

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②② Date de dépôt : 10.11.14.

③③ Priorité :

④③ Date de mise à la disposition du public de la
demande : 13.05.16 Bulletin 16/19.

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

⑥③ Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

○ Demande(s) d'extension :

⑦① Demandeur(s) : CENTRE NATIONAL DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE Etablissement public —
FR.

⑦② Inventeur(s) : FOURNIOLS JEAN-YVES, ESCRIBA
CHRISTOPHE et NASREDDINE NADIM.

⑦③ Titulaire(s) : CENTRE NATIONAL DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE Etablissement public.

⑦④ Mandataire(s) : CABINET PATRICE VIDON.

⑤④ PROCÉDE DE DETECTION DE CHUTE D'UN SUJET HUMAIN ET DISPOSITIF ACTIMETRIQUE
CORRESPONDANT.

⑤⑦ L'invention concerne de détection de chute d'un sujet
humain portant au moins un dispositif actimétrique qui com-
prend des moyens d'acquisition des mesures d'accélération
instantanée suivant trois axes et des moyens de traitement
desdites mesures d'accélération acquises, ledit procédé
prévoyant la mise en oeuvre par les moyens de traitement
des étapes suivantes :

- premier traitement des mesures d'accélération instan-
tanées, détection d'une chute dudit sujet humain en fonction
du résultat dudit premier traitement,
- génération, au moins dans certains cas, d'un signal
d'alarme, local et/ou vers un site distant, dans le cas où une
chute est détectée.

Selon l'invention, ledit procédé prévoit la mise en oeuvre
par les moyens de traitement d'un deuxième traitement des
mesures d'accélération instantanées de façon à délivrer un
indicateur d'activité dudit sujet et de génération d'un signal
de confirmation d'alarme, local et/ou vers un site distant,
dans le cas où la chute est confirmée par le biais dudit indi-
cateur d'activité.



Procédé de détection de chute d'un sujet humain et dispositif actimétrique correspondant

1. Domaine de l'invention

- 5 Le domaine de l'invention est celui de la surveillance à distance des personnes.
Plus précisément encore, l'invention concerne une technique de détection de chutes chez un sujet humain.
Une telle détection a notamment pour but la transmission d'une alarme vers une tierce personne réalisant une fonction de télésurveillance.
- 10 L'invention peut trouver des applications dans de nombreuses situations, et peut notamment équiper des personnes âgées et/ou à mobilité réduite, des travailleurs isolés, des enfants, ...

2. Solutions de l'art antérieur

- 15 Les systèmes de téléalarmes connus sont généralement constitués d'un dispositif porté par la personne à surveiller (ou porteur), se présentant, par exemple, sous la forme d'un bracelet porté autour du poignet ou d'un patch porté par la personne.
Ces dispositifs portables mettent en œuvre des capteurs de mouvement de façon à pouvoir surveiller le comportement du porteur et prévoient le déclenchement d'un message d'alarme suite à une chute ou un malaise.
- 20 Ces dispositifs produisent souvent de fausses alarmes pouvant entraîner des interventions inutiles. En particulier, les nombreux mouvements possibles du bras peuvent être interprétés comme une chute.
En outre, toutes les chutes ou malaises ne sont pas systématiquement détectés.
Par ailleurs, ces dispositifs présentent une consommation électrique importante,
25 ce qui est un facteur de limitation de son utilisation pour une personne en site isolé.
Pour parer à ces erreurs et s'assurer de la détection d'une chute, d'autres dispositifs connus mettent également en œuvre des capteurs de mesures de certains paramètres physiologiques (fréquence cardiaque, tension artérielle, température

corporelle). Il s'agit toutefois de systèmes complexes (et par conséquent, de faible autonomie), encombrants et coûteux.

3. Objectifs de l'invention

L'invention a notamment pour objectif de pallier au moins certains de ces différents inconvénients de l'art antérieur.

Plus précisément, dans au moins un mode de réalisation, un objectif de l'invention est de fournir un dispositif et procédé de surveillance d'une personne et de détection chutes, qui présentent une fiabilité optimale, et supprimant, ou à tout le moins limitant fortement, la génération de fausses alarmes.

En particulier, l'invention, dans au moins un mode de réalisation, a pour objectif de permettre la détection de différents types de chutes à cinétique élevée, de façon à limiter les fausses alarmes.

L'invention, dans au moins un mode de réalisation, a encore pour objectif de permettre la détection de chutes « molles » (on différencie la chute à cinétique élevée de la chute « molle » par la présence d'une phase de chute libre, avec une accélération mesurée de l'ordre de 1g. Dans le cas d'une chute « molle », seul le choc consécutif de la chute est détecté).

En d'autres termes, l'invention a pour objectif de permettre une détection de chutes qui soit à la fois plus sûre et plus efficace que les techniques connues.

Par ailleurs, un objectif de l'invention est de fournir un tel dispositif :

- qui soit relativement simple et peu coûteux à fabriquer ;
- qui présente une faible consommation, et donc une bonne autonomie ;
- qui soit peu encombrant et ergonomique (c'est-à-dire qu'il ne présente pas de gêne pour le porteur) ;
- qui peut être utilisé à domicile, ou dans un hôpital ou une clinique.

4. Exposé de l'invention

Ces objectifs, ainsi que d'autres qui apparaîtront plus clairement par la suite, sont atteints, selon un premier mode de réalisation, à l'aide d'un procédé de détection de chute d'un sujet humain portant au moins un dispositif actimétrique, ledit dispositif comprenant des moyens d'acquisition des mesures d'accélération instantanée suivant

trois axes et des moyens de traitement desdites mesures d'accélération acquises, ledit procédé prévoyant la mise en œuvre par les moyens de traitement des étapes suivantes :

- premier traitement des mesures d'accélération instantanées,
- détection d'une chute dudit sujet humain en fonction du résultat dudit premier traitement, et
- génération, au moins dans certains cas, d'un signal d'alarme, local et/ou vers un site distant, dans le cas où une chute est détectée.

Selon ce premier mode de réalisation de l'invention, le procédé prévoit en outre la mise en œuvre par les moyens de traitement des étapes suivantes :

- second traitement des mesures d'accélération avec transformation des mesures d'accélération à l'issue d'une première période de temps en un indicateur de l'activité dudit sujet humain parmi un nombre d'activités préétablies, lesdits premier et second traitements s'effectuant en parallèle ou successivement;
- confirmation ou infirmation de la chute en fonction dudit indicateur de l'activité déterminé par le second traitement,
- génération d'un signal de confirmation d'alarme, local et/ou vers un site distant, dans le cas où la chute est confirmée.

L'invention est basée sur l'analyse de données accélérométriques, c'est-à-dire de mesures d'accélération acquises par un dispositif actimétrique porté par la personne à surveiller, pour surveiller des activités motrices habituelles (marche, tâches ménagères, sommeil) et détecter une chute de la personne surveillée de façon fiable.

Pour ce faire, l'approche de l'invention met en œuvre, en parallèle ou consécutivement :

- un premier algorithme de traitement en temps réel des données accélérométriques pour détecter une chute et déclencher un signal d'alerte (premier cas de figure) ou différer le déclenchement de ce dernier (deuxième cas de figure), et

5 - un deuxième algorithme de traitement des données accélérométriques acquises durant un laps de temps prédéterminé en un indicateur de l'activité de la personne parmi plusieurs indicateurs préétablis.

10 Un ou plusieurs de ces indicateurs préétablis correspondant potentiellement à une situation anormale (une absence de mouvement suite à une chute par exemple), le deuxième algorithme de traitement permet de confirmer ou d'infirmer la chute détectée par le premier algorithme de traitement.

Dans le cas où la chute est confirmée, le signal d'alerte est confirmé (premier cas de figure) ou bien un signal d'alerte est déclenché (deuxième cas de figure).

Dans le cas où la chute est infirmée, le signal d'alerte est interrompu (premier cas de figure) ou bien aucun signal d'alerte n'est déclenché (deuxième cas de figure).

15 En résumé, l'identification du type d'activité permet de confirmer ou d'infirmer une chute détectée par un algorithme annexe fonctionnant en temps réel capable de détecter une chute à partir des données accélérométriques acquises en temps réel.

Ainsi, selon l'invention, on obtient une détermination efficace et précise des chutes, le procédé de l'invention limitant les erreurs de détection.

20 On note que le premier algorithme traite les données de l'accéléromètre au fur et à mesure de leur acquisition (échantillonnées entre 5 Hz et 50Hz), le deuxième algorithme traitant des fenêtres temporelles T_n qui sont construites par les données de l'accéléromètre mais collectées à une fréquence d'échantillonnage entre 5 Hz et 50 Hz pendant une durée T_n comprise entre 2 et 10 min.

25 Il est en outre plus avantageux de mettre en œuvre le premier algorithme puis le deuxième en termes d'économies d'énergie.

Selon un aspect particulier de l'invention, ledit second traitement est mis en œuvre en fonction au moins de la valeur moyenne des normes des accélérations instantanées mesurées sur la première période de temps.

Selon un aspect particulier de l'invention, ledit premier traitement comprend une étape de calcul des angles d'orientation des accélérations instantanées suivant les trois axes et une étape d'analyse spectrale des angles d'orientation calculés.

Selon un aspect particulier de l'invention, le second traitement avec transformation des mesures d'accélération en un indicateur de l'activité dudit sujet humain comprend :

- une première étape de calcul de la valeur moyenne des normes des accélérations instantanées mesurées sur la première période de temps, et
- une deuxième étape de comparaison entre ladite valeur moyenne calculée et un premier seuil prédéterminé.

Selon un aspect particulier de l'invention, le second traitement avec transformation des mesures d'accélération en un indicateur de l'activité dudit sujet humain comprend en outre une troisième étape de calcul de la dispersion desdites normes lorsque ladite valeur moyenne calculée est inférieure audit premier seuil prédéterminé ou de calcul du spectre desdites normes lorsque ladite valeur moyenne calculée est supérieure audit premier seuil prédéterminé.

Selon un aspect particulier de l'invention, le procédé comprend en outre une étape de détection d'une situation anormale potentielle lorsque ladite dispersion est inférieure à un second seuil prédéterminé.

Selon un aspect particulier de l'invention, l'étape de détection d'une situation anormale potentielle est suivie d'une étape de confirmation ou d'infirmité de la situation anormale potentielle comprenant une étape d'analyse spectrale des accélérations instantanées mesurées pendant la première période de temps.

Selon un aspect particulier de l'invention, l'étape de détection d'une situation anormale potentielle est suivie d'une étape de confirmation ou d'infirmité de la situation anormale potentielle en fonction du ou des indicateur(s) de l'activité déterminé lors de la ou des période(s) de temps suivant(s) la première période de temps.

Selon un aspect particulier de l'invention, le procédé comprend en outre une étape de détection d'une chute à faible cinétique lorsque ladite dispersion est supérieure à un second seuil prédéterminé.

Selon un aspect particulier de l'invention, ladite étape de détection d'une chute à faible cinétique met en œuvre une étape de détection d'une immobilité et une étape de comparaison du sens du mouvement antérieur à l'immobilité avec le sens de la pesanteur.

- 5 Selon un aspect particulier de l'invention, ladite étape de détection d'une chute à faible cinétique met en œuvre en outre une étape de détection d'une variation de hauteur dudit sujet ou une étape de détection d'une accélération angulaire.

- Selon un aspect particulier de l'invention, ledit indicateur de l'activité est constitué d'une classe, parmi deux classes prédéterminées, et d'une sous-classe, parmi plusieurs
10 sous-classes prédéterminées.

 Selon un aspect particulier de l'invention, la classe dudit indicateur de l'activité est déterminée en fonction du résultat de la deuxième étape de comparaison entre ladite valeur moyenne calculée et ledit premier seuil prédéterminé.

- Selon un aspect particulier de l'invention, le procédé comprend une étape de
15 détermination de la sous-classe dudit indicateur de l'activité en fonction de l'analyse de la dispersion des normes des accélérations instantanées mesurées sur la première période de temps ou de l'analyse du spectre desdites normes.

 Selon un aspect particulier de l'invention, le procédé comprend en outre une étape de stockage de l'indicateur de l'activité associé à une période de temps.

- 20 La détermination, le traitement et le stockage d'indicateurs de l'activité d'une personne permettent de limiter la consommation électrique des moyens de mesure et de calcul mis en œuvre dans le dispositif portable.

- Selon un aspect particulier de l'invention, le procédé comprend en outre une étape de transmission à distance d'un ou plusieurs indicateurs de l'activité, de façon
25 périodique ou non.

 Ceci permet d'assurer un suivi à distance sur une longue durée (sur une journée par exemple) des activités exercées par la personne surveillée.

- L'invention concerne par ailleurs un dispositif actimétrique destiné à être porté par un sujet humain et comprenant des moyens d'acquisition des mesures d'accélération
30 instantanée suivant trois axes et des moyens de traitement desdites mesures

d'accélération acquises, les moyens de traitement étant destiné à mettre en œuvre le procédé de détection de chute dudit sujet humain selon le premier mode de réalisation.

Selon un mode de réalisation préférentiel de l'invention, le dispositif actimétrique comprend trois accéléromètres dont les signaux de sorties alimentent les moyens de traitement et de détection d'une chute.

Un tel dispositif est peu encombrant et peu coûteux.

L'invention, selon un deuxième mode de réalisation, concerne un procédé de détection de chute d'un sujet humain portant au moins un dispositif actimétrique, ledit dispositif comprenant des moyens d'acquisition des mesures d'accélération instantanée suivant trois axes et des moyens de traitement desdites mesures d'accélération acquises, ledit procédé prévoyant la mise en œuvre par les moyens de traitement des étapes suivantes :

- premier traitement des mesures d'accélération instantanée,
- détection d'une chute dudit sujet humain en fonction du résultat dudit premier traitement,
- génération d'un signal d'alarme, local et/ou vers un site distant, dans le cas où une chute est détectée.

Selon ce deuxième mode de réalisation de l'invention, ledit premier traitement comprend une étape de calcul des angles d'orientation des accélérations instantanées suivant les trois axes et une étape d'analyse spectrale des angles d'orientation calculés.

Il est ainsi proposé un algorithme de détection d'une chute et de génération d'une alarme, fonctionnant en temps réel, en fonction des angles d'orientation des accélérations instantanées suivant les trois axes et de l'analyse spectrale des angles d'orientation calculés.

Un tel algorithme est capable de détecter une chute à cinétique élevée grâce à la signature particulière des données accélérométriques acquises en temps réel.

Il est en outre possible de distinguer différents types de chute caractéristiques, telles que les chutes avec changement de posture, les chutes avec agitation ou tremblement et les chutes avec rétablissement, en fonction des variations des angles d'orientation des accélérations instantanées et de l'analyse spectrale des angles d'orientation.

