

# 加齢が起立動作中の筋力モビリティ楕円体に与える影響

○早瀬 瑞華 (東京大学), 菊地 謙 (東京大学), 古川 淳一郎 (理化学研究所), 井藤 隆秀 (理化学研究所), 森本 淳 (京都大学), 中村 裕一 (京都大学), 浅間 一 (東京大学), 山下 淳 (東京大学), 安琪 (東京大学)

## Effects of aging on muscle mobility ellipsoid during sit-to-stand movements

○ Mizuka Hayase, Ken Kikuchi (The University of Tokyo), Jun-ichiro Furukawa, Takahide Ito (RIKEN), Jun Morimoto, Yuichi Nakamura (Kyoto University), Hajime Asama, Atsushi Yamashita, and Qi An (The University of Tokyo)

Abstract: Sit-to-stand, a fundamental daily action, is often inadequately supported by existing devices, limiting one's muscle strength utilization. To develop assistive devices focused on muscle utilization, this study compared muscle exertion direction during sit-to-stand between the elderly and young, utilizing the concept of muscle mobility ellipsoid. The posture of the elderly during sit-to-stand results in downward muscle exertion.

### 1. 序論

近年の超高齢社会では、高齢者の増加に伴い高齢者 1 人当たりの介護者の人数が減り、十分な支援を受けられない恐れがある。そのため、高齢者自身で行動することができるように身体機能の維持・改善をすることが必要とされている。身体機能低下の原因の 1 つとして廃用症候群が挙げられる。廃用症候群とは、運動不足がもたらす様々な二次的障害の総称である<sup>[1]</sup>。その中でも廃用性筋萎縮の予防には最大筋力の 20-30% の収縮が必要とされている。この値は、通常の生活で発揮されうる値である。日常的に行う動作には、歩行や椅子等からの起立動作が挙げられる。起立動作は歩行などのほかの動作を行うために最初に行う動作である。また、起立動作は重力に反して行う全身運動のため、歩行よりも必要とする関節トルクが大きいことから<sup>[2]</sup>、高齢者にとって負荷の大きい動作である。そのため、日常的に行う動作である起立動作に着目して支援を行う。

動作支援においてヒトの能動性を引き出そうとする *assist-as-needed* という考え方がある。この考え方に基づいて開発されている機器として、外骨格ロボットがあげられる<sup>[3]</sup>。しかし、これらはヒトの運動において不足している関節トルクを補うものであり、筋肉の活動を直接考えたものではない。

また、高齢者は膝関節伸展筋力の減少により、近接した筋群を動員して力を補うことや、ひじ掛けを使用して腕の力によって起立を行うことが分かっている<sup>[4]</sup>。下肢の筋肉不足を補うため、上半身の力を用いることが常態化すると、下肢の筋肉が使われなくなり、筋萎縮が進行する恐れがある。必要な筋力が発揮しやすい姿勢に導くことで、ほかの筋に頼らず起立動作を実現できると考えられる。本研究では、筋張力が生成する身体の運動方向を考慮することで下肢の筋を効果的に使う起立動作を実現できる支援機器を開発するために、起立動作中の身体の姿勢・運動を計測し、筋張力による身体の運動方向を筋力モビリティ楕円体という

観点から解析する。

### 2. 手法

#### 2.1 筋力モビリティ楕円体

ヒトの筋骨格系は擬似的にリンク機構の運動とみなすことができる。リンク機構の操作性を評価する手段として可操作楕円体や筋力モビリティ楕円体が提案されてきた。その中でも筋力を入力とする筋力モビリティ楕円体<sup>[5]</sup>について着目する。筋力モビリティ楕円体とは、筋が発揮する張力  $\mathbf{f}$  の 2 乗和が一定であるという条件の下で、実現されうる作業空間加速度  $\ddot{\mathbf{x}}$  の範囲を表したものである。

本研究では張力  $\mathbf{f}$  の 2 乗和が一定となる条件下で、各筋が発揮する張力  $f_i$  にモーメントアームを掛け合わせることで関節トルクを算出し、式 (1) に示す運動方程式を  $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$  について解き、求めた  $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$  に対してヤコビ行列  $\mathbf{J}$  をかけ、作業空間加速度  $\ddot{\mathbf{x}}$  を求める。

$$\mathbf{I}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{h}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{g}(\boldsymbol{\theta}) = \mathbf{t}. \quad (1)$$

