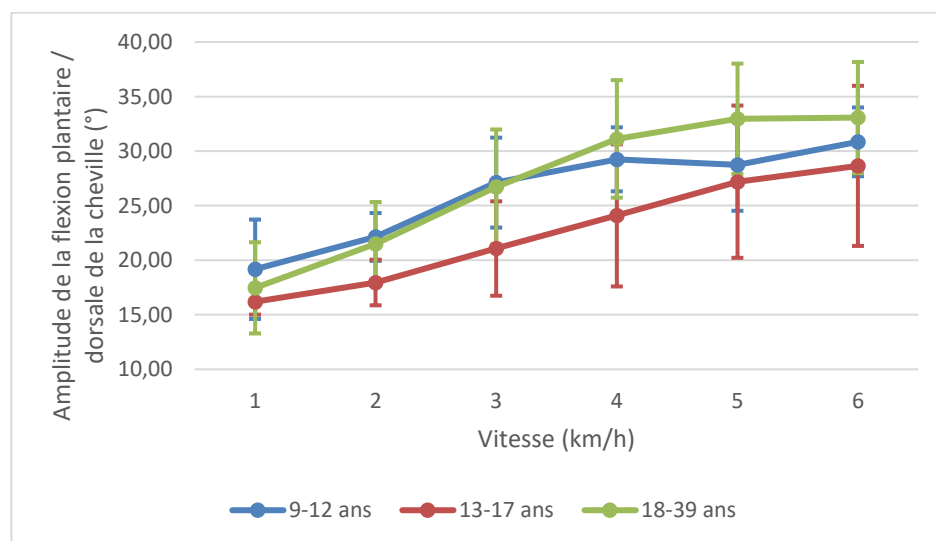


Figure 8. Evolution de l'amplitude de flexion plantaire-dorsale de la cheville selon la vitesse de marche chez les enfants (bleu), les adolescents (rouge) et les adultes (vert). Les points représentent les moyennes, accompagnées de barres représentant l'écart type.

3.3) Variables énergétiques et mécaniques

Le Tableau 4 présente les résultats obtenus pour les variables mécaniques (travail externe et taux de récupération pendulaire) et variables énergétiques (coût énergétique) lors de la marche. Les Tableaux 11, 12 et 13 en annexe (pages 35, 36 et 37) présentent les comparaisons post hoc entre les groupes d'âge pour les variables énergétiques de la marche. En raison de mauvais enregistrements des forces chez certains sujets à 1 km/h, ayant conduit à des calculs erronés du travail externe et du taux de récupération, il a été décidé d'exclure cette vitesse des analyses mécaniques afin d'éviter l'intégration de données faussées et de garantir la validité des résultats.

Tableau 4. Variables énergétiques et mécanique moyennes $\pm$ écart type selon la vitesse de marche (de 1 à 6 km/h) et le groupe d'âge (Groupe 1 : 9-12 ans ; Groupe 2 : 13-17 ans ; Groupe 3 : 18-39 ans).

Vitesse	Groupe d'âge	Travail externe (J/kg/m)	Taux de récupération pendulaire (%)	Coût énergétique (J/kg/m)
2 km/h	1	0.42 $\pm$ 0.1	36.45 $\pm$ 7.72	2.23 $\pm$ 0.68
	2	0.32 $\pm$ 0.05	41.16 $\pm$ 8.07	2.42 $\pm$ 0.55
	3	0.46 $\pm$ 0.47	37.23 $\pm$ 10.82	2.31 $\pm$ 0.46
3 km/h	1	0.66 $\pm$ 0.47	53.22 $\pm$ 9.02	1.96 $\pm$ 0.4
	2	0.29 $\pm$ 0.06	55.01 $\pm$ 7.44	1.98 $\pm$ 0.43
	3	0.35 $\pm$ 0.22	51.8 $\pm$ 11.46	1.95 $\pm$ 0.34
4 km / h	1	0.44 $\pm$ 0.3	63.14 $\pm$ 6.46	2.02 $\pm$ 0.45
	2	0.25 $\pm$ 0.05	66.28 $\pm$ 7.43	1.85 $\pm$ 0.24
	3	0.32 $\pm$ 0.12	60.97 $\pm$ 9.15	1.94 $\pm$ 0.3
5 km/h	1	0.34 $\pm$ 0.07	65.09 $\pm$ 4.46	2.4 $\pm$ 0.41
	2	0.28 $\pm$ 0.05	67.04 $\pm$ 7.62	2.05 $\pm$ 0.32
	3	0.34 $\pm$ 0.07	64.15 $\pm$ 6.71	2.16 $\pm$ 0.29
6 km/h	1	0.44 $\pm$ 0.07	58.81 $\pm$ 6.75	2.86 $\pm$ 0.38
	2	0.32 $\pm$ 0.03	66.51 $\pm$ 3.83	2.38 $\pm$ 0.36
	3	0.37 $\pm$ 0.07	64.38 $\pm$ 6.67	2.55 $\pm$ 0.27

3.3.1) Travail externe

Le travail externe total n'est pas significativement influencé par la vitesse de marche, ni par l'interaction entre l'âge et la vitesse. En revanche, un effet principal de l'âge est observé ($p = 0,010$).

Les analyses post hoc indiquent que les enfants présentent un travail externe total significativement plus élevé que les adolescents ($p = 0,008$) à toutes les vitesses. Aucune différence significative n'est retrouvée entre les enfants et les jeunes adultes, ni entre les adolescents et les adultes. La Figure 9 présente les variations du travail externe de marche en fonction de la vitesse dans les trois groupes d'âge.

