

19 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
COURBEVOIE

11 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

3 061 787

21 N° d'enregistrement national : 17 70031

51 Int Cl⁸ : G 06 F 17/16 (2017.01)

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 10.01.17.

30 Priorité :

43 Date de mise à la disposition du public de la demande : 13.07.18 Bulletin 18/28.

56 Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du présent fascicule*

60 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

○ Demande(s) d'extension :

71 Demandeur(s) : UNIVERSITE PARIS DESCARTES — FR, CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE — FR, UNIVERSITE PARIS NORD — FR et ETAT FRANCAIS - MINISTERE DE LA DEFENSE - DIRECTION CENTRALE DU SERVICE DE SANTE DES ARMEES — FR.

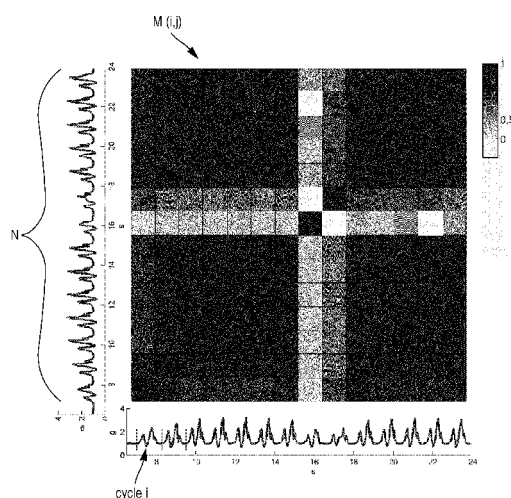
72 Inventeur(s) : VIDAL PIERRE PAUL, BARROIS MULLER RÉMI, RICARD DAMIEN et OUDRE LAURENT.

73 Titulaire(s) : UNIVERSITE PARIS DESCARTES, CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE, UNIVERSITE PARIS NORD, ETAT FRANCAIS - MINISTERE DE LA DEFENSE - DIRECTION CENTRALE DU SERVICE DE SANTE DES ARMEES.

74 Mandataire(s) : DENNEMEYER & ASSOCIATES SA.

54 OUTIL POUR ANALYSER LES EXERCICES DE MARCHÉ.

57 La présente invention concerne un dispositif 1 permettant l'analyse de la régularité et de la symétrie d'une séquence de N cycles de marche ou de course d'une personne, comportant des capteurs de mesure 2 de signaux temporels bruts d'une grandeur physique d'un segment anatomique, une unité de traitement reliée aux capteurs de mesure 2, et présentant des moyens de calcul et de traitement agencés pour séparer les signaux temporels bruts en signaux temporels distincts C_i , la série C_i étant associée à un cycle de marche ou de course donné i de la personne, calculer au moins un coefficient de similarité entre le signal C_i associé au cycle de marche ou de course i , avec un autre signal C_j associé à un cycle de marche ou de course j de la même personne, des moyens d'affichage 4 reliés à l'unité de traitement et affichant la matrice $M(i,j)$ avec chaque valeur du coefficient de similarité représentée dans la matrice $M(i,j)$ par une couleur située dans une échelle de couleurs graduées pour permettre de visualiser à l'oeil nu la similarité entre les cycles de marche ou de course i et j .



FR 3 061 787 - A1



DOMAINE DE L'INVENTION

La présente invention concerne un dispositif permettant l'analyse de la régularité et de la symétrie d'une séquence de cycles de marche ou de course d'une personne.

5

ETAT DE LA TECHNIQUE

Récemment, le progrès de l'électronique et de l'informatique a entraîné le développement de nouveaux capteurs qui rendent la mesure de la marche en consultation clinique de routine possible (par exemple à partir de capteurs inertiels). Ces capteurs donnent accès à des signaux qu'il faut synthétiser pour en tirer des conclusions sur la marche d'un sujet.

Les paramètres de marche comme la vitesse ou la cadence constituent la forme la plus synthétisée des signaux de marche car ils les réduisent à un nombre. Ainsi, les constructeurs d'outils de mesure du pas fournissent des compte-rendus exhaustifs sous forme de liste de paramètres traduisant les différents aspects de la marche d'un sujet comme la symétrie, la régularité ou la rapidité de la mise en route.

Il peut y avoir plus d'une centaine de paramètres. Ils sont représentés de manière adaptée sous forme de tableau, de diagramme en en barre ou de courbe.

Néanmoins, la thématique de la visualisation des données intermédiaires entre les signaux temporels bruts ininterprétables et les paramètres est peu explorée.

Certains paramètres nécessitent la définition de seuils pour être calculés. Ainsi, on définit par exemple qu'un sujet a atteint un régime établi lorsque l'amplitude de ses cycles a dépassé 67% de l'amplitude des cycles n°5 à 10 (on considère qu'il n'y a plus lieu de parler d'initiation à plus de 5 cycles). Certains cycles peuvent avoir des valeurs limites (60% ou 70% de l'amplitude des cycles à distance).

On commet ainsi des erreurs liées au seuil choisi qui pourraient être évitées en regardant directement la donnée brute.

15

Les paramètres moyennent les caractéristiques de la marche sur l'ensemble de l'exercice, et occultent de ce fait le déroulé de l'exercice. Par exemple, pour évaluer la régularité de la marche d'un sujet, on utilise la déviation standard de la durée des cycles de marche. Si les cycles sont globalement réguliers et qu'un cycle se trouve plus long que les autres, la déviation standard sera augmentée. On ne saura pas que cette augmentation sera due à un seul cycle isolé, ni à quel moment de la marche celui-ci a eu lieu. Or, le nombre de cycles erratiques, et leur instant de survenu sont des informations analytiques importantes.

10

Les paramètres sont des bons indicateurs de la performance de la marche d'un sujet. Ils n'apportent néanmoins pas d'information analytique sur l'origine de la modification de la marche. Par exemple, la vitesse de marche est une bonne évaluation globale, cependant, une vitesse peut être diminuée par des pas plus courts ou une cadence diminuée. A leur tour, la taille des pas et la cadence peuvent être affectés par différents facteurs.

15

La mesure de la marche présente d'importantes fluctuations interindividuelles dues principalement aux variabilités anatomiques et fonctionnelles de chaque individu qui influent sur le positionnement des capteurs, et aux variabilités de style locomoteur de chaque individu. Les paramètres sont affectés par cette variabilité et il n'existe pas de méthode de référence pour s'en affranchir.

20

25

EXPOSE DE L'INVENTION

Il existe un besoin dans l'état de l'art de disposer d'un procédé qui permet d'étudier la régularité et la symétrie d'une séquence de cycles de marche ou de course d'une personne.

30

Un but de l'invention est de permettre de prendre en compte la forme du signal pour rendre compte de la régularité de la marche ou de course, tout en s'affranchissant de la variabilité de la durée ou de l'amplitude des cycles de marche ou de la course.

- 5 Dans l'invention, il est construit une matrice ou tableau de visualisation d'un exercice de marche ou de course. Cette matrice de visualisation $M(i,j)$ est dite « locogramme », et est une matrice de Gram au sens où $x_{ij}=x_{ji}$ avec x_{ij} étant la valeur située à la i ème ligne et à la j ème colonne dans la matrice $M(i,j)$.
- 10 Grâce à la matrice de visualisation de l'invention, le médecin peut avoir une vue globale de l'exercice de marche à partir de laquelle il peut faire la sémiologie afin de se faire une idée de la qualité de la marche d'un patient et repérer aisément dans un exercice donné des pas atypiques. Les seuls paramètres ne suffisent pas pour avoir du patient un aperçu satisfaisant. La matrice de visualisation est à mi-chemin entre les
- 15 paramètres et les signaux temporels bruts, et donne accès au médecin aux données de la marche du patient.

La matrice de visualisation est fondée sur la division de la marche ou de course en cycle. Il s'agit de comparer les cycles entre eux à l'aide de « distances » ou métriques

20 mathématiques. En fonction du choix de la distance, tel ou tel aspect du signal va être comparé.

Plus précisément, l'invention présente un dispositif permettant l'analyse de la régularité et de la symétrie d'une séquence de N cycles de marche d'une personne, comportant:

- 25
- des capteurs de mesure de signaux bruts d'une grandeur physique d'un segment anatomique
- ;
- une unité de traitement reliée aux capteurs de mesure pour :
 - traiter et séparer les signaux temporels bruts en signaux temporels distincts C_i ,
- 30 chaque signal temporel C_i étant une série de points de la grandeur physique mesurée

et présentant une forme, une amplitude et une durée donnée, la série C_i étant associée à un cycle de marche ou de course donné i de la personne;

- calculer au moins un coefficient de similarité x_{ij} entre le signal C_i associé au cycle i , avec un autre signal C_j associé à un cycle j de la même personne,

5 le coefficient de similarité x_{ij} étant : un coefficient de similarité de la forme (f_{ij}) des deux signaux C_i et C_j , un coefficient de similarité de l'amplitude (a_{ij}) des deux signaux C_i et C_j , ou un coefficient de similarité de la durée (d_{ij}) des deux signaux C_i et C_j ,

-ranger dans une matrice carrée $M(i,j)$ ($F(i,j)$, $A(i,j)$ $D(i,j)$), dans chaque cellule (i,j) à la ligne i et à la colonne j , la valeur du coefficient de similarité x_{ij} (f_{ij} , a_{ij} , d_{ij}) ;

10 avec i et j entiers naturels variant de 1 à N , les N cycles de marche étudiés étant ordonnés chronologiquement ;

• des moyens d'affichage reliés à l'unité de traitement et affichant la matrice carrée $M(i,j)$ ($F(i,j)$, $A(i,j)$ $D(i,j)$) avec chaque valeur du coefficient de similarité x_{ij} (f_{ij} , a_{ij} , d_{ij}) représentée dans la matrice $M(i,j)$ ($F(i,j)$, $A(i,j)$ $D(i,j)$) par une représentation visuelle graduée pour permettre de visualiser à l'œil nu la similarité entre les cycles de marche ou de course i et j .

15

L'approche de la locomotion par la matrice de visualisation suggère de décrire un cycle (marche, course, piétinement) selon trois aspects sur lesquels vont porter des calculs de distance de similarité : la durée, l'amplitude et la forme du cycle. L'amplitude et la forme du signal sont des aspects indépendants.

20

Avantageusement, pour décrire les pas (marche, course, piétinement) d'un sujet, il peut être utile de construire trois matrices de visualisation $F(i,j)$, $A(i,j)$ $D(i,j)$ à partir de ces trois distances.

25

La présente invention concerne aussi un procédé utilisant le dispositif défini ci-avant, comportant comme étapes:

30

-une étape de détection (i) des signaux temporels bruts d'une grandeur physique d'un segment anatomique, mesurée lors d'une séquence de N cycles de marche ou de course i de la personne,

5 - une étape de traitement et de séparation (ii) des signaux temporels bruts en signaux temporels distincts C_i , chaque signal temporel C_i étant une série de points de la grandeur physique mesurée et présentant une forme, une amplitude et une durée donnée, la série C_i étant associée à un cycle de marche ou de course donné i de la personne;

10

- une étape de calcul (iii) d'au moins un coefficient de similarité x_{ij} (f_{ij} , a_{ij} , d_{ij}) entre un signal C_i associé au cycle de marche ou de course i, avec un autre signal C_j associé à un cycle de marche ou de course j, représentatif de la similarité entre les deux signaux C_i et C_j ;

15

le coefficient étant : un coefficient de similarité de la forme f_{ij} des deux signaux C_i et C_j , un coefficient de similarité de l'amplitude a_{ij} des deux signaux C_i et C_j , ou un coefficient de similarité de la durée d_{ij} des deux signaux C_i et C_j ;

20 - une étape de rangement (iv) dans une matrice carrée $M(i,j)$, de la valeur du coefficient de similarité x_{ij} à la ligne i et à la colonne j ;

avec i et j entiers naturels variant de 1 à N, les N cycles de marche ou de course étant ordonnés chronologiquement;

25 - une étape d'affichage (v) affichant la matrice carrée $M(i,j)$, chaque valeur du coefficient de similarité x_{ij} étant représentée dans la matrice $M(i,j)$ par une représentation visuelle graduée pour permettre de visualiser à l'œil nu la similarité entre les cycles de marche ou de course ou de piétinement étudiés i et j.

