

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la
Propriété Intellectuelle
Bureau international

(43) Date de la publication internationale
23 mai 2019 (23.05.2019)



(10) Numéro de publication internationale
WO 2019/097166 A1

(51) Classification internationale des brevets :

A61B 5/0488 (2006.01) A61B 5/04 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR2018/052846

(22) Date de dépôt international :

15 novembre 2018 (15.11.2018)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

1771225

16 novembre 2017 (16.11.2017) FR

(72) Inventeur; et

(71) Déposants : PAUTARD, Caroline [FR/FR] ; 10 Pas de l'Illet, 35760 Saint-Gregoire (FR). JOUANNEAU, Clément [FR/FR] ; 10 Pas de l'Illet, 35760 Saint-Gregoire (FR).

(74) Mandataire : NOVAGRAAF TECHNOLOGIES ; 2-6, rue Sarah Bernhardt, CS90017, 92665 Asnieres Sur Seine (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC,

(54) Title: DEVICE AND METHOD FOR DETECTING MUSCULAR ACTIVITY OF ONE OR MORE DEEP MUSCLES BY NON-INVASIVE MEASUREMENTS

(54) Titre : DISPOSITIF ET PROCÉDÉ DE DÉTECTION D'ACTIVITÉ MUSCULAIRE D'UN OU PLUSIEURS MUSCLES PROFONDS PAR MESURES NON INVASIVES

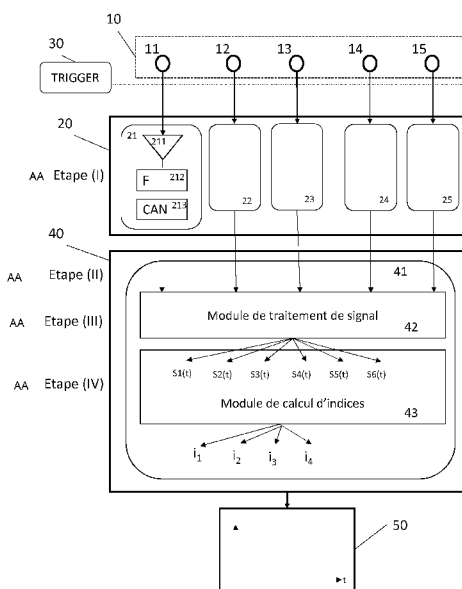


Figure 1

AA Step
30 TRIGGER
42 Signal processing module
43 Indices calculating module

(57) Abstract: A device and method for detecting muscular activity of the abdominal muscles of a subject when moving, by non-invasive measurements using surface electromyography sensors (10), the number of which is between 2 and 5. The electrical signals acquired by the sensors are recorded in a memory (41) then processed by a combination of algorithms in a signal processing module (42) in order to thus deliver a plurality of signals and to calculate, in an index calculating module (43), at least one index representative of the investigated muscular activity. These signals and indices can be viewed on a monitor (50). The device can be used in functional rehabilitation, for sport, well-being, aesthetics or functional diagnosis.

[Suite sur la page suivante]

SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR,
TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (*sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible*) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée:

— avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))

(57) Abrégé : Dispositif et procédé de détection d'activité musculaire de muscles de la sangle abdominal d'un sujet en mouvement par mesures non invasives à partir de capteurs électromyographiques superficiels (10) dont le nombre est compris entre 2 et 5. Les signaux électriques acquis à partir de ces capteurs sont enregistrés dans une mémoire (41) puis traités par une combinaison d'algorithmes dans un module de traitement de signal (42) pour délivrer et ainsi une pluralité de signaux et calculer dans un module de calcul d'indice (43) au moins un indice représentatif de l'activité musculaire recherchée. Ces signaux et indices sont visualisables sur un moniteur(50). Le dispositif pourra être utilisé en rééducation fonctionnelle, pour le sport, le bien-être, l'esthétique ou encore le diagnostic fonctionnel.

Dispositif et procédé de détection d'activité musculaire d'un ou plusieurs muscles profonds par mesures non invasives

Domaine technique

5 La présente invention concerne un dispositif et un procédé permettant directement et instantanément de mesurer et de quantifier le niveau d'activité musculaire de un ou plusieurs muscles profonds de la sangle abdominale d'un sujet par des mesures électromyographiques non invasives.

Le domaine de l'invention concerne une variété d'applications comme la rééducation fonctionnelle, le sport, le bien-être, l'esthétique ou encore le diagnostic fonctionnel.

L'invention sera décrite principalement dans le cas de l'application à la rééducation fonctionnelle, mais sans que cette application n'ait aucun caractère restrictif.

Etat de la technique

Dans le domaine de la mesure non invasive de l'activité musculaire, on connaît la mesure par électromyographie (EMG), consistant à positionner des électrodes adhésives sur la peau du patient, stratégiquement par rapport à l'anatomie du muscle pour lequel on cherche à enregistrer l'activité musculaire.

Cette technique est limitée car le signal recueilli ne peut être spécifique du muscle ciblé que si ledit muscle est positionné juste en dessous de l'électrode de mesure. Elle s'applique donc principalement pour les muscles dits superficiels, situés juste en dessous de la peau. Le projet SENIAM (<http://www.seniam.org/>) a d'ailleurs été conduit dans le but de consolider la recherche appliquée dans le domaine de l'électromyographie de surface, ce qui a résulté en la publication de recommandations européennes concernant les capteurs, leur positionnement optimal par muscle ciblé et les méthodes de traitement de signal adaptées. Ces recommandations concernent donc 30 muscles individuels, mais ne comprennent pas les muscles profonds visés par la présente invention.

Parallèlement, il y a eu plusieurs tentatives pour mesurer l'activité musculaire de muscles profonds à partir d'électrodes EMG de surface.

McGill et al (1996, J. Biomechanics, Vol 29, No 11, pp 1503-1507) ont étudié la possibilité de mesurer l'activité musculaire de 5 muscles spécifiques (le psoas, l'oblique externe, l'oblique interne, le transverse abdominal et le carré de lombes) à partir d'une unique électrode EMG de surface positionnée de façon stratégique pour chaque muscle. Cette étude montre que certains sites anatomiques de surface pourraient être utilisés pour refléter l'activité musculaire de muscles profonds comme le carré des lombes et le psoas. Cependant, l'erreur sur la mesure est de 6% à 12%. De plus, les conclusions montrent que la localisation qui permettrait de mesurer (avec une erreur de 15%) le transverse abdominal est la même que celle qui représente au mieux l'activité musculaire de l'oblique interne (15cm en latéral du nombril, juste au-dessus du ligament inguinal). Ainsi, cette localisation n'est pas spécifique d'un de ces deux muscles et la méthode ainsi décrite ne permet pas de répondre au problème technique résolu par la présente invention.

Jesinger et Stonick (1994, 6th IEEE DSP Workshop Proc., p57-60) proposent de résoudre un problème inverse basé sur une modélisation en éléments finis de l'activité électrique des muscles profonds et de sa propagation jusqu'à la surface de la peau. Cette méthode, comme d'autres méthodes basées sur des principes similaires de résolution inverse issues d'un modèle, nécessite un nombre élevé d'électrodes (plus de 100) pour obtenir la quantité d'information suffisante permettant de résoudre le problème mathématique. Ces méthodes sont d'ailleurs principalement utilisées à des fins de recherche et ne sont pas nécessairement adaptées à des applications industrielles pour lesquelles les calculs doivent être faits en temps réel avec un dispositif simple d'utilisation. Dans la présente invention, a contrario, le dispositif comprend au maximum 5 électrodes de mesures et permet d'afficher en temps réel l'activité de chaque muscle profond de la sangle abdominale, comme le transverse abdominal ou l'oblique interne.

L'invention décrite dans le brevet US 9,687,168 consiste en une méthode d'électromyographie de surface des muscles profonds. L'invention consiste à disposer une matrice d'électrodes monopolaires encerclant la circonférence d'une partie du corps dans laquelle est incluse le muscle profond que l'on cherche à investiguer. L'exemple d'application retenu concerne la mesure du muscle brachial du bras, en disposant de deux matrices de 6 électrodes chacune, configurées en deux cercles concentriques autour du bras. Ainsi, si l'on cherche à appliquer la méthode au cas des muscles profonds de la sangle abdominale, le nombre d'électrodes de la matrice est nécessairement supérieur à 5, même pour une personne de faible corpulence. De plus, ce brevet n'enseigne pas le mode de réalisation permettant d'appliquer la méthode pour les muscles profonds de la sangle abdominale, étant donné qu'une phase de calibration spécifique de la

distribution des muscles de la zone investiguée est nécessaire à l'application de l'analyse en composants indépendants réalisée par la suite.

A l'heure actuelle, il n'existe donc aucun dispositif et aucune méthode permettant de mesurer l'activité musculaire spécifique à chaque muscle profond de la sangle abdominale. basés sur des
5 mesures électromyographiques non invasives, par un arrangement non circulaire de 1 à 5 capteurs EMG de surface placés sur la peau du sujet en mouvement.

Un but de la présente invention est de fournir un dispositif et une méthode permettant à un utilisateur réalisant des mouvements, de visualiser et d'évaluer en temps réel l'activité musculaire des différents muscles profonds de la sangle abdominale (Transverse abdominal et Oblique
10 Interne).

Un autre but de l'invention est de fournir un dispositif permettant de visualiser et d'évaluer en temps réel l'activité musculaire des différents muscles profonds de la sangle abdominale qui soit facilement manipulable par l'utilisateur.

