

令和 3 年度 学位論文

下肢パフォーマンスに対する

両下肢筋力の不均質効果

東京家政大学大学院

人間生活学総合研究科

人間生活学専攻

趙 吉春

指導教員 鈴木 誠 教授

## 論文概要

### 【目的】

両下肢の筋力が歩行，立ち上がり，移乗などの下肢パフォーマンスに影響を及ぼすことが広く知られているものの，両下肢の筋力がどのように下肢パフォーマンスに寄与しているのかについては明らかになっていない．そこで本研究では，線形モデルと非線形モデルを用いて両下肢の筋力と下肢パフォーマンスの関連性を検討することを目的とした．

### 【方法】

地域在住の中高齢者 121 名（男性 46 名，女性 75 名，平均年齢 67.1 歳）を対象とした．下肢パフォーマンスを評価するための測定項目は，膝伸展筋力，5 m 歩行時間，Timed Up & Go test（TUG）所要時間とした．膝伸展筋力の測定では，端座位で下腿を下垂させた膝屈曲 90 度位にて両側の等尺性膝伸展筋力を測定し，体重で除して正規化した．5 m 歩行時間では，5 m の歩行路における最大速度での所要時間を測定した．TUG では，椅子座位から開始し，できる限り速く歩き，3 m 先のポールで折り返して再び椅子に座るまでの所要時間を測定した．両下肢の膝伸展筋力体重比を説明変数，5 m 歩行時間と TUG 所要時間を目的変数として線形モデルと非線形モデルを作成した．そして，両モデルにおける各肢の寄与率を -2 から 0 まで変化させ，赤池の情報量規準（Akaike Information Criterion：AIC）が最小になる寄与率の組み合わせ

せを探索した。

### 【結果】

5 m 歩行時間については，非線形モデル（AIC, -156.06）よりも線形モデル（AIC, -182.71）の AIC が小さかった。また，線形モデルにおける強側の膝伸展筋力と弱側の膝伸展筋力の寄与率はそれぞれ -0.11 と 0.00 であり，強側の膝伸展筋力が 5 m 歩行時間に大きく寄与していた。TUG 所要時間については，線形モデル（最小 AIC, -16.49）よりも非線形モデル（最小 AIC, -19.06）の AIC が小さかった。また，非線形モデルにおける強側の膝伸展筋力と弱側の膝伸展筋力の寄与率はそれぞれ -0.52 と -1.00 であり，弱側の膝伸展筋力が TUG 所要時間に大きく寄与していた。

### 【考察】

本研究の結果，5 m 歩行時間には強側の膝伸展筋力体重比が大きく寄与していたが，TUG 所要時間には弱側の膝伸展筋力体重比が大きく寄与していた。また，歩行時間には線形モデルが近似したが，TUG 時間には非線形モデルが近似した。本研究による知見は，中高齢者の下肢パフォーマンスを向上するためのレジスタンストレーニングを行う際の下肢筋力の目標値を推定することに寄与できる。

## **Abstract**

### **OBJECTIVE**

Despite the impact of leg muscle strength on lower extremity motor performance—including walking and sit-to-stand transfer—it remains difficult to predict the relationship between bilateral leg muscle strength and lower extremity performance. This study was therefore designed to predict lower extremity function through the differential modeling of logarithmic and linear regression, based on knee extension strength.

### **DESIGN**

The study included 121 people living in the same community. The bilateral strengths of the knee extensors were measured using a handheld dynamometer, and Timed Up & Go test (TUG) performance time and 5 m minimum walking times were assessed to predict lower extremity motor functions. Bilateral normalized knee extension muscle strengths and lower extremity motor function scores, including walking or TUG performance times, were assessed on the logarithmic and linear models. The Akaike's Information Criterion (AIC) was used to evaluate the coefficient compatibility between the logarithmic regression model and the linear regression model.

### **RESULTS**

The AIC value for the linear model was lower than for the logarithmic model regarding walking time. For walking time estimation in the linear model, the coefficient value of knee extension strength on the strong side was larger than on the weak side; however, the AIC value for the logarithmic model was lower than for the linear model regarding TUG performance

time. In the logarithmic model's TUG performance time estimation, the coefficient value of knee extension strength on the weak side was larger than on the strong side.

## **CONCLUSION**

In conclusion, our study demonstrated different models reflecting the relationship between both legs' strengths and lower extremity performance, including walking and TUG performance times.



令和 3 年度 学位論文

下肢パフォーマンスに対する

両下肢筋力の不均質効果

東京家政大学大学院

人間生活学総合研究科

人間生活学専攻

趙 吉春

指導教員 鈴木 誠 教授

## 目次

第 1 章	背景 .....	1
第 1 節	下肢パフォーマンスの定義 .....	1
第 2 節	下肢パフォーマンスの重要性 .....	1
第 3 節	下肢パフォーマンスに関連する筋活動 .....	3
第 4 節	下肢筋力が下肢パフォーマンスに及ぼす影響 .....	5
第 5 節	両下肢筋力の不均質性 .....	6
第 6 節	線形モデルと非線形モデル .....	6
第 7 節	問題の所在 .....	7
第 8 節	仮説と目的 .....	7
第 2 章	方法 .....	14
第 1 節	対象者 .....	14
第 2 節	筋力測定 .....	14
第 3 節	5 m 歩行時間 .....	15
第 4 節	TUG .....	15
第 5 節	データ解析 .....	16
第 3 章	結果 .....	21
第 1 節	対象者の属性 .....	21
第 2 節	モデル近似 .....	21

