HAL
open science

Evaluation de l'équilibre posturale par la mesure simultanée du CoP et du CoM Conceptiond d'une plateforme de force couplée à un capteur Kinect

Guillaume Thomann, Alain Di Donato, Kevin Ishigaki Seito, José Elias Tomazini, Vania Cristina Reisa Miranda

To cite this version:

Guillaume Thomann, Alain Di Donato, Kevin Ishigaki Seito, José Elias Tomazini, Vania Cristina Reisa Miranda. Evaluation de l'équilibre posturale par la mesure simultanée du CoP et du CoM Conceptiond d'une plateforme de force couplée à un capteur Kinect. 15ème Colloque AIP Primeca, Apr 2017, La Plagne, France. hal-01925884

HAL Id: hal-01925884

https://hal.science/hal-01925884v1

Submitted on 18 Nov 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Evaluation de l'équilibre posturale par la mesure simultanée du CoP et du CoM

Conceptiond d'une plateforme de force couplée à un capteur Kinect

Guillaume Thomann, Alain Di Donato, Kevin Ishigaki Seito
Univ. Grenoble Alpes, CNRS, G-SCOP, 38 000 Grenoble, France
guillaume.thomann@grenoble-inp.fr
alain.di-donato@grenoble-inp.fr
Kevin.Ishigaki-Setio@ense3.grenoble-inp.fr

José Elias Tomazini, Vania Cristina dos Reisa Miranda
Laboratório de Biomecânica - Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – FEG/UNESP, Brésil
tomazini@feg.unesp.br
vcrmiranda@yahoo.com.br

Résumé— Le contrôle de l'équilibre postural est naturel et essentiel pour une bonne qualité de vie. Sa mesure et l'origine de sa déficience sont importantes pour permettre un diagnostic et éventuellement des préconisations d'équipements de compensation. Les outils de mesure actuels – plateformes de force et logiciels associés pour la mesure du Centre de Pression (CoP) – sont onéreux et ne permettent pas une étude approfondie de la stratégie de contrôle postural des patients par les thérapeutes. Pour envisager l'utilisation de matériel plus adapté, et également à bas coût et transportable, nous proposons une approche permettant de vérifier si le capteur Kinect de Microsoft peut être une solution à la situation présente. Le travail proposé ici a comme objectif de concevoir, fabriquer et valider un nouvel outil pour mesurer simultanément le CoP et le Centre de Masse (CoM). Ceci permettrait de confronter ces valeurs en vue de valider l'utilisation du capteur Kinect (mesure aisée du CoM) pour l'évaluation de l'équilibre postural.

Mots-clés— Conception, expérimentation, contrôle postural, czapteur de mouvement, plateforme de force

I. INTRODUCTION

Le contrôle postural a été étudié sous différentes formes d'expériences, la plupart d'entre elles avec des tâches qui exigent le maintien de la posture verticale. En effet, le contrôle postural est un processus dynamique et complexe capable d'intégrer les systèmes sensoriel visuel, somatosensoriel et vestibulaire pour régler l'équilibre dans diverses situations d'instabilité [1]. Il constitue la base sur laquelle tout mouvement est organisé et exécuté [2].

Sachant que certains aspects très importants à la kinésithérapie sont la prévention et le maintien de la qualité de vie et que l'ingénierie a pour but construire et améliorer les équipements qui aident la vie quotidienne, ces deux domaines ont travaillé ensemble en faveur de la qualité de vie.

Ces observations du contrôle postural de patients font donc partie intégrante des activités quotidiennes de certains kinésithérapeutes, notamment pour prescrire des équipements de compensation adaptés. Les matériels utilisés pour ces expérimentations sont traditionnellement les plateformes de force permettant de restituer l'évolution de la position du Centre de pression (Center of Pressure ou CoP en anglais) du patient. Ces équipements commerciaux sont souvent onéreux et permettent rarement aux thérapeutes de comprendre réellement les stratégies de traitement des données et donc les résultats qui leur sont fournis automatiquement. Ces plateformes de force permettent l'observation du comportement du patient en situation stable et en situation instable, en ajoutant simplement une épaisseur de mousse sur la plateforme. Les deux principaux inconvénients soulevés par les thérapeutes sont :

- le coût de ces équipements, la précision des mesures et la méconnaissance de la stratégie de traitement des informations restituant les données vers le thérapeute,
- l'impossibilité d'observer la stratégie de contrôle postural du patient passant en un instant d'une situation stable vers une situation instable (ajout manuellement d'une épaisseur de mouse).

