

Modélisation de test d'évaluation gériatrique standardisée à partir d'un radar Doppler : Application de la transformée en ondelettes

RACHA SOUBRA¹, ALY CHKEIR¹, FARAH MOURAD-CHEHADE¹, DANIEL ALSHAMAA¹

¹ Université de Technologie de Troyes
12 rue Marie Curie, CS 42060, 10004 TROYES Cedex, France

racha.soubra@utt.fr, aly.chkeir@utt.fr, farah.chehade@utt.fr, daniel.alshamaa@utt.fr

Résumé - L'Evaluation Gériatrique Standardisée (EGS) est un diagnostic interdisciplinaire des personnes âgées, permettant de repérer chez elles une perte de la capacité à se mouvoir. Le test Timed Up and Go (TUG) a été considéré comme un « Gold Standard » pour les évaluations cliniques de la mobilité. Toutefois, son aspect clinique impose sa réalisation d'une manière non régulière et espacée dans le temps. Une surveillance quotidienne d'une personne âgée bien exploitée s'avère plus efficace, en fournissant plus d'informations sur son état fonctionnel, et donc en préservant mieux son autonomie à domicile. Cet article propose un système de surveillance continue de l'activité à domicile basé sur un radar Doppler. Une approche innovante permettant l'identification de différentes tâches motrices à partir du signal radar est ainsi développée. La méthode proposée est basée sur la transformée en ondelettes du signal, suivie par un algorithme de repérage de ruptures « DARC ». Dix paramètres statistiques sont ainsi extraits de la matrice de coefficients de la transformée en ondelettes. Le paramètre le plus informatif, la variance, est ensuite sélectionné afin de distinguer efficacement les phases de transfert dans la mobilité. Dix sujets ont été recrutés pour cette étude dans le cadre d'un protocole expérimental. Le système proposé a été validé en comparaison à un système optoélectronique (Vicon) avec un taux d'erreur de 0.13%.

1 Introduction

De nos jours, l'analyse du mouvement humain est devenue un domaine de recherche important impliqué dans une diversité d'applications et de nombreux intérêts. L'évaluation de la marche s'interfère dans plusieurs domaines tels que le diagnostic médical, le sport, la biomécanique, l'interaction homme-robot, etc. [1]. Dans le domaine de la gérontologie, les cliniciens se rapportent à l'évaluation de la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées afin d'identifier les personnes ayant une mobilité réduite, détecter les signes précoces du déclin de la mobilité et prédire la nécessité d'une intervention thérapeutique [2]. Par conséquent, plusieurs tests d'évaluation de la mobilité sont actuellement utilisés pour l'analyse de la marche, l'équilibre et le transfert. Au cours d'une évaluation, les sujets doivent accomplir certaines tâches requises selon les caractéristiques pratiques de chaque test. Par exemple, le Timed Up and Go (TUG) est un test d'évaluation clinique dans lequel les personnes âgées doivent se lever d'une chaise, parcourir une distance de 3 mètres à leur rythme habituel, faire un demi-tour, puis retourner vers la chaise et s'asseoir [3].

La majorité des tests cliniques est effectuée en présence d'un professionnel de santé et donc d'une manière discontinue dans le temps. Or, une surveillance quotidienne de la marche est essentielle pour estimer avec précision l'état fonctionnel des personnes âgées. Cela peut fournir aux cliniciens des informations qui peuvent potentiellement révéler l'apparition d'une anomalie liée à la santé, la perte d'autonomie, le risque de chute, les troubles cognitifs, la nécessité de placement en institution, etc. De plus, 80% des personnes âgées favorisent rester à domicile le plus longtemps possible

[4]. Ainsi, plusieurs solutions innovantes ont été développées pour évaluer la marche à domicile. La plupart de ces innovations sont basées sur des capteurs portés et/ou sur l'usage de caméras [5]. Malgré leurs avantages, ces systèmes se heurtent à plusieurs écueils en termes d'acceptabilité. Si les caméras sont jugées intrusives, les capteurs portés sont souvent rejetés, les personnes âgées étant très sensibles à tout changement d'habitudes même minime [6]. De plus, une personne âgée acceptant l'utilisation d'un capteur porté risque de l'enlever et d'oublier de le remettre, menant à des données interrompues et ainsi à moins d'efficacité.

