



ELSEVIER
MASSON

Available online at
SciVerse ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com

ANNALS
OF PHYSICAL
AND REHABILITATION MEDICINE

Annals of Physical and Rehabilitation Medicine xxx (2013) xxx–xxx

Original article / Article original

Contribution of new techniques to study the gait in old populations

Contribution des nouvelles techniques à l'étude de la marche chez la personne âgée

S. Gillain^{*}, J. Petermans

Geriatric department, CHU Liège, Liège, Belgium

Received 28 June 2012; accepted 25 May 2013

Abstract

Objectives. – For several years, the concept of “physiological senile gait” has been strongly contested and seems to be associated with abnormal gait. Indeed, some changes characteristic of senile gait appear early on in subjects with neurodegenerative pathologies. The aim of this article was to determine how recent contributions can improve the study of gait in old populations. This paper is a thematic review of recent contributions from medical imaging techniques as well as instrumental gait analysis techniques in older adults. This article did not focus on Parkinson’s disease or other specific diseases bearing certain gait disturbances, since they belong to literature focusing on these particular disorders.

Material and methods. – This work was not intended as a systematic review but only as a thematic one conducted by geriatricians in order to review the recent literature in order to better apprehend how new techniques could be implemented within their clinical practice. Articles were selected in online Medline and Cochrane Library databases, and some were previously identified by the authors.

Results. – This paper highlights the most recent contributions in magnetic resonance imaging, functional magnetic resonance imagery, positron emission tomography and instrumental gait analyzing devices better understanding the underlying gait mechanisms in elderly populations.

Conclusions. – This thematic review suggests that gait could be considered as a marker of “successful aging”. Its evaluation associated to longitudinal follow-up could be useful to predict cognitive and functional changes in frail older adults.

© 2013 Published by Elsevier Masson SAS.

Keywords: Gait; Aging; Imagery; Cognitive; Instrumental

Résumé

Objectif. – Depuis quelques années, le concept de « démarche sénile physiologique » est fortement contesté. Certaines modifications de la marche présentes chez le sujet âgé semblent le plus souvent être associées à des processus pathologiques débutants. Cet article propose une revue thématique des apports récents obtenus par les techniques d’imagerie médicale et les techniques instrumentales d’analyse de la marche appliquées aux personnes âgées. La maladie de Parkinson ainsi que d’autres pathologies incluant des modifications de la marche déjà décrites lors de publications spécifiques, ne sont pas spécifiquement évoquées dans cet article.

Matériel et méthodes. – Les références citées dans cet article ont été en partie sélectionnées en recherchant dans la Cochrane Library et dans Medline. Certains articles utilisés étaient déjà connus des auteurs. Cet article ne prétend pas être une revue systématique mais une revue thématique faite récemment par des gériatres cliniciens afin de rassembler les données récentes de la littérature et envisager leur intégration lors de leur pratique quotidienne.

Résultats. – Cet article résume les contributions récentes de l’imagerie par résonance magnétique structurelle et fonctionnelle, de la tomographie par émission de positons et des instruments d’analyse des paramètres de marche permettant une meilleure connaissance des mécanismes sous-jacents de la démarche chez les personnes âgées.

Conclusion. – La qualité de la marche pourrait être considérée comme un marqueur de « vieillissement réussi » et l’analyse de sa détérioration pourrait aider à prévoir les changements cognitifs et fonctionnels y afférant.

© 2013 Publié par Elsevier Masson SAS.

Mots clés : Marche ; Vieillesse ; Imagerie ; Cognition ; Instrumentale

* Corresponding author.

E-mail address: sgillain@chu.ulg.ac.be, s.gillain@gmail.com (S. Gillain).

1. English version

1.1. Introduction

Over the last few years, studying gait in older adults has raised a great deal of interest. Indeed, gait changes can lead to falls increasing the risk of institutionalization, functional decline and onset of comorbidities [34]. Therefore, gait changes in older adults can be considered as a frailty marker. Recent studies have underlined that changes in certain gait parameters could be considered as a sign of cognitive frailty [11,38]. Therefore, the concept of a “physiological senile gait” has been strongly argued and the question in fact remains: Is the “physiological senile gait” truly physiologically norm or could it reflect the onset of some pathological disorders, such as cognitive ones, leading to falls? Furthermore, could there be a cut-off discriminating healthy older adults from frail ones?

It is well known that gait results from a motor command stemming from the central nervous system and is executed by the peripheral nervous system. The execution of this motor command involves not only the vestibular and peripheral nervous systems but also good quality osteoarticular and muscle features, without forgetting the cardiovascular system. Clinical features are the first step to evaluate gait, including thorough medical history (surgeries, treatments, and preexisting diseases), physical examination and other clinical tests, these elements are essential to understand the locomotor abilities in elderly populations. Nevertheless, nowadays there are two core components for analyzing in-depth gait features: anatomical and functional analysis of the central nervous system in charge of managing motor commands and measures of gait spatiotemporal parameters. In fact, motor command organization can be studied through imaging techniques such as magnetic resonance imaging (MRI), functional MRI (fMRI) and positron emission tomography (PET). The tests and tools for gait analysis used in daily clinical practice have shown their limits compared to instrumental gait analysis [11,42]. Walkway and accelerometric methods allow analyzing spatiotemporal gait parameters and these techniques have recently been used in old populations. The purpose of this article is to comment new, useful and promising techniques for gait analysis in elderly subjects. This article did not specifically focus on Parkinson’s disease or other pathologies where gait changes have already been defined in specific domains within the literature.

1.2. Method

The aim of this article was not to conduct a systematic review of the literature with precise inclusion or exclusion criteria, but instead to propose a thematic review based the most recent articles and those already known by the authors. The literature selection was based on:

- their contribution to the cover a large overview input within a large review of gait analysis;
- experience of the working team in gait studies;

- practical aspect of the knowledge contained within the article. In a second time, the references of each article were studied and some articles were selected by this way.

To select the most recent articles, we carried out a search in the Cochrane Library using the keywords “gait AND older”. This resulted in eight articles but in fact, only two were focused on gait (specifically gait rehabilitation) in older adults. In the same database, using the keywords “gait AND elderly”, only one article was found and this article only concerned gait rehabilitation. No articles were found on the input of medical imaging and instrumental gait analysis.

We searched for articles in MEDLINE with the same keywords and limited our search to “items with links to full text, Human, English, French and Age > 65 years published within the last 10 years”. We found more than 900 references. The most interesting references were selected based on the previously reported criteria. Forty-seven abstract were initially considered to amount to a final of 12 articles.

1.3. Results

1.3.1. Medical imaging contribution

1.3.1.1. Magnetic resonance imaging. Table 1 lists the following commented studies. Zimmerman [45] highlighted a correlation between the anatomical structures of the hippocampus and changes in gait parameters. In a group of 48 cognitively healthy older adults, mean age of 81 years, hippocampus volume was measured using volumetric MRI and its metabolism evaluated by proton nuclear magnetic resonance spectrometry. A correlation between step length and hippocampal volume was unveiled, as well as a relationship between step length variability and hippocampal metabolism. Some studies reported a relationship between vascular lesions and gait changes [24,25]. A recent study evaluated mobility in 331 adults with no history of strokes and not affected by dementia or Parkinson’s disease. In this group of healthy older adults, the vascular lesions in the white matter and subclinical strokes were associated with slower gait speed, shorter stride length and longer double support time [29]. Furthermore, the same study indicated a relationship between a greater step length variability and higher prevalence of infarcts, including basal ganglia infarcts [30].

Morphological MRI has also promoted the “vascular” theory to explain gait changes in relations to cognitive disorders linked with aging. Age itself has been related to microangiopathy. In two similar publications, the role of arteriosclerotic brain lesions in the development of dementia in patients with mild cognitive impairment (MCI) has been demonstrated [14,27].

In previous studies, vascular lesions have been identified as a significant risk factor for developing gait changes and/or cognitive decline. The risk of falls depends on how vascular lesions are distributed in the frontal region in charge of executive functions and organization of motor commands. Another study highlights the relevance of subcortical lesions not only in frontal regions but also in seven specific regions: frontal, temporal, parietal, and occipital lobes, basal ganglia,

Table 1
Summary of new knowledge from magnetic resonance imaging (MRI).

First authors and references	Observations
Zimmerman et al., Brain Res, 2009	Correlation between steps length and the hippocampal volume and between the variability of the steps length and the hippocampal metabolism
Onen et al., Neurosci Lett 355, 2004	Relationship vascular lesions in specific regions and gait disorders in MCI
Onen et al., Brain Res, 2008	
Onen, J Neuroradiol, 2005	Role of microangiopathy and circulation of cerebral spinal fluid and gait disorders in MCI
Rosano et al., Neuroepidemiology, 2006	Vascular lesion in white matter and subclinical strokes are associated with slower gait speed, shorter stride length and longer double support time
Rosano et al., Neuroepidemiology, 2007	Infarcts in basal ganglia are associated with variability of step length
Pugh and Lipsitz, Neurobiol Aging, 2002	Age itself is associated with microangiopathy
Henry-Feugeas et al., Clin Interv Aging, 2008	Role of arteriosclerotic brain lesions in the development of dementia in patients with MCI
Guerini et al., Arch Phys Med Rehabil, 2008	Subcortical hypoperfusion interrupting long loops reflexes of deep white-matter motor tracts and descending motor fibers arising from medial cortical areas

MCI: mild cognitive impairment.