Afin de répondre à ces problématiques, le laboratoire G-SCOP, en partenariat avec le département de mécanique de l'UNESP au Brésil, travaille sur la conception et la réalisation d'une nouvelle plate-forme de force permettant d'observer l'évolution de la position du CoP. Plus précisément, une connexion avec le capteur Kinect de Microsoft permettrait une observation synchronisée également du centre de masse (Center of Masse ou CoM en anglais) et du CoP du patient. Les études et réalisation techniques sont effectuées sur la plateforme technologique GI-Nova de l'AIP Primeca Dauphiné-Savoie.

L'idée est de proposer une technologie permettant aux thérapeutes de s'affranchir progressivement de la connaissance du CoP pour valider avec eux l'utilisation du CoM comme donnée suffisante de diagnostic de l'équilibre postural. Pour cela, il leur est nécessaire de comparer de manière synchrone ces deux données pour en trouver des points de convergence. Nous travaillons donc à la réalisation d'un outil permettant la récupération simultanée du CoP et du CoM et la possibilité du passage instantané de la position stable à la position instable.

II. ETAT DE L'ART

Les réactions posturales se diffèrent selon deux types de mécanisme : les mécanismes d'anticipation qui se définissent par la prévision de l'organisation de la posture en utilisant des patrons moteurs préprogrammés de la stabilité (contraction musculaire en préparation à un mouvement) [2] et les réponses

compensatoires qui se définissent comme des corrections de la posture suite à une information sensorielle provenant de la perturbation de la posture [3].

L'analyse de l'équilibre postural est très utile dans différents domaines tels que dans les sports, la réhabilitation et le diagnostic des maladies avec des troubles de l'équilibre. L'une des populations les plus étudiés aujourd'hui est les personnes âgées en raison de sa croissance régulière et l'augmentation de l'espérance de vie [4].

Au fil des ans, le corps humain passe par un processus naturel de vieillissement, générant de grands changements fonctionnels et structurels dans le corps et en favorisant l'émergence de maladies. Les changements sensoriels les plus répandues sont les maladies osseuses, les maladies cardiovasculaires et le diabète [5]. Ces changements prédisposent l'individu au déséquilibre et aux chutes, suivies de fractures, laissant les personnes âgées alitées pendant des jours, voire des mois, ce qui représente 70% des décès accidentels chez les personnes âgées de plus de 75 ans [6].

Ainsi, l'objectif de ce travail est de développer une plate-forme à faible coût pour évaluer et mesurer l'équilibre postural statique dans différentes situations, et d'évaluer les éléments d'ajustement postural anticipatoire et compensatoire, notamment dans les directions médio-latéral (ML ou de la gauche vers la droite) et antéro-postérieur (AP ou avant vers arrière)

L'arrivée de capteurs de mouvement low-cost, léger et simple comme le capteur Kinect a dynamisé le développement d'équipements notamment dans le domaine médical en général. Les activités de rééducation et d'évaluation motrices peuvent être très impactées par ce type de technologie. Les caméras et autres systèmes de captures de mouvements se sont démocratisés depuis quelques années. Nintendo a grandement participé à l'acceptation de ce type de technologie suite à la réussite commerciale de la Wii avec sa Wiimote en 2006. La Kinect [7], produit de Microsoft, commercialisée depuis 2008, est un capteur de profondeur basé sur une technologie infra-rouge. Microsoft y associe une technique de traitement d'image [8] permettant de reconnaitre une silhouette et de la traduire en un ensemble de points localisés dans un espace 3D pour obtenir un squelette numérique. Ceci fait de la Kinect le capteur de mouvement grand public possédant la meilleure précision et la meilleure compréhension du déplacement cinématique humain, privilégié pour des applications médicales [9].

Depuis 2014, une nouvelle version du capteur Kinect est disponible la MKv2. Le capteur Kinect V1 a vu sa production arrêtée en 2015. La MKV2 possède de meilleures caractéristiques : la caméra couleur (RGB) devient une caméra HD (640* 480 pixel à 30Hz => 1080 pixel à 30 Hz) et la caméra infra-rouge voit sa résolution augmentée (320*240 pixel => 512*424 pixel). L'angle de vue a également augmenté (43,5°=>60° verticalement et 57,5°=>70° horizontalement). Pour ces deux versions, il existe un effet de distorsion spatial [10] faisant que le système sera plus précis pour des humains détectés au centre du champ de vision de la caméra, n'étant ni trop près ni trop loin (~2,5m). L'erreur générée sur le placement des points du squelette numérique s'avère difficile à quantifier. Des tentatives de corrélations avec des systèmes de mesures médicales ont été effectuées, notamment avec le capteur de mouvement avec marqueurs VICON. L'erreur générée entre un point du squelette par le capteur Kinect et la référence VICON est d'environ 10 cm [11] pour le capteur Kinect V1, erreur qui n'a pas diminué de manière significative avec la MKv2 [12].