Ainsi, selon ce deuxième mode de réalisation de l'invention, on obtient une détermination efficace et précise des chutes, le procédé de l'invention limitant les erreurs de détection.

L'invention concerne par ailleurs un dispositif actimétrique destiné à être porté par un sujet humain et comprenant des moyens d'acquisition des mesures d'accélération instantanée suivant trois axes et des moyens de traitement desdites mesures d'accélération acquises, les moyens de traitement étant destiné à mettre en œuvre le procédé de détection de chute dudit sujet humain selon le deuxième mode de réalisation.

5. Liste des figures

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description suivante de deux modes de réalisation de l'invention, donnés à titres de simples exemples illustratifs et non limitatifs, et des dessins annexés ci-dessous, parmi lesquels :

- la figure 1 est une représentation schématique d'un exemple de dispositif actimétrique pour la mise en œuvre du procédé de détection de chute conforme à l'invention ;
- la figure 2 est un synoptique général illustrant la méthodologie de détection de chute (par le biais d'un premier algorithme A1) et d'identification de l'activité (par le biais d'un deuxième algorithme A2) d'un porteur du dispositif actimétrique de l'invention ;
- la figure 3 illustre de façon schématique la possibilité de confirmer, par le biais du deuxième algorithme A2, le type de chute détectée par le biais du premier algorithme A1 ;
- la figure 4 illustre de façon schématique la construction des données nécessaires à l'analyse longitudinale (par le biais d'un troisième algorithme A3) des activités du porteur du dispositif actimétrique de l'invention ;
- la figure 5A illustre un exemple illustratif de signal d'accélération acquis par le dispositif actimétrique en fonction du temps, la figure 5B représentant la valeur moyenne $MoyA_n$ issue du signal de la figure 5A ;

- la figure 6A illustre le spectre sur une fenêtre temporelle T_n représentatif d'un porteur conduisant une voiture, la figure 6B illustrant le spectre sur une fenêtre temporelle T_n représentatif d'un porteur se trouvant dans un bus ;
- la figure 6D illustre le spectre sur une fenêtre temporelle T_n représentatif d'un porteur pratiquant la marche à pied, la figure 6F illustrant les enveloppes des spectres sur N fenêtres temporelles T_n représentatifs d'un porteur pratiquant la marche à pied ;
- la figure 6C illustre le spectre sur une fenêtre temporelle T_n représentatif d'un porteur ayant une activité manuelle non périodique, la figure 6E illustrant les spectres sur N fenêtres temporelles T_n représentatifs d'un porteur ayant une activité manuelle non périodique;
- la figure 8 illustre les variations au cours du temps des valeurs (en g) de la grandeur $\|A\|_t$ lors d'une phase de chute d'un porteur ;
- les figures 9A à 9C représentent la valeur calculée des angles lors d'une phase de chute avec rétablissement ainsi que dans les instants suivants ;
- les figures 10A à 10C représentent le spectre des angles lors d'une phase de chute avec rétablissement ainsi que dans les instants suivants ;
- les figures 11A à 11C représentent la valeur calculée des angles lors d'une phase de chute agitée ainsi que dans les instants suivants ;
- les figures 12A à 12C représentent le spectre des angles après la chute ;
- les figures 13A à 13C représentent la valeur calculée des angles lors d'une phase de chute avec perte de conscience ainsi que dans les instants suivants ;
- les figures 14A à 14C représentent le spectre des angles après une chute dans le cas d'un malaise ;
- la figure 15 illustre de façon détaillée la méthodologie d'identification de l'activité par le biais du deuxième algorithme A2.

6. Description détaillé de l'invention

6.1 Exemple de dispositif actimétrique conforme à l'invention

La **figure 1** est une représentation schématique d'un exemple de dispositif actimétrique pour la mise en œuvre du procédé d'analyse des données accélérométriques et de détection de chute conforme à l'invention.

Ce dispositif actimétrique, ou actimètre, 1 est porté au niveau du poignet d'un utilisateur, ou porteur, par le biais de moyens de fixation (non illustrés), tel un bracelet, par exemple. Le porteur peut être une personne âgée et/ou à mobilité réduite, un travailleur isolé, un enfant, ...

- 5 Le dispositif actimétrique 1 comprend un boîtier (non illustré) renfermant :
- des moyens d'alimentation (batterie) 11 ;
 - un accéléromètre 12 multidirectionnel apte à mesurer les accélérations selon les trois axes X, Y, Z du repère cartésien (O, X, Y, Z) et un amplificateur 13 des signaux mesurés ;
- 10 - des moyens de communication sans fil (par ondes radio) comprenant a) des moyens de transmission 141 de données (notamment d'un ou de plusieurs indicateurs d'activités issus des mesures fournies par l'accéléromètre 12) et d'un signal d'alerte à un récepteur externe distant, et b) des moyens de réception 142 de données ;
- un microprocesseur 15 comprenant des moyens de traitement/calcul des mesures fournies par l'accéléromètre 12, des moyens de mémorisation et des moyens de gestion des alarmes.
- 15

Ce dispositif actimétrique 1 est destiné à la surveillance à distance d'un sujet vivant, par exemple un senior, en particulier pour la détection d'un malaise et/ou d'une chute.

20 6.2 Principe général de l'invention

L'invention propose donc une technique de détection de chute par l'exploitation/analyse de données accélérométriques qui sont acquises par le biais du dispositif actimétrique 1 sous la forme d'un bracelet porté par l'utilisateur, ou porteur, au niveau du poignet.

- 25 La technique de l'invention vise à détecter, par le biais d'un premier algorithme A1 d'analyse instantanée (pseudo temps réel), différents types de chute avec chute libre (chute avec immobilisation, chute avec agitation ou tremblement, chute avec rétablissement).

- Le premier algorithme recherche la présence d'une pré-alarme chute (chute libre suivie d'un choc de même sens que le vecteur gravitation et d'une faible oscillation).
- 30

La détection d'une chute et de génération d'une alarme est fonction des angles d'orientation des accélérations instantanées suivant les trois axes et de l'analyse spectrale des angles d'orientation calculés.

En d'autres termes, le premier algorithme A1 est apte à détecter une chute à
5 cinétique élevée grâce à la signature particulière des données accélérométriques acquises en temps réel.

Dans un premier mode de réalisation, le premier algorithme A1 est mis en œuvre seul.

Dans un deuxième mode de réalisation, un deuxième algorithme A2 d'analyse sur
10 une fenêtre temporelle T_n est mis en œuvre parallèlement au premier algorithme A1.

Chacun de ces algorithmes A1 et A2 est illustré sur la **figure 2**.

Le deuxième algorithme A2 permet la classification du type d'activité exercée (sommeil, immobilité, différents types d'activités statiques passives ou actives, et activités dynamiques) par le porteur parmi un nombre d'activités préétablies.

15 En d'autres termes, pour valider ou non le pré-diagnostic de chute à cinétique élevée du premier algorithme A1, une confirmation peut être attendue de la part du deuxième algorithme A2 avant l'envoi de l'alarme. La confirmation (algorithme A2) est attendue selon le degré de certitude du diagnostic (algorithme A1). Ainsi, les différents types de chute avec chute libre (chute avec immobilisation, chute avec agitation ou
20 tremblement, chute avec rétablissement) peuvent être validés grâce au type d'activité détecté par le deuxième algorithme A2.

Ceci est illustré sur la **figure 3** montrant par le biais de flèches en pointillés la confirmation du type de chute (déterminé par le biais du premier algorithme A1) grâce au type d'activité (déterminé par le biais du deuxième algorithme A2).

25 On note que le deuxième algorithme A2 permet également de détecter un type particulier de chute, appelé « chute molle » (cas S22), qui ne présente pas de cinétique élevée.

Il permet, en outre, de déclencher une alerte (cas S112) en cas d'immobilité absolue due à un malaise ou à une chute (classe statique S). La distinction entre une
30 faible activité moyenne observée pendant le sommeil (cas S111) ou due à une immobilité

absolue (malaise) se fait sur plusieurs fenêtres temporelles par le biais d'un troisième algorithme A3.

Le deuxième algorithme A2 permet, par ailleurs, de détecter des activités représentatives d'un comportement très actif dû à une activité sportive intense ou à un état agité (cas D1). La distinction entre ces deux états peut se faire selon le profil de l'utilisateur/porteur (selon qu'il s'agit d'une personne âgée ou d'une personne active, par exemple).

Comme illustré sur la **figure 4**, le troisième algorithme A3 d'analyse macroscopique longitudinale des activités permet le comptage d'immobilités successives et l'établissement de statistiques, sur une durée prédéterminée, relatives aux activités exercées par le porteur (déterminées par le deuxième algorithme A2).

6.3 Algorithme A1 de détection d'une chute

L'algorithme A1 de détection d'une chute (due à un malaise par exemple) d'une personne équipée du dispositif actimétrique 1 permet une détection fiable d'une chute, et supprime, ou à tout le moins minimise, les fausses alarmes.

L'algorithme A1 permet de quantifier la probabilité que la détection d'une "pré-alarme chute" (cas C1 sur la figure 2), détectée par la présence d'une chute libre suivie d'un choc de même sens que le vecteur gravitation et d'une faible oscillation, soit une « alarme chute vraie ».

L'algorithme A1, décrit ci-après, peut répondre seul en temps réel à la problématique de la chute (selon un premier mode de réalisation) ou avec un léger retard en s'appuyant sur la confirmation/infirmerie du traitement de la fenêtre temporelle T_n par le biais de l'algorithme A2 (selon un deuxième mode de réalisation), ce qui diminue le risque de fausse détection.

Ainsi, dans le cas de demande de confirmation (c'est-à-dire dans le deuxième mode de réalisation), si on prend comme exemple une fenêtre temporelle T_n où on effectue la moyenne de 5 minutes avec 1 minute de recouvrement entre fenêtres (pour éviter toute perte de données et proposer une analyse avec un effet de glissement), le délai maximum de traitement peut être de 4 minutes après le temps d'apparition de la chute. Il est toutefois possible de réduire ce délai en entrelaçant cet algorithme de traitement par un second algorithme de traitement décalé de $T_k/2$.

Dans chacun des premier et deuxième modes de réalisation, l'algorithme A1 met en œuvre un traitement des mesures d'accélération acquises à intervalles réguliers t_i sur la fenêtre temporelle T_n .

De façon connue, la chute est identifiable en analysant le signe et la valeur de la grandeur $\|A\|_t$ définie selon la formule $\|A\|_t = \sqrt{\ddot{x}_t^2 + \ddot{y}_t^2 + \ddot{z}_t^2} - 1$ et en identifiant la présence des deux phases consécutives suivantes (étape C1 de la figure 2) :

- une phase de chute (avec une durée de chute quasi libre) ce qui induit une valeur négative de $\|A\|_t$ proche de $-1g$ (qui est la valeur théorique de $\|A\|_t$ pour une vraie chute libre) ;

- une phase de choc qui suit la phase de chute et s'identifie par la combinaison d'une accélération avec une pente importante et d'une phase d'oscillation sur le signal reconstruit $\|A\|_t$.

La **figure 8** illustre les variations au cours du temps des valeurs (g) de la grandeur $\|A\|_t$ lors d'une phase de chute du porteur du dispositif actimétrique 1.

Un inconvénient de cette approche connue est que la présence de ces deux phases n'indique pas exclusivement une chute. En effet, plusieurs actions de la vie courante peuvent donner naissance à des phénomènes accélérométriques semblables (le fait de lâcher la main par exemple, ou bien de taper la main sur un obstacle).

Cette approche connue ne permet donc pas d'identifier avec certitude les chutes et d'éviter les fausses détections.

L'invention propose une analyse spécifiquement dédiée à la chute qui est mise en place en temps réel (selon le premier mode de réalisation) ou bien dans le traitement de l'intervalle T_n (selon le deuxième mode de réalisation).

Selon l'approche de l'invention, la détection d'une phase de chute et d'une phase de choc ne constitue qu'une « pré-alarme chute » C1 qui est ensuite confirmée ou infirmée.

Supposons $t_{i,n}$ l'instant de détection d'une forte accélération (précédée d'une décélération) dans l'intervalle T_n , suivie d'une oscillation de l'accélération de $\|A\|_t$ dans les quelques instants suivants.

L'approche de l'invention est la suivante. Après ce qui est apparenté à une chute (étape C1), on détermine la présence d'immobilité (C11) en calculant la valeur

moyenne de l'accélération sur un intervalle de temps Δt suivant la pré-alarme chute, de l'ordre de 30 secondes, et en la comparant à un seuil prédéterminé.

Si une immobilité est détectée (valeur moyenne inférieure à ce seuil), on détermine qu'il s'agit d'une chute avec immobilisation (C111).

- 5 Dans le cas contraire, l'algorithme A1 met en œuvre (C12) un calcul des orientations des accélérations selon chacun des plans de projection du trièdre (x,y,z). On calcule donc à chaque instant, à partir des données $(\ddot{x}_t, \ddot{y}_t, \ddot{z}_t)$ de l'accéléromètre, les angles $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ étant définis ainsi :

$$\theta_x = \arccos\left(\frac{\ddot{x}_t}{\sqrt{\ddot{x}_t^2 + \ddot{y}_t^2 + \ddot{z}_t^2}}\right), \quad \theta_y = \arccos\left(\frac{\ddot{y}_t}{\sqrt{\ddot{x}_t^2 + \ddot{y}_t^2 + \ddot{z}_t^2}}\right), \quad \theta_z = \arccos\left(\frac{\ddot{z}_t}{\sqrt{\ddot{x}_t^2 + \ddot{y}_t^2 + \ddot{z}_t^2}}\right)$$

- 10 On se focalise donc sur deux exploitations de ces données (C12) pendant la durée $T_{analyse_angles}$:

- la variation angulaire sur chaque angle du g terrestre, et
 - l'analyse spectrale des angles d'orientation du g terrestre durant la période $T_{analyse_angles}$ suivant l'état de pré-alarme-chute (C1). Plus cette
- 15 période sera grande et plus la détection sera robuste (au détriment de la réactivité d'alerte). Elle est, dans cet exemple, égale à 30 secondes.

Plusieurs types de chutes peuvent être détectées afin d'établir un pré-diagnostic de chute:

- a) Chute suivie d'une agitation (C122):

- 20 S'il est établi qu'il n'y a pas de variation de θ mais qu'il y a agitation, il s'agit bien d'une chute avec agitation (C122) et la pré-alarme est confirmée. Les **figures 11A à 11C** illustrent la valeur calculée des angles lors d'une phase de chute agitée (cas d'une suractivité désordonnée, c'est-à-dire que la personne est tombée puis est très agitée après sa chute) ainsi que dans les instants suivants. Sur les **figures 12A à 12C** est représenté le spectre des angles après la chute qui confirme que le
- 25 porteur est très agité par la présence de nombreuses composantes fréquentielles dans une gamme de fréquences donnée.