160
161 internal capsule, external capsule and cerebellum. A multi-
162 variate analysis reported that subcortical vascular lesions were
163 the sole significant predictor for the risk of falls in elderly
164 populations. According to the authors, this could be related to
165 the subcortical hypoperfusion interrupting long loop reflexes
166 critical for gait and balance mediated by deep white matter
167 sensory and motor tracts as wells as descending motor fibers
168 arising from medial cortical areas [12].

169 To sum up, it would seem that morphological MRI has
170 unveiled a correlation between presence of vascular lesions,
171 atrophy and hippocampal metabolism to changes in gait and
172 subsequent relations to the cognitive evolution of older adults
173 with MCI.

174 1.3.1.2. *Functional imaging.* Table 2 lists the studies dis-
175 cussed. Structures involved in gait control can be evaluated
176 with techniques such as single photon emission tomography
177 with technetium (HMPAO-SPECT), near-infrared spectroscopy
178 (NRIS), transcranial magnetic stimulation (TMS),

178 electro-encephalography (EEG), fMRI and PET. Depending
179 on technical limitations, fMRI and PET are the techniques most
180 often used [4] and this is why we chose to only focus on these
181 techniques. Furthermore, some studies reported in this
182 paragraph concern young subjects because evaluations have
183 yet to be conducted in older adults. Functional MRI does not
184 use a radioactive tracer, but instead it is the concentration of
185 desoxyhemoglobine which reflects a rise in the activation level.
186 This technique distinguishes the cortical or subcortical regions
187 activated during the task requested by the examiner however,
188 fMRI (requiring for the patient to remain still) is not able to
189 study brain activation directly during the real task, but rather
190 the secondary activation obtained when imagining this task. In
191 2006, Bakker et al. [3] demonstrated that characteristics (time
192 needed) involved in the motor imagery of walking compared to
193 real walking under the same conditions (path length and path
194 width) in young people. They concluded to a high temporal
195 correspondence between real and imagined walking and
196 unveiled the possibility of studying the central components of
197

Table 2
Summary of new knowledge from functional imagery.

First author, technics and references	Observations
Bakker et al., J Neural Transm, 2007	fMRI and PETscan are most often used to study gait
Bakker et al., fMRI, Exp Brain Res, 2007	High temporal correspondence between real and imagined walk in young people
Personnier et al., Neurosci Lett, 2010	Old people are at risk of overestimating the duration of imagined movements
Beauchet et al., J Neurol Sci, 2010	Old people are at risk of underestimating the duration of imagined movements
Malouin et al., PETscan, Hum Brain Mapp, 2003	Role of the pre-supplementary motor area, leg area of the motor cortex and basal ganglia in voluntary locomotor movements
Jahn et al., fMRI, Neuroimage, 2004	Standing: activation in thalami, left putamen, left frontal gyri and vermis Walking: activation in SMA, parahippocampal and fusiform gyri, occipital visual areas, inferior frontal gyri, left putamen and vermis
Jahn K, fMRI, Brain Res, 2008	Importance of activity in parahippocampic and fusiform gyri when precised gait is needed
Deshpande and Patla, Galvanic vestibular stimulations, Brain Res, 2007	Decreasing down regulation capacity of vestibular information with age
Zwergal et al., fMRI, Neurobiol Aging, 2012	Cortical inhibition and interaction between sensory systems during locomotion and stance declines with age
La Fouchère, fMRI and PET, Neuroimage, 2010	Role of basal ganglia in the initiation of gait
Vidoni et al., fMRI, J Neurol Phys Ther, 2012	Decreased activation in accessory motor regions, supplementary motor area and cerebellum in early stages of Alzheimer's disease and increased coactivation in primary motor cortex of bilateral motor and visual regions in AD subjects

AD: Alzheimer's disease; SMA: supplementary motor area.

gait with this technique. To our knowledge, only two studies comparing young and older people have been conducted. One study demonstrated that older subjects overestimated the duration of imagined movements [26], while the other study showed that the imagined performance was faster than the real physical performances [7]. In these studies, the first step could have been to systematically consider the comparison between time needed to perform the real task and time required for imagining that same task. Furthermore, considering the available scientific literature, the population studied by functional imaging must be completely defined and the conclusions may not be extrapolated to other populations. In 2003, Malouin et al. [21], in a PET study assessing six healthy adults (mean age: 55.9 years) compared brain activation during motor imagery of locomotor-related tasks and reported the involvement of the pre-supplementary motor area (pre-SMA) as well as the leg area of the motor cortex in conditions requiring locomotor movements (walking, initiating gait and walking over an obstacle). This study also suggested that the basal ganglia played a role in locomotor movements, which are automatic by nature. In 2004, Jahn et al. [17], in a study focusing on 13 healthy young subjects (mean age: 27.3 years), compared cerebral activation during standing, walking and running. Standing was associated with activation in both thalami (more to the right), the left putamen, left frontal gyrus and cerebellar vermis and there were no deactivation areas. Walking demonstrated activation in additional motor areas like SMA, parahippocampal gyrus and fusiform gyrus as well as occipital visual areas, inferior frontal gyrus, left putamen and the vermis as well as the anterior lobe hemisphere of the cerebellum. When subjects imagined themselves walking, there was an activation in the vermis, (next to the area activated during walking) and in the pontomedullary area, furthermore a decreased activation of the fusiform gyrus and parahippocampal gyrus was highlighted (just like during walking). In 2008, in a study evaluating nineteen healthy young adults (mean age: 33.5 years), the same authors asked the subjects to represent themselves walking along a curved line, using the same method published in their previous study, and they validated the importance of the activation in the parahippocampal and fusiform gyrus when visual navigation was required to perform a precise walking task. However, deactivations were noted in the superior and medial temporal gyrus. Jahn et al. suggested that this deactivation could decrease the importance of vestibular afferents and avoid a possible conflict between visual and vestibular inputs [40]. This modulation of the information coming from the vestibular system was confirmed in a study by Deshpande and Patla using galvanic vestibular stimulation (GVS) to the mastoid bone, the authors noted the effect of vestibular disruptions in the locomotor performance of young (nine healthy subjects aged 20–35 years) and healthy older adults (age 65–85 years) [9]. This study showed that in young populations, the vestibular stimuli can be down-regulated in favor of better visual stimuli. However, this down regulation does decline with in age and thus older adults are more prone to impaired balance when vestibular and visual stimuli differ. Similarly, it has been

demonstrated that the mechanism of cortical inhibitory reciprocal interaction between the sensory systems as observed during locomotion and stance phases does decline with age [46]. These data seem relevant when studying gait in older adults with sensory impairments.

Finally, the author compared the results from two functional imaging techniques: fMRI and, 18F-FDG PET, and validated the role of basal ganglia in gait initiation (GI) in a population that included sixteen healthy adults (age range: 51–73, mean age: 61.3 ± 7.8 years) [18].

Briefly and according to the author's research, the stance phase seems modulated by the brainstem and the cerebellum while specific area have various well-defined roles during gait: the brainstem seems to be involved in gait initiation and ending, the cortical areas, basal ganglia and thalami are implicated in GI and changes in direction.

The basal ganglia and cortical areas are responsible for gait changes for following specific direction or avoiding obstacles. The cerebellum seems to command gait rhythm and velocity. Cortical areas like SMA are involved in the cognitive control of gait and its importance increases with age. In fact, while older adults are less able to down-regulate vestibular inputs, the cortical component seems more important during directed gait and changes of direction. According to the recent literature, the activity of the cortical network increases with age and thus could explain difficulties in performing dual tasks. A recent study has reported that the network organizing gait evolves along a person's lifetime and according to certain specific disorders [39]. Then, in the early stages of Alzheimer's disease (AD), patients exhibit a decreased activation in the accessory motor areas, the supplementary motor area and the cerebellum in comparison to subjects without dementia. At the same time AD subjects show an increased coactivation of bilateral motor and visual regions with the primary motor cortex.

Considering the actual literature, available studies most often concern younger people. Very few have focus on older adults and especially elderly populations with cognitive disorders. This lack of data could be explained by the difficulties in convincing older adults to try these techniques, as they are not easy to reach and the techniques are complicated to implement. Another difficulty seems to lie in the interpretation of the results as these cannot be extrapolated to other populations, furthermore carrying out a comparison between "healthy" older adults and adults with specific disorders is quite difficult and most often includes bias.

