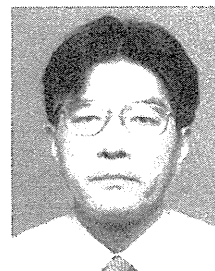


# サルコペニア：診断と現状把握

国立長寿医療研究センター 先端診療部 副院長

原田 敦



## 1. サルコペニアの提唱と補正四肢筋量

サルコペニアは、加齢に伴う筋力の低下と筋量の減少という意味合いの古くて新しい疾患概念である。加齢とともに体が衰えて日常の動作に支障を来すようになる主要な原因の一つに筋肉の衰えがあることは、古くから誰もが自然に理解していた。しかし、それを疾患と捉えてその解決に立ち向かおうという医学が起こって来たのは、かなり最近のことである。本稿の主題であるサルコペニアという呼称も、Rosenbergが1989年に提唱したもの<sup>1)</sup>で比較的新しい。ちなみに、サルコペニア (sarcopenia) は、ギリシャ語の肉 (sarco) と減少 (penia) の組み合わせである。以後、

サルコペニアの研究は、筋力や筋量の測定法の進歩と歩みをそろえ、さらにその分子メカニズム、液性因子、栄養との関連等の研究も特に最近になって目覚ましく発展してきた。筋量測定に大きな進歩をもたらしたのは、二重エネルギーX線吸収法 (Dual energy X-ray absorptiometry: DXA) の登場で、全身および各部位における脂肪量の高精度の算定によって、骨量と軟部組織量の計測能が大きく向上し、DXA全身モードによって容易に正確で再現性のよい体組成測定ができるようになった<sup>2)</sup>。このDXA全身モードで測定されるのは、全身骨塩量 (total body bone mineral: TBBM)、全身骨塩密度、bone-free lean tissue mass: LM、脂肪量 (Fat mass: FM)、軟部組織量 (soft tissue mass [=LM+FM: STM]) と

プロフィール

Atsushi Harada

最終学歴 1977年 名古屋大学医学部卒業 主な職歴 卒業後、名古屋掖済会病院整形外科、県西部浜松医療センター整形外科、名古屋大学医学部整形外科、久美愛総合病院整形外科を経て 1986年 名古屋大学医学部整形外科助手、医局長、講師 1989年 国立療養所中部病院整形外科医長 2001年 厚生労働省健康局国立病院部併任、国立長寿医療センター設置準備室員 2004年 国立長寿医療センター機能回復診療部長 2009年 国立長寿医療センター先端医療・機能回復診療部長 2010年 独立行政法人国立長寿医療研究センター先端診療部長 2011年 現在に至る 専門分野 整形外科、骨粗鬆症、脊椎脊髄病 学会活動 日本整形外科学会代議員、日本老年医学会評議員、日本骨粗鬆症学会評議員、転倒予防医学研究会世話人、Geriatrics and Gerontology International, Associate Editor、日本整形外科勤務医会副会長、愛知県整形外科医会勤務医会会長

fat-free mass (=LM+TBBM: FFM) である<sup>3)</sup>。その測定は簡便で、検者間誤差が少なく、信頼性が高い測定値が得られる。LMに対する変動係数は0.6～1.6%とされている<sup>3)</sup>。

LMは、全身各部位ごとに算定され、体幹や骨盤のLMの値には内臓が含まれるので、実際の筋量とは大きな差が生じる。一方、四肢のLMなら神経や血管等の筋以外の組織が含まれるものの、わずかな組織量であり、実際の筋量に最も近似すると考えられる。そこで、LMのうち、両側の上肢と下肢の和を四肢筋量（図1）とする概念が提示された<sup>4)</sup>。

さらにBaumgartnerがDXAによる四肢筋量が、誤差が3.0%でCTやMRIで測定した場合と5%以下の高い信頼性を有することを確認し、加えて、強く相関する身長や性差や人種差の影響を効率的に除外できる調整法として、下記式によって求められる補正四肢筋量を提唱した<sup>5)</sup>。

補正四肢筋量 = 四肢筋量(kg) / 身長(m)<sup>2</sup>

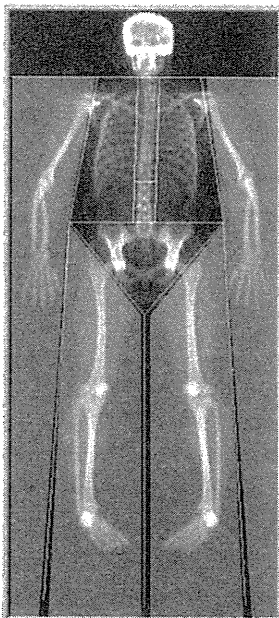
Baumgartnerは、白人一般住民男女の補正

四肢筋量の若年成人（18-40歳）の平均値から2標準偏差を引いた値である男性7.26、女性5.45をサルコペニアと診断する際のカットオフ値として提唱した<sup>5)</sup>。

この20年間に、ほかにもサルコペニア研究は幅広く進展したが、サルコペニアとは何か、どう診断するか、どう治療するかなどの基本的部分に関する統一的理解はないままに推移していた。しかし、2010年にサルコペニアの定義や診断基準に関する欧州グループによる合意が発表され、多数の研究者がそれぞれの基準で実施してきたサルコペニアの定義と診断に関して、現時点で可能な範囲の整理統合を行うとともに新しい分類の提唱がなされ、サルコペニアの診療と研究に新しい流れをもたらした<sup>6)</sup>。

## 2. サルコペニアの定義

この欧州合意では、サルコペニアとは「筋量と筋力の進行性かつ全身性の減少に特徴づ



DXAによる全身身体組成測定を用いると、全身のLean massの重量が頭部、上肢、体幹、骨盤、下肢の部位ごとに算定される。四肢筋量とは、このうち両上肢と両下肢のLean massの和を意味する。この部位の骨と脂肪を除いた組織量は、ほぼ筋肉量に等しいとされる。

補正四肢筋量とは、これを身長の自乗で割ったものである。

図1 DXAによる四肢筋量の測定

けられる症候群で、身体機能障害、QOL低下、死のリスクを伴うもの」とされた<sup>6,7,8)</sup>。

このようにサルコペニアは、進行すれば、高齢者に虚弱 (frailty) や移動能力低下などをもたらし、身体的自立喪失、すなわち、要介護化の危険性を上昇させる。サルコペニアは、運動器の障害による要介護の状態や要介護リスクの高い状態と定義されるロコモティブシンドロームの基礎病態 (骨粗鬆症、変形性関節症、サルコペニア) の一つとして、高齢社会に到達して10年以上が経過し、高齢者の人口の割合が前期高齢者より後期高齢者の方が増加する傾向が長期にわたって続く我が国では、特に注目に値する疾患概念である。

サルコペニアの定義や、筋力や筋量の測定技術やカットオフ値に関する今回の合意も欧州のもので、未解決な部分も多く残されており、真にグローバルなものにはまだなっていないが、当面はこれに沿って、サルコペニアの研究、診療が行われると考えられるので、臨床に有用と思われるものを以下に記す。

### 3. サルコペニアの診断基準

欧州合意による定義では、筋量と筋力の減少が身体機能障害をもたらす病態と決められたので、診断基準も筋量、筋力、身体機能の三要素から基本に構成されている。それによ

表1 サルコペニアの診断基準  
—欧州合意による—(文献6による)

評価基準1に評価基準2あるいは評価基準3が加わるとサルコペニアと診断される。
1. 低筋量
2. 低筋力
3. 低身体機能

れば、まず筋量減少は必須条件とされ、それに筋力減少あるいは身体機能低下のどちらかがあれば、「サルコペニア」と診断される (表1)<sup>6)</sup>。

さらに、「前サルコペニア」、「サルコペニア」、「重度サルコペニア」の3つの病期分類が新しく設定され、「前サルコペニア」は筋量減少だけで筋力低下や身体機能低下がみられない場合、「重度サルコペニア」は筋量減少、筋力低下、身体機能低下が3つともそろった場合とされた (表2)<sup>6)</sup>。