Description de l'invention

15 A cet effet, l'invention a pour objet une méthode de mesure de l'activité musculaire spécifique d'un ou plusieurs muscles profonds de la sangle abdominale d'un sujet à partir de capteurs électromyographiques surfaciques non invasifs comprenant :

- Une étape d'acquisition des signaux électriques issus d'au moins deux capteurs, la méthode étant caractérisée par le fait que le nombre de capteurs est compris entre 2 et 5,
- 20 - Une étape d'enregistrement des signaux électriques acquis pendant l'étape d'acquisition dans une mémoire,
- Une étape de traitement des signaux enregistrés à l'étape d'enregistrement des signaux basée sur l'application sur les signaux enregistrés d'une combinaison d'algorithmes de traitement de signal dans un module de traitement de signal et délivrant ainsi une pluralité de signaux traités,
- 25 - Une étape de calcul d'au moins un indice représentatif de l'activité musculaire de chacun des au moins un muscle profond de la sangle abdominale du sujet et son évolution temporelle dans un module de calcul d'indice.

Par exemple, dans le cas d'une mise en œuvre de l'invention avec 2 capteurs, ceux-ci peuvent être placés sur la peau d'un sujet selon les indications suivantes :

- Un capteur positionné dans une bande située sous la ligne formée par les deux épines iliaques antéro-supérieures, et au-dessus de la symphyse pubienne. Ce capteur peut être dans ce cas positionné entre les deux ligaments inguinaux.

Par exemple, dans le cas d'une mise en œuvre de l'invention avec 3 capteurs, ceux-ci peuvent être placés sur la peau d'un sujet selon les indications suivantes :

- Deux capteurs positionnés de façon symétrique par rapport à l'axe ombilic/pubis du sujet, dans une bande située sous la ligne formée par les deux épines iliaques antéro-supérieures, et au-dessus de la symphyse pubienne. Ces deux capteurs peuvent dans ce cas être positionnés entre les deux ligaments inguinaux, et

- Un capteur positionné sur le muscle Grand Droit.

Par exemple, dans le cas d'une mise en œuvre de l'invention avec 4 capteurs, ceux-ci peuvent être placés sur la peau d'un sujet selon les indications suivantes :

- Deux capteurs positionnés de façon symétrique par rapport à l'axe ombilic/pubis du sujet, dans une bande située sous la ligne formée par les deux épines iliaques antéro-supérieures, et au-dessus de la symphyse pubienne. Ces deux capteurs peuvent dans ce cas être positionnés entre les deux ligaments inguinaux, et

- Deux capteurs positionnés sur le muscle Grand Droit.

Par exemple, dans le cas d'une mise en œuvre de l'invention avec 5 capteurs, ceux-ci peuvent être placés sur la peau d'un sujet selon les indications suivantes :

- Deux capteurs positionnés de façon symétrique par rapport à l'axe ombilic/pubis du sujet, dans une bande située sous la ligne formée par les deux épines iliaques antéro-supérieures, et au-dessus de la symphyse pubienne. Ces deux capteurs peuvent dans ce cas être positionnés entre les deux ligaments inguinaux,

- Deux capteurs positionnés sur le muscle Grand Droit, et

- Un capteur en face dorsale, sur une ligne reliant l'épine iliaque antéro-supérieure et l'espace intervertébral L1-L2, au niveau de l'apophyse épineuse L5.

Les capteurs peuvent être avantageusement placés de manière à mesurer spécifiquement l'activité musculaire de chaque muscle profond ciblé. Par exemple, les capteurs sont positionnés en un arrangement non circulaire le long du muscle ciblé.

Avantageusement, mais facultativement, l'invention comprend au moins l'une des caractéristiques suivantes :

- Des moyens de visualisation des signaux acquis, enregistrés, traités, ou des indices calculés. Il peut s'agir par exemple de tout moyen adapté connu de l'homme du métier, comme par exemple un moniteur d'ordinateur, une tablette tactile ou un écran de téléphone portable.
- Des moyens d'enregistrements des signaux à une fréquence d'échantillonnage comprise en 500Hz et 3000Hz. Il peut s'agir par exemple de tout moyen adapté connu de l'homme du métier, comme par exemple une chaîne d'acquisition de conversion analogique/digital haute résolution combinée à une mémoire.
- Des moyens d'appliquer des algorithmes de traitement de signal sélectionnés parmi des algorithmes de lissage, de seuillage, de moyennage, de normalisation, d'analyse fréquentielle, d'analyse de corrélation temporelle entre au moins deux signaux, ou sur une analyse en composantes indépendantes, ou une combinaison de ces méthodes.
- Des moyens de communication sans fil pour transmettre les signaux acquis vers la mémoire. Il peut s'agir par exemple de tout moyen adapté connu de l'homme du métier, comme par exemple le protocole Bluetooth, le protocole Bluetooth Low Energy ou le protocole WIFI ou LoRa.
- Des moyens de mesure de l'activité musculaire d'un ou plusieurs muscles profonds de la sangle abdominale d'un sujet à partir d'électrodes EMG bipolaires. Il peut s'agir de tout moyen adapté connu de l'homme du métier, comme par exemple une EMG bipolaire, par exemple les électrodes 3M positionnées sur le muscle.

Avantageusement, mais facultativement, l'invention concerne une méthode de mesure de l'activité musculaire de l'oblique interne, ou du transverse abdominal d'un sujet à partir de capteurs électromyographiques surfaciques non invasifs.

- L'invention concerne également un dispositif de mesure de l'activité musculaire spécifique d'un ou plusieurs muscles profonds de la sangle abdominale d'un sujet à partir de capteurs électromyographiques surfaciques non invasifs comprenant :

- Des moyens d'acquisition des signaux électriques issus d'au moins deux capteurs, le dispositif étant caractérisé par le fait que le nombre de capteurs est compris entre 2 et 5.
- Des moyens d'enregistrement des signaux électriques acquis grâce aux moyens d'acquisition dans une mémoire.

- Des moyens de traitement des signaux enregistrés par les moyens d'enregistrement, permettant d'appliquer sur les signaux enregistrés une combinaison d'algorithmes de traitement de signal pour délivrer ainsi une pluralité de signaux traités.
- Des moyens de calcul d'au moins un indice représentatif de l'activité musculaire de chacun des au moins un muscle profond de la sangle abdominale du sujet et son évolution temporelle.
- Des moyens de visualisation des signaux acquis, enregistrés, traités, ou des indices calculés.

Au sens de la présente invention, les moyens d'acquisition des signaux électriques, les moyens d'enregistrement des signaux électriques, les moyens de traitement des signaux enregistrés, et les moyens de visualisation des signaux peuvent être tout moyen adapté connu de l'homme du métier, comme par exemple ceux cités précédemment.

Au sens de la présente invention, les moyens de calcul peuvent être tout moyen adapté connu de l'homme du métier, comme par exemple l'exécution des algorithmes au sein d'environnements de calcul numérique ou au sein d'un processeur rapide convenablement programmé.

Avantageusement, la méthode et le dispositif de l'invention permettent de mesurer l'activité musculaire de plusieurs muscles profonds (notés N) simultanément, tout en obtenant un résultat spécifique, c'est-à-dire individualisé, pour chaque muscle. En d'autres termes, la méthode et le dispositif de l'invention permettent de réaliser N mesures spécifiques à chacun des N muscles visés, et d'obtenir la valeur de N activités musculaires. Ainsi, il est possible de mesurer de manière spécifique, c'est-à-dire individualisée, l'activité soit d'un seul muscle profond, par exemple le muscle transverse, ou bien de plusieurs muscles profonds en même temps, par exemple le muscle transverse et l'oblique interne, tout en pouvant attribuer spécifiquement à chacun des muscles la valeur de l'activité musculaire mesurée pour ce muscle. Ce résultat est tout à fait différent et avantageux par rapport aux méthodes et dispositifs de l'état de la technique, qui permettent simplement de mesurer l'activité musculaire d'un groupe de muscles profonds, sans savoir quel est ou quels sont les muscles impliqués dans ce résultat, ni en quelle proportion.

L'invention concerne aussi les programmes d'ordinateur stockés sur un support d'informations, lesdits programmes comportant des instructions permettant de mettre en œuvre les méthodes précédemment décrites, lorsqu'ils sont chargés et exécutés par un système informatique.

Définitions

Dans la présente invention, les termes ci-dessous sont définis de la manière suivante :

On entend par « activité musculaire spécifique d'un ou plusieurs muscles », au sens de la présente invention, l'activité musculaire individuelle de chacun des muscles dont la mesure de l'activité musculaire est réalisée, que la mesure soit réalisée sur un seul muscle, ou sur plusieurs muscles en même temps. L'activité musculaire spécifique est donc une valeur individualisée de l'activité musculaire propre à chacun des muscles soumis à la mesure.

On entend par « capteur », au sens de la présente invention, tout dispositif permettant de mesurer l'activité musculaire de muscles profonds. Il peut s'agir par exemple de tout capteur de surface comme des électrodes d'électromyographie (EMG) de surface, de type unipolaire et/ou bipolaire, ou encore d'une sonde échographique, ou bien d'EMG par aiguille. Par exemple, le nombre de capteurs utilisés dans l'étape d'acquisition des signaux électriques peut être de 2, ou de 3, ou de 4, ou de 5.

« Muscles profonds » concerne les tissus biologiques composés de myocytes de type squelettiques localisés sous au moins un autre tissu biologique composé de myocytes.

