



Évaluation de la qualité de la marche grâce aux mesures de mobilité de l'iPhone

Mai 2021

Sommaire

Présentation	3
Introduction	3
Développement	4
Plan d'étude	4
Population	6
Résultats	8
Nombre de pas	8
Vitesse de marche	9
Longueur de pas	10
Temps de double appui	11
Asymétrie de la marche	12
Discussion	13
Conclusions	14
Annexe	14
Précision des données	14
Méthodes statistiques	15
Définition de l'asymétrie	15
Bibliographie	16

Présentation

Grâce aux capteurs de mouvement intégrés à l'iPhone 8 et aux modèles ultérieurs, iOS 14 fournit des statistiques de mobilité importantes pour votre santé. Ces statistiques comprennent des estimations de la vitesse de marche, de la longueur de pas, du temps de double appui et de l'asymétrie de la marche^{1,2} qui peuvent être utilisées pour caractériser votre marche et votre mobilité. Le présent document précise les modalités d'estimation de ces statistiques de mobilité sur iPhone, notamment les étapes de test et de validation.

Introduction

La marche est un indicateur clé des blessures³ d'une personne, de son handicap⁴ et de sa santé à court et à long terme.^{5,6} La mobilité de la marche peut représenter la capacité à vieillir en toute indépendance,⁷ la mobilité étant affectée par divers problèmes de santé, notamment la dégénérescence musculaire,⁸ les maladies neurologiques^{9,10} et les capacités cardiorespiratoires.¹¹ L'observation de la marche est un moyen simple pour les professionnels de santé d'évaluer la mobilité d'une personne.^{12,13} La marche implique un ensemble de composants complexes, coordonnés entre plusieurs systèmes physiologiques, et une seule défaillance d'un élément peut indiquer la progression d'une maladie ou un risque de blessure accru.

La mesure des performances de marche est souvent utilisée pour évaluer l'état de santé d'une personne,¹⁴ suivre son rétablissement après une blessure¹⁵ ou une opération¹⁶ ou surveiller les changements liés au vieillissement.¹⁷ La vitesse de marche, la longueur de pas, le temps de double appui et l'asymétrie de la marche sont des mesures des performances de marche couramment utilisées.

- La vitesse de marche et son évolution dans le temps sont étroitement liées à des résultats cliniquement significatifs concernant la santé.^{4,18} La mesure de la vitesse de marche est fréquemment utilisée pour suivre le rétablissement des patients après des événements importants tels que la pose d'une prothèse articulaire³ ou un AVC,¹⁹ ainsi que pour surveiller les changements dans le temps, tels que la progression de la maladie de Parkinson^{10,20} et le vieillissement.²¹
- La longueur de pas est un indicateur de mobilité réduite pour certains types de troubles neurologiques et musculosquelettiques¹⁴ et permet de prédire les chutes et la peur de tomber.²² La longueur de pas diminue avec l'âge, les personnes âgées présentant une longueur de pas réduite par rapport aux personnes plus jeunes.^{23,24} Le raccourcissement de la longueur de pas est un élément important à prendre en compte lors du vieillissement,²⁵ et la pratique précoce d'exercices peut constituer un moyen de préserver l'indépendance.^{26,27}
- Le temps de double appui est la proportion du temps pendant laquelle les deux pieds touchent le sol pendant la marche. Il augmente à la fois en durée absolue et en tant que pourcentage du cycle de marche en cas de blessure¹⁶ ou de dysfonctionnement.²⁸ Une augmentation du temps de double appui a été mise en relation avec une augmentation de la peur de tomber²² d'une personne, tandis qu'il existe une corrélation entre des temps de double appui plus courts, d'une part, et une meilleure stabilité de la marche et une peur de tomber réduite, d'autre part.²⁹
- L'asymétrie de la marche apparaît lorsqu'une pathologie ou une blessure unilatérale survient et qu'une personne s'appuie sur le membre controlatéral pendant la marche. L'asymétrie de la marche s'accroît après une blessure³⁰ ou en cas de neurodégénérescence due au vieillissement ou à une maladie.^{20,31} Il a été démontré que le déclin de la coordination bilatérale entre les deux jambes est lié à un risque accru de chute^{32,33} et à de mauvais résultats postopératoires,³⁰ et qu'il est prédictif de lésions articulaires ultérieures.^{34,35}

Les statistiques de mobilité estimées à l'aide de l'iPhone 8 et des modèles ultérieurs offrent un moyen passif et non intrusif de mesurer la qualité de la marche chez les personnes jeunes comme chez celles d'un âge avancé. Dans l'app Santé sous iOS 14 et versions ultérieures, ces statistiques de mobilité estimées peuvent être affichées dans la catégorie Mobilité (voir Figure 1). Le présent document décrit le développement et la validation des statistiques de mobilité sur iPhone (vitesse de marche, longueur de pas, temps de double appui et asymétrie de la marche) et fournit des recommandations d'utilisation.

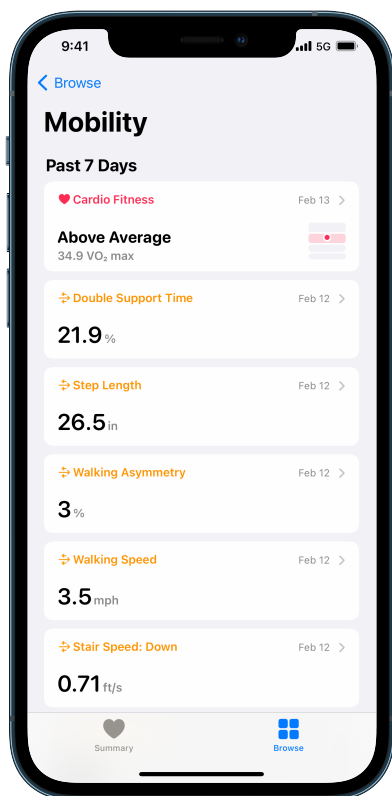


Figure 1 : Mesures de mobilité dans l'app Santé sous iOS 14

Développement

Plan d'étude

La collecte de données pour la conception et la validation des statistiques de mobilité a consisté en plusieurs études approuvées par un comité d'éthique. Tous les participants ont effectué des visites en laboratoire (jusqu'à deux visites espacées d'au moins huit semaines sur une période d'un an) au cours desquelles ils ont été soumis à une série d'exercices de marche.

Tous les participants ont effectué des exercices de marche surveillée sur un tapis de pression électronique (système d'analyse de la marche ProtoKinetics Zeno™ Walkway) tout en portant un iPhone de chaque côté du corps, à différents endroits : au niveau de la hanche (clip de ceinture), dans une poche avant ou arrière ou dans un sac au niveau de la taille. Les participants ont été invités à choisir l'emplacement de l'un des appareils afin de reproduire au mieux leur comportement habituel (sur le côté droit ou gauche du corps), et des surveillants ont placé le deuxième appareil à l'endroit opposé.

Chaque exercice de marche a été réalisé sur une ligne droite de 12 mètres, avec, au centre, un tapis de pression de huit mètres. Le tapis de pression, un dispositif électronique permettant de localiser

et de chronométrer très précisément la frappe du talon et le décolllement des orteils, a été utilisé pour générer des valeurs de référence pour le nombre de pas des participants, leur vitesse de marche, la longueur de leurs pas, le temps de double appui et l'asymétrie de leur marche. Pour en savoir plus sur le dispositif expérimental, reportez-vous à la section « Précision des données » en annexe.

