



Mesure de la qualité de la démarche grâce aux indicateurs de mobilité sur l'iPhone

Mai 2021

Table des matières

Aperçu	3
Introduction.....	3
Mise au point	4
Méthodologie.....	4
Population.....	6
Résultats	8
Nombre de pas.....	8
Vitesse de marche.....	9
Longueur des pas.....	10
Temps de double appui.....	11
Asymétrie de marche.....	12
Analyse	13
Conclusions	14
Annexe	14
Données du test de validité.....	14
Méthodes statistiques.....	15
Définition de l'asymétrie.....	15
Références	16

Aperçu

Grâce aux capteurs de mouvement intégrés au iPhone 8 et aux versions plus récentes, iOS 14 vous offre divers indicateurs de mobilité qui sont importants pour votre santé : vitesse de marche, longueur des pas, temps de double appui et asymétrie de marche^{1,2}. Tous ces indicateurs permettent de caractériser votre démarche et votre mobilité. Le présent document explique en détail comment ces indicateurs de mobilité sont estimés sur l'iPhone, y compris les tests et la validation.

Introduction

La démarche est un indicateur clé permettant de savoir si une personne est blessée³, si elle présente une incapacité⁴ ou quel sera son état de santé à court et à long terme^{5,6}. La mobilité à la marche peut aider à maintenir un bon niveau d'autonomie à un âge avancé⁷. Or, plusieurs problèmes de santé peuvent avoir une incidence sur la mobilité, p. ex. une dégénérescence musculaire⁸, une maladie neurologique^{9,10} ou un trouble cardiopulmonaire¹¹. Pour évaluer la mobilité d'une personne, les professionnels de la santé peuvent simplement l'observer marcher^{12,13}. La marche est un enchaînement d'éléments complexes dont la coordination fait intervenir plusieurs systèmes physiologiques. Si un seul de ces éléments présente une anomalie, cela peut indiquer la présence d'une maladie en évolution ou un risque accru de blessure.

La mesure de la capacité de marche est souvent utilisée comme moyen d'évaluer l'état de santé d'une personne¹⁴, de suivre sa récupération après une blessure¹⁵ ou une intervention chirurgicale¹⁶ et de surveiller les changements associés au vieillissement¹⁷. La vitesse de marche, la longueur des pas, le temps de double appui et l'asymétrie de marche sont des indicateurs couramment utilisés pour évaluer la capacité de marche.

- La vitesse de marche et son évolution au fil du temps sont étroitement associées à des paramètres de santé d'importance clinique^{4,18}. La mesure de cet indicateur sert fréquemment à suivre les progrès après un événement important sur le plan de la santé, comme le remplacement d'une articulation³ ou un AVC¹⁹, et pour surveiller les changements qui surviennent au fil du temps, comme dans le cas de la maladie de Parkinson^{10,20}, et avec l'âge²¹.
- Une diminution de la longueur des pas est un indicateur de la perte de mobilité attribuable à divers troubles neurologiques et musculosquelettiques¹⁴, et un facteur pronostique des chutes ou de la peur de faire une chute²². La longueur des pas diminue avec l'âge, les personnes âgées ont donc des pas plus courts que ceux des plus jeunes^{23,24}. Ce raccourcissement est un facteur important associé au vieillissement²⁵, et un programme d'exercice peut aider à préserver l'indépendance d'une personne^{26,27}.
- Le temps de double appui est la durée pendant laquelle les deux pieds sont en même temps au sol. Il augmente de façon absolue et en proportion dans le cycle de marche en cas de blessure¹⁶ ou de dysfonctionnement²⁸. Un accroissement du temps de double appui est aussi associé à une plus forte peur de faire une chute²². En revanche, un temps de double appui plus court est lié à une meilleure stabilité pendant la marche et à un plus faible risque de chute²⁹.
- Une asymétrie de marche se manifeste en cas de pathologie ou de blessure unilatérale. La personne sollicite alors davantage le membre contralatéral pendant la marche. L'asymétrie de marche peut s'accroître après une blessure³⁰ ou en raison de la neurodégénérescence attribuable au vieillissement ou à une maladie^{20,31}. Une perte de coordination bilatérale est associée à un risque accru de chute^{32,33}, à de mauvais résultats chirurgicaux³⁰ et à un risque accru de problèmes articulaires ultérieurs^{34,35}.

Les indicateurs de mobilité estimés sur un iPhone 8 ou un modèle ultérieur permettent une mesure longitudinale passive et non effractive de la qualité de la démarche pour les personnes de tous âges. Dans l'app Santé sous iOS 14 ou une version ultérieure, ces indicateurs de mobilité estimés peuvent être consultés à la section Mobilité (voir la figure 1). Ce document décrit les étapes de mise au point et de validation des indicateurs de mobilité sur l'iPhone (vitesse de marche, longueur des pas, temps de double appui et asymétrie de marche) et formule des recommandations d'utilisation.

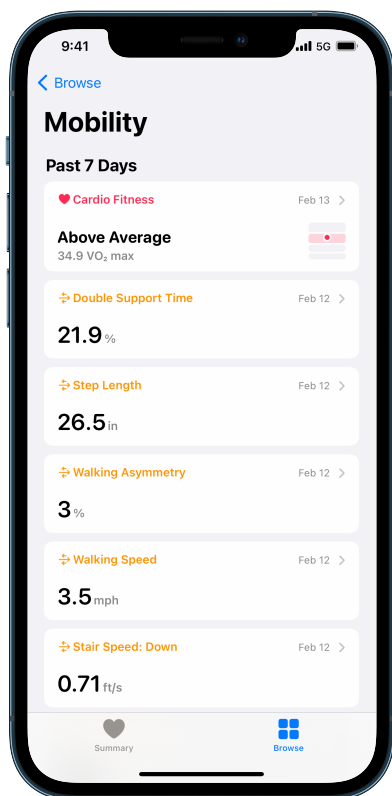


Figure 1 : Indicateurs de mobilité dans l'app Santé sur iOS 14

Mise au point

Méthodologie

La collecte de données pour la mise au point et la validation des indicateurs de mobilité a reposé sur plusieurs études approuvées par un comité d'éthique. Tous les participants se sont présentés à deux visites en laboratoire (espacées d'au moins 8 semaines) sur une période d'un an. Lors de chacune des visites, ils devaient réaliser diverses tâches de marche.