- b) chute suivie d'un changement de posture et immobilité (C121) :

- S'il est établi que la variation de θ est ordonnée, il est déterminé (C121) qu'il
- 30 s'agit d'une chute suivie d'un changement de posture et immobilité (avec perte

de conscience, lors d'un malaise par exemple) et la pré-alarme est confirmée. Sur les **figures 13A à 13C** est représentée la valeur calculée des angles lors d'une phase de chute avec changement de posture et perte de conscience (cas d'un malaise, la personne étant inconsciente) ainsi que dans les instants suivants. Dans ce cas, on observe une variation brutale de la direction angulaire de l'accélération suivie d'une stabilisation de la valeur de l'orientation angulaire. Sur les **figures 14A à 14C** est représenté le spectre des angles après la chute dans le cas d'un malaise. On note les très faibles valeurs en ordonnée pour les axes X, Y et Z par rapport aux figures 12A à 12C.

D'un point de vue algorithmique, il est d'abord déterminé s'il existe une différence entre l'angle d'orientation du choc (représenté par un pic d'accélération ou une pente représentative) et l'angle d'immobilisation (correspondant à l'orientation de la pesanteur) dont la valeur est $\Delta\theta$, en faisant la somme (en valeurs algébriques) des variations angulaires entre deux mesures successives d'accélération selon les trois axes entre le choc et l'immobilisation. Si cette somme est égale à $\Delta\theta$, il est alors déterminé qu'il s'agit d'une vraie chute avec changement de posture et immobilisation.

c) chute avec rétablissement (C123) :

S'il est établi que la variation de θ correspond à l'action de se lever, il est déterminé qu'il s'agit d'une chute avec rétablissement (C123) et la pré-alarme peut être confirmée (si l'on considère que la signalisation de ce type de chute est pertinente) ou infirmée (si l'on considère qu'une chute avec rétablissement n'est pas problématique). Les **figures 9A à 9C** représentent la valeur calculée des angles lors d'une chute avec rétablissement (C123) ainsi que dans les instants suivants. On note que les variations des angles θ sont relativement lentes et représentatives d'une activité maîtrisée. Les **figures 10A à 10C** représentent le spectre des angles lors d'une phase de chute avec rétablissement (le porteur chute et se relève, par exemple) ainsi que dans les instants suivants. On note la présence d'une signature fréquentielle spécifique représentative d'une activité (présence de pics localisés).

D'un point de vue pratique, on vérifie si la signature des composantes fréquentielles des trois angles et la succession des angles après le choc correspond à une signature représentative d'un rétablissement (classement des composantes fréquentielles en fonction de leur amplitude relative). Par exemple,

5 on constate la présence de composantes fréquentielles de plus grande amplitude dans un intervalle de fréquence prédéterminé. Dans ce cas, une alerte spéciale peut être envoyée à titre informatif au personnel soignant, par exemple.

Selon le deuxième mode de réalisation, une confirmation du cas C111, C121, C122 ou C123 déterminé par la mise en œuvre du premier algorithme A1

10 peut être effectuée lors de l'exploration et l'identification des indicateurs d'activité de la période T_n par le biais du deuxième algorithme A2.

En d'autres termes, pour valider ou non le pré-diagnostic de chute à cinétique élevée, une confirmation peut être attendue de la part de l'algorithme A2 avant l'envoi de l'alarme.

15 L'approche est illustrée sur la **figure 3** où une fois que la classe de l'activité a été identifiée, comme statique ou dynamique, par l'algorithme A2, il est déterminé si une pré-alarme chute a été détectée et la classe de l'indicateur permet de confirmer ou d'infirmer les chutes avec immobilisation (C111, C122) et les chutes suivies de mouvement (C122, C123).

20 Lorsqu'aucun pré-diagnostic de chute à cinétique élevée (C111, C121, C122 ou C123) n'a été établi, aucune alerte chute n'est émise.

On notera que l'étape de détection d'une immobilité (C11) permet d'éviter le calcul des directions angulaires de $\|A\|_t$ et de leur transformée de Fourier (C12) si cette étape se révèle inutile.

25 6.4 Algorithme A2 d'identification de l'activité humaine

Un synoptique général de la méthodologie d'identification de l'activité humaine est représenté sur la figure 2. Cette méthodologie est détaillée sur la figure 15.

Cette analyse fine des périodes de temps T_n vise donc à classer le comportement de l'utilisateur à partir d'indicateurs de son activité issus des mesures d'accélération

30 acquises par l'accéléromètre 12.

Les indicateurs de l'activité se composent, dans ce mode de réalisation, d'une classe (statique ou dynamique) et d'une sous-classe associées à un comportement identifié (normal, actif, très actif, activité calme, passif,...). Ces classes et sous-classes sont paramétrables selon l'application. Chacun des indicateurs est représentée par une case grisée à bords arrondis sur les figures 2, 3, 4 et 15 (à titre d'exemple, l'indicateur d'activité calme (repas) noté D211 est constitué de la classe dynamique D et de la sous-classe 211).

Le signal de l'accéléromètre 12 est échantillonné à une fréquence variant entre 5Hz et 50Hz, puis ces données, associées sous forme d'une norme d'accélération efficace, c'est-à-dire une norme pour laquelle la gravité terrestre a été supprimée, sont regroupées durant une fenêtre temporelle T_n .

La fenêtre temporelle T_n , qui est comprise entre 2 et 10 minutes par exemple, est paramétrable (selon l'application) de même que les différents seuils mentionnés ci-après.

Ainsi, le seuil statique/dynamique peut être reconfigurable à distance via les moyens de réception 142 du dispositif actimétrique 1.

On note que la fenêtre temporelle T_n est traitée par l'algorithme A2 à la fin de la période T_n .

Dans un premier temps, l'algorithme A2 traite les mesures d'accélération (valeur « g ») en fonction du temps et détermine la norme de l'accélération (ou accélération moyenne) notée $\|A\|_t$. Afin de ne traiter que l'image d'une activité du porteur de l'accéléromètre, la compensation de l'accélération due à la gravité terrestre (subie même en absence de mouvement) s'effectue dans le calcul de cette norme de l'accélération effective $\|A\|_t$. En d'autres termes, l'algorithme A2 utilise la norme de l'accélération débarrassée de l'accélération vers le sol due à la gravité terrestre.

Le signe de l'accélération effective $\|A\|_t$ est positif en phase d'accélération, et négative en phase de décélération. Sa valeur est proche de $-1g$ dans le cas d'une chute libre.

A partir de ces données, l'algorithme A2 détermine le premier niveau (ou niveau 1, ou classe) de l'indicateur de l'activité du porteur parmi deux états, à savoir l'état statique (S) et l'état dynamique (D).

A l'étape E1, la comparaison entre le niveau moyen ou valeur moyenne notée $MoyA_n$ (avec $MoyA_n = \text{Moyenne (valeurs absolues } (\|A\|_t))$) et un seuil prédéterminé

statique/dynamique permet la classification entre les deux états statique (S) ou dynamique (D) sur l'intervalle T_n .

Ainsi, si la valeur moyenne $MoyA_n$ est faible sur la période T_n , l'activité du porteur est considérée comme statique (S). Au contraire, si la valeur moyenne $MoyA_n$ est importante sur la période T_n , l'activité est considérée comme dynamique (D).

Un exemple illustratif de signal d'accélération en fonction du temps est illustré sur la **figure 5A**. La **figure 5B** représente la valeur moyenne $MoyA_n$ issue du signal de la figure 5A. On note que sur trois plages temporelles, les activités sont considérées comme statique (S).

Pour chacun des états statique (S) et dynamique (D) est ensuite déterminé le deuxième niveau (niveau 2 ou sous-classe) de l'indicateur d'activité associé à la période T_n .

Dans le cas statique (S), qui pour mémoire, est associé à une valeur moyenne $MoyA_n$ faible sur la période T_n , on étudie la dispersion absolue (c'est-à-dire la différence entre les valeurs maximales et minimales notée "Max-Min") de l'accélération mesurée, sachant que :

$$\text{Max } A_n = \text{Max} (|A|_{t_i}) \text{ et } \text{Min } A_n = \text{Min} (|A|_{t_i})$$

Dans un premier cas, si la dispersion absolue (Max-Min) est inférieure au seuil prédéterminé appelé "seuil immobilité relative/absolue" (S0) et qu'on détecte la présence de signes de vie (i.e. de mouvements) (S1)- une phase de sommeil « léger » (S12) est identifiée sur cet intervalle, ce qui correspond à une activité assez faible avec quelques accélérations de faible valeur (l'activité est non nulle toutefois).

L'étape de détection de signes de vie (i.e. de mouvements) (S1) peut se faire par comparaison de la valeur moyenne $MoyA_n$ avec un seuil prédéterminé appelé « seuil sommeil » ou par détection d'une composante fréquentielle caractéristique comme représenté par ailleurs dans le graphe de la figure 15 représentant les différentes étapes mises en œuvre dans A2.

Dans un deuxième cas, si la dispersion absolue (Max-Min) est inférieure au seuil prédéterminé appelé "seuil immobilité absolue/relative »" (S0) et qu'on ne détecte pas la présence de signes de vie (i.e. de mouvements) (S1)-cela signifie que, sur l'intervalle T_n , l'activité est faible ou quasi nulle (S1) et correspond à un état statique immobile (S11).

Cette absence ou quasi-absence d'activité (qui est différente d'une défaillance du capteur puisque dans ce cas, on aurait une activité permanente égale à -1g) peut traduire un état d'immobilité qui se retrouve, en particulier, dans une phase de sommeil « lourd » (S111).

5 Il peut toutefois s'agir d'une perte de connaissance de l'utilisateur. Cette absence ou quasi-absence d'activité correspond à une situation anormale potentielle. La différence entre un état de sommeil avec activité nulle ou quasi-nulle (S111) et une perte de connaissance (correspondant à une situation anormale) nécessitant le déclenchement d'une alerte (S112) est discriminée par l'analyse des périodes suivantes T_{n+k} par le biais
10 du troisième algorithme A3 (dont la méthodologie est illustrée schématiquement sur la figure 4).

Ainsi, si la scrutation des périodes suivantes T_{n+k} confirme des périodes de non activité successives (en d'autres termes, sur la succession des périodes T_{n+k} , l'algorithme A2 diagnostique une phase « *sans aucune activité* »), alors cela traduit un
15 potentiel risque de perte de connaissance (ou d'arrachement du capteur) qui provoque le déclenchement d'une alarme (S112). Le nombre maximum de périodes de non activité successives peut être configuré.

Ainsi, l'algorithme A2 peut identifier un état d'immobilité (S11) qui peut être exploité de deux façons. Soit l'algorithme A2 permet de confirmer une chute qui a été
20 détectée par l'algorithme A1 où l'immobilité est représentative de la conséquence de la chute (concept de minimiser la fausse alarme), soit il permet de détecter un malaise (perte de conscience pendant le sommeil c'est-à-dire sans accélération/chute détectée) et l'algorithme A3 permet de confirmer cet état de pré-diagnostic malaise par un suivi longitudinal des autres périodes T_{n+k} qui suivent temporellement la période T_n où a été
25 détecté cet état statique immobile (S11).

On note que les indicateurs déterminés lors de la période T_n et des périodes suivantes T_{n+k} sont stockés dans la mémoire du dispositif actimétrique 1 conformément à l'algorithme A3 (dont le principe est illustré schématiquement sur la figure 4).

Dans un troisième cas, si la dispersion absolue (Max-Min) est supérieure au seuil
30 prédéterminé appelé "seuil immobilité absolue/relative", cela signifie que même si la

valeur moyenne est faible, il existe des activités instantanées avec « une énergie de mouvement » à analyser, traduisant :

- des mouvements importants en valeur instantanée, mais reproduits peu souvent dans l'intervalle, qui sont assimilables soit à une chute suivie d'une immobilité, soit à un choc (un lâcher de main avec choc sur la table, un mouvement interrompu de type TOC, ...). Une attention particulière est apportée à cette classe identifiée pour minimiser le risque de fausse alarme. L'algorithme A2 met en œuvre un test dénommé « test chute molle » (cas S22). Ceci permet de détecter une chute non caractérisable par une cinétique élevée, c'est-à-dire sans chute libre (cas d'une chute avec appui sur un mur par exemple). Le déclenchement de la recherche de cette chute est en sens temporel inverse de celui de la recherche de chute de l'algorithme A1. Dans A1, l'identification de la chute est déclenchée par la détection d'une chute libre suivie d'un choc (préalarme chute). La détection d'une chute « molle » est tout d'abord validée par la détection d'une immobilité qui peut être causée par une chute molle ou à faible cinétique, non détectée par A1 puis par l'analyse de ce qui s'est passé avant l'immobilisation (il est ainsi déterminé si le dernier mouvement détecté était dans le sens de la pesanteur (choc avec le sol)). Pour renforcer cette décision, une information supplémentaire peut être bénéfique, et peut être issue d'un altimètre (compris dans le dispositif 1) qui détecte une diminution de hauteur de plus de 70 cm en même temps que ce choc confirme la chute ou d'un gyroscope (compris dans le dispositif 1) détectant la présence ou non d'une accélération angulaire.
- des mouvements présents un peu plus souvent et/ou avec des accélérations d'assez faibles valeurs. Il est ici proposé de classer le type de mouvement en classant les données de la transformée de Fourier (S21), à savoir la fréquence et l'amplitude $f_{i,n}$ et $E_{i,n}$ respectivement, associées à l'intervalle T_n de façon décroissante selon $E_{i,n}$. Ceci vise à déterminer si la répartition de l'énergie de l'activité est diffusée/désordonnée (sans signature spectrale) ou présente une signature spectrale, c'est-à-dire une ou plusieurs fréquences représentatives de mouvements particuliers. Deux cas peuvent avoir lieu :

- une faible activité classée comme passive (S212). Il peut s'agir, par exemple, de la présence du porteur dans un bus où les accélérations sont subies (non volontaires) et non "réalisées" par le porteur de l'accéléromètre. Dans ce cas, le spectre présente peu de composantes fréquentielles significatives et est relativement « plat » avec absence de maximums. La **figure 6B** illustre le spectre sur une fenêtre temporelle T_n représentatif d'un porteur se trouvant dans un bus ; ou

- une faible activité classée comme active (S211). C'est le cas, par exemple, lorsque le porteur conduit une voiture ou lit un livre (action volontaire). Dans ce cas, le spectre comprend plusieurs composantes fréquentielles significatives ce qui traduit la richesse en actions. La **figure 6A** illustre le spectre sur une fenêtre temporelle T_n représentatif d'un porteur conduisant une voiture.

Dans le cas dynamique (D) qui, pour mémoire, est associé à une valeur moyenne $MoyA_n$ importante sur la période T_n , on calcule (étape D0) le spectre des normes $\|A\|_t$ sur la période T_n de façon à déterminer le deuxième niveau de l'indicateur d'activités/comportements.