前述したBaumgartnerの定義<sup>5)</sup>は、DXAによるだけでサルコペニアを診断する方法であるが、欧州合意の基準においては、筋量だけでなく、筋力、特に自立に直結する身体機能が診断基準項目に加えられたことの意義は大きいものと思われる。

### 4. 筋量測定法

筋量の測定法は多数あるが、4種類に大別される。長所は、筋力や身体機能の評価法と比べて客観性に優れることである。

A. CT、MRI断面積法：ある部位の筋断面積をCTやMRIで計測し、筋量を求める方法である。腰筋や大腿四頭筋などの機能的に重要な筋を特定して評価できる利点がある。CTによる検討では、高齢者の大腿四頭筋面

表2 サルコペニアの病期 (文献6による)

病期	筋量	筋力	身体機能
前サルコペニア	↓		
サルコペニア	↓	あるいは↓	↓
重度サルコペニア	↓	↓	↓

積が、若年正常人に比べて25-35%少ないことが報告され<sup>9)</sup>、さらに、大腿中央断面からは、含まれるすべての筋肉、そして大腿四頭筋およびハムストリングスの断面積と減衰係数が求められ、減衰係数は筋細胞内外の脂肪蓄積と一致して低値であると脂肪蓄積が多く、筋力が低いことが予測されるなど<sup>10)</sup>、筋の量だけでなく質も解析できることが示唆されており、実際にCTによる筋内脂肪浸潤所見が、他の要因と独立して大腿骨近位部骨折リスクに関連するという結果が報告されている<sup>10)</sup>。

このように、CTやMRIは、高額な検査費用を要し、CTでは放射線被曝量も多く侵襲が小さくないが、他の軟部組織から正確に脂肪を識別できる画像診断法で、筋量の研究においてゴールドスタンダードとされる<sup>6)</sup>。

- B. DXA法：前述したこの方法は、最小の被曝量で行え、我が国の医療施設にも比較的よく普及し、骨密度評価で保健収載されている。ピクセルごとの減衰前後のX線量、各組織の質量減衰係数から面積当たりの組織密度が計算され、その積分からSTMが得られる。計算に用いる2種のエネルギーのX線に対する軟部組織の質量減衰係数比は、軟部組織のみのピクセルの平均から求められ、この比から脂肪率が求められてFMが算定される。STMからFMを引いてLMが得られる。

本法は、全身身体組成の測定ができる高額なDXA装置が必要であるが、その結果は実際の計測重量とよく合致し、CTやMRIの筋断面積で計測した筋量ともよく関連し<sup>11)</sup>、正確性も高い方法である<sup>12)</sup>。DXAは、筋量の研究と臨床においてCTやMRIの好

ましい代替法とされる<sup>6)</sup>。

- C. バイオインピーダンス法 (BIA) 法：生体に微弱な交流電気を流し、組織の電気抵抗が筋と脂肪で異なることを利用し、筋量を算定する。侵襲がほとんどなく短時間で測定できて被験者への負担が少なく、そして測定器具が安価であるが、直接測定可能な体水分量から脂肪量と除脂肪量を推定するため、体内の水分量、骨量の影響を受けやすい<sup>13)</sup>。体格や年齢の異なる推定式による補正が行われているが、脱水、心不全、感染症などの全身疾患のある患者や骨粗鬆症患者の計測には不適で、健常者の検診などに有用な方法である。BIAは、筋量の研究と臨床においてDXAの持ち運びが容易な代替法とされる<sup>6)</sup>。
- D. 体格測定：四肢の周囲径は筋量と関連するとして、上腕中央、大腿、下腿などでメジャーによる測定が古くから広く行われている。ただし、加齢や肥満の影響を受ける<sup>14)</sup>。また、キャリパー型皮膚圧計で皮下脂肪厚を測定して脂肪率を算出して筋量を評価することが可能であるが再現性に乏しいとされる。このように誤差が生じやすく、サルコペニアの診断に使用することは薦められないとされる<sup>6)</sup>。

## 5. 筋力測定法

筋力測定の結果は、やる気や認知症などの主観的要因に大きく影響されるので、得られる値への信頼性が筋量ほどには高くないが、正確な測定ができていれば、筋量と比較して歩行などの身体機能により密接に関連するとされる。ただし、信頼性が十分に検証された筋力測定機器はわずかしかない<sup>6)</sup>。

- A. 握力：サルコペニアの診断と治療の目標のうち最も重要な移動能力低下に直結するのはもちろん下肢筋力であるが、後述するように下肢筋力の簡便かつ正確で十分に普及した測定法はまだない。一方、測定器が安価で普及している握力は、下肢筋力や膝伸展トルク、筋断面積によく関連し、加えて、移動等の予後予測因子として筋量より優れているとされる<sup>15)</sup>。縦断調査での握力とADL低下の間には直線的な関連がみられた<sup>16)</sup>。握力は、筋力の研究と臨床において簡便で良好な方法で、下肢筋力と良好な相関を有するとされる<sup>6)</sup>。
- B. 膝伸展屈曲力：膝関節の伸展屈曲力は、下肢筋力の代表部位で、多くの種類の精密測定機器が販売されている。等運動性収縮で測定された膝伸展力は、ADLに特に関連するとされ、70-80歳代の膝筋力は20-40歳代に比べて20-40%減少するとされる<sup>17)</sup>。膝伸展屈曲力は、筋力の研究において有力な方法であるが、臨床においては特別な測定器と訓練が必要なため限界がある<sup>6)</sup>。
- C. Timed up and go test (TUG)：3 m TUGは、我が国の運動器不安定症の診断基準で取り上げられている動的バランスを評価できる方法で、椅子に座った姿勢から立ち上がり、3 m先の目印でターンして椅子に座るまでの時間である。3 m TUGは、身体機能評価法として使用可能な方法とされる<sup>6)</sup>。
- B. 通常歩行速度：加齢とともに低下する歩行速度は、歩調と歩幅で規定され、高齢で生じる歩幅の急速な減少に大きく影響される。この歩幅減少は、脚長の減少に加えて、膝関節の最大伸展が接地前に終了して屈曲位で接地するために起こる。そして、通常歩行速度は下肢筋力と強い関連性を有しており<sup>19)</sup>、機能障害発生の予測因子である<sup>18)</sup>。通常歩行速度は、身体機能の研究と臨床においては、SPBBにも含まれている項目であるが、これだけでも使用可能な方法とされる<sup>6)</sup>。

## 6. 身体機能評価法

身体機能の評価結果には、やる気などの他要因が筋力測定以上に関与し、検査法にも大変多くの種類があるので、どれを選択すべきかなどに定まった見解はないが、身体的自立に直結する身体機能を評価することは非常に重要である。

- A. Short Physical Performance Battery (SPBB)：この評価法は、我が国ではまだまだあまり知られていない。老年医学で使われている指標で、両足をそろえた位置やタンデムポジションによる立位でのバランス能

## 7. サルコペニア診断のカットオフ値とアルゴリズム (図2と表3)

筋量、筋力、身体機能の各評価法のうち、前述したように信頼性や実用性等から臨床での使用を薦められるものとして、DXAやBIAによる補正四肢筋量、握力、SPPBや歩行速度が上げられ、それぞれのカットオフ値を表3に示した。

欧州合意では、診断の手順として、まず、身体機能からスクリーニングを開始して身体

機能低下がなければ筋力を評価し、それも正常ならサルコペニアなし、低下あれば筋量測定、また、身体機能低下があればやはり筋量評価し、筋量が正常ならサルコペニアなし、低下があればサルコペニアと診断するというアルゴリズムが提示された（図2）。その際、身体機能はSPPBではなく、歩行速度が推奨され、カットオフ値は0.8m/sと明記された。筋力は握力、筋量は補正四肢筋量で判定するが、カットオフ値はアルゴリズムには記載されず、表3のように別記された。このなかのどれを選択するかについての明確な示唆はなく、特に日本人にこのまま当てはめることにはまだ十分な議論が必要と考えられる。