Tous les participants ont effectué des tâches de marche surveillées sur un tapis contact muni d'instruments (le système d'analyse de la démarche ProtoKinetics Zeno™) tout en portant deux appareils iPhone à différents endroits de chaque côté du corps : à la hanche (pince à pantalon), dans une poche avant ou arrière, ou dans une sacoche de ceinture. Les participants devaient choisir où placer l'un des appareils de façon à répliquer au mieux leur comportement habituel (du côté droit ou gauche de leurs corps), et le surveillant plaçait le deuxième en position contralatérale.

Chaque tâche de marche se déroulait sur une ligne droite de 12 mètres au milieu de laquelle était installé un tapis contact de 8 mètres (26,2 pieds). Les valeurs de référence pour le nombre de pas, la vitesse de marche, la longueur des pas, le temps de double appui et l'asymétrie de marche ont été obtenues à l'aide du tapis contact, un appareil muni d'instruments qui permettent de mesurer avec précision la séquence et la position de l'attaque du talon et du décolllement des orteils. Pour en savoir plus sur la configuration expérimentale, veuillez consulter la section « Données du test de validité » à l'annexe.

Les tâches pour les participants de la cohorte A comprenaient quatre passages (un passage correspond à une traversée du tapis contact) à une vitesse choisie par les participants, quatre passages lents à la vitesse demandée et un nombre variable de passages durant un test de marche de six minutes (TM6) à un rythme rapide, au cours duquel les participants devaient faire le plus d'allers-retours possible sur le tapis contact en six minutes¹². Les participants de la cohorte B devaient quant à eux effectuer plusieurs passages à une vitesse choisie par eux, à une faible vitesse et à une très faible vitesse (comme s'ils se remettaient d'une blessure). Les participants de cette cohorte portaient une attelle de genou commerciale pour simuler une asymétrie de marche³⁶. Cette attelle était verrouillée pour restreindre les mouvements de flexion à 30° et les mouvements d'extension à 10°. Les descriptions des cohortes et des groupes sont indiquées à la figure 2.

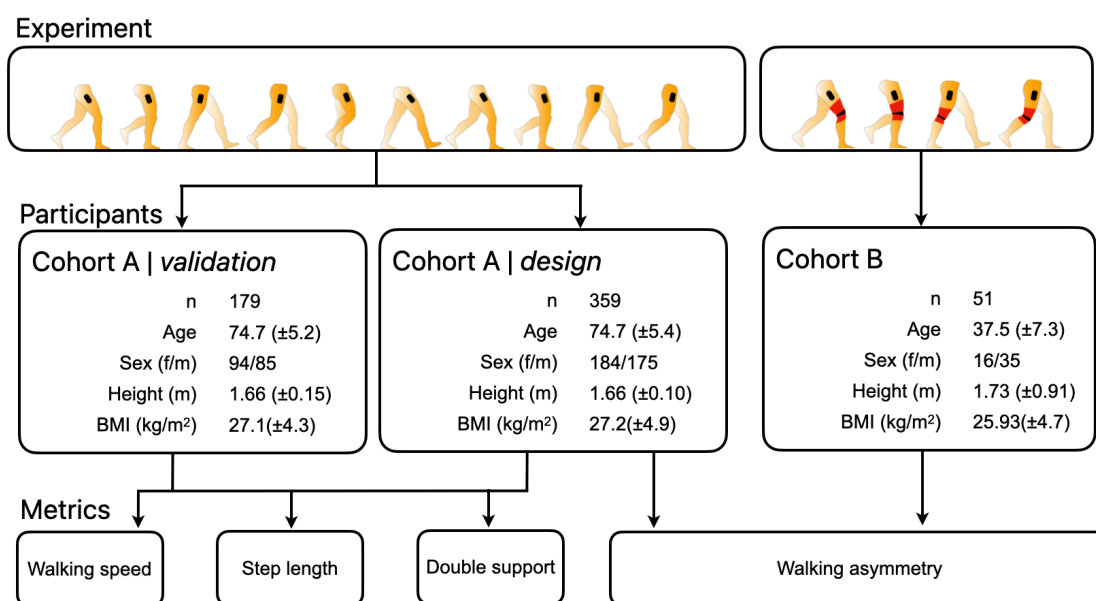


Figure 2 : Méthodologie et agrégation des données. Les participants de la cohorte A ont été séparés en deux groupes (mise au point et validation) pour les indicateurs « vitesse de marche », « longueur des pas », « temps de double appui » et « asymétrie de marche ». Le nombre de pas calculés par le podomètre a été validé pour tous ces participants. Les participants de la cohorte B ont contribué à la mise de point de l'indicateur « asymétrie de marche » en portant une attelle à un genou pour simuler une asymétrie de marche.

Les résultats obtenus à l'aide du tapis contact et des appareils iPhone pour les indicateurs de mobilité ont été évalués au moyen d'une comparaison directe. Chaque iPhone utilisé durant l'étude était considéré comme un observateur indépendant compte tenu de la multitude d'emplacements des différents appareils ayant servi pour les marches. Une mesure prise par un iPhone pour une tâche de marche au cours d'une visite d'un participant correspond à un appareil-visite. Par exemple, si un participant portait deux appareils pendant une visite, ce nombre était de deux appareils-visite. Le nombre de traversées du tapis contact multiplié par le nombre d'appareils-visite donnait le nombre de passages (voir la figure 3). Les méthodes statistiques employées pour évaluer les indicateurs sont exposées en détail à l'annexe.