DESCRIPTION DES FIGURES

30

D'autres objectifs, caractéristiques et avantages sortiront de la description détaillée qui

suit en référence aux dessins donnés à titre illustratif et non limitatif parmi lesquels :

- la figure 1a représente le dispositif selon l'invention ;
- la figure 1b représente le procédé selon l'invention ;
- 5 - la figure 2 représente la définition des termes amplitude, durée et forme des cycles de marche ou de course ;
- la figure 3 représente l'outil de visualisation selon l'invention du cycle de marche d'un pied d'une personne sur un exercice de marche donné comportant un aller et retour sur une distance définie;
- 10 - les figures 4a et 4b représentent l'outil de visualisation $F(i,j)$ qui se rapporte au coefficient de similarité de forme selon l'invention pour un sujet sain, respectivement pour un sujet parkinsonien, comparant pour chaque sujet, la forme de ses cycles de marche sur un exercice de marche donné comportant un aller et retour sur une distance définie;
- 15 - les figures 5a et 5b représentent l'outil de visualisation de la marche ou matrice carrée $A(i,j)$ qui se rapporte au coefficient de similarité de l'amplitude selon l'invention pour un sujet sain, respectivement pour un sujet parkinsonien, comparant pour chaque sujet, l'amplitude de ses cycles de marche sur un exercice de marche donné comportant un aller et retour sur une distance
- 20 définie;
- les figures 6a et 6b représentent l'outil de visualisation de la marche ou matrice carrée $D(i,j)$ qui se rapporte au coefficient de similarité de durée selon l'invention pour un sujet sain, respectivement pour un sujet parkinsonien, comparant pour chaque sujet, la durée de ses cycles de marche sur un
- 25 exercice de marche donné comportant un aller et retour sur une distance définie;
- la figure 7 représente, en fonction du temps, les signaux temporels bruts de l'accélération issus d'un accéléromètre triaxial selon les trois axes x, y et z, pour le pied droit d'une personne en mouvement sur un exercice de marche
- 30 donné comportant un aller et retour sur une distance définie;

- la figure 8 représente, en fonction du temps, les signaux temporels bruts de l'accélération sans gravité correspondant aux signaux bruts de la figure 1 auxquels on a soustrait les signaux temporels bruts issus de l'accéléromètre triaxial selon les trois axes x, y et z pour le pied droit d'une personne immobile ;
- 5 - la figure 9 représente, en fonction du temps, la norme de l'accélération sans gravité du pied droit de la personne sur un exercice de marche donné comportant un aller et retour sur une distance définie;
- les figures 10a, 10b représentent, en fonction du temps, la norme de l'accélération sans gravité du pied droit de la personne, la norme de l'accélération sans gravité du pied gauche de la personne et le repérage des
- 10 temps τ_{droit} et τ_{gauche} correspondant aux cycles de marche C1, C2....Cnd+ng sur un exercice de marche donné comportant un aller et retour sur une distance définie;
- la figure 10c représente le ré-échantillonnage des cycles de marche C1,
- 15 C2....Cnd+ng.

Les figures présentées dans ce document ont uniquement une valeur illustrative.

DESCRIPTION DETAILLÉE DE L'INVENTION

20

La présente invention concerne un dispositif 1 permettant l'analyse de la régularité et de la symétrie d'une séquence de N cycles de marche ou de course d'une personne, sans calcul de paramètres basés sur la considération globale des N cycles de marche

25 ou de course.

L'expression 'cycle de marche ou de course' correspond aux phases définies entre deux appuis du talon d'un même pied sur le sol lors de la marche ou d'une course de la personne et qui ont lieu à certains instants entre les deux appuis du talon. Elle est

30 donc représentative du comportement du pied de la personne pendant un pas.

Comme il est connu de l'état de l'art, les différentes phases peuvent être définies en pourcentage, 0 % correspondant au premier appui talon et 100 % au deuxième.

5 Le cycle peut être séparé en deux phases : la phase d'appui (0 à 60%) où le pied est en contact avec le sol, et la phase oscillante ou pendulaire (60% à 100%) où le talon est en l'air.

10 Cette expression définit tous les styles de marche et les styles de course ; par exemple le piétinement doit être considéré comme faisant partie de la catégorie définie par l'expression 'cycle de marche'.

15 Le dispositif 1 illustré sur la figure 1a comporte des capteurs de mesure 2 de signaux bruts i d'une grandeur physique d'un segment anatomique, mesurée lors d'une séquence de N cycles de marche ou de course d'au moins un pied de la personne.

Les capteurs de mesure 2 peuvent être tout capteur, par exemple tel qu' : un accéléromètre, un gyroscope, une électromyographie, des semelles de pression ou des traceurs infrarouges/dispositifs d'acquisition vidéo ou IR.

20 Ils peuvent être placés par exemple sur le pied, la cheville, la ceinture, poignet, tête.

La grandeur physique mesurée peut, par exemple, être la norme de l'accélération, la norme de l'accélération sans la composante de gravité terrestre, la vitesse, la vitesse angulaire, le déplacement, la position etc...

25 Par exemple, les grandeurs issues de capteurs inertiels peuvent être l'accélération linéaire ou la vitesse angulaire selon un des 3 axes de l'espace. Avec d'autres capteurs, d'autres grandeurs peuvent être la position du pied dans l'espace avec la stéréophotogrammétrie ou la pression au sol avec des semelles de force à capteur de pression.

30

Comme représenté sur la figure 1a, le dispositif 1 comporte une unité de traitement et de calcul 3 agencée pour :

5 - traiter et séparer les données brutes en signaux temporels distincts C_i , chaque signal temporel C_i étant une série de points de la grandeur physique mesurée fonction du temps et présentant une forme, une amplitude et une durée donnée, la série C_i étant associée à un seul cycle donné i de la personne parmi les N cycles de marche comme représenté sur la figure 2 ;

10 - calculer au moins un coefficient de similarité entre un signal C_i associé à un cycle i , avec un autre signal C_j associé à un autre cycle j , représentatif de la similarité entre les deux signaux C_i et C_j ;

15 - ranger dans une matrice carrée $M(i,j)$ indexée en ligne i et en colonne j , et indiquant pour chaque cellule (i, j) , la valeur du coefficient de similarité entre les cycles i et j .

Lors de ces calculs et du rangement des valeurs déterminées dans la matrice $M(i,j)$, les entiers naturels avec i et j varient de 1 à N , et les N cycles de marche étudiés sont ordonnés pour le pied donné, chronologiquement.

20

Le traitement (« comprend resampling ») et la séparation des données brutes est illustré sur les figures 10A à 10D, et les signaux temporels distincts C_i , après traitement -

dessus sont nommés \tilde{C}_i sur la figure 10D (ce qui correspond à la terminologie C_i dans le texte).

25

Le coefficient de similarité peut être : un coefficient de similarité de la forme f_{ij} des deux signaux C_i et C_j (comme représenté sur les figures 4a et 4b), un coefficient de similarité de l'amplitude a_{ij} des deux signaux C_i et C_j (comme représenté sur les figures 5a et 5b), ou un coefficient de similarité de la durée d_{ij} des deux signaux C_i et C_j (comme représenté sur les figures 6a et 6b).

30

Un synonyme pour 'coefficient' est 'distance algébrique' au sens mathématique du terme par exemple, et pour 'similarité' est ressemblance.

- 5 L'expression 'de similarité' implique la symétrie des coefficients et donc que $f_{ij}=f_{ji}$, $a_{ij}=a_{ji}$ et $d_{ij}=d_{ji}$.

Le coefficient de similarité peut être considéré comme étant un coefficient de corrélation dans un certain nombre de cas de figures.

- 10 D'autres coefficients de similarité peuvent être utilisés en fonction de l'aspect de la forme que l'on veut comparer entre deux signaux : le Dynamic Time Wrapping (DTW), le coefficient de Spearman, les distances euclidiennes (L_1 , L_2 et L_∞).

Ainsi, avec un coefficient de similarité qui varie dans un intervalle $[a ; b]$,

- 15 - si deux signaux (ou les deux cycles de marche ou de course) sont identiques, le coefficient peut être égal à b , et
 - si deux signaux (ou les deux cycles de marche ou de course) n'ont aucune ressemblance, le coefficient peut être égal à a ,
 la similarité entre les signaux augmentant linéairement entre a et b .

20

Avantageusement, l'unité de traitement et de calcul 3 est agencée pour :

- calculer plusieurs coefficients de similarité f_{ij} , a_{ij} , d_{ij} différents, chaque coefficient de similarité f_{ij} , a_{ij} , d_{ij} étant associé à la même échelle de couleurs, chaque couleur ayant la même signification de similarité quelle que soit le coefficient utilisé f_{ij} , a_{ij} , d_{ij} , comme
 25 illustré sur les figures 4a à 6b ;
 - présenter les valeurs des coefficients de similarité f_{ij} , a_{ij} , d_{ij} dans des matrices carrées différentes $F(i,j)$, $A(i,j)$ $D(i,j)$, une matrice carrée par type de coefficient de similarité .

- 30 Le dispositif 1 présente aussi des moyens d'affichage 4 reliés à l'unité de traitement et affichant la matrice $M(i,j)$ pour i et j variant de 1 à N , chaque valeur du coefficient de

similarité étant représentée dans la matrice $M(i,j)$ par une représentation visuelle graduée pour permettre de visualiser à l'œil nu la similarité entre les cycles de marche ou de course i et j .

- 5 Avantageusement, les coefficients de similarité (f_{ij} , d_{ij} , a_{ij}) sont choisis :
- pour qu'une fois calculées, toutes les valeurs des coefficients de similarité (f_{ij} , d_{ij} , a_{ij}) soient dans un même intervalle $[a ; b]$ et
 - pour que plus les valeurs des coefficients de similarité (f_{ij} , d_{ij} , a_{ij}) soient élevées et plus les signaux C_i , C_j soient similaires.

10

Avantageusement, cette représentation visuelle est graduée pour représenter la valeur du coefficient de similarité. En d'autres termes, il y a une correspondance entre l'échelle des valeurs de coefficient de similarité et celle des couleurs.

15

Cette correspondance peut être proportionnelle ou non.

- De façon préférée, chaque valeur est représentée par une couleur située dans une échelle de couleurs graduées pour permettre de visualiser à l'œil nu la similarité entre
- 20 les deux cycles de marche ou de course i et j (ce qui revient à étudier la similarité entre les deux signaux C_i et C_j).

25

Avantageusement, l'échelle utilisée par les moyens d'affichage 4 est choisie sans seuils ou continue comme illustré sur les figures 3 à 6b.

Ici l'échelle est $[0 ; 1]$ pour le coefficient de similarité de forme, le coefficient de similarité d'amplitude et le coefficient de similarité de durée permettant une comparaison rapide et aisée des différents coefficients de similarité entre eux.

- 30 Chaque case de la matrice peut porter une couleur correspondant au degré de similarité/ressemblance de deux pas entre eux.

Une couleur chaude (exemple rouge) est proche de 1, et traduit une grande ressemblance (similarité).

5 Une couleur froide (exemple bleu) est proche de 0, et traduit une faible ressemblance (similarité).

A noter que cette échelle est inversée entre la figure 3 d'un côté et les figures 4a à 6b de l'autre : sur la figure 3 des couleurs foncées indiquent une ressemblance, ce qui est le contraire sur les figures 4a à 6b ou des couleurs claires indiquent une ressemblance.

10

Les moyens d'affichage 4 affichent une représentation visuelle de la matrice de similarité telle que :

-chaque case représente un coefficient de similarité entre le signal C_i et C_j ;

15 -la valeur du coefficient de similarité (f_{ij} , a_{ij} , d_{ij}) est représentée dans une échelle de couleur graduée.

Dans un premier mode de réalisation illustré sur la figure 3, il est représenté le coefficient de similarité entre le signal C_i relatif à la marche ou à la course d'un seul pied (pied droit, ou respectivement pied gauche) de la personne, et le signal C_j relatif à la marche ou à la course du même pied, et nombre de cycles $N=N_d$ (respectivement N_g) nombre de cycles du pied droit (respectivement nombres de cycles du pied gauche).

20

Dans un second mode de réalisation illustré sur les figures 4a à 6b, les moyens d'affichage 4 affichent:

25

-les coefficients de similarité (f_{ij} , a_{ij} , d_{ij}) calculés pour un seul pied 3 ;

- également le coefficient de similarité (f_{ij} , a_{ij} , d_{ij}) entre le signal C_i relatif à la marche ou à la course du pied droit de la personne, et le signal C_j relatif à la marche ou à la course du pied gauche de la personne, et $N=N_d + N_g$.