## 8. 自験例での解析

DXAによる補正四肢筋量の解析で、Baumgartnerのカットオフ値と、ごく最近発表されたSanadaによる日本人の若年成人平均値 - 2 標準偏差<sup>20)</sup> の値を使用した場合に生じる違いを我々の施設で過去に測定した臨床例2868例の結果から示す(表4)。全体では、男女とも差は大きく、特に女性で顕著であった。我が国での健常若年成人データのさらなる集積による基準値の確立が必要と思われた。

表3 筋量、筋力、身体機能の薦められる測定法とカットオフ値（文献6から作成）

	測定法	カットオフ値	国
筋量	DXAによる補正四肢筋量*	男性：7.26 kg/m <sup>2</sup> 女性：5.45 kg/m <sup>2</sup>	米国
	BIAによる補正四肢筋量	男性：8.87 kg/m <sup>2</sup> 女性：6.42 kg/m <sup>2</sup>	台湾
筋力	握力	男性：30 kg 女性：20 kg 男性：BMI ≤24: 24kg BMI 24.1-26：30kg BMI 26.1-28：30kg BMI >28：32kg 女性：BMI ≤23：17kg BMI 23.1-26：17.3kg BMI 26.1-29：18kg BMI >29：21kg	イタリア 米国
身体機能	Short Physical Performance Battery(SPPB)	SPPB ≤8	米国
	歩行速度	6mコース：1 m/s 1.175m/s 15フィートコース： 男性：身長≤173 cm：0.65 m/s 身長>173 cm：0.76 m/s 女性：身長≤159 cm：0.65 m/s 身長>159 cm：0.76 m/s 4mコース：0.8 m/s	米国 米国 米国 イタリア

\* 日本人参考値 男性: 6.87 kg/m<sup>2</sup>、女性: 5.46 kg/m<sup>2</sup>（文献20による）

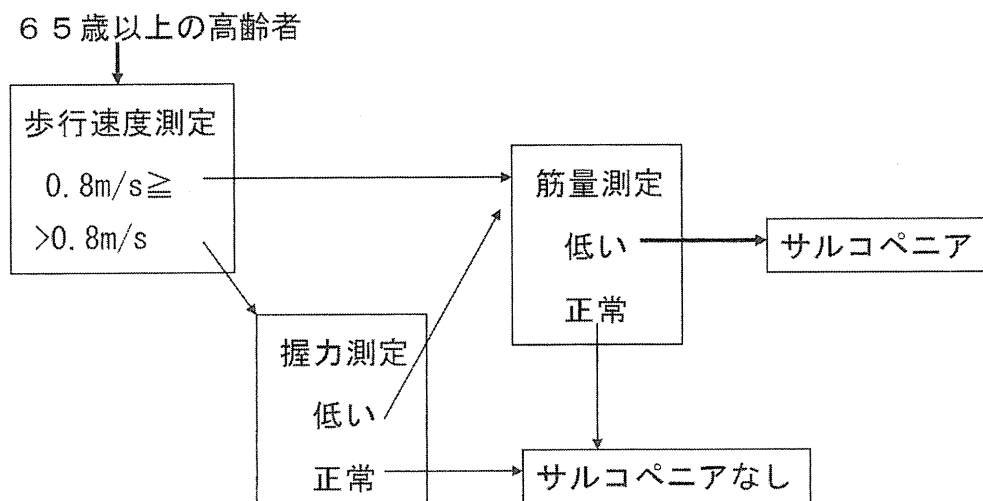
## 9. 診断に関する今後の課題

これまでサルコペニアの診断に関する現状を述べて来た。サルコペニアの医学が本当に高齢社会に役立つように発展するかどうかは、これからにかかっている。

現在の大きな課題は、骨粗鬆症に対応させると理解しやすい。骨粗鬆症の診断と治療の最終目標として骨折という明瞭なイベントに定めることができたため、この20年間で大きな発展を遂げ、高齢社会への実質的な貢献を実現することができた。一方、サルコペニア

では、何を最終目標とするかについては、欧州合意では、身体機能、筋力、筋量という評価項目そのものを主要アウトカムとすると示しているが、それで十分なのかは議論のあるところであろう。

日本で提唱されているロコモティブシンドロームは、最終目標が運動器障害による要介護化と明確になっており、この方が高齢社会には適合するのではないかとも思われる。一方、運動器不安定症という転倒リスクの高まった病態も既に保健取載されているが、その診断で使用される身体機能は、歩行速度ではなく、開眼片足立ち時間あるいは3 m TUGで



サルコペニアのスクリーニングのために使用することが示された。歩行速度や筋力の低下の原因疾患の鑑別は個々に考慮される必要がある。また、若年者にも応用できるとされた。

図2 サルコペニア診断の欧州合意によるアルゴリズム（文献6から改変作成）

表4 自験例における補正四肢筋量のカットオフ値の違いによるサルコペニアの診断率

	男性 (n=671 )	女性 (n=2197 )	全体
欧州基準による診断率	40%	78%	39%
日本人データによる診断率	55%	29%	36%

国立長寿医療研究センター整形外科臨床例をBaumgaertnerらの方法に沿って補正四肢筋量の評価のみで診断した結果

あり、その整合性の検討が急がれる。また、筋力評価部位は、簡便で安価で正確な機器さえあれば、もちろん下肢筋力で診断した方がよいことは自明であり、ニーズを満たす機器開発が急がれる。筋量は、それだけで筋の機能を表すには不足していることも明らかで、筋の質をCT、MRIを用いずとも簡便に評価する方法の研究進展が望まれる。

## 文 献

- 1) Rosenberg IW: Epidemiologic and methodologic problems in determining nutritional status of older persons. (summary comment). *Am J Clin Nutr* 1989; 50 (Suppl) ; 1231-1233.
- 2) 原田敦 骨密度測定の応用 軟部組織量の測定 骨粗鬆症の診断と鑑別 - 骨密度測定と脊椎画像診断 - 福永仁夫編 医薬ジャーナル社 2005; p144-147.
- 3) Timothy G Lohman. Dual energy x-ray absorptiometry. Human body composition P.63-78, 1996, Human Kinetics, P.O. Box 5076, Champaign, IL, USA
- 4) Heymsfield SB, Smith R, Aulet A, et al. Appendicular skeletal muscle mass: measurement by dual-photon absorptiometry. *Am J Clin Nutr* 1990; 52: 214-18.
- 5) Baumgartner RN, Koehler KM, Gallagher D, Romero L, Heymsfield SB, Ross RR, Garry PJ, Lindeman RD. Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. 1998; *Am J Epidemiol* 147:755-763.
- 6) ALFONSO J. CRUZ-JENTOFT, JEAN PIERRE BAEYENS, JURGENM. BAUER, YVESBOIRIE, TOMMY CEDERHOLM, FRANCESCO LANDI, FINBARRC. MARTIN, JEAN-PIERRE MICHEL, YVES ROLLAND, STEPHANE M. SCHNEIDER, EVA TOPINKOV, MAURITS VANDEWOUDEMAURO ZAMBONI. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People *Age and Ageing* 2010;39:412-423 doi:10. 1093/ageing/afq034 Published electronically 13 April 2010
- 7) Del monico MJ, Harris TB, Lee JS et al. Alternative definitions of sarcopenia, lower extremity performance, and functional impairment with aging in older men and women. *J Am Geriatr Soc* 2007; 55:769-74 .
- 8) Goodpaster BH, Park SW, Harris TB et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: The health, aging and body composition study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2006;61:1059-64.
- 9) Overend TJ, Cunningham DA, Paterson DH, Lefoe MS. Thigh composition in young and elderly men determined by computed tomography. *Clin Physiol* 1992; 12: 629-640.
- 10) Lang TF, Cauley J, Tylavsky F, Bauer D, Cummings S, Harris TB (2009) Computed tomography measurements of thigh muscle cross-sectional area and attenuation coefficient predict hip fracture: The Health, Aging and Body Composition Study. *J Bone Miner Res* doi:10.1359/jbmr.090807
- 11) Wang ZM, Visser M, Ma R, et al. Skeletal muscle mass: evaluation of neutron activation and dual-energy X-ray