ここで  $\mathbf{I}(\boldsymbol{\theta})$  は慣性項、 $\mathbf{h}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})$  は非慣性項、 $\mathbf{g}(\boldsymbol{\theta})$  は重力項、 $\mathbf{t}$  は関節トルクを表す。

本研究では我々が構築した筋骨格モデル<sup>[6]</sup>に基づいて Fig. 1 のようにヒトの身体を上体、骨盤、大腿、下腿の 4 つのリンクとみなし、足部を地面に固定している。また、支援方向が前方向・上方向のみであるため、矢状面に限定して計算する。筋肉に関しては、前脛骨筋 (TA)、ヒラメ筋 (SOL)、腓腹筋 (GAS)、大腿直筋 (RF)、外側広筋 (VAS)、大腿二頭筋短頭 (BFS)、大腿二頭筋長頭 (BFL)、腸腰筋 (IL)、大殿筋 (GMA)、腹直筋 (RA)、脊柱起立筋 (ES) の 11 筋を考慮する。この 11 筋に対してそれぞれ筋活動を 0-1 のランダムな値で与え、1,000 個の組み合わせデータを作ることによって、様々な筋活動パターンにおいての股関節の加速度を算出する。組み合わせデータそれぞれについて筋活動  $\mathbf{f} \in \mathbb{R}^{11}$  の 2 乗和が一定となるように計算する。重力や外力に対抗する力を除外し、純粋に筋力が発揮しやすい方向を調べるため、筋骨格モデルにおいて、重力項

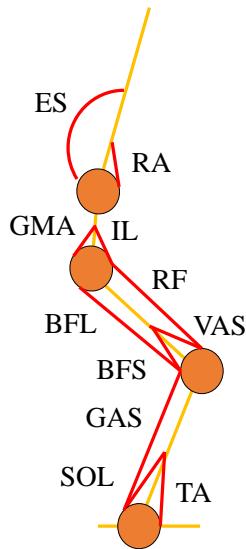


Fig. 1 Muscle Model<sup>[6]</sup>

と非慣性項を除き、式 (2) のように慣性項  $\mathbf{I} \in \mathbb{R}^{4 \times 4}$  と関節トルクのみから関節の角加速度  $\ddot{\boldsymbol{\theta}} \in \mathbb{R}^4$  を算出する。関節トルクは式 (3) において求める。

$$\ddot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{I}^{-1}(\boldsymbol{\theta})\mathbf{t}, \quad (2)$$

$$\mathbf{t} = \mathbf{R}\mathbf{f}. \quad (3)$$

ここで  $\mathbf{R} \in \mathbb{R}^{4 \times 11}$  はモーメントアーム長さ、 $\mathbf{f} \in \mathbb{R}^{11}$  は 11 筋の筋張力を表す。ここで求めた足首と膝関節の角加速度  $\ddot{\boldsymbol{\theta}}_{\text{mus}} \in \mathbb{R}^2$  に対してヤコビ行列  $\mathbf{J}$  をかけて股関節の加速度を算出する。

$$\ddot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}\ddot{\boldsymbol{\theta}}_{\text{mus}}. \quad (4)$$

ここで求められた筋力モビリティ楕円体の長軸方向が筋が発揮できる力の総和が一定である際に動きやすい方向と考えられる。

## 2.2 起立動作の解析

高齢者は若年者と比較して起立動作の動作時間が長く、動作開始から離殿までの時間の動作全体における比率が増大していることが報告されている<sup>[7]</sup>。また個人間でも動作時間は異なる。高齢者と若年者の間、また個人間での異なる動作を比較するため、起立動作のフェーズごとにデータを区切り解析を行う。

先行研究では、起立動作には 1. 上体を前屈させ運動量を生成する、2. 座面から離殿し、重心を足底部に近づける、3. 全身を伸展させる、4. 姿勢を安定化させるの 4 つのフェーズがあることが報告されている<sup>[8]</sup>。

本研究では、座面が動作可能な椅子による起立動作への支援を目的としているため、椅子による介入が可能なフェーズ 1~3 までを解析の対象とする。フェーズ 1 の開始点は肩が水平方向に動き始めた時点とする。フェーズ 2 の開始点は座面に設置した床反力計の値が 100 N より減少した時点とする。フェーズ 3 の開始点は足首の背屈が最大である時点とし、終了点は肩の垂直方向速度が一定値以下となった時点とする。