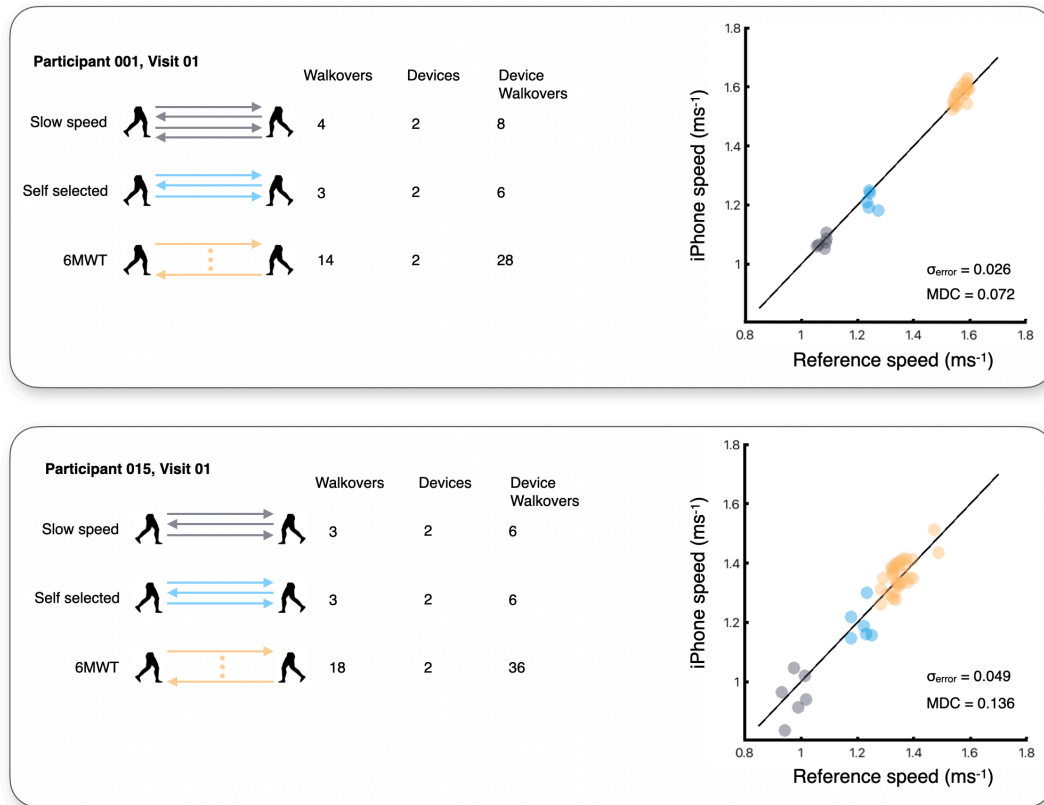


Figure 3 : Exemple de collecte et d'analyse des données. Deux exemples de collectes de données pour les participants de la cohorte A se trouvent ci-dessus. Les participants devaient porter deux appareils tout en effectuant quatre passages sur le tapis roulant en marchant à faible vitesse, quatre passages à une vitesse de leur choix et autant de passages que possible pendant le test de marche de 6 minutes (TM6). Les ensembles de données pour chaque situation ont été analysés si au moins trois passages valides avaient été réalisés à la vitesse demandée et si au moins 10 passages valides avaient été effectués pour le TM6. Les données de ces situations et appareils ont été regroupées pour calculer l'efficacité de l'indicateur à l'aide d'estimations, comme l'écart type de l'erreur absolue (erreur σ) et le changement minimal détectable.

Population

Apple a recueilli des données pour la mise au point et la validation des indicateurs de mobilité dans le cadre de multiples études comprenant 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 ces fins. La cohorte A était formée d'un grand groupe de personnes âgées vivant à domicile ou dans des résidences pour personnes âgées autonomes (voir le tableau 1). La cohorte B était formée d'un groupe de plus jeunes adultes en santé qui devaient porter une attelle de genou pour simuler une asymétrie de marche (voir le tableau 2).

Tableau 1. Caractéristiques des participants de la cohorte A

Participants uniques	Mise au point (N = 359)	Validation (N = 179)
Caractéristiques démographiques et biométriques		
Âge	74,7 (±5,4) [64, 92]	74,7 (±5,3) [65, 95]
Sexe (femmes/hommes)	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 %)
Appareils fonctionnels	13 (5 %)	<10 (<5 %)
Troubles musculosquelettiques – nombre (%)		
Amputation	<10 (<5 %)	<10 (<5 %)
Arthrite	94 (26 %)	40 (22 %)
Trouble de l'équilibre	64 (18 %)	34 (19 %)
Discopathie dégénérative	27 (8 %)	11 (6 %)
Problèmes au cou ou à la tête	41 (11 %)	20 (11 %)
Arthrose	177 (49 %)	88 (49 %)
Arthrite rhumatoïde	<10 (<5 %)	<10 (<5 %)
Hernie discale	23 (6 %)	18 (10 %)
Remplacement d'une articulation	58 (16 %)	29 (16 %)
Autres	157 (44 %)	75 (42 %)

* Hypertension, infarctus, insuffisance cardiaque, coronaropathie, AVC, hyperlipidémie, MAP, arythmie.

Tableau 2. Caractéristiques des participants de la cohorte B

Mise au point (N = 51)	
Caractéristiques démographiques et biométriques	
Âge	37,5 (±7,3) [26, 55]
Sexe (femmes/hommes)	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 au tableau 3. Ils regroupent les ensembles de données pour la mise au point et la validation.

Tableau 3. Moyenne, écart type et plage des valeurs de référence du tapis contact pour les participants de la cohorte A

	Vitesse lente	Vitesse autosélectionnée	Vitesse rapide (TM6)
	moyenne ± ET (plage)	moyenne ± ET (plage)	moyenne ± ET (plage)
Appareils-visites	845	854	738
Passages	3146	3175	16625
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 (mètre · 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 des 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

Un podomètre permet de mesurer objectivement le nombre de pas réalisés par l'utilisateur qui le porte. Les pas détectés par l'Apple Watch et l'iPhone sont fusionnés intelligemment pour produire une estimation précise du comportement d'un utilisateur pendant toute la journée. L'appareil source pour la détection des pas peut être défini dans HealthKit. La figure 4 présente les données des appareils-visites de la cohorte A pour l'analyse servant à valider le nombre de pas comptés par l'iPhone.