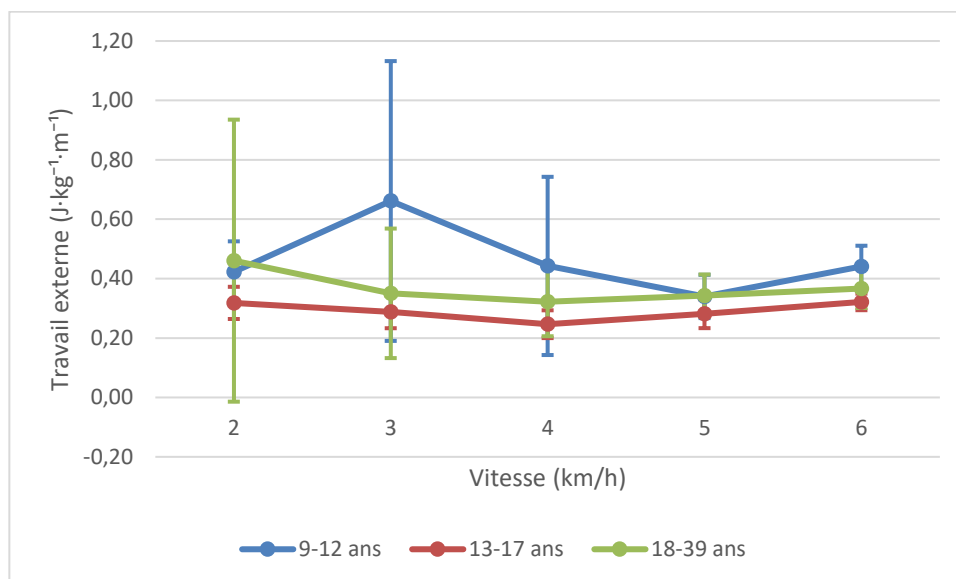


Figure 9. Évolution du travail externe selon la vitesse de marche chez les enfants (bleu), les adolescents (rouge) et les adultes (vert). Les points représentent les moyennes, accompagnées de barres représentant l'écart type.

3.3.2) Taux de récupération pendulaire

Le taux de récupération pendulaire n'est pas significativement influencé par l'âge ($p = 0,111$) ni par l'interaction entre l'âge et la vitesse ($p = 0,941$). En revanche, un effet principal de la vitesse de marche est observé ($p < 0,001$). Les comparaisons post hoc montrent que le taux de récupération mécanique est significativement plus élevé aux vitesses intermédiaires (4 et 5 km/h) par rapport aux vitesses basses (2 et 3 km/h ; $p < 0,001$). Les plus faibles taux de récupération sont observés à 2 km/h, tandis que les meilleurs scores sont atteints entre 4 et 5 km/h. Aucune différence significative n'est retrouvée entre les groupes d'âge pour l'ensemble des vitesses étudiées. La Figure 10 montre l'évolution de la récupération pendulaire de l'énergie mécanique au cours de la marche selon la vitesse et le groupe d'âge.

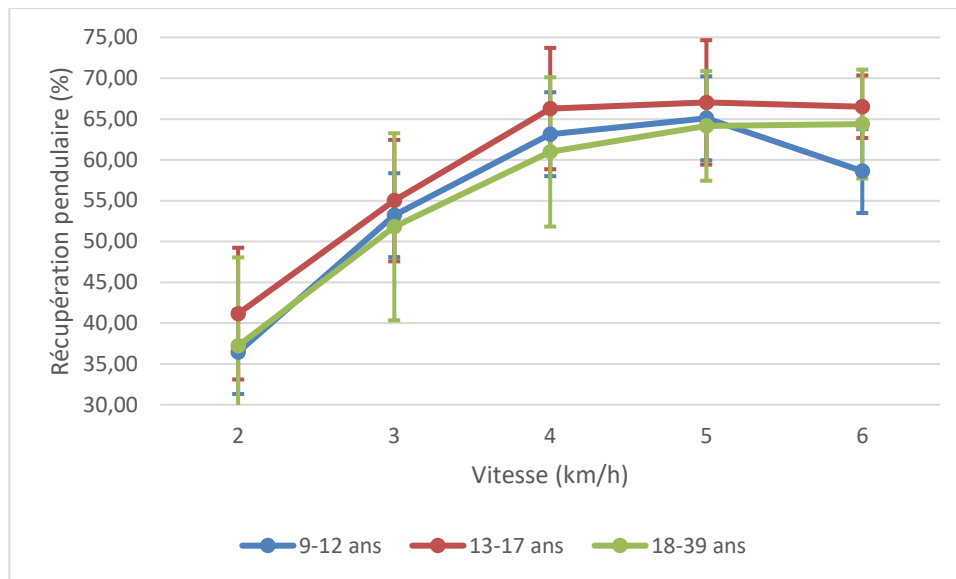


Figure 10. Evolution du taux de récupération pendulaire selon la vitesse de marche chez les enfants (bleu), les adolescents (rouge) et les adultes (vert). Les points représentent les moyennes, accompagnées de barres représentant l'écart type.

3.3.3) Coût énergétique

Selon l'ANOVA à deux facteurs, le coût énergétique de la marche n'est pas significativement influencé par l'âge, ni par l'interaction entre l'âge et la vitesse. En revanche, un effet significatif de la vitesse de marche a été observé ($p < 0,001$). Les comparaisons post hoc montrent que le coût énergétique est significativement plus élevé à 6 km/h comparé aux vitesses inférieures (3, 4 et 5 km/h ; $p < 0,01$). De même, le coût est plus important à 2 km/h qu'à 3 et 4 km/h ($p < 0,01$). La Figure 11 illustre les variations du coût énergétique de la marche en fonction de la vitesse chez les enfants, adolescents et jeunes adultes.