Lorsqu'on obtient une signature spectrale très diverse (c'est-à-dire riche en composantes fréquentielles) avec des densités spectrales très importantes, cela correspond à un comportement très actif (cas noté D1) qui peut traduire :

- soit un comportement sportif pour une personne effectuant de l'exercice ;
- soit un état d'agitation excessive avec des mouvements désordonnés dans le cas d'une personne fragile ou considérée comme peu active. Ce second cas, s'il est confirmé dans le temps sur les périodes T_{n+j} (par le biais de l'algorithme A3 d'analyse macroscopique longitudinale), déclenche une remontée d'alarme de type « forte agitation depuis x minutes ».

Lorsque la densité spectrale est moins importante, et que les valeurs de l'accélération sont plus faibles (cas noté D2), deux cas peuvent se présenter :

- avec une signature spectrale très marquée où une, deux ou trois fréquences sont importantes (du point de vue de la densité spectrale) ce qui traduit une activité répétitive quasi périodique (cas noté D21), telle que la marche (cas

D212), la couture, les jeux de cartes ou tout autre activité calme (cas D211). La **figure 6D** illustre le spectre sur une fenêtre temporelle T_n représentatif d'un porteur pratiquant la marche à pied. La **figure 6F** illustre les spectres sur N fenêtres temporelles T_n représentatifs d'un porteur pratiquant la marche à pied ;

- une signature spectrale riche en composantes fréquentielles à densité spectrale importantes, ce qui traduit une activité manuelle non périodique (cas noté D22), telle que la vaisselle ou le ménage, où les mouvements sont considérés comme non répétitifs ce que traduit le caractère «désordonné» de l'analyse spectrale. La **figure 6C** illustre le spectre sur une fenêtre temporelle T_n représentatif d'un porteur ayant une activité manuelle non périodique. La **figure 6E** illustre les spectres sur N fenêtres temporelles T_n représentatifs d'un porteur ayant une activité manuelle non périodique.

6.5 *Algorithme A3 d'analyse macroscopique pour suivi longitudinal*

Dans le cadre de cette analyse macroscopique qui permet un suivi longitudinal de l'utilisateur surveillé, les indicateurs d'activité calculés dans une fenêtre temporelle T_n sont comparés du point de vue variations (ou confirmations pour un état d'alerte) avec les fenêtres temporelles précédentes T_{n-k} .

Cette analyse permet le suivi de variations/déviation des indicateurs d'activité successifs ce qui permet d'obtenir une analyse sur des périodes longues.

L'algorithme A3 permet, comme illustré sur la figure 4, de stocker l'indicateur d'activité déterminé à l'issue de chaque période de temps T_n et de comptabiliser, par exemple, les immobilités successives, le pourcentage journalier d'immobilité, le pourcentage journalier d'activités et le pourcentage journalier de repos du porteur.

L'analyse longitudinale permet une analyse comportementale visant à identifier une dégradation ou amélioration de l'état de santé, un changement des habitudes quotidiennes, et/ou une diminution de l'activité physique.

6.6 *Autres aspects/variantes*

En résumé, l'approche de détection d'une chute conforme à l'invention s'inscrit à deux niveaux temporels, c'est-à-dire deux niveaux de réactivité pour identifier/confirmer l'état de chute.

Le premier algorithme A1 commence par l'identification des conditions de détection rapide de chute (pré-alarme chute), qui est ensuite confirmée ou infirmée par la classification des phases postérieures à la chute à cinétique élevée:

- critère d'immobilité,
- sinon critère d'analyse de la posture par l'exploitation du caractère ordonné ou désordonné de la position angulaire de l'orientation de l'accéléromètre par rapport à la gravité terrestre. L'analyse de la variation de cet angle et de représentation spectrale de cet angle conduit aux diagnostics C121, C122, C123 qui peuvent être confirmés/infirmés par les algorithmes A2 et A3.

Ainsi l'algorithme A1 est apte à identifier quasi instantanément les conditions du risque de chute ("pré-alarme chute") puis à analyser les phases d'activité qui s'en suivent immobilité (absence d'activité) ou caractère ordonné (significatif)/désordonné de la position angulaire du capteur (accéléromètre).

On obtient une détermination efficace et précise des chutes, le procédé selon le premier mode de réalisation de l'invention limitant les erreurs de détection.

Dans le deuxième mode de réalisation, les algorithmes A2 et A3 de suivi longitudinal permettent de réduire encore le risque de fausse détection. Comme souligné auparavant, les figures 3 et 4 illustrent la méthodologie de confirmation ou d'infirmerie de la chute à cinétique élevée détectée auparavant.

Ainsi, l'algorithme A2 vise à classifier le comportement de l'utilisateur à partir d'indicateurs de son activité issus des mesures d'accélération qui sont acquises par l'accéléromètre. L'identification du type d'activité permet de confirmer ou non une alarme en cas de situation anormale.

Les mesures d'accélération et l'observation de leurs variations par le biais des algorithmes A2 et A3 permettent de déduire le niveau/type d'activité de l'utilisateur et la cohérence de cette activité. Parmi les activités identifiées, on peut ainsi identifier aussi le risque de malaise conséquent à aucun signal perçu par l'accéléromètre en discriminant les phases de sommeil grâce au suivi longitudinal apporté par l'algorithme A3.

Dans le cas où la signature est représentative d'une situation anormale potentielle, telle que l'absence de mouvement, le déclenchement d'un signal d'alerte est différé afin d'éviter les fausses alertes, et un traitement supplémentaire des données

accélérométriques et/ou l'analyse de l'indicateur de la ou des périodes suivantes est/sont mis en œuvre.

Les algorithmes A1, A2 et A3 sont mis en œuvre dans les moyens de traitement du microprocesseur 15. Les mesures d'accélération acquises par l'accéléromètre 12 sont reçues et traitées par les moyens de traitement du dispositif actimétrique 1. On rappelle que le porteur, et donc l'accéléromètre 12, sont soumis à une accélération constante vers le sol due à la gravité. A cette accélération constante s'ajoute la composante due à l'activité du porteur.

Dans le cas où une chute ou un évènement jugé critique pour le porteur, comme un malaise caractérisé par une perte de connaissance, est détecté, les moyens de transmission 141 du dispositif actimétrique 1 transmettent un signal d'alerte à une unité distante, dans cet exemple. Dans un autre mode de réalisation, une alerte sonore peut être déclenchée.

L'approche de l'invention permet de répondre à la contrainte d'autonomie énergétique (fonctionnement ambulatoire du dispositif actimétrique 1 sur batterie ou pile) en combinant deux approches:

- le calcul (dans les moyens de traitement du dispositif actimétrique 1 puis le stockage (dans les moyens de stockage du dispositif actimétrique 1 des indicateurs d'activité sur une plage temporelle T_n qui permet d'économiser a) de l'espace de stockage de données (l'acquisition du mouvement étant effectuée par exemple à 25Hz, avec deux octets pour chacun des trois axes de mesure, une période de 5 minutes d'observation équivalant à une quantité d'informations égale à 45 kilo-octets, b) de l'énergie électrique puisque les opérations de filtrage et de communication qui sont les plus consommatrices en énergie sont repoussées le plus tard possible dans le processus de décision ;
- la classification des indicateurs d'activité en classes et sous-classes associées à des comportements identifiés selon le deuxième algorithme A2 décrit ci-dessus et le suivi de variations/déviations en cumulant l'observation de ces indicateurs ce qui permet d'obtenir une analyse sur des périodes longues (selon le troisième algorithme A3).

Dans un mode de réalisation particulier, l'indicateur d'activité qui est déterminé à l'issue de chaque période T_n est stocké dans les moyens de stockage du dispositif actimétrique 1, et éventuellement transmis vers un site distant (de façon périodique ou non, et/ou récupéré sur demande), puis les données de mesures accélérométriques sont effacées de la mémoire du dispositif actimétrique 1.

Dans une alternative, l'indicateur d'activité déterminé à l'issue de la période T_n est comparé avec l'indicateur d'activité déterminé à l'issue de la période T_{n-1} , et est uniquement transmis vers un site distant si les deux indicateurs d'activité successifs sont différents.

La mise en œuvre d'autres capteurs portés ou non par la personne (capteurs de présence, télémètres, caméras, capteurs de sol, capteurs sensoriels, gyroscopes, capteurs de hauteur, ...) peut être envisagée. De tels capteurs peuvent permettre de compléter et/ou affiner la classification de l'activité du porteur.

Des problématiques typiques sont la surveillance des personnes âgées à domicile ou en institutions.

REVENDICATIONS

- 5 **1.** Procédé de détection de chute d'un sujet humain portant au moins un dispositif actimétrique (1), ledit dispositif (1) comprenant des moyens d'acquisition (12) des mesures d'accélération instantanée suivant trois axes et des moyens de traitement (15) desdites mesures d'accélération acquises, ledit procédé prévoyant la mise en œuvre par les moyens de traitement (15) des étapes suivantes :
- 10 - premier traitement (A1) des mesures d'accélération instantanées,
- détection d'une chute (C111, C121, C122, C123) dudit sujet humain en fonction du résultat dudit premier traitement (A1),
- génération, au moins dans certains cas, d'un signal d'alarme, local et/ou vers un site distant, dans le cas où une chute est détectée,
- 15 ledit procédé étant caractérisé en ce qu'il prévoit en outre la mise en œuvre par les moyens de traitement des étapes suivantes :
- second traitement (A2) des mesures d'accélération avec transformation des mesures d'accélération à l'issue d'une première période de temps (T_n) en un indicateur de l'activité dudit sujet humain parmi un nombre d'activités
- 20 préétablies, lesdits premiers et seconds traitements (A1, A2) s'effectuant en parallèle ou successivement;
- confirmation ou infirmation de la chute en fonction dudit indicateur de l'activité déterminé par le second traitement (A2),
- génération d'un signal de confirmation d'alarme, local et/ou vers un site
- 25 distant, dans le cas où la chute est confirmée.
- 2.** Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que ledit premier traitement (A1) comprend une étape (C12) de calcul des angles d'orientation des accélérations instantanées suivant les trois axes et une étape d'analyse spectrale des angles d'orientation calculés.

3. Procédé selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que ledit second traitement (A2) est mis en œuvre en fonction au moins de la valeur moyenne des normes des accélérations instantanées mesurées sur la première période de temps (T_n).

4. Procédé selon la revendication 3, caractérisé en ce que le second traitement (A2) avec transformation des mesures d'accélération en un indicateur de l'activité dudit sujet humain comprend :

- une première étape de calcul de la valeur moyenne des normes des accélérations instantanées mesurées sur la première période de temps (T_n), et

10 - une deuxième étape de comparaison entre ladite valeur moyenne calculée et un premier seuil prédéterminé.

5. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que le second traitement (A2) avec transformation des mesures d'accélération en un indicateur de l'activité dudit sujet humain comprend en outre une troisième étape de calcul de la dispersion desdites
15 normes lorsque ladite valeur moyenne calculée est inférieure audit premier seuil prédéterminé ou de calcul du spectre desdites normes lorsque ladite valeur moyenne calculée est supérieure audit premier seuil prédéterminé.

6. Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce qu'il comprend en outre une étape de détection d'une situation anormale potentielle lorsque ladite dispersion est
20 inférieure à un second seuil prédéterminé.

7. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce que l'étape de détection d'une situation anormale potentielle est suivie d'une étape de confirmation ou d'infirmerie de la situation anormale potentielle comprenant une étape d'analyse spectrale des accélérations instantanées mesurées pendant la première période de temps (T_n).

25 8. Procédé selon la revendication 6 ou 7, caractérisé en ce que l'étape de détection d'une situation anormale potentielle est suivie d'une étape de confirmation ou d'infirmerie de la situation anormale potentielle en fonction du ou des indicateur(s) de l'activité déterminé lors de la ou des période(s) de temps suivant(s) la première période de temps (T_n).

9. Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce qu'il comprend en outre une étape (S2) de détection d'une chute à faible cinétique lorsque ladite dispersion est supérieure à un second seuil prédéterminé.
10. Procédé selon la revendication 9, caractérisé en ce que ladite étape (S2) de détection d'une chute à faible cinétique met en œuvre une étape de détection d'une immobilité et une étape de comparaison du sens du mouvement antérieur à l'immobilité avec le sens de la pesanteur.
11. Procédé selon la revendication 10, caractérisé en ce qu'en outre ladite étape (S2) de détection d'une chute à faible cinétique met en œuvre une étape de détection d'une variation de hauteur dudit sujet ou une étape de détection d'une accélération angulaire.
12. Procédé selon l'une des revendications 1 à 11, caractérisé en ce que ledit indicateur de l'activité est constitué d'une classe, parmi deux classes (S, D) prédéterminées, et d'une sous-classe, parmi plusieurs sous-classes prédéterminées.
13. Procédé selon la revendication 12, caractérisé en ce que la classe (S, D) dudit indicateur de l'activité est déterminée en fonction du résultat de la deuxième étape de comparaison entre ladite valeur moyenne calculée et ledit premier seuil prédéterminé.
14. Procédé selon la revendication 12 ou 13, caractérisé en ce qu'il comprend une étape de détermination de la sous-classe dudit indicateur de l'activité en fonction de l'analyse de la dispersion des normes des accélérations instantanées mesurées sur la première période de temps (T_n) ou de l'analyse du spectre desdites normes.
15. Procédé selon l'une des revendications 1 à 14, caractérisé en ce qu'il comprend en outre une étape de stockage de l'indicateur de l'activité associé à une période de temps.
16. Procédé selon la revendication 15, caractérisé en ce qu'il comprend en outre une étape de transmission à distance d'un ou plusieurs indicateurs de l'activité, de façon périodique ou non.
17. Dispositif actimétrique (1) destiné à être porté par un sujet humain et comprenant des moyens d'acquisition (12) des mesures d'accélération instantanée suivant trois axes et des moyens de traitement (15) desdites mesures d'accélération acquises, les moyens de traitement (15) étant destinés à mettre en œuvre le procédé de détection de chute dudit sujet humain selon l'une des revendications 1 à 16.

18. Procédé de détection de chute d'un sujet humain portant au moins un dispositif actimétrique (1), ledit dispositif (1) comprenant des moyens d'acquisition (12) des mesures d'accélération instantanée suivant trois axes et des moyens de traitement (15) desdites mesures d'accélération acquises, ledit procédé prévoyant la mise en œuvre par

5 les moyens de traitement des étapes suivantes :

- premier traitement (A1) des mesures d'accélération instantanée,
- détection d'une chute dudit sujet humain en fonction du résultat dudit premier traitement (A1),
- 10 génération d'un signal d'alarme, local et/ou vers un site distant, dans le cas où une chute est détectée,

ledit procédé étant caractérisé en ce que ledit premier traitement (A1) comprend une étape (C12) de calcul des angles d'orientation des accélérations instantanées suivant les trois axes et une étape d'analyse spectrale des angles d'orientation calculés.