1.3.2. Contribution of the spatio-temporal parameters of gait

The Table 3 lists the studies discussed below.

Today, to conduct a precise study on spatiotemporal gait's parameters there is a choice between treadmills (i.e., GaitRite[®]) or accelerometer devices (i.e., Locométrie[®] or Dynaport[®]). Many teams have used the GaitRite[®] system (however other types of treadmills are available). This treadmill comes in different distances and is equipped with pressure sensors to measure spatiotemporal parameters. Collected data consist in speed, number of gait cycles, step length and width as

Table 3
Contribution of the spatio-temporal parameters of gait.

Author, references	Observations
Bridenbaugh and Kressig, Gerontology, 2011	Instrumental method more precise than clinical tests
Wang et al., J Neural Transm, 2009	Attentional component of gait increase with age
Verghese et al., J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 2009	Gait speed and variability of gait are two marker of risk to fall
Hausdorff et al., Arch Phys Med Rehabil, 2001	An increase of 0.017 m in the length of the step in a cycle of step doubles the risk to fall
Maki, J Am Geriatr Soc, 1997	Variability of gait is a marker of fear of falling not a marker of fall risk
Beauchet et al., JAGS, 2008	Interest of study the speed and the length of the step and the variability of gait during dual task considering the risk of falls
Dubost et al., Hum Mov Sci, 2006	Importance of executive functions considering the variability of the gait
Allali et al., Dement Geriatr Cogn Disord, 2008	Importance of divided attention capacities considering the variability of the gait
Sheridan et al., JAGS, 2003	Importance of cognitive functions considering the variability of gait speed
Holtzer et al., Neuropsychology, 2007	Specific gait's profile considering people with AD or fronto-temporal dementia
Allali et al., Mov Disord, 2010	Modifications of gait's profile could help to predict the cognitive evolution of MCI
Verghese et al., J Neurol Neurosurg Psychiatry, 2007	Reliability between the results obtained by Dynaport [®] and GaitRite [®] when based on two walks over 18 m and correlation with falls and functional status in older subjects
Bautmans et al., Gait Posture, 2011	An accelerometric device allows to highlight specific gait's profiles according to the cognitive status of older subjects
Gillain et al., Ann Phys Rehabil Med, 2009	

MCI: mild cognitive impairment; AD: Alzheimer's disease.

well as duration of the double stance period. Then, by calculating the variables' coefficient of variation (CV) and comparing each gait cycle to the other, it is possible to express gait "variability".

As well-detailed in a recent review regarding the relevance of gait analysis, these technics help to improve the precision of gait profiles, much better than clinical tests alone could [8]. Then, in the last ten years, studies which have used these techniques have reported that with age walking requires more attention [41].

Some authors have shown that gait speed and variability are two predictors for the risk of falls in older adults [36]; a variation of 0.017 m in step length within a gait cycle actually increases this risk twofold [13]. A few years ago, Brian Maki using footswitches, reported that decreased speed, reduced step length and increased duration of the double stance period were independent fall predictors. However in the same study the author highlighted that step-to-step variability was not related to the risk of falls but rather associated with the fear of falling [20]. Unfortunately, a comparison between these three studies remains difficult without a complete and detailed description of the three different populations and the patients' potential history of falls prior to the evaluation.

Using GaitRite[®], numerous authors have demonstrated the relevance of analyzing gait during dual task, i.e. asking the subject to walk while simultaneously completing a cognitive task. Three parameters, gait speed step length and variability of gait parameters, seem good predictors for the risk of falls in this condition [6,10].

Other teams have studied older adults at the onset of cognitive disorders or Alzheimer's disease and have reported the influence of memory and executive functions [1] but also the importance of divided attention capacities [31] on the variability of gait parameters, mainly gait speed [15]. Most recently, a significant relationship was reported between an increased CV for step time (i.e., time needed to complete a gait cycle) in older adults with frontotemporal dementia, compared to older adults suffering from AD and to healthy subjects [2].

In a survey of 400 subjects without cognitive disorders, a cognitive assessment and instrumental study of their gait parameters were performed at the beginning of the study and after 5 years. At the 5-year visit, the authors described a significant correlation ($P = 0.02$) between the evolution of gait speed, step length and global decline in cognitive and executive functions, once variables had been adjusted for age, sex and level of education [37].

A recent study reported the reliability of the results obtained using a triaxial accelerometer device (Dynaport[®]) based on two 18- meter walking courses. Furthermore, the results obtained were correlated with falls and functional status [5] in older adults. In this context, our team analyzed gait parameters with a triaxial portable accelerometer, the Locométrie[®]. This device, fitted around the patient's waist with an elastic belt, recorded the accelerations in the antero-posterior, medio-lateral and cranio-caudal axes. Gait parameters were analyzed in a population of healthy older adults, adults with MCI and adults with Alzheimer's disease (AD). In all three groups, the subjects had to walk along a straight, 40-meter long corridor, in a simple task (walking) and dual task (walking while counting backwards). In both conditions, the Locométrie[®] differentiated the three populations based on their gait profile related to their cognitive status [11].

The instrumental gait analysis seems quite relevant for discriminating one or several spatiotemporal variables that could increase the risk of falling and help identify subjects with cognitive disorders based on their gait profile and thus discern those at risk of developing dementia.

These methods for studying gait parameters have shown that age was not the only element to explain gait variability. In fact, factors such as cognitive disorders, histories history of falls, given walking speed and gait conditions (single or dual task) do have an impact on gait in older populations and remain useful indicators to evaluate the risk of falls or predict cognitive evolution. Then, considering these parameters and in order to assess gait it is essential to refine gait conditions, population characteristics (not only age but history of falls, medications,

386 comorbidities, sensory impairments, neurologic disorders. . .),
387 required walking speed and evaluation technic used. It seems
388 important to note that results from a study with a specific
389 technic conducted on a specific population and using a specific
390 protocol cannot be extrapolated to other situations. In light of
391 the above, teams who are studying gait do encounter some
392 general difficulties in geriatric populations: design of the study
393 and finding a balance between the need to highlight some
394 results with a strong statistical power and the relevance of
395 underling this result in a “real-life” population.
396

397 1.3.3. Gait initiation

398 More recently, several teams have tried with various
399 techniques to study the precise onset of GI. Indeed, this
400 moment seems particularly dangerous for older adults
401 presenting a risk of falls. GI is a voluntary transition from a
402 stable double stance position to a continuously unstable posture
403 when walking, which requires anticipatory postural adjust-
404 ments to shift the center of mass towards the supporting side to
405 lift-up the leg [32]. As showed by single-photon or positron
406 emission tomography [21] or repetitive transcranial magnetic
407 stimulation [16] GI requires the activation of the SMA and
408 basal ganglia also seem to be playing a crucial role as
409 demonstrated in subjects with in Parkinson’s disease (PD)
410 subject [43]. GI is often evaluated using force platforms. In the
411 past years, several teams have studied GI in a population of
412 healthy older adults [22], in older people with fear of falling
413 [33], fallers [23], subjects with PD [28] and AD [44]. GI seems
414 to vary according to the population studied. Further studies
415 should be conducted to validate and refine these observations.

416 1.4. Discussion and conclusion

417 Several studies have reported the relevance of gait
418 assessment in older populations. New imaging techniques
419 and instrumental analyses enable to underline the relationship
420 between anatomy and metabolism of the central structures and
421 spatiotemporal gait parameters. Gait seems to be an indicator of
422 “successful aging” by predicting cognitive and functional
423 changes. Unfortunately, and despite very useful elements
424 provided by these new techniques, they remain quite
425 confidential, restrained to an experimental setting and are
426 not widely available in clinical practice. Step length, gait speed
427 and variability seem essential indicators of gait quality.
428 Moreover, studying gait in dual task condition could bring
429 information on the risk of falls, and cognitive reserve allocated
430 for gait organization. Furthermore, in this elderly population it
431 seems quite relevant to conduct systematic gait evaluations in
432 single and dual task conditions associated with a long-term
433 follow-up.

434 Finally, GI seems a crucial element to evaluate safety in
435 older adults. Studying this specific moment, could better refine
436 the underlying mechanisms involved in gait and balance and
437 work towards improving them.