III. METHODOLOGIE DE RECHERCHE

Sachant que les préoccupations centrales du métier de kinésithérapie sont la prévention et le maintien de la qualité de vie de la population et que l'ingénierie a pour but construire et d'améliorer les équipements qui aident à la vie quotidienne, ces deux domaines ont travaillé ensemble sur ce projet, en faveur de la qualité de vie.

Le travail de recherche a été divisé, de manière simplifiée, en deux parties distinctes : la partie de la plate-forme de force et la partie concernant le capteur Kinect :

- La plate-forme a pour but d'observer le CoP en utilisant des cellules des charges. Un modèle mathématique utilisant les données provenant de ces cellules de charge est utilisé pour calculer de CoP.
- La Kinect nous permet d'observer le comportement du CoM. Grâce aux coordonnées de chaque point d'articulation fournies par l'algorithme de Microsoft et à un modèles biomécanique, nous pouvons reconstruire la position du CoM en 3 dimensions.

A. *Matériels utilisés*

La conception de la plate-forme de force couplée à un capteur Kinect a pour objectif de mesurer les variations du CoP et du CoM. L'idée est de valider ces équipements comme fiables, robustes, portables, non-invasif et à bas coût. Une plate-forme de force équipée de quatre ressorts (pouvant être échangés), de quatre potentiomètres linéaires et de deux ventouses électromagnétiques permettant le blocage ou le déblocage de la plate-forme a été conçue (Figure 1).

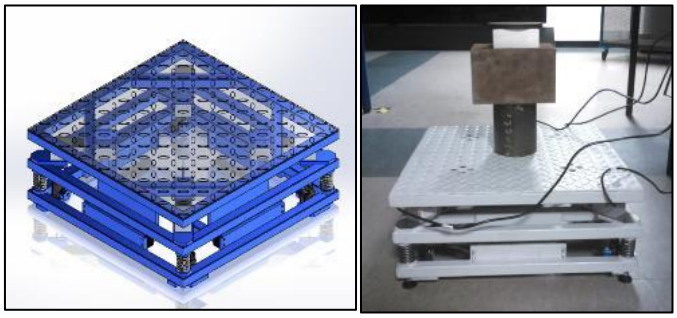

Figure 1. CONCEPTION ET FABRICATION DE LA PLATEFORME DE FORCE

Le capteur de force utilisé (modèle SMT1242) dans ce travail a une capacité nominale supportée de 150 kg, avec une précision de sortie de 2 mV/V.

Les ventouses magnétiques ont été installées de façon de manière à pouvoir bloquer ou débloquer la plateforme à souhait. Ainsi, il sera possible de réaliser des essais sur plateforme stable et sur plateforme instable et observer et analyser les stratégies de contrôle postural dans les deux situations. Ces ventouses ont une tension nominale de 12 Vdc. De plus, elles peuvent supportent jusqu'à 300 kg de charge.

Afin d'utiliser les données mesurés par les cellules de charge en temps réel, le boîtier d'acquisition de données NI USB-6008 de National Instrument a été choisi. Effectivement, il a les caractéristiques requises pour fonctionner avec les composants précédents, à coût abordable. Il comporte huit entrées analogiques qui peuvent être utilisées pour des mesures simples ou pour des mesures différentielles. De plus, comme le logiciel de travail est LabVIEW, de National Instruments, ceci facilite grandement la compatibilité entre nos matériels utilisés.

L'autre équipement important utilisé dans cette expérience est le capteur KinectV2 de Microsoft (MKv2). Il s'agit d'un capteur de mouvement qui fonctionne en projetant un faisceau de rayons infrarouge. Nous travaillons avec la seconde version de ce capteur, qui a une représentation et une détection plus précise de la réalité, en plus d'une meilleure qualité de résolution d'image. Pour cette raison, un port USB 3.0 est requis et le système d'exploitation Windows8 est obligatoire.