19. Dispositif actimétrique (1) destiné à être porté par un sujet humain et comprenant
15 des moyens d'acquisition (12) des mesures d'accélération instantanée suivant trois axes et des moyens de traitement (15) desdites mesures d'accélération acquises, les moyens de traitement (15) étant destinés à mettre en œuvre le procédé de détection de chute dudit sujet humain selon la revendication 18.

FIGURE D'ABREGE

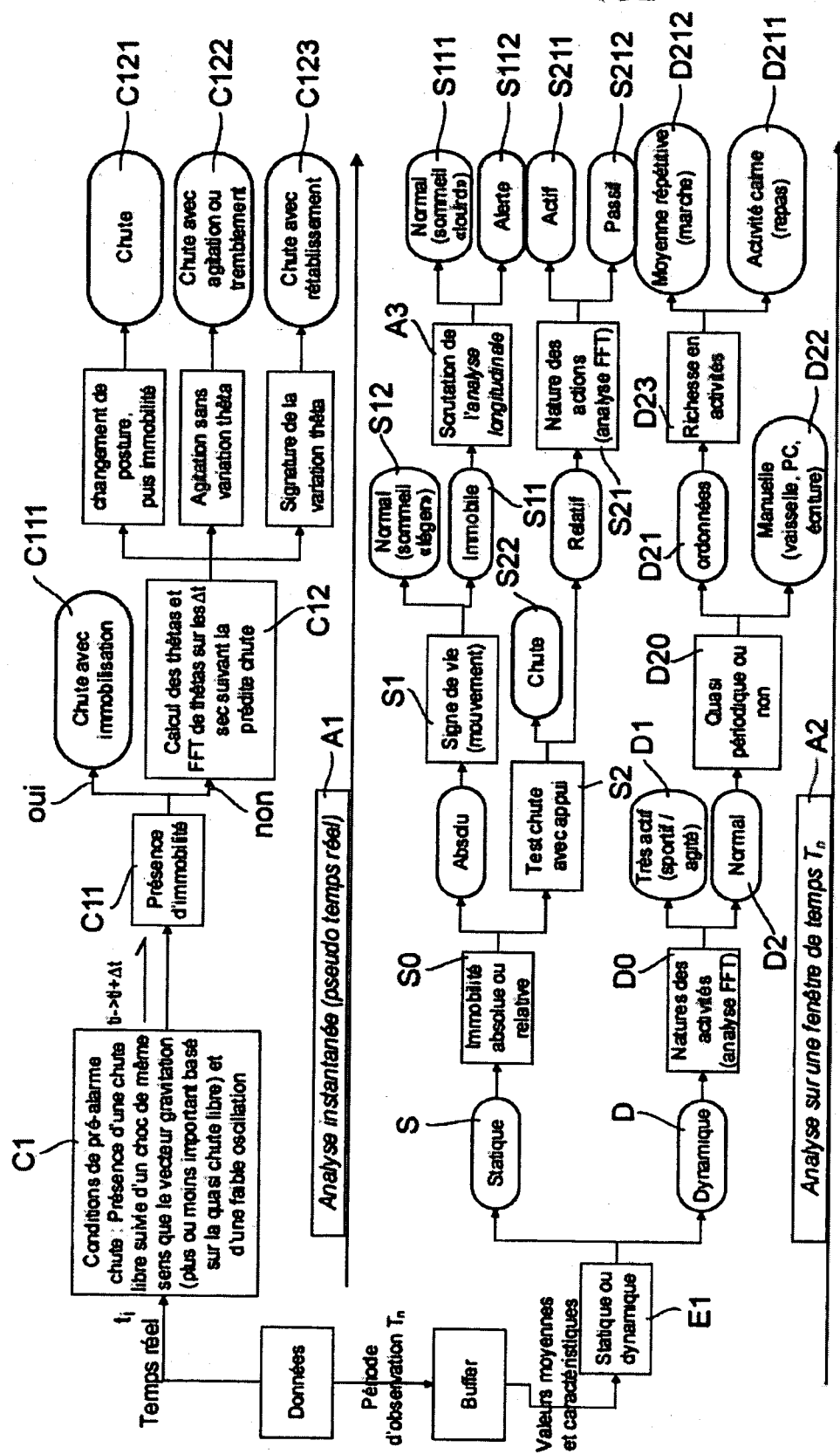
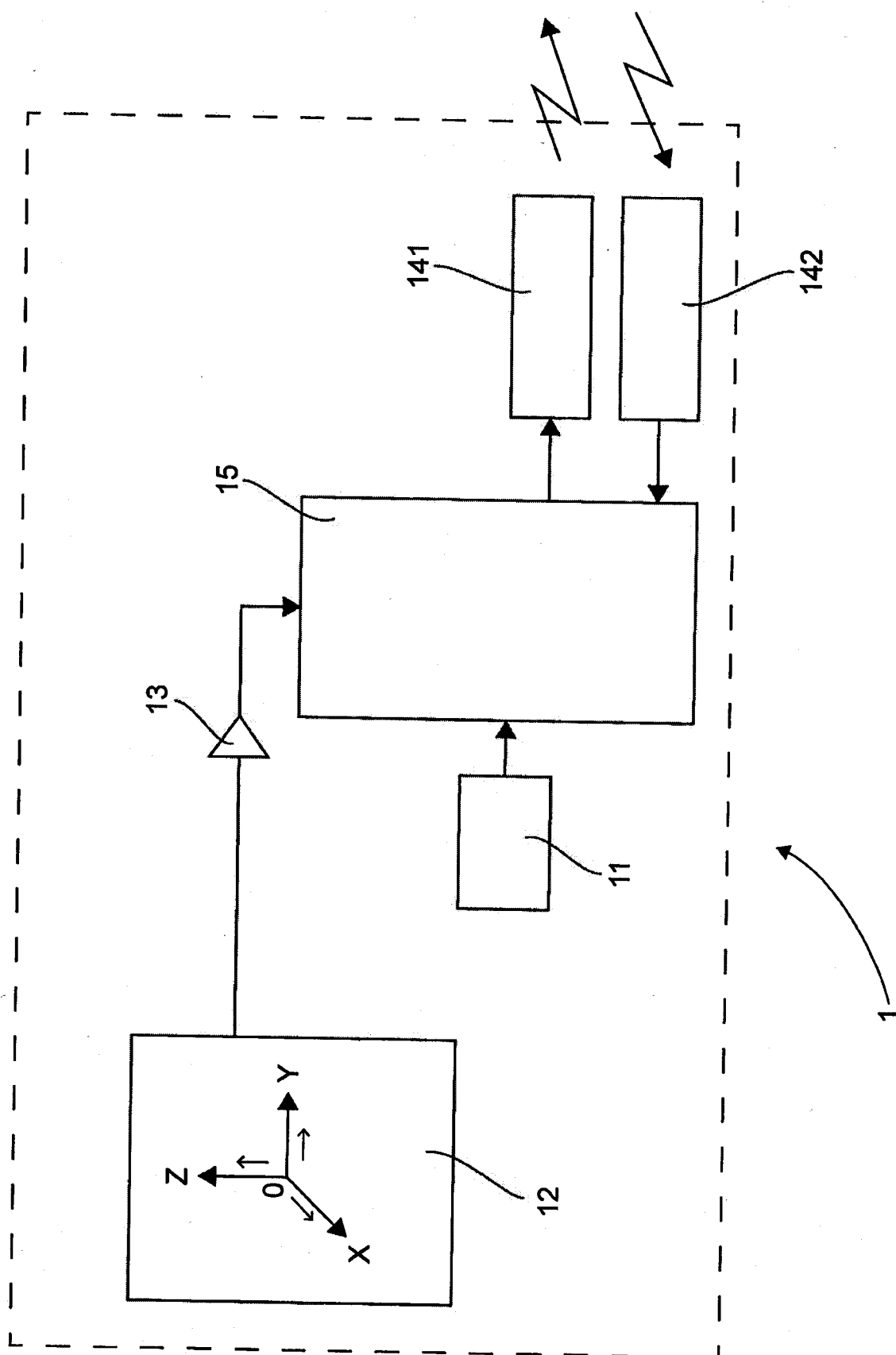