第 4 章	考察 .....	36
第 1 節	結果のまとめ .....	36
第 2 節	線形モデルと非線形モデル .....	36
第 3 節	両下肢筋力の不均質効果 .....	37
第 4 節	臨床への示唆 .....	38
第 5 節	限界 .....	40
第 5 章	結論 .....	44
参考文献	.....	45
謝辞	.....	56

## 第 1 章 背景

### 第 1 節 下肢パフォーマンスの定義

歩行，立ち上がり，座位，立位といった下肢の運動に関連するパフォーマンスは，日常生活を遂行するための基盤的能力とされている (Sugiura and Demura, 2012, Anan et al., 2008, Anan et al., 2017, Greve et al., 2013, Philippa M Dall.1, 2010). 本研究では，下肢の運動に関連するパフォーマンスを総称して，下肢パフォーマンスと呼ぶ。

### 第 2 節 下肢パフォーマンスの重要性

下肢パフォーマンス能力の低下によって，生活自立度の低下 (Guralnik et al., 2000, Ramirez-Velez et al., 2019, Hayashida et al., 2014, Jan M et al., 1995)，転倒の発生 (Urs et al., 2011, Shumway-Cook A et al., 2000)，認知機能の低下 (HH et al., 2007, Watson et al., 2010, Ijmker and Lamoth, 2012)，生活の質の低下 (Sanders et al., 2017)，入院 (Studenski et al., 2011, Miller et al., 2018)，生命予後の短縮 (Viccaro et al., 2011, Uematsu et al., 2014, Abellan van Kan et al., 2009) が引き起こされることが知られている。

下肢パフォーマンスと生活自立度については，歩行速度が 0.25 メートル/秒未満の高齢者は 1 つまたは複数の生活動作に他者の介助が必要になる可能性が高く，歩行速度が 0.35～0.55 メートル/秒の高齢者はすべての生活動作が自立する可能性が高いことが報告されている (Jan M et al., 1995)。

下肢パフォーマンスと転倒の関連性については，立ち上が

りと歩行に関する複合的なテストである Timed Up & Go Test (TUG) の所要時間が転倒歴のない高齢者よりも転倒歴のある高齢者において延長することが報告されている (Shumway-Cook A et al., 2000).

下肢パフォーマンスと認知機能低下の関連性については、記憶力、視空間能力、情報処理速度、注意、遂行機能といった認知課題の成績が歩行速度と相関することが報告されている (HH et al., 2007, Watson et al., 2010, Ijmker and Lamoth, 2012). また、地域在住高齢者の下肢パフォーマンスと認知機能の関連性を 5 年間追跡した研究では、言語機能や遂行機能などが 1 標準偏差低下するごとに、歩行速度が 0.003~0.004 メートル/秒低下することが示されている (Watson et al., 2010).

下肢パフォーマンスと生活の質の関連性については、心房細動を有する高齢者に対して Atrial Fibrillation Effect Quality-of-Life Questionnaire (AFEQT) を用いた調査研究がある (Marino et al., 2019). AFEQT は、過去 1 か月間に心房細動が生活の質にどの程度影響を与えたかを自己評価する質問紙で、歩行が正常な対象者に比べて歩行速度が低い対象者では AFEQT スコアが低いことが示されている (Marino et al., 2019). また、歩行速度の低下と生活の質の間に相関があることが示唆されている (Suganuma et al., 2020).

下肢パフォーマンスと入院の関連性については、地域在住の高齢者を対象に歩行速度と運動障害を調査した研究がある。この研究では、歩行速度が 1.0 メートル/秒以上であれば 6 か月以内に運動障害が発生するリスクが低く、0.6 メートル/秒

以下であれば運動障害が発生するリスクが高いとされ，通院や入院といった医療機関の利用に関連することが示唆されている(Miller et al., 2018).

下肢パフォーマンスと生命予後の関連性については，地域在住の高齢者を対象にして歩行速度と生存率を追跡調査した研究がある(Studenski et al., 2011). この研究では，歩行速度の低下に伴って死亡リスクが増加することが示唆されている.

### 第 3 節 下肢パフォーマンスに関連する筋活動

座位から起立する際には，第一にハムストリングス（大腿二頭筋，半膜様筋，半腱様筋）が収縮して両側の膝関節を屈曲させて両足部を後方に引き込む（図 1A）. 第二に，脊柱起立筋と股関節伸展筋が収縮して（股関節伸展筋は伸張性収縮）体幹を屈曲させる（図 1B）. 第三に，大腿四頭筋（大腿直筋，内側広筋，外側広筋，中間広筋）が収縮して膝関節を伸展させて身体を前上方へ移動させ，殿部を座面から離床する（図 1C）. 第四に，下腿三頭筋（腓腹筋，ヒラメ筋），大腿四頭筋，大殿筋，ハムストリングス（大腿二頭筋短頭を除く），脊柱起立筋が収縮して足関節を底屈，膝関節・股関節・体幹を伸展させ，立位となる（図 1D）(小柳磨毅 et al., 2015, 上杉雅之 and 西守隆, 2016, PAI and ROGERS, 1991, Yoshioka et al., 2009, Gonzalez Rojas et al., 2018).