B. Modèles mathématiques

Sachant que la plate-forme comporte quatre capteurs de forces (un à chaque coin de la plateforme), et utilisant des outils de mesures appropriés, il possible de calculer les coordonnées du CoP d'une personne positionnée sur la plate-forme à travers les équations (1) et (2).

éq. (1) : $$X_{CoP} = \frac{a(R_2+R_3)}{\sum_4^1 R_i}$$

éq. (2) : $$Y_{CoP} = \frac{a(R_3+R_4)}{\sum_4^1 R_i}$$

Où a est la distance entre les cellules de charge (capteurs) et R_i sont les réactions mesurées pour chaque cellule. La Figure (2) présente une illustration des réactions et des directions dans le système de coordonnées, pour trouver les coordonnées du CoP, à travers l'utilisation de la plate-forme de force.

Il est également possible de calculer les vitesses pour les cas stable et instable au moyen des équations (3) et (4).

éq. (3) : $$v_s = \frac{\left(\sqrt{{x_{CoP_{s(i)}}}^2 + {y_{CoP_{s(i)}}}^2}\right) - \left(\sqrt{{x_{CoP_{s(i-1)}}}^2 + {y_{CoP_{s(i-1)}}}^2}\right)}{\Delta t_{(i-1)-i}}$$

éq. (4) : $$v_u = \frac{\left(\sqrt{{x_{CoP_{u(i)}}}^2 + {y_{CoP_{u(i)}}}^2}\right) - \left(\sqrt{{x_{CoP_{u(i-1)}}}^2 + {y_{CoP_{u(i-1)}}}^2}\right)}{\Delta t_{(i-1)-i}}$$

Où v_s est la vitesse moyenne du déplacement pour une plate-forme stable et v_u la vitesse moyenne pour une plate-forme instable.

A partir des données fournies par le capteur Kinect, nous utilisons les segments de chaque membre du corps humain. La MKv2 utilisée fournie 25 points du corps humain que nous avons utilisé pour calculer le CoM à partir des équations (5) et (6).

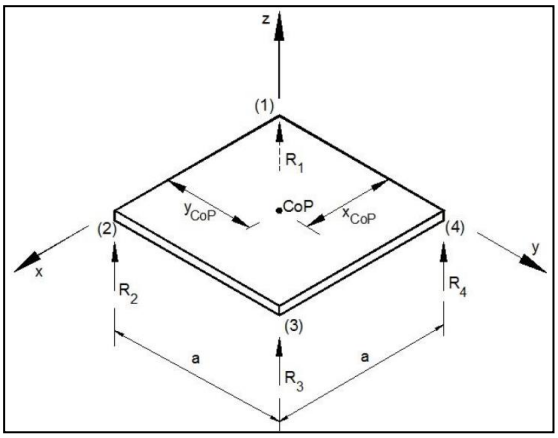

Figure 2. MODELE DE LA PLATEFORME PERMETTANT DE CALCULER LES COORDONNEES DU CoP

éq. (5) :

$$COM_{segment} = Joint_{proximal} + (Joint_{proximal} - Joint_{proximal}) * R_{proximal}$$

éq. (6) : $$COM_{total} = \sum COM_{segment_i} * P_i$$

Pour effectuer ces calculs, nous utilisons les données de la littérature fournies dans le Tableau 1 (pour R et P) et les données fournies par le MKv2 pour les points définissant les segments du corps humain.

Segment	Point proximal	Point distal	R	P
Tête - cou	SpineShoulder	Head	1	0.081
Torse	SpineBase	SpineShoulder	0.53 (0.5)	0.355
Bassins	SpineBase	-	-	0.142
Bras	Shoulder	Elbow	0.436	0.028
Avant-bras	Elbow	Wirst	0.43	0.016
Mains	Hand	-	-	0.006
Cuisse	Hip	Knee	0.433	0.1
Jambe	Knee	Ankle	0.433	0.0465
Pied	Foot	-	-	0.0145

Tableau 1. POSITION DES CoM DE CHAQUE SEGMENT DU CORPS HUMAIN ET LEUR POIDS RESPECTIF.

Le capteur MKv2 propose donc 15 segments du corps humain. La littérature fournit des valeurs de R différentes suivant les origines. Suivant le modèle choisit, les valeurs du CoM peuvent donc potentiellement varier.