30

Dans ce cas, tous les cycles étudiés du pied droit, puis tous les cycles étudiés du pied gauche (ou inversement) sont ordonnés chronologiquement, en abscisse et en ordonnée de la matrice, comme illustré sur les figures 4a à 6b. Ils sont séparés ici dans la représentation par une zone O, ce qui donne 4 sous-carrés.

5

Ainsi, la matrice de similarité :

- « pied droit/pied droit » est représentée par le sous-carré en bas à gauche ;
- « pied gauche/pied gauche » est représentée par le sous-carré en haut à droite ;
- « pied gauche/pied droit » est représentée par le sous-carré en bas à droite.

10

Lorsque le coefficient de similarité est un coefficient de forme f_{ij} , l'unité de traitement et de calcul 3 est agencée pour :

- normaliser en durée chaque signal temporel C_i avec chaque signal temporel C_j pour que les deux signaux C_i et C_j aient la même durée ;
- 15 - normaliser en amplitude chaque signal temporel C_i ;
- calculer un coefficient de similarité de forme f_{ij} entre chaque signal normalisé C'_i , avec un autre signal normalisé C'_j , et ce pour tous les cycles de marche.

20 Dit autrement, pour étudier la ressemblance de la forme des cycles entre eux, il faut s'affranchir de leur différence d'amplitude et de leur différence de durée.

Par exemple, la normalisation en durée est réalisée par ré-échantillonnage linéaire, ou par DTW, comme illustré sur la figure 10c.

25 Par exemple, la normalisation en amplitude est réalisée en divisant le Signal C_i par l'écart type ou par valeur efficace (« Root Mean Square »).

30 Dans une première réalisation, le coefficient de similarité de forme f_{ij} peut être le coefficient de Pearson, comme illustré sur les figures 4a et 4b, les valeurs étant ramenées à 0 en cas de valeurs du coefficient de Pearson inférieures à zéro.

D'autres distances mathématiques sont envisageables telles que la distance de corrélation de Spearman ou la technique du « dynamique time wrapping ».

Si l'on s'intéresse uniquement à la forme, il est important de s'affranchir de l'amplitude et de la durée. Pour cela, il est re-normalisé le signal en ré-échantillonnant le signal à
 5 100 échantillons (normalisation en durée) et divisant le signal par l'écart-type du cycle (normalisation en amplitude). La distance de corrélation de Pearson conserve la ligne temporelle et compare strictement la forme des pas. La distance de corrélation de Spearman et le « dynamic time wrapping » déforment la ligne temporelle et indique s'il
 10 existe une déformation possible pour que la forme de deux cycles se ressemblent ou si les formes sont vraiment différentes.

Dans une deuxième réalisation, le coefficient de similarité peut être un coefficient de similarité de durée d_{ij} .

15

Dans ce cas, comme illustré sur les figures 5a et 5b, l'unité de traitement et de calcul 3 est agencée par exemple pour :

-calculer une durée D_i , D_j du signal C_i et de la durée du signal C_j ,
 -calculer le coefficient de similarité de durée d_{ij} qui est le rapport de la plus petite des
 20 deux durées D_i , D_j divisée par la plus grande durée D_i , D_j , afin de ramener la valeur des coefficients entre 0 et 1.

La durée du signal C_i est égal au nombre d'échantillons, chaque échantillon étant pris de façon régulière à une fréquence donnée.

25

Dans une troisième réalisation, le coefficient peut être un coefficient de similarité d'amplitude.

Dans ce cas, comme illustré sur les figures 6a et 6b, l'unité de traitement et de calcul
 30 3 est agencée par exemple pour :

-calculer une amplitude A_i , A_j du signal C_i et du signal C_j ,

-calculer le coefficient de similarité d'amplitude a_{ij} qui est le rapport de la plus petite amplitude A_i , A_j divisée par la plus grande amplitude A_i , A_j afin de ramener la valeur des coefficients entre 0 et 1.

- 5 L'amplitude A_i et A_j est par exemple l'écart type ou la valeur efficace (« Root Mean Square »).

Une fois ces calculs effectués pour trouver les valeurs des coefficients de similarité, l'unité de traitement et de calcul 3 est agencée pour calculer :

- 10 -des paramètres permettant d'évaluer la régularité de la marche ;
 -des paramètres permettant d'évaluer la symétrie de la marche ;
 -le nombre de cycles nécessaires à établir une séquence ou une sous séquence de marche.

- 15 En particulier :

- le paramètre évaluant la régularité de la marche : la moyenne de toutes les cellules (i, j) de la matrice $M(i,j)$ ($A(i, j)$; $D(i,j)$; $F(i,j)$) en excluant les cellules $i=j$,
- le paramètre évaluant la régularité de la marche : la déviation standard de toutes les cellules (i, j) de la matrice $M(i,j)$ en excluant les cellules $i=j$,
- 20 - le paramètre évaluant la symétrie de la marche : la moyenne des coefficients des cellules avec i allant de 1 à N_d (ou de 1 à N_g), et j allant de N_d+1 à N_d+N_g (j allant de N_g+1 à N_d+N_g).

- 25 La présente invention concerne aussi un procédé illustré sur la figure 2 et utilisant le dispositif 1 ci-avant décrit.

Le procédé, illustré sur la figure 2, comporte :

- une étape de détection (i) des signaux temporels bruts ;
- une étape de traitement et de séparation (ii) des signaux temporels bruts en signaux
- 30 temporels distincts C_i ;
- une étape de calcul (iii) de coefficient de similarité ;

-une étape de rangement (iv) dans une matrice $M(i,j)$, la valeur du coefficient de similarité à la ligne i et à la colonne j ;
avec i et j entiers naturels variant de 1 à N , les N cycles de marche ou de course étant ordonnés chronologiquement;

- 5 - une étape d'affichage (v) affichant la matrice $M(i,j)$;
- une étape de visualisation (vi) par un opérateur.

L'étape de visualisation par l'opérateur permet de déterminer :

- 10 - le nombre de cycles nécessaires à la réalisation d'une séquence de marche ou de course ou d'une sous-séquence de marche, la sous-séquence de marche ou de course étant: un demi-tour, l'initiation de la marche ou de la course, une accélération, une décélération, un régime établi, l'arrêt, un virage ;
- le nombre de cellules ayant une couleur associée à une valeur faible de coefficient ;
- si un cycle présente une ou plusieurs cellules ayant une couleur associée à une valeur
15 faible ou élevée de coefficient ;
- si les deux cycles de marche consécutifs présentent une ou plusieurs cellules ayant une couleur associée à une valeur faible ou élevée de coefficient;
- repérer les changements de régime de pas au cours de l'exercice par des hétérogénéités de couleur ;
20 -comparer la couleur des cellules pied-droit-pied droit avec les cellules pied droit-pied gauche.

Il peut être prévu que l'unité de traitement et de calcul 3 compte le nombre de cycles ci-dessus définis, ou ne fait apparaître que certaines valeurs de coefficients de
25 similarité entre les cycles au vu de valeurs de seuil prédéfinies.

DESCRIPTION DU PROTOCOLE DE REALISATION D'UN EXERCICE DE MARCHÉ ET DESCRIPTION DE LA COHORTE DE PARKINSONIENS D'APRES AVC 2.

Etape 1 : Acquisition des données

Un sujet portant un accéléromètre triaxial sur la face dorsale de chaque pied réalise un exercice de marche de 10 mètres aller-retour départ arrêté. Chacun des capteurs
5 enregistre un signal temporel en 3 dimensions (selon les trois axes x, y et z). On appelle respectivement acc_{droit} et acc_{gauche} les signaux pour le pied droit et le pied gauche, comme représenté sur les courbes de la figure 7.

10 Etape 2 : Repérage des débuts des cycles de marche

On repère (manuellement ou automatiquement) dans les signaux, les temps correspondant aux débuts des cycles de marche. Ces instants, selon la définition de Mariani et al. (2013), correspondent aux « heel-strikes », c'est-à-dire aux instants où le
15 talon touche le sol. On définit deux ensembles τ_{droit} et τ_{gauche} correspondant respectivement à l'ensemble des heel-strike pour le pied droit et le pied gauche (figures 10A et 10B). On appelle $N_d + 1$ et $N_g + 1$ respectivement le nombre de heel-strike repérés pour le pied droit et pour le pied gauche. Le cycle de marche i du pied droit est défini comme la partie du signal commençant à l'instant $\tau_{droit,i}$ et finissant au début du
20 cycle de marche suivant $\tau_{droit,i+1}$, comme le montrent les figures 10A et 10B. Ainsi, N_d et N_g sont les nombres de cycle de marche du pied droit et du pied gauche respectivement.

25 Etape 3 : Retrait de la gravité

Au début du protocole, ou dans une étape préliminaire, on a demandé au sujet de rester debout et immobile. On a enregistré la valeur (constante) des accélérations durant cette phase et on l'a stocké dans un vecteur $\begin{pmatrix} \mathbf{accimmobile}_{droit,x} \\ \mathbf{accimmobile}_{droit,y} \\ \mathbf{accimmobile}_{droit,z} \end{pmatrix}$

5 Comme représenté sur les courbes de la figure 8, il est enlevé la gravité selon le procédé suivant :

$$\mathbf{accfree}_{droit} = \begin{pmatrix} \mathbf{acc}_{droit,x} \\ \mathbf{acc}_{droit,y} \\ \mathbf{acc}_{droit,z} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \mathbf{accimmobile}_{droit,x} \\ \mathbf{accimmobile}_{droit,y} \\ \mathbf{accimmobile}_{droit,z} \end{pmatrix}$$

On réitère le même procédé pour le pied gauche.

Etape 4 : Calcul de la norme

10

Comme représenté sur la courbe de la figure 9, il est calculé la norme du vecteur accélération à chaque instant t :

$$s_{droit}[t] = \sqrt{\mathbf{accfree}_{droit,x}[t]^2 + \mathbf{accfree}_{droit,y}[t]^2 + \mathbf{accfree}_{droit,z}[t]^2}$$

de même pour le pied gauche.

15 Cette fusion des trois axes de l'accélération permet de se rendre indépendant de la position du capteur qui est une source d'imprécision de mesure importante dans la mesure par accéléromètre.

Etape 5 : Création des cycles de marche

20

Comme représenté sur la courbe des figures 10C à 10D, on note l'ensemble des cycles de marche de l'exercice de la manière suivante :

25 Pour

$$\forall i \in \llbracket 1, N_d + N_g \rrbracket \begin{cases} \mathbf{c}_i = \mathbf{s}_{droit}[\boldsymbol{\tau}_{droit,i}, \boldsymbol{\tau}_{droit,i+1}] & \text{si } 1 \leq i \leq N_d \\ \mathbf{c}_i = \mathbf{s}_{gauche}[\boldsymbol{\tau}_{gauche,i-N_d}, \boldsymbol{\tau}_{gauche,i-N_d+1}] & \text{si } N_d + 1 \leq i \leq N_d + N_g \end{cases}$$

On obtient $\{c_1, c_2, \dots, c_{N_d}, c_{N_d+1}, c_{N_d+2}, \dots, c_{N_d+N_g}\}$ l'ensemble des cycles de marche d'un exercice de marche avec $\{c_1, c_1, \dots, c_{N_d}\}$ les cycles du pied droit et $\{c_{N_d+1}, c_{N_d+2}, \dots, c_{N_d+N_g}\}$ les cycles du pied gauche.

5

Etape 6 : Calcul des métriques

De toutes les étapes présentes, il est déterminé un signal temporel C_i comportant une série de points de la grandeur physique mesurée fonction du temps.

10

Chaque signal temporel C_i présente une forme, une amplitude et une durée donnée, la série C_i étant associée un cycle donné i , comme représenté sur la figure 2.

15

6.1 Quelques notations préliminaires

Etant donné un vecteur x composé de N échantillons $\{x_1, x_2, \dots, x_N\}$, on définit les quantités suivantes :

20

$$\text{Moyenne : } \bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

$$\text{Ecart type : } std(x) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2$$

Etant donnés deux vecteurs x et y , on définit :

25

$$\text{Covariance : } cov(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})$$

6.2 Métrique durée

On définit la métrique durée par :

$$\forall i, j \in \llbracket 1, N_d + N_g \rrbracket^2 D(\mathbf{c}_i, \mathbf{c}_j) = \min\left(\frac{|\mathbf{c}_i|}{|\mathbf{c}_j|}, \frac{|\mathbf{c}_j|}{|\mathbf{c}_i|}\right)$$

où $|\mathbf{c}_j|$ est le nombre d'éléments du cycle j .