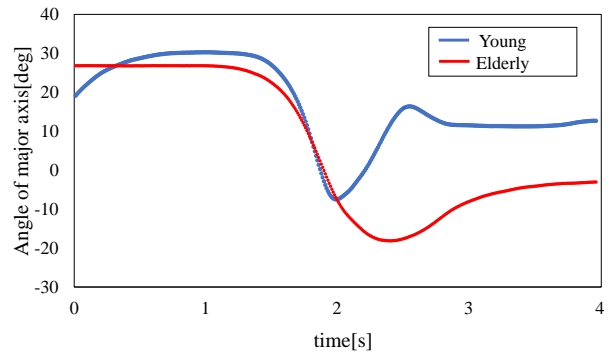


Fig. 2 Example of angle of major axis of muscle ellipsoid

## 3. 異なる起立動作戦略における筋力モビリティ楕円体の違い

### 3.1 実験参加者・実験環境

実験参加者は若年健常者 3 名 (男性:  $23.3 \pm 0.5$  歳) と高齢健常者 3 名 (男性:  $63.7 \pm 2.6$  歳) である。起立動作を行った際の姿勢の変化をモーションキャプチャ (MotionAnalysis 社 MAC3D) で計測する。また、座面に床反力計 (テック技販社 TF3040) を設置し、起立のタイミングを計測する。

### 3.2 実験手順

起立動作を 10 回ずつ行う。計測されたデータは、座面の床反力計の値が 100 N より減少したときを離殿タイミングとして、このタイミングを基準として前 2.0 s から後 2.0 s 間を切り出した。

Helen Hayes のマーカーセットを使用し、計測したマーカーの座標から足首・膝・股関節・腰の角度を筋骨格モデルのソフトウェア SIMM (MusculoGraphics 社) で計算し、2 章で示した手法で計算を行う。求めた股関節の加速度の点群において楕円の長軸方向を求めるため、主成分分析を行い、水平面からの角度を時系列で求める。

### 3.3 分析方法

高齢者と若年者では起立動作戦略が異なることがわかっている<sup>[9]</sup>。この戦略の違いによって、筋力モビリティ楕円体の長軸方向の角度にも違いが存在すると考えられる。高齢者の姿勢を補正することによって、若年者と同様に筋が発揮する力を運動に変換できるようになると考えられる。そこで高齢者・若年者の起立動作において、筋力モビリティ楕円体の長軸方向にどのような違いが表れるのかをフェーズごとに  $t$  検定を行い、分析する。

### 3.4 結果

高齢者と若年者の起立動作中の股関節の筋力モビリティ楕円体の長軸の水平面からの角度の時系列変化を Fig. 2 に示す。それぞれ 1 名ずつの代表的なデータを示す。離殿のタイミングまではそれほど角度に差はないが、その後、若年者では、離殿直後から角度が増大するのに対して、高齢者では、約 0.4 s 後から減少する。高齢者・若年者それぞれで、各フェーズごとに筋力モビリティ楕円体の長軸方向の角度の平均を求めたものを Fig. 3 に示す。エラーバーは標準偏差を表す。高齢者と若年者に対してフェーズごとに  $t$  検定を行った結果、フェーズ 3 のみ有意差が存在した。 $(t(4) = 4.6561, p = .0096)$