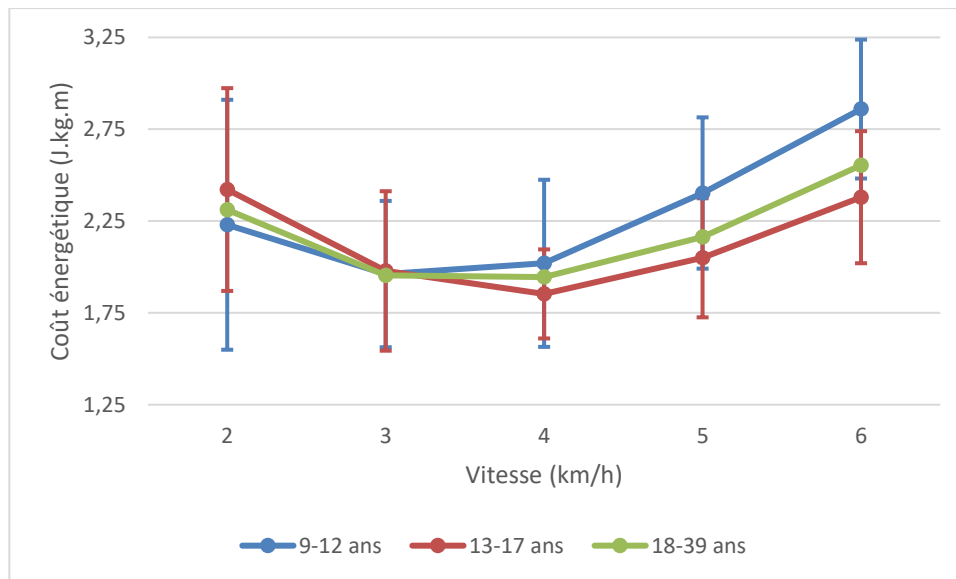


Figure 11. Evolution du coût énergétique selon la vitesse de marche chez les enfants (bleu), les adolescents (rouge) et les adultes (vert). Les points représentent les moyennes, accompagnées de barres représentant l'écart type.

3) Discussion

L'analyse des données a révélé une évolution progressive de certains paramètres spatiotemporels et mécaniques avec l'âge, ainsi que des effets marqués de la vitesse sur l'ensemble des variables étudiées. Toutefois, un profil biomécanique particulier semble émerger à l'adolescence, suggérant une phase transitoire de réorganisation motrice (Bisi & Stagni, 2016). Cette discussion examine les résultats par type de variable, en les confrontant à la littérature existante.

4.1) Paramètres spatio-temporels

Les effets principaux de l'âge et de la vitesse sont significatifs pour la cadence, la longueur du pas et la phase d'appui, sans interaction entre ces deux facteurs. La cadence diminue avec l'âge, tandis que la longueur du pas augmente. Ces variations semblent principalement liées à la croissance staturale, la longueur du pas étant fortement influencée par la taille corporelle (Murray et al., 1964 ; Sutherland, 1997). Bien que certaines études portent sur des enfants plus jeunes (2 à 8 ans), elles permettent de situer le moment où le schéma de marche devient mature. Cette stabilisation précoce justifie que, dans le groupe étudié (9–17 ans), les différences

observées soient principalement dues à la croissance. En effet, après 4 ans, les amplitudes de flexion/extension de hanche se stabilisent et évoluent peu au cours de l'adolescence (Stansfield et al., 2001 ; Schwartz et al., 2008). Une légère diminution de la flexion de hanche avec l'âge est même observée, ce qui traduit une maturation du schéma moteur (Opila-Correia, 1990). Les enfants marchent avec une cadence plus élevée et une foulée plus courte, en lien avec leur morphologie réduite et un contrôle moteur en développement.

Les données ne sont pas normalisées par la taille, car l'objectif est de décrire la marche telle qu'elle s'observe cliniquement à chaque âge. (Voss et al., 2020 ; Lythgo et al., 2009 ; Ganley & Powers, 2005 ; Schwartz et al., 2008). La phase d'appui est également plus brève chez les enfants, en lien avec une stabilité moindre (Balzer et al., 2019).

L'effet de la vitesse augmente la cadence et la longueur du pas, tandis que la phase d'appui diminue avec la vitesse. Ces ajustements sont conformes aux mécanismes d'optimisation locomotrice décrits dans la littérature (Schwartz et al., 2008) et traduisent une réponse motrice robuste quelle que soit la tranche d'âge.

4.2) Paramètres cinématiques

Les analyses statistiques montrent un effet principal de l'âge et de la vitesse sur l'amplitude de mouvement sagittale des articulations de la cheville, du genou et de la hanche, sans interaction significative entre ces deux facteurs. Cela indique que l'influence de la vitesse est homogène entre les groupes d'âge. Les adolescents présentent une amplitude de cheville réduite par rapport aux enfants et aux adultes. Ce résultat est surprenant au regard de certaines données de la littérature, qui suggèrent une augmentation ou une stabilisation des amplitudes articulaires à l'adolescence, en lien avec la maturation neuromusculaire et l'allongement des segments corporels (Grimston et al., 1993). Une hypothèse pour expliquer notre observation serait un déséquilibre transitoire lié à la poussée de croissance pubertaire, durant laquelle l'allongement osseux peut précéder l'adaptation des structures musculo-tendineuses, entraînant une raideur fonctionnelle (Vandervoort, 2002 ; Scafoglieri et al., 2012). Cette raideur pourrait temporairement limiter les amplitudes de cheville chez certains adolescents.