Pour les participants de la Cohorte A, les exercices comprenaient quatre marches (une marche étant définie comme un seul passage sur le tapis de pression) à vitesse libre, quatre marches lentes et un nombre variable de marches pendant un test de marche rapide de six minutes (6MWT), au cours duquel les participants allaient et venaient sur le tapis de pression autant de fois que possible pendant six minutes.¹² Pour la Cohorte B, les participants ont été invités à effectuer plusieurs marches à vitesse libre, lente et très lente (« comme s'ils se remettaient d'une blessure »). Les participants de cette cohorte ont été recrutés pour simuler l'asymétrie de la marche en portant une genouillère vendue dans le commerce³⁶. La genouillère était verrouillée pour limiter les mouvements à 30° en flexion et à 10° en extension. Les descriptions et compositions des cohortes sont présentées dans la Figure 2.

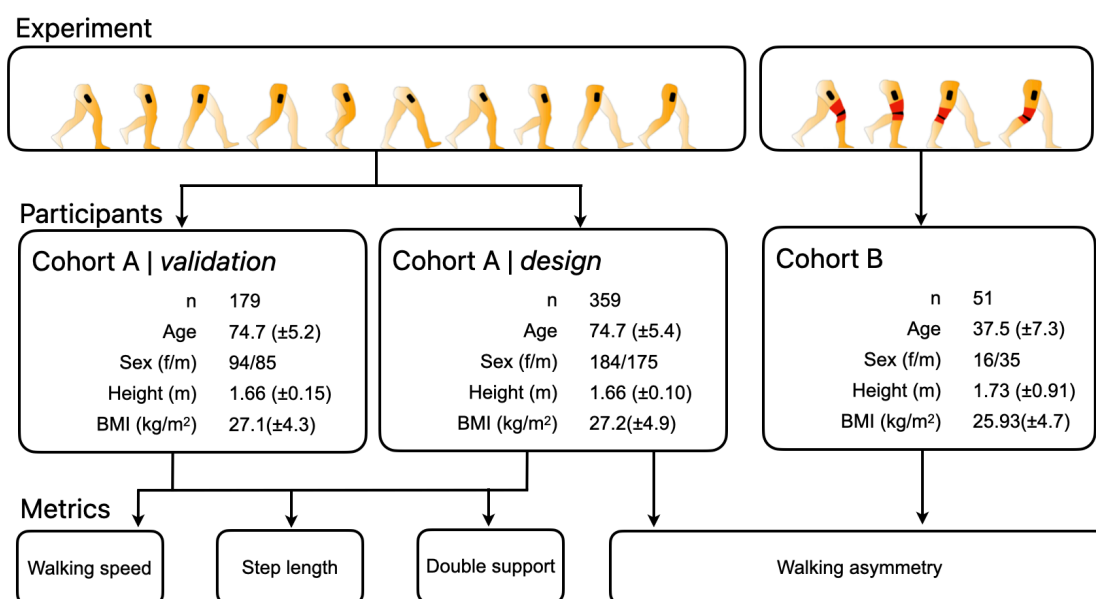


Figure 2. Plan d'étude et agrégation des données. Les participants de la Cohorte A ont été séparés en deux groupes (conception et validation) pour les statistiques de la vitesse de marche, de la longueur de pas, du temps de double appui et de l'asymétrie de la marche. Les mesures du podomètre ont été validées pour tous les participants de la Cohorte A. La Cohorte B a contribué à la conception des statistiques d'asymétrie de la marche en portant une genouillère d'un côté pour simuler une marche asymétrique.

Les performances des statistiques de mobilité ont été évaluées en comparant directement les valeurs issues du tapis de pression et celles issues des iPhone. Chaque iPhone de l'étude était considéré comme un observateur indépendant en raison des nombreux emplacements différents de l'appareil pendant les marches. Une mesure effectuée à partir d'un iPhone pendant un exercice de marche lors d'une visite correspond à un appareil de visite ; un participant portant deux appareils pendant une visite, par exemple, donnerait lieu à deux appareils de visite. Le nombre de passages sur le tapis de pression multiplié par le nombre d'appareils de visite indiquait le nombre de marches (voir Figure 3). Les méthodes statistiques d'évaluation des performances des mesures sont décrites en détail en annexe.

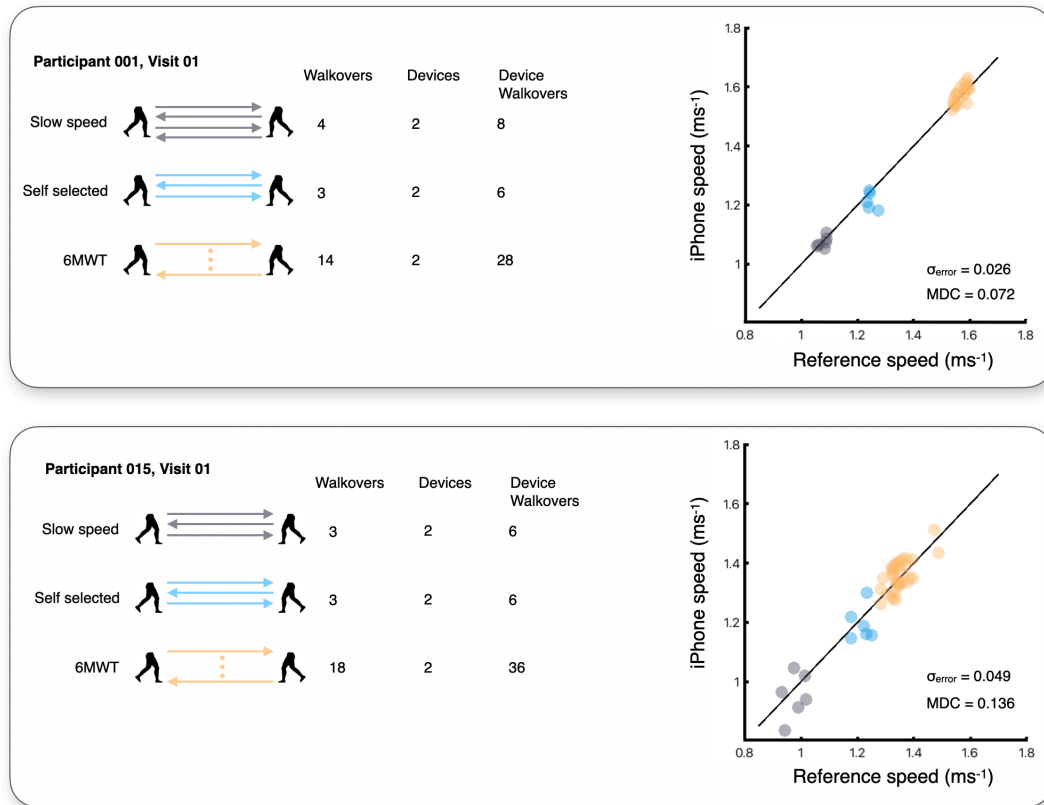


Figure 3. Exemple de collecte et d'analyse de données. Ci-dessus sont présentés deux exemples de collecte de données pour la Cohorte A. Les participants avaient pour consigne de porter deux appareils tout en effectuant quatre marches sur le tapis de pression à vitesse lente, quatre marches à vitesse libre, et autant de marches que possible pour le test de marche de six minutes (6MWT). Les ensembles de données pour chaque condition n'ont été inclus dans l'analyse que s'ils contenaient au moins trois marches valides à chaque vitesse et au moins dix marches valides pour le test 6MWT. Les données relatives à l'ensemble des conditions et des appareils ont été regroupées pour calculer les performances statistiques au moyen d'estimations telles que l'écart-type de l'erreur absolue (σ_{erreur}) et la différence minimale détectable.