- absorptiometry methods. *J Appl Physiol* 1996;80:824-831.
- 12) Hansen RD, Williamson DA, Finnegan TP, et al. Estimation of thigh muscle cross-sectional area by dual-energy X-ray absorptiometry in frail elderly patients. *Am J Clin Nutr* 2007;86:952-958.
- 13) Janssen I, Heymsfield SB, Baumgartner RN, et al. Estimation of skeletal muscle mass by bioelectrical impedance analysis. *J Appl Physiol* 2000; 89: 465-471.
- 14) Rolland Y, Lauwers-Cances V, Cournot M, et al. Sarcopenia, calf circumference, and physical function of elderly women: a cross-sectional study. *J Am Geriatr Soc* 2003; 51:1120-1124.
- 15) Laurentani F, Russo C, Bandinelli S et al. Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. *J Appl Physiol* 2003; 95: 1851-60.
- 16) Al Snih S, Markides K, Ottenbacher K et al. Hand grip strength and incident ADL disability in elderly Mexican Americans over a seven-year period. *Aging Clin Exp Res.* 2004; 16: 48 1-6.
- 17) T. Lang, T. Streeper, P. Cawthon, K. Baldwin, D. R. Taaffe, T. B. Harris. Sarcopenia: etiology, clinical consequences, intervention, and assessment. *Osteoporos Int* DOI 10.1007/s00198-009-1059-y
- 18) Guralnik JM, Simonsick EM, Ferrucci L et al. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *J Gerontol* 1994; 49: M85-94.
- 19) Buchner DM, Larson EB, Wagner EH et al. Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age Ageing* 1996; 25: 386-91.
- 20) Sanada K, Miyachi M, Tanimoto M, Yamamoto K, Murakami H, Okumura S, Gando Y, Suzuki K, Tabata I, Higuchi M. A cross-sectional study of sarcopenia in Japanese men and women: reference values and association with cardiovascular risk factors. *Eur J Appl Physiol* 2010; 110: 57-65.

## ロコモティブシンドローム

原 田 敦\*

### 内 容 紹 介

ロコモティブシンドロームは、「運動器の障害による要介護の状態や要介護リスクの高い状態」と定義された。自己評価のためのロコモーションチェックでは、7項目（片足立ちで靴下をはけない、家のなかでつまずいたり滑ったりする、横断歩道を青信号で渡りきれない、階段を上るのに手すりが必要である、15分くらい続けて歩けない、2kg程度の買物をして持ち帰るのが困難である、家のやや重い仕事が困難である）のうち一つでも該当すればロコモと判定され、開眼片足立ち訓練、スクワット運動、太極拳やウオーキングなどのプログラムを中心としたロコモーショントレーニングにて自己訓練し、医療機関はその基礎疾患治療や専門的訓練指導等を行って、要介護化を防止する。

### は じ め に

H19年の国民生活基礎調査によれば、65歳以上の高齢者における介護が必要になった原因として、脳血管疾患（23.3%）、認知症（14.0%）などの主に脳の障害による病態と並んで、関節疾患（12.2%）や骨折・転倒（9.3%）などの主に運動器の障害による病態が21.5%と大きな割合を占めており、この傾向は特に女性で顕著である<sup>1)</sup>。運動器とは、骨、軟骨、筋肉、腱、靭帯、神経などで構成される器官で、機能的には、骨と関節に大別され、脊椎が脊髄神経を収納する機能も備えている。高齢期におけるこれらの運動器の障害は、動物の生活に最も根本的な能力である“動く”に直接悪影響を及ぼすため、様々な程度の“動けない”という状態になり、それに応じたレベルの介護を受けないと生存できない状況もたらされる。我が国は2007年に超高齢社会に突入しており、今後はますます運動器関連の要介護化の需要と供給が増加し続け、その傾向は後期高齢期でますます顕著になると予測される。

日本整形外科学会が、同じ2007年に以下に概説するロコモティブシンドロームを提唱したのは偶然ではなく、2011年の公益法人化の際の定

—Key words—

ロコモティブシンドローム、要介護化、運動器、予防

\* Atsushi Harada :

独立行政法人 国立長寿医療研究センター

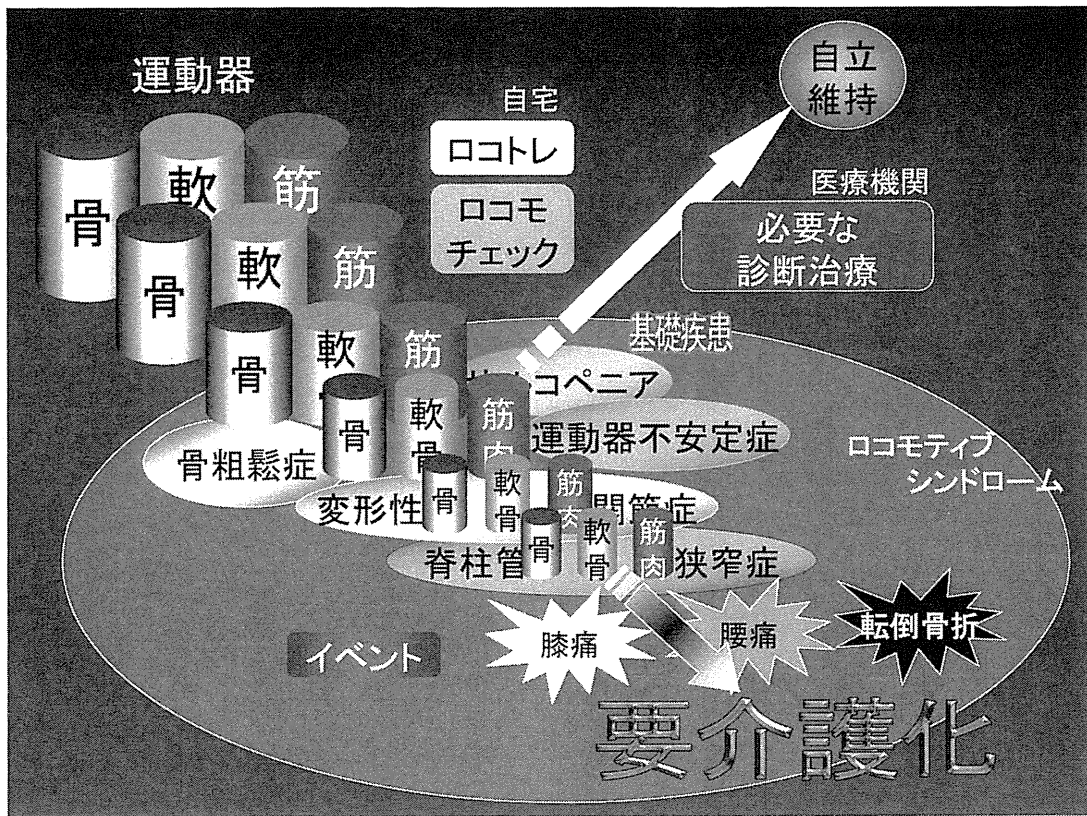


図1 ロコモティブシンドロームの概念 (著者が自作)

款に整形外科学だけでなく、運動器学を学会の目的に明記したのも、このような社会の情勢に應えるためである。

## I. ロコモティブシンドローム (運動器症候群) の概念 (図1)

前述したような「運動器の障害による要介護の状態や要介護リスクの高い状態」に対してロコモティブシンドロームという呼称を与え、別名を「運動器症候群」、略称を「ロコモ」として、中村耕三前理事長の主導により日本整形外科学会から提唱された<sup>2)</sup>。この定義から分かるように、要介護化する前の発症リスク上昇に留まっているうちからセルフチェックにてスクリーニングして、軽いうちからセルフトレーニングで進行の予防を広く図り、運動器由来の要介護化を減らそうとするもので、症状が進んだ場合は、医療機関受診による原因疾患の診断と治療が必