438 In our opinion, clinical tests remain essential for evaluating
439 quickly and efficiently the gait and balance of older adults,
available tests include the 10-meter walking test to evaluate

440 speed, the Timed-up-and-go test, the short physical perfor-
441 mance battery including the Sit-to-Stand test, the Berg or
442 Tinetti balance tests test should remain the best way to perform
443 a quick useful study of the balance of older subjects.
444 Concerning dual task condition, the Stop walking when talking
445 test represent a very good predictor of risk [19]. Indeed,
446 comparing gait speed in single and dual task is a relevant
447 screening tool to evaluate the risk of falls; with a low 40%
448 sensitivity but a high 96% specificity [35].
449

450 In choosing a systematic method for gait assessment, the
451 most important thing would be to select some easy to perform
452 test, reproducible under the same conditions and well known by
453 the examiner in order to be systematically repeated. Finally, a
454 hand grip test or Martin’s vigorimeter could be relevant to
455 evaluate muscle mass in elderly populations and predict the
456 evolution of their and future functional status. In the future, the
457 use of these new technics, enhancing “central” or “peripheral”
458 markers with a predictive value for functional and cognitive
459 decline, might improve the detection of people at risk of falling
460 and enable teams to propose multidisciplinary screening
461 evaluation and monitoring follow-ups. These studies might
462 permit the design of adapted and specific gait but also cognitive
463 rehabilitation protocols, in a population of frail older adults.

464 Disclosure of interest

465 The authors have not supplied their declaration of conflict of
466 interest. Q2

467 2. Version française

468 2.1. Introduction

469 Au cours de ces dernières années, l’étude de la marche chez
470 le sujet âgé a suscité beaucoup d’attention. En effet, une
471 altération de la marche peut entraîner des chutes et augmenter
472 le risque de placement, de déclin cognitif et la survenue de
473 comorbidités [34]. C’est pourquoi les changements de la
474 marche peuvent être considérés comme un indicateur de
475 fragilité. Des travaux récents montrent que les altérations de
476 certains paramètres de la marche peuvent être considérées
477 comme un signe de fragilité cognitive [11,38]. Le concept de
478 « démarche sénile physiologique » est donc contesté. Le
479 questionnement actuel du clinicien est : – La « démarche sénile
480 physiologique » est vraiment physiologiquement normale ou
481 est-elle le reflet d’un processus pathologique débutant, comme
482 un trouble cognitif, pouvant entraîner des chutes ? – Et qu’en
483 est-il d’un éventuel seuil permettant de différencier la personne
484 âgée en bonne santé de la personne âgée fragile ?
485

486 Il est admis que la marche est le résultat d’une commande
487 motrice émanant du système nerveux central et exécutée au
488 niveau du système nerveux périphérique. L’exécution de la
489 commande motrice est possible grâce à l’implication du
490 système vestibulaire, du système nerveux périphérique et du
491 système cardiovasculaire mais également par une bonne qualité
musculaire et ostéoarticulaire.

Pour étudier la marche, il est nécessaire d'étudier les aspects cliniques. Une liste exhaustive des antécédents (chirurgies, traitements médicaux, conditions préexistantes), examen physique et tests cliniques sont essentiels à la compréhension de la mobilité de la personne âgée. De plus, il existe deux voies d'analyse de l'organisation spécifique de la marche : l'analyse anatomique et fonctionnelle du système nerveux central qui organise la commande motrice et la mesure des paramètres spatiotemporels de la marche. L'organisation de la commande motrice peut actuellement être précisée grâce aux techniques d'imagerie par résonance magnétique (IRM), IRM fonctionnelle (IRMf), et tomographie par émission de positons (PET). Quant à l'étude précise des paramètres de marche, les tests cliniques utilisés en pratique quotidienne ont rapidement montré leurs limites comparé aux analyses instrumentales des paramètres de marche [11,42]. En effet, les tapis de marche et les accéléromètres permettant l'analyse des paramètres spatiotemporels de la marche, ont été récemment utilisés chez le sujet âgé.

L'objectif de cet article est de discuter des nouvelles techniques d'analyse de la marche chez le sujet âgé. La maladie de Parkinson ainsi que d'autres pathologies incluant des modifications de la marche déjà décrites lors de publications spécifiques, ne sont pas abordées.

2.2. Méthode

Le but de cet article n'est pas de mener une revue systématique de la littérature. Les auteurs proposent ici une revue thématique basée sur les articles récents et d'autres précédemment connus des auteurs. Les articles ont été sélectionnés selon :

- leur contribution à une large revue thématique ;
- l'expertise des principaux auteurs concernant l'étude de la marche ;
- l'aspect pratique des connaissances et découvertes citées dans l'article.

Ensuite, les auteurs ont analysé la bibliographie de chaque article afin de sélectionner d'autres références contributives. Les recherches bibliographiques ont été menées au sein de la Cochrane Library avec les mots clés « gait AND older » (marche ET âgé). Nous avons identifié ainsi huit articles dont deux décrivaient spécifiquement la rééducation de la marche chez la personne âgée. Dans la même base de données et en utilisant les mots « gait AND elderly » (marche ET personnes âgées), nous n'avons retrouvé qu'un seul article portant sur la rééducation fonctionnelle uniquement. Aucun article n'a été retrouvé sur la contribution de l'imagerie et des techniques d'analyse instrumentale de la marche. Les auteurs ont ensuite cherché via MEDLINE avec les mêmes mots clés en limitant avec « articles complets uniquement, Humains, Anglais, Français, Âge : +65 ans, publiés au cours des dix dernières années ».

Nous avons retrouvé plus de 900 références. Les plus intéressantes étaient sélectionnées en fonction des critères

décrits plus haut. Initialement, 47 résumés furent considérés et seulement 12 articles finalement retenus.

2.3. Résultats

2.3.1. Apport de l'imagerie

2.3.1.1. L'imagerie à résonance magnétique. Le Tableau 1 résume les différentes études décrites.

Dans un groupe de 48 patients âgés et cognitivement sains (âge moyen de 81 ans), le volume de l'hippocampe a été mesuré par IRM volumétrique et son métabolisme par tomographie par émission de positons [45]. Les auteurs ont montré une corrélation entre la longueur du pas et le volume hippocampique ainsi qu'une relation entre la variabilité de la longueur du pas et le métabolisme hippocampique.

Concernant l'influence des lésions vasculaires, une étude récente vient confirmer les résultats précédemment obtenus [24,25]. Les auteurs ont évalué la mobilité chez 331 adultes sans antécédents d'AVC, démence ou maladie de Parkinson. Dans ce groupe de personnes âgées en bonne santé, les lésions vasculaires de la substance blanche et les AVC silencieux étaient reliés à une vitesse de marche plus lente, une longueur de pas plus courte et une durée de phase de double support augmentée [29]. De plus, la même étude montrait un lien entre augmentation de la variabilité de la longueur du pas et augmentation de la prévalence des infarctus y compris pour les noyaux gris centraux [30].

L'IRM morphologique soutient également la théorie « vasculaire » pour expliquer les modifications de la marche et certains troubles cognitifs apparaissant avec l'âge. En effet, dans deux publications similaires, le rôle des lésions athérosclérotiques dans le développement de la démence chez les patients MCI a été mis en évidence [14,27].

En considérant les études précédentes, les lésions vasculaires semblent un facteur de risque significatif du développement d'altérations de la marche et/ou d'un déclin cognitif. Le risque de chutes dépend de la topographie des lésions vasculaires présentes dans la région frontale, responsable des fonctions exécutives et de l'organisation de la commande motrice. Une autre étude souligne l'importance des lésions sous-corticales non seulement dans la région frontale mais également dans sept régions spécifiques : frontale, temporale, lobes pariétaux et occipitaux, noyaux gris centraux, capsule interne, capsule externe et le cervelet. L'analyse statistique multivariée montre que seules les lésions vasculaires sous-corticales constituent un facteur de risque prédictif de chutes dans une population âgée déterminée [12].

Selon les auteurs, le mécanisme sous-jacent pourrait être une hypoperfusion sous-corticale interrompant les réflexes à longue boucle des voies motrices de la substance blanche profonde et des fibres motrices issues des aires corticales médianes.

En résumé, il semble que l'IRM morphologique souligne une corrélation entre présence de lésions vasculaires, atrophie de l'hippocampe, changements de la marche et leurs implications dans l'évolution cognitive des sujets âgés MCI.

Tableau 1

Résumé des nouvelles connaissances grâce à l'imagerie.

Premier auteur et références bibliographiques	Observations
Zimmerman et al., <i>Brain Res</i> , 2009	Corrélation entre la longueur du pas et le volume hippocampique ainsi qu'entre la variabilité de la longueur du pas et le métabolisme hippocampique
Onen et al., <i>Neurosci Lett</i> 355, 2004	Lien entre lésions vasculaires dans des zones spécifiques et troubles de la marche chez la personne MCI
Onen et al., <i>Brain Res</i> , 2008	Rôle de la microangiopathie et circulation du liquide céphalorachidien dans les troubles de la marche chez la personne MCI
Onen F., <i>J Neuroradiol</i> , 2005	Lésion vasculaire de la substance blanche et AVC silencieux sont associés avec une marche ralentie, un pas raccourci et une augmentation de la durée de la phase de double support
Rosano et al., <i>Neuroepidemiology</i> , 2006	Infarctus des noyaux gris centraux sont associés à la variabilité de la longueur du pas
Rosano et al., <i>Neuroepidemiology</i> , 2007	L'âge lui-même est associé à la microangiopathie
Pugh et Lipsitz, <i>Neurobiol Aging</i> , 2002	Rôle des lésions cérébrales athérosclérotiques dans le développement de la démence chez la personne MCI
Henry-Feugeas et al., <i>Clin Intervent Aging</i> , 2008	Hypoperfusion sous-corticale interrompant les réflexes à longue boucle des voies motrices de la substance blanche profonde et des fibres motrices issues des aires corticales médiane

MCI : *mild cognitive impairment*.