Population

Apple a collecté des données pour la conception et la validation des statistiques de mobilité dans le cadre de plusieurs études impliquant deux cohortes de participants. Les études ont été approuvées par un comité d'éthique et tous les participants ont consenti à la collecte et à l'utilisation de leurs données à cette fin. La Cohorte A comprenait un grand groupe de personnes âgées vivant chez elles ou en résidence autonome (voir Tableau 1). La Cohorte B était un groupe d'adultes plus jeunes et valides à qui il a été demandé de porter une genouillère pour simuler l'asymétrie (voir Tableau 2).

Tableau 1. Caractéristiques des participants de la Cohorte A

Participants uniques	Conception (N = 359)	Validation (N = 179)
Données démographiques et biométriques		
Âge	74,7 (±5,4) [64, 92]	74,7 (±5,3) [65, 95]
Sexe (femme/homme)	184/175	93/86
Taille (mètres)	1,66 (±0,10) [1,43, 1,95]	1,66 (±0,95) [1,44, 1,88]
IMC (kg/m ²)	26,6 (± 4,4) [17,4, 43,8]	26,9 (± 4,1) [17,9, 39,3]
Prévalence de troubles musculosquelettiques	292 (81 %)	142 (80 %)
Prévalence de troubles cardiovasculaires*	259 (72 %)	124 (69 %)
Prévalence de troubles neurologiques	54 (15 %)	27 (15 %)
Dispositifs d'assistance	13 (5 %)	< 10 (< 5 %)
Troubles musculosquelettiques — nombre (%)		
Amputation	< 10 (< 5 %)	< 10 (< 5 %)
Arthrite	94 (26 %)	40 (22 %)
Troubles de l'équilibre	64 (18 %)	34 (19 %)
Discopathie dégénérative	27 (8 %)	11 (6 %)
Problèmes à la tête ou aux cervicales	41 (11 %)	20 (11 %)
Arthrose	177 (49 %)	88 (49 %)
Polyarthrite rhumatoïde	< 10 (< 5 %)	< 10 (< 5 %)
Disque rompu ou hernié	23 (6 %)	18 (10 %)
Pose de prothèse articulaire	58 (16 %)	29 (16 %)
Autre	157 (44 %)	75 (42 %)

* Hypertension, crise cardiaque, insuffisance cardiaque, coronaropathie, accident vasculaire cérébral, hyperlipidémie, artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI), arythmie.

Tableau 2. Caractéristiques des participants de la Cohorte B

Conception (N = 51)	
Données démographiques et biométriques	
Âge	37,5 (±7,3) [26, 55]
Sexe (femme/homme)	16/35
Taille (mètres)	1,73 (±0,91) [1,55, 1,89]
IMC (kg/m ²)	25,9 (± 4,7) [18,3, 42,7]

Résultats

Les résultats agrégés pour les participants de la Cohorte A sont présentés dans le Tableau 3 et regroupés dans les ensembles de données de conception et de validation.

Tableau 3. Moyennes, écarts-types et plages des temps de référence du tapis de pression de la Cohorte A

	Vitesse lente	Vitesse libre	Vitesse rapide (6MWT)
	moyenne ± écart-type (plage)	moyenne ± écart-type (plage)	moyenne ± écart-type (plage)
Appareils de visite	845	854	738
Marches	3	3	16
Cadence (pas · minute ⁻¹)	101,60 ± 10,50 (64,8–135,6)	114,94 ± 9,70 (70,6–146,7)	123,35 ± 9,56 (87,4–153,2)
Vitesse de marche (mètres · seconde ⁻¹)	1,04 ± 0,18 (0,47 – 1,57)	1,30 ± 0,18 (0,67 – 1,90)	1,46 ± 0,18 (0,65 – 2,16)
Longueur de pas (mètres)	0,61 ± 0,08 (0,34 – 0,86)	0,68 ± 0,08 (0,45 – 0,88)	0,71 ± 0,07 (0,38 – 0,94)
Temps de double appui (%)	31,37 ± 3,69 (19,56–47,08)	28,38 ± 3,34 (18,13–39,71)	27,00 ± 3,40 (16,03–43,36)
Asymétrie temporelle globale (sans unité)	1,07 ± 0,04 (1,00 – 1,45)	1,06 ± 0,03 (1,00 – 1,35)	1,06 ± 0,03 (1,00 – 1,75)

Nombre de pas

Le nombre de pas indiqué par un podomètre constitue une mesure objective du nombre de pas effectués par un utilisateur lorsque celui-ci porte l'appareil. Les nombres de pas calculés par l'Apple Watch et l'iPhone sont fusionnés de manière intelligente pour fournir une estimation précise du comportement d'un utilisateur tout au long de la journée. HealthKit indique quel appareil a détecté les pas.

Dans la Figure 4, les données des appareils de visite de la Cohorte A ont été utilisées dans l'analyse pour valider le nombre de pas calculé par l'iPhone.

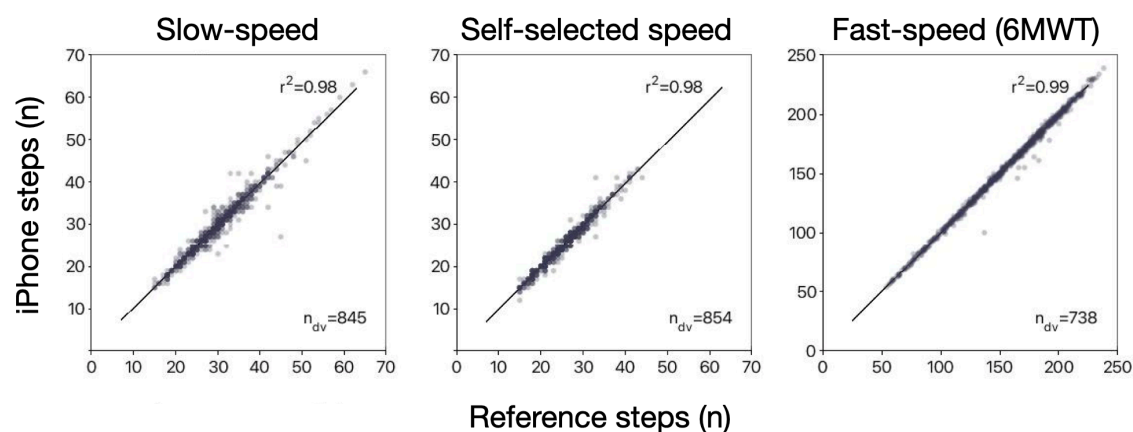


Figure 4 : Nombre de pas indiqué par le podomètre de l'iPhone. Ces courbes montrent la corrélation entre les pas agrégés enregistrés sur le tapis de pression de référence et le nombre de pas enregistrés par l'iPhone pendant la marche lente (graphique de gauche), la marche libre (graphique du centre), et le test de marche 6MWT (graphique de droite). Le coefficient de corrélation de Pearson pour le nombre de pas à vitesse libre (1,30 ± 0,18 m/s⁻¹) et vitesse lente (1,04 ± 0,18 m/s⁻¹) et lors du test 6MWT (1,46 ± 0,18 m/s⁻¹) étaient tous supérieurs à 0,96. Notez que les valeurs enregistrées pour les marches à vitesse libre et à vitesse lente sont agrégées à partir de trois ou quatre marches et que les valeurs enregistrées lors du test 6MWT sont agrégées à partir d'au moins dix marches.