反対に立位から着座する際には，まず脊柱起立筋，大腿四頭筋，下腿三頭筋，ハムストリングスが伸張性収縮して体幹の屈曲を保持しながら股関節，膝関節，足関節をゆっくりと

屈曲させて身体を後下方へ移動する（図 2A）。次に，大殿筋，ハムストリングスと脊柱起立筋が収縮して体幹を伸展させ，着座となる（図 2B）（小柳磨毅 et al., 2015, PAI and ROGERS, 1991, Gonzalez Rojas et al., 2018）。

このように，体幹，臀部，大腿，下腿の筋群が協調して収縮することによって座位から起立する動作や立位から着座する動作を遂行することができる。なかでも，大腿四頭筋は身体を座面から上方および下方に移動させる際の主要な役割を担っている。

歩行する際には，大腿四頭筋，ハムストリングス，前脛骨筋が遊脚期から立脚期に収縮して股関節と膝関節を伸展，足関節を背屈させて運動方向の変化やトゥクリアランスの確保に作用している（図 3A）。また，下腿三頭筋が立脚期の終期に収縮し足関節を底屈させることで，前方推進力を生みだしている（図 3B）。脊柱起立筋は歩行周期全般において働き，体幹の安定化に作用している。さらに，中殿筋，股関節の内転筋群，外転筋群が立脚初期と終期に活動することで，骨盤を安定化させている（小柳磨毅 et al., 2015, 上杉雅之 and 西守隆, 2016, Trinler et al., 2018, Martin-Sosa et al., 2019, Götz-Neumann et al., 2006）。

このように，体幹，臀部，大腿，下腿の筋群が協調して収縮することによって立位姿勢を保ちながら歩行を遂行することができる。なかでも，大腿四頭筋は立脚期において一側下肢で身体を保持する際の主要な役割を担っている。

#### 第 4 節 下肢筋力が下肢パフォーマンスに及ぼす影響

過去の多くの研究において，下肢筋力が下肢パフォーマンスに影響を及ぼすことが示されており (Sugiura and Demura, 2012, Hayashida et al., 2014, Greve et al., 2019, Perkin et al., 2018, Nomura et al., 2018, Pion et al., 2017)，歩行よりも立ち上がりの方がより強い下肢筋力を必要とし，ズボン着脱やトイレ動作の自立度に影響を及ぼすことが示唆されている (Suzuki et al., 2012)。そのため，高齢化社会が急速に進展する日本や欧米諸国においては，加齢に伴う下肢筋力の低下をいかに予防するかが予防的介入の焦点になっており，高齢者の筋力レベルに応じて負荷量を調節した種々のレジスタンストレーニングが実施されている (DM. et al., 1997, J. et al., 2001, Hortobagyi et al., 2015)。

下肢筋力のなかでも，膝伸展筋力が歩行自立度や歩行速度と関連が深いこと (Bohannon et al., 2012) や，膝伸展筋力と脚全体の伸展筋力との間に相関があること (川島敏生 et al., 1993, 市橋則明 et al., 1997) が知られ，全体的な下肢筋力の代表値として広く用いられている。

また臨床においては，簡便性，携帯性，信頼性に優れたハンドヘルドダイナモメーターを用いて検査者 1 名で膝伸展筋力を測定する方法が普及しており，信頼性と妥当性が確認されている (図 4) (Bohannon et al., 2011, Martins et al., 2017, 山崎裕司 et al., 2002)。

## 第 5 節 両下肢筋力の不均質性

20 歳から 79 歳の健常成人を対象にした調査では，利き足（ボールを蹴る側）の膝伸展筋力の平均値±標準偏差が  $408.9 \pm 137.9$  N であったのに対し，非利き足では  $404.1 \pm 139.5$  N であったことが示されている (Bohannon, 1997). また，18 歳から 85 歳の健常成人の膝伸展筋力を測定した調査では，左下肢が  $170.4 \pm 73.1$  Nm であったのに対し，右下肢が  $171.7 \pm 71.8$  Nm であったことが示されている (Bohannon et al., 2012). さらに，14 歳から 85 歳の健常者を対象に膝伸展筋力を調査した研究では，左下肢が  $135.6 \pm 59.2$  Nm であったのに対し，右下肢が  $138.9 \pm 63.4$  Nm であったとされている (Bohannon et al., 2011). このように，両下肢の筋力が均質ではないものの，上肢に比べて左右差が小さいことも指摘されており (Andrews et al., 1996), 一般的に左右の下肢筋力は平均値を用いて一意的な値として処理されてきた (平澤有里 et al., 2004). 一方で，下肢パフォーマンス能力を向上するためには，両下肢の筋力が不均質であることを考慮した上でレジスタンストレーニングを実施する必要があることも指摘されている (Muehlbauer et al., 2018). しかし，不均質な左右の下肢筋力が下肢パフォーマンスに及ぼす影響については明らかになっていない.

## 第 6 節 線形モデルと非線形モデル

下肢パフォーマンスと下肢筋力の関連性については，これまで線形と非線形のモデルを用いて検証されてきた．線形モデルでは，筋力の増加に応じて下肢パフォーマンスが比例的

に向上することが仮定される（図 5A）（Manty et al., 2012）．一方，非線形モデルでは，パフォーマンスに強く影響を及ぼす筋力水準と，パフォーマンスにはあまり影響を及ぼさない筋力水準があることを仮定している（図 5B）（Rantanen. and Avela., 1997）．しかし，下肢パフォーマンスと下肢筋力の関係性が線形なのか非線形なのかについては，議論の最中である．

## 第 7 節 問題の所在

両下肢の筋力が下肢パフォーマンスに影響を及ぼすことが示唆されているものの，（a）左右の下肢筋力がどの程度下肢パフォーマンスに影響を及ぼすのか，（b）下肢筋力と下肢パフォーマンスの関係性がどのようなモデルで説明することができるのかについて，いまだ統一した見解は得られていない．