- 5 Il s'agit du rapport des durées des cycles en mettant toujours le cycle le plus long au dénominateur.

6.3 Métrique amplitude

- 10 On définit la métrique amplitude par :

$$\forall i, j \in \llbracket 1, N_d + N_g \rrbracket^2 A(\mathbf{c}_i, \mathbf{c}_j) = \min\left(\frac{std(\mathbf{c}_i)}{std(\mathbf{c}_j)}, \frac{std(\mathbf{c}_j)}{std(\mathbf{c}_i)}\right)$$

Il s'agit du rapport des déviations standards en mettant toujours le cycle ayant l'amplitude la plus grande au dénominateur.

15

6.4 Métrique forme

A ce stade, les cycles n'ont pas tous la même longueur. On normalise la longueur de chaque cycle à 100 échantillons en utilisant la fonction « resample » de Matlab ®

- 20 ("MATLAB 2014a, The MathWorks, Natick, 2014."), comme représenté sur les figures 10D. On appelle $\tilde{\mathbf{c}}_i$ la version renormalisée de \mathbf{c}_i

On définit enfin la métrique forme par :

$$F(\mathbf{c}_i, \mathbf{c}_j) = \max(0, P(\tilde{\mathbf{c}}_i, \tilde{\mathbf{c}}_j))$$

- 25 Où

$$\forall i, j \in \llbracket 1, N_d + N_g \rrbracket^2 P(\tilde{\mathbf{c}}_i, \tilde{\mathbf{c}}_j) = \frac{cov(\tilde{\mathbf{c}}_i, \tilde{\mathbf{c}}_j)}{std(\tilde{\mathbf{c}}_i)std(\tilde{\mathbf{c}}_j)}$$

Etape 7 : Construction des matrices de visualisation

Ainsi on obtient 3 matrices pour un exercice de marche

$$5 \quad \left[D(c_i, c_j) \right]_{\substack{i=1..N_d+N_g \\ j=1..N_d+N_g}} \quad \left[A(c_i, c_j) \right]_{\substack{i=1..N_d+N_g \\ j=1..N_d+N_g}} \quad \left[F(c_i, c_j) \right]_{\substack{i=1..N_d+N_g \\ j=1..N_d+N_g}}$$

On a la forme suivante :

$$10 \quad \left[\begin{array}{cc} \textit{Comparaison droite gauche} & \textit{Comparaison gauche} \\ \textit{Comparaison droit} & \textit{Comparaison droite gauche} \end{array} \right]$$

DESCRIPTION DETAILLEE DES MATRICES

15

Il est ici décrit les figures 4A à 6B.

Les figures présentées dans ce document ont une valeur illustrative. D'après la construction du « locogramme », la taille ne diffère pas entre la forme, l'amplitude et la durée. Les différences de nombre de carrés observées ici entre les figures 4A et 6B sont liées à un défaut de mise en page.

Le sujet sain a réalisé un total de 38 cycles contre 54 pour le sujet parkinsonien pour la même distance ce qui traduit une marche à petits pas pathologique (figure 4A et 4B). Dans la matrice de forme du sujet sain, les carreaux homogènes de couleur claire traduisent une marche régulière (figure 4A). On observe un régime établi de marche atteint en 1 cycle puisque seul le cycle n°1 du pied droit est très différent des autres. Pour le sujet parkinsonien, l'hétérogénéité de la matrice de

forme traduit une marche irrégulière (figure 4B). Le régime stationnaire est atteint en 2 cycles (cycle n°1 du pied gauche et cycle n°1 du pied droit).

Les plages d'homogénéité le long de la diagonale du « locogramme » sont des signes de marche de qualité. En effet, cela signifie que tous les cycles de cette plage d'homogénéité se ressemblent entre eux et sont réguliers.

Sur la figure 4A (sujet sain), ces plages sont longues et omniprésentes. On en distingue deux pour chaque pied qui correspondent à l'aller et au retour de l'exercice de marche. L'aller et le retour pour chaque pied sont séparés par un cycle noir (croix centrale dans les carrés en bas à gauche et en haut à droite : cycle n° 10 pied droit par exemple) qui correspond au cycle de demi-tour et qui de manière normale ne ressemble à aucun autre cycle.

Sur la figure 4B (sujet pathologique) les plages d'homogénéité sont plus courtes. On repère plusieurs plages homogènes : cycles n° 2 à 6 et cycles n° 20 à 25 pour le pied droit, cycles n° 2 à 7, cycles n° 10 à 14 et cycles n° 15 à 26 pour le pied gauche. Il est à noter que ces plages d'homogénéité de qualité relative. En effet, elles sont homogènes comparées au reste du «locogramme» de la figure 4B mais relativement hétérogènes comparées au «locogramme» de la figure 4A. Sur la figure 4B, ces plages sont en début de marche : le sujet n'est pas fatigué et peut réaliser une marche de qualité. Ces plages sont également en fin d'exercice pouvant traduire un temps important nécessaire à l'obtention d'un régime établi de marche. Au milieu de l'exercice, la marche est dégradée en témoigne l'absence de plages homogènes.

Bien plus, on observe des cycles erratiques traduisant des irrégularités bien localisées dans le temps ('freezing', trébuchement) : cycle n° 19 pied droit, cycles n° 8 et n° 9 pied gauche par exemple. Enfin, on observe également des irrégularités plus diffusées dans le temps prenant la forme de plages hétérogènes : cycles n° 15 à 20 pied droit et cycles n° 15 à 20 pied gauche par exemple. Il est à noter que ces

deux plages hétérogènes suivent immédiatement le demi-tour. Ceci traduit peut être une difficulté à réaliser le demi-tour et à reprendre une marche de qualité après celui-ci. Il n'y a pas de plages hétérogènes et ni de cycles erratiques observables sur la figure 4A.

Les demi-tours sont également révélateurs de la qualité de la locomotion. Sur la figure 4A (sujet sain), le demi-tour est composé de seulement de 1 cycle de manière physiologique : cycle n° 10 pied droit. Sur la figure 4B (sujet pathologique), le demi-tour est composé de 2 cycles : cycle n° 14 pied droit et cycle n° 15 pied gauche. On constate que le demi-tour sur la figure 4B a une répercussion sur les cycles alentours (cycles n° 14 à 17 pied gauche sont plus sombres) tandis qu'on observe pas de telle répercussion dans la figure 4A.

Dans la matrice d'amplitude du sujet sain, la croissance, puis la décroissance de la similarité de l'amplitude de l'accélération entre les cycles traduit la mise en place de la vitesse de croisière (figure 5A). Cette croissance et cette décroissance sont moins visibles pour le sujet parkinsonien (figure 5B).

Dans la matrice de durée du sujet témoin, la couleur globale plus claire que celle du sujet parkinsonien traduit une plus grande ressemblance entre les cycles de marches en termes de durée (figure 6A et 6B). L'homogénéité de la couleur traduit une moins grande variabilité entre les cycles de marches en termes de durée.

ANALYSE NUMERIQUE A PARTIR DU « LOCOGRAMME » SUR 40 SUJETS

Nous calculons la déviation standard (DS) de la durée des cycles de marches sur la marche établie (ensemble des cycles de marche sans les 3 premiers cycles, les

3 cycles précédent le demi-tour, les cycles du demi-tour, les trois cycles suivants le demi-tour et les trois derniers cycles de l'exercice) :

$$P0 = DS|c_i|_{i=marche\ établie}$$

où $|c_i|$ est le nombre d'échantillons de c_i .

Nous calculons la moyenne du « locogramme » sur la marche établie :

$$P1 = moyenne[F(c_i, c_j)]_{\substack{i=marche\ établie \\ j=marche\ établie}}$$

Nous calculons la déviation standard du « locogramme » sur la marche établie :

$$P2 = DS[F(c_i, c_j)]_{\substack{i=marche\ établie \\ j=marche\ établie}}$$

Nous calculons le nombre de clusters hiérarchiques sur le « locogramme » obtenu avec la même règle d'arrêt :

$$P3 = cluster[F(c_i, c_j)]_{\substack{i=1..N_r+N_l \\ j=1..N_r+N_l}}$$

Les résultats comparant les paramètres {P1, P2, P3} pour deux groupes de sujets sains (jeune et âgés) et des patients atteints de la maladie de Parkinson sont rapportés dans le tableau 1. Les résultats comparant la corrélation des paramètres {P1, P2, P3} avec la sévérité de l'atteinte clinique des patients atteints de la maladie de Parkinson (évaluée avec le score UPDRS III) et la qualité de la marche (évaluée avec la vitesse de marche et P0) sont représentés dans le tableau 2.

Tableau 1 : Comparaison inter-groupe de P1, P2 et P3 pour CJ, CA and MP.

Paramètres		CJ	CA	MP	
P1	Moyenne	0,96	0,94	0,88	I-III
	DS	0,02	0,04	0,05	II-III

P2	Moyenne	0,03	0,04	0,09	I-III
	DS	0,02	0,04	0,07	II-III
P3	Moyenne	5,09	5,08	6,71	I-III
	DS	2,30	2,59	2,72	II-III

Test statistique : ANOVA (analyse de variance). ^{II-III} = valeur-p < 0.05.
DS déviation standard
CJ (contrôles jeunes) groupe d'adultes jeunes (N=9 ; âge = moyenne 38,3 DS 8,2 ans)
CA (contrôles âgés) groupe d'adultes âgés (N=11 ; âge = moyenne 67,0 DS 10,1 ans)
MP (maladie de Parkinson) groupe de patients atteints de la maladie de Parkinson (N=20 ; âge = moyenne 74,7 DS 11,0 ans)
P1 paramètre moyenne du locogramme sur la marche établie (sans unité)
P2 paramètre déviation standard du locogramme sur la marche établie (sans unité)
P3 paramètre nombre de clusters hiérarchiques sur le locogramme obtenu avec la même règle d'arrêt (sans unité)

Tableau 2 : Corrélation intra-groupe MP entre {P1, P2, P3} et {UPDRS III, vitesse de marche, P0}

Paramètre		UPDRS III	Vitesse de marche	P0
P1	Rho	-0,51*	0,67*	0,30*
	Pval	0,00	0,00	0,00
P2	Rho	0,39*	-0,44*	-0,16
	Pval	0,00	0,00	0,06

P3	Rho	0,23*	-0,47*	-0,27*
	Pval	0,00	0,00	0,00
Corrélations évaluées avec le coefficient de Pearson. * = valeur-p < 0.05.				
Rho coefficient de corrélation				
UPDRS III score clinique permettant de quantifier la sévérité de l'atteinte motrice de la maladie de Parkinson par le neurologue, en consultation.				
MP (maladie de Parkinson) groupe de patients atteints de la maladie de Parkinson				
P0 paramètre déviation standard de la durée des cycles de marches sur la marche établie				
P1 paramètre moyenne du locogramme sur la marche établie				
P2 paramètre déviation standard du locogramme sur la marche établie				
P3 paramètre nombre de clusters hiérarchiques sur le locogramme obtenu avec la même règle d'arrêt				

Les résultats montrent que le « locogramme » des patients atteints de la maladie de parkinson est significativement plus dégradé que celui des sujets sains âgés et des sujets jeunes sur les 3 paramètres {P1, P2, P3} issus du « locogramme » (Tableau 1).

D'autre part, il y a une corrélation entre la clinique (score UPDRS III) et la qualité de la marche évaluée par le «locogramme» selon les trois paramètres {P1, P2, P3} issus du «locogramme» (Tableau 2).

Enfin, il y a une corrélation entre la qualité de la marche évaluée avec les paramètres de l'état de l'art (vitesse de marche et P0) et la qualité de la marche évaluée par le «locogramme» selon les trois paramètres {P1, P2, P3} (Tableau 2).

Donc, sur un ensemble de 40 sujets, le «locogramme» permet d'évaluer numériquement la qualité de la marche d'un patient atteint de la maladie de Parkinson (en plus du point de vue visuel).

AVANTAGE DES MATRICES

La matrice de visualisation affichée sur les figures 4A et 6B calculée sur un exercice de marche de 10 mètre aller/retour départ arrêté donne accès aux paramètres de marche suivants :

- Nombre de cycles nécessaires à la réalisation de l'exercice ;
- Nombre de cycles nécessaires pour le demi-tour ;
- Nombre de cycles nécessaires à l'initiation de la marche.