602
603 2.3.1.2. *Imagerie fonctionnelle*. Le Tableau 2 résume les
604 principales études.

605 Les structures impliquées dans le contrôle de la marche
606 peuvent être analysées à l'aide de nouvelles techniques comme
607 la TEMP/SPECT-HMPO, une tomographie d'émission
608 monophotonique avec technétium, la spectroscopie proche
609 infrarouge NIRS), la stimulation magnétique transcranienne
610 (SMT), l'électroencéphalographie (EEG), l'IRMf et le PET-
611 scan. En fonction des limites techniques, l'IRM fonctionnelle et
612 le PET-scan sont les méthodes d'imagerie les plus souvent
613 utilisées [4] et c'est pour cela que nous avons choisi de parler
614 uniquement de ces deux techniques. De plus, certaines études
615 décrites dans ce paragraphe concernent une population jeune
616 car aucune étude similaire n'est retrouvée au sein d'une
617 population âgée.

L'IRMf n'utilise pas de traceur radioactif, mais détecte les
changements de concentration de la désoxyhémoglobine qui
réflètent les différences d'activations entre plusieurs conditions.
Cette technique différencie les zones corticales et sous-
corticales activées par les tâches demandées par l'examineur.
L'IRMf (nécessitant que le patient reste immobile) ne peut
étudier l'activation cérébrale liée directement à la véritable
action mais elle analyse l'activation secondaire obtenue quand
le sujet se représente mentalement cette action. En 2006,
Bakker et al. [3] ont montré que le temps nécessaire à la
représentation mentale de la marche était comparable à celle
d'une marche réelle dans les mêmes conditions (longueur et
largeur du pas) chez le sujet jeune. Ils ont conclu à une
concordance temporelle forte entre la marche réelle et la
marche imaginée et la possibilité d'étudier les mécanismes

Tableau 2

Résumé des nouvelles connaissances grâce à l'imagerie fonctionnelle.

Premier auteur et références bibliographiques	Observations
Bakker et al., <i>J Neural Transm</i> , 2007	IRMf et PET-Scan sont les techniques les plus souvent utilisées dans l'analyse de la marche
Bakker et al., <i>fMRI, Exp Brain Res</i> , 2007	Concordance temporelle forte entre marche réelle et marche imaginée chez le sujet jeune
Personnier et al., <i>Neurosci Lett</i> , 2010	Tendance du sujet âgé à surestimer la durée des mouvements imaginés
Beauchet et al., <i>J Neurol Sci</i> , 2010	Tendance du sujet âgé à sous-estimer la durée des mouvements imaginés
Malouin et al., <i>PETscan, Hum Brain Mapp</i> , 2003	Rôle de l'aire motrice pré-supplémentaire (pré-AMS), de la région jambe du cortex moteur et des noyaux gris centraux dans les mouvements locomoteurs volontaires
Jahn et al., <i>fMRI, Neuroimage</i> , 2004	Station debout : activation des thalamus, putamen gauche, gyrus frontal gauche et vermis Marche : activation de l'AMS, gyrus parahippocampique et fusiforme, aires visuelles occipitales, gyrus frontal inférieur, putamen gauche et vermis
Jahn K., <i>fMRI, Brain Res</i> , 2008	Importance de l'activité dans le gyrus parahippocampique et le gyrus fusiforme quand la marche doit être précise
Deshpande et Patla, <i>Galvanic vestibular stimulations, Brain Res</i> , 2007	Diminution de la capacité d'atténuation de l'information vestibulaire avec l'âge
Zwergal et al., <i>fMRI, Neurobiology of aging</i> , 2012	Inhibition corticale et interaction entre les systèmes sensoriels durant la marche et la phase de support déclinent avec l'âge
La Fouchère, <i>fMRI and PET, Neuroimage</i> , 2010	Rôle des noyaux gris centraux dans l'initiation de la marche
Vidoni et al., <i>fMRI, J Neurol Phys Ther</i> , 2012	Activation diminuée dans les régions motrices accessoires, aire motrice supplémentaires et le cervelet chez les patients aux stades précoces de la maladie d'Alzheimer et augmentation de la coactivation dans le cortex moteur primaire des régions motrices et visuelles chez les sujets atteints de MA

MA : maladie d'Alzheimer ; pré-AMS : aire motrice pré-supplémentaire.

sous-jacents de la marche de cette manière. À notre connaissance, il existe seulement deux études comparant les sujets jeunes et les sujets âgés. Une étude montrait que le sujet âgé surestimait la durée des mouvements imaginés [26]. Et l'autre étude montrait que l'action imaginée était plus rapide que l'action physique elle-même [7]. Lors de la réalisation de ce type d'étude il semble donc nécessaire de comparer le temps nécessaire pour accomplir la tâche et le temps passé à se représenter la tâche. De plus, la population étudiée en imagerie fonctionnelle doit être précisément définie et les conclusions obtenues dans un groupe et selon un protocole bien défini ne peuvent être extrapolées à d'autres groupes ni comparées aux résultats obtenus avec d'autres protocoles.

En 2003, Malouin et al. [21], dans leur étude sur PET scan avec six sujets sains (âge moyen de 59 ans) comparaient l'activation cérébrale durant l'imagerie motrice d'une tâche locomotrice et montraient l'implication de l'aire motrice pré-supplémentaire (pré-AMS), et la région jambes du cortex moteur dans des conditions nécessitant des mouvements locomoteurs (marche, initiation de la marche (IM) et franchissement d'un obstacle). Cette étude montrait également le rôle joué par les noyaux gris centraux dans les mouvements locomoteurs, automatiques par nature.

En 2004, Jahn et al. [17], dans une étude chez 13 sujets jeunes en bonne santé (âge moyen 27,3 ans), comparaient l'activation cérébrale en position debout, durant la marche et la course. La position debout était associée avec une activation au sein des thalamus (plus vers la droite), du putamen gauche, du gyrus frontal gauche et du vermis, de plus il n'existait pas de désactivation des autres régions. La marche, quant à elle, était liée à une activation au sein des aires motrices supplémentaires comme l'AMS, du gyrus parahippocampique et du gyrus fusiforme ainsi qu'au sein des aires visuelles occipitales, du gyrus frontal inférieur, du putamen gauche, du vermis et du lobe antérieur du cervelet.

En 2008, ce même auteur a mené une étude sur 19 jeunes adultes en bonne santé (âge moyen 33,5 ans), en leur demandant de s'imaginer marchant le long d'une ligne incurvée, il a utilisé la même méthode décrite lors de son étude précédente, et il a validé l'importance de l'activation du gyrus parahippocampique et du gyrus fusiforme quand la navigation visuelle est indispensable pour mener à bien un schéma précis de marche. Cependant, des zones de désactivation étaient identifiées dans le gyrus temporal supérieur et le gyrus temporel moyen. Jahn a suggéré que cette désactivation diminuait l'importance des afférences vestibulaires et ainsi évitait un conflit éventuel entre les informations provenant des systèmes visuel et vestibulaire [40]. Cette modulation de l'information du système vestibulaire semble avoir été confirmée dans l'étude de Deshpande et Patla, utilisant une stimulation vestibulaire galvanique au niveau de l'os mastoïde pour souligner l'effet de la perturbation vestibulaire sur la performance locomotrice chez le sujet jeune et sain (de 20 à 35 ans) et la personne âgée en bonne santé (de 65 à 85 ans) [9]. Cette étude soulignait que chez le sujet jeune, l'information vestibulaire pouvait être atténuée pour favoriser l'information visuelle. Cependant, cette capacité d'atténuation diminue avec

l'âge et le sujet âgé est plus sensible au déséquilibre quand les informations vestibulaire et visuelle diffèrent. De la même façon, il a été démontré que le mécanisme d'interaction inhibitrice réciproque entre les systèmes sensoriels pendant la marche et la position debout décline chez le sujet âgé [46]. Ces données semblent importantes pour étudier la marche chez la personne âgée atteinte de déficits sensoriels. Enfin, en comparant les résultats de deux techniques d'imagerie fonctionnelle, l'IRMf et le 18F-FDG PET scan, l'auteur a validé le rôle des noyaux gris centraux dans l'IM au sein d'une population de 16 adultes en bonne santé (entre 51 et 73 ans, âge moyen : 61,3 ans \pm 7,8 ans) [18].