左右の下肢筋力が下肢パフォーマンスに及ぼす影響を線形あるいは非線形モデルによって推定することができれば，高齢者の下肢パフォーマンス低下を予防するためのレジスタンストレーニングの目標値を下肢毎に推定することに寄与できると思われる．

## 第 8 節 仮説と目的

本研究では，左右の下肢筋力が下肢パフォーマンスに及ぼす影響を明らかにするとともに，両下肢の筋力と下肢パフォーマンスの関連性が線形であるか非線形であるかを明らかにすることを目的とした．

歩行と立ち上がりでは必要とする筋力水準が異なるという

過去の研究(Suzuki et al., 2012)から, (a) 下肢パフォーマンスの種類によって左右の下肢筋力がパフォーマンスに及ぼす影響が変化する, (b) 下肢パフォーマンスの種類によって, 下肢筋力とパフォーマンスの関連性が線形あるいは非線形に変化するという仮説を立てた.



図 1 座位からの起立動作

第一にハムストリングスが収縮して両足部の引き込みを行い (A), 第二に, 脊柱起立筋が収縮して体幹の前傾と屈曲 (B) を行う. 第三に大腿四頭筋の収縮によって殿部が離床し (C), 大腿四頭筋, 大殿筋, ハムストリングス (大腿二頭筋短頭を除く), 脊柱起立筋が収縮して体幹と下肢を伸展し, 立位となる (D1, D2).

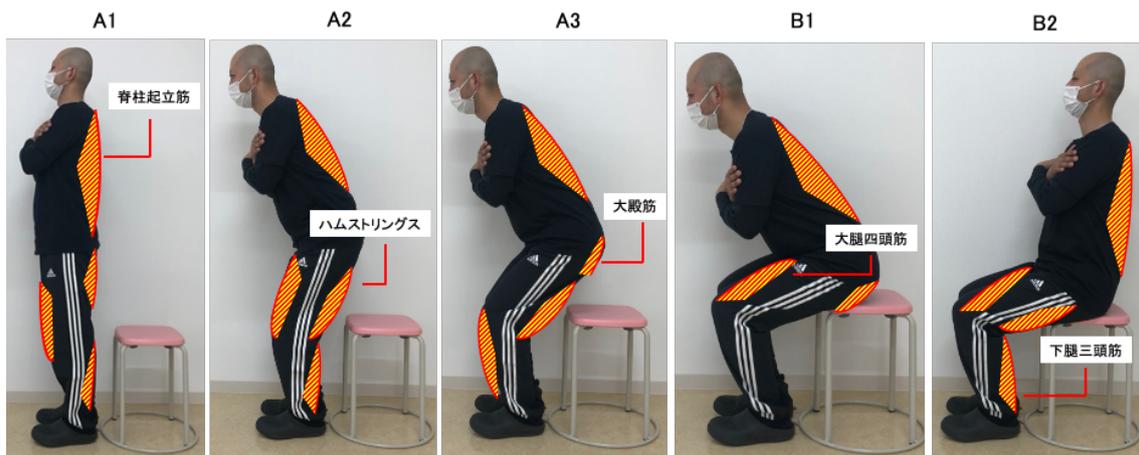


図 2 立位からの着座動作

まず，脊柱起立筋，大腿四頭筋，下腿三頭筋，ハムストリングスが伸張性収縮して，体幹の前傾と屈曲，股関節及び膝関節の屈曲，足関節の底屈を行う（A1，A2，A3）．次に，大殿筋，ハムストリングス，脊柱起立筋が収縮して体幹を伸展させ，着座となる（B1，B2）．

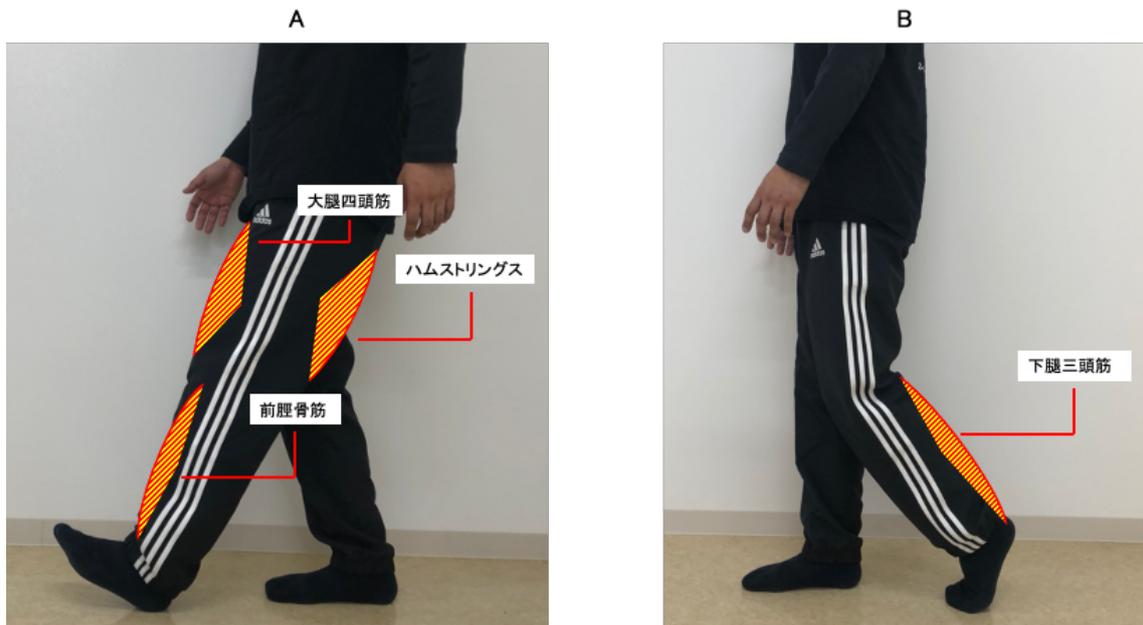


図 3 歩行時における下肢の筋活動

大腿四頭筋，ハムストリングス，前脛骨筋が遊脚期から立脚期に収縮することで，トゥクリアランスの確保に作用している（A）．また，下腿三頭筋の収縮によって足関節を底屈させることで，前方推進力を生みだしている（B）．