Fig. 2

1/12

Fig. 1

2/12

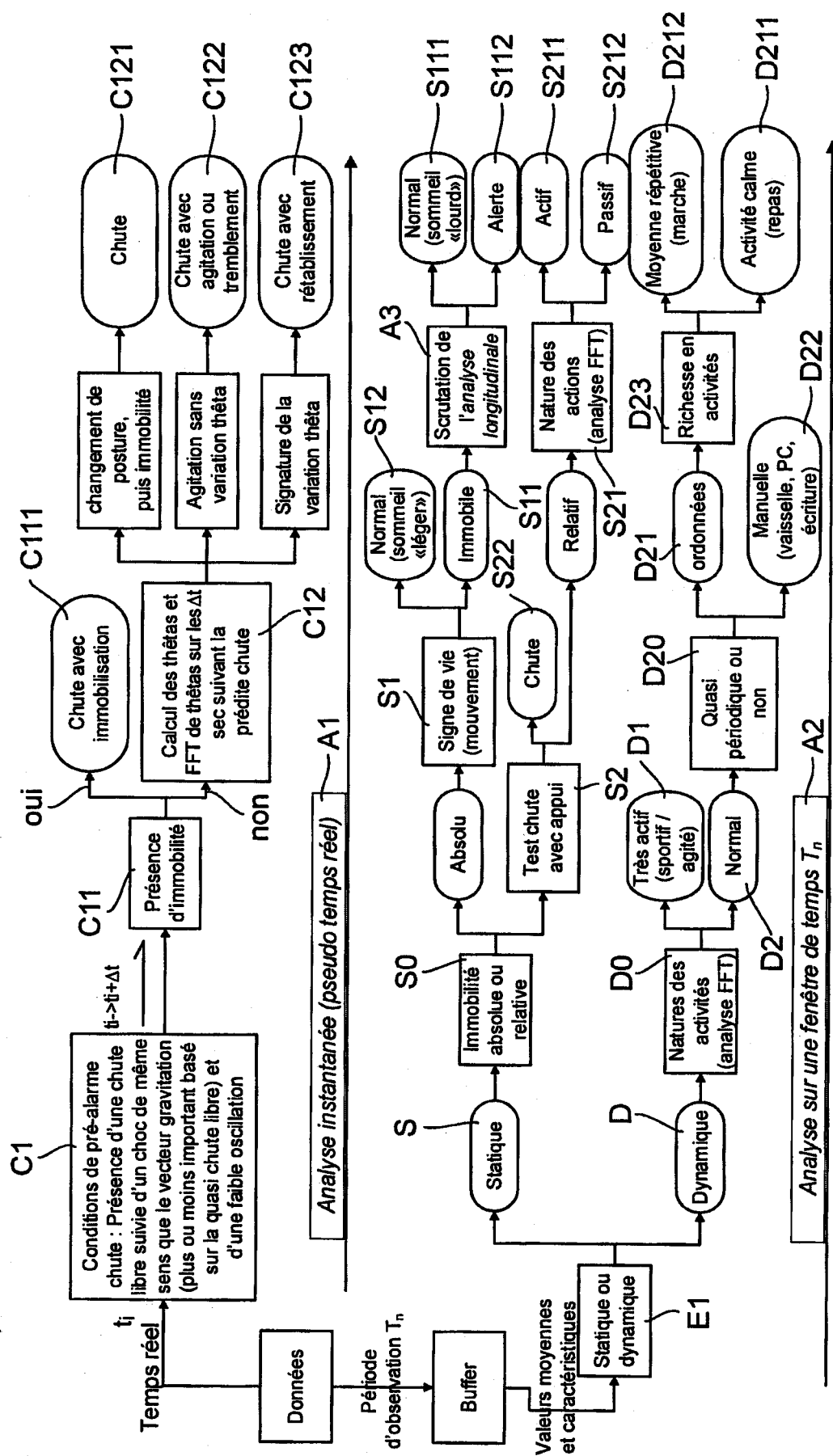


Fig. 2

3/12

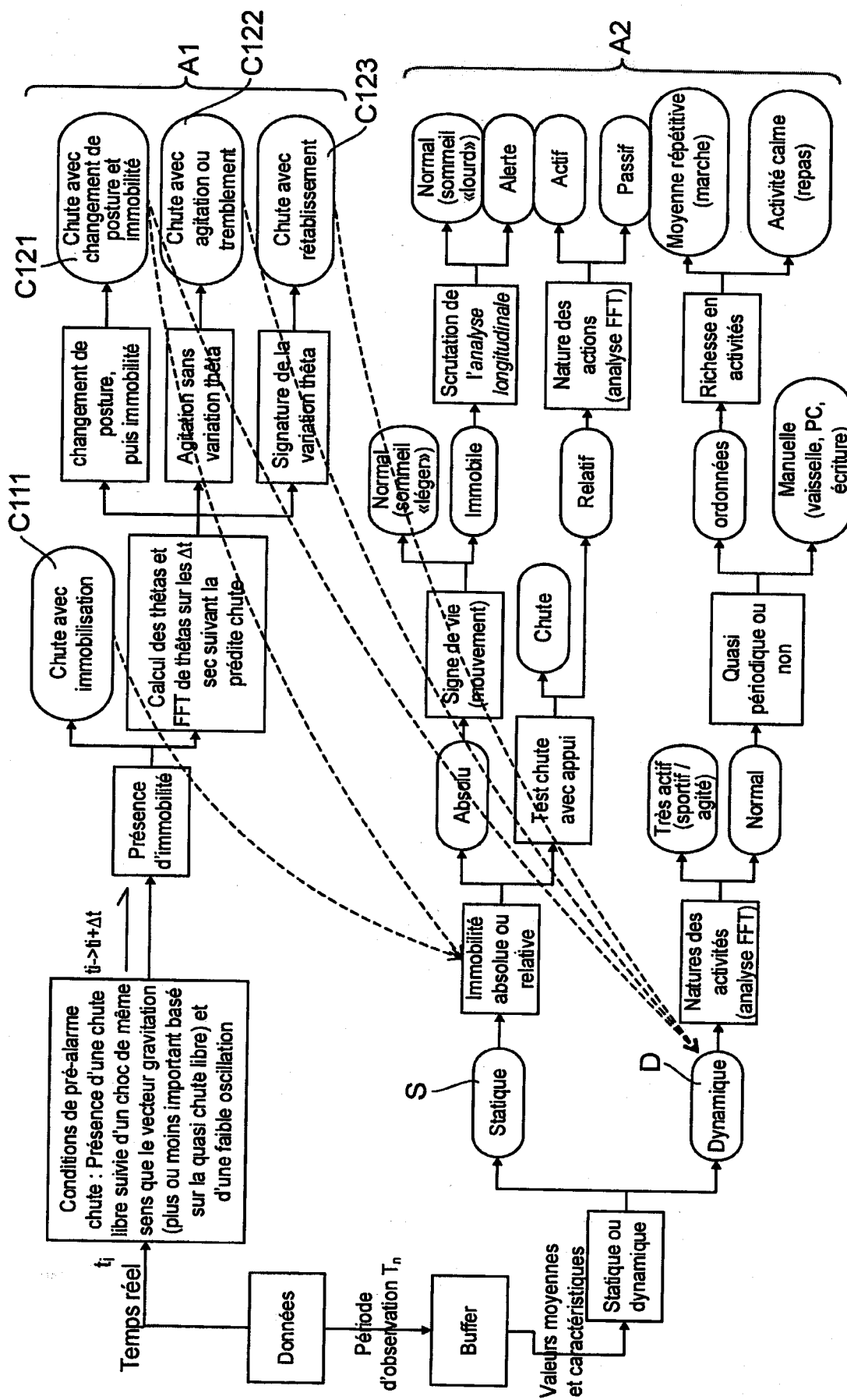
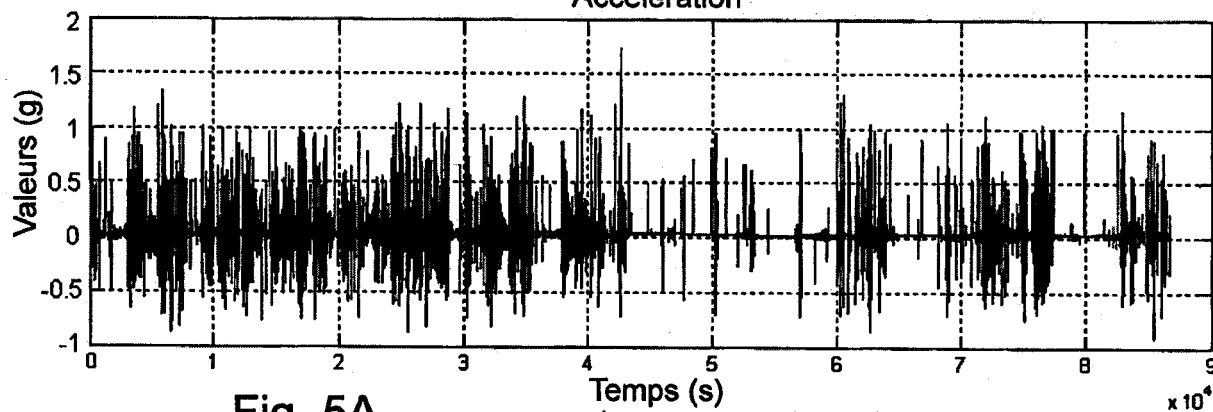
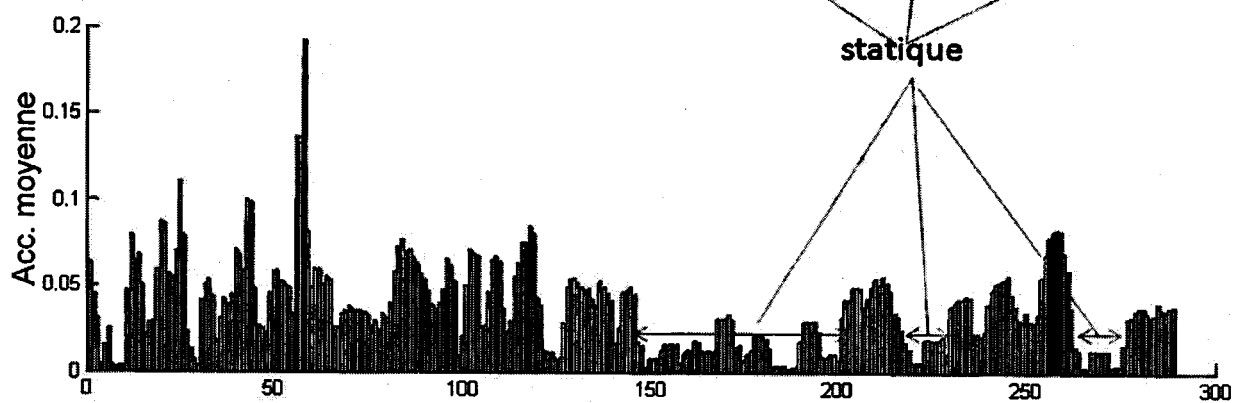
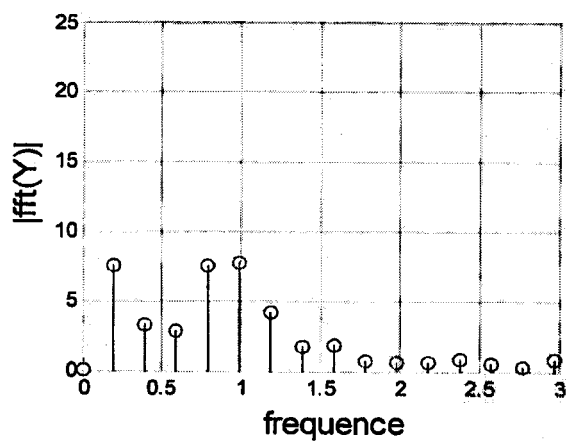
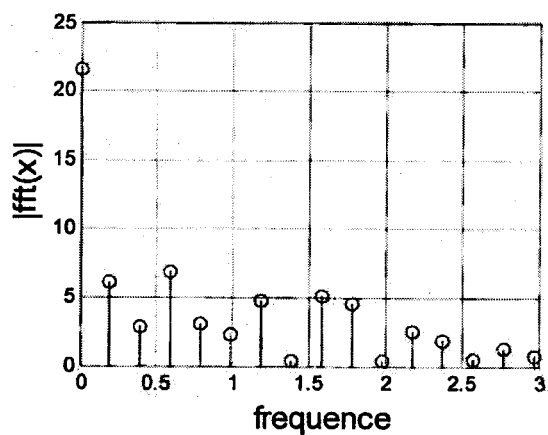


Fig. 3

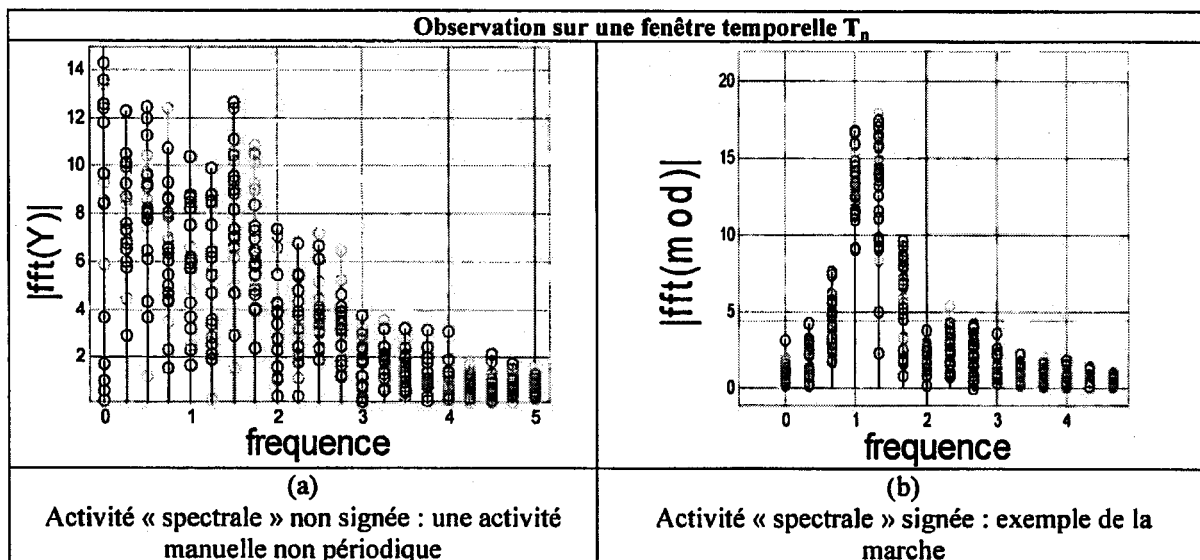
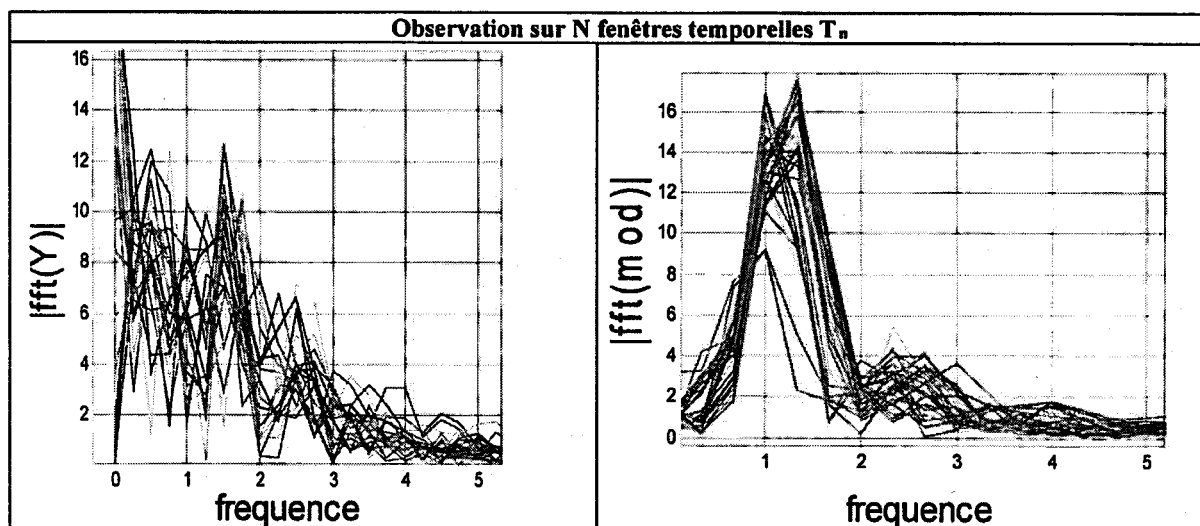