要である。

運動器を構成する三大組織は、骨、軟骨、筋肉で、これらはいずれも加齢とともに量的に減少し、質的に劣化することが知られている。その程度があるレベルを超えると、骨には骨粗鬆症、軟骨には変形性関節症、筋肉にはサルコペニア（筋肉減少症）など、移動や歩行などの重大な機能の低下をもたらす基礎疾患が多くは無症状のまま発生し、潜在的に運動機能を低下させ、要介護リスクを上昇させる。運動機能が後述するロコモティブシンドロームに該当することになる。また、さらに基礎疾患が進行すると、病態が表在化し、膝痛や腰痛、あるいは転倒骨折などのイベントが生じて、その程度が重いと、実際に介護を要する状態に陥ることになる。ちなみに、基礎疾患として上げたうち、運動器不安定症と脊柱管狭窄症は、関連領域が比較的限定

## ロコチェックで思いあたることはありますか？



ひとつでも当てはまれば、ロコモである心配があります。  
今日からロコモーショントレーニング(ロコトレ)を始めましょう！

図2 ロコチェック

日本整形外科学会ホームページ「ロコモティブシンドロームとは」の「ロコモパンフレット  
([http://www.joa.or.jp/jp/public/locomo/locomo\\_pamphlet.pdf](http://www.joa.or.jp/jp/public/locomo/locomo_pamphlet.pdf))」による。

された疾患であるが、頻度と重要性からは抜いて考えることはできないと思われる。前者は、サルコペニア等から由来する筋力・バランスの低下による転倒リスクの上昇で転倒骨折に関連し、後者は、変形性関節症で生じる脊柱管狭窄による疼痛や麻痺で歩行障害に関連する。

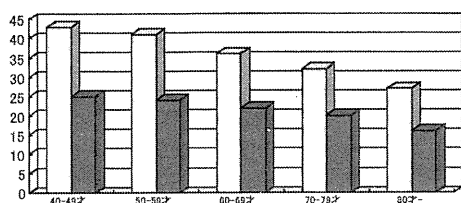
## Ⅱ. ロコモーションチェック (ロコチェック) (図2)

これは医師が患者を診断するためのものではなく、中高年者が自宅などでロコモティブシンドロームの評価を気軽に行えるセルフチェック用のツールである。当初のチェック項目は、(1)片足立ちで靴下をはけない、(2)家のなかでつまずいたり滑ったりする、(3)階段を上

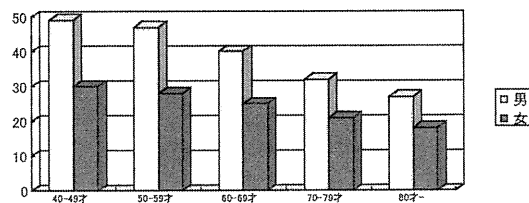
るのに手すりが必要である、(4)横断歩道を青信号で渡りきれない、(5)15分くらい続けて歩けない、の5つであった。そのうちのひとつでも当てはまれば、ロコモティブシンドロームであるとされる。その後、ロコチェックに(6)2kg程度の買い物をして持ち帰るのが困難である、(7)家のやや重い仕事が困難である、の2つの家事動作が追加され、全部で7つのうちひとつでも該当するとロコモと判定される。

国立長寿医療研究センター認知症先進医療開発センター予防開発部の疫学データによれば、握力、膝伸展力、片足立ち時間などは男女とも年齢とともに明らかに低下することが示されており<sup>3)</sup>(図3)、ロコチェックでは、これらの筋力・バランスを主体とした下肢機能低下が、簡

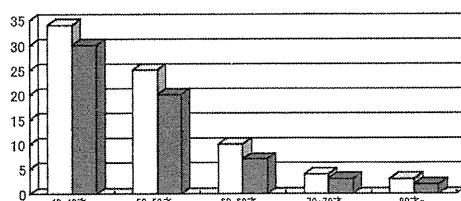
①握力の加齢変化



②膝伸展筋力の加齢変化



③閉眼片足立ち時間



④開眼片足立ち時間

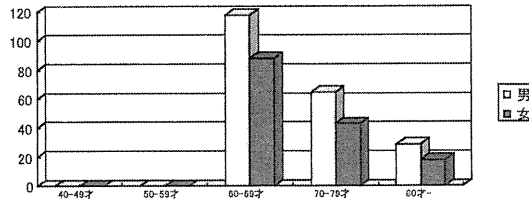


図3 筋力バランスの加齢変化

国立長寿医療研究センターホームページ 老化に関する長期縦断疫学研究 第6次調査 2008年7月～2010年7月 (<http://www.ncgg.go.jp/department/ep/monograph6thj/exercise.htm#1>) から作成。

明かつ具体的な質問事項に巧みに取り入れられている。

### Ⅲ. ロコモーショントレーニング (ロコトレ) (図4)

ロコチェックの結果、ロコモの可能性があれば、その改善や進行の予防のためのロコモーショントレーニングと呼ばれる運動訓練、ロコトレを開始する。もともとの個人の身体活動レベルに合わせて無理なく、安全に長く継続して行うことが基本であり、開眼片足立ち訓練、スクワット運動、太極拳やウォーキングなどの準スポーツ的プログラムなどが、薦められている。

それらのうちで基本訓練とされるのが、開眼片足立ちとスクワットで、自宅近くなら外出できる身体活動レベル以上の人では、左右1分ずつの両手を離した開眼片足立ちや両手を離したスクワット5-6回を一日3回行う。支えなく室内の移動ができるレベルの人では、片手を机などにつきながらの開眼片足立ちや両手を机につきながら、安全のために椅子を置くが腰掛けずにスクワットを行う。杖や伝い歩きなどで室

内の移動ができるレベルの人では、両手を机などにつきながらの開眼片足立ちや両手を机につきながら、椅子に腰掛けてスクワットを行う。室内の移動はできないが、椅子に座ることができるレベルの人では、片足立ちは行わず、スクワットもできないときは、椅子に腰掛けて机に両手をつきながら腰を浮かす動作を行う。

### Ⅵ. 医療機関の役割

上述したように、運動機能の低下をロコチェックで確かめ、ロコトレを自分で行っても、十分な改善が得られない、もっと有効な運動訓練を希望される、さらに腰痛や膝痛などの疼痛が出現して、その治療も希望される場合などでは、医療機関を受診することも少なくない。ここでは、医師は、機能低下の程度を医学的に確認すると同時に、基礎疾患の有無と重症度を適切に診断し、必要なら基礎疾患に対する治療を開始する。さらに、専門的な立場から安全かつ効率的な運動訓練指導とモチベーションを上げる工夫等を行う。また、疼痛があれば、その診断と治療を適格に加えて緩和させ、廃用性萎縮

などのロコモティブシンドロームの悪循環連鎖（ロコモティブドミノ）を絶って，高齢者の自立を維持させることが医療機関の重要な役割と思われる（図1）。

#### 文 献

- 1) 厚生労働省ホームページ 平成19年国民生活基礎調査. <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa07/4-2.html>
- 2) 中村耕三, 日整会誌 85:1-2, 2011.
- 3) 国立長寿医療研究センターホームページ 老化に関する長期縦断疫学研究 第6次調査 2008年7月～2010年7月. <http://www.ncgg.go.jp/department/ep/monograph6thj/exercise.htm#1>

ORIGINAL ARTICLE: EPIDEMIOLOGY,  
CLINICAL PRACTICE AND HEALTH

# Spatiotemporal components of the 3-D gait analysis of community-dwelling middle-aged and elderly Japanese: Age- and sex-related differences

Wataru Doyo,<sup>1</sup> Rumi Kozakai,<sup>1</sup> Heung-Youl Kim,<sup>1</sup> Fujiko Ando<sup>1,2</sup> and Hiroshi Shimokata<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Epidemiology, National Institute for Longevity Sciences, National Center for Geriatrics and Gerontology, Obu, and <sup>2</sup>Department of Health Science, Faculty of Medical Welfare, Aichi Shukutoku University, Nagoya, Aichi, Japan

**Aim:** To describe age- and sex-related differences in gait patterns of community-living men and women using 3-D gait analysis.