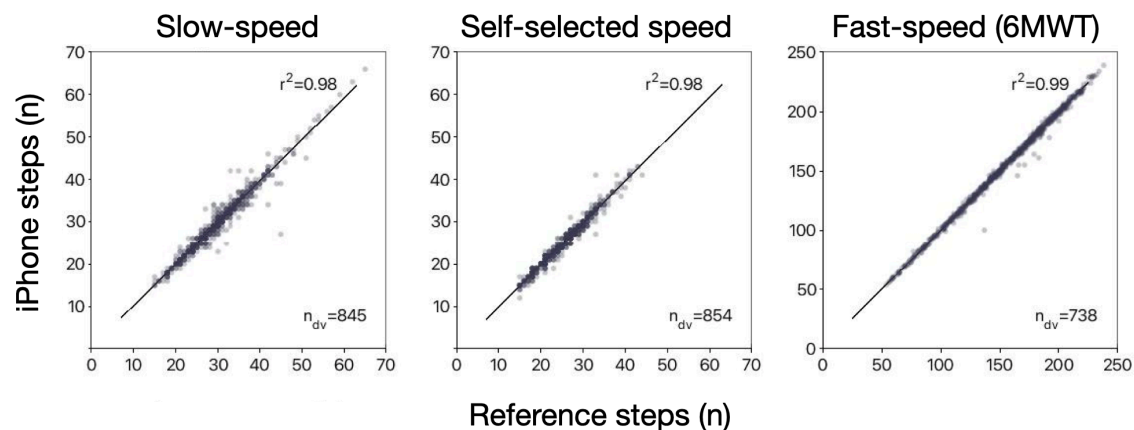


Figure 4 : Résultats obtenus avec le podomètre de l'iPhone pour le nombre de pas. Ces graphiques montrent la corrélation entre le total des pas consignés par le tapis contact et le nombre de pas selon l'iPhone à la faible vitesse (graphique de gauche), à la vitesse choisie par les participants (graphique du centre) et pour le TM6 (graphique de droite). Le coefficient de corrélation de Pearson pour le nombre de pas à la vitesse choisie par les participants ($1,30 \pm 0,18$ mètre · seconde⁻¹), la faible vitesse ($1,04 \pm 0,18$ mètre · seconde⁻¹) et lors du TM6 ($1,46 \pm 0,18$ mètre · seconde⁻¹) était supérieur à 0,96 dans tous les cas. Il convient de noter que le regroupement des nombres de pas à la vitesse choisie par les participants et à la faible vitesse a été effectué à partir de 3 ou 4 passages et que le regroupement des valeurs du TM6 provient d'au moins 10 passages.

Vitesse de marche

Cet indicateur est une estimation de la vitesse de déplacement des utilisateurs sur un terrain plat. Comme l'estimation est obtenue à l'aide d'un modèle du centre de gravité de l'utilisateur, elle sera plus précise si l'iPhone se trouve près du corps (p. ex. dans une poche ou fixé à une ceinture). De plus, les utilisateurs doivent avoir mis à jour leur taille dans l'app Santé sur iOS.

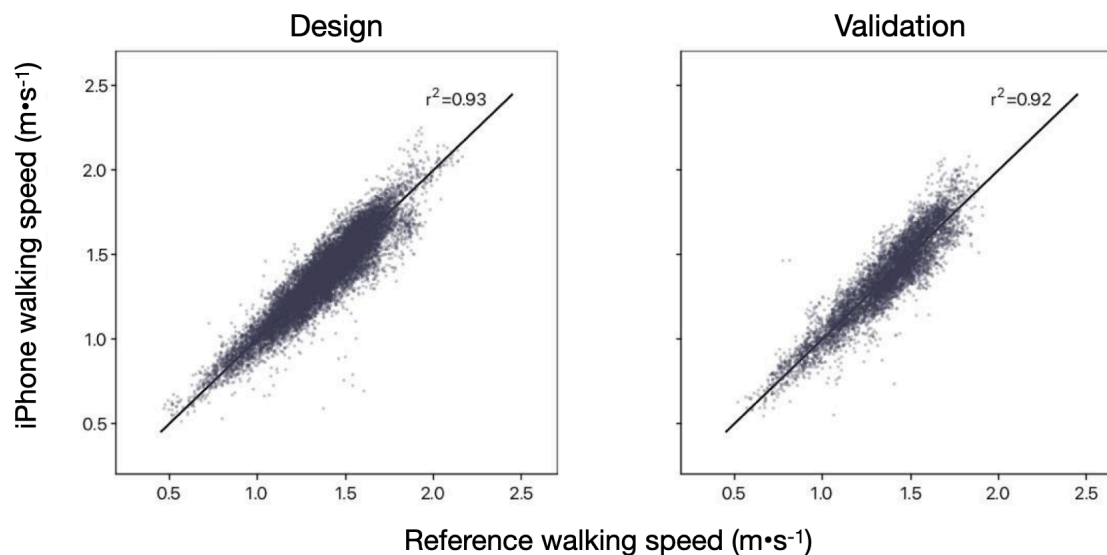


Figure 5 : Résultats pour la vitesse de marche avec l'iPhone. Ce graphique montre les résultats de l'algorithme pour la mise au point (graphique de gauche) et la validation (graphique de droite) de l'indicateur « vitesse de marche ».

Tableau 4. Résultats pour la vitesse de marche (iPhone à divers emplacements)

Indicateur	Description	Mise au point	Validation
<i>N</i>	Visites de participants (participants uniques)	528 (359)	250 (179)
Passages	Nombre de passages sur le tapis contact utilisés à titre comparatif	15 487	7 440
Validité	Écart type des erreurs absolues (erreur σ en mètre · seconde ⁻¹)	0,09	0,15
Fidélité	Comparaison entre les valeurs de référence du tapis contact et de l'estimation de la vitesse de marche avec l'iPhone (CCI _(A,1))	0,93	0,92
Sensibilité	Changement minimal détectable (mètre · seconde ⁻¹)		
	10 ^e centile (plus grande sensibilité)	0,07	0,08
	50 ^e centile	0,13	0,14
	90 ^e centile (plus faible sensibilité)	0,22	0,23

Longueur des pas

Le nouvel indicateur de la longueur des pas représente une estimation de la distance entre les points de contact de chacun des pieds pendant la marche. Il repose sur un modèle intégrant la taille de l'utilisateur ainsi qu'une estimation de la cadence des pas et de la vitesse de déplacement des utilisateurs qui marchent d'un pas constant sur un terrain plat.