Vitesse de marche

La mesure de la vitesse de marche représente une estimation de la vitesse à laquelle les utilisateurs marchent sur un terrain plat. Elles sont dérivées d'un modèle du centre de gravité de l'utilisateur et seront donc plus précises si l'iPhone est près du corps (dans une poche ou attaché à la ceinture, par exemple). De plus, les utilisateurs doivent mettre à jour leur taille dans l'app Santé pour iOS.

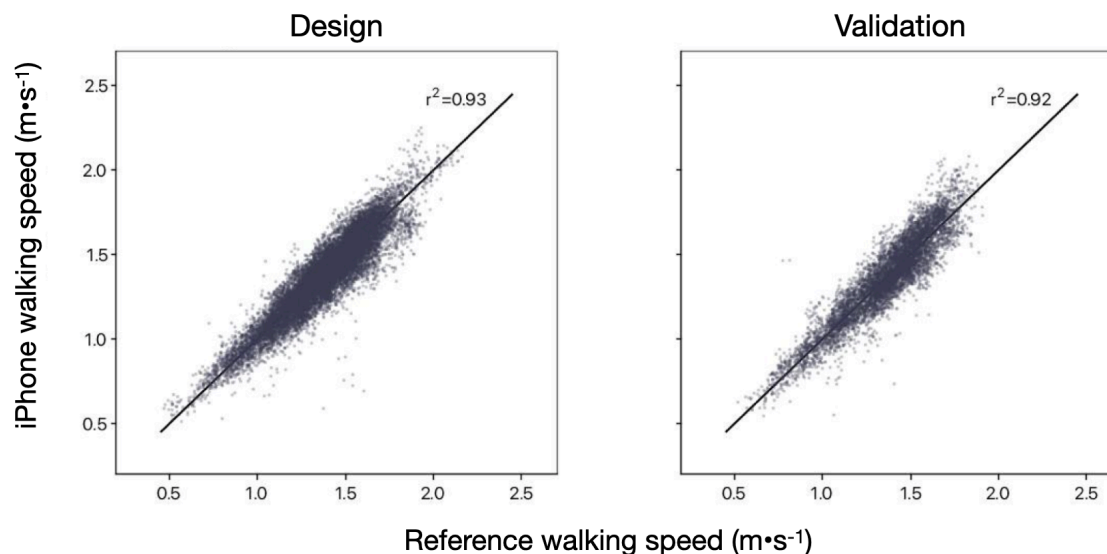


Figure 5 : Performances de vitesse de la marche sur iPhone. Cette figure représente les performances de l'algorithme pour l'ensemble de conception (graphique de gauche) et l'ensemble de validation (graphique de droite) utilisés dans le développement des statistiques de vitesse de marche.

Tableau 4. Vitesse de marche (divers emplacements de l'iPhone)

Mesure	Description	Design	Validation
<i>N</i>	Visites de participants (participants uniques)	528 (359)	250 (179)
Marches	Nombre de marches sur le tapis de pression utilisé pour comparaison	15 487	7 440
Validité	Écart-type des erreurs absolues (σ_{erreur} mètres · seconde ⁻¹)	0,09	0,15
Fiabilité	Comparaison des temps de référence du tapis de pression et estimation de la vitesse de marche sur iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,93	0,92
Sensibilité	Différence minimale détectable (mètres · seconde ⁻¹)		
	10e percentile (le plus sensible)	0,07	0,08
	50e percentile	0,13	0,14
	90e percentile (le moins sensible)	0,22	0,23

Longueur de pas

La nouvelle mesure de longueur de pas est une estimation de la distance entre l'endroit où un pied touche le sol et celui où l'autre pied touche le sol pendant la marche. Ces statistiques sont dérivées d'un modèle de la taille de l'utilisateur, ainsi que de la cadence de marche et de l'estimation de la vitesse lorsque l'utilisateur marche à une vitesse constante sur un terrain plat.

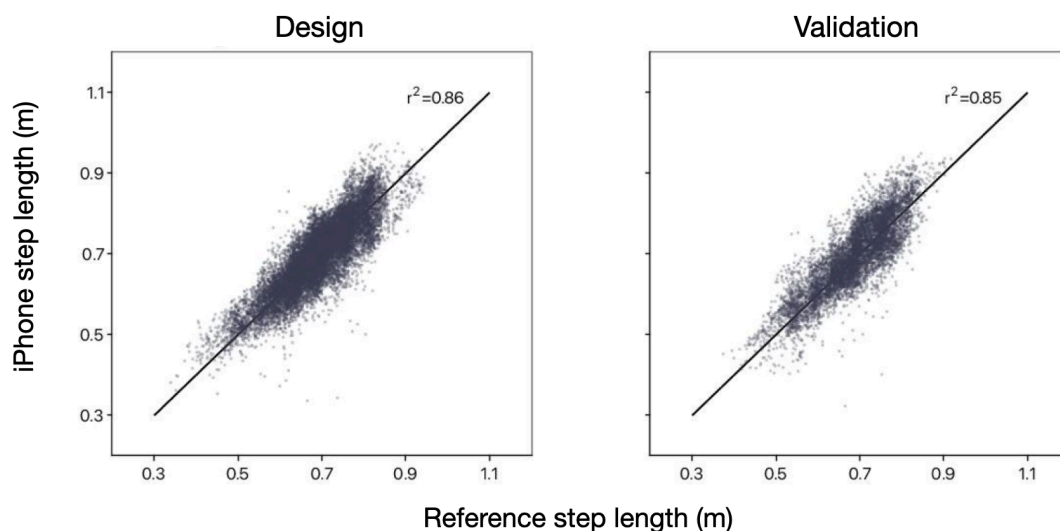


Figure 6 : Performances de longueur de pas sur iPhone. Cette figure représente les performances de l'algorithme pour l'ensemble de conception (courbe de gauche) et l'ensemble de validation (courbe de droite) utilisés dans le développement des statistiques de longueur de pas.

Tableau 5. Longueur de pas (divers emplacements de l'iPhone)

Mesure	Description	Design	Validation
N	Visites de participants (participants uniques)	528 (359)	250 (179)
Marches	Nombre de marches sur le tapis de pression utilisé pour comparaison	15 487	7 440
Validité	Écart-type des erreurs absolues (σ_{erreur} mètres)	0,05	0,05
Fiabilité	Comparaison des temps de référence du tapis de pression et estimation de la longueur de pas sur iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,85	0,84
Sensibilité	Différence minimale détectable (mètres)		
	10e percentile (le plus sensible)	0,04	0,04
	50e percentile	0,09	0,07
	90e percentile (le moins sensible)	0,14	0,12

Temps de double appui

Les statistiques du temps de double appui permettent d'évaluer le pourcentage du cycle de marche (de la frappe du talon sur un pied à la frappe du talon sur le pied opposé) qu'un utilisateur passe sur ses deux pieds (double appui). Ces statistiques sont comprises entre 0 % (par exemple, en courant, l'utilisateur effectue un mouvement en avant de telle sorte que ses deux pieds ne touchent jamais le sol en même temps) et 100 % (par exemple, lorsque l'utilisateur reste immobile ou marche en traînant énormément les pieds, ses deux pieds touchent le sol en permanence). Le temps de double appui est généralement compris entre 20 % et 40 %, les valeurs plus faibles indiquant un meilleur équilibre.