Les enfants présentent une amplitude de flexion/extension de hanche plus élevée

que les adolescents et les adultes, ce qui peut refléter à la fois un contrôle postural encore immature (Schepens et al., 2004) et une stratégie biomécanique compensatoire. En raison de leur plus petite taille, la longueur de leurs membres inférieurs est réduite, ce qui limite mécaniquement la longueur du pas. Pour maintenir une vitesse de marche fonctionnelle, les enfants adoptent généralement une cadence plus élevée, associée à une amplitude articulaire accrue au niveau de la hanche. Cette majoration permet d'allonger le pas malgré des segments plus courts, en optimisant la phase de propulsion et l'oscillation du membre inférieur. Au niveau du genou, seules les différences entre adolescents et adultes sont significatives, ce qui peut suggérer une maturation plus tardive du contrôle moteur pour cette articulation. L'augmentation linéaire de la vitesse sur les amplitudes, déjà bien documentée (Bril & Brenière, 1992 ; Schwartz et al., 2008), est confirmée dans nos résultats.

4.3) Paramètres énergétiques et mécaniques

Aucun effet de l'âge n'est observé sur le coût énergétique ou le taux de récupération pendulaire, suggérant une efficacité métabolique stabilisée dès l'enfance (Schepens et al., 2004). En revanche, le coût énergétique est plus élevé aux vitesses extrêmes, et minimal autour de 4–5 km/h. Cette évolution suit une courbe en U bien décrite dans la littérature (Stoquart et al., 2008), et reflète l'existence d'une vitesse optimale de déplacement, où le rendement énergétique est maximal. La récupération pendulaire est également optimale à ces vitesses intermédiaires, ce qui est en accord avec le modèle pendulaire de la marche (Cavagna et al., 2000). Concernant le travail mécanique externe, un effet d'âge est mis en évidence : les enfants produisent un travail plus important que les adolescents, ce qui indique une locomotion segmentaire moins efficace. Cela peut refléter une mécanique encore immature, avec une récupération d'énergie moins efficace (Bril & Brenière, 1992).

4.4) Synthèse des effets de l'âge et de la vitesse

L'absence d'interaction entre l'âge et la vitesse de marche sur l'ensemble des variables analysées suggère que les adaptations à la vitesse suivent un schéma similaire quel que soit l'âge. Cela est cohérent avec les travaux de Schepens et al.

(2004), qui montrent que les ajustements mécaniques, notamment du travail externe, sont présents dès l'enfance et conservent une structure comparable à l'âge adulte. De même, Dewolf et al. (2020) rapportent que les variations du coût énergétique en fonction de la vitesse suivent une courbe en U dès l'enfance, traduisant un contrôle locomoteur déjà organisé selon des principes similaires à ceux de l'adulte.

Toutefois, les valeurs absolues diffèrent entre les groupes : les enfants présentent par exemple un travail externe et un coût énergétique plus élevés, en lien avec leur morphologie, une coordination encore en développement et un rendement mécanique moins efficient.

4.5) Conclusion intégrative

Afin de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents à ces évolutions, il est utile de rassembler les principaux modèles explicatifs. Le modèle pendulaire décrit par Cavagna et al. (2000) permet d'expliquer les variations du coût énergétique selon la vitesse. Les stratégies de stabilisation spatiotemporelle chez les enfants (7-10 ans) s'inscrivent dans une logique d'immaturité neuromusculaire et de contrôle postural encore en développement (Ganley & Powers, 2005). Chez les adolescents, certaines variables cinématiques présentent une diminution transitoire, qui peut refléter une réorganisation du schéma moteur liée à la croissance rapide. Bisi et Stagni (2016) montrent qu'entre 11 et 14 ans, la variabilité du mouvement augmente et la régularité de la marche diminue, suggérant une instabilité posturale passagère. Ces observations soutiennent l'idée qu'au cours de la puberté, la croissance rapide des segments corporels peut perturber temporairement le contrôle moteur. Dans notre étude, cela peut expliquer la réduction des amplitudes articulaires observée à la cheville et au genou à cet âge. Enfin, la robustesse des ajustements à la vitesse, présente dès l'enfance, indique que certaines boucles sensori-motrices adaptatives sont fonctionnelles très tôt dans le développement (Bril & Brenière, 1998).

Chez les adolescents, la diminution transitoire du rendement mécanique et l'augmentation du coût énergétique observées dans notre étude peuvent s'expliquer par les effets des changements hormonaux associés à la puberté. L'augmentation rapide de la masse corporelle, sous l'effet combiné des hormones de croissance et

sexuelles, précède souvent la maturation complète du contrôle moteur, entraînant un déséquilibre entre production de force et coordination. Ce phénomène est bien documenté par Malina et al. (2004) et Rogol et al. (2000), qui montrent que la croissance accélérée du tissu musculaire et osseux, sous influence hormonale, dépasse temporairement les capacités neuromusculaires d'adaptation. Ce décalage peut altérer l'efficacité du geste locomoteur et augmenter la dépense énergétique pour une même tâche, en cohérence avec nos résultats sur le coût énergétique accru chez les adolescents. Cette interprétation est soutenue par McMillan et al. (2021), qui rapportent une élévation du coût énergétique et une baisse du rendement mécanique pendant l'adolescence, en lien avec les contraintes morpho-fonctionnelles de cette période.

Par ailleurs, la diminution d'amplitude articulaire que nous observons au niveau de la cheville peut refléter une altération temporaire de la coordination intersegmentaire, résultant à la fois de la croissance désynchronisée des segments corporels et d'une maturation encore incomplète des réseaux sensorimoteurs. Cette hypothèse est appuyée par Dayanidhi et al. (2020), qui montrent que le développement du contrôle moteur, notamment en ce qui concerne la coordination dynamique, se poursuit au-delà de l'enfance. Vandewaetere et al. (2021) confirment quant à eux que l'adolescence est marquée par une désynchronisation entre croissance morphologique et efficacité biomécanique, entraînant un rendement locomoteur plus faible.