Selon Jahn et al., durant la marche, les régions cérébrales ont des rôles spécifiques : le tronc cérébral est impliqué dans le début et la fin de la marche alors que l'aire corticale, les noyaux gris centraux et les thalamus s'activent pendant l'IM et les changements de direction. Les noyaux gris centraux et l'aire corticale sont responsables de la modulation de la marche pour suivre des directions spécifiques ou dans le but d'éviter un obstacle. Le cervelet semble commander le rythme et la vitesse de marche. Certaines aires corticales, comme l'AMS, sont impliquées dans le contrôle cognitif de la marche et leur importance augmente avec l'âge. En effet, alors que l'atténuation de l'information provenant du système vestibulaire est moins efficace avec l'âge, la composante corticale semble plus importante quand la marche tend vers un but précis et durant les changements de direction. Selon des études récentes, l'activité du réseau cortical augmente avec l'âge, expliquant ainsi les difficultés à accomplir plusieurs tâches. Une étude récente confirme que le réseau coordonnant la marche se modifie avec l'âge et lors de certaines pathologies [39]. Dans les stades précoces de la maladie d'Alzheimer (MA), les sujets semblent présenter une diminution de l'activation dans les régions motrices du cortex, l'aire motrice supplémentaire et le cervelet comparé aux sujets sains. De plus, ces mêmes sujets atteints de la MA montrent une augmentation de la coactivation au sein du cortex moteur primaire des aires motrices et visuelles bilatérales.

Les récentes études disponibles se focalisent sur des populations jeunes. Très peu de travaux sont menés sur des populations âgées et surtout des sujets âgés souffrant de troubles cognitifs. Ce manque de données peut être expliqué par différents éléments. D'abord, le nombre restreint de centres disposant de ce type de techniques et la difficulté d'amener une population de personnes âgées à se mobiliser pour de telles études. Un autre facteur limitant étant la difficulté d'interprétation des résultats obtenus au sein de petits groupes et la difficulté d'extrapoler ces résultats à de plus larges populations.

2.3.2. Contribution des paramètres spatiotemporels de la marche

Le Tableau 3 résume les différentes études.

À l'heure actuelle, l'étude précise des paramètres spatio-temporels de la marche nécessite l'utilisation de tapis de marche (comme le GaitRite[®]) ou de méthodes accélérométriques (Locométrie[®] ou Dynaport[®]). De nombreuses équipes utilisent le système GaitRite[®] (bien que d'autres systèmes

Tableau 3

Contribution des paramètres spatiotemporels de la marche.

Auteur et références bibliographiques	Observations
Bridenbaugh et Kressig, <i>Gerontology</i> , 2011	Méthode instrumentale plus précise que les tests cliniques
Wang et al., <i>J Neural Transm</i> , 2009	La composante attentionnelle de la marche augmente avec l'âge
Verghese et al., <i>J Gerontol A Biol Sci Med Sci</i> , 2009	Vitesse et variabilité de la marche sont deux indicateurs du risque de chutes
Hausdorff et al., <i>Arch Phys Med Rehabil</i> , 2001	Une augmentation de la longueur du pas au cours d'un cycle de pas double le risque de chutes
Maki, <i>J Am Geriatr Soc</i> , 1997	La variabilité de la marche est un indicateur de la peur de tomber et pas un indicateur du risque de chutes
Beauchet et al., <i>JAGS</i> , 2008	La pertinence de l'étude de la vitesse, de la longueur du pas ainsi que la variabilité de la marche en condition de double tâche en relation avec le risque de chutes
Dubost et al., <i>Hum Mov Sci</i> , 2006	L'importance des fonctions exécutives en relation de la variabilité de la marche
Allali et al., <i>Dement Geriatr Cogn Disord</i> , 2008	L'importance de la capacité à diviser l'attention en relation avec la variabilité de la marche
Sheridan et al., <i>JAGS</i> , 2003	Importance des fonctions cognitives en relation avec la variabilité de la vitesse de la marche
Holtzer et al., <i>Neuropsychology</i> , 2007	Profil de marche particulier chez les sujets atteints de MA ou démence fronto-temporale
Allali et al., <i>Mov Disord</i> , 2010	Les changements du profil de marche pourraient aider à prédire l'évolution cognitive des sujets MCI
Verghese et al., <i>J Neurol Neurosurg Psychiatry</i> , 2007	Fiabilité entre les résultats obtenus avec le Dynaport [®] et le GaitRite [®] au cours de deux parcours de marche de 18 m et en relation avec les chutes et le statut fonctionnel chez la personne âgée
Bautmans et al., <i>Gait Posture</i> , 2011	
Gillain et al., <i>Ann Phys Rehabil Med</i> , 2009	Un accéléromètre permet de souligner les profils de marche spécifiques selon le statut cognitif chez la personne âgée

745
746 existent). Ce tapis de marche existe en plusieurs longueurs et il
747 est équipé de capteurs de pression mesurant les paramètres
748 spatiotemporels de la marche. Les données enregistrées sont la
749 vitesse, la durée du cycle de marche, longueur et largeur de pas
750 et durée de la phase de simple support. Enfin, en calculant le
751 coefficient de variation du temps du cycle de marche et en
752 comparant entre eux chaque cycle de marche, il est possible
753 d'exprimer la « variabilité » de la marche.

754 Comme récemment rapporté dans une revue sur la
755 pertinence de l'analyse de la marche, ces techniques permettent
756 d'affiner le profil de marche bien plus précisément que les seuls
757 tests cliniques [8]. De plus, au cours des dix dernières années,
758 l'utilisation de ces techniques a montré qu'avec l'âge, la
759 personne doit se concentrer sur l'action de marcher [41].
760 Certains auteurs ont souligné que la vitesse et la variabilité de la
761 marche sont deux indicateurs du risque de chutes chez la
762 personne âgée [36] ; une variation de 0,017 m de la longueur du
763 pas dans un cycle de pas double ce risque [13]. Quelques années
764 auparavant, Brian Maki à l'aide de capteurs sous chaque pied,
765 rapporte qu'une vitesse réduite, une diminution de la longueur
766 du pas et l'augmentation du temps de phase de support étaient
767 des facteurs indépendants de risque de chutes. Mais, dans la
768 même étude l'auteur souligne qu'une augmentation de la
769 variabilité entre les cycles de marche n'est pas associée au
770 risque de chutes mais uniquement à la peur de tomber [20].
771 Malheureusement, il est difficile de comparer ces trois études
772 sans disposer des descriptions et caractéristiques exactes des
773 populations étudiées et de leurs antécédents de chutes avant
774 l'évaluation.

775 En utilisant le GaitRite[®] plusieurs auteurs ont relevé
776 l'importance de l'étude de la marche en condition de double
777 tâche, consistant à demander au sujet de marcher tout en
778 exécutant une tâche cognitive. Trois paramètres : la vitesse, la
longueur du pas et la variabilité de la marche semblent prédire

avec acuité le risque de chutes dans cette condition de double
tâche [6,10].

D'autres équipes ayant mené des études sur des patients âgés
au début d'un développement de troubles cognitifs ou de MA,
ont souligné l'influence de la mémoire, des fonctions
exécutives [1] mais également de la capacité à diviser
l'attention [31] sur la variabilité des paramètres de la marche
et notamment la vitesse [15]. Plus récemment, un lien
significatif a été validé entre l'augmentation du coefficient
de variation du temps de cycle de marche chez le sujet âgé
atteint de démence fronto-temporale en comparaison au sujet
sain [2]. Dans une étude sur 400 sujets sains d'esprit, les auteurs
ont mis en place une évaluation cognitive et instrumentale des
paramètres de marche à l'inclusion et à cinq ans. Après cinq
ans, les auteurs rapportent une corrélation significative
($p = 0,02$) entre l'évolution de la vitesse et de la longueur
du pas et le déclin des fonctions cognitives et exécutives, après
ajustement pour l'âge, le sexe et le niveau d'éducation [37].

Utilisant un accéléromètre triaxial (Dynaport[®]), fixé autour
de la taille du patient à l'aide d'une ceinture élastique et
enregistrant les accélérations dans les axes antéro-postérieur,
médio-latéral et rostro-caudal, une équipe a montré la fiabilité
et la reproductibilité des paramètres de marche obtenus lors de
deux aller-retour sur un parcours de 18 m de long dans corridor
rectiligne. Enfin, les performances obtenues par les volontaires
âgés participant ont montré une corrélation avec les chutes et le
statut fonctionnel [5] des sujets. Dans ce contexte, notre équipe
a souhaité analyser les paramètres de marche à l'aide d'un
accéléromètre triaxial portable le Locométrie[®] au sein d'une
population de sujets âgés sains, de sujets MCI et de sujets
atteints de MA. Les sujets des trois groupes devaient marcher
au milieu d'un corridor droit et sans obstacle de 40 m de long,
lors d'une tâche simple (marche) et d'une tâche double
(marcher tout en comptant à l'envers). Dans les deux tests, le

Locométrie[®] était capable de différencier les trois populations à partir de leur profil de marche lié au statut cognitif [11].