« Sangle Abdominale » concerne la zone délimitée par les dernières côtes d'un sujet humain et la symphyse pubienne. Ainsi, dans le sens de l'invention, les muscles de la sangle abdominale concernent donc les muscles squelettiques contenus dans cette zone, préférentiellement mais ne se limitant pas, aux muscles: Transverse Abdominal, Multifidus, Oblique Interne, Grands Droits et Oblique Externe.

« Draw-in » concerne un exercice de recrutement du muscle transverse abdominal consistant à demander au sujet allongé, genoux à 90° posés sur une chaise (ou fléchis pieds au sol), d'effectuer une expiration forcée maximale lente et contrôlée en rentrant le ventre, puis de tenir cette contraction pendant 5 secondes tout en inspirant uniquement en thoracique.

« Crunch bloqué » concerne un exercice de recrutement des muscles de la sangle abdominale consistant à demander au sujet allongé sur le dos, genoux à 90° sur un support (ou fléchis), bras derrière la tête, de tenter de relever le buste pendant qu'un opérateur bloque le mouvement (via une pression sur les épaules) laissant ainsi le sujet relever son buste d'environ 30° par rapport au sol.

Présentation des dessins

D'autres caractéristiques, buts et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description suivante d'un exemple non limitatif de mise en œuvre, donné au regard des figures :

La figure 1 est un diagramme représentatif d'un dispositif particulier et non limitatif de mise en œuvre de la méthode de mesure de l'activité musculaire d'un ou plusieurs muscles profonds de la sangle abdominale d'un sujet à partir de capteurs électromyographiques superficiels non invasifs

La figure 2 est une représentation schématique d'un agencement particulier mais non limitatif de 5 électrodes de mesure permettant la mise en œuvre de l'invention

La figure 3 est une représentation schématique de l'anatomie musculaire de la sangle abdominale

La figure 4 est une représentation d'enregistrements EMG effectués lors de tests préliminaires, utilisant l'agencement d'électrodes décrit selon la figure 2

La figure 5 est une représentation de l'évolution temporelle d'un indice d'activité musculaire pour le muscle transverse abdominal obtenu par l'application de la méthode sur deux individus distincts pendant l'exécution de manœuvres de « Draw-In » répétées

La figure 6 est une représentation schématique d'un agencement particulier mais non limitatif de 5 électrodes de mesure permettant la mise en œuvre de l'invention.

La figure 7 est une représentation schématique d'un agencement particulier mais non limitatif de 3 électrodes de mesure permettant la mise en œuvre de l'invention.

La figure 8 est une représentation schématique d'un agencement généralisé des électrodes de mesure dans une bande située sous la ligne formée par les deux épines iliaques antéro-supérieures et au-dessus de la symphyse pubienne permettant la mise en œuvre de l'invention.

Description détaillée de l'invention - Exemple de réalisation

En référence à la figure 1, le dispositif permet la mise en œuvre d'une méthode de mesure de l'activité musculaire d'un ou plusieurs muscles profonds de la sangle abdominale d'un sujet à partir de capteurs électromyographiques superficiels **10** non invasifs comprenant :

- Une étape I d'acquisition des signaux électriques issus d'au moins deux capteurs **10**, la méthode étant caractérisée par le fait que le nombre de capteurs est compris entre 2 et 5,
- Une étape II d'enregistrement des signaux électriques acquis pendant l'étape I dans une mémoire **41**,

- Une étape **III** de traitement des signaux enregistrés à l'étape **II** basée sur l'application sur les signaux enregistrés à l'étape **II** d'une combinaison d'algorithmes de traitement de signal dans un module de traitement de signal **42** et délivrant ainsi une pluralité de signaux traités ($s_1(t), s_2(t), s_3(t) \dots s_n(t)$),
- 5 - Une étape **IV** de calcul d'au moins un indice représentatif de l'activité musculaire d'au moins un muscle profond de la sangle abdominale du sujet et son évolution temporelle dans un module de calcul d'indice **43**.

Dans l'exemple décrit, représentatif mais non limitatif, le dispositif comporte 5 électrodes de mesure EMG de surface **11, 12, 13, 14 et 15**. Dans l'exemple décrit il s'agit d'électrodes bipolaires (système *wireless Miniwave Infinity*). L'acquisition simultanée des 5 capteurs est synchronisée grâce au déclenchement d'un trigger **30**. Chaque électrode de mesure est reliée à une unité de prétraitement **20**. Cette unité **20** comprend ensuite une chaîne d'acquisition par électrode **21, 22, 23, 24 et 25**. Chaque chaîne de traitement contenant un module d'amplification, un module de filtrage et un module de conversion analogique-numérique. La figure représente de manière détaillée

10 uniquement la chaîne d'acquisition **21** de l'électrode **11**, comprenant donc le module d'amplification **211**, le module de filtrage **212** ainsi qu'un module de conversion analogique-numérique **213**. Dans l'exemple décrit, les filtres appliqués aux signaux sont ceux classiquement utilisés pour l'acquisition des signaux EMG et connus de l'homme du métier. La conversion analogique-numérique a été effectuée à 2kHz sur 16bits.

20 L'unité de prétraitement **20** contient des moyens de communication pour le transfert des données ainsi acquises pendant l'étape I à un processeur **40**.

Avantageusement, mais facultativement, ces moyens de communication peuvent mettre en œuvre des protocoles de communication sans fil.

25 Le processeur **40** contient une mémoire **41** dans laquelle les signaux acquis seront stockés pendant l'étape II d'enregistrement des données.

Cette mémoire appelle également différents algorithmes de traitement de signal utilisés par le module de traitement des signaux **42** pour mener à bien l'étape III de traitement des signaux. L'application de ces algorithmes de traitement de signal va conduire au calcul de signaux traités $s_i(t)$, i étant compris entre 1 et 10, puis au calcul d'indices représentatifs de l'activité musculaire des muscles profonds de la sangle abdominale via un module de calcul d'indices **43**.

30

Ces indices, ainsi que leurs évolutions temporelles sont ensuite visualisables sur un moniteur **50**. Ce moniteur **50** permet aussi de visualiser en temps réel les signaux acquis pendant l'étape d'acquisition I, ou de les visualiser une fois enregistrés dans la mémoire après l'étape II d'enregistrement, ou encore de visualiser les signaux $s_i(t)$ générés pendant l'étape III de traitement des signaux.

En référence à la figure 2, une implémentation particulière et non limitative de l'invention peut consister à positionner 5 électrodes de mesure EMG sur la surface de la peau d'un sujet **201** selon les sites anatomiques suivants :

- Une électrode **11** à 3 cm en latéral du nombril
- Une électrode **12** à 15 cm en latéral du nombril
- Une électrode **13** positionnée sous l'électrode **12**, juste au-dessus du ligament inguinal
- Une électrode **14** placée symétriquement à l'électrode **13**
- Une électrode **15** en face dorsale, sur une ligne reliant l'épine iliaque antéro-supérieure et l'espace intervertébral L1-L2, au niveau de l'apophyse épineuse L5.

La mise en œuvre décrite de l'invention sera identique pour :

- une électrode **11** placée entre 1 cm et 5 cm en latéral du nombril, vers la gauche ou bien vers la droite du sujet **201**.
- une électrode **12** placée entre 10 cm et 25 cm en latéral du nombril, vers la gauche ou vers la droite du sujet **201**
- une électrode **13** positionnée sous l'électrode **12**, à une distance comprise entre 4 cm et 15 cm, sans dépasser le ligament inguinal du sujet **201**

La figure 3 représente schématiquement de différents muscles de la sangle abdominale, composée 4 paires de muscles, qui sont organisés symétriquement de part et d'autre de l'abdomen sur trois couches distinctes. On retrouve donc parmi ces muscles abdominaux les paires suivantes :

- Noté **GD** sur la figure : Le Grand droit (le Grand Droit droit et le Grand Droit gauche). Constituant la paroi antérieure de l'abdomen, le muscle Grand Droit descend du thorax au pubis sous la forme d'un long muscle plat.

- Noté **OE** sur la figure : L'oblique externe, attaché sur les 7 dernières côtes, qui s'étend du centre de l'abdomen jusqu'au grand dorsal, occupant ainsi une bonne partie des côtés de l'abdomen.
- Noté **OI** sur la figure : L'oblique interne, qui s'insère sur toute la partie antérieure de la crête iliaque (comme le transverse, mais plus en surface)
- Noté **TrA** sur la figure : Le transverse, muscle large, le plus profond des muscles abdominaux. Situé dans la partie latérale de l'abdomen, le muscle transverse est horizontal, et passe ainsi derrière le muscle Grand Droit.

Grâce à ces éléments, le dispositif selon l'invention permet ainsi de mesurer en temps réel les signaux électriques issus de chaque électrode de mesure EMG de surface **11, 12, 13, 14 et 15**, chaque électrode mesurant ainsi une combinaison de toutes les contributions issues des activités musculaires des différents muscles étant à proximité de la dite électrode.

L'objectif de la méthode est de calculer des indices représentatifs de l'activité musculaire des muscles profonds de la sangle abdominale.

Dans l'exemple détaillé ici, le dispositif va ainsi calculer 3 indices :

i_1 : indice de contraction de l'oblique interne **OI**, égal à 1 si le muscle oblique interne est contracté, 0 sinon

i_2 : indice de contraction du transverse abdominal **TrA** égal à 1 si le muscle transverse abdominal est contracté, 0 sinon

i_3 : indice de la force de contraction du transverse abdominal **TrA**, proportionnel à la force de contraction du muscle transverse abdominal, et exprimé en pourcentage de la MCV pour ce muscle (Maximum Contraction Value)

Ces indices et leurs évolutions temporelles seront calculés sur la même période d'échantillonnage que l'acquisition.