Enfin, la baisse de rendement mécanique peut également s'expliquer par une moindre restitution d'énergie élastique au niveau de la cheville, en lien avec une modification des propriétés des tissus mous. Beunen et Malina (1988) indiquent que les œstrogènes augmentent la laxité ligamentaire et la compliance tendineuse à la puberté, ce qui réduit la capacité des structures passives à restituer efficacement l'énergie stockée pendant la phase d'appui, impactant directement l'efficacité du pas.

Ces résultats permettent de répondre à la question de recherche de ce travail : Comment les transformations physiques et neuromusculaires liées à la croissance, ainsi que la marche à différentes vitesses, influencent-elles les paramètres

biomécaniques de la marche chez les enfants et adolescents en croissance ?

Nos analyses confirment que ces paramètres évoluent de manière non linéaire au cours du développement, avec une transition particulièrement marquée à l'adolescence. Cette période, associée à d'importants remaniements morphologiques et fonctionnels, se distingue par une instabilité biomécanique temporaire, traduisant un réajustement du système locomoteur. Toutefois, bien que plusieurs résultats soient interprétés à la lumière des modifications liées à la puberté, aucun critère objectif de maturité biologique (stade de Tanner, ménarche, âge osseux...) n'est intégré au protocole. Cela limite la précision des liens pouvant être établis entre les observations biomécaniques et le stade réel de développement pubertaire. En effet, deux adolescents de même âge chronologique peuvent présenter des niveaux de maturation très différents, ce qui peut introduire une variabilité inter-individuelle non contrôlée.

En pratique, ces données peuvent contribuer à l'établissement de normes de référence en clinique, utiles pour évaluer la marche de patients en comparaison à des profils de développement moteur typiques. De telles références permettent d'objectiver des écarts pathologiques, tels qu'un retard de maturation locomotrice, une coordination inefficace, une dépense énergétique excessive, une asymétrie marquée ou des amplitudes articulaires anormalement réduites. Le fait que notre étude tienne compte de six vitesses standardisées et de différents groupes d'âge permet de mieux différencier ce qui relève d'une variation physiologique liée à la croissance de ce qui peut traduire une altération pathologique. Intégrer à la fois l'âge et la vitesse dans les comparaisons cliniques améliore ainsi la précision de l'évaluation.

4.6) Limites et perspectives

Plusieurs limites doivent être prises en compte pour interpréter les résultats de manière rigoureuse. La principale limite de cette étude réside dans la taille restreinte de l'échantillon, notamment pour les groupes enfants et adolescents. Bien que les conditions de validité de l'ANOVA à deux facteurs soient respectées et que des tests post hoc soient réalisés, les calculs de puissance statistique présentés dans le

Tableau 15 en annexe (page 38) montrent que certaines variables présentent une puissance insuffisante, ce qui limite la portée des résultats pour ces paramètres.

Cette limite peut s'expliquer par une variabilité interindividuelle importante, en particulier chez les enfants et adolescents, comme en témoignent l'hétérogénéité des variances observée (test de Brown-Forsythe significatif) et les erreurs standards élevées, notamment durant l'adolescence, période marquée par des différences importantes de maturité pubertaire à âge égal.

Des études futures, avec un plus grand nombre de participants et l'intégration de critères de maturité pubertaire (stade de Tanner, ménarche, âge osseux...), permettront de renforcer la robustesse et la précision des données. Par ailleurs, le protocole a été réalisé sur tapis roulant avec des vitesses standardisées (1 à 6 km/h). Si cette approche présente un intérêt pour la standardisation et la comparaison normative, elle diffère légèrement de la marche libre, notamment au niveau de la stratégie de propulsion ou de la perception de l'équilibre (Vickery-Howe et al., 2024). Des études complémentaires en milieu naturel seraient utiles pour confirmer ces données dans des contextes plus écologiques. De plus, il est rapporté par les patients que les vitesses basses (1 et 2 km/h) sont peu naturelles.

4) Conclusion

Cette étude s'intéresse à l'influence de l'âge et de la vitesse sur les paramètres biomécaniques de la marche chez des enfants, adolescents et jeunes adultes. À l'aide d'un protocole standardisé sur tapis roulant, elle permet d'analyser l'évolution conjointe de variables spatiotemporelles, cinématiques, mécaniques et énergétiques.

Les résultats mettent en évidence une maturation progressive de la marche avec l'âge : la cadence diminue, la longueur du pas augmente et la phase d'appui se prolonge. Sur le plan cinématique, les amplitudes articulaires s'accroissent avec la vitesse, mais indiquent une diminution transitoire à l'adolescence. D'un point de vue énergétique, le coût de la marche suit une courbe en U, avec un minimum autour de 4 km/h, sans variation notable selon l'âge. Enfin, la dépense mécanique externe est plus élevée chez les enfants, témoignant d'une efficacité segmentaire encore en développement.

L'ensemble de ces données confirme que l'évolution de la marche n'est pas strictement linéaire avec l'âge, mais inclut une phase transitoire propre à l'adolescence. Ces résultats enrichissent la compréhension du développement locomoteur et fournissent des repères cliniques utiles pour évaluer la marche en fonction de l'âge et de la vitesse dans une perspective en vue de dépistage de troubles neurologiques, moteurs ou développementaux et de l'orientation en rééducation.

5) Annexes

Tableau 5. Comparaisons post hoc entre groupes d'âge (Groupe 1 : 9-12 ans ; Groupe 2 : 13-17 ans ; Groupe 3 : 18-39 ans) et la vitesse (1 à 6 km/h) pour la cadence de marche. Les différences moyennes et les p-valeurs sont issues de la méthode de Holm-Sidak.