L'objectif principal de ce travail est de fournir un système de surveillance à domicile capable d'évaluer la capacité à se mouvoir chez les personnes âgées et de reconnaître d'une façon automatique une phase de transfert lors de la marche. Le radar Doppler est un dispositif approprié pour répondre techniquement à ce besoin [7-9]. En effet, il fonctionne dans des conditions d'éclairage variables tout en protégeant la vie privée des utilisateurs sans besoin de transformation de leur environnement usuel [8].

Par ailleurs, une méthode de traitement du signal radar basée sur l'analyse par ondelettes est proposée. Cette dernière fournit une représentation simultanée temps-fréquence du signal [10]. Une approche de détection de rupture est ensuite développée, pour identifier les différentes phases dans la marche des personnes. La procédure expérimentale et la méthode proposée sont décrites en détail dans la Section II. Les résultats sont ensuite présentés dans la section III. Enfin, une discussion et une conclusion concluent le papier dans les sections IV et V.

2 Méthodologie

2.1 Procédure expérimentale

Dix sujets volontaires et en bonne santé, âgés entre 23 à 30 ans, ont participé à la présente étude. Avant la collecte de données, les participants ont reçu une description détaillée du protocole expérimental avec une explication de nos objectifs principaux. Les sujets ont été invités à marcher le long d'une distance de 4,57 mètres ~ (15 pieds) [11], faire un demi-tour de 180 degrés et ensuite revenir à leur point de départ. Le protocole est illustré dans la Figure 1.

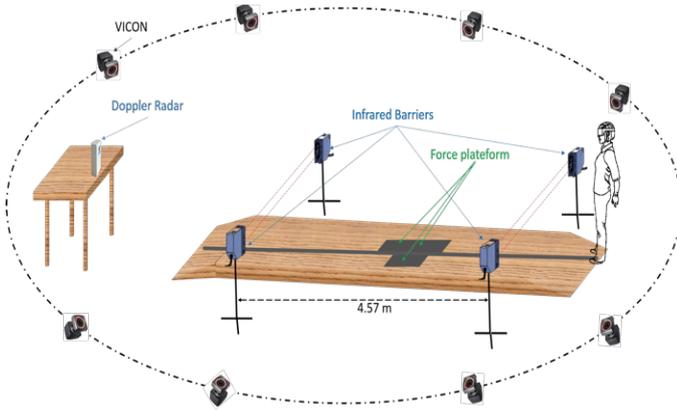


Figure 1 : Installation Expérimentale

Premièrement, une acquisition tridimensionnelle de mouvements est effectuée à l'aide d'un système optoélectronique à marqueurs massifs (Vicon). Ce système est utilisé comme un dispositif de référence pour comparer les performances du système radar Doppler et valider nos résultats. Il comprend des caméras infrarouges, des marqueurs réfléchissants et un logiciel installé. De nombreux marqueurs sont normalement placés sur différents repères anatomiques. Dans cette étude, 8 caméras infrarouges ont été utilisées avec 13 marqueurs placés sur la tête, le poignet, les épaules, les coudes, les orteils et les genoux de chaque participant. Les caméras ont été calibrées selon les instructions avec une fréquence d'acquisition de 100 Hz. Chaque camera Vicon émet une lumière infrarouge qui se réfléchit sur les marqueurs. Ceux-ci possèdent un ruban rétro-réfléchissant qui renvoie plus de lumière. Ainsi, quand un marqueur est vu par les caméras, les coordonnées cartésiennes seront stockées dans une base de données. De ce fait, le système Vicon relie les positions correctes de chaque marqueur pour former les trajets que chaque marqueur a effectué tout au long de la capture, ce qui permet de détecter précisément le trajet parcouru par la personne au cours de l'expérimentation.

Ensuite, un capteur radar Doppler - MDU1130 a été placé sur une table de 72 cm de hauteur face au trajet traversé [12]. Ce système envoie une onde électromagnétique à haute fréquence. Lorsque l'onde se réfléchit sur une personne en mouvement, sa fréquence varie en fonction de la vitesse de la personne selon la loi:

$$\Delta f = \frac{2f_e v}{c} \quad (1)$$

où $c = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$ est la vitesse de la lumière dans le vide, $f_e = 9.9 \text{ GHz}$ est la fréquence de l'onde émise pour le capteur MDU1130 et v est la vitesse de l'objet.