Pendant l'étape III de traitement du signal, la première étape, représentative de l'invention mais non limitative, consiste à appliquer une combinaison de différents algorithmes de traitement afin de nettoyer les signaux enregistrés. Chaque électrode conduit à un signal enregistré noté EMG(1;) pour i allant de 1 à 5 selon l'exemple non limitatif décrit.

Chaque signal EMG(1_i) a donc été traité de la façon suivante :

- Redressement : il s'agit, après avoir évalué la ligne de base, puis corrigé le signal EMG(1_i) de cet offset, de ne conserver que la valeur absolue du signal pour récupérer un signal strictement positif.
- 5 - Normalisation par rapport à des valeurs maximales mesurées sur des enregistrements obtenus lorsque le sujet effectue des exercices spécifiques qui permettent de conduire à des contractions quasi maximales des différents muscles de la sangle abdominale du sujet, dans la mesure de la capacité du sujet. Pour obtenir ces valeurs maximales, la méthode consiste à utiliser le dispositif pour enregistrer les signaux issus des électrodes pendant que
- 10 le sujet effectue une manœuvre de « Draw-In » ou une manœuvre de « Crunch bloqué » par exemple.
- Lissage sur une fenêtre temporelle de 1ms : il s'agit de calculer la moyenne temporelle sur une fenêtre glissante de 1ms. La méthode peut être mise en œuvre avec une taille de fenêtre glissante comprise entre 0,5ms et 100ms.

15

Ces étapes conduisent donc à des signaux EMG(1_i) modifiés, notés EMG'(1_i) par la suite.

Dans l'exemple décrit, représentatif mais non limitatif de l'invention, il est supposé que les signaux des électrodes de surface sont une combinaison des contributions des 4 muscles de la sangle abdominale décrit sur la figure 3, à savoir le grand droit (**GD**), l'oblique externe (**OE**), l'oblique interne (**OI**) et le transverse abdominal (**TrA**). L'activité électrique de chacun de ces muscles peut

20 être représentée par les expressions A_{GD} , A_{OE} , A_{OI} et A_{TrA} , chaque électrode recevant donc une somme pondérée de ces activités à chaque instant (équation donnée pour l'électrode **11**):

$$EMG(11) = \alpha_{11}.A_{GD} + \beta_{11}.A_{OE} + \gamma_{11}.A_{OI} + \delta_{11}.A_{TrA}$$

Il s'agit donc ici d'un système de 5 équations à 20 paramètres et 4 inconnues, basé sur 5

25 enregistrements de 4 activités musculaires qui seront considérées comme indépendants statistiquement. La méthode mathématique consiste donc à déterminer les valeurs des 20 coefficients pondérateurs afin de pouvoir, en inversant le système par la suite, isoler soit l'activité électrique A_{OI} permettant de calculer l'indice i_1 , soit l'activité électrique A_{TrA} , permettant de calculer les indices i_2 et i_3 .

Ceci a été effectué par une analyse de séparation de sources, implémentée dans le logiciel de calcul matriciel *Scilab* (marque déposée).

L'indice i_1 est ensuite calculé comme étant égal à 1 si l'amplitude du signal A_{OI} est supérieure à un seuil fixé entre 5% et 15% de sa valeur maximale, 0 sinon.

- 5 L'indice i_3 est ensuite calculé comme étant égal à 1 si l'amplitude du signal A_{TrA} est supérieure à un seuil fixé entre 5% et 15% de sa valeur maximale, 0 sinon.

L'indice i_2 est ensuite calculé comme étant un pourcentage de la valeur du signal A_{TrA} .

- 10 Le dispositif permet ainsi de visualiser en temps réel l'évolution de la valeur des indices lorsque que le sujet effectue des mouvements, ou des exercices de renforcement musculaire ou encore des exercices de rééducation.

La figure 5 illustre ainsi la représentation de l'indice de contraction du muscle transverse abdominal i_2 pendant que le sujet effectue des manœuvres de Draw-In répétées, entre coupées de périodes de 10 s de repos.

- 15 Le dispositif permet aussi d'afficher en temps réel l'activité du muscle transverse abdominal suivant plusieurs modes : « on/off » (en représentant l'indice i_2), ou bien une visualisation de l'intensité de contraction en fonction du temps (indice i_3), pouvant se superposer à une consigne « idéale » qui doit être suivie par le sujet contrôlant ainsi de façon consciente la contraction de ses muscles.

- 20 En référence à la figure 6, une implémentation particulière et non limitative de l'invention peut consister à positionner 5 électrodes de mesure EMG sur la surface de la peau d'un sujet **201** selon les sites anatomiques suivants :

- Une électrode **11** à 3 cm en latéral du nombril
- Une électrode **12** à 15 cm en latéral du nombril, puis en remontant jusqu'à la 8^{ème} côte
- 25 - Une électrode **13** positionnée 2cm à gauche de l'électrode **12**, vers le centre du sujet
- Une électrode **14** positionnée à 15cm à droite du nombril su sujet, puis en redescendant jusqu'au ligament inguinal
- Une électrode **15** en face dorsale, sur une ligne reliant l'épine iliaque antéro-supérieure et l'espace intervertébral L1-L2, au niveau de l'apophyse épineuse L5.

La mise en œuvre décrite de l'invention sera identique pour :

- une électrode **11** placée entre 1 cm et 5 cm en latéral du nombril, vers la gauche ou bien vers la droite du sujet **201**.
- 5 - une électrode **12** placée entre 10 cm et 25 cm en latéral du nombril, vers la gauche ou vers la droite du sujet **201**
- une électrode **13** positionnée entre 1cm et 5 cm en latéral de l'électrode **12**, vers le centre du sujet

10 Dans un autre mode de réalisation, concernant un dispositif comprenant 5 électrodes positionnées à nouveau comme le montre la figure 2 ou encore comme le montre la figure 6, les signaux enregistrés par les électrodes de mesure EMG de surface **13** et **14** pourront être analysés également par une mesure de la fonction de corrélation temporelle afin de conditionner ensuite le calcul des indices I_1 et I_2 .

15 L'indice i_1 sera égal à 1 si l'amplitude du signal A_{O1} est supérieure à un seuil fixé entre 5% et 15% de sa valeur maximale ET si les deux signaux $EMG'(13)$ et $EMG'(14)$ sont faiblement corrélés, 0 sinon.

L'indice i_3 est ensuite calculé comme étant égal à 1 si l'amplitude du signal A_{TRA} est supérieure à un seuil fixé entre 5% et 15% de sa valeur maximale ET si les deux signaux $EMG'(13)$ et $EMG'(14)$ sont fortement corrélés, 0 sinon.

20 Dans un autre mode de réalisation non limitatif de l'invention, concernant un dispositif comprenant 5 électrodes positionnées à nouveau comme le montre la figure 2, ou la figure 6, ou comprenant 3 électrodes comme décrit à la figure 7, les signaux $EMG'(1i)$ sont analysés par l'application d'une analyse fréquentielle permettant de conditionner le calcul des indices i_1 et i_3 . Les transformées de fourrier des signaux $EMG'(1i)$ sont calculées pour représenter les spectres fréquentiels. On identifie
25 ensuite une bande de fréquence caractéristique du muscle profond que l'on cherche à caractériser, ou un rapport de bandes de fréquence caractéristique pour ainsi conditionner les calculs des indices I_1 et I_2 .

30 Par exemple, si $X_i(f)$ sont les transformées de Fourier respectives des signaux $EMG'(1i)$, et DSP_i , les densités spectrales de puissance de ces transformées de fourrier, calculées sur un temps d'intégration adapté.

On opère alors le calcul suivant sur chaque voie de mesure :

$$Ri = \frac{\int_{f_1}^{f_2} DSP_i}{\int_0^{f_{max}} DSP_i}$$

Ou f_1 et f_2 sont deux fréquences de coupures, f_1 est comprise entre 0 et 100Hz, et f_2 comprise entre 50 et 200Hz. Les valeurs choisies pour ces deux fréquences de coupures varient d'une

5 électrode à une autre.

Par exemple, pour les électrodes 11, 14 et 13, l'invention peut être mise en œuvre en choisissant $f_1 = 65\text{Hz}$ et $f_2 = 95\text{Hz}$.

L'indice i_1 est ensuite calculé comme étant égal à 1 si les conditions suivantes sont communément réunies :

- 10
- R_{14} et R_{13} sont simultanément supérieures à un seuil fixé entre 0.55 et 0.8.
 - R_{11} est inférieure à un seuil compris entre 0.1 et 0.35.

Sinon, i_1 vaut 0.

Une implémentation particulière et non limitative de l'invention peut consister à positionner 3 électrodes de mesure EMG sur la surface de la peau d'un sujet selon les sites anatomiques suivants :

- 15
- Une électrode **11** à 3 cm en latéral du nombril
 - Une électrode **13** positionnée 2 cm en latéral de l'épine iliaque antéro-supérieure vers l'ombilic, puis 2 cm en longitudinal vers les pieds.
 - Une électrode **14** placée symétriquement à l'électrode **13**.

- 20 Les modes de réalisation décrits ci-dessus sont particuliers et non limitatifs de l'invention.