C. Traitement et analyse des données

Avant de collecter les données, il est essentiel que la personne soit positionnée au centre de la plate-forme afin d'éviter la mauvaise distribution du poids sur chaque capteur, et par conséquence un défaut sur le CoP calculé. A partir des caractéristiques des cellules de charge, il est possible de créer des relations entre le poids et la tension. Sachant que le poids maximal est de 150 kg pour chaque capteur, avec une sortie de 2 mV/V et que la tension d'alimentation choisie de 12 V, nous trouvons la relation présentée à l'équation (7)

$$\text{éq. (7) :}\quad U_{sortie} = \frac{2.12.m}{150}$$

Où m est le poids du patient sur un capteur et U_{sortie} est la tension correspondante en mV. En rappelant que pour un poids au centre de la plate-forme, le poids sur un capteur est un quart du poids total. Les composants électroniques et traitements des signaux ont été réalisés on conséquence.

Concernant l'application Kinect, une extension développée et fournie par MakerHub et National Instruments, a été utilisée comme base du développement du projet. Cette extension propose des exemples, comme montré en Figure 3. Elle permet d'afficher les points des jonctions captés par le MKv2. Afin de calculer le centre de masse, cet exemple a été utilisé comme base de travail.

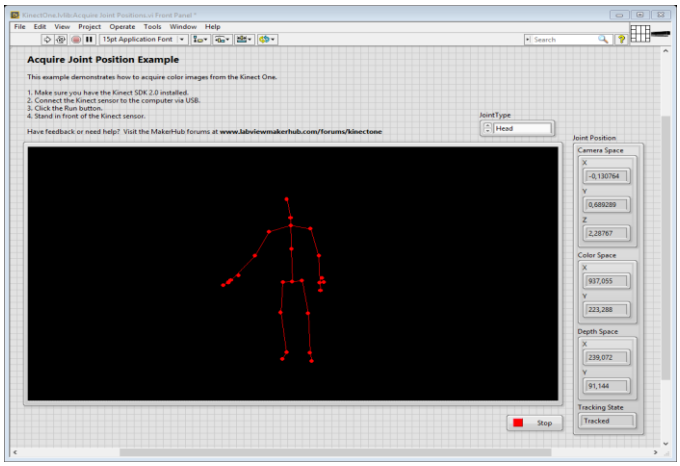

Figure 3. EXEMPLE D'UNE APPLICATION DU MKV2 DANS POUR POUVOIR TRAITER L'ENVIRONNEMENT LABVIEW PAR MAKERHUB

Pour pouvoir traiter les données récupérées sur labview en graphiques exploitables, il a fallu modifier et adapter les programmes et sous-programmes déjà proposés par défaut qui captent les positions des coordonnées des articulations pour les dessiner et les enregistrer dans le programme principal.

Ces positions sont maintenant enregistrées dans un premier fichier texte puis les CoM sont calculés et enregistrés dans un second fichier texte. Afin d'afficher les CoM, il est nécessaire de convertir ces données. Nous avons utilisé les données fournies dans un système de coordonnées en mètres dans un repère (x, y, z) pour calculer et dessiner les CoM dans un espace exprimé en pixel. Une application en C# a été proposée avec le logiciel Visual Studiopour permettre cette conversion des coordonnées

Finalement, après avoir intégré cette application sur LabVIEW, il est possible d'afficher le CoM en 3D ou en 2D en utilisant l'outil dédié au dessin d'un point. Il est également possible de visualiser le squelette numérique correspondant à la position du patient (voir Figure 3). Il est également possible d'ajouter la fonction qui capte l'image en temps réel.

IV. RESULTATS DE CONCEPTION DE L'OUTIL

La Figure 4 présente le résultat désiré avec l'utilisation adaptée du MKv2 au logiciel LabVIEW. La capture d'image a été ajoutée au squelette avec l'objective de mieux visualiser la position du centre de masse du patient. De la même manière, cette représentation fournit un indicateur visuel associé aux coordonnées réelles du CoM.

Afin de donner des informations complémentaires sur l'évaluation de la stratégie du maintien postural d'un patient, un graphique montre le déplacement du centre de masse d'une personne dans les plans frontal (coordonnées x et y de la Kinect) et sagittal (coordonnées x et z de la Kinect).

La dimension z représente la distance entre le MKv2 et le patient, les directions x et y sont présentes sur la figure 4.