膝伸展筋力測定方法



ハンドヘルドダイナモメーター

図 4 膝伸展筋力測定方法と測定機器

対象者は体幹を垂直に保ち、両足を床面から浮かせた状態で股関節と膝関節が屈曲  $90^{\circ}$  位となるように着座した。すべての測定において、ハンドヘルドダイナモメーターのプローブと下腿を検者の手とベルトを用いて固定した。対象者には、膝を徐々に伸展させてプローブを押し、随意的に最大の筋力を発揮した状態で 5 秒間維持するように教示した。

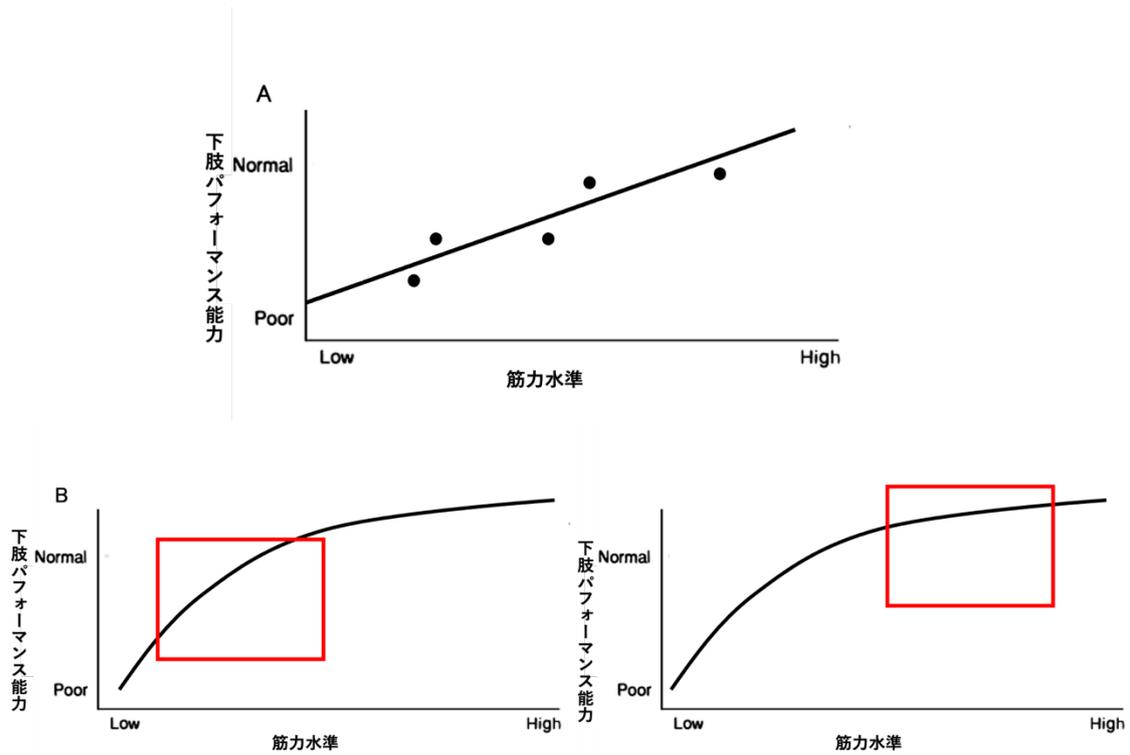


図 5 下肢パフォーマンスと下肢筋力の関連性

線形モデル（A）では，筋力の増加に応じて下肢パフォーマンスが比例的に向上することが仮定される．非線形モデル（B）では，赤枠で示すように，筋力水準が低いほどパフォーマンスの変化率が大きく（左図），身体機能が向上するのに伴って，変化率が小さくなる（右図）ことが仮定される．

## 第 2 章 方法

### 第 1 節 対象者

対象者の取り込み基準は，①運動麻痺，膝の疼痛，外傷の既往がない，②歩行や立ち上がりに補助器具を使用していない，③地域在住の者とした．本研究における  $\alpha$  値（両側検定における有意水準）を 0.05， $1-\beta$  値（統計学的パワー）を 0.90，標準効果量を 0.9 として Stephen ら (Stephen B. Hulley et al., 2007) の推計表に代入したところ，本研究で必要なサンプルサイズは 113 名と推計された．よって，本研究では，取り込み基準を満たした 113 名の対象者を東京家政大学と埼玉県の共同調査データベースから後方視的に抽出することとした．本研究は，東京家政大学研究倫理委員会の承認（狭-2019-1）を得て実施された．

### 第 2 節 筋力測定

ハンドヘルドダイナモメーター（ $\mu$  Tas-F1，アニマ社，東京）を用いて，両側の等尺性膝伸展筋力を測定した．対象者は，両足を床面から浮かせた状態で股関節と膝関節が屈曲  $90^\circ$  位となるように実験椅子上に座り，両手を大腿部に置いた．ハンドヘルドダイナモメーターのプローブは，対象者の下腿に垂直になるように下腿遠位部に設置した．すべての測定において，ハンドヘルドダイナモメーターのプローブと下腿を検者の手とベルトを用いて固定した（図 4）．