Un circuit électronique est intégré à la sortie du radar pour amplifier et filtrer les signaux. Tout d'abord, un circuit d'amplification avec un gain de 3.6×10^3 est nécessaire pour transformer les signaux de l'ordre du millivolt (mV) en volts (V). Ensuite, un filtre passe-bande avec des fréquences de coupure de 5 Hz et 100 Hz est utilisé pour filtrer le bruit. Les valeurs fréquentielles sont choisies en référence aux vitesses minimale et maximale de la marche ($v_{min} = 0,075 \text{ m/s}$ et $v_{max} = 1,5 \text{ m/s}$) respectivement.

Les enregistrements de sortie sont collectés avec une fréquence d'acquisition de 250 Hz et transmis successivement à l'ordinateur de laboratoire via un module Bluetooth.

2.2 Traitement de données et variables étudiées

L'objectif principal de ce travail consiste en l'évaluation continue de la marche à domicile avec l'identification automatique d'une phase de transfert, comme par exemple le fait de tourner. Pour cela, l'activité du sujet est continuellement suivie à domicile, grâce à un capteur radar Doppler. Celui-ci fournit un signal variable, contenant des informations importantes concernant la mobilité du sujet. Soit $x(t)$ le signal relevé à l'instant t . L'objectif est ainsi de concevoir la meilleure modélisation de ce signal permettant d'y identifier les différentes phases de mobilité, obtenues précisément grâce au signal de référence du système Vicon, dans le but de remplacer ce dernier.

D'abord, le signal $x(t)$ est analysé grâce à la transformée en ondelettes continue. Cette technique est capable de décrire la variation qualitative du signal en temps et en fréquence. Elle permet l'élaboration de coefficients de corrélation multi-échelle dynamique au travers d'une petite onde particulière appelée « ondelette mère ». Cette dernière est utilisée pour représenter le signal comme une somme pondérée de ces petites ondes translatées ou dilatées. La transformée en ondelettes du signal sortie du radar Doppler $x(t)$, obtenue par translation et dilatation d'une fonction particulière d'ondelette mère $\psi(\cdot)$, est définie comme suit :

$$\text{CWT}_x^\psi(b, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int x(t) \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2)$$

où b est le facteur de translation qui détermine la position (temps) et a représente le facteur de dilatation qui donne l'échelle (fréquence). Le facteur $1/\sqrt{a}$ permet d'avoir des fonctions analysantes de même norme. Une variété d'ondelettes mères existe ; cependant, il est très important de choisir celle qui convient le mieux à nos signaux, car différents résultats peuvent être obtenus selon l'ondelette utilisée. Dans ce travail, l'ondelette « Morse » a été choisie selon les résultats de nos études précédentes [13]. Soit \mathbf{M} la matrice des coefficients de la transformée en ondelettes, i.e.

$$\mathbf{M}(a, b) = \text{CWT}_x^\psi(b, a) \quad (3)$$

Par la suite, différents signaux peuvent être reconstruits à partir de la transformée en ondelettes, en extrayant des paramètres statistiques des colonnes de la matrice \mathbf{M} . Nous en citons le maximum, le minimum, la moyenne, la variance, l'asymétrie, les valeurs absolues moyennes, etc. Le signal maximum $mx(b)$ correspond à l'enveloppe supérieure du scalogramme du signal $x(t)$ et qui représente la vitesse instantanée de l'individu [13].

$$mx(b) = \max_a \mathbf{M}(a, b), \quad (4)$$

le signal variance $v(b)$ représente la dispersion des valeurs du scalogramme,

$$v(b) = \text{var} \mathbf{M}(a, b) = \frac{\sum_a (\mathbf{M}(a, b) - E(\mathbf{M}(a, b)))^2}{N}, \quad (5)$$

avec $E(\mathbf{M}(a, b)) = \frac{\sum_a \mathbf{M}(a, b)}{N}$ la moyenne des coefficients pour un b fixé et N le nombre de valeurs possibles que prend a . Une comparaison au signal Vicon permettra par la suite de sélectionner le signal le plus adapté pour l'identification des différentes phases de la mobilité, i.e. les sections de marche et celles d'un demi-tour. Soit $y(b)$ le signal sélectionné, en d'autres termes $y(b)$ pourrait correspondre au maximum $mx(b)$, à la variance $v(b)$ ou autres paramètres...