La matrice de visualisation présente ces paramètres de manière plus intuitive que sous forme de liste. De plus, pour les deux derniers paramètres, la définition dans la littérature repose sur des seuils fixés expérimentalement. L'intérêt d'une représentation globale plutôt que d'un paramètre est d'éviter les erreurs dues à un seuil arbitraire.

La forme de la matrice de visualisation permet de répondre aux questions suivantes :

- La marche est-elle globalement régulière ?
- Le sujet a-t-il atteint un régime de marche établi ? A quel moment ?
- Y a-t-il plusieurs régimes de marche établie différents ?
- Y a-t-il des cycles de marche erratiques («freezing» en anglais) ? A quel moment ?

La matrice de visualisation permet d'avoir une idée du déroulé de l'exercice de marche contrairement aux paramètres qui n'ont pas de valeur temporelle. La matrice de visualisation donne accès à la notion de régime de marche qui est une notion pour laquelle nous ne disposons pas d'outils d'exploration mise à part le tracé de paramètre chronologiquement cycle de marche après cycle de marche.

Chaque sujet possède un style particulier de marche à l'origine d'une grande variabilité interindividuelle des paramètres. Ce style se traduit dans les signaux par une signature très reproductible d'un cycle de marche sur l'autre chez le sujet sain. Les paramètres ne sont pas un outil adapté à la description de cette signature. La matrice de visualisation, avec un choix adapté de distance (voir la rubrique « description de l'invention ») compare la forme des pas et évalue la ressemblance de la signature d'un cycle vis-à-vis des autres cycles de marche. Ainsi, il évalue la qualité de la reproductibilité de la marche et gomme le style personnel car dans la distance entre de deux cycles d'une même personne, les variabilités individuelles s'annulent. La matrice de visualisation donne pour chaque sujet un tableau de cellules portant un chiffre compris entre 0 et 1. Ceci permet de comparer les matrices de visualisation entre eux de manière fiable.

La matrice de visualisation donne accès à de nouveaux paramètres de marche inédits comme :

- Le nombre de clusters avec la même règle d'arrêt : un sujet pathologique en aura d'avantage.
- La variabilité de la marche calculée avec la moyenne et la déviation standard de tous les carrés du tableau en conservant ou non les pas de demi-tours ou d'initiation de la marche.

Ceci fait de la matrice de visualisation un outil utile à la mesure de la marche longue qui montrera si un sujet utilise deux régimes de marche différents qui est un

indicateur clinique intéressant (réveil de la douleur dans l'arthrose ou «freezing» dans la maladie de Parkinson par exemple).

La marche est une activité pseudopériodique qui se subdivise naturellement en cycles modulés par des changements de rythme physiologiques dans la marche (i.e., l'initiation, le demi-tour et l'arrêt) ou des irrégularités pathologiques dans la marche établie. Sur un exercice de marche, il existe des cycles de marche de différente nature comme les cycle d'initiation de la marche (les 4 premiers cycles), les cycles de marche établie, les cycles de préparation de demi-tour, les cycle de demi-tour et les cycle d'arrêt de la marche. En se fondant sur cette propriété, la matrice de visualisation permet de représenter avec le même procédé tous les temps de la marche. Ceci fait de la matrice de visualisation un outil adapté à la représentation de la marche en ambulatoire qui implique toutes les phases de la marche.

L'application principale de la matrice de visualisation est la visualisation d'un exercice de marche. La matrice de visualisation peut être utilisée sur tout exercice de pas en incluant les 10 mètres aller/retour comme décrit ci-avant, les Time Up and Go test et aussi sur tapi de marche et la marche ambulatoire.

La matrice de visualisation est adaptée pour la visualisation d'un exercice de marche de 10 mètres aller/retour départ arrêté, mesuré avec la norme de l'accélération d'un accéléromètre placé sur la face dorsale du pied, en comparant les cycles de marche à l'aide de la distance de corrélation de Pearson. Ce protocole est adapté à la consultation clinique de routine et permet une représentation synthétique pour une visualisation directe en clinique.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif (1) permettant l'analyse de la régularité et de la symétrie d'une séquence de N cycles de marche ou de course d'une personne, comportant :

- 5 • des capteurs de mesure (2) de signaux temporels bruts d'une grandeur physique d'un segment anatomique,
- une unité de traitement et de calcul (3), reliée aux capteurs de mesure (2), et agencée pour :
- 10 - traiter et séparer les signaux temporels bruts en signaux temporels distincts C_i , chaque signal temporel C_i étant une série de points de la grandeur physique mesurée et présentant une forme, une amplitude et une durée donnée, la série C_i étant associée à un cycle de marche ou de course donné i de la personne;
- calculer au moins un coefficient de similarité entre le signal C_i associé au cycle de marche ou de course i , avec un autre signal C_j associé à un cycle de marche ou de
- 15 course j de la même personne, le coefficient de similarité étant :
- un coefficient de similarité de la forme f_{ij} des deux signaux C_i et C_j avec $f_{ij}=f_{ji}$, ou un coefficient de similarité de l'amplitude a_{ij} des deux signaux C_i et C_j avec $a_{ij}=a_{ji}$, ou un coefficient de similarité de la durée d_{ij} des deux signaux C_i et C_j avec $d_{ij}=d_{ji}$,
- 20 - ranger dans une matrice carrée $M(i,j)$, la valeur du coefficient de similarité à la ligne i et à la colonne j ;
- avec i et j entiers naturels variant de 1 à N, les N cycles de marche ou de course étant ordonnés chronologiquement,
- des moyens d'affichage (4) reliés à l'unité de traitement et de calcul (3), et
- 25 affichant la matrice carrée $M(i,j)$ avec les valeurs du coefficient de similarité représentées dans les cellules (i,j) de la matrice carrée $M(i,j)$, par une représentation visuelle graduée, pour permettre de visualiser la similarité entre l'ensemble des cycles de marche ou de course i et j .

2. Dispositif (1) selon la revendication précédente 1, caractérisé en ce que les moyens d'affichage (4) représentent chaque valeur du coefficient de similarité par une couleur située dans une échelle continue graduée en correspondance avec l'échelle des coefficients de similarité.

5

3. Dispositif (1) selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'unité de traitement et de calcul (3) détermine le coefficient de similarité entre le signal C_i relatif à la marche ou à la course du pied droit (respectivement du pied gauche) de la personne, et le signal C_j relatif à la marche ou à la course du pied droit (respectivement du pied gauche) de la même personne, et en ce que $N=N_d$ (respectivement N_g) qui est le nombre de cycles du pied droit (respectivement le nombre de cycles du pied gauche).

4. Dispositif (1) selon la revendication précédente 3, caractérisé en ce que l'unité de traitement et de calcul (3) détermine également le coefficient de similarité entre le signal C_i relatif à la marche ou à la course du pied droit de la personne, et le signal C_j relatif à la marche ou à la course du pied gauche de la même personne, et en ce que le nombre de cycles N est égal à la somme du nombre de cycles du pied droit et du nombre de cycles du pied gauche : $N=N_d + N_g$.

20

5. Dispositif (1) selon l'une des revendications précédentes 2 à 4, caractérisé en ce que l'unité de traitement et de calcul (3) est agencée pour :

- calculer les trois coefficients de similarité différents f_{ij} , a_{ij} , d_{ij} , chaque coefficient de similarité f_{ij} , a_{ij} , d_{ij} étant associé à la même échelle de couleurs que celle des autres coefficients de similarité, chaque couleur ayant la même signification de similarité quel que soit le coefficient de similarité utilisé ;

- présenter les valeurs des coefficients de similarité f_{ij} , a_{ij} , d_{ij} dans des matrices carrées différentes ($F(i,j)$, $A(i,j)$, $D(i,j)$);

30 les coefficients de similarité étant choisis :

- pour qu'une fois calculées, toutes les valeurs des coefficients de similarité f_{ij} , a_{ij} , d_{ij} soient dans un même intervalle $[a ; b]$ et
- pour que plus les valeurs des coefficients de similarité f_{ij} , a_{ij} , d_{ij} soient élevées et plus les signaux C_i , C_j soient similaires.

5

6. Dispositif (1) selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le coefficient de similarité est un coefficient de forme f_{ij} , et en ce que l'unité de traitement et de calcul (3) est agencée pour :

- normaliser en durée chaque signal temporel C_i avec chaque signal temporel C_j pour
- 10 que les deux signaux C_i et C_j aient la même durée ;
- normaliser en amplitude chaque signal temporel C_i ;
- calculer un coefficient de similarité de forme f_{ij} entre chaque signal normalisé C'_i , avec un autre signal normalisé C'_j , et ce pour tous les cycles de marche ou de course.

15 7. Dispositif (1) selon la revendication précédente, caractérisé en ce que le coefficient de similarité de forme f_{ij} est le coefficient de Pearson, les valeurs du coefficient de similarité étant ramenées à 0 en cas de valeur du coefficient de Pearson inférieure à zéro.

20 8. Dispositif (1) selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le coefficient de similarité est un coefficient de similarité de durée d_{ij} , et en ce que l'unité de traitement et de calcul (3) est agencée pour :

- calculer une durée D_i , D_j du signal C_i et de la durée du signal C_j ,
- calculer le coefficient de similarité de durée d_{ij} qui est le rapport de la plus petite des
- 25 deux durées D_i , D_j divisée par la plus grande durée D_i , D_j .

9. Dispositif (1) selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le coefficient de similarité est un coefficient de similarité d'amplitude a_{ij} , et en ce que l'unité de traitement et de calcul (3) est agencée pour :

- 30 -calculer une amplitude A_i , A_j du signal C_i et du signal C_j ,

-calculer le coefficient de similarité d'amplitude a_{ij} qui est le rapport de la plus petite amplitude A_i , A_j divisée par la plus grande amplitude A_i , A_j .

5 10. Dispositif (1) selon la revendication précédente, caractérisé en ce que l'amplitude A_i et A_j est l'écart type ou la valeur efficace.

11. Dispositif (1) selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le cycle considéré est le cycle de la marche et en ce que l'unité de traitement et de calcul (3) est agencée pour calculer :

10 -des paramètres permettant d'évaluer la régularité de la marche ou de la course ;
 -des paramètres permettant d'évaluer la symétrie de la marche ou de la course ;
 -le nombre de cycles nécessaires à une séquence ou une sous séquence de marche ou de course.

15 12. Dispositif (1) selon la revendication précédente, caractérisé en ce que l'unité de traitement et de calcul (3) est agencée pour calculer :

-la moyenne de toutes les cellules (i, j) de la matrice carrée $M(i,j)$ en excluant les cellules $i=j$,
 -la déviation standard de toutes les cellules (i, j) de la matrice carrée $M(i,j)$ en excluant
 20 les cellules $i=j$,
 - la moyenne des cellules i allant de 1 à N_d (ou de 1 à N_g), et j allant de N_d+1 à N_d+N_g (j allant de N_g+1 à N_d+N_g).

25 13. Dispositif (1) selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les capteurs de mesure (2) sont : accéléromètre, gyroscope, électromyographie, semelles de pression ou dispositif d'acquisition cinématique infrarouge.