V. EXPLOITATION ET VALIDATION EXPERIMENTALE

Les objectifs scientifiques sont de valider les technologies à utiliser et la configuration du MKv2 à développer pour trouver des résultats expérimentaux comparables aux systèmes commerciaux composés de plate-forme à mousse. La valeur du CoP est donnée directement par la répartition de la charge au niveau des quatre capteurs de force. Les premiers résultats montrent que les valeurs trouvées par notre banc d'expérience sont du même ordre de grandeur que celles observées dans les références bibliographiques mobilisant les plates-formes à mousse.

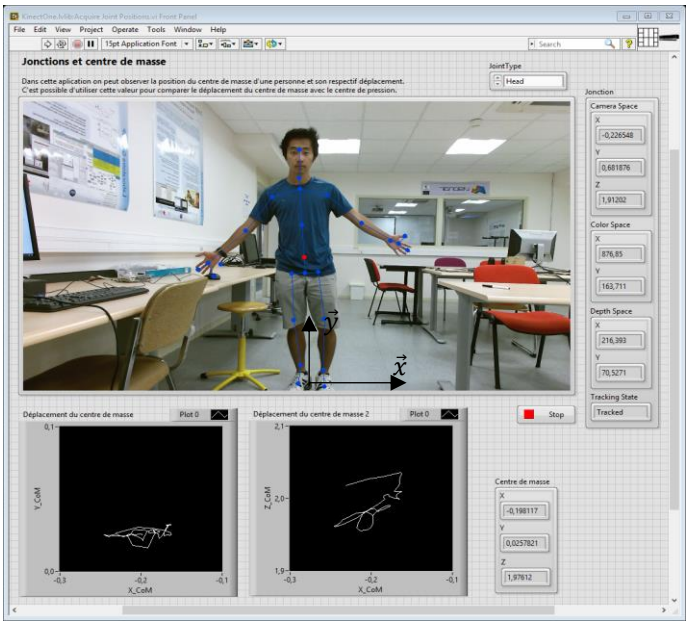

Figure 4. INTERFACE PROPOSEE AVEC AFFICHAGE DU COM EN TEMPS REEL

Pour évaluer un équilibre postural, plusieurs conditions expérimentales de références sont à mener. Le Tableau 2 ci-dessous résume les résultats dans deux colonnes principales : l'aire de l'oscillation totale du CoP (en mm²) et sa vitesse moyenne (en mm/s). Les valeurs sont calculées dans les quatre conditions suivantes :

- yeux ouverts (OE ou OpenEyes) sur plate-forme stable (OEs)

- yeux fermés (CO ou Closed Eyes) sur plate-forme stable (Cos)

- yeux ouverts sur plate-forme instable (OEi)
- yeux fermés sur plate-forme instable (CEi)

Une variation des données entre les études peut être observée et l'augmentation de l'instabilité est évidente dans toutes les études sur l'état OE (stable vers instable) ainsi que pour notre plate-forme réalisée avec des ressorts. Pour la condition CE, de la plate-forme stable vers instable, toutes les études montrent une augmentation de la zone d'oscillation, sauf pour la nôtre.

L'instabilité est présent à la fois sur la plate-forme et sur celle avec de la mousse, mais la surface rigide de la plate-forme avec des ressorts fournit des réactions posturales différentes des réactions dans la surface molle comme la mousse, en particulier lorsque la vision ne contribue pas à ces paramètres (CE).

Biblio	Aire de l'oscillation totale (mm²)				Vitesse moyenne (mm/s)			
	OEs	*OEi*	*CEs*	*CEi*	*OEs*	*OEi*	*CEs*	*CEi*
G-SCOP	313,8	655,4	740,1	650,7	5,5	7	7,5	7,3
[13] healthy	221	471	366	1457	11	16,4	16,9	39,0
[14] healthy	168	-	180	762	7,3	-	9	76,2
[15] healthy	39,9	104,6	80,5	748,6	11	19	16	57
[16] Vestibular disease	267	-	453	1300	8,50	-	11,1	26,8
[17] healthy	-	-	-	-	12,9	15,2	13,4	18,1

Tableau 2. RESULTAT DES DIFFERENTES SITUATION EXPERIMENTALES POUR L'EVALUATION DE L'EQUILIBRE POSTURAL

Les plates-formes de forces informent sur les forces de réactions dues aux déplacements de la masse corporelle du sujet.