REVENDICATIONS

- 1- Une méthode de mesure de l'activité musculaire spécifique d'un ou plusieurs muscles profonds de la sangle abdominale d'un sujet à partir de capteurs électromyographiques superficiels non invasifs (10) comprenant :
 - 5 a. Une étape (I) d'acquisition des signaux électriques issus d'au moins deux capteurs (10), la méthode étant caractérisée par le fait que le nombre de capteurs est compris entre 2 et 5,
 - b. Une étape (II) d'enregistrement des signaux électriques acquis pendant l'étape (I) dans une mémoire (41),
 - 10 c. Une étape (III) de traitement des signaux enregistrés à l'étape (II) basée sur l'application sur les signaux enregistrés à l'étape (II) d'une combinaison d'algorithmes de traitement de signal dans un module de traitement de signal (42) choisis parmi un redressement, une normalisation, un lissage, un seuillage, une analyse fréquentielle, ou sur une analyse de séparation de sources, ou sur une
 - 15 combinaison de ces méthodes, et délivrant ainsi une pluralité de signaux traités ($s_1(t)$, $s_2(t)$, $s_3(t)$ $s_n(t)$),
 - d. Une étape (IV) de calcul d'au moins un indice représentatif de l'activité musculaire de chacun des au moins un muscle profond de la sangle abdominale du sujet et son évolution temporelle dans un module de calcul d'indice (43).
- 20 2- Méthode selon la revendication 1, comprenant une étape de visualisation des signaux acquis, enregistrés, traités, ou des indices calculés.
- 3- Méthode selon l'une des revendications 1 à 2, dans laquelle les muscles profonds de la sangle abdominale peuvent être l'oblique interne et le transverse abdominal.
- 4- Méthode selon l'une des revendications 1 à 3, dans laquelle les enregistrements de l'étape
 - 25 (I) sont effectués à une fréquence d'échantillonnage comprise en 500Hz et 3000Hz.
- 5- Méthode selon l'une des revendications 1 à 4, dans laquelle les capteurs (10) sont des électrodes EMG bipolaires.
- 6- Méthode selon l'une des revendications 1 à 5, dans laquelle la communication des signaux acquis pendant l'étape (I) vers la mémoire (41) est mise en œuvre par un procédé de
 - 30 communication de données sans fil.

7- Dispositif de mesure de l'activité musculaire d'un ou plusieurs muscles profonds de la sangle abdominale d'un sujet à partir de capteurs électromyographiques superficiels non invasifs (10) comprenant :

- a. Des moyens d'acquisition (I) des signaux électriques issus d'au moins deux capteurs (10), le dispositif étant caractérisé par le fait que le nombre de capteurs est compris entre 2 et 5,
- b. Des moyens (II) d'enregistrement des signaux électriques acquis grâce aux moyens d'acquisition (I) dans une mémoire (41),
- c. Des moyens (III) de traitement des signaux enregistrés par les moyens (II) d'enregistrement, permettant d'appliquer sur les signaux enregistrés une combinaison d'algorithmes de signal dans un module de traitement de signal (42) choisis parmi un redressement, une normalisation, un lissage, un seuillage, une analyse fréquentielle, ou sur une analyse de séparation de sources, ou sur une combinaison de ces méthodes pour délivrer ainsi une pluralité de signaux traités ($s_1(t)$, $s_2(t)$, $s_3(t)$ $s_n(t)$),
- d. Des moyens (IV) de calcul d'au moins un indice représentatif de l'activité musculaire de chacun des au moins un muscle profond de la sangle abdominale du sujet et son évolution temporelle dans un module de calcul d'indice (43),
- e. Des moyens de visualisation des signaux acquis, enregistrés, traités, ou des indices calculés.

8- Utilisation du dispositif de mesure de l'activité musculaire d'un ou plusieurs muscles profonds de la sangle abdominale d'un sujet selon la revendication 7 pour l'une quelconque des applications choisies parmi des exercices de renforcement musculaire à des fins esthétiques ou sportives et le diagnostic fonctionnel.

9- Produit programme d'ordinateur téléchargeable depuis un réseau de communication et/ou stocké sur un support lisible par ordinateur et/ou exécutable par un microprocesseur, caractérisé en ce qu'il comprend des instructions de code de programme pour l'exécution de la méthode selon l'une au moins des revendications 1 à 6, lorsqu'il est exécuté sur un ordinateur.