**Methods:** Subjects ( $n = 2006$ ) aged 40–84 years participated in the National Institute for Longevity Sciences-Longitudinal Study of Aging (NILS-LSA). Spatiotemporal components, including velocity, step length, step frequency, and double support time during a gait cycle, were calculated from 3-D coordinates and vertical force data. Velocity, step length and step frequency were normalized by leg length and acceleration due to gravity, and double support time was normalized to gait cycle duration.

**Results:** Spatiotemporal walking variables of brisk velocity and step length were significantly greater in men than in women, while comfortable velocity and comfortable and brisk step frequencies and double support times were greater in women than in men. Age-related changes were marked at 70–84 years in most spatiotemporal variables in both sexes during comfortable walking. During brisk walking, age-related changes were observed from a younger age than during comfortable walking, and there were sex-related differences.

**Conclusion:** The age-related gait alteration was obvious among those aged 70 years and older, and it accelerated markedly in women's brisk walking intensity. **Geriatr Gerontol Int 2011; 11: 39–49.**

**Keywords:** aging, gait, sex, velocity, walking.

Accepted for publication 27 April 2010.

Correspondence: Mr Wataru Doyo MA, Department of Epidemiology, National Institute for Longevity Sciences, National Center for Geriatrics and Gerontology, 36-3 Gengo, Morioka-machi, Obu, Aichi 474-8522, Japan. Email: doyo@toyota-ti.ac.jp

Author contributions: W. D. designed the study, obtained the funding, analyzed data and drafted the original article; R. K. interpreted data and advised on revising the article; K. H. Y. supervised data processing and prepared the article; and F. A. and H. S. originated the study, created the gait analysis program, supervised all aspects of its implementations, and contributed to obtaining the funding and revising the article. All authors conducted epidemiological studies on geriatric disease and human aging in Obu, Aichi, Japan, and read and approved the manuscript.

## Introduction

Age-related impairment of ambulatory ability is a critical component for inhibiting activities of daily living (ADL). For instance, decreased gait velocity observed in elderly is an indicator of common distinct diseases<sup>1,2</sup> and falls,<sup>3-6</sup> which lead to functional dependence<sup>7-11</sup> or death.<sup>12</sup> The prevalence and incidence of gait disorders increase with age in elderly persons.<sup>13,14</sup> The early presence of dynamic postural stability may provide more essential information for preserving adequate mobility, delaying the onset of functional decline and encouraging early appropriate lifestyle changes to promote active healthy aging.<sup>6,8,10,11,15</sup>

Previous studies examined age-related changes in spatiotemporal gait parameters including velocity, step length, step frequency (cadence) and selected stride time variables (single and double support time and swing time).<sup>7,8,10,16-21</sup> These performance-based gait variables were often measured by a 3-D gait system that computes the motions of the body center of mass (COM) and each segment, which can accurately evaluate the control of dynamic balance during walking.<sup>22,23</sup> The COM velocity on the 3-D gait system identified the effect of age on older gait in limited comparison between young and older groups.<sup>24-26</sup> It showed that the 3-D analyses conducted have not determined from which age group the accelerated decline of gait started. The collection of data using a large sample size with a broad age range could resolve the issue.

Age-related gait studies have recruited either men or women, or both sexes have been analyzed together: a few studies previously focused on sex-related changes on gait pattern with advancing age. Callisaya *et al.*<sup>8</sup> revealed the effects of sex and age on gait velocity in elderly men and women aged 60–86 years. The results of other studies of various age ranges and groups<sup>17,19,27</sup> to determine which sex shows an earlier age of accelerated gait velocity decrease have differed. The conflicts may partly depend on the sampling and subject characteristics.

Therefore, to understand the aging process in gait measures across the adult lifespan, a large sample size ranging from young or middle-aged to elderly men and women should be warranted. We decided to reinvestigate the previous findings. In the present study, the gait of elderly subjects was investigated based on comfortable and brisk spatiotemporal gait parameters with a 3-D gait analysis system; a large number of subjects were recruited. We found the age-related changes in gait by sex among middle-aged and elderly men and women in Japan. This may contribute to a beneficial effect on assessing gait in elderly people and making an adequate walking exercise program suitable for targeted age groups.

## Methods

### *Study sampling*

The present gait analysis is part of the third phase of the National Institute for Longevity Sciences Longitudinal Study of Aging (NILS-LSA); this study includes medical, physiological, nutritional and psychological examinations. The study began in November 1997 (the first phase), and the third phase lasted from May 2002 to May 2004. The subjects were age- and sex-stratified random samples of the population, aged 40–84 years, who lived in Obu-shi and Higashiura-cho, Aichi, Japan. These participants were chosen from the residents registered with local governments. All subjects lived or had lived at their home in the community and had Japanese nationality.<sup>28</sup> The NILS-LSA was approved by the Ethics Committee of the National Center for Geriatrics and Gerontology. Details of the NILS-LSA have been previously published.<sup>28,29</sup>

Of 2378 men and women aged 40–84 years in the third phase examination, 1017 men and 989 women (84.2% of all participants, Table 1) completed the walking tests and were included in the present analysis. The participants also completed a structured questionnaire dealing with their socioeconomic characteristics, cardiovascular risk factors and medical history.<sup>28,29</sup> Exclusion criteria included a current medical history of arthritis<sup>6,8</sup> and fractures (musculoskeletal disorders),<sup>30</sup> stroke<sup>1</sup> and Parkinson's disease (neurological disorders),<sup>8,31</sup> and ischemic heart disease and chronic bronchitis (Table 1).<sup>32,33</sup> These diseases were checked and excluded as the possible cause of gait disorders or spatiotemporal gait parameter changes by a physician before the walking tests. One participant who was diagnosed with dementia was excluded because she had a limited ability to comprehend or execute the test, which was judged by a physician. The existence of walking difficulty in activities of daily living (ADL)<sup>11,15</sup> was also excluded (Table 1). The participants who met the above-mentioned requirements and could walk 10 m independently without a walking aid were included in the current gait analysis and therefore 372 participants of the third phase examination were totally excluded.

### *Protocol*

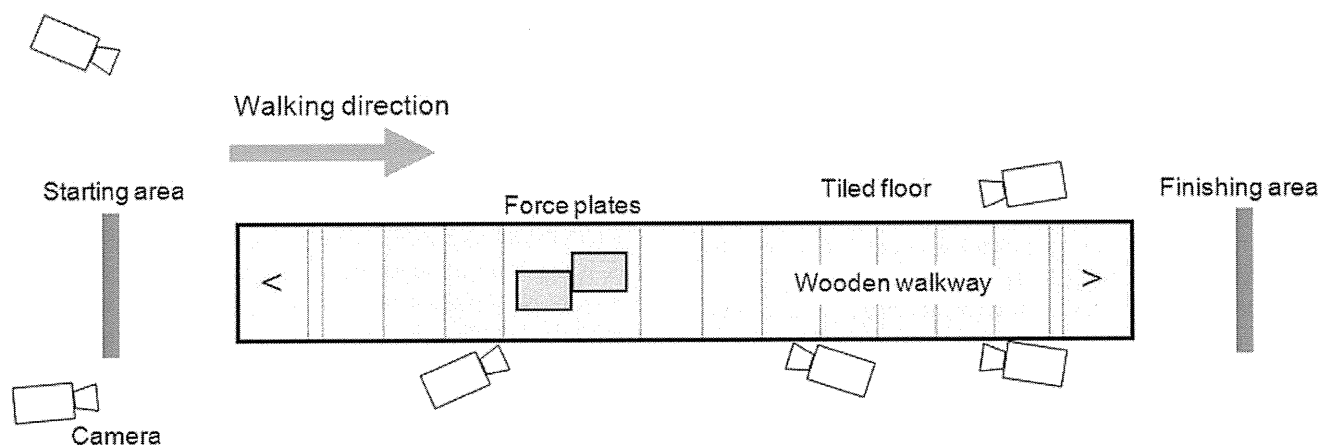
All participants wore short-sleeved T-shirts and shorts for testing. Shoes were made from the same material that had a vinylon/polyester and cotton blended upper part and a urethane foam outsole (Moonstar, Fukuoka, Japan), and were selected to exactly fit each participant's feet. Ten 2.5-cm diameter optical markers were placed on the participants' left and right sides on the fifth metatarsal heads, the lateral malleoli, the lateral epicondyles, and one-third of the way along the straight lines from the greater trochanters to the anterior