5/12

Acceleration

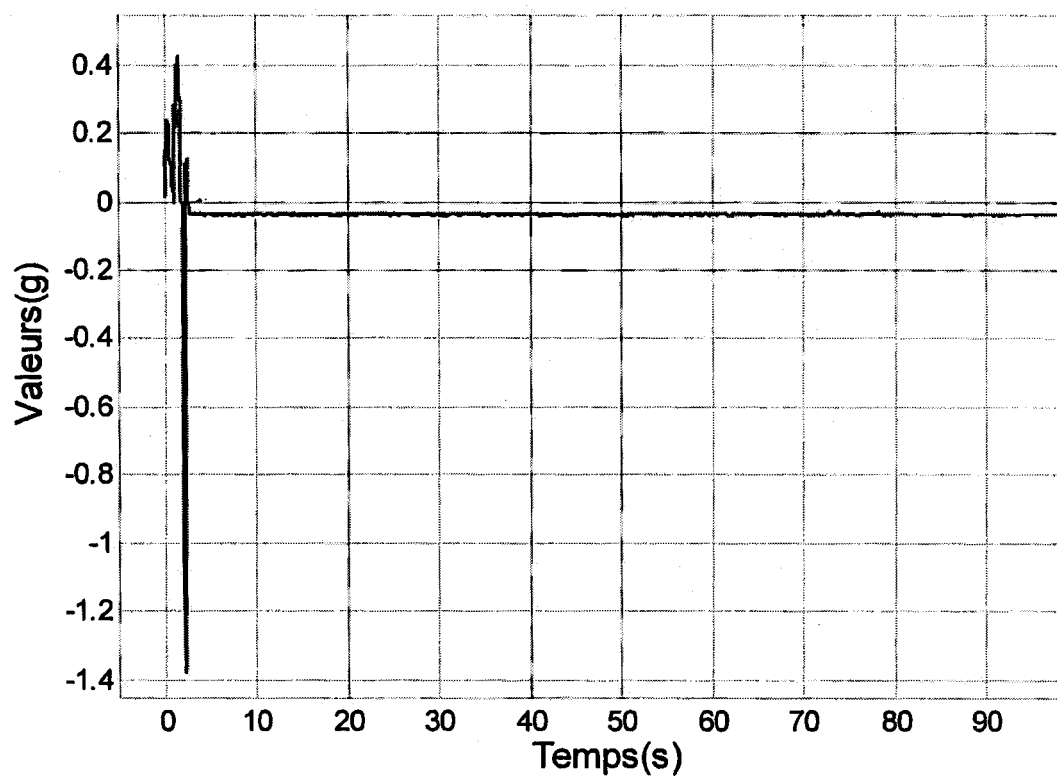
Fig. 5AFig. 5BFig. 6AFig. 6B

6/12

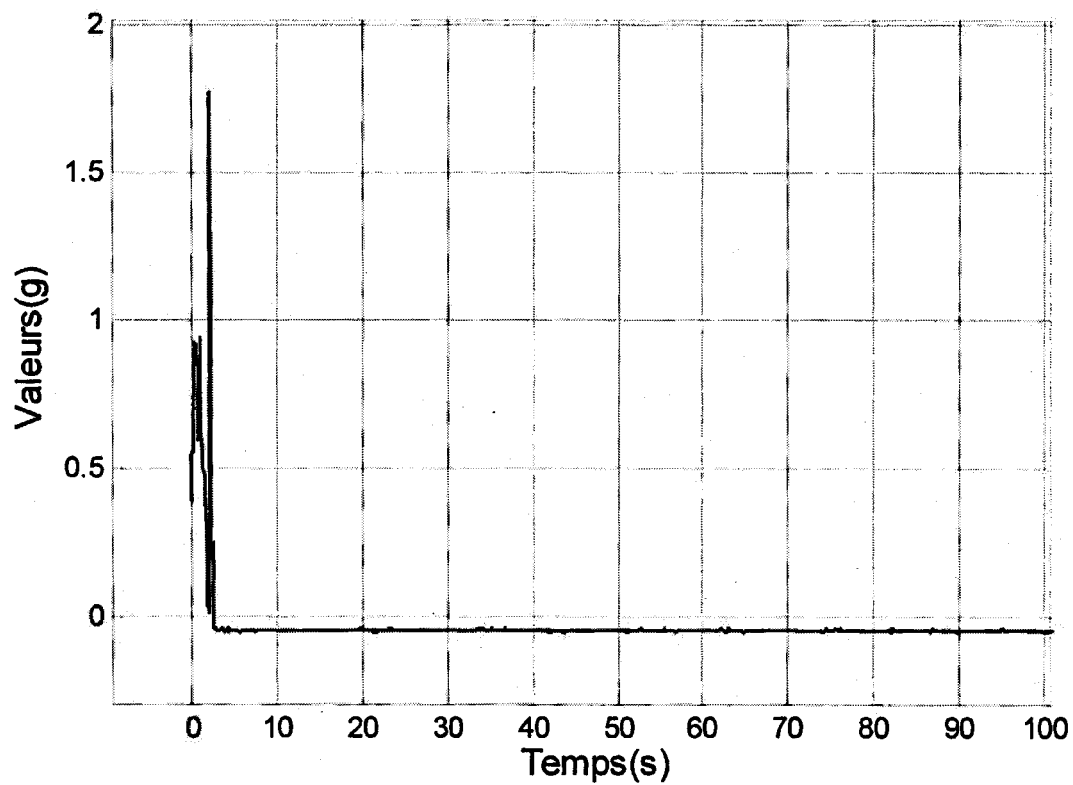
Fig. 6CFig. 6DFig. 6EFig. 6F

7/12

Acceleration suivant l'axe X

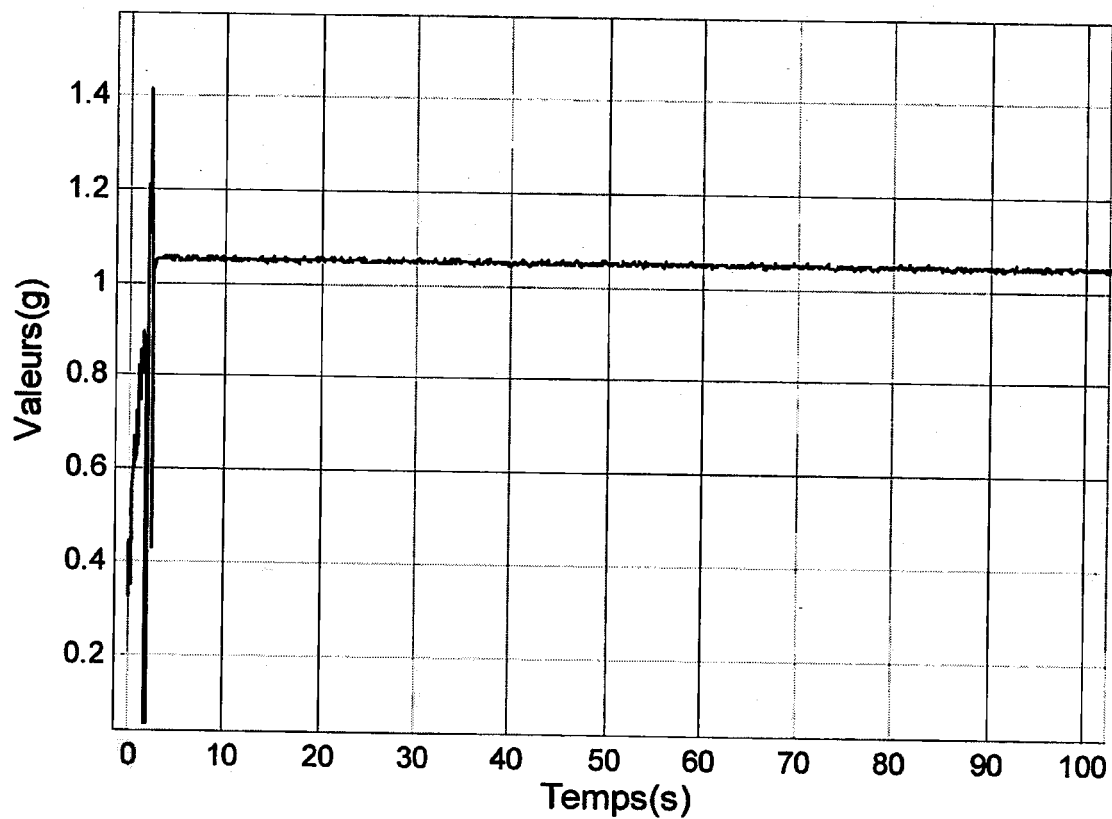
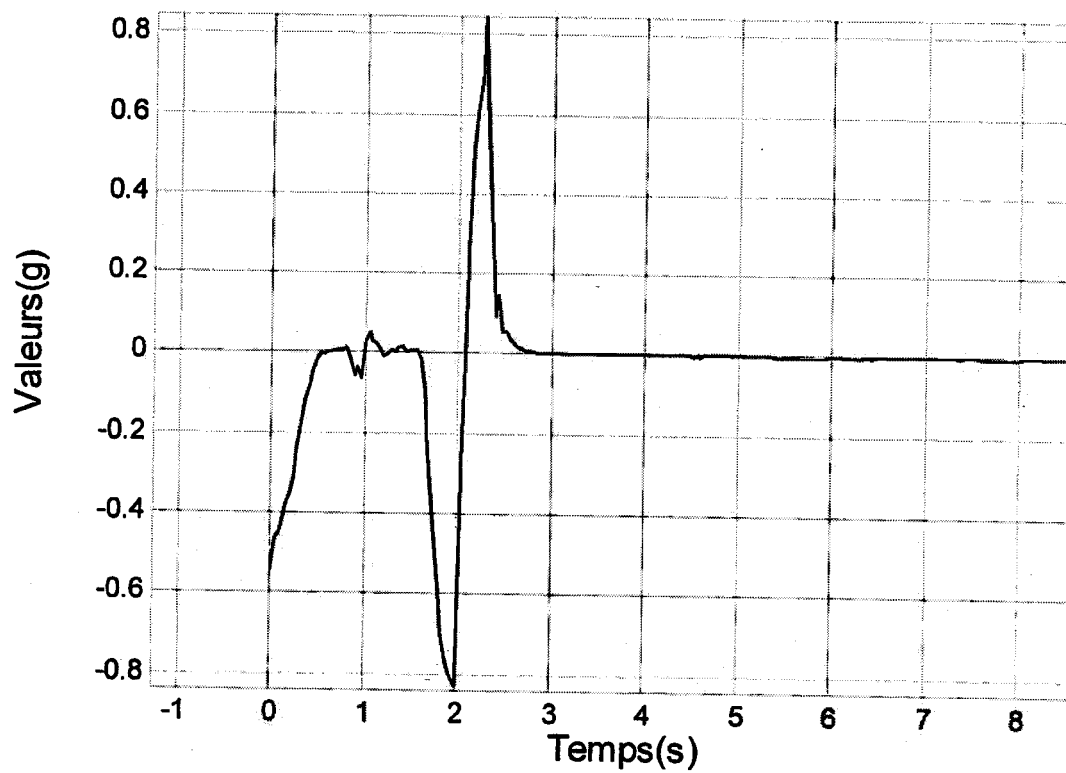
**Fig. 7A**

Acceleration suivant l'axe Y

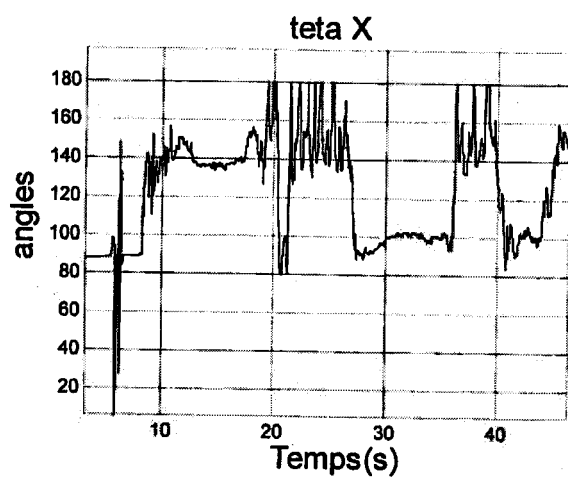
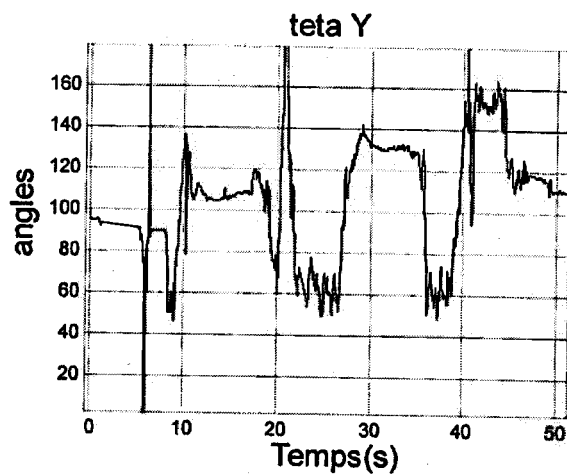
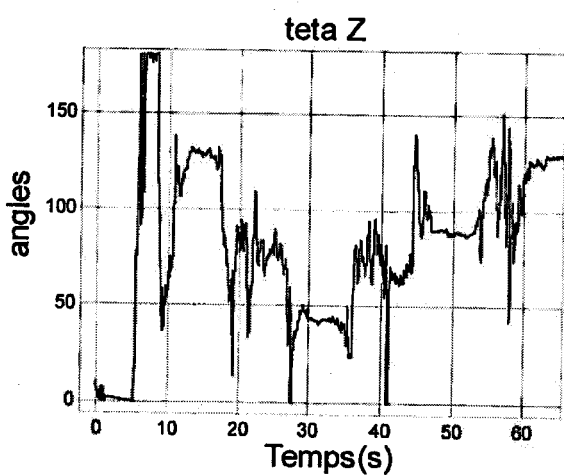
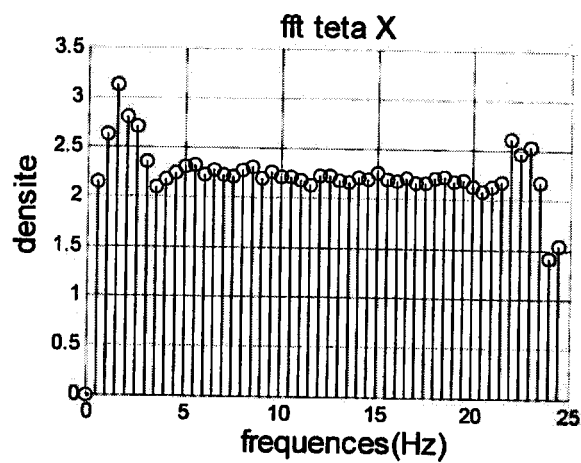
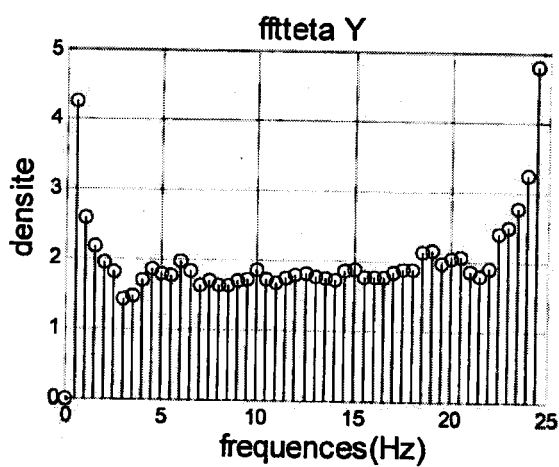
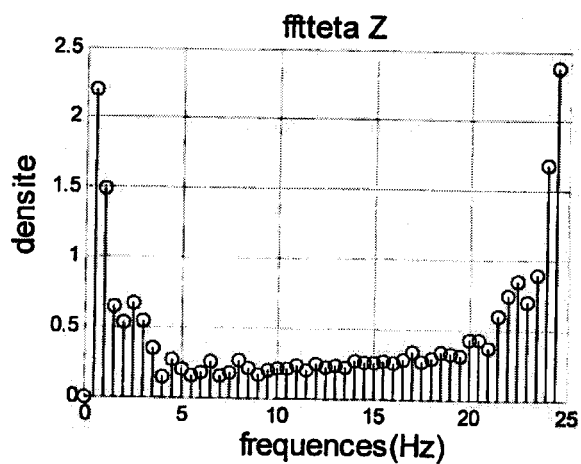
**Fig. 7B**

8/12

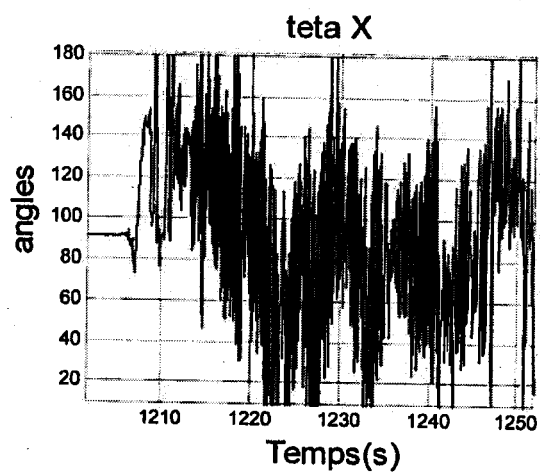
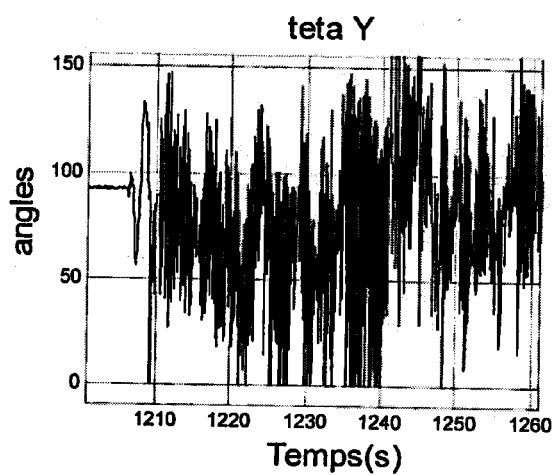
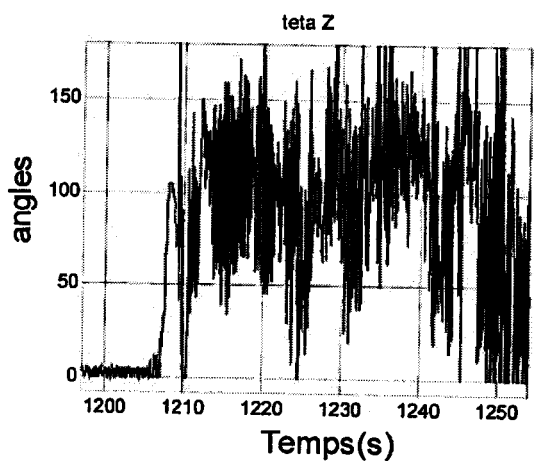
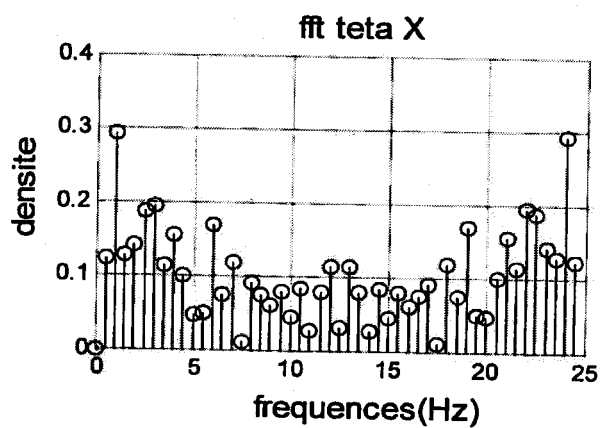
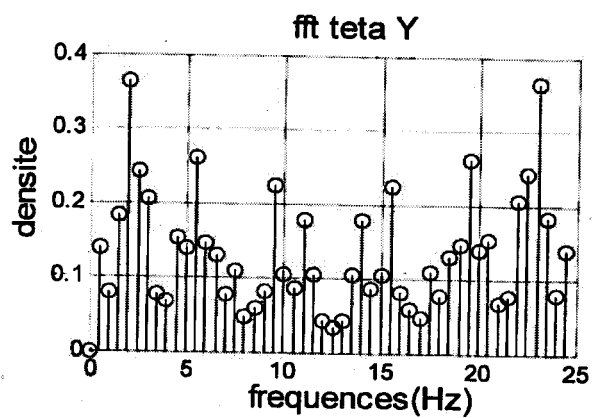
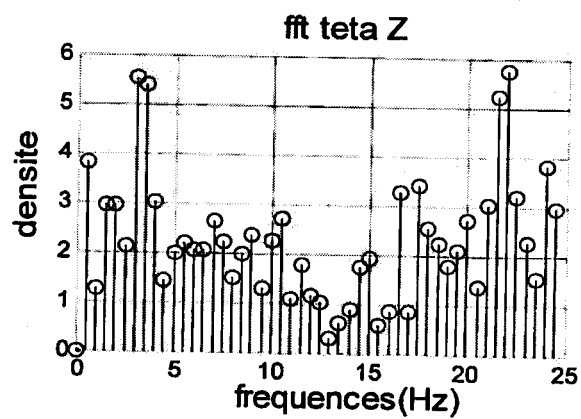
Accelération suivant l'axe Z