Lors de nos expérimentations, nous utilisons donc le MKv2 pour mesurer précisément le CoM du patient. La Figure 5 montre les résultats obtenus pour un COM, au laboratoire G-SCOP, mobilisant notre plate-forme de force et le MKv2. Nous remarquons la très grande précision de cette valeur, qui varie de 10 mm dans le sens médio-latéral (ML ou de la gauche vers la droite) et de 25 mm dans la direction antéro-postérieur (AP ou avant vers arrière)

Les Figures 6 montrent les résultats sur les plates-formes stable et instable de l'oscillation moyenne du CoM dans les directions AP et ML dans la condition yeux ouverts. Nous remarquons là aussi une augmentation de la valeur de l'oscillation moyenne lors du passage de la plate-forme stable vers instable.

Ces résultats très encourageant nous poussent à continuer nos recherches dans l'utilisation combinée de la plate-forme instable à ressorts avec le MKv2. Une fois les relations entre COM et CoP mis en évidence par nos expérimentations, nous analyserons les pistes permettant de remplacer progressivement les plates-formes de force, onéreuse et encombrantes par cet outil bas coût et transportable.

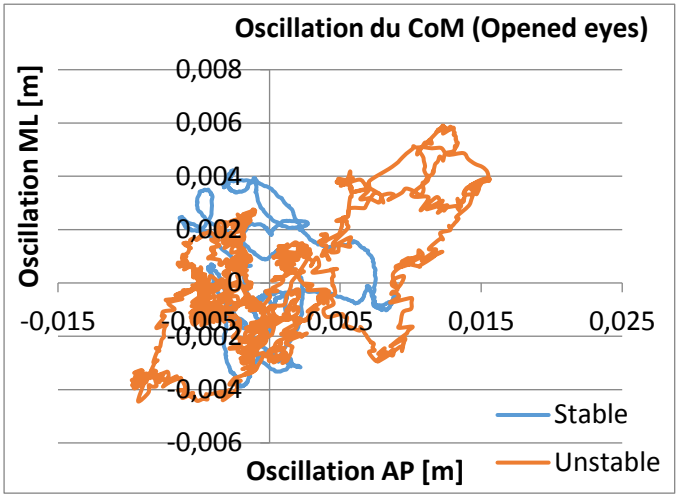

Figure 5. OSCILLATION DU COM FOURNI PAR LE MKV2

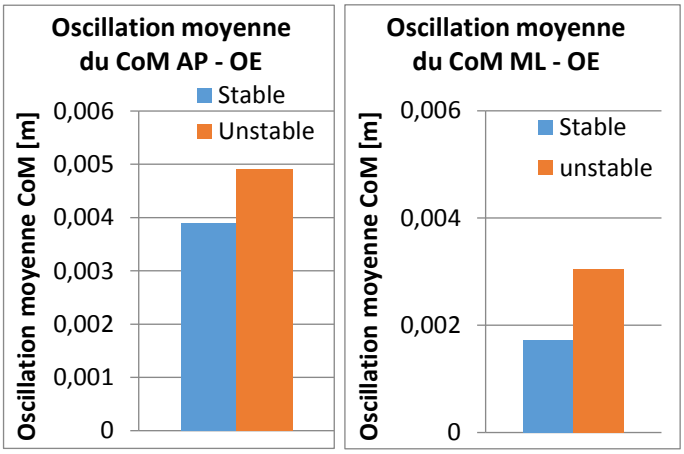

Figure 6. OSCILLATION MOYENNES AP ET ML DU COM, LES YEUX OUVERTS

VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Les travaux sont encore très longs pour arriver à valider cliniquement notre proposition de plate-forme instable à ressorts. A court terme, il s'agit de passer des essais déjà réalisés sur plate-forme stable, à des essais yeux ouverts avec déblocage de la plate-forme. Il s'agit donc d'analyser les réactions des patients lors du déblocage soudain de la plate-forme. Suite à cette première condition expérimentale proposée par les kinésithérapeutes, nous pourrons analyser la situation avec les yeux fermés avec déblocage de la plate-forme, tout en ayant conscience que le patient peut anticiper ce changement stable vers instable. Grâce aux relations professionnelles que nous avons déjà avec les chercheurs d'autres laboratoires de recherche dans le domaine de la santé, nous pourrons évaluer les stratégies d'anticipation et de compensation de l'équilibre à partir de ces conditions.

Puisque les volontés des thérapeutes est de permettre un diagnostic sur mesure pour les personnes âgées, nous devons ensuite collecter des données avec plate-forme instable avec le groupe de personnes âgées, établir les différences entre les

groupes et identifier les principaux paramètres qui indiquent les risques de chutes.