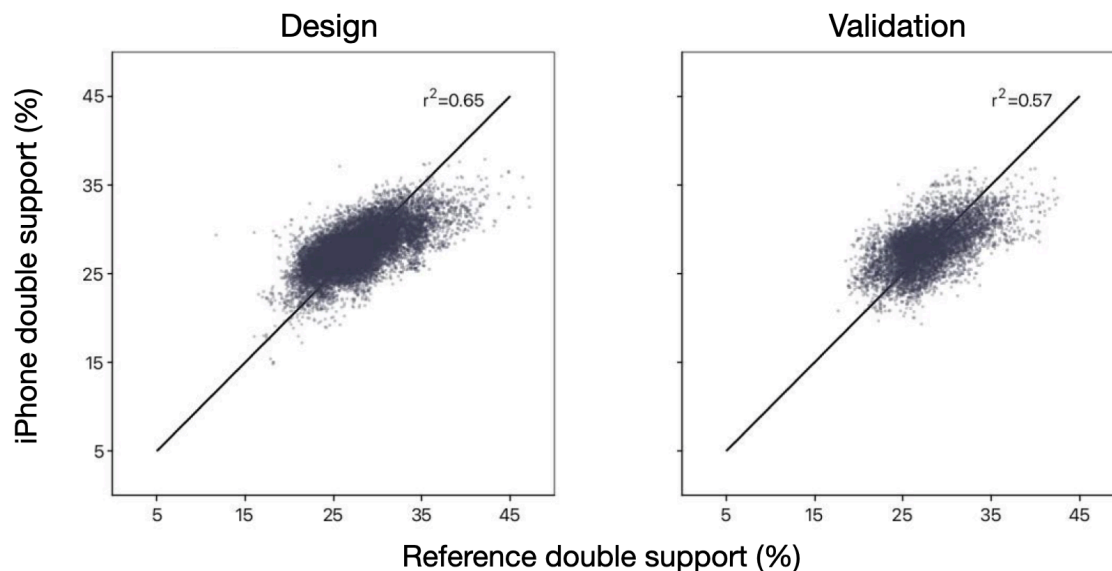


Figure 7 : Performances du temps de double appui sur iPhone. Cette figure représente les performances de l'algorithme pour l'ensemble de conception (graphique de gauche) et l'ensemble de validation (graphique de droite) utilisés dans le développement des statistiques de temps de double appui.

Tableau 6. Temps de double appui (divers emplacements de l'iPhone)

Mesure	Description	Design	Validation
<i>N</i>	Visites de participants (participants uniques)	528 (359)	250 (179)
Marches	Nombre de marches sur le tapis de pression utilisé pour comparaison	15 487	7 440
Validité	Écart-type des erreurs absolues (% σ_{erreur})	2,91	2,95
Fiabilité	Comparaison du temps de référence sur le tapis de pression et de l'estimation du temps de double appui sur l'iPhone ($ICC_{(A,1)}$)	0,59	0,53
Sensibilité	Différence minimale détectable (%)		
	10e percentile (le plus sensible)	2,06	2,12
	50e percentile	3,17	3,18
	90e percentile (le moins sensible)	5,06	4,51

Asymétrie de la marche

Les statistiques de l'asymétrie de la marche fournissent une estimation en pourcentage du temps de marche durant lequel des pas asymétriques sont détectés. Ces statistiques ne fournissent pas de classification de la gravité de l'asymétrie, mais plutôt un pourcentage du temps durant lequel une marche asymétrique est détectée. Elles sont comprises entre 0 % (indiquant que tous les pas sur une période de marche observée sont considérés comme symétriques) et 100 % (indiquant que tous les pas observés sont asymétriques).

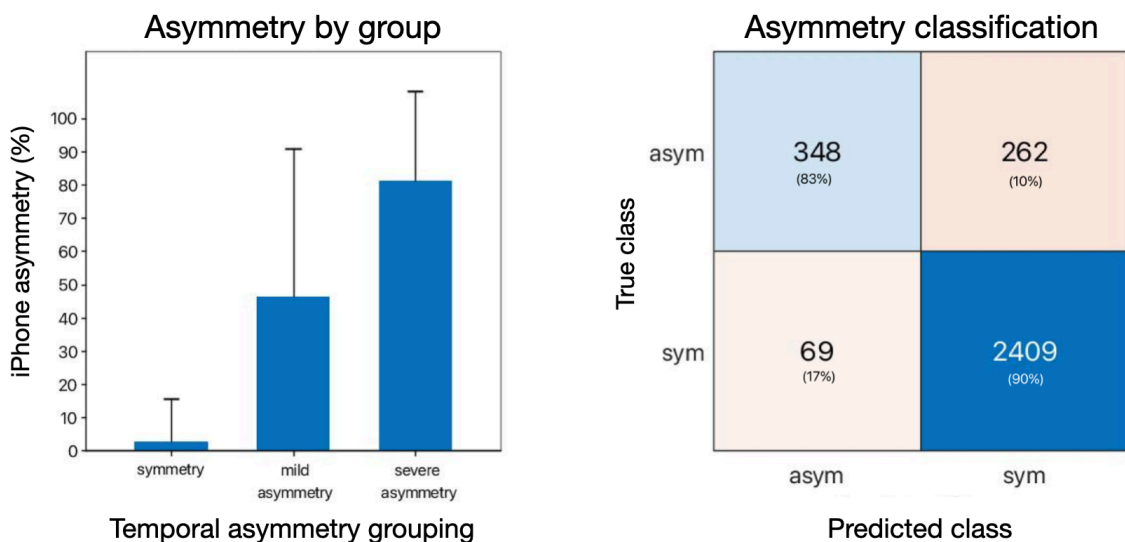


Figure 8 : Performances d'asymétrie de la marche sur iPhone. Le diagramme de gauche représente la moyenne et l'écart-type des estimations de l'asymétrie de la marche sur iPhone, où les valeurs de référence ont classé les appareils de visite comme étant symétriques, légèrement asymétriques ou fortement asymétriques. Le diagramme de droite représente la matrice de confusion du classement de l'asymétrie, où l'asymétrie sur iPhone de 35 % a donné lieu à un taux prédictif positif de 84,2 % (348 vrais positifs sur 417 appareils de visite classés comme asymétriques) et un taux de faux négatifs de 2,78 % (69 faux positifs sur 2 671 appareils de visite classés comme symétriques).