対象者には，膝を徐々に伸展させてプローブを押し，随意的に最大の筋力を発揮した状態で 5 秒間維持するように教示

した。セッション中，検者は対象者に言葉による励ましを常時提示した。

左右の下肢はランダムな順序で，各肢 1 回ずつの測定を行った。測定された膝伸展筋力 (N) は体重 (kg) で除して正規化した。

### 第 3 節 5 m 歩行時間

歩行能力を評価するため，5 m 歩行時間 (Cesari et al., 2009) を測定した。助走距離を 3 m とし，スタート線からゴール線までの 5 m を歩行するのに必要な時間を測定した (図 6)。対象者には，助走開始線上に立って静止し，検者の「スタート」の合図にしたがって，最大速度で直線的に歩き，ゴール線で止まらずに通り過ぎるように指示した。

対象者の片足がスタート線を越えた時点から片足がゴール線を越えた時点までを 5 m 歩行時間として採用した。

### 第 4 節 TUG

立ち上がりと歩行の複合動作能力の評価に，TUG を用いた。TUG では，椅子から立ち上がり，3 m 先の目印 (ポール) まで歩いて引き返し，再び椅子に座るまでの所要時間を測定した (図 7)。対象者には，検者の合図の後，できるだけ速く椅子から立ち上がってポールを周り，再び椅子に座るように教示した。

## 第 5 節 データ解析

両側の下肢筋力が異なるバランスで下肢パフォーマンスに線形あるいは非線形に影響を及ぼすという仮説を立て (LaRoche et al., 2017), 筋力の強い側 (強側) と弱い側 (弱側) の膝伸展筋力体重比を説明変数, 5 m 歩行時間と TUG 所要時間を目的変数として線形モデル (式 1) と非線形モデル (式 2) を作成した.

$$f(x) = \beta_s x_s + \beta_w x_w + \alpha + \varepsilon \quad (\text{式 1})$$

$$f(x) = \beta_s \ln x_s + \beta_w \ln x_w + \alpha + \varepsilon \quad (\text{式 2})$$

$f(x)$ は 5 m 歩行時間および TUG 所要時間,  $x_s$ は強側の膝伸展筋力体重比,  $\beta_s$ は強側の膝伸展筋力体重比が 5m 歩行時間および TUG 所要時間に及ぼす影響の強さ (膝伸展筋力の影響力が大きいほど 5 m 歩行時間および TUG 所要時間が短縮するため, 負の値が大きいほど影響力が強いことを示す),  $x_w$ は弱側の膝伸展筋力体重比,  $\beta_w$ は弱側の膝伸展筋力体重比が 5 m 歩行時間および TUG 所要時間に及ぼす影響の強さ,  $\alpha$ はバランスや柔軟性などの筋力以外の要因が 5 m 歩行時間および TUG 所要時間に及ぼす影響,  $\varepsilon$ はモデルによる予測値と実測値の残差を示している. 強側と弱側の膝伸展筋力体重比が 5 m 歩行時間と TUG 所要時間に均質に影響を及ぼす場合には  $\beta_s$ と  $\beta_w$ は等しい値になり, 影響を及ぼさない場合には  $\beta_s$ と  $\beta_w$ は 0 になる. また, あるモデル係数 ( $\beta_s$ ,  $\beta_w$ ,  $\alpha$ ) の下でモデルによる予測値と実測値が近似した場合には  $\varepsilon$ が小さく

なる．さらに，モデルによる予測値が実測値に近似していた場合，実測値が予測値の周辺にランダムに分布することから， $\varepsilon$ の自己相関がなくなることが知られている（残差の独立性）(Suzuki et al., 2019)．そこで， $\beta_s$ と $\beta_w$ を-2から0まで変化させ，赤池の情報量規準（Akaike Information Criterion：AIC）を算出した（式3）．AICは残差を用いてモデルの近似性を評価するための指標であり，AICの値が小さいほど近似性が高いことを表す(Suzuki et al., 2019)．

$$AIC = n \log\left(\frac{SSR}{n}\right) + 2k \quad (\text{式 3})$$

$n$ はデータ数， $SSR$ は残差（ $\varepsilon$ ）の二乗和， $k$ はパラメータ数を示す．モデルによる予測値と実測値が近似した場合には $\varepsilon$ が小さくなることに伴ってAICが小さくなることから，本研究ではAICが最小になるモデル係数（ $\beta_s$ ,  $\beta_w$ ,  $\alpha$ ）を求めた．

また，AICが最小になった係数を用いたモデルにおける残差の独立性を，Ljung-Box検定を用いて評価した．

$$Q(h) = n(n+2) \sum_{i=1}^h \frac{\hat{\rho}_i^2}{n-i} \quad (\text{式 4})$$

$n$ はサンプルサイズ， $\hat{\rho}_i$ は期間差 $i$ におけるデータの自己相関， $h$ は検定する期間差数を示している． $Q(h)$ が独立している時， $p > 0.05$ で帰無仮説（有意な自己相関がない）が棄却されず，残差の独立性が保証される．

さらに，式 1 あるいは 2 における AIC が最小になった係数を用いたモデルを式 5 あるいは 6 に変形して，筋力が 5 m 歩行時間および TUG 所要時間に及ぼす貢献率を求めた．

$$Contribution_{lin} = \sqrt{\left(\frac{\beta_s x_s + \beta_w x_w}{\beta_s x_s + \beta_w x_w + \alpha}\right)^2} \quad (\text{式 5})$$

$$Contribution_{log} = \sqrt{\left(\frac{\beta_s \ln x_s + \beta_w \ln x_w}{\beta_s \ln x_s + \beta_w \ln x_w + \alpha}\right)^2} \quad (\text{式 6})$$