Vitesse (km/h)	Comparaison	p-valeur
1	1 vs 2	< 0,001*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,766
2	1 vs 2	< 0,001*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,404
3	1 vs 2	< 0,001*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,526
4	1 vs 2	< 0,001*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,404
5	1 vs 2	0,002*
	1 vs 3	0,001*
	2 vs 3	0,714
6	1 vs 2	0,028*
	1 vs 3	0,027*
	2 vs 3	0,964

* $p < 0.005$

Tableau 6. Comparaisons post hoc entre groupes d'âge (Groupe 1 : 9-12 ans ; Groupe 2 : 13-17 ans ; Groupe 3 : 18-39 ans) et la vitesse (1 à 6 km / h) pour la longueur du pas. Les différences moyennes et les p-valeurs sont issues de la méthode de Holm-Sidak.

Vitesse (km/h)	Comparaison	p-valeur
1	1 vs 2	< 0,001*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,883
2	1 vs 2	< 0,001*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,855
3	1 vs 2	< 0,001*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,982
4	1 vs 2	< 0,001*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,924
5	1 vs 2	< 0,001*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,907
6	1 vs 2	< 0,001*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,922

* $p < 0.005$

Tableau 7. Comparaisons post hoc entre groupes d'âge (Groupe 1 : 9-12 ans ; Groupe 2 : 13-17 ans ; Groupe 3 : 18-39 ans) et la vitesse (1 à 6 km / h) pour la durée de la phase d'appui. Les différences moyennes et les p-valeurs sont issues de la méthode de Holm-Sidak.

Vitesse (km/h)	Comparaison	p-valeur
1	1 vs 2	0,002*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,271
2	1 vs 2	0,001*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,305
3	1 vs 2	0,002*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,398
4	1 vs 2	0,003*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,632
5	1 vs 2	0,010*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,214
6	1 vs 2	0,007*
	1 vs 3	< 0,001*
	2 vs 3	0,060

* $p < 0.005$

Tableau 8. Comparaisons post hoc entre groupes d'âge (Groupe 1 : 9-12 ans ; Groupe 2 : 13-17 ans ; Groupe 3 : 18-39 ans) et la vitesse (1 à 6 km / h) pour l'amplitude de la flexion / extension de la hanche. Les différences moyennes et les p-valeurs sont issues de la méthode de Holm-Sidak.

Vitesse (km/h)	Comparaison	p-valeur
1	1 vs 2	0,015*
	1 vs 3	0,001*
	2 vs 3	0,372
2	1 vs 2	0,006*
	1 vs 3	0,001*
	2 vs 3	0,639
3	1 vs 2	0,003*
	1 vs 3	0,001*
	2 vs 3	0,537
4	1 vs 2	0,004*
	1 vs 3	0,001*
	2 vs 3	0,473
5	1 vs 2	0,015*
	1 vs 3	0,003*
	2 vs 3	0,717
6	1 vs 2	0,057
	1 vs 3	0,011*
	2 vs 3	0,540

* $p < 0.005$

Tableau 9. Comparaisons post hoc entre groupes d'âge (Groupe 1 : 9-12 ans ; Groupe 2 : 13-17 ans ; Groupe 3 : 18-39 ans) et la vitesse (1 à 6 km / h) pour l'amplitude de la flexion / extension du genou. Les différences moyennes et les p-valeurs sont issues de la méthode de Holm-Sidak.

Vitesse (km/h)	Comparaison	p-valeur
1	1 vs 2	0,102
	1 vs 3	0,009*
	2 vs 3	0,212
2	1 vs 2	0,096
	1 vs 3	0,009*
	2 vs 3	0,144
3	1 vs 2	0,039*
	1 vs 3	0,002*
	2 vs 3	0,510
4	1 vs 2	0,037*
	1 vs 3	0,001*
	2 vs 3	0,317
5	1 vs 2	0,050*
	1 vs 3	0,001*
	2 vs 3	0,113
6	1 vs 2	0,135
	1 vs 3	0,005*
	2 vs 3	0,105

* $p < 0.005$

Tableau 10. Comparaisons post hoc entre groupes d'âge (Groupe 1 : 9-12 ans ; Groupe 2 : 13-17 ans ; Groupe 3 : 18-39 ans) et la vitesse (1 à 6 km / h) pour l'amplitude de la flexion plantaire / dorsale de la cheville. Les différences moyennes et les p-valeurs sont issues de la méthode de Holm-Sidak.

Vitesse (km/h)	Comparaison	p-valeur
1	1 vs 2	0,013*
	1 vs 3	0,002*
	2 vs 3	0,657
2	1 vs 2	0,014*
	1 vs 3	0,001*
	2 vs 3	0,414
3	1 vs 2	0,012*
	1 vs 3	0,001*
	2 vs 3	0,473
4	1 vs 2	0,016*
	1 vs 3	0,001*
	2 vs 3	0,422
5	1 vs 2	0,052
	1 vs 3	0,002*
	2 vs 3	0,202
6	1 vs 2	0,074
	1 vs 3	0,009*
	2 vs 3	0,211

* $p < 0.005$

Tableau 11. Comparaisons post hoc entre groupes d'âge (Groupe 1 : 9-12 ans ; Groupe 2 : 13-17 ans ; Groupe 3 : 18-39 ans) et la vitesse (1 à 6 km / h) pour le travail externe. Les différences moyennes et les p-valeurs sont issues de la méthode de Holm-Sidak.

Vitesse (km/h)	Comparaison	p-valeur
2	1 vs 2	0,008*
	1 vs 3	0,078
	2 vs 3	0,105
3	1 vs 2	0,008*
	1 vs 3	0,078
	2 vs 3	0,105
4	1 vs 2	0,008*
	1 vs 3	0,078
	2 vs 3	0,105
5	1 vs 2	0,008*
	1 vs 3	0,078
	2 vs 3	0,105
6	1 vs 2	0,008*
	1 vs 3	0,078
	2 vs 3	0,105

* $p < 0.005$

Tableau 12. Comparaisons post hoc de la vitesse (1 à 6 km / h) du taux de récupération pendulaire tout groupe confondu. Les différences moyennes et les p-valeurs sont issues de la méthode de Holm-Sidak.