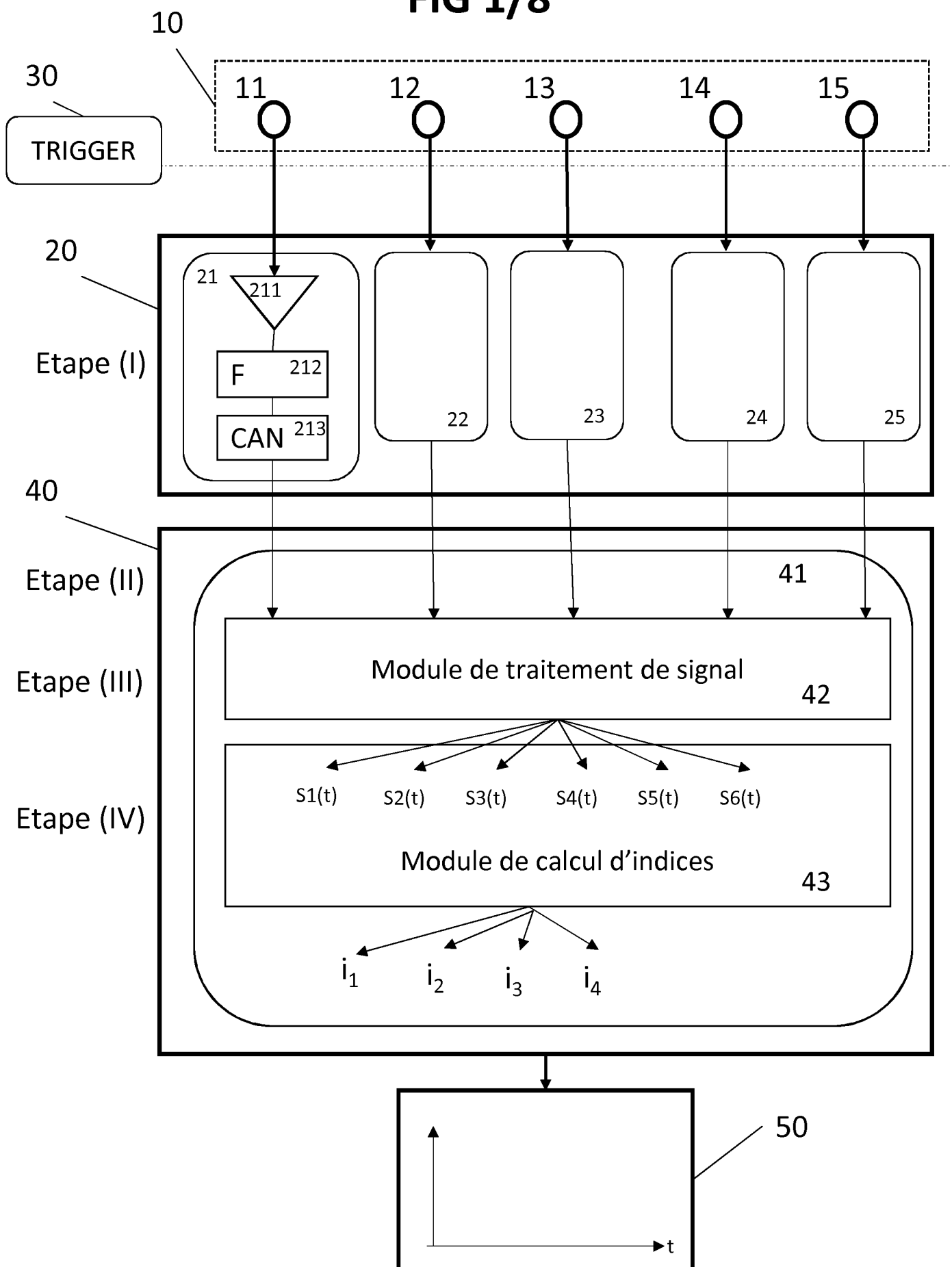
FIG 1/8

Figure 1

FIG 2/8

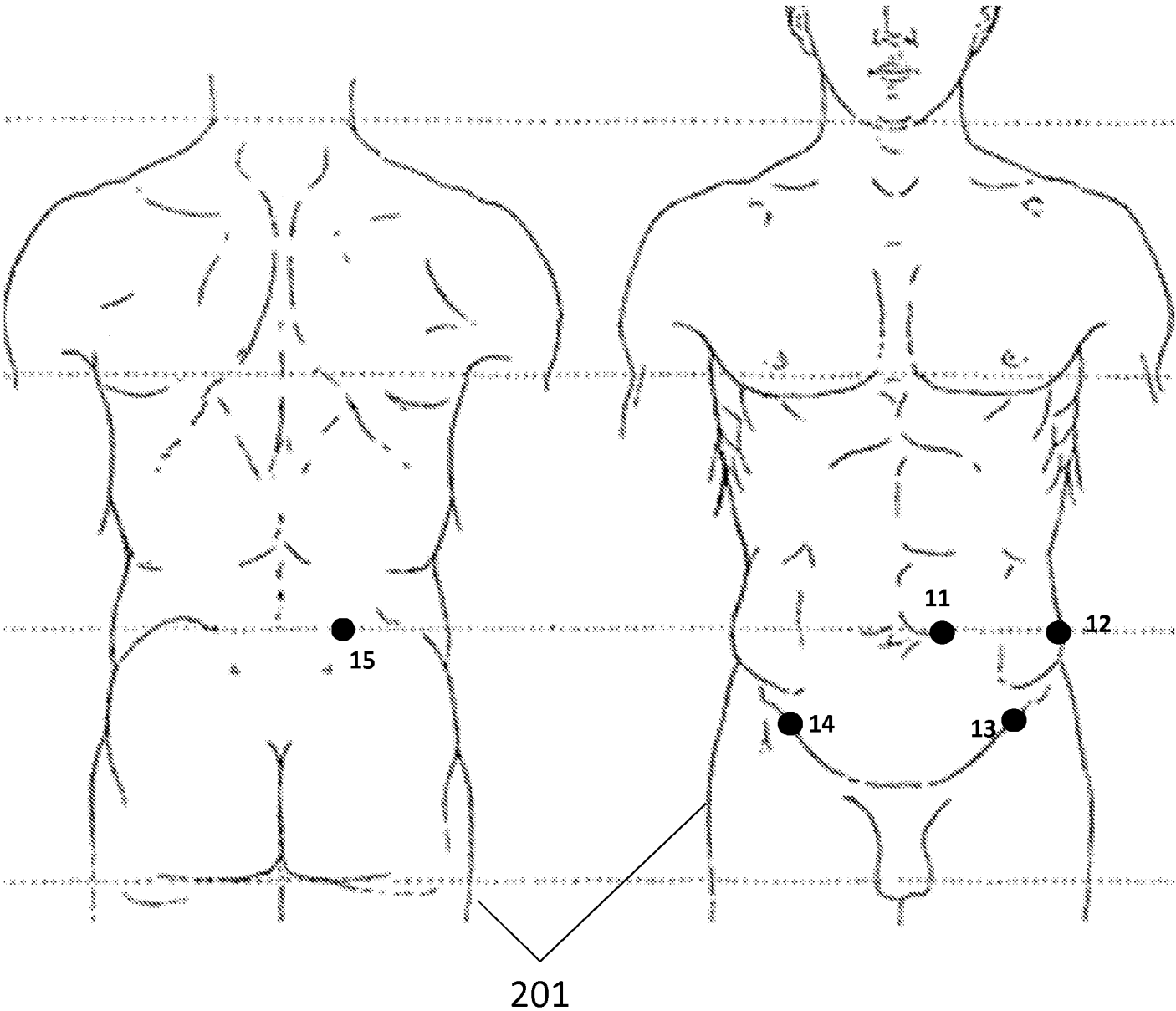


Figure 2

FIG 3/8

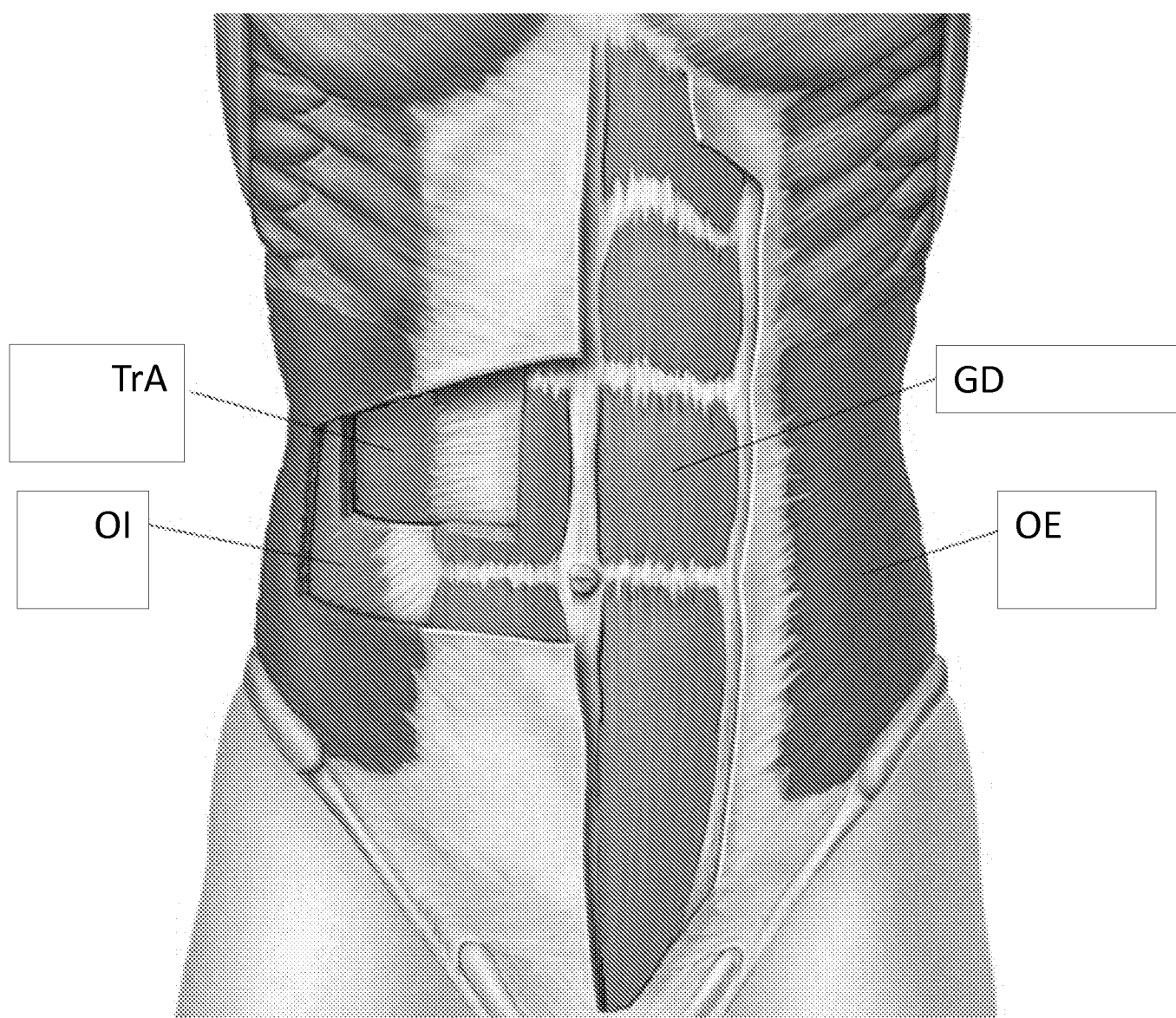


Figure 3

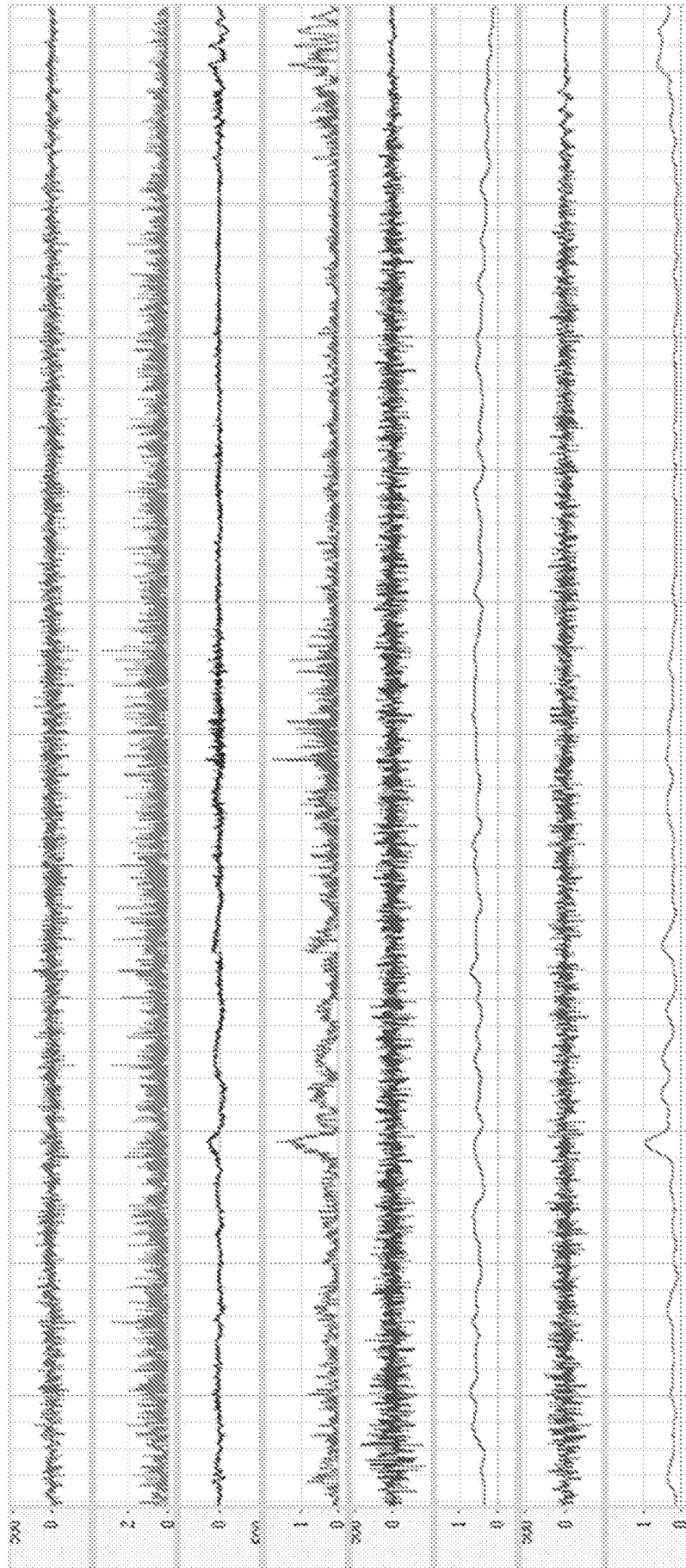
FIG 4/8

Figure 4

FIG 5/8

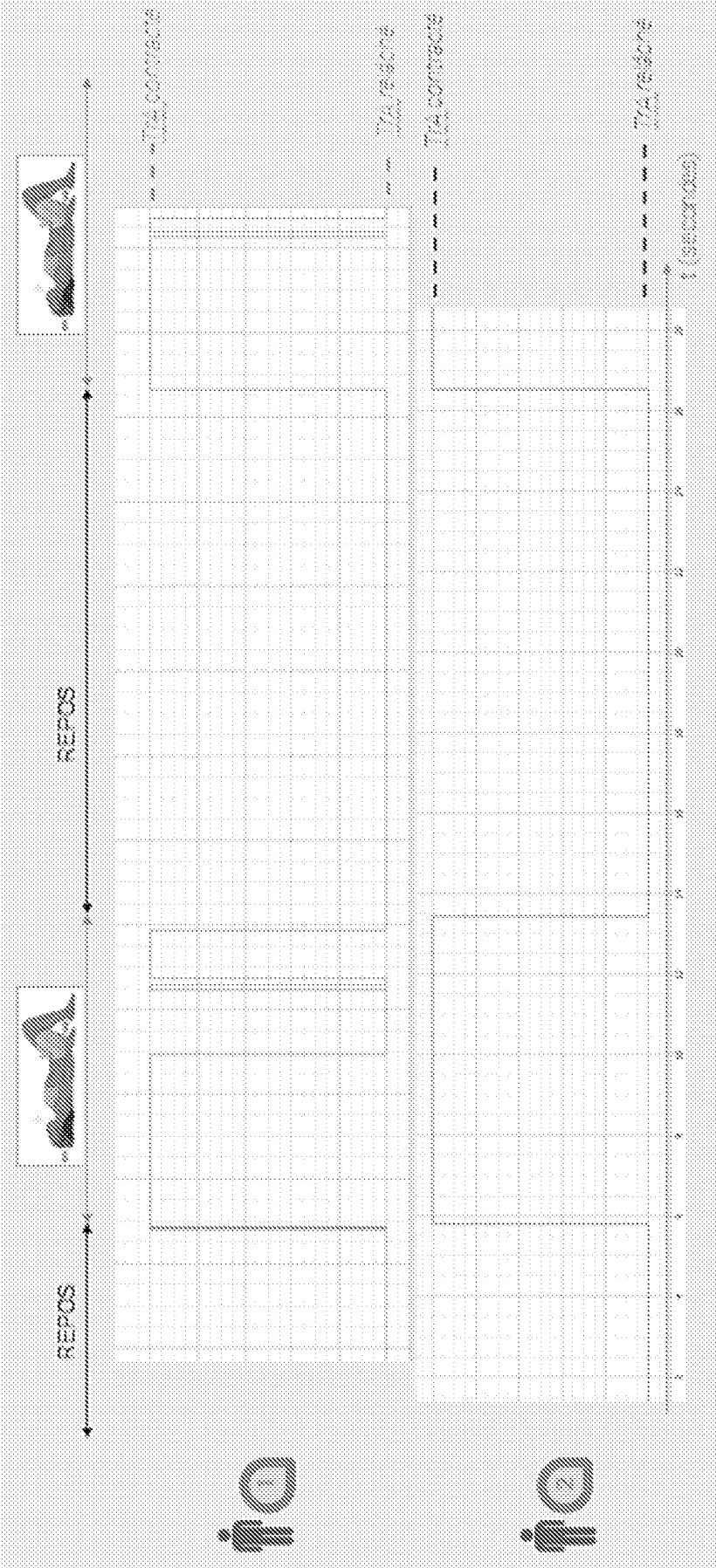


Figure 5

FIG 6/8

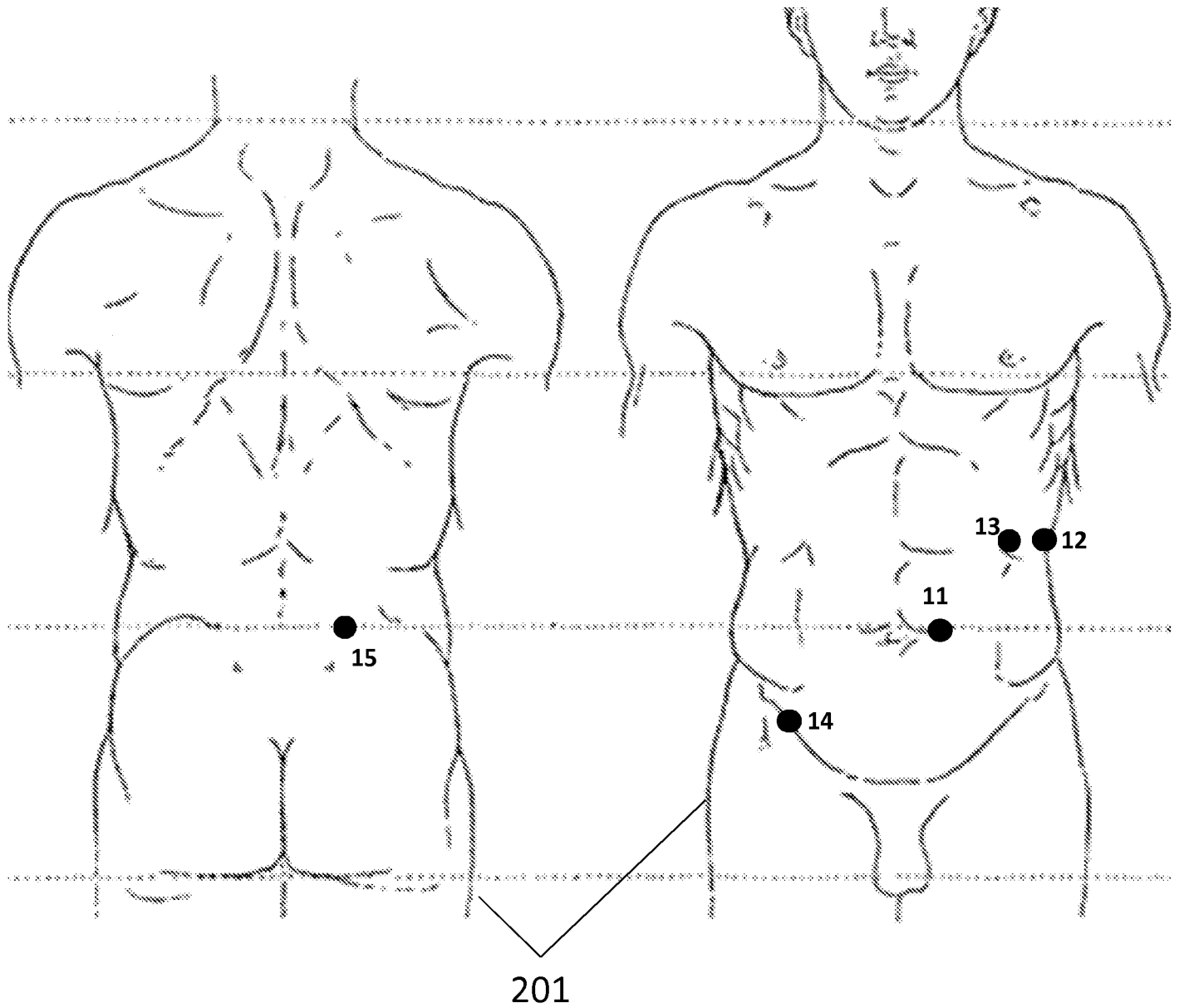


Figure 6

FIG 7/8

Implémentation à 3 électrodes

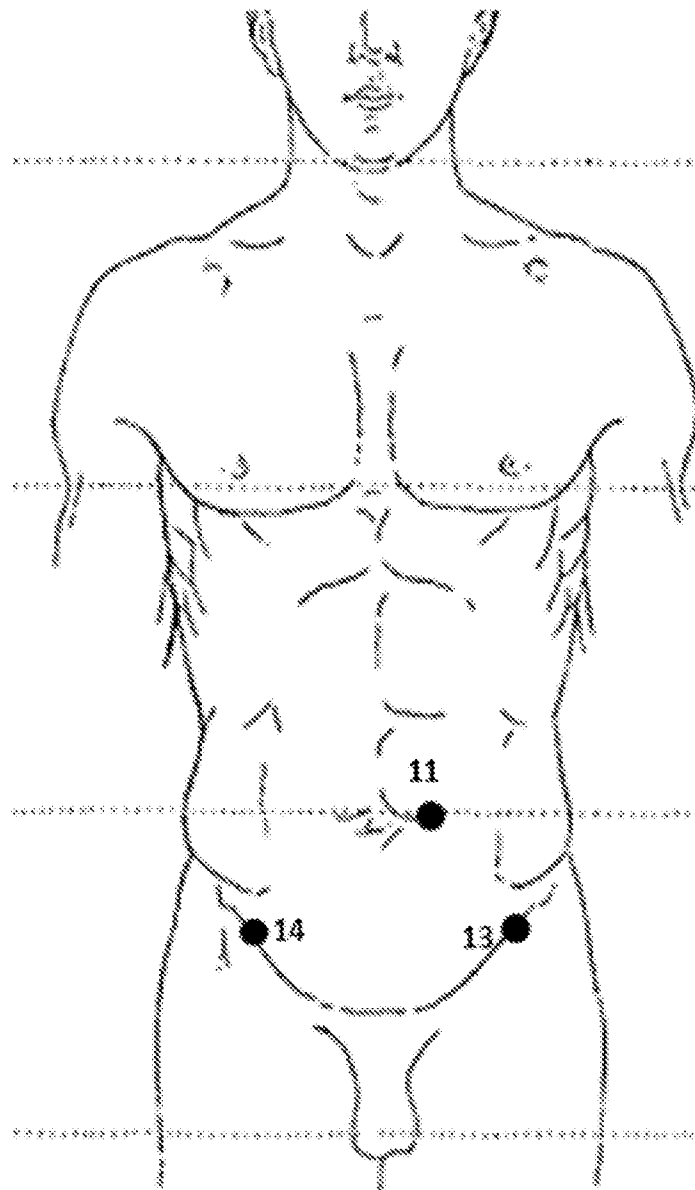


Figure 7

FIG 8/8

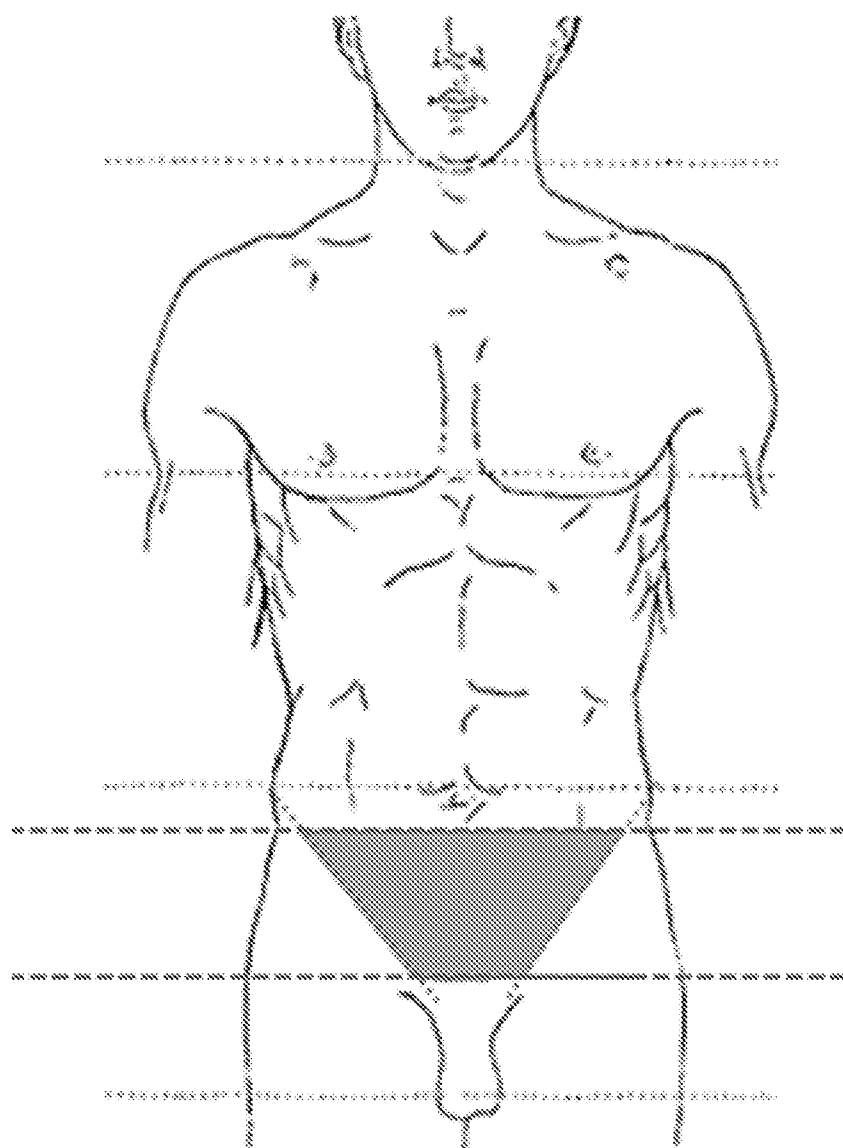


Figure 8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2018/052846

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B5/0488 A61B5/00 A61B5/04
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CHANTHAPETCH P ET AL: "Abdominal muscle activity during abdominal hollowing in four starting positions", MANUAL THERAPY, CHURCHILL LIVINGSTONE, AMSTERDAM, NL, vol. 14, no. 6, 1 December 2009 (2009-12-01), pages 642-646, XP026740087, ISSN: 1356-689X, DOI: 10.1016/J.MATH.2008.12.009 [retrieved on 2009-02-28] pages 642-645 figures 1-2, 3A-3B; tables 1, 2 ----- -/--	1-9



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

22 February 2019

Date of mailing of the international search report

01/03/2019

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Faymann, Juan

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2018/052846

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	SANCHEZ-ZURIAGA D ET AL: "Trunk Muscle Activation Patterns and Spine Kinematics When Using an Oscillating Blade: Influence of Different Postures and Blade Orientations", ARCHIVES OF PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION, W.B. SAUNDERS, UNITED STATES, vol. 90, no. 6, 1 June 2009 (2009-06-01), pages 1055-1060, XP026162337, ISSN: 0003-9993, DOI: 10.1016/J.APMR.2008.12.015 [retrieved on 2009-05-27] the whole document -----	1-9
A	US 9 687 168 B2 (UNIV CAPE TOWN [ZA], SOUTH AFRICAN MED RES COUNCIL [ZA], JOHN L RYAN) 27 June 2017 (2017-06-27) the whole document -----	1-9