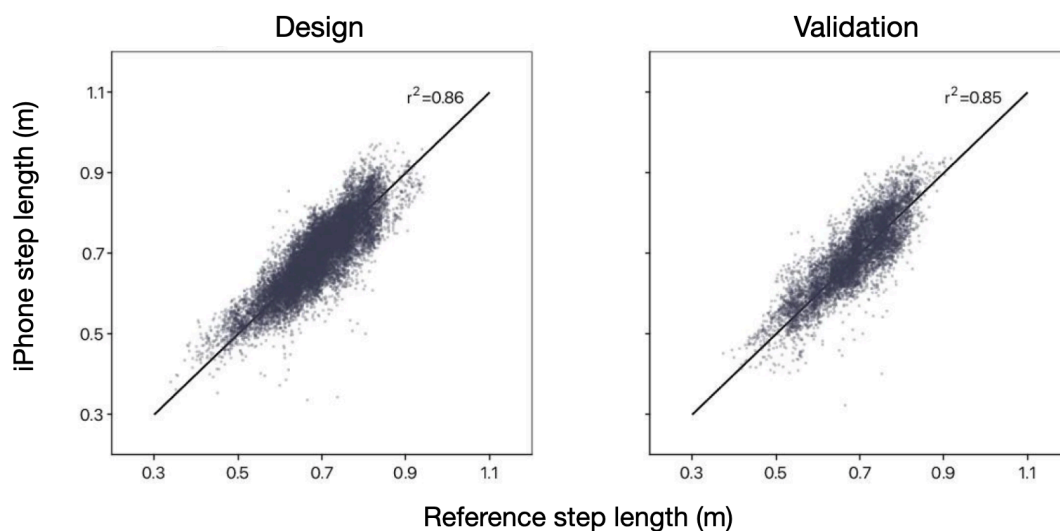


Figure 6 : Résultats obtenus avec l'iPhone pour la longueur des pas. Ce graphique montre les résultats de l'algorithme pour la mise au point (graphique de gauche) et la validation (graphique de droite) de l'indicateur « longueur des pas ».

Tableau 5. Résultats pour la longueur des pas (iPhone à divers emplacements)

Indicateur	Description	Mise au point	Validation
<i>N</i>	Visites de participants (participants uniques)	528 (359)	250 (179)
Passages	Nombre de passages sur le tapis contact utilisés à titre comparatif	15 487	7 440
Validité	Écart type des erreurs absolues (erreur σ en mètres)	0,05	0,05
Fidélité	Comparaison entre les valeurs de référence du tapis contact et de l'estimation de la longueur des pas avec l'iPhone ($CCI_{(A,1)}$)	0,85	0,84
Sensibilité	Changement minimal détectable (mètre)		
	10 ^e centile (plus grande sensibilité)	0,04	0,04
	50 ^e centile	0,09	0,07
	90 ^e centile (plus faible sensibilité)	0,14	0,12

Temps de double appui

Cet indicateur est une mesure du temps pendant lequel l'utilisateur a les deux pieds au sol (double appui) et est donné sous forme de pourcentage du cycle de marche (de l'attaque du talon d'un pied à l'attaque du talon de l'autre pied). Les valeurs vont de 0 % (p. ex. pendant la course les deux pieds ne sont jamais en même temps au sol) à 100 % (p. ex. à l'arrêt en position debout ou dans le cas d'une démarche extrêmement traînante, les deux pieds restent en contact avec le sol). Elles se situent habituellement entre 20 et 40 %, une plus faible valeur étant associée à un meilleur équilibre.

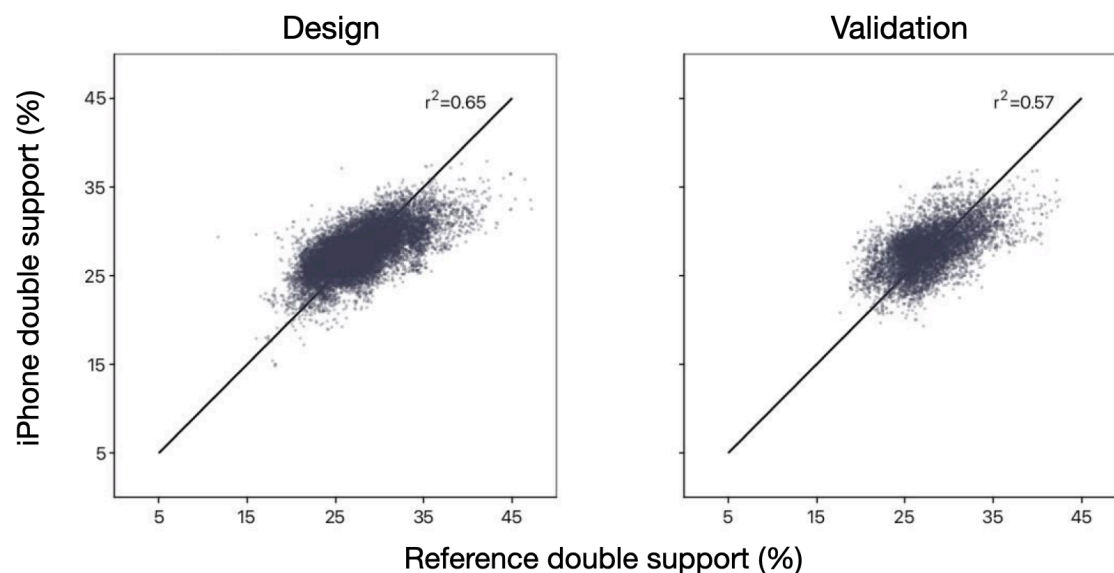


Figure 7 : Résultats obtenus pour le temps de double appui avec l'iPhone. Ce graphique montre les résultats de l'algorithme pour la mise au point (graphique de gauche) et la validation (graphique de droite) de l'indicateur « temps de double appui ».