Comparaison (km/h)	p-valeur
2 vs 3	0,940
2 vs 4	0,003*
2 vs 5	0,002*
2 vs 6	0,009*
3 vs 4	0,045*
3 vs 5	0,054
3 vs 6	0,032*
4 vs 5	0,718
4 vs 6	0,887
5 vs 6	0,539

* $p < 0.005$

Note : Les comparaisons post hoc ne portent que sur le facteur « vitesse », tous groupes d'âge confondus. Seul l'effet de la vitesse est significatif ($p < 0,001$), justifiant une analyse post hoc restreinte à ce facteur.

Tableau 13. Comparaisons post hoc de la vitesse (1 à 6 km / h) pour le coût énergétique tout groupe confondu. Les différences moyennes et les p-valeurs sont issues de la méthode de Holm-Sidak.

Comparaison (km/h)	p-valeur
2 vs 3	0,009*
2 vs 4	0,004*
2 vs 5	0,002*
2 vs 6	0,003*
3 vs 4	0,926
3 vs 5	0,408
3 vs 6	0,812
4 vs 5	0,433
4 vs 6	0,829
5 vs 6	0,963

* $p < 0.005$

Note : Les comparaisons post hoc ne portent que sur le facteur « vitesse », tous groupes d'âge confondus. Seul l'effet de la vitesse est significatif ($p < 0,001$), justifiant une analyse post hoc restreinte à ce facteur.

Tableau 14. Puissance statistique des tests réalisés pour chaque variable.

Variable	Puissance - Âge	Puissance - Vitesse
Cadence	1,000*	1,000*
Longueur du pas	1,000*	1,000*
Durée phase d'appui	0,979*	1,000*
Cinématique hanche	0,813*	1,000*
Cinématique genou	0,674	1,000*
Cinématique cheville	0,995*	1,000*
Travail externe	0,673	0,053
Taux de récupération pendulaire	0,264	1,000*
Coût énergétique	0,139	1,000*

*Puissance > 0.8

6) Références

Ambler, G. R. (2013, January 1). Normal physical development and growth at puberty.

Attallah, N. L., & Louis, D. (2019). Growth of the limbs and their segments during childhood and adolescence: A photogrammetric study. **Advanced Research Journal of Public Health and Epidemiology*, 4*(2), 38–64.

Balzer, B. W. R., Cheng, H. L., Garden, F., Luscombe, G. M., Paxton, K. T., Hawke, C. I., et al. (2019). Foot length growth as a novel marker of early puberty. **Clinical Pediatrics*, 58*(13), 1429–1435. <https://doi.org/10.1177/0009922819875531>

Beunen, G., & Malina, R. M. (1988). Growth and physical performance relative to the timing of the adolescent spurt. **Exercise and Sport Sciences Reviews*, 16*, 503–540.

Bisi, M. C., & Stagni, R. (2016). Development of gait motor control: What happens after a sudden increase in height during adolescence? **Biomedical Engineering Online*, 15*, 47. <https://doi.org/10.1186/s12938-016-0174-4>

Bril, B., & Brenière, Y. (1992). Postural requirements and progression velocity in young walkers. **Journal of Motor Behavior*, 24*(1), 105–116. <https://doi.org/10.1080/00222895.1992.9941613>

Cavagna, G. A., Franzetti, P., & Heglund, N. C. (2000). The role of gravity in human locomotion: Exercise. **Journal of Physiology*, 528*(3), 657–668. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2000.00657.x>

Dayanidhi, S., Kutch, J. J., & Valero-Cuevas, F. J. (2020). Decrease in muscle efficiency during adolescence is associated with growth-related motor reorganization. **Journal of Neurophysiology*, 123*(1), 271–281. <https://doi.org/10.1152/jn.00491.2019>

Dewolf, A. H., Ivanenko, Y. P., Zelik, K. E., & Lacquaniti, F. (2020). Pendular energy transduction in human walking is relatively unaffected by age or speed. **Frontiers in Sports and Active Living*, 2*, 47. <https://doi.org/10.3389/fspor.2020.00047>

Dunkel, L., & Quinton, R. (2014, January 1). Author copy only.

Froehle, A. W., Edwards, B., Peterson, M. J., Meyerson, B., & Duren, D. L. (2023). Effects of pubertal growth variation on knee mechanics during walking in female and male adolescents. **American Journal of Human Biology*, 35*(5), e23853. <https://doi.org/10.1002/ajhb.23853>

Ganley, K. J., & Powers, C. M. (2005). Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: A comparison to adults using age-specific anthropometric data. **Gait & Posture*, 21*(2), 141–145.

González-Elena, M. L., Fernández-Espejo, E., Castro-Méndez, A., Guerra-Martín, M. D., & Córdoba-Fernández, A. (2021). A cross-sectional study of foot growth and its correlation with anthropometric parameters in a representative cohort of schoolchildren from Southern Spain. **International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18*(8), 4031. <https://doi.org/10.3390/ijerph18084031>

Grimston, S. K., Engsberg, J. R., Kloiber, R., & Hanley, D. A. (1993). Bone mass, external loads, and stress fractures in adolescent female athletes. **Journal of Orthopaedic Research*, 11*(6), 884–893.

Joel, D., & Hughes, I. (2014). Normal Puberty: Somatic Characteristics. In **Reference Module in Biomedical Sciences**. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.65331-X>

Kirk, J., Bandhakavi, M., & Simon, C. (2008). Disorders of puberty. **InnovAiT*, 1*(11), 722–728. <https://doi.org/10.1093/innovait/inn157>

Lobet, S., Hermans, C., & Detrembleur, C. (2016). Analyse quantifiée de la marche : Principes et applications cliniques. *Louvain Médical*, 135(4), 197–202.