Tableau 7. Classification de l'asymétrie à partir des valeurs de symétrie temporelle globale

	Asymétrie		
	Symétrique	Légèrement asymétrique	Fortement asymétrique
Symétrie temporelle globale	1,0 – 1,1	1,1 – 1,5	> 1,5
Participants	392	125	21
Appareils de visite (nombre)	2	516	94

Discussion

Les statistiques de mobilité décrites dans le présent document fournissent aux consommateurs, aux chercheurs et aux prestataires de soins de santé un mécanisme d'évaluation de la mobilité dans la vie quotidienne en dehors de la clinique. Les précédents plaidoyers en faveur de l'évaluation de la marche se concentraient sur une analyse coût-bénéfices et limitaient l'utilisation recommandée de cette évaluation à certaines conditions en fonction du coût et de la disponibilité des tests³⁷. La disponibilité de ces statistiques sur une plateforme grand public largement adoptée telle que l'iPhone pourrait élargir le périmètre des applications recommandées. D'autres recherches antérieures ont montré l'utilité des capteurs d'inertie, tels que ceux présents dans les dispositifs portables, pour améliorer les examens cliniques en fournissant des mesures objectives de la déficience, en surveillant la progression de la maladie et en évaluant la réponse aux traitements.³⁸

La disponibilité et l'application de ces statistiques dans des contextes cliniques ou de recherche peuvent donner un aperçu des seuils cliniquement fiables et significatifs et permettent une meilleure application des seuils connus. Par exemple, une diminution de 10 cm/s de la vitesse de marche en l'espace d'un an a été associée à un risque de chute chez les personnes âgées.³⁹ Des modifications à court terme de la vitesse de marche chez des sujets âgés souffrant d'insuffisance cardiaque se sont révélées être un facteur de pronostic pour les résultats sur le plus long terme.⁴⁰ De plus, la vitesse de marche, la longueur de pas et le temps de double appui ont servi à mesurer objectivement les améliorations apportées par un traitement à la marche chez des sujets souffrant de sclérose en plaques.⁴¹ Il existe d'autres applications, et d'autres encore restent probablement à découvrir, car le manque de disponibilité de ces types de données dans le passé a pu être un frein aux études exploratoires.

Le développement et la validation des statistiques de mobilité présentées sont limités à plusieurs égards. Tout d'abord, en raison de la rareté des personnes présentant une marche asymétrique, l'asymétrie a été simulée à l'aide d'une genouillère lors de l'étude de la Cohorte B. Bien qu'il ait été démontré que cette méthode permet de simuler de manière fiable une marche asymétrique³⁶, la mécanique de ce type d'asymétrie pourrait différer considérablement de l'asymétrie due, par exemple, à une maladie neurodégénérative⁴² ou à des prothèses.⁴³ De plus, la population d'étude ne couvrait pas tous les âges adultes et se limitait à des personnes résidant dans la vallée de Santa Clara, en Californie. Bien que la capacité de marche puisse différer selon des critères tels que l'appartenance ethnique,⁴⁴ il est généralement admis que la marche pendulaire bipède ne change pas de façon significative à l'âge adulte, à moins que la marche ne soit fortement altérée.⁴⁵ Ainsi, les statistiques décrites ici devraient être suffisamment précises pour permettre de suivre la marche normale tout au long de la vie, mais une validation sera nécessaire par la suite pour des populations plus spécifiques.

Dans le présent document, les performances des statistiques de mobilité sur iPhone sont décrites en comparant chaque pas et cycle de marche détecté à la référence absolue que représente le tapis de pression. Dans HealthKit, ces statistiques sont agrégées en périodes de marche valide. À cet effet, les statistiques de mobilité décrites ici ne sont pas disponibles en permanence (par exemple, elles ne sont pas présentes lorsque les utilisateurs courent ou font de la randonnée en montagne, comme représenté à la Figure 9), mais elles font l'objet d'un filtrage préalable pour fournir le résultat le plus précis.

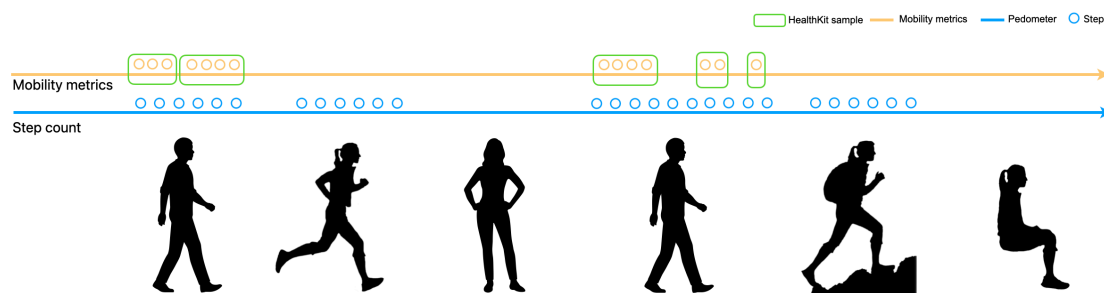


Figure 9. Schéma de la disponibilité des mesures HealthKit. Les statistiques de mobilité sont affichées dans HealthKit pendant les périodes de marche sur terrain plat, et le nombre de pas calculé par le podomètre est affiché dès lors qu'il peut être estimé de manière fiable. Les statistiques étant préfiltrées sur les périodes où la qualité de la marche est estimée de la façon la plus fiable, leur disponibilité peut ne pas correspondre au nombre de pas indiqué par le podomètre.

Les statistiques sont dérivées d'un modèle de marche biomécanique reposant sur une estimation précise de la longueur des jambes, laquelle est estimée à partir de la taille saisie par l'utilisateur. Les utilisateurs doivent saisir leur taille dans l'app Santé pour iOS afin de recevoir les estimations les plus précises possibles. Autrement, aucun étalonnage n'est nécessaire. En outre, la disponibilité des mesures dépendra largement de l'interaction des utilisateurs avec l'iPhone. L'appareil devant être placé au plus près du centre de gravité de l'utilisateur, les personnes portant leur iPhone à un endroit offrant un bon signal (par exemple, une poche située près de la hanche) recevront des estimations plus fréquentes que les utilisateurs portant principalement leur iPhone à un autre endroit (par exemple, à la main ou dans un sac à dos ou sac à main). Pour les utilisateurs ayant reçu au moins une estimation liée à leur marche, plus de 80 % d'entre eux recevront en moyenne au moins cinq estimations de leurs statistiques de mobilité par jour. Les statistiques ne seront pas disponibles si les utilisateurs ont activé le mode Fauteuil roulant dans l'app Santé pour iOS.

Conclusions

Les statistiques de mobilité sur iPhone permettent aux utilisateurs d'évaluer leur mobilité fonctionnelle de manière ponctuelle et passive. Le suivi de ces statistiques de manière régulière et non intrusive fournit une mesure objective de la mobilité tout au long de la journée qui peut compléter les tests fonctionnels spécialisés et les questionnaires cliniques. Ces mesures fournissent aux utilisateurs, aux chercheurs et aux prestataires de soins de santé un nouvel outil pour suivre et quantifier la mobilité fonctionnelle.

Annexe

Précision des données

Les heures de début et de fin de chaque marche ont été définies à partir de la première frappe du talon jusqu'à l'heure du dernier décollement des orteils sur le tapis de pression. Les valeurs de temps de référence du tapis de pression ont été alignées avec précision avec les estimations de l'iPhone pour le nombre de pas (courbe bleue sur la Figure 10). Les statistiques de la mobilité (courbe orange sur la Figure 10) et les comparaisons directes ont été effectuées pour chaque marche.

Le nombre de pas a été estimé pour les visites des participants comprenant au moins trois marches valides pour les marches à vitesse libre et lente, et dix marches valides pour le test de marche de six minutes (6MWT). Les marches étaient rejetées si les participants quittaient la partie du tapis sensible à la pression ou si les contacts des pieds avec le tapis n'étaient pas enregistrés correctement (par exemple, si les participants ne posaient que partiellement le pied sur la partie du tapis sensible à la pression).