Une fois le signal $y(b)$ reconstruit, l'approche proposée utilise l'algorithme de détection de ruptures « DARC » pour détecter automatiquement les ruptures (le *début* et la *fin* d'une phase de demi-tour) dans le signal $y(b)$ [14, 15]. Ci-dessous une illustration de DARC.

Détection automatique d'une phase de demi-tour :

Algorithme DARC

A : Transformation des données du signal $y(\cdot)$ en valeurs binaires ($y_{bin}(\cdot)$)

B : Modification de chaque point par un filtre de variance sur 10 points

C : Calcul des valeurs cumulées du signal $y_{bin}(\cdot)$

D : Recherche du plateau

D1. Multiplier chaque point cumulé par 10^4 et l'arrondir à l'entier le plus proche

D2. Faire glisser, par pas de 2, une « fenêtre » de 200 points

D3. Calculer le nombre de points se trouvant dans cette fenêtre : si le nombre de points trouvés correspond à une période de temps supérieur à 0.5 seconde, incrémenter un compteur de « plateau » et conserver les indices du 1er et du dernier point.

D4. Transformer en binaire en remplaçant les points hors plateau par 1 et les points du plateau par 0

Suite à l'identification des différentes phases de mobilité, il devient possible d'estimer la vitesse instantanée du sujet en phase de marche grâce au signal $x(t)$ et le maximum de son scalogramme, comme proposé dans [13]. Pour calculer la vitesse de la phase de demi-tour, il suffirait de calculer la moyenne de $mx(b_{début} : b_{fin})$; *début* et *fin* ont été trouvés par DARC.

3 Résultats

L'approche proposée a été testée sur les signaux radar collectés des sujets volontaires, chacun ayant fait des séquences de marche aller de 4,57 m (~15 pieds), de demi-tour de 180 degrés et de retour vers le radar. Dix paramètres statistiques ont été extraits du scalogramme, menant à dix possibilités de signaux reconstruits.