Lythgo, N., Wilson, C., & Galea, M. (2009). Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. **Gait & Posture*, 30*(1), 502–506.

Malina, R. M., Bouchard, C., & Bar-Or, O. (2004). **Growth, maturation, and physical activity** (2nd ed.). Human Kinetics.

- McMillan, A. G., Parry, D. A., & Maden-Wilkinson, T. M. (2021). Adolescent changes in muscle–tendon properties and metabolic cost during walking. **European Journal of Applied Physiology*, 121*, 3495–3507. <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04797-y>
- Murray, M. P., Drought, A. B., & Kory, R. C. (1964). Walking patterns of normal men. **Journal of Bone and Joint Surgery*, 46*(2), 335–360.
- Nesbitt, S. W. (2023). Normal and precocious puberty. In **Cambridge University Press eBooks** (pp. 17–26).
- Opila-Correia, K. A. (1990). Kinematics of high-heeled gait. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71*(5), 304–309.
- Rogol, A. D., Clark, P. A., & Roemmich, J. N. (2000). Growth and pubertal development in children and adolescents: Effects of diet and physical activity. **American Journal of Clinical Nutrition*, 72*(2 Suppl), 521S–528S.
- Rygelová, M., Uchýtil, J., Torres, I. E., & Janura, M. (2023). Comparison of spatiotemporal gait parameters and their variability in typically developing children aged 2, 3, and 6 years. **PLOS ONE*, 18*(5), e0285558. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0285558>
- Scafoglieri, A., Clarys, J. P., & Provyn, S. (2012). Quantifying soft tissue thickness: An anthropometric prediction equation validated by ultrasound. **Clinical Physiology and Functional Imaging*, 32*(5), 435–442. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2012.01129.x>
- Schepens, B., Willems, P. A., Cavagna, G. A., & Heglund, N. C. (2004). Mechanical power and efficiency of locomotion in children. **Acta Physiologica Scandinavica*, 180*(1), 43–54. <https://doi.org/10.1046/j.0001-6772.2003.01219.x>
- Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Trost, J. P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. **Journal of Biomechanics*, 41*(8), 1639–1650. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.015>
- Sizonenko, P. (1989). Physiology of puberty. **Journal of Endocrinological Investigation*, 12*(8), 59–63. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2681349/>

Stansfield, B. W., Hillman, S. J., Hazlewood, M. E., Lawson, A. M., & Robb, J. E. (2001). Normalized speed, not age, characterizes ground reaction force patterns in 5- to 12-year-old children. **Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21*(3), 395–402.

Stoquart, G., Detrembleur, C., & Lejeune, T. M. (2008). Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic patterns during gait. **European Journal of Applied Physiology*, 102*, 105–114. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0562-9>

Sutherland, D. H. (1997). The development of mature gait. **Gait & Posture*, 6*(2), 163–170. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00029-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00029-5)

Vandervoort, A. A. (2002). Aging of the human neuromuscular system. **Muscle & Nerve*, 25*(1), 17–25. <https://doi.org/10.1002/mus.1215>

Vandewaetere, A., Cattrysse, E., & Vanwanseele, B. (2021). Neuromuscular changes underlying reduced walking efficiency during adolescence. **Gait & Posture*, 89*, 84–89. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.06.001>

Vickery-Howe, D. B., Collins, D. R., & Shepherd, J. B. (2024). Perception of natural gait speeds on treadmills: A qualitative study in adolescents. **Journal of Motor Behavior*, 56*(1), 1–9. <https://doi.org/10.1080/00222895.2023.2243181>

Vicon. (n.d.). Lower body modeling with Plug-in Gait. Retrieved from <https://help.vicon.com/space/Nexus216/11605140/Lower+body+modeling+with+Plug-in+Gait>

Voss, S., Joyce, J., Biskis, A., Parulekar, M., Armijo, N., Zampieri, C., et al. (2020). Normative database of spatiotemporal gait parameters using inertial sensors in typically developing children and young adults. **Gait & Posture*, 80*, 206–213. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.010>

Zhu, J. (2020, February 7). Precocious pubert

Introduction : La marche humaine est un processus complexe influencé par la croissance et la puberté. Or l'effet combiné de l'âge et de la vitesse sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques, énergétiques et mécaniques reste peu documenté. Ce travail vise donc à examiner l'impact combiné de la croissance et de la vitesse sur les paramètres biomécaniques de la marche.

Méthodes : Trente-trois participants répartis en trois groupes d'âge (9-12, 13-17, 18-39 ans) ont marché sur un tapis roulant instrumenté à six vitesses (1-6 km/h). Dix-huit marqueurs réfléchissants et un ergospiromètre ont permis de relever la cinématique et le coût énergétique, tandis qu'une plateforme de force mesurait la dépense mécanique. Les effets de l'âge, de la vitesse et de leur interaction ont été analysés par une ANOVA à deux facteurs.

Résultats : L'âge modifie surtout la cadence, la longueur de pas et certaines amplitudes articulaires, tandis que la vitesse gouverne la plupart des adaptations (phase d'appui, efficacité pendulaire, coût énergétique). Un profil particulier se dessine à l'adolescence : cheville moins mobile et travail externe réduit, suggérant une phase transitoire de réorganisation motrice.

Conclusion : L'évolution de la marche n'est pas linéaire ; l'adolescence constitue une phase de réorganisation spécifique. Ces résultats affinent la compréhension du développement locomoteur et offrent des repères cliniques pour l'évaluation de la marche selon l'âge et la vitesse.