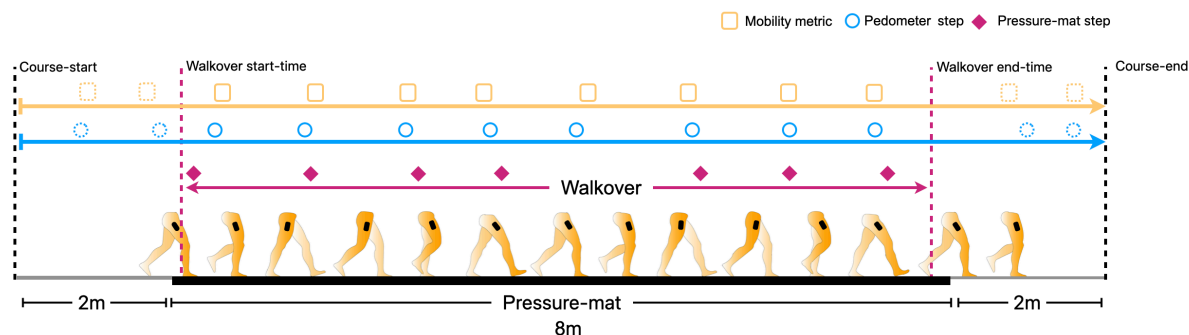


Figure 10 : Dispositif expérimental pour comparer les statistiques de mobilité du tapis de pression à celles du podomètre de l'iPhone. Les participants ont marché sur un tapis de pression de huit mètres de long qui enregistre le temps de contact et le déplacement des pieds. Pour chaque marche, le nombre de contacts, le temps de contact et les déplacements des pieds ont été utilisés pour déterminer le nombre de pas, la vitesse de marche, la longueur de pas et le temps de double appui sur le tapis de pression. Les premiers et derniers temps de contact enregistrés sur le tapis de pression ont déterminé les heures de début et de fin de la marche (courbe violette), qui ont été alignées avec précision avec les statistiques de la mobilité et du podomètre iOS.

Méthodes statistiques

Mesures en continu

Le nombre de pas calculé par l'iPhone et le nombre de pas de référence synchronisés ont été agrégés pour chaque exercice de marche et comparés à l'aide des coefficients de corrélation de Pearson (r^2).

Pour le développement des mesures de la vitesse de marche, de la longueur de pas et du temps de double appui, les mesures des appareils de visite de la Cohorte A ont été divisées en ensembles de données de conception et de validation, l'ensemble de données de conception ayant été utilisé pour développer l'algorithme de chaque statistique. Les performances de l'algorithme pour les trois statistiques ont été déterminées en comparant leurs estimations aux valeurs de référence du tapis de pression. La validité des mesures a été évaluée en utilisant l'écart-type des erreurs absolues entre les valeurs de référence et les estimations de l'iPhone. La fiabilité des statistiques a été évaluée à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson (r^2) et du coefficient de corrélation intraclasse et inter-évaluateurs ($ICC_{(A,1)}$). La sensibilité a été évaluée à l'aide de la différence minimale détectable⁴⁶ de chaque appareil de visite, les distributions en percentiles étant rapportées.

Mesures de classification

Pour le développement de la mesure de l'asymétrie de la marche, les données des appareils de visite recueillies auprès des Cohortes A et B ont été rapprochées. Chaque ensemble d'appareils de visite a été utilisé pour calculer le rapport de symétrie temporelle globale⁴⁷ et classer les mesures de référence des appareils de visite dans les catégories de marche « symétrique, » « légèrement asymétrique » et « fortement asymétrique ». Pour les mesures des appareils de visite de chaque catégorie, la moyenne et l'écart-type de l'asymétrie de la marche avec iPhone ont été calculés. Une analyse ROC (receiver operating characteristic) a ensuite été effectuée pour évaluer la capacité de l'iPhone à catégoriser correctement les participants comme marcheurs symétriques ou asymétriques.

Définition de l'asymétrie

Pour chaque appareil de visite du participant, la symétrie a été calculée comme un rapport de symétrie temporelle globale⁴⁷ :

$$SSR = \frac{swing_{time}}{stance_{time}} * 100 \quad (1.1)$$

$$symmetry = \frac{max(SSR_{left}, SSR_{right})}{min(SSR_{left}, SSR_{right})} \quad (1.2)$$

où $swing_{time}$ et $stance_{time}$ sont les temps moyens de balancement et d'enjambement des foulées sur le tapis de pression calculés pour les côtés gauche (SSR_{left}) et droit (SSR_{right}). La définition de la symétrie utilise les fonctions $max(SSR_{left}, SSR_{right})$ et $min(SSR_{left}, SSR_{right})$ au numérateur et au dénominateur, respectivement, pour supprimer la dimension latérale de l'interprétation. Les participants présentant un rapport de symétrie temporelle globale compris entre 1,0 et 1,1 ont été considérés comme ayant une marche symétrique. Ceux présentant un rapport compris entre 1,1 et 1,5 ont été considérés comme ayant une marche légèrement asymétrique, et ceux présentant un rapport supérieur à 1,5 ont été considérés comme ayant une marche fortement asymétrique.⁴⁷ Le Tableau 7 présente un résumé des seuils de symétrie sur tapis de pression qui inclut le nombre d'appareils de visite pour chacun des trois types d'asymétrie de la marche (symétrique, légèrement asymétrique et fortement asymétrique).

Bibliographie

¹developer.apple.com/videos/play/wwdc2020/10656.

²developer.apple.com/documentation/healthkit.

³Benedetti MG, Catani F, Bilotta TW, et al. Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18: 871–876. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00146-3.

⁴Asiri FY, Marchetti GF, Ellis JL, et al. Predictors of functional and gait outcomes for persons poststroke undergoing home-based rehabilitation. *Journal of Stroke & Cerebrovascular Diseases*. 2014; 23(7): 1856–1864. doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2014.02.025.

⁵Middleton A, Fritz SL, Lusardi M. Walking speed: The functional vital sign. *Journal of Aging and Physical Activity*. 2015; 23(2): 314–322. doi: 10.1123/japa.2013-0236.

⁶Studenski S, Perera S, Patel K, et al. Gait speed and survival in older adults. *The Journal of the American Medical Association*. 2011; 305(1): 50–58. doi: 10.1001/jama.2010.1923.

⁷Satariano WA, Guralnik JM, Jackson RJ, et al. Mobility and aging: New directions for public health action. *American Journal of Public Health*. 2012 (102): 1508–1515. doi: 10.2105/AJPH.2011.300631.

⁸Sosnoff JJ, Sandroff BM, Motl RW. Quantifying gait abnormalities in persons with multiple sclerosis with minimal disability. *Gait & Posture*. 2012; 36(1): 154–156. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.027.

⁹Mielke MM, Roberts RO, Savica R, et al. Assessing the temporal relationship between cognition and gait: Slow gait predicts cognitive decline in the Mayo Clinic Study of Aging. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2012; 68(8): 929–937. doi: 10.1093/gerona/gls256.

¹⁰Mirelman A, Bonato P, Camicioli R, et al. Gait impairments in Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*. 2019; 18(7): 697–708. doi: 10.1016/S1474-4422(19)30044-4.