**Fig. 7C****Fig. 8**

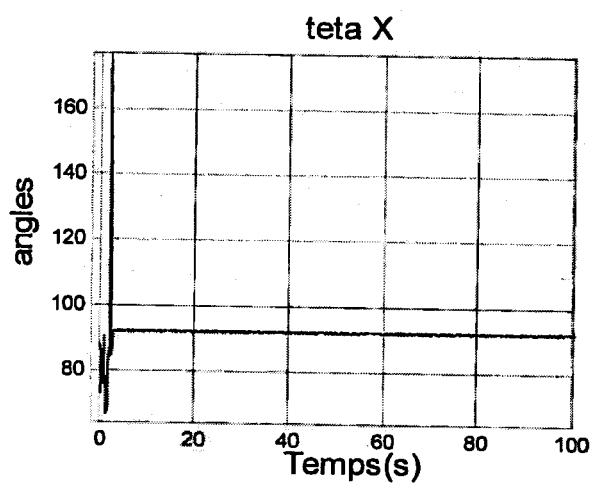
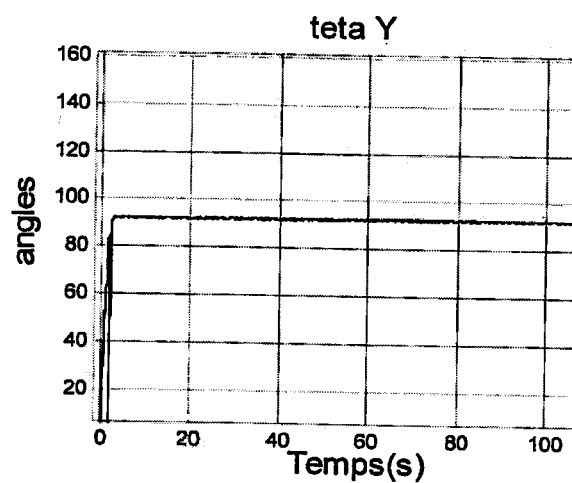
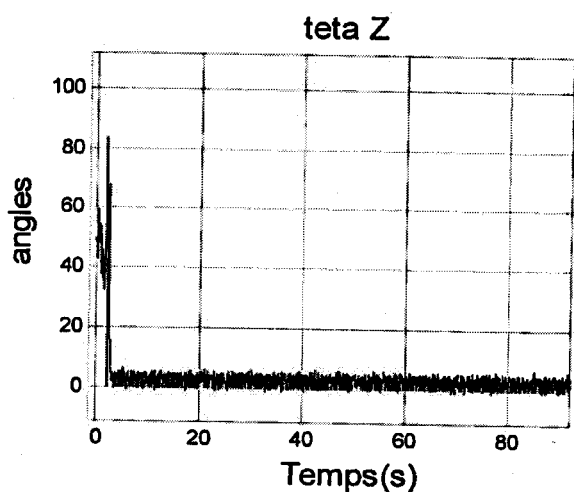
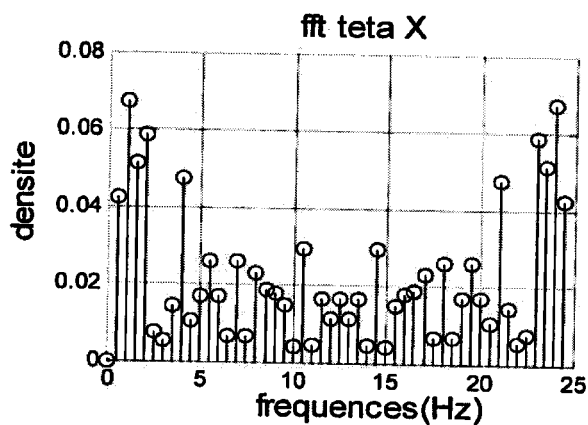
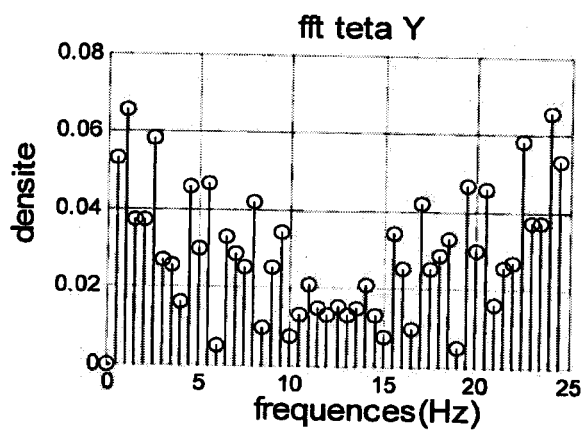
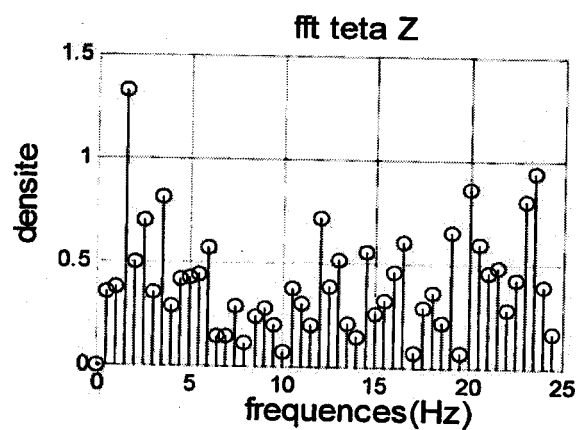
9/12

Fig. 9AFig. 9BFig. 9CFig. 10AFig. 10BFig. 10C

10/12

Fig. 11AFig. 11BFig. 11CFig. 12AFig. 12BFig. 12C

11/12

Fig. 13AFig. 13BFig. 13CFig. 14AFig. 14BFig. 14C

12/12

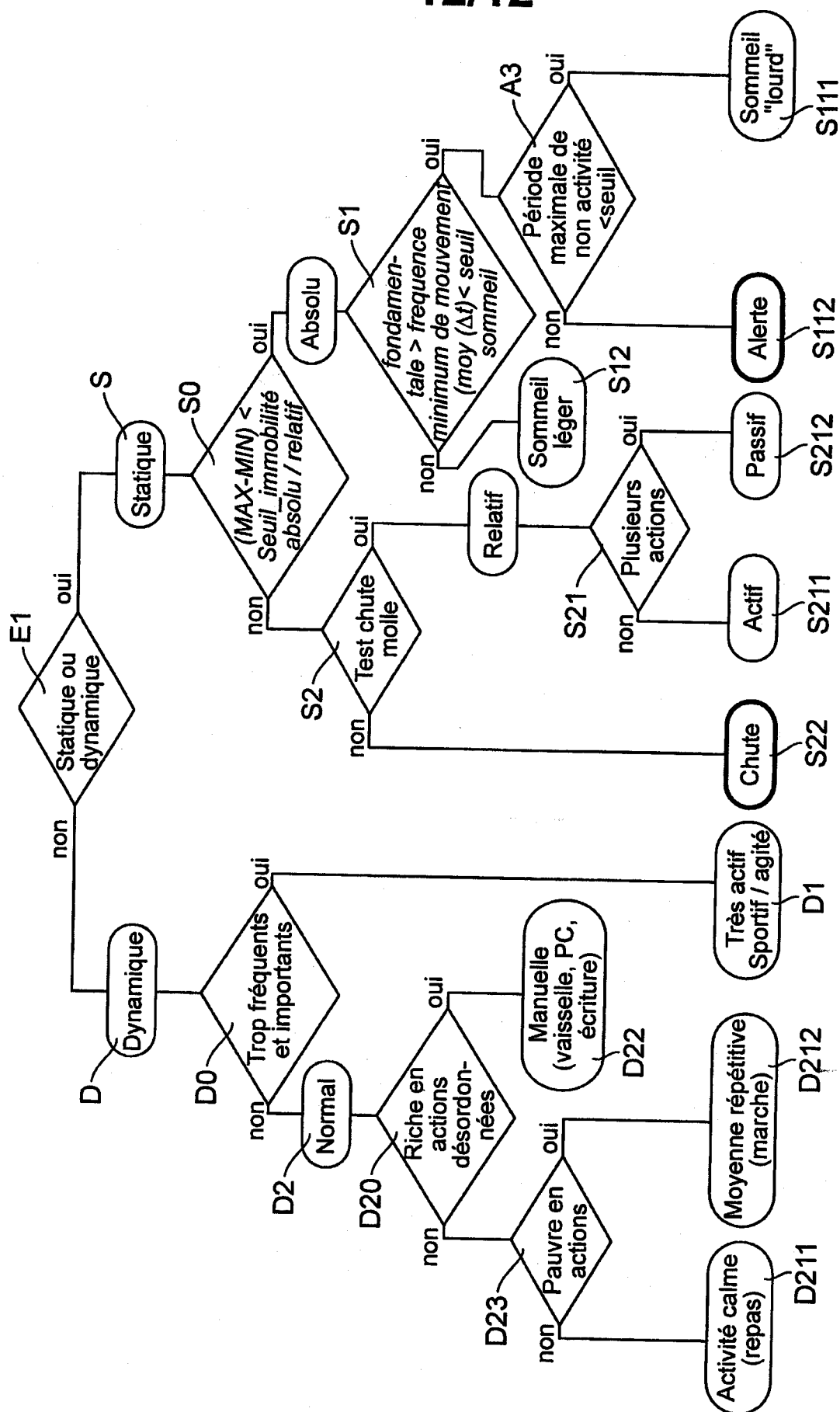


Fig. 15



RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

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

N° d'enregistrement
national

FA 802737
FR 1460847

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	EP 1 779 772 A1 (FUNDACION FATRONIK [ES]; INST GERONTOLOGICO MATIA S L U [ES]) 2 mai 2007 (2007-05-02)	1-17	A61B5/05
A	* alinéas [0011] - [0012], [0021], [0028], [0032], [0037], [0039], [0041]; revendication 1 *	18,19	
X	US 2012/259577 A1 (GANYI TIBOR [CH]) 11 octobre 2012 (2012-10-11) * alinéas [0008], [0034] *	1-19	
X	FR 2 808 609 A1 (UNIV RENNES [FR]) 9 novembre 2001 (2001-11-09)	1-17	
A	* figures 1,8 * * page 3, ligne 18 - page 4, ligne 28 * * page 5, ligne 21 - ligne 24 * * page 7, ligne 1 - ligne 7 *	18,19	
X	US 2013/120147 A1 (NARASIMHAN RAVI [US] ET AL) 16 mai 2013 (2013-05-16)	1-17	
A	* alinéas [0052] - [0054], [0049]; figures 6,8 *	18,19	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
X	US 6 433 690 B2 (PETELENZ TOMASZ J [US] ET AL) 13 août 2002 (2002-08-13) * figure 1 * * colonne 3, ligne 16 - ligne 47 * * colonne 6, ligne 16 - ligne 63 *	18,19	A61B
A	EP 2 687 157 A2 (INTEL GE CARE INNOVATIONS LLC [US]) 22 janvier 2014 (2014-01-22) * alinéas [0017], [0035] *	18,19	
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
20 juillet 2015		Vanderperren, Yves	
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			

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1460847 FA 802737

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.
 Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **20-07-2015**
 Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP 1779772	A1	02-05-2007	AT 432650 T	15-06-2009
			EP 1779772 A1	02-05-2007
			ES 2249143 A1	16-03-2006
			ES 2329490 T3	26-11-2009
			WO 2006000605 A1	05-01-2006

US 2012259577	A1	11-10-2012	EP 2696760 A1	19-02-2014
			US 2012259577 A1	11-10-2012
			WO 2012140571 A1	18-10-2012

FR 2808609	A1	09-11-2001	AT 307527 T	15-11-2005
			AU 5849801 A	20-11-2001
			CA 2407694 A1	15-11-2001
			DE 60114400 D1	01-12-2005
			DE 60114400 T2	03-08-2006
			EP 1278457 A1	29-01-2003
			ES 2252228 T3	16-05-2006
			FR 2808609 A1	09-11-2001
			US 2003153836 A1	14-08-2003
			WO 0185025 A1	15-11-2001

US 2013120147	A1	16-05-2013	US 2013120147 A1	16-05-2013
			WO 2013074538 A1	23-05-2013

US 6433690	B2	13-08-2002	FR 2785073 A1	28-04-2000
			US 6160478 A	12-12-2000
			US 2001004234 A1	21-06-2001

EP 2687157	A2	22-01-2014	CA 2821588 A1	20-01-2014
			EP 2687157 A2	22-01-2014
			US 2014024972 A1	23-01-2014