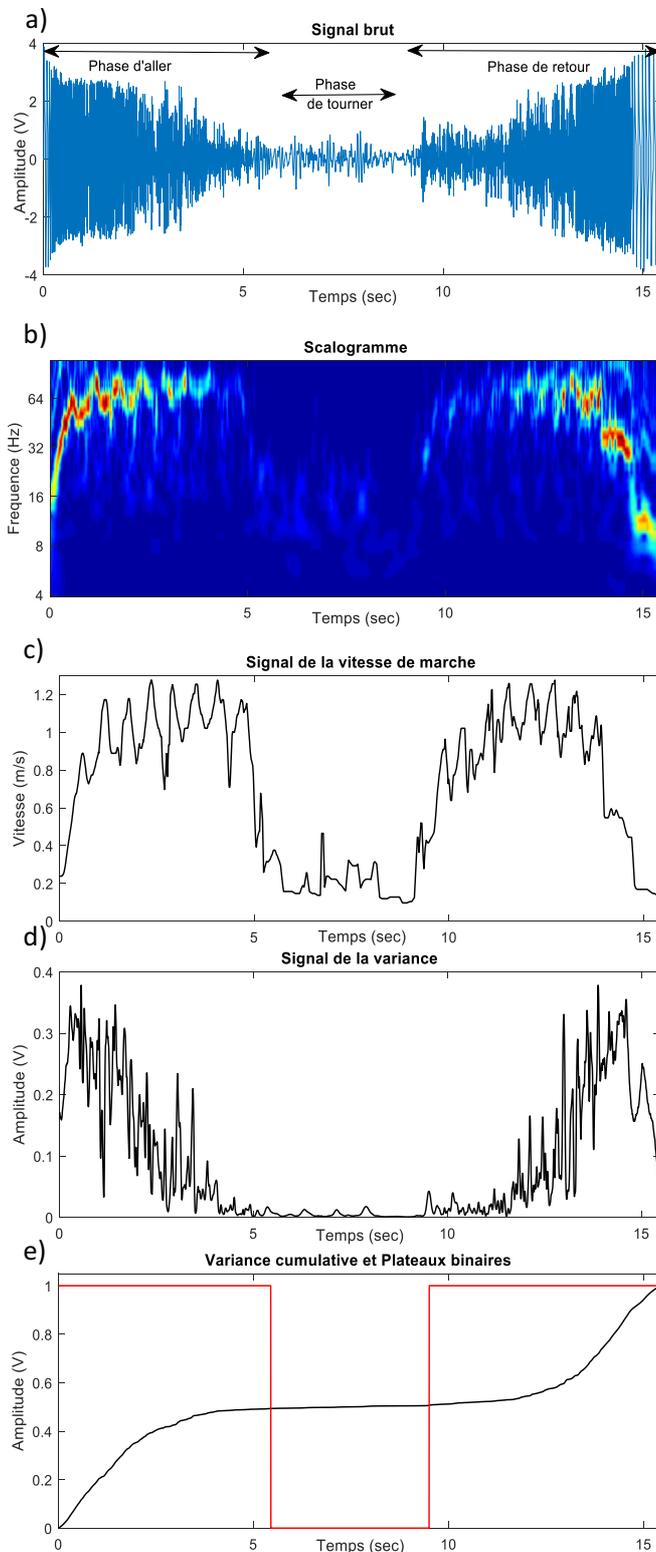


Figure 2 : (a) un signal radar, (b) son scalogramme, (c) le signal de vitesse de marche extrait de 2b, (d) le signal de variance extrait du scalogramme et (e) le signal de la variance cumulative en noir et les plateaux binaires de la détection automatique du demi-tour en rouge.

La Figure 2(a-d) illustre les résultats de ce travail pour le signal de variance extrait du scalogramme. La Figure 2a représente un exemple du signal brut du capteur radar Doppler avec les trois phases de marche. Le scalogramme de ce signal est représenté en Figure 2b. Le signal de la variance du scalogramme est représenté en Figure 2c. Les résultats de l'algorithme DARC concernant la variance cumulée et les plateaux binaires sont représentés dans la Figure 2d.

Nous définissons le taux d'erreur comme la moyenne des différences entre les instants corrects et les instants estimés du début et de la fin de la phase de demi-tour divisées par la vraie durée du segment de demi-tour, et pour tous les signaux considérés. Le taux d'erreur obtenu avec la variance est de 0.13%, et cela correspond au minimum d'erreur ; les autres taux avec d'autres paramètres statistiques étant supérieurs à ce dernier.

4 Discussion

L'évaluation de la mobilité chez les personnes âgées joue un rôle important pour préserver le maintien de l'autonomie à domicile. Les professionnels de santé ont recours à des tests cliniques pour l'évaluation de la marche, du transfert et de l'équilibre des personnes âgées. Toutefois, des évaluations cliniques de type « one shot » espacées dans le temps n'auraient pas l'impact voulu, selon un consentement général des gériatres. Alternativement, des acquisitions longitudinales à domicile s'avèrent plus importantes, car elles permettent de repérer en temps réel toute divergence par rapport à un état initial, identifié sur une période préliminaire pour chaque personne suivie.

Dans cette étude, nous proposons l'utilisation d'un capteur radar Doppler pour la surveillance de mobilité à domicile. Ce système préserve la vie privée des sujets sans intrusion ni contrainte. Des études précédentes ont déjà montré ses avantages pour les évaluations de la vitesse de la marche [5]. A partir du radar, nous développons une approche intelligente permettant de détecter les phases de transfert pendant que la personne marche, tels que l'identification du moment d'un demi-tour. Notre traitement du signal est basé sur l'analyse de la transformée en ondelettes continue. Plusieurs paramètres statistiques sont extraits à partir des coefficients de la transformée. Ensuite, une détection automatique basée sur l'algorithme DARC permet d'identifier le début et la fin d'une phase d'un demi-tour en utilisant les paramètres statistiques extraits. Une comparaison entre le résultat de l'approche proposée et le signal du système optoélectronique (Vicon) a permis de vérifier que la variance des coefficients de la matrice des ondelettes donne une meilleure identification des différentes phases de marche, comparée à tous les autres paramètres statistiques, avec un taux d'erreur de 0.13%.