L'étude instrumentalisée de la marche semble utile car elle permet d'identifier une ou plusieurs variables spatiotemporelles augmentant le risque de chutes et ainsi aider à discriminer les patients avec troubles cognitifs en fonction de leur profil de marche et ainsi identifier les personnes à risque de développer une démence.

Ces méthodes instrumentales d'étude des paramètres de la marche montrent que l'âge n'est pas le seul élément pouvant expliquer la variabilité de la marche. En effet, les troubles cognitifs, antécédents de chutes ainsi que vitesse et conditions de marche demandées (simple ou double tâche) sont des facteurs essentiels ayant un impact sur la marche de la personne âgée et peuvent aider à estimer le risque de chutes et prédire l'évolution cognitive. Ainsi, en prenant en compte les paramètres de la marche il convient de préciser les conditions nécessaires à l'évaluation de la marche, les caractéristiques de la population (non seulement l'âge mais également antécédents de chutes, traitements, comorbidités, déficits sensoriels, troubles neurologiques...), vitesse de marche demandée, technique utilisée. Dans ce contexte, les résultats d'une étude réalisée à l'aide d'une technique spécifique et se rapportant à une population déterminée ne peuvent s'extrapoler à d'autres situations. Dans ce contexte, les équipes étudiant la marche rencontrent des difficultés dans une population gériatrique, tout d'abord avec la conception de l'étude et ensuite pour trouver un équilibre (ou pas) entre la nécessité de souligner des résultats à forte puissance statistique et l'intérêt de montrer cet impact dans une population « plus réaliste ».

2.3.3. Initiation de la marche

Plus récemment, plusieurs équipes ont tenté, à l'aide de différentes techniques, d'étudier le moment spécifique d'IM. En effet, ce moment semble particulièrement dangereux chez la personne âgée ayant un risque élevé de chutes. L'IM est une transition volontaire entre un état statique stable (phase de support) et une posture continuellement instable durant la marche qui nécessite des ajustements posturaux anticipateurs pour glisser le centre de masse vers le côté d'appui afin de pouvoir lever la jambe [32]. Comme souligné à l'aide de la TEMP ou PET-scan [21] et la stimulation magnétique transcranienne répétitive (rTMS), l'IM nécessite l'activation de l'AMS mais également des noyaux gris centraux qui semblent également impliqués, comme rapporté chez le sujet parkinsonien [16,43].

L'IM est souvent analysée à l'aide d'une plateforme de force. Au cours des dernières années, plusieurs équipes ont étudié l'IM dans une population générale âgée [22], chez la personne âgée ayant peur de tomber [33], chez la personne âgée avec antécédents de chutes [23] ainsi que chez des patients avec maladie de Parkinson [28] et MA [44]. L'IM montre des modifications spécifiques liées à la population étudiée. Des études complémentaires seraient pertinentes pour confirmer et affiner ces observations, bien que l'IM soit l'objet d'un grand intérêt scientifique.

2.4. Discussion et conclusion

Plusieurs études montrent la pertinence de l'évaluation de la marche chez la personne âgée. Les nouvelles techniques d'imagerie et d'analyses instrumentales permettent d'objectiver le lien entre l'anatomie des structures centrales, leur métabolisme et les paramètres spatiotemporels de la marche. La marche semble être un indicateur « de vieillissement réussi » pouvant prédire les changements cognitifs et fonctionnels. Malheureusement et malgré les informations essentielles recueillies, ces techniques restent confinées au niveau expérimental et sont peu utilisées en pratique clinique. La vitesse, la longueur du pas et la variabilité de la marche semblent des indicateurs importants de la qualité de marche. De plus, l'étude de la marche en condition de double tâche pourrait fournir des éléments sur le risque de chutes et la réserve cognitive attribuée pour l'organisation de la marche. Ainsi, il semble pertinent de procéder à une évaluation systématique de la marche en simple et double tâche ainsi qu'un suivi chez la personne âgée. Enfin, l'IM représente un élément crucial pour déterminer la sécurité de la personne âgée, c'est pourquoi l'étude de ce moment pourrait identifier les mécanismes sous-jacents à l'équilibre dynamique et la marche afin d'essayer de les améliorer.

Selon nous, les tests cliniques de la marche restent essentiels comme la vitesse de marche sur 10 m le « Timed Up and Go test ». Le Short Physical Performance Battery Test qui comprend le test « Sit-to-stand », les test de Berg ou Tinetti, reste le meilleur moyen d'étudier de façon rapide et utile l'équilibre du sujet âgé. En ce qui concerne la double tâche, le « stop walking when talking » test semble un prédicteur important du risque de chutes chez le sujet âgé [19]. En effet, la comparaison de la marche en simple et double tâche avec une tâche de parole, est un outil prédictif du risque de chute avec une sensibilité assez basse de 40 % mais une spécificité de 96 % [35]. Pour le choix d'une méthode d'évaluation de la marche, l'important est de sélectionner un test facile à reproduire dans les mêmes conditions et bien maîtrisé par l'examineur. Enfin, un test de force de préhension ou vigorimètre de Martin, pourraient être de bons indicateurs de masse musculaire pour mesurer le statut fonctionnel présent et à venir du sujet âgé.

À l'avenir, l'utilisation de ces nouvelles techniques et l'amélioration des indicateurs des systèmes centraux et périphériques pourrait améliorer l'identification du sujet à risque de chutes afin de leur proposer un suivi multidisciplinaire. Ces travaux permettront de mettre en place des protocoles de rééducation spécifique, de la marche et de la fonction cognitive, adaptés au sujet âgé fragile.

Déclaration d'intérêts

Les auteurs n'ont pas transmis de déclaration de conflits d'intérêts.

References

- [1] Allali G, Assal F, Kressig RW, Dubost V, Herrmann FR, Beauchet O. Impact of impaired executive function on gait stability. *Dement Geriatr Cogn Disord* 2008;8626:364–9.