A	STUART MCGILL ET AL: "Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity", JOURNAL OF BIOMECHANICS, vol. 29, no. 11, 1 November 1996 (1996-11-01), pages 1503-1507, XP055508163, DOI: 10.1016/0021-9290(96)84547-7 the whole document -----	1-9
A	EVA SWINNEN ET AL: "Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review", JOURNAL OF ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY, ELSEVIER, AMSTERDAM, NL, vol. 22, no. 1, 13 April 2011 (2011-04-13), pages 1-12, XP028346678, ISSN: 1050-6411, DOI: 10.1016/J.JELEKIN.2011.04.005 [retrieved on 2011-04-27] the whole document -----	1-9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/FR2018/052846

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 9687168	B2	27-06-2017	CN 102573620 A	11-07-2012
			EP 2459062 A1	06-06-2012
			JP 5662443 B2	28-01-2015
			JP 2013500108 A	07-01-2013
			US 2012184838 A1	19-07-2012
			WO 2011012988 A1	03-02-2011
			ZA 201109253 B	29-08-2012

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/FR2018/052846

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61B5/0488 A61B5/00 A61B5/04 ADD.		
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB		
B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) A61B		
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche		
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	CHANTHAPETCH P ET AL: "Abdominal muscle activity during abdominal hollowing in four starting positions", MANUAL THERAPY, CHURCHILL LIVINGSTONE, AMSTERDAM, NL, vol. 14, no. 6, 1 décembre 2009 (2009-12-01), pages 642-646, XP026740087, ISSN: 1356-689X, DOI: 10.1016/J.MATH.2008.12.009 [extrait le 2009-02-28] pages 642-645 figures 1-2, 3A-3B; tableaux 1, 2 ----- -/--	1-9
☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents ☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe		
* Catégories spéciales de documents cités:		