**Table 1** Inclusion/exclusion characteristics of 2378 participants in the third wave examination of the National Institute for Longevity Sciences-Longitudinal Study of Aging (NILS-LSA), 2002–2004

Characteristics	Men	Women
Inclusion ( <i>n</i> = 2006)		
Total ( <i>n</i> (%))	1017 (50.7)	989 (49.3)
Age group ( <i>n</i> (%)) <sup>†</sup>		
40s	250 (12.5)	279 (13.9)
50s	302 (15.1)	265 (13.2)
60s	250 (12.5)	242 (12.1)
≥70	215 (10.7)	203 (10.1)
Exclusion ( <i>n</i> = 372)		
Total ( <i>n</i> (%))	187 (50.3)	185 (49.7)
Prevalence of disease ( <i>n</i> (%))		
Stroke	42 (22.5)	23 (12.4)
Ischemic heart disease	41 (21.9)	41 (22.2)
Chronic bronchitis	7 (3.7)	3 (1.6)
Arthritis	26 (13.9)	56 (30.3)
Fracture	5 (2.7)	6 (3.2)
Dementia	–	1 (0.5)
Parkinson's disease	3 (1.6)	–
Walking difficulties in ADL ( <i>n</i> (%))	50 (26.7)	54 (29.2)
Not completed walking test ( <i>n</i> (%))	55 (29.4)	53 (28.6)

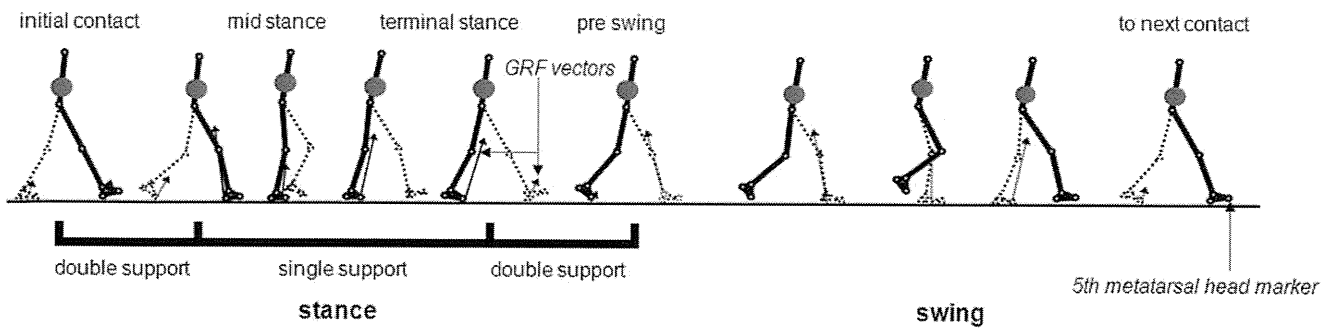
<sup>†</sup> $\chi^2$ -Test test examines significance among each age group and sex. Values are numbers (% of total at each inclusion/exclusion category) of samples. ADL, activities of daily living.



**Figure 1** Setup of 3-D gait system: the 10-m walkway consisted of a wooden walkway. Six cameras were placed at various positions and two force platforms were embedded in the center of the walkway. Double support time in pre-swing phase of right foot was measured in this setting.

superior iliac spines and the acromions.<sup>34</sup> The subjects walked on a 10-m walkway at two speeds: (i) at a self-selected pace (comfortable walking); and (ii) as fast as possible without running (brisk walking). Each pace was repeated approximately twice on average. The walkway consisted of a tiled floor and a wooden walkway along the corridor (Fig. 1). The surface of the wooden

walkway was covered with gray-colored, thin, stiff rubber, which measured 0.036 m in height from the tile floor surface of the corridor. Force platforms (0.6 m × 0.4 m) (9286; Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland), with surface colors similar to those of the walkways, were embedded in the center of the wooden walkway. The starting point for each trial was



**Figure 2** Definition of gait cycle using ground reaction force (GRF) and the fifth metatarsal head marker.

selected in relation to the foot contacts on the force platforms. The distance from each starting and departure point to the force platforms was approximately 3.5–4.5 m. One trial each of comfortable and brisk walking was used in the data analysis. The trials used were those that lacked the least data.

The Vicon 370 system (Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK), which consisted of six cameras, was used to obtain the 3-D coordinates of the trunk, thighs, shins and feet. The calibration residual at each camera was set below 1.0 mm. The data were processed using a custom routine that was programmed by the Clinical Gait Analysis Forum of Japan.<sup>34</sup> The raw coordinate data at 60 Hz were digitally filtered with a fourth-order, zero-lag, Butterworth filter<sup>22</sup> with a cut-off at 5 Hz, and the raw ground reaction force data at 1200 Hz were digitally filtered with a cut-off at 10 Hz. The force data were interpolated to correspond with the coordinate data to synchronize the datasets. Smoothed coordinates of the lower extremities were used to construct a rigid link-segment model.<sup>22</sup> Segment masses and inertial properties were determined using previously reports<sup>35</sup> and the participants' mass and height, which were used for calculating COM.

### Gait cycle and walking variable calculation

SAS ver. 9.1.3.<sup>36</sup> was used to automatically identify gait event times and each phase of the gait cycle based on kinematic and kinetic gait data. The divisions of the gait cycle are shown in Figure 2.<sup>30</sup> The gait event times for initial contacts and toe off were determined using vertical force data and the vertical motion of the optical marker on the fifth metatarsal head. The period from the first right initial contact to ipsilateral second initial contact was one gait cycle.<sup>30</sup>

Both the right and left leg motions were captured, and primarily the right stride was analyzed. Left leg motion was used for calculating the step length and double support times. The mean COM velocities, step lengths, step frequencies and double support times during a gait cycle were also automatically computed by SAS. The

double support time was defined as the duration of time during which each foot was on the ground in the pre-swing phase. The mean COM velocity, step length, and step frequency were normalized as proposed by Hof<sup>37</sup> as follows:

$$\text{Normalized COM velocity, } \hat{v} = \frac{v}{\sqrt{gl_0}},$$

$$\text{Normalized step length, } \hat{l} = \frac{l}{l_0},$$

$$\text{Normalized step frequency, } \hat{f} = \frac{f}{\sqrt{g/l_0}},$$

where  $v$  is actual mean COM velocity,  $l_0$  is the leg length of each subject,  $l$  is the actual step length,  $f$  is the actual step frequency and  $g$  is the acceleration due to gravity ( $9.81 \text{ m/s}^2$ ). Leg length was measured from the ground to the greater trochanter during quiet standing. Patients with arthritis and fracture were excluded (Table 1), and no case of limited knee extension was observed in the present study. The double support time was also normalized by each subject's cycle duration, from right initial contact to next right initial contact (over one gait cycle).

For the calculation of walking variables, technical difficulties sometimes caused missing data due to the effect of occlusion while capturing motion. Thus, for example, the mean COM velocity over the gait cycle was calculated using data from 1716 men and women (85.5% of the total sample) during comfortable walking and using data from 1614 men and women during brisk walking (80.4%). To demonstrate the lack (or presence) of bias with respect to velocity data loss, the Student's  $t$ -test was used to compare the velocity between the group with all available data and that with data available only in the velocity category. The results showed that the velocities were not significantly different between the two groups, and this was confirmed for all walking variables.