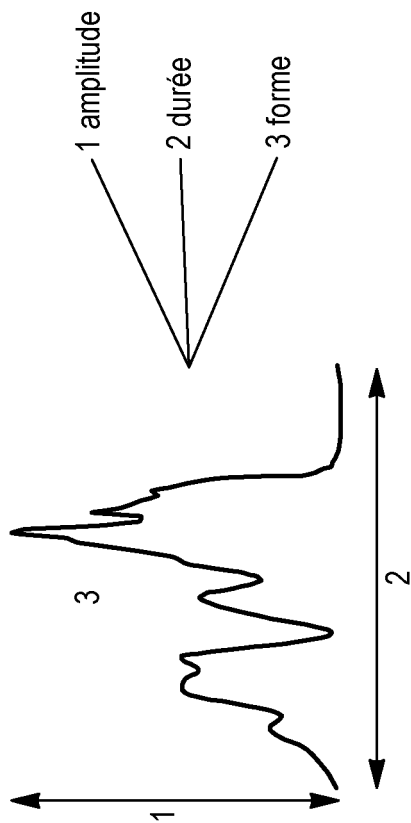
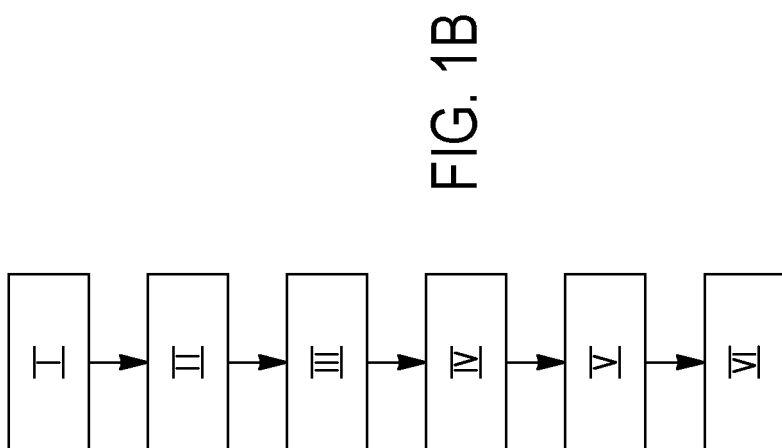
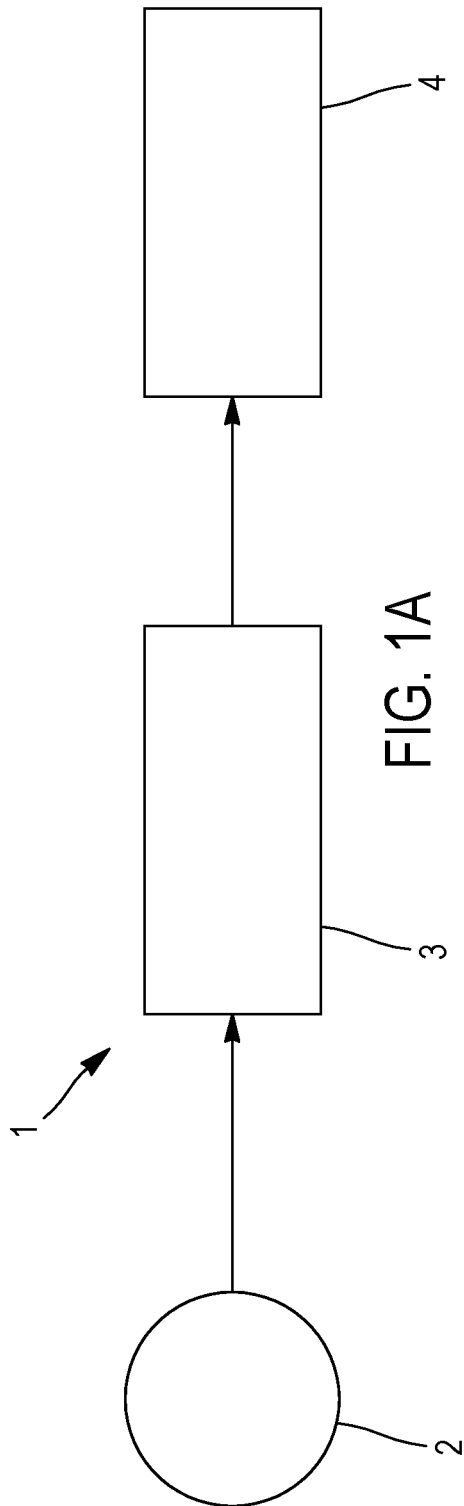
30 14. Dispositif (1) selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que la grandeur physique mesurée est la norme de l'accélération sans la composante de gravité terrestre.

15. Procédé permettant l'analyse de la régularité et de la symétrie de la marche ou de course d'une personne et utilisant le dispositif (1) selon l'une revendications précédentes 1 à 14, comportant :

- 5 -une étape de détection (i) des signaux temporels bruts d'une grandeur physique d'un segment anatomique, mesurée lors d'une séquence de N cycles de marche ou de course de la personne,
- une étape de traitement et de séparation (ii) des signaux temporels bruts en signaux
10 temporels distincts C_i , chaque signal temporel C_i étant une série de points de la grandeur physique mesurée et présentant une forme, une amplitude et une durée donnée, la série C_i étant associée à un cycle de marche ou de course donné i de la personne;
- 15 - une étape de calcul (iii) d'au moins un coefficient de similarité (a_{ij} , f_{ij} , d_{ij}) entre un signal C_i associé au cycle de marche ou de course i , avec un autre signal C_j associé à un cycle de marche ou de course j , représentatif de la similarité entre les deux signaux C_i et C_j ;
- le coefficient de similarité étant un coefficient de similarité de la forme f_{ij} des deux
20 signaux C_i et C_j avec $f_{ij}=f_{ji}$, ou un coefficient de similarité de l'amplitude a_{ij} des deux signaux C_i et C_j avec $a_{ij}=a_{ji}$, ou un coefficient de similarité de la durée d_{ij} des deux signaux C_i et C_j avec $d_{ij}=d_{ji}$;
- une étape de rangement (iv) dans une matrice carrée $M(i,j)$, de la valeur du
25 coefficient de similarité (a_{ij} , f_{ij} , d_{ij}) à la ligne i et à la colonne j ;
avec i et j entiers naturels variant de 1 à N, les N cycles de marche ou de course étant ordonnés chronologiquement;
- une étape d'affichage (v) affichant la matrice carrée $M(i,j)$, chaque valeur du
30 coefficient de similarité (a_{ij} , f_{ij} , d_{ij}) étant représentée dans la matrice carrée $M(i,j)$ par

une représentation visuelle graduée pour permettre de visualiser à l'œil nu la similarité entre les cycles de marche ou de course i et j.

16. Procédé selon la revendication précédente 15, dans lequel les signaux temporels bruts sont traités et séparés préalablement au calcul du coefficient de similarité automatiquement ou manuellement à l'étape de calcul (iii).



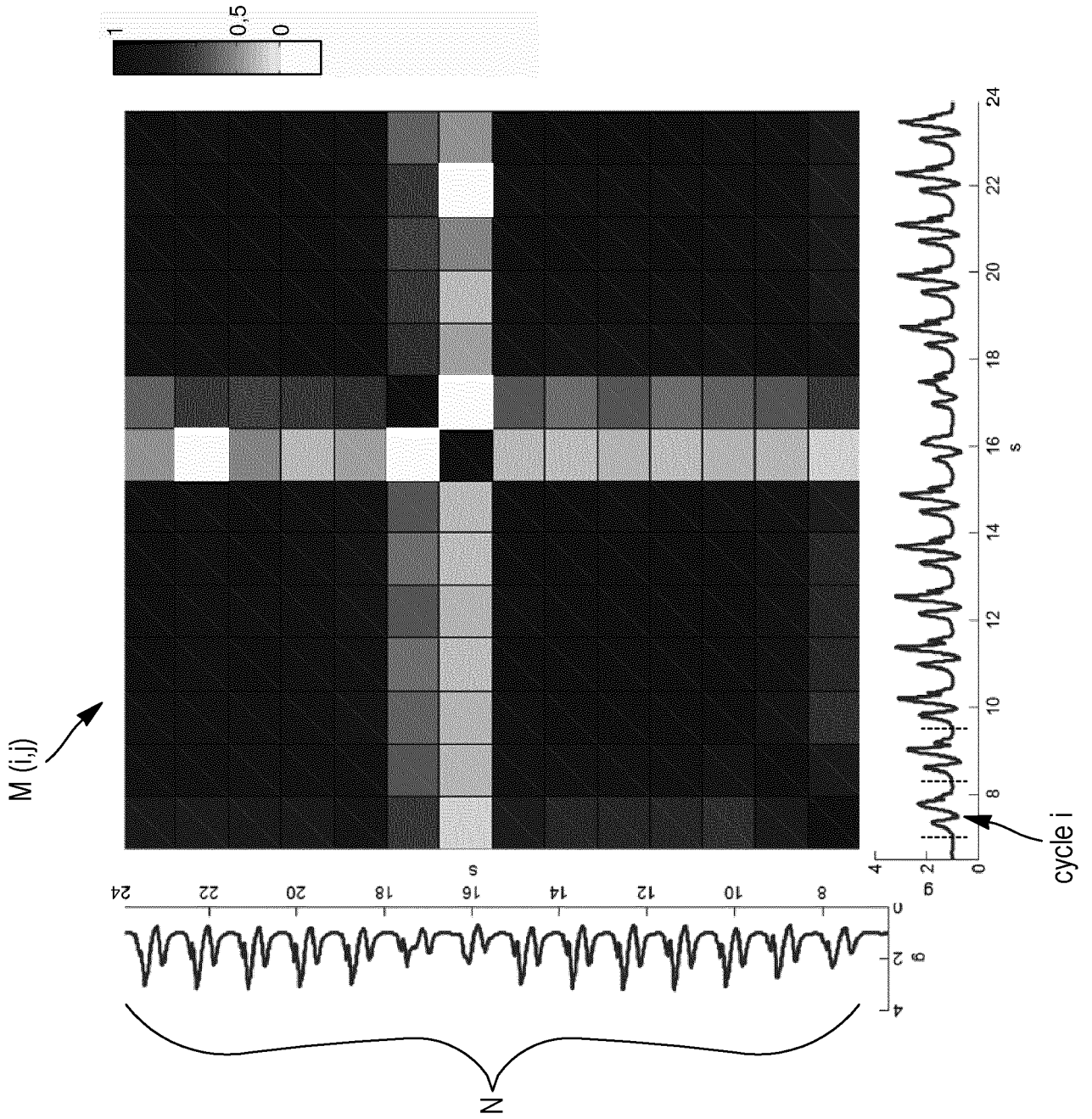


FIG. 3

Forme

$$P(\tilde{C}_i, \tilde{C}_j) = \frac{\text{cov}(\tilde{C}_i, \tilde{C}_j)}{\text{std}(\tilde{C}_i) \text{std}(\tilde{C}_j)}$$