La méthode proposée a été vérifiée par un protocole expérimental réalisé dans le laboratoire de l'université, où il a été demandé aux participants de parcourir une distance de 4,57 m, faire un demi-tour de 180 degrés et

ensuite retourner vers le système radar Doppler. La finalité de ce travail est de mettre à domicile ce capteur à base d'un radar Doppler pour évaluer en permanence la vitesse de la marche de la personne âgée, ainsi pour les différentes phases de la marche, et pour déceler toute dérive vis-à-vis de l'état initial de la personne. Détectée à temps, celle-ci générera un point de vigilance auprès des professionnels de santé pour proposer un traitement adapté. Cet accompagnement vise aussi à personnaliser « in fine » les actions correctives préconisées par le médecin référent (nutrition, activité physique adaptée, modification thérapeutique...).

5 Conclusion

Dans cette étude, une nouvelle méthodologie capable de déterminer automatiquement la phase d'un demi-tour réalisée lors de la marche a été mise au point. Cette méthode est basée sur un capteur radar Doppler avec une analyse de transformée en ondelettes. Elle est validée en comparaison au système de référence Vicon. Les travaux futurs porteront sur la validation des résultats avec un nouveau protocole expérimental réalisé sur une base de données plus large comptant des personnes âgées. Nous envisageons également d'extraire d'autres paramètres des signaux et de les combiner pour détecter d'autres types de transfert habituellement réalisés lors d'un test d'évaluation de la mobilité, comme par exemple les phases de se lever et de s'asseoir sur une chaise, enjamber et contourner des obstacles, etc.

6 Références

1. Vasconcelos, M.J.M. and J.M.R. Tavares, *Human motion analysis: methodologies and applications*. CMBBE 2008.
2. Macri, E., et al., *The de morton mobility index: normative data for a clinically useful mobility instrument*. J. of aging research, 2012. 7 pages.
3. Podsiadlo, D. and S. Richardson, *The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons*. Journal of the American geriatrics Society, 1991. 39(2): p. 142-148.
4. www.institutmontaigne.org/ressources/pdfs/publications/favoriser%20le%20bien-vieillir.pdf. *Bien vieillir à domicile : accompagner les seniors*.
5. Yardibi, T., et al. *Gait characterization via pulse-Doppler radar*. in *2011 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops)*. 2011. IEEE.
6. Burgio, L.D., et al., *Temporal patterns of disruptive vocalization in elderly nursing home residents*. International Journal of Geriatric Psychiatry, 2001. 16(4): p. 378-386.
7. Phillips, C.E., et al. *Radar walk detection in the apartments of elderly*. in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2012. IEEE.
8. Chkeir, A., et al., *In-home physical frailty monitoring: relevance with respect to clinical tests*. BMC geriatrics, 2019. 19(1): p. 34.
9. Amin, M.G., et al., *Radar signal processing for elderly fall detection: The future for in-home monitoring*. IEEE Signal Processing Magazine, 2016. 33(2): p. 71-80.
10. Truchetet, F., *Ondelettes pour le signal numérique, collection traitement du signal, édition HERMES*. Paris, Jan, 1998.
11. Fried, L.P., et al., *Frailty in older adults: evidence for a phenotype*. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 2001. 56(3): p. 146-M157.
12. Jaber, R., et al. *A new device to assess gait velocity at home*. in *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013*. 2014. Springer.
13. Soubra, R., et al., *Doppler Radar System for In-Home Gait Characterization using Wavelet Transform Analysis*. EMBC 2019.
14. Chkeir, A., et al., *Method for determining automatically the dichotomy index $i < o$ of an individual*. WO2017/103203.2017
15. Soubra, R., et al., *A Graphical User Interface for an Automatic Rest-activity Cycle Detection and Dichotomy Index Computation*, in *BIOSTEC*. 2019. p. 340-344.