Tableau 6. Résultats pour le temps de double appui (iPhone à divers emplacements)

Indicateur	Description	Mise au point	Validation
<i>N</i>	Visites de participants (participants uniques)	528 (359)	250 (179)
Passages	Nombre de passages sur le tapis contact utilisés à titre comparatif	15 487	7 440
Validité	Écart type des erreurs absolues (erreur σ en %)	2,91	2,95
Fidélité	Comparaison entre les valeurs de référence du tapis contact et de l'estimation du temps de double appui avec l'iPhone ($CCI_{(A,1)}$)	0,59	0,53
Sensibilité	Changement minimal détectable (%)		
	10 ^e centile (plus grande sensibilité)	2,06	2,12
	50 ^e centile	3,17	3,18
	90 ^e centile (plus faible sensibilité)	5,06	4,51

Asymétrie de marche

Cet indicateur donne une estimation, en pourcentage, du temps pendant lequel des pas asymétriques sont détectés. Il ne permet pas de déterminer la gravité de l'asymétrie, mais indique la durée des pas asymétriques sous forme de pourcentage. Les valeurs vont de 0 %, indiquant que tous les pas de la séquence de marche observée sont considérés comme symétriques, à 100 %, indiquant que tous les pas observés sont asymétriques.

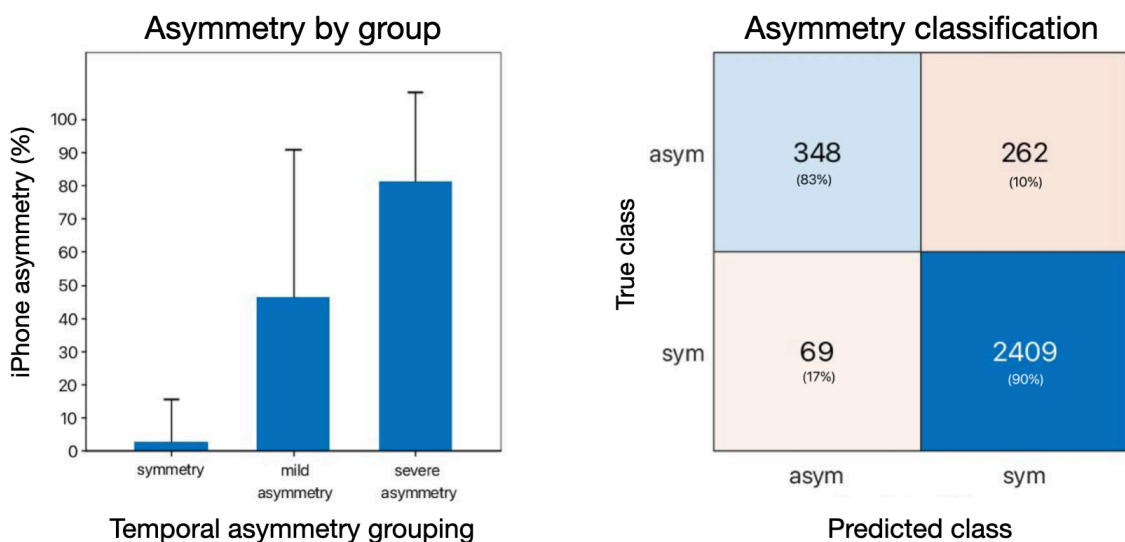


Figure 8 : Asymétrie de marche selon l'iPhone. Le graphique de gauche montre la moyenne et l'écart type des estimations d'asymétrie avec l'iPhone. Les valeurs de référence des appareils-visites indiquent une symétrie, une légère asymétrie ou une asymétrie grave. Le graphique de droite présente la matrice de confusion pour le classement des asymétries. Une asymétrie de 35 % selon l'iPhone était associée à un taux prédictif positif de 84,2 % (348 vrais positifs pour 417 appareils-visites indiquant une asymétrie) et un taux de faux négatifs de 2,78 % (69 faux positifs pour 2 671 appareils-visites indiquant une symétrie).

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

	Asymétrie		
	Symétrie	Légère asymétrie	Asymétrie grave
Symétrie temporelle globale	1,0-1,1	1,1-1,5	>1,5
Participants	392	125	21
Appareils-visites (nombre)	2478	516	94

Analyse

Les indicateurs de mobilité décrits dans ce document offrent aux consommateurs, aux chercheurs et aux professionnels de la santé un moyen d'évaluer la mobilité au quotidien à l'extérieur de la clinique. Une évaluation de la démarche n'était auparavant recommandée que pour certains troubles de santé en fonction d'une analyse coûts-avantages et de l'accessibilité des tests³⁷. Or, l'intégration de ces indicateurs sur une plateforme très répandue chez les consommateurs, comme l'iPhone, peut élargir l'étendue des applications recommandées. D'autres études ont déjà mis en lumière l'utilité des capteurs inertiels, comme ceux qu'on trouve dans les accessoires connectés, en complément des examens cliniques grâce à des mesures objectives de la déficience, au suivi de l'évolution d'une maladie et à l'évaluation de la réponse aux traitements³⁸.

L'accessibilité et l'application de ces indicateurs dans un contexte clinique ou de recherche peuvent aider à établir des seuils cliniques fiables et significatifs ainsi qu'à utiliser les seuils connus à plus grande échelle. Par exemple, un ralentissement de la vitesse de marche de 10 cm/s en une année a été associé à un risque de chute chez les populations plus âgées³⁹. Il a été démontré que les changements à court terme touchant la vitesse de marche chez les personnes âgées souffrant d'une insuffisance cardiaque étaient des facteurs pronostiques de problèmes de santé à plus long terme⁴⁰. La vitesse de marche, la longueur des pas et le temps de double appui sont quant à eux utilisés pour mesurer objectivement les améliorations attribuables aux traitements chez les personnes atteintes de sclérose en plaques⁴¹. D'autres applications existent, et de nouvelles seront sans doute découvertes maintenant que ces types de données sont plus facilement accessibles que par le passé.