### Statistical analyses

All analyses were performed using SAS ver. 9.1.3. Sex differences were examined using the Student's  $t$ -test. For analysis of age differences, participants were divided

into eight groups based on sex and age (40–49, 50–59, 60–69 and 70–84 years for each sex). Trends in differences across all age groups in the walking variables were tested using the General Linear Model (GLM), and differences by age group were tested using the Tukey–Kramer method for each sex.  $P < 0.05$  was considered statistically significant.

## Results

The proportion of the sample drawn from each age group and each sex group was the same ( $\chi^2$ -test,  $P > 0.05$ ). The mean  $\pm$  standard deviation age was  $58.1 \pm 11.4$  years in men and  $58.7 \pm 11.4$  years in women, which was not significant ( $P > 0.05$ ).

The results of the GLM and Tukey–Kramer tests revealed age-related changes in each age and sex group. Descriptive statistics for all values are shown in Tables 2 and 3 and Figure 3. Mean COM velocities during comfortable and brisk walking significantly decreased with age in both sexes ( $P < 0.001$ ). Age-related changes in the comfortable COM velocity were marked in the 70–84-year group compared with other age groups. Similar changes were found in the brisk COM velocity. The step lengths and frequencies followed these COM velocity patterns in both sexes during both comfortable and brisk walking.

These age-related changes occurred earlier in the middle-aged group. Earlier patterns involving brisk gait parameters were more apparent in women: for example, the brisk COM velocity decreased at 60–69 years in men and at 50–59 years in women, then the decrease accelerated at 70–84 years (Tables 2,3, Fig. 3). The step length and frequency followed these COM velocity patterns. The double support time during pre-swing was significantly increased with age only at the women's comfortable walking pace; it was significantly longer in the 70–84-year group compared to other age groups (Table 3, Fig. 3). The men's double support times showed no significant age-related differences among age groups ( $P$  for trend  $> 0.05$ , Fig. 3).

Descriptive statistics and the results of sex differences for gait parameters are depicted in Table 4. The results of mean COM velocity differed according to walking pace: the comfortable COM velocity was significantly faster in women than in men ( $P < 0.001$ ), and the brisk COM velocity was significantly faster in men than in women. Step length pattern was similar to COM velocity pattern: the brisk step length was longer in men than in women ( $P < 0.001$ ), but the comfortable step length was not significantly different. On the other hand, women had a higher step frequency during both walking paces ( $P < 0.001$ ). The results of the pre-swing double support time were equal to the step frequency.

## Discussion

Mobility is essential for independence in the elderly. A better understanding of age-related changes in gait provides useful information for appropriate intervention programs targeting specific age groups.<sup>8</sup> The present cross-sectional, descriptive study showed spatiotemporal components of gait over one gait cycle among community-living middle-aged and elderly Japanese subjects. The sample of 1017 men and 989 women was large enough to allow analysis by age group,<sup>17</sup> and, to the best of our knowledge, the sample size is the largest to be published in which gait characteristics have been analyzed using a 3-D gait system. There was no disproportionate lack of gait data caused by difficulties in capturing the 3-D coordinates.

Mean COM velocities decreased with age, which is in almost complete agreement with previous results, despite the use of different measurement equipment and instrumentation.<sup>16–21,25,29</sup> The age-related decreases in the normalized COM velocities accelerated at 70 years and over were noted at a relatively later age compared with the previous reports: they showed the accelerated decline occurred in 50–59- and 60–69-year age groups,<sup>17</sup> at 62 years,<sup>19</sup> between 60- and 70-year age groups,<sup>20</sup> and at 65 years and in the 67–73-year age group.<sup>18</sup> The differences in age of accelerated decline among the previous and the present findings were likely due to the differences in method and data characteristics.

The brisk COM velocity decreases advancing with age were earlier compared with the comfortable walking. Some previous studies showed the age-related decrease was independent of walking pace,<sup>18–20</sup> while another reported that the decrease depended on the pace.<sup>7</sup> In a report by Bohannon on the comfortable and maximum walking speeds of adults aged 20–79 years,<sup>7</sup> walking speed was found to be influenced by the interaction of pace and age. This result matched our present findings that the age-related decrease was clearer during brisk walking than during comfortable walking. Moreover, these earlier age-related declines in the brisk COM velocities were apparent in women. Some studies reported that the critical age for marked velocity decrease did not differ by sex,<sup>16,19</sup> while another found the critical age to be earlier in men.<sup>17</sup> However, Callisaya *et al.*<sup>8</sup> showed women's walking velocity to be an earlier age-related change compared to men's parameters during the preferred speed of walking among the subjects aged 60 years and older. These results are in agreement with our own, though our data was particularly strong in the brisk parameters across middle-aged and elderly persons. The brisk walking task required greater forward momentum and increased demands in muscle activity<sup>24,38–40</sup> and aerobic capacity<sup>33,41</sup> might alter the spatiotemporal gait parameters accompanying aging.

**Table 2** Men’s normalized mean COM velocities, step lengths and frequencies and double support times during comfortable and brisk walking in each age group

Men: walking parameters by age group	Mean COM velocity				Step length				Step frequency				Double support times (pre-swing)			
	N	Mean	SD	95% CI	N	Mean	SD	95% CI	N	Mean	SD	95% CI	N	Mean	SD	95% CI
Comfortable walking																
40s	211	0.524	0.053	0.517–0.531	240	0.892	0.065	0.884–0.900	207	0.587	0.043	0.582–0.593	208	14.8	1.5	14.6–15.0
50s	266	0.527	0.059	0.520–0.534	289	0.897	0.076	0.888–0.906	259	0.590	0.042	0.585–0.595	249	14.8	1.5	14.6–14.9
60s	218	0.523	0.067	0.514–0.532	240	0.901	0.089	0.890–0.913	215	0.583	0.046	0.577–0.589	205	14.5	1.6	14.3–14.7
70–	186	0.485	0.070	0.475–0.495	213	0.859	0.096	0.846–0.872	185	0.569	0.047	0.562–0.576	177	15.2	2.0	14.9–15.5
<i>P</i> for trend <sup>†</sup>	<0.001				<0.001				<0.001				NS			
(Tukey–Kramer test) <sup>‡</sup>	40s, 50s, 60s >70–				40s, 50s, 60s >70–				40s, 50s, 60s >70–				NA			
Brisk walking																
40s	190	0.705	0.078	0.694–0.716	229	0.998	0.074	0.989–1.008	180	0.707	0.070	0.696–0.717	173	13.3	6.0	12.4–14.2
50s	235	0.699	0.082	0.688–0.709	272	0.998	0.088	0.987–1.008	214	0.697	0.064	0.688–0.705	209	13.3	5.6	12.6–14.1
60s	191	0.678	0.079	0.667–0.690	237	1.000	0.094	0.988–1.012	185	0.685	0.066	0.676–0.695	180	13.4	5.0	12.6–14.1
70–	182	0.618	0.092	0.605–0.631	203	0.946	0.100	0.932–0.960	177	0.657	0.066	0.647–0.667	169	14.1	2.1	13.8–14.4
<i>P</i> for trend <sup>†</sup>	<0.001				<0.001				<0.001				NS			
(Tukey–Kramer test) <sup>‡</sup>	40s > 60s > 70–, 50s > 70–				40s, 50s, 60s >70–				40s > 60s > 70–, 50s > 70–				NA			

<sup>†</sup>Trend tests examine main effects of age in each gait parameter. <sup>‡</sup>Tukey–Kramer tests examine the significant difference among each age group. ‘>’ indicates the significant difference between the age groups, with *P*-value is less than 0.5. Values are numbers of samples (N), means (Mean), standard deviations (SD) and 95% confidence intervals (95% CI) at each variable. Age group: 40s, 40–49 years age group; 50s, 50–59 years age group; 60s, 60–69 years age group; 70–, 70–84 years age group. COM, center of mass; NS, not significant; NA, not applicable.