¹¹Yates T, Zaccardi F, Dhalwani NN, et al. Association of walking pace and handgrip strength with all-cause, cardiovascular, and cancer mortality: a UK Biobank observational study. *European Heart Journal*. 2017; 38(43): 3232–3240. doi: 10.1093/eurheartj/ehx449.

¹²Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L. Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and gait speeds. *Physical Therapy*. 2002; 82(2): 128–137. doi: 10.1093/ptj/82.2.128.

¹³Fritz S, Lusardi M. White paper: "Walking speed: the sixth vital sign." *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2009; 32(2): 2–5.

¹⁴Pirker W, Katzenschlager R. Gait disorders in adults and the elderly. *Wien Klin Wochenschr*. 2017; 129: 81–95. doi: 10.1007/s00508-016-1096-4.

¹⁵Hollman JH, Beckman BA, Brandt RA, et al. Minimum detectable change in gait velocity during acute rehabilitation following hip fracture. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2008; 31(2): 53–56. doi: 10.1519/00139143-200831020-00003.

¹⁶Casartelli NC, Item-Glatthorn JF, Bizzini M, et al. Differences in gait characteristics between total hip, knee, and ankle arthroplasty patients: a six-month postoperative comparison. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2013; 14: 176. doi: 10.1186/1471-2474-14-176.

¹⁷Boyer K, Johnson R, Banks J, et al. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Experimental Gerontology*. 2017; 95: 63–70. doi: 10.1016/j.exger.2017.05.005.

¹⁸Tilson JK, Sullivan KJ, Cen SY, et al. Meaningful gait speed improvements during the first 60 days poststroke: minimal clinically important difference. *Physical Therapy*. 2010; 90(2): 196–208. doi: 10.2522/ptj.20090079.

¹⁹Cruz TH, Lewek MD, Dhaer YY. Biomechanical impairments and gait adaptations post-stroke: Multi-factorial associations. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42(11): 1673–1677. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.04.015.

²⁰Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM. A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait: effects of aging and Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*. 2007; 181(4): 561–570. doi: 10.1007/s00221-007-0955-7.

²¹Buzzi UH, Stergiou N, Kurz MJ, et al. Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18(5): 435–443. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00029-9.

²²Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *Journal of the American Geriatrics Society*. 1997; 45(3): 313–320. doi: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x.

²³Judge JO, Davis RB, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *The Journals of Gerontology: Series A*. 1996; 51(6): 303–312. doi: 10.1093/gerona/51a.6.m303.

²⁴Aboutorabi A, Arazpour M, Bhrmizadeh M, et al. The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: A literature review. *Aging Clinical and Experimental Research*. 2016; 28(3): 393–405. doi: 10.1007/s40520-015-0420-6.

²⁵Guimaraes RM, Isaacs B. Characteristics of the gait in old people who fall. *International Rehabilitation Medicine*. 1980; 2(4): 177–180. doi: 10.3109/09638288009163984.

²⁶Belda-Lois JM, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2011; 8(66). doi: 10.1186/1743-0003-8-66.

- ²⁷Daley MJ, Spinks WL. Exercise, mobility and aging. *Sports Medicine*. 2000; 29(1): 1–12. doi: 10.2165/00007256-200029010-00001.
- ²⁸Gabell A, Nayak USL. The effect of age on variability in gait. *Journal of Gerontology*. 1984; 39(6): 662–666. doi: 10.1093/geronj/39.6.662.
- ²⁹Williams DS, Martin AE. Gait modification when decreasing double support percentage. *Journal of Biomechanics*. 2019; 92: 76–83. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.05.028.
- ³⁰Di Stasi SL, Logerstedt D, Gardinier ES, et al. Gait patterns differ between ACL-reconstructed athletes who pass return-to-sport criteria and those who fail. *The American Journal of Sports Medicine*. 2013; 41(6): 1310–1318. doi: 10.1177/0363546513482718.
- ³¹Richmond SB, Swanson CW, Peterson DS, et al. A temporal analysis of bilateral gait coordination in people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*. 2020; 45: 102445. doi: 10.1016/j.msard.2020.102445.
- ³²Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*. 2007; 26(4): 555–589. doi: 10.1016/j.humov.2007.05.003.
- ³³Lord S, Galna B, Verghese J, et al. Independent domains of gait in older adults and associated motor and nonmotor attributes: Validation of factor analysis approach. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2013; 68(7): 820–827. doi: 10.1093/gerona/gls255.
- ³⁴Roos PE, Button K, Sparkes V, et al. Altered biomechanical strategies and medio-lateral control of the knee represent incomplete recovery of individuals with injury during single leg hop. *Journal of Biomechanics*. 2014; 47(3): 675–680. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.046.
- ³⁵Duffell LD, Gulati V, Southgate D, et al. Measuring body weight distribution during sit-to-stand in patients with early knee osteoarthritis. *Gait & Posture*. 2013; 38(4): 745–750. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.03.015.
- ³⁶Shorter KA, Polk JD, Rosengren KS, et al. A new approach to detecting asymmetries in gait. *Clinical Biomechanics*. 2008; 23(4): 459–467. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.11.009.
- ³⁷Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, et al. Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2016; 52(4): 560–574.
- ³⁸O'Brien MK, Hidalgo-Araya MD, Mummidisetty CK, et al. Augmenting clinical outcome measures of gait and balance with a single inertial sensor in age-ranged healthy adults. *Sensors (Basel)*. 2019; 19(20): 4537. doi: 10.3390/s19204537.
- ³⁹Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, et al. Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2009; 64(8): 896–901. doi: 10.1093/gerona/glp033.
- ⁴⁰Tanaka S, Kamiya K, Hamazaki N, et al. Short-term change in gait speed and clinical outcomes in older patients with acute heart failure. *Circulation Journal*. 2019; 83(9): 1860–1867. doi: 10.1253/circj.CJ-19-0136.
- ⁴¹Novotna K, Rusz J, Kubala Havrdova E, et al. Why patients with multiple sclerosis perceive improvement of gait during treatment with natalizumab? *Journal of Neural Transmission*. 2019; 126(6): 731–737. doi: 10.1007/s00702-019-02013-z.
- ⁴²Galna B, Lord S, Burn DJ, et al. Progression of gait dysfunction in incident Parkinson's disease: Impact of medication and phenotype. *Movement Disorders: Official Journal of the International Parkinson and Movement Disorder Society*. 2015; 30(3): 359–367. doi: 10.1002/mds.26110.
- ⁴³Mattes SJ, Martin PE, Royer TD. Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: Matching prosthetic and intact limb inertial properties. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2000; 81(5): 561–568. doi: 10.1016/s0003-9993(00)90035-2.
- ⁴⁴Boulifard DA, Ayers E, Verghese J. Home-based gait speed assessment: Normative data and racial/ethnic correlates among older adults. *Journal of the American Medical Directors Association*. 2019; 20(10): 1224–1229. doi: 10.1016/j.jamda.2019.06.002.
- ⁴⁵Tesio L, Rota V. The motion of body center of mass during walking: A review oriented to clinical applications. *Frontiers in Neurology*. 2019; 10: 999. doi: 10.3389/fneur.2019.00999.
- ⁴⁶Dontje ML, Dall PM, Skelton DA, et al. Reliability, minimal detectable change and responsiveness to change: Indicators to select the best method to measure sedentary behavior in older adults in different study designs. *PLOS ONE*. 2018; 13(4): e0195424. doi: 10.1371/journal.pone.0195424.
- ⁴⁷Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008; 89(2): 304–310. doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.142.