La mise au point et la validation des indicateurs de mobilité sont limitées par divers facteurs. D'abord, compte tenu du petit nombre de personnes ayant une démarche asymétrique, il a fallu recourir à une asymétrie artificielle au moyen d'une attelle de genou chez les sujets de la cohorte B. Si cette méthode reproduit fidèlement une asymétrie de marche³⁶, les caractéristiques de ce type d'asymétrie peuvent être très différentes d'une asymétrie causée notamment par une maladie neurodégénérative⁴² ou une prothèse⁴³. De plus, la population à l'étude ne couvrait pas tous les âges adultes et était limitée aux résidents de la vallée Santa Clara. Bien que la capacité de marche puisse varier selon divers facteurs, comme la race ou l'origine ethnique⁴⁴, il est généralement accepté que la bipédie avec mouvements pendulaires ne diffère pas énormément d'un adulte à l'autre, sauf dans le cas d'une atteinte marquée à la capacité de marche⁴⁵. Par conséquent, les indicateurs décrits ici devraient permettre de bien suivre la capacité de marche normale au cours de la vie d'une personne, mais nécessiteront une validation plus poussée chez des populations particulières.

Dans ce document, nous décrivons les résultats associés aux indicateurs de mobilité sur l'iPhone en faisant la comparaison entre, d'une part, les pas détectés et le cycle de marche et, d'autre part, un étalon pour le tapis contact. Dans HealthKit, ces indicateurs sont regroupés en courtes périodes de marche au sol admissible. Pour cette raison, les indicateurs de mobilité décrits ici ne couvrent pas toute la journée (p. ex. ils ne sont pas utilisés si l'utilisateur court ou monte une côte, comme le montre la figure 9), ils sont plutôt préfiltrés pour générer les données les plus précises possible.

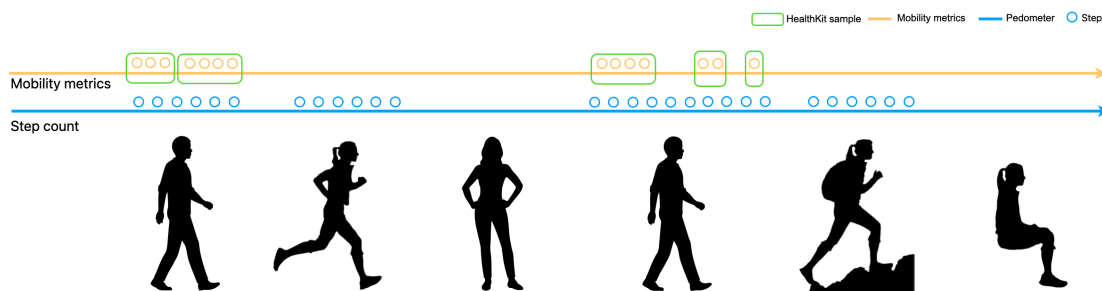


Figure 9 : Schéma de la disponibilité des indicateurs de HealthKit. Les indicateurs de mobilité sont communiqués à HealthKit durant les périodes de marche sur un terrain plat, et les pas calculés par le podomètre le sont pendant toute activité permettant une estimation fiable de ceux-ci. Comme les indicateurs sont préfiltrés en fonction des périodes où l'estimation est optimale, ils ne correspondent pas nécessairement au nombre de pas calculés par le podomètre.

Les indicateurs sont établis sur la base d'un modèle biomécanique de la marche qui repose sur une estimation précise de la longueur des jambes, laquelle est estimée à partir de la taille indiquée par l'utilisateur. Pour bénéficier des estimations les plus précises possible, les utilisateurs doivent donc entrer leur taille dans l'app Santé sur iOS. Aucun autre étalonnage n'est requis. Par ailleurs, la disponibilité des mesures dépend grandement de l'interaction des utilisateurs avec leur iPhone. Étant donné que l'appareil doit être très près du centre de gravité de l'utilisateur pour donner de bons résultats, ceux qui rangent leur iPhone dans un endroit optimal (p. ex. poche près de la hanche) recevront plus fréquemment des estimations que ceux qui le tiennent dans une main ou qui le rangent dans un sac à dos ou un sac à main. En moyenne, 80 % des utilisateurs qui ont reçu au moins une estimation pour une période de marche recevront au moins cinq estimations de leurs indicateurs de mobilité par jour. Les indicateurs ne seront pas disponibles si les utilisateurs ont activé le mode Fauteuil roulant dans l'app Santé sur iOS.

Conclusions

Les indicateurs de mobilité sur l'iPhone permettent aux utilisateurs d'évaluer leur mobilité fonctionnelle de façon occasionnelle et passive. Le suivi longitudinal et non effractif de ces indicateurs constitue une mesure objective de la mobilité durant la journée, qui peut être un complément aux tests fonctionnels spécialisés et aux questionnaires cliniques. Ils offrent aux utilisateurs, aux chercheurs et aux professionnels de la santé un nouvel outil pour suivre et quantifier la mobilité fonctionnelle.

Annexe

Données du test de validité

Les temps de début et de fin de chaque passage sur le tapis contact correspondent à la première attaque du talon et au dernier décollage des orteils. Les valeurs de référence du tapis contact ont été minutieusement synchronisées avec les estimations de l'iPhone pour le nombre de pas (voir la ligne bleue à la figure 10) et les indicateurs de mobilité (voir la ligne orange à la figure 10). En outre, des comparaisons directes ont été réalisées pour chaque passage.

Le nombre de pas a été estimé pour les participants qui ont effectué au moins trois passages valides à la vitesse choisie par eux et à faible vitesse, ainsi que 10 passages valides pour le TM6. Les passages étaient rejetés si les participants quittaient la portion du tapis sensible à la pression ou si les contacts n'étaient pas enregistrés correctement (p. ex. en raison d'un positionnement partiel du pied sur le tapis sensible à la pression).