- 9203 [2] Allali G, Dubois B, Assal F, Lallart E, de Souza LC, Bertoux M, et al. Frontotemporal dementia: pathology of gait? *Mov Disord* 2010;731–7. 988
- 923 [3] Bakker M, de Lange FP, Stevens JA, Toni I, Bloem BR. Motor imagery of 989
- 924 gait: a quantitative approach. *Exp Brain Res* 2007;179:497–504. 990
- 925 [4] Bakker M, Verstappen CC, Bloem BR, Toni I. Recent advances in 991
- 926 functional neuroimaging of gait. *J Neural Transm* 2007;114:1323–31. 992
- 927 [5] Bautmans I, Jansen B, Van Keymolen B, Mets T. Reliability and clinical 993
- 928 correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to 994
- 929 age and fall-risk. *Gait Posture* 2011;366–72. 995
- 930 [6] Beauchet O, Annweiler C, Allali G, Berrut G, Herrmann FR, Dubost V. 996
- 931 Recurrent falls and dual task-related decrease in walking speed: is there a 997
- 932 relationship? *JAGS* 2008;56:1265–9. 998
- 933 [7] Beauchet O, Annweiler C, Assal F, Bridenbaugh S, Hermann FR, Kressig 999
- 934 RW, et al. Imagined Timed Up & Go test: a new tool to assess higher-level 1000
- 935 gait and balance disorders in older adults? *J Neurol Sci* 2010;294:102–6. 1001
- 936 [8] Bridenbaugh SA, Kressig RW. Laboratory review: the role of gait analysis 1002
- 937 in seniors' mobility and fall prevention. *Gerontology* 2011;57:256–64. 1003
- 938 [9] Deshpande N, Patla AE. Visual-vestibular interaction during goal directed 1004
- 939 locomotion: effects of aging and blurring vision. *Exp Brain Res* 1005
- 940 2007;176:43–53. 1006
- 941 [10] Dubost V, Kressig RW, Gonthier R, Hermann FR, Aminian K, Najafi B, et al. 1007
- 942 Relationship between dual-task related changes in stride velocity and stride 1008
- 943 time variability in healthy older adults. *Hum Mov Sci* 2006;25:372–82. 1009
- 944 [11] Gillain S, Warzee E, Lekeu F, Wojtasik V, Maquet D, Croisier JL, et al. 1010
- 945 The value of instrumental gait analysis in elderly healthy, MCI or 1011
- 946 Alzheimer's disease subjects on a comparison with other clinical tests 1012
- 947 used in single and dual-task conditions. *Ann Phys Rehabil Med* 1013
- 948 2009;52:453–74. 1014
- 949 [12] Guerini F, Frisoni G, Marrè A, Turco R, Bellelli G, Trabucchi M. 1015
- 950 Subcortical vascular lesions predict falls at 12 months in elderly patients 1016
- 951 discharged from rehabilitation ward. *Arch Phys Med Rehabil* 1017
- 952 2008;89:1522–7. 1018
- 953 [13] Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and falls risk in 1019
- 954 community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med 1020*
- 955 Rehabil 2001;82:1050–6. 1021
- 956 [14] Henry-Feugeas MC, Onen F, Schouman-Claeys E. Classifying late-onset 1022
- 957 dementia with MRI: is arteriosclerotic brain degeneration the most common 1023
- 958 cause of Alzheimer's syndrome? *Clin Interv Aging* 2008;3:189–99. 1024
- 959 [15] Holtzer R, Friedman R, Lipton RB, Katz M, Xue X, Verghese J. The 1025
- 960 relationship between specific cognitive functions and falls in aging. 1026
- 961 *Neuropsychology* 2007;540–8. 1027
- 962 [16] Jacobs JV, Lou JS, Kraakevik JA, Horak FB. The supplementary motor 1028
- 963 area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment 1029
- 964 during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. 1030
- 965 *Neuroscience* 2009;164(2):877–85. 1031
- 966 [17] Jahn K, Deutschländer A, Stephan T, Strupp M, Wiesmann M, Brandt T. 1032
- 967 Brain activation patterns during imaging stance et locomotion in functional 1033
- 968 magnetic resonance imaging. *Neuroimage* 2004;22:1722–31. 1034
- 969 [18] La Fougère C, Zwergal A, Rominger A, Förster S, Fesl G, Dieterich M, 1035
- 970 et al. Real versus imagined locomotion: a [18F]-FDG PET-fMRI compar- 1036
- 971 ison. *Neuroimage* 2010;50:1589–98. 1037
- 972 [19] Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y. "Stop walking when talking" 1038
- 973 as a predictor of falls in elderly people. *Lancet* 1997;349:617. 1039
- 974 [20] Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of 1040
- 975 fear. *J Am Geriatr Soc* 1997;45:313–20. 1041
- 976 [21] Malouin F, Richards CL, Jackson PL, Dumas F, Doyon J. Brain activations 1042
- 977 during motor imagery of locomotor-related tasks: a PET study. *Hum 1043*
- 978 Brain Mapp 2003;19:47–62. 1044
- 979 [22] Martin K, Blizzard L, Garry M, Thomson R, McGinley J, Srikanth V. Gait 1045
- 980 initiation in older people – Time to first lateral movement may be the 1046
- 981 measure of choice. *Gait Posture* 2011;374–8. 1047
- 982 [23] Mbourou GA, Lajoie Y, Teasdale N. Step length variability at gait 1048
- 983 initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. *Gerontology* 1049
- 984 2003;49:21–6. 1050
- 985 [24] Onen F, Henry-Feugeas MC, Baron G, De Marco G, Godon-Hardy S, 1051
- 986 Peretti I, et al. Leukoaraiosis and mobility decline: a high resolution 1052
- 987 magnetic resonance imaging study in older people with mild cognitive 1053
- 988 impairment. *Neurosci Lett* 2004;355:185–8. 989
- 990 [25] Onen F, Henry-Feugeas MC, Roy C, Baron G, Ravaud P. Mobility decline 991
- 992 of unknown origin in mild cognitive impairment: a MRI-based clinical 992
- 993 study of the pathogenesis. *Brain Res* 2008;1222:79–85. 993
- 994 [26] Personnier P, Kubicki A, Laroche D, Papaxanthis C. Temporal features of 994
- 995 imagined locomotion in normal aging. *Neurosci Lett* 2010;476:146–9. 995
- 996 [27] Pugh KG, Lipsitz LA. The microvascular frontal subcortical syndromes of 996
- 997 aging. *Neurobiol Aging* 2002;23:421–31. 997
- 998 [28] Roemmich RT, Nocera JR, Vallabhajosula S, Amano S, Naugle KM, 998
- 999 Stegemöller EL, et al. Spatiotemporal variability during gait initiation in 999
- 1000 Parkinson's disease. *Gait Posture* 2012;36:340–3. 1000
- 1001 [29] Rosano C, Brach J, Longstreth Jr WT, Newman AB. Quantitative mea- 1001
- 1002 sures of gait characteristics indicate prevalence of underlying subclinical 1002
- 1003 structural brain abnormalities in high functioning older adults. *Neuroepi- 1003*
- 1004 demiology 2006;26:52–60. 1004
- 1005 [30] Rosano C, Brach J, Studenski S, Longstreth Jr WT, Newman AB. Gait 1005
- 1006 variability is associated with subclinical brain vascular abnormalities in 1006
- 1007 high-functioning older adults. *Neuroepidemiology* 2007;29:193–200. 1007
- 1008 [31] Sheridan PL, Solomont J, Kowall N, Hausdorff JM. Influence of executive 1008
- 1009 function on locomotor function: divided attention increases gait variability 1009
- 1010 in Alzheimer's disease. *JAGS* 2003;51:1633–7. 1010
- 1011 [32] Tateuchi H, Ichihashi N, Shinya M, Oda S. Anticipatory postural adjust- 1011
- 1012 ments during lateral step motion in patient with hip osteoarthritis. *J Appl 1012*
- 1013 Biomech 2011;27:32–9. 1013
- 1014 [33] Uemura K, Yamada M, Nagai K, Tanaka B, Mori S, Ichihashi N. Fear of 1014
- 1015 falling is associated with prolonged anticipatory postural adjustment 1015
- 1016 during gait initiation under dual-task conditions in older adults. *Gait 1016*
- 1017 Posture 2012;35:282–6. 1017
- 1018 [34] Verghese J, Ambrose AF, Lipton RB, Wang C. Neurological gait abnor- 1018
- 1019 malities and risk of falls in older adults. *J Neurol* 2010;257:392–8. 1019
- 1020 [35] Verghese J, Buschke H, Viola L, Katz M, Hall C, Kuslansky G, et al. 1020
- 1021 Validity of divided attention task in predicting falls in older individuals: a 1021
- 1022 preliminary study. *JAGS* 2002;50:1572–6. 1022
- 1023 [36] Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, Wang C. Quantitative gait markers and 1023
- 1024 incident fall risk in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1024
- 1025 2009;8:896–901. 1025
- 1026 [37] Verghese J, Wang C, Lipton RB, Holtzer R, Xue X. Quantitative gait 1026
- 1027 dysfunction and risk of cognitive decline and dementia. *J Neurol Neuro- 1027*
- 1028 surg Psychiatry 2007;929–35. 1028
- 1029 [38] Verghese J, Robbins M, Holtzer R, Zimmerman M, Wang C, Xue X, et al. 1029
- 1030 Gait dysfunction in mild cognitive impairment syndromes. *JAGS* 1030
- 1031 2008;56:1244–51. 1031
- 1032 [39] Vidoni ED, Thomas GP, Honea RA, Loskutova N, Burns JM. Evidence of 1032
- 1033 altered corticomotor system connectivity in early-stage alzheimer's dis- 1033
- 1034 ease. *J Neurol Phys Ther* 2012;36:8–16. 1034
- 1035 [40] Wagner J, Stephan T, Kalla R, Brückmann H, Strupp M, Brandt T, et al. 1035
- 1036 Mind the bend: cerebral activation associated with mental imagery of 1036
- 1037 walking along a curved pad. *Exp Brain Res* 2008;191:247–55. 1037
- 1038 [41] Wang J, Wai Y, Weng Y, Ng K, Huang YZ, Ying L, et al. Functional MRI. 1038
- 1039 in the assessment of cortical activation during gait related imaginary tasks. 1039
- 1040 *J Neural Transm* 2009;116:1087–92. 1040
- 1041 [42] Warzee E, Elbouz L, Seidel L, Petermans J. Evaluation of gait by 1041
- 1042 115 inpatients in geriatric department of CHU Liège. *Ann Gerontol* 1042
- 1043 2010;3:1–9. 1043
- 1044 [43] Wichmann T, DeLong MR. Deep-brain stimulation for basal ganglia 1044
- 1045 disorders. *Basal Ganglia* 2011;1:65–77. 1045
- 1046 [44] Wittwer JE, Andrews PT, Webster KE, Menz HB. Timing variability 1046
- 1047 during gait initiation is increased in people with Alzheimer's disease 1047
- 1048 compared to controls. *Dement Geriatr Cogn Disord* 2008;26:215–25. 1048
- 1049 [45] Zimmerman ME, Lipton RB, Pan JW, Hetherington HP, Verghese J. MRI- 1049
- 1050 and MRS- derived hippocampal correlates of quantitative locomotor 1050
- 1051 function in older adults. *Brain Res* 2009;1291:73–81. 1051
- 1052 [46] Zwergal A, Linn J, Xiong G, Brandt T, Strupp M, Jahn K. Aging of human 1052
- 1053 supraspinal locomotor and postural control in fMRI. *Neurobiol Aging* 1053