VII. References

[1] GAGEY, P. M.; WEBER, B. Posturologia regulação e distúrbio da posição ortostática. São Paulo: Manole, 2000.

[2] MASSION J. Postural control systems in developmental perspective. Neuroscie Behav Rev, Vol. N°22(4), p. 465-72, 1998.

[3] LATASH, M. L. Neurophysiological basis of human movement. Champaign, Human Kinetics, 1997.

[4] CARVALHO, J. A. M.; GARCIA, R. A. O envelhecimento da população brasileira: um enfoque demográfico. Caderno de Saúde Pública, Vol. N°19, p. 725-733, 2003.

[5] KONRAD, H. R.; GIRARDI, M.; HELFERT, R. Balance and Aging. Laryngoscope, Vol. N°109, p. 454-60, 1999.

[6] BITTAR R.S.M., PEDALINI M.E.B., BOTTINO M.A. & FORMIGONI L.G., Síndrome do desequilíbrio no idoso. Pró-fono, Revista de Atualização Científica, Vol. N°14(1), p. 119-28, 2002.

[7] MICROSOFT, "Kinect hardware," 2016. [Accessed: 11-Dec-2016]. [Online]. Available: https://developer.microsoft.com/en-us/windows/kinect/hardware.

[8] J. SHOTTON, A. FITZGIBBON, M. COOK, T. SHARP, M. FINOCCHIO, R. MOORE, A. KIPMAN, AND A. BLAKE, "Real-time human pose recognitiom in parts from single depth images," in Machine Learning for Computer Vision, IEEE, Ed. Berlin Heidelberg: Springer, pp. 119–135, 2013.

[9] H. M. HONDORI AND M. KHADEMI, "A Review on Technical and Clinical Impact of Microsoft Kinect on Physical Therapy and Rehabilitation," Journal of Medical Engineering, Vol. N°2014. Hindawi Publishing Corporation, 2014.

[10] T. DUTTA, "Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace," Appl. Ergon., Vol. N°43(4), pp. 645–649, 2012.

[11] B. BONNECHÈRE, B. JANSEN, P. SALVIA, H. BOUZAHOUENE, L. OMELINA, F. MOISEEV, V. SHOLUKHA, J. CORNELIS, M. ROOZE, AND S. VAN SINT JAN, "Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: Comparison with standard stereophotogrammetry" Gait Posture, Vol. N°39, pp. 593–598, 2014.

[12] X. XU AND R. W. MCGORRY, "The validity of the first and second generation Microsoft KinectTM for identifying joint center locations during static postures," Appl. Ergon., Vol. N°49, pp. 47–54, 2015.

[13] FUJIMOTO, C., MUROFUSHI, T., CHIHARA, Y., USHIO, M., SUGASAWA, K., YAMAGUCHI, T., YAMASOBA, T., IWASAKI, S., "Assessment of diagnostic accuracy of foam posturography for peripheral vestibular disorders: Analysis of parameters related to visual and somatosensory dependence". Clin. Neurophysiol. Vol. N°120, 1408–1414., 2009

[14] CUSIN, F.S., GANANÇA, M.M., GANANÇA, F.F., GANANÇA, C.F., CAOVILLA, H.H., "Balance Rehabilitation Unit (BRUTM) posturography in Menière's disease". Braz. J. Otorhinolaryngol. Vol. N°76, 611–617., 2010

[15] GARCÍA, R.B., CORRESA, S.P., BERTOMEU, J.M.B., SUÁREZ-VARELA, M.M.M.," Static posturography with dynamic tests. Usefulness of biomechanical parameters in assessing vestibular patients". Acta otorrinolaringológica Española, Vol. N°63, p. 332–8., 2012

GARCIA, A.P., GANANÇA, M.M., CUSIN, F.S., TOMAZ, A., GANANÇA, F.F., CAOVILLA, H.H., "Vestibular rehabilitation with virtual reality in Ménière's disease". Braz. J. Otorhinolaryngol. Vol. N°79, p. 366–74., 2013

CARNEIRO, J.A.O., SANTOS-PONTELLI, T.E.G., COLAFÊMINA, J.F., CARNEIRO, A.A.O., FERRIOLLI, E., "A pilot study on the evaluation of postural strategies in young and elderly subjects using a tridimensional electromagnetic system". Braz. J. Otorhinolaryngol. Vol. N°79, p. 219–225., 2013