$Contribution_{lin}$  は線形モデルにおける貢献率． $Contribution_{log}$  は，非線形モデルにおける貢献率を示す． $x_s$  は強側の膝伸展筋力体重比， $\beta_s$  は強側の膝伸展筋力体重比が 5 m 歩行時間および TUG 所要時間に及ぼす影響の強さ， $x_w$  は弱側の膝伸展筋力体重比， $\beta_w$  は弱側の膝伸展筋力体重比が 5 m 歩行時間および TUG 所要時間に及ぼす影響の強さ， $\alpha$  はバランスや柔軟性などの筋力以外の要因が 5 m 歩行時間および TUG 所要時間に及ぼす影響を示している．なお，膝伸展筋力の影響力が大きいほど 5 m 歩行時間および TUG 所要時間が短縮することから，負の値が大きいほど影響力が強いことを示すため，寄与率は負の値になる．そこで，貢献率は絶対値として取り扱った．

これら一連の解析により，両側の下肢筋力がどのようなバランスで 5 m 歩行時間あるいは TUG 所要時間に線形あるいは非線形に影響を及ぼすのかを検証した．すべての統計的検定は R 3.4.0 ソフトウェア（R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria）を用いて行った．

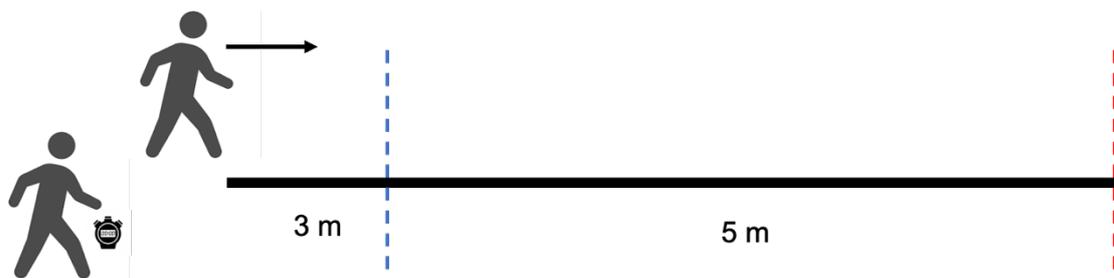


図 6 5 m 歩行時間

助走距離を 3 m とし，スタート線からゴール線までの 5 m を歩行するのに必要な時間を測定した．対象者の片足がスタート線を越えた時点から片足がゴール線を越えた時点までを 5 m 歩行時間として採用した．検者は対象者の斜め後方から付き添いながら記録した．

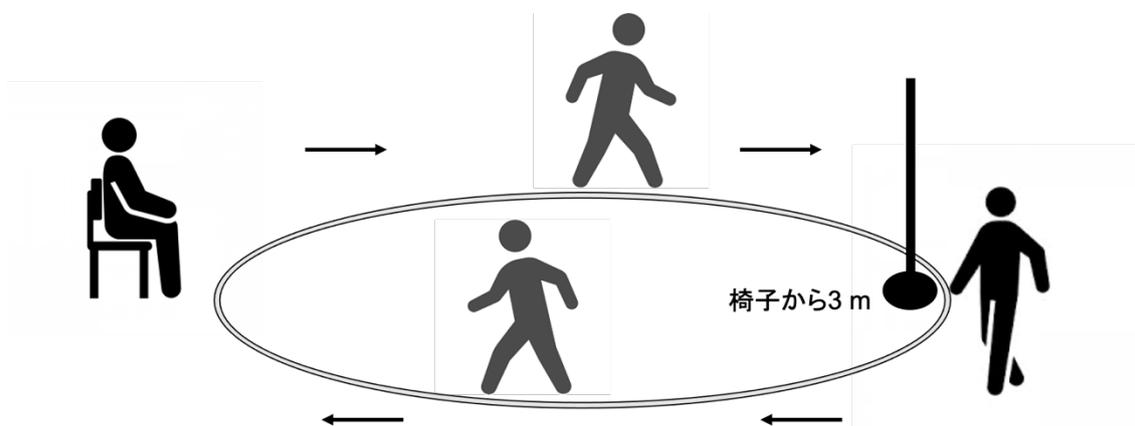


図 7 TUG

TUGでは、椅子から立ち上がり、3 m 先の目印（ポール）まで歩いて折り返し、再び椅子に座るまでの所要時間を測定した。対象者には、検者の合図の後、できるだけ速く椅子から立ち上がってポールを周り、再び椅子に座るように教示した。

### 第 3 章 結果

#### 第 1 節 対象者の属性

本研究では，取り込み基準を満たした地域在住の 121 名（男性 46 名，女性 75 名）を対象とした（表 1）．年齢は 32～86 歳（平均 68.0 歳，標準偏差 9.5 歳）と壮年から高年までを含んでいた．身長は 142.6～178.3 cm（平均 155.7 cm，標準偏差 19.3 cm），体重は 36.9～82.5 kg（平均 57.2 kg，標準偏差 9.2 kg）だった．体格を表す Body Mass Index は，15.6～31.8 kg/m<sup>2</sup>（平均 22.7 kg/m<sup>2</sup>，標準偏差 2.8 kg/m<sup>2</sup>）だった．骨格筋量は，15.1 kg～37.3 kg（平均 22.6 kg，標準偏差 4.9 kg），体脂肪率は 13.5 %～47.9 %（平均 27.7 %，標準偏差 6.7 %）で，痩せから肥満までを含んでいた．