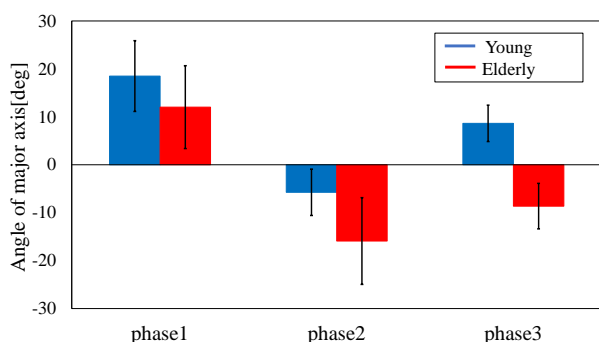


Fig. 3 Averaged angle of major axis of muscle ellipsoid for each phase

### 3.5 考察

フェーズ 2 では座面から離殿し、重心を足底部に近づける水平方向の重心移動をしている。一般的に離殿時には支持基底面となる足底部の後方に重心が存在するため、バランスを崩しやすい。重心を前方向へ移動する際、より安定するように重心を下方向に向かわせやすくするため、若年者も高齢者も筋力モビリティ楕円体の長軸方向の角度が下向きになったと考えられる。しかし、若年者は約  $-5^\circ$  であるのに対し、高齢者は約  $-15^\circ$  と傾きが大きくなった。若年者は動作時間が短く動きが速いため、重心を素早く足底部上方へ移動させ、バランスを取りやすい姿勢に素早く切り替えることが可能である。一方で、高齢者は動作がゆっくりであるため、重心を移動させる間にもバランスを維持しやすくするために、より下方に重心を保持しやすい姿勢制御をしたと考えられる。

フェーズ 3 において若年者は上向きであるのに対して、高齢者は下向きとなっている。通常、身体の伸展は上向きの運動であるが、高齢者の場合、筋肉を最大限に活用しやすい方向が下向きにシフトしており、運動の方向と筋肉の力を発揮しやすい方向が一致しないため、筋肉を効果的に活用するのが難しい状況が考えられる。

フェーズ 3 における姿勢を変化させ、筋力が発揮しやすい方向を上向きに近づけることでより自身の筋肉を使って起立動作が行いやすくなるのではないかと考えられる。

## 4. 結論

起立動作中の筋力モビリティ楕円体の長軸方向の変化について解析を行った。高齢者と若年者では、身体の伸展時に特に差があり、運動しやすい方向が異なることがわかった。離殿時から差が見られることから、椅子によって離殿時に姿勢に対して介入を行うことで、伸展時における筋力モビリティ楕円体に対しても変化を与えられると考えられる。今後、今回の結果に基づいて、筋の発揮方向を考慮した支援椅子の制御方法の開発に取り組む。

## 謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP22H01452 の助成を受けたものである。

## 参考文献

[1] 伊藤良介: “廃用症候群”. 日本義肢装具学会誌 14.1, pp. 112–116, (1998).

- [2] 安藤健, 山田憲嗣, 清水佐知子, 大野ゆう子: “電動ベッドに後付け可能な起立支援機器の提案”. 日本機械学会論文集 C 編 78.785, pp. 151-162, (2012).
- [3] Kyle Hunte, Siyu Chen, Jingang Yi, and Hao Su: “Assist-As-Needed Control of a Wearable Lightweight Knee Robotic Device”. *2020 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*. 2020, pp. 1477–1482.
- [4] Samuel H.L. Smith, Peter Reilly, and Anthony M.J. Bull: “A musculoskeletal modelling approach to explain sit-to-stand difficulties in older people due to changes in muscle recruitment and movement strategies”. *Journal of Biomechanics* 98, p. 109451, (2020).
- [5] Toshio Tsuji, Koji Ito, Mitsuo Nagamachi, and Takashi Ikemoto: “Impedance Regulations in Musculo-Motor Control System and the Manipulation Ability of the End-Point”. *Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers* 24.4, pp. 385–392, (1988).
- [6] Qi An, Yuki Ishikawa, Shinya Aoi, Tetsuro Funato, Hiroyuki Oka, Hiroshi Yamakawa, Atsushi Yamashita, and Hajime Asama: “Analysis of Muscle Synergy Contribution on Human Standing-up Motion Using Human Neuro-Musculoskeletal Model”. *Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA2015)*. 2015, pp. 5885–5890.
- [7] 小島 悟, 武田 秀勝: “高齢者の椅子からの立ち上がり動作 —立ち上がり動作能力の低下した高齢者の動作パターン—”. 理学療法科学 13.2, pp. 85–88, (1998).
- [8] Margaret Schenkman, Richard A Berger, Patrick O Riley, Robert W Mann, and W Andrew Hodge: “Whole-body movements during rising to standing from sitting”. *Physical Therapy* 70.10, pp. 638–648, (1990).
- [9] M.A. Hughes, D.K. Weiner, M.L. Schenkman, R.M. Long, and S.A. Studenski: “Chair rise strategies in the elderly”. *Clinical Biomechanics* 9.3, pp. 187–192, (1994).