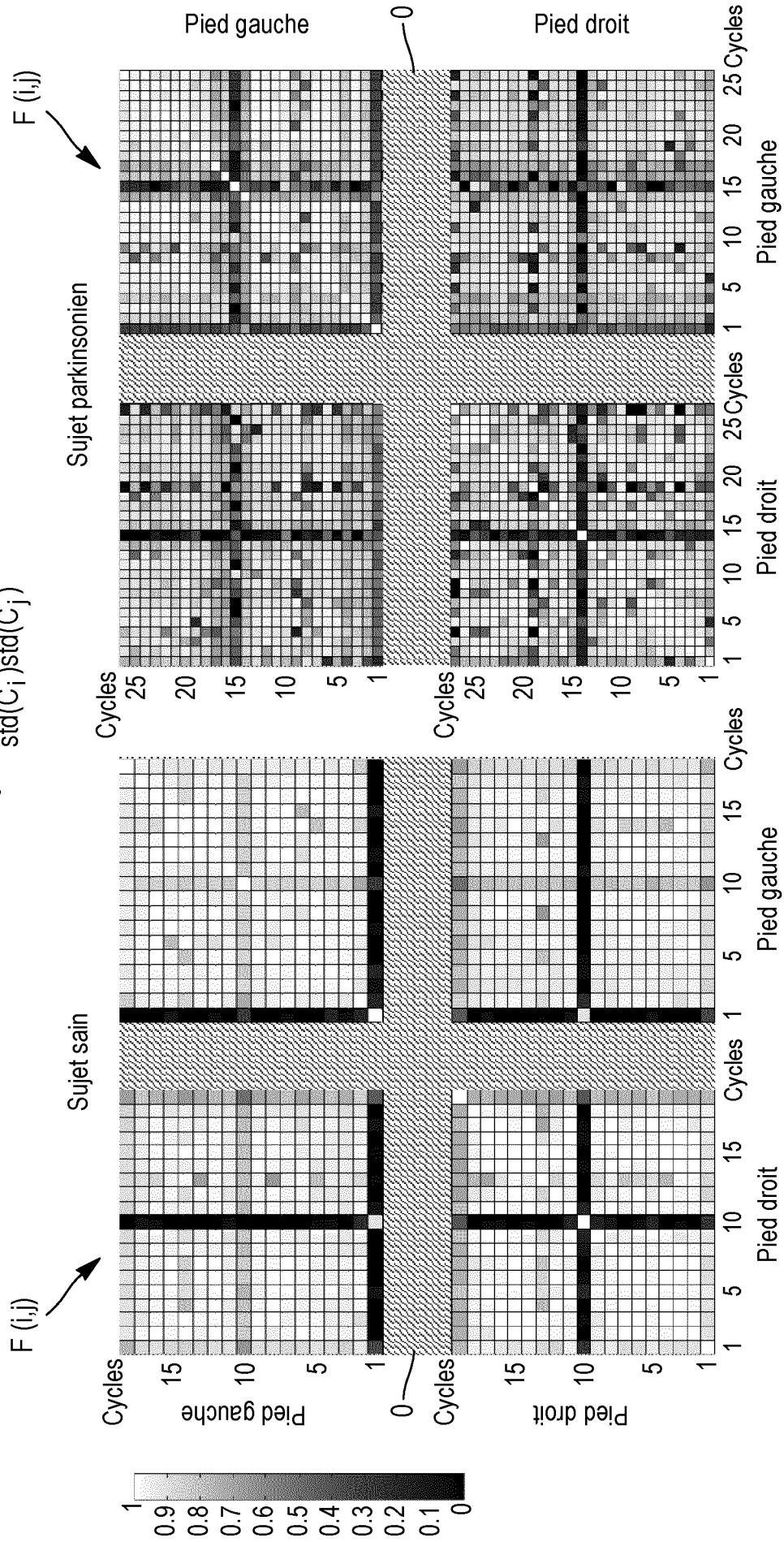


FIG. 4B

FIG. 4A

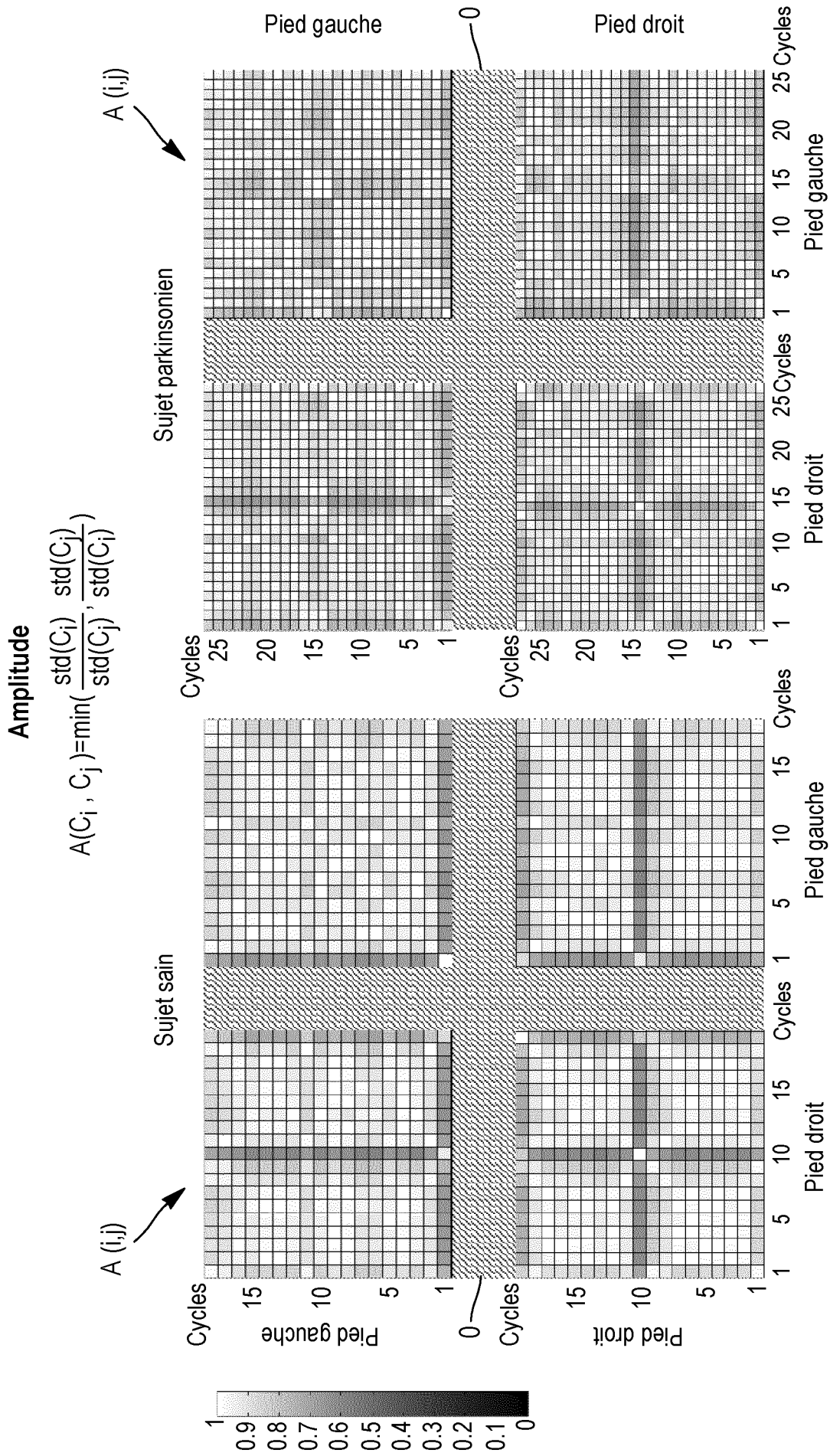


FIG. 5B

FIG. 5A

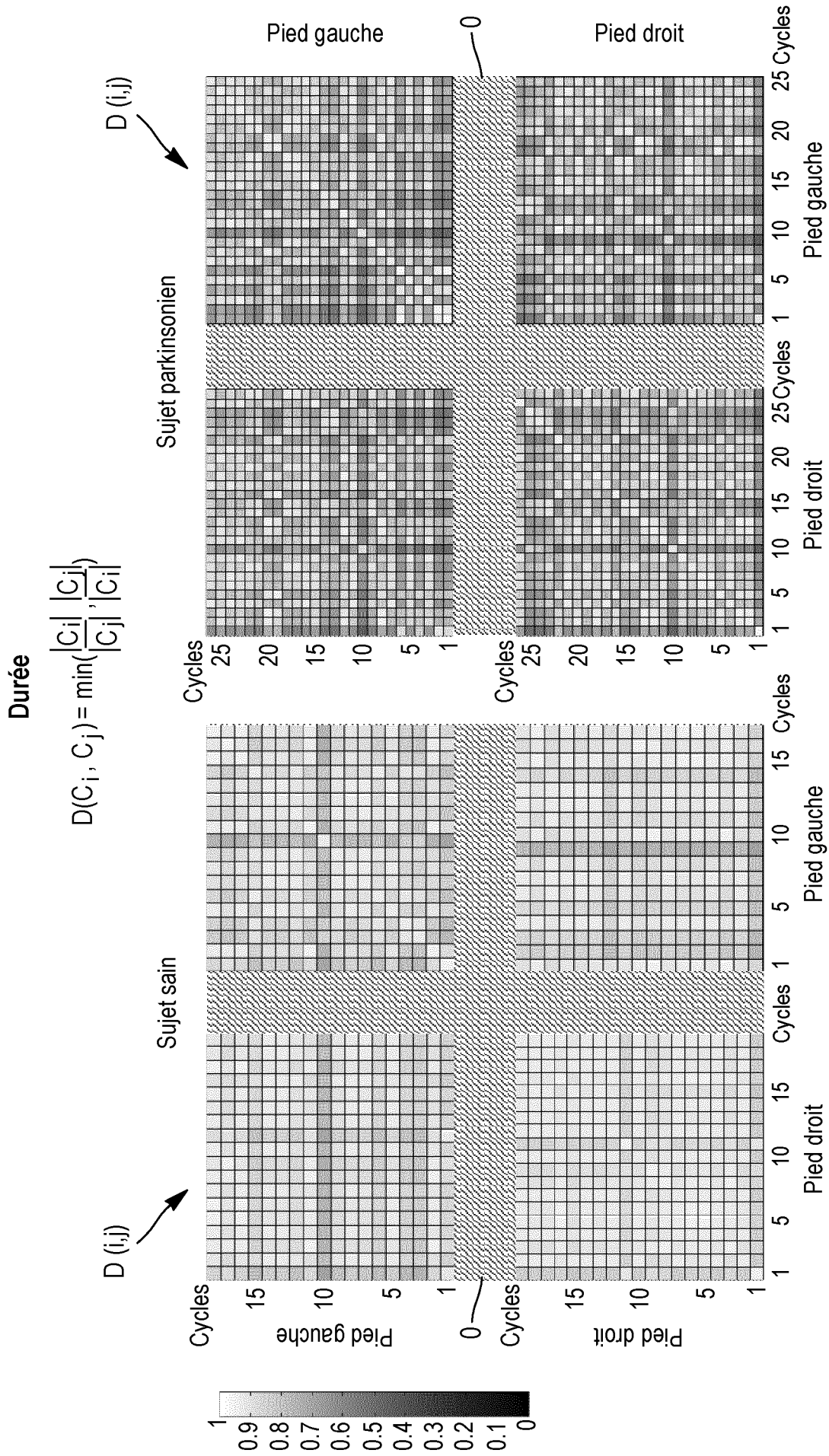
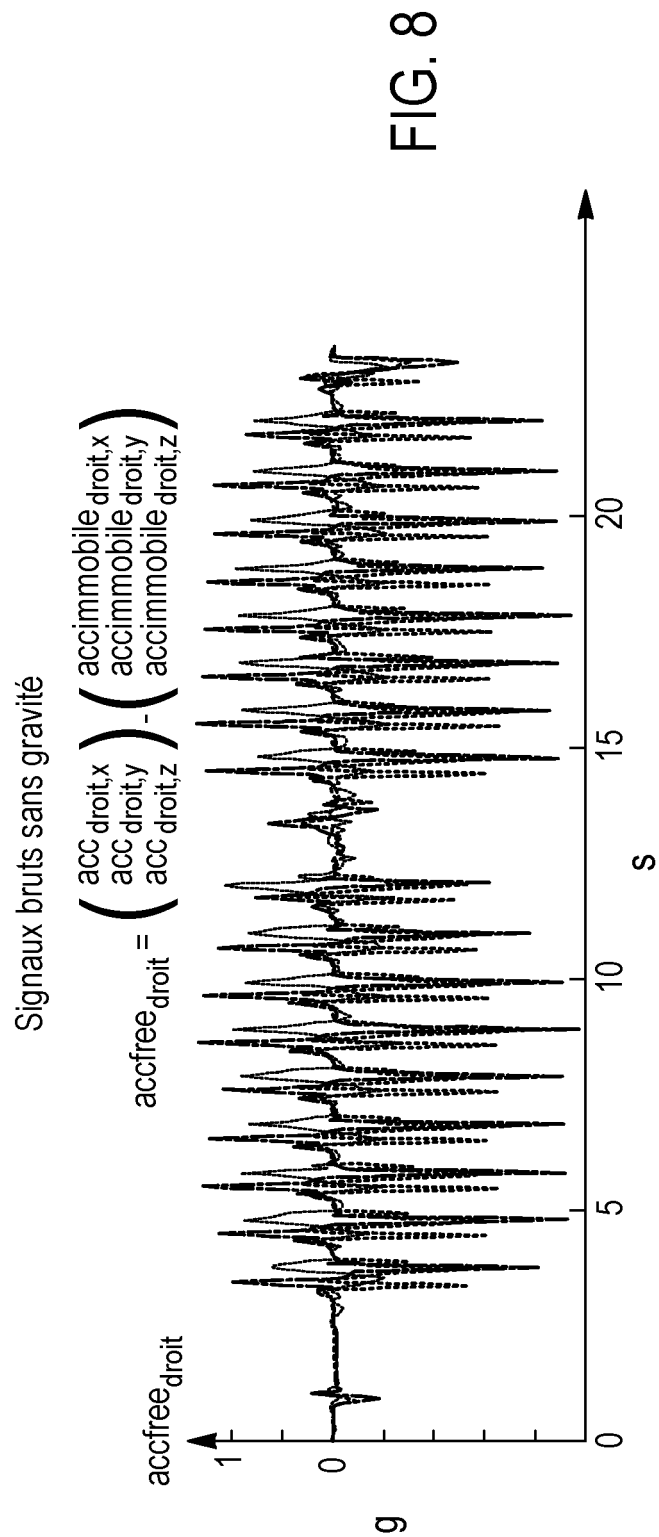
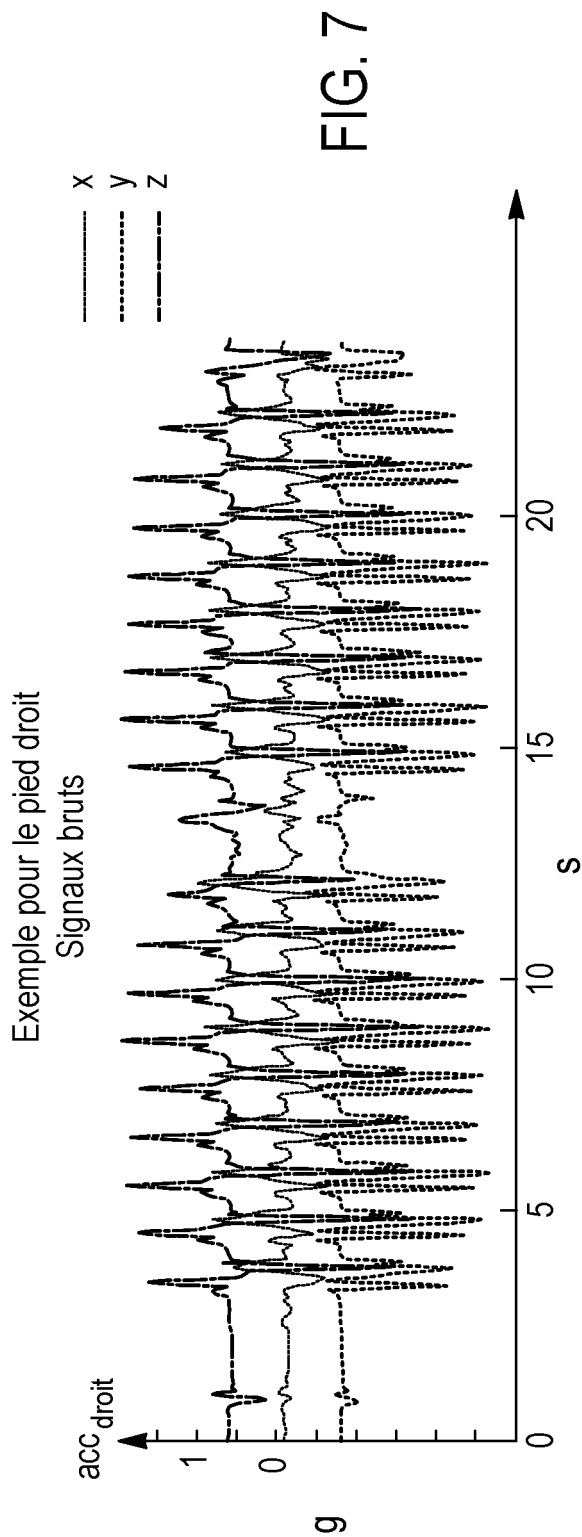