"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée) "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier "&" document qui fait partie de la même famille de brevets		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée 22 février 2019		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale 01/03/2019
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Fonctionnaire autorisé Faymann, Juan

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	SANCHEZ-ZURIAGA D ET AL: "Trunk Muscle Activation Patterns and Spine Kinematics When Using an Oscillating Blade: Influence of Different Postures and Blade Orientations", ARCHIVES OF PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION, W.B. SAUNDERS, UNITED STATES, vol. 90, no. 6, 1 juin 2009 (2009-06-01), pages 1055-1060, XP026162337, ISSN: 0003-9993, DOI: 10.1016/J.APMR.2008.12.015 [extrait le 2009-05-27] le document en entier -----	1-9
A	US 9 687 168 B2 (UNIV CAPE TOWN [ZA], SOUTH AFRICAN MED RES COUNCIL [ZA], JOHN L RYAN) 27 juin 2017 (2017-06-27) le document en entier -----	1-9
A	STUART MCGILL ET AL: "Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity", JOURNAL OF BIOMECHANICS, vol. 29, no. 11, 1 novembre 1996 (1996-11-01), pages 1503-1507, XP055508163, DOI: 10.1016/0021-9290(96)84547-7 le document en entier -----	1-9
A	EVA SWINNEN ET AL: "Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review", JOURNAL OF ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY, ELSEVIER, AMSTERDAM, NL, vol. 22, no. 1, 13 avril 2011 (2011-04-13), pages 1-12, XP028346678, ISSN: 1050-6411, DOI: 10.1016/J.JELEKIN.2011.04.005 [extrait le 2011-04-27] le document en entier -----	1-9

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2018/052846

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 9687168	B2	27-06-2017	CN 102573620 A 11-07-2012
			EP 2459062 A1 06-06-2012
			JP 5662443 B2 28-01-2015
			JP 2013500108 A 07-01-2013
			US 2012184838 A1 19-07-2012
			WO 2011012988 A1 03-02-2011
			ZA 201109253 B 29-08-2012