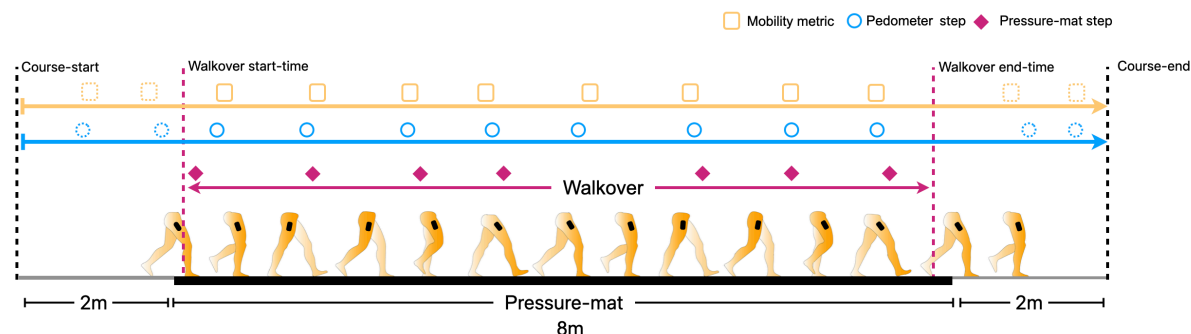


Figure 10 : Configuration expérimentale pour la comparaison entre les données du tapis contact et celles des indicateurs de mobilité et du podomètre de l'iPhone. Les participants devaient marcher sur un tapis contact (8 mètres) qui enregistrerait la durée de contact et le déplacement. Pour chaque passage, le nombre et la durée des contacts ainsi que les déplacements ont été utilisés pour déterminer le nombre de pas, la vitesse de marche, la longueur des pas et le temps de double appui. Les temps de début et de fin enregistrés pour chaque passage sur le tapis contact correspondaient au moment du premier et du dernier contacts (ligne mauve), puis ont été minutieusement synchronisés avec le podomètre et les indicateurs de mobilité sur iOS.

Méthodes statistiques

Indicateurs continus

Les données de l'iPhone synchronisées dans le temps et les valeurs de référence pour le nombre de pas ont été regroupées pour chaque tâche et comparées à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson (r^2).

Pour la mise au point des indicateurs « vitesse de marche », « longueur des pas » et « temps de double appui », les appareils-visites ont été colligés pour la cohorte A, puis répartis dans les ensembles de

données pour la mise au point et la validation. L'ensemble de données pour la mise au point a servi à l'élaboration de l'algorithme de chaque indicateur. Les résultats de l'algorithme pour ces trois indicateurs ont été évalués en comparant les valeurs estimées et les valeurs de référence pour le tapis contact. La validité des indicateurs a été évaluée au moyen de l'écart type des erreurs absolues entre les valeurs de référence et les valeurs correspondantes estimées par l'iPhone. La fidélité des indicateurs a été évaluée au moyen du coefficient de corrélation de Pearson (r^2) et du coefficient de corrélation intraclasse pour le test-retest ($CCI_{(A,2)}$). La sensibilité a été évaluée au moyen du changement minimal détectable⁴⁶ de chaque appareil-visite, et la distribution centile a été indiquée.

Indicateurs de classement

Pour la détermination de l'asymétrie de marche, les données des appareils-visites des cohortes A et B ont été recueillies. Chaque groupe d'appareils-visites a été utilisé pour calculer le rapport global de symétrie dans le temps⁴⁷ et classer les appareils-visites de référence dans les catégories « symétrie », « légère asymétrie » et « asymétrie grave ». La moyenne et l'écart type des données d'asymétrie de marche de l'iPhone ont été calculés pour les appareils-visites de chaque catégorie. Une analyse de la courbe de la fonction d'efficacité du récepteur (ROC) a ensuite servi à évaluer la capacité du iPhone à bien classer les participants selon que leur démarche était symétrique ou asymétrique.

Définition de l'asymétrie

Pour chaque appareil-visite des participants, la valeur de la symétrie correspondait au rapport global de symétrie dans le temps⁴⁷;

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

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

Où $swing_{time}$ et $stance_{time}$ représentent les durées moyennes de la phase oscillante et de la phase d'appui sur le tapis contact, calculées pour les côtés gauche (SSR_{left}) et droit (SSR_{right}). La définition de symétrie utilise les fonctions $max(SSR_{left}, SSR_{right})$ et $min(SSR_{left}, SSR_{right})$ comme numérateur et dénominateur, respectivement, pour éliminer tout biais d'interprétation. La démarche était considérée comme symétrique si les participants présentaient un rapport global de symétrie dans le temps se situant entre 1,0 et 1,1, légèrement asymétrique si le rapport se situait entre 1,1 et 1,5, et gravement asymétrique si le rapport était de plus de 1,5⁴⁷. Un résumé des valeurs seuils obtenues avec le tapis contact, notamment le nombre d'appareils-visites pour chacun des trois types de démarche (symétrique, légèrement asymétrique et gravement asymétrique) se trouve au tableau 7.

Références

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

²developer.apple.com/documentation/healthkit.

³Benedetti MG, Catani F, Bilotta TW, et coll. 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 coll. 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 coll. 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 coll. 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 coll. 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 coll. 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 coll. 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 coll. 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 coll. 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 coll. 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 coll. 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, Dhaher 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 coll. 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 coll. 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 coll. 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.

- ²⁷ Daley MJ, Spinks WL. Exercise, mobility and aging. *Sports Medicine*. 2000; 29(1): 1-12. doi: 10.2165/00007256-200029010-00001.
- ²⁸ Gabell 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.
- ²⁹ Williams 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.
- ³⁰ Di Stasi SL, Logerstedt D, Gardinier ES, et coll. 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.
- ³¹ Richmond SB, Swanson CW, Peterson DS, et coll. 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.
- ³² Hausdorff 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.
- ³³ Lord S, Galna B, Verghese J, et coll. 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.
- ³⁴ Roos PE, Button K, Sparkes V, et coll. 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.
- ³⁵ Duffell LD, Gulati V, Southgate D, et coll. 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.
- ³⁶ Shorter KA, Polk JD, Rosengren KS, et coll. A new approach to detecting asymmetries in gait. *Clinical Biomechanics*. 2008; 23(4): 459-467. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.11.009.
- ³⁷ Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, et coll. Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2016; 52(4): 560-574.
- ³⁸ O'Brien MK, Hidalgo-Araya MD, Mummidisetty CK, et coll. 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.
- ³⁹ Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, et coll. 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.
- ⁴⁰ Tanaka S, Kamiya K, Hamazaki N, et coll. 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.
- ⁴¹ Novotna K, Ruzs J, Kubala Havrdova E, et coll. 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.
- ⁴² Galna B, Lord S, Burn DJ, et coll. 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.
- ⁴³ Mattes 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.
- ⁴⁴ Boulifard 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.
- ⁴⁵ Tesio 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.
- ⁴⁶ Dontje ML, Dall PM, Skelton DA, et coll. 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.
- ⁴⁷ Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, et coll. 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.