FIG. 6A

FIG. 6B



7 / 8

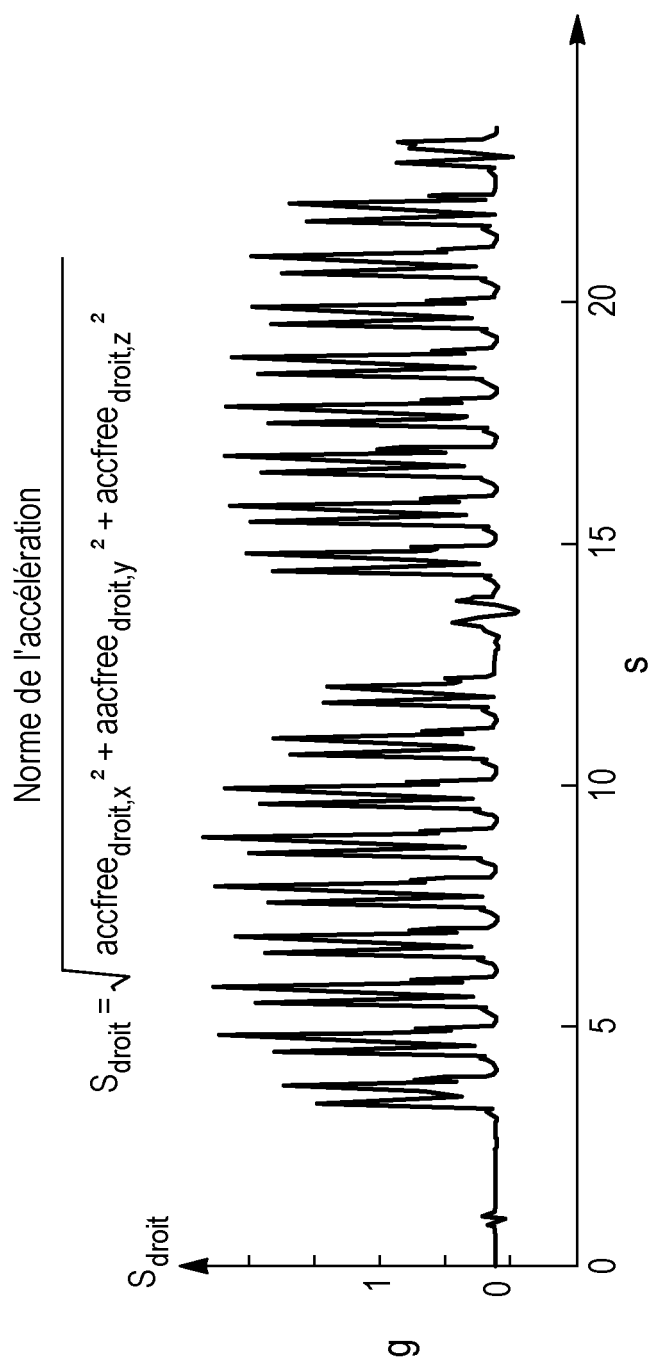


FIG. 9

8 / 8

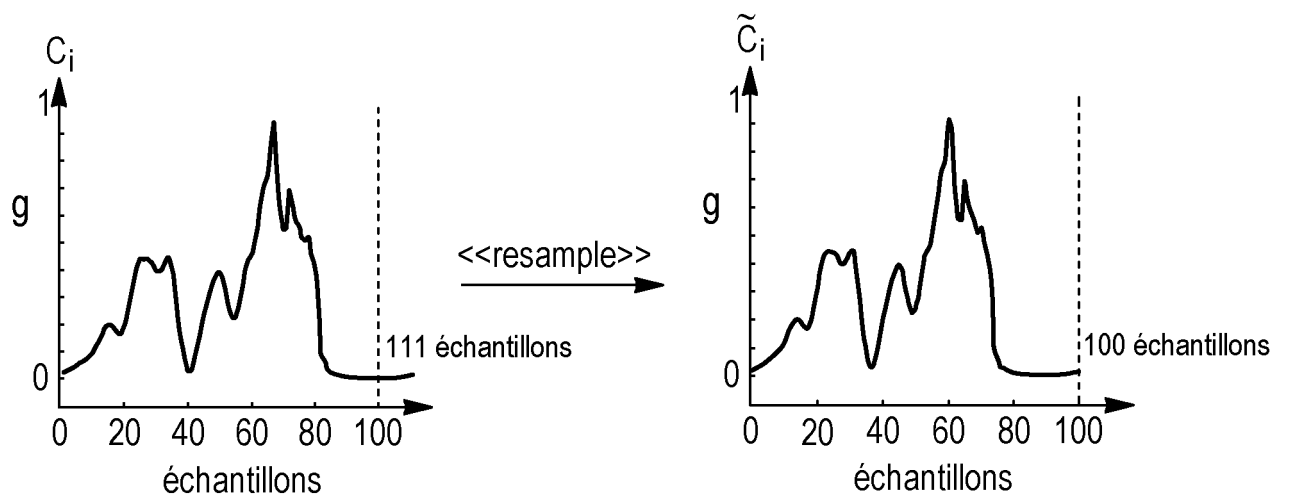
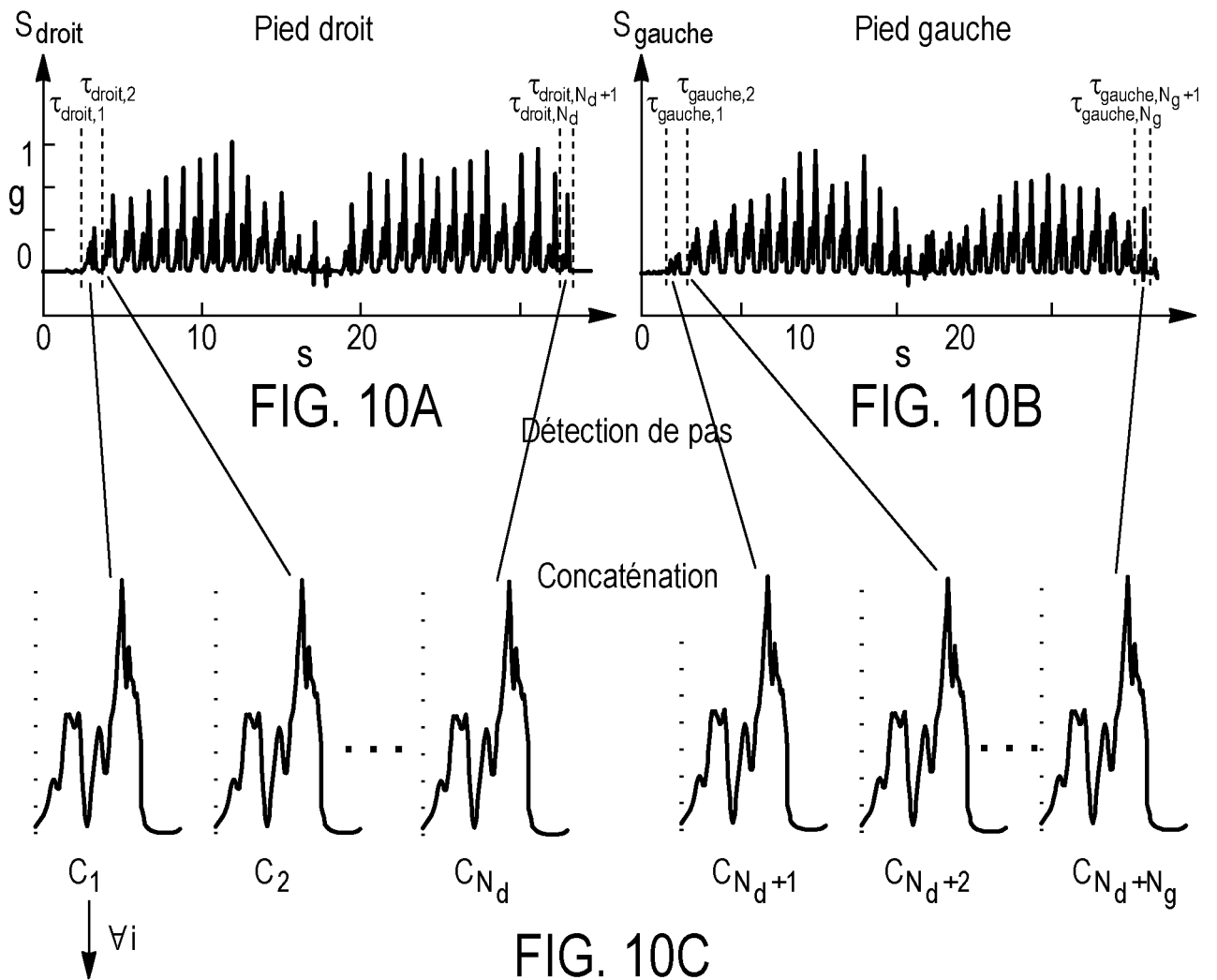


FIG. 10D



RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

N° d'enregistrement
national

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

FA 836047
FR 1770031

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	YANG MINGJING ET AL: "iGAIT: An interactive accelerometer based gait analysis system", COMPUTER METHODS AND PROGRAMS IN BIOMEDICINE, vol. 108, no. 2, 2012, pages 715-723, XP028974078, ISSN: 0169-2607, DOI: 10.1016/J.CMPB.2012.04.004 * abrégé * * sections 1, 2.2.3, 2.2.7 * -----	1-16	G06F17/16 G06Q50/22
X	MOE-NILSSEN R ET AL: "Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry", JOURNAL OF BIOMECHA, PERGAMON PRESS, NEW YORK, NY, US, vol. 37, no. 1, 2004, pages 121-126, XP004895603, ISSN: 0021-9290, DOI: 10.1016/S0021-9290(03)00233-1 * titre, abrégé, section 2.1.1 * -----	1-16	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
X	CHE-CHANG YANG ET AL: "Real-Time Gait Cycle Parameter Recognition Using a Wearable Accelerometry System", SENSORS, vol. 11, no. 12, 25 juillet 2011 (2011-07-25), pages 7314-7326, XP055364449, DOI: 10.3390/s110807314 * sections 1, 2.1, 2.3 * -----	1-16	A61B G06K G01C
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
1 décembre 2017		Domingo Vecchioni, M	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	