等尺性膝伸展筋力体重比（表 2）は，強側が 1.40～8.56 N/kg（平均 5.38 N/kg，標準偏差 1.35 N/kg），弱側が 1.21～8.26 N/kg（平均 4.89 N/kg，標準偏差 1.28 N/kg）であり，今回の対象者の下肢筋力は健常平均程度（男性  $6.27 \pm 1.17$  N/kg，女性で  $4.9 \pm 0.98$  N/kg）だった(平澤有里 et al., 2004)．

5 m 歩行時間は 1.7 秒から 6.0 秒（平均 2.71 秒，標準偏差 0.53 秒）で，TUG 所要時間は 2.4 秒から 10.1 秒（平均 5.89 秒，標準偏差 1.13 秒）だった（表 3）．

#### 第 2 節 モデル近似

図 8A から F に，線形モデルと非線形モデルにおける最適な  $\beta_s$ ， $\beta_w$ ， $\alpha$  を決定するために， $\beta_s$  と  $\beta_w$  を -2 から 0 まで変化さ

せた際の AIC 行列の 3 次元プロットを示す。5 m 歩行時間における最小 AIC 値は，非線形モデルの -156.06（男性 -227.60，女性 -332.41）よりも線形モデルの方が -182.71（男性 -228.25，女性 -325.08）で小さかった。一方，TUG 所要時間における最小 AIC 値は，線形モデルの -16.49（男性 -118.67，女性 -88.88）よりも非線形モデルの方が -19.06（男性 -119.08，女性 -95.42）で小さかった（表 4）。図 9A から F に，5 m 歩行時間および TUG 所要時間の実測値と予測値の散布図を示す。最小 AIC に基づく  $\beta_s$ ， $\beta_w$ ， $\alpha$  を用いた線形モデルと非線形モデルによって計算された 5 m 歩行時間と TUG 所要時間の予測値は，実測値に近似していた。

Ljung-Box 検定では，最小 AIC のモデルにおける  $\varepsilon$  の独立性が保証され，5 m 歩行時間は線形モデルが  $p = 0.329$ （男性 0.552，女性 0.234），非線形モデルが  $p = 0.220$ （男性 0.525，女性 0.117）だった。TUG 所要時間は線形モデルが  $p = 0.165$ （男性 0.193，女性 0.546），非線形モデルが  $p = 0.104$ （男性 0.177，女性 0.706）だった（表 4）。

5 m 歩行時間において近似性の高かった線形モデルでは， $\beta_s$  が -0.11（男性 -0.11，女性 -0.05）， $\beta_w$  が 0.00（男性 0.00，女性 -0.07）となった。これは，弱側よりも強側の膝伸展筋力が 5 m 歩行時間に寄与していることを示している。また，TUG 所要時間において近似性の高かった非線形モデルでは， $\beta_w$  が -1.00（男性 -1.56，女性 -0.95）， $\beta_s$  が -0.52（男性 -1.05，女性 -0.31）となり，強側よりも弱側の膝伸展筋力が TUG 所要時間に寄与していた（表 4）。

### 第 3 節 筋力の貢献率

図 10A と B および表 5 に下肢パフォーマンスに対する筋力の貢献率を示す．線形モデルでは，5 m 歩行における筋力の貢献率は平均 0.19，標準偏差 0.55（男性平均 0.09，標準偏差 0.86，女性平均 0.24，標準偏差 0.18）だった．一方，TUG 所要時間における筋力の貢献率は平均 0.35，標準偏差 0.27（男性平均 0.50，標準偏差 0.28，女性平均 0.26，標準偏差 0.22）だった．

非線形モデルでは，5 m 歩行における筋力の貢献率は平均 0.29，標準偏差 0.60（男性平均 0.20，標準偏差 0.95，女性平均 0.34，標準偏差 0.19）だった．一方，TUG 所要時間における筋力の貢献率は平均 0.53，標準偏差 0.34（男性平均 0.80，標準偏差 0.33，女性平均 0.36，標準偏差 0.22）だった．

表 1 対象者情報 (n=121)

	男性	女性	合計
年齢 (歳)	67.9 ± 9.4	68.0 ± 9.5	68.0 ± 9.5
身長 (cm)	155.7 ± 18.9	155.7 ± 19.3	155.7 ± 19.3
体重 (kg)	57.6 ± 9.1	57.2 ± 9.2	57.2 ± 9.2
Body mass index (kg/m <sup>2</sup> )	23.3 ± 5.9	22.7 ± 2.8	22.7 ± 2.8
骨格筋量 (kg)	22.5 ± 4.8	22.7 ± 5.0	22.6 ± 4.9
体脂肪率 (%)	28.3 ± 7.2	27.6 ± 6.7	27.7 ± 6.7

平均値 ± 標準偏差

表 2 膝伸展筋力体重比 (N/kg)

	強側			弱側		
	1 回目	2 回目	合計	1 回目	2 回目	合計
男性	5.46 ± 1.28	5.73 ± 1.08	5.55 ± 1.11	5.00 ± 1.20	5.11 ± 1.03	5.10 ± 1.11
女性	5.27 ± 1.44	5.22 ± 1.43	5.29 ± 1.39	4.83 ± 1.39	4.77 ± 1.36	4.75 ± 1.35
合計	5.31 ± 1.38	5.44 ± 1.32	5.38 ± 1.35	4.89 ± 1.31	4.90 ± 1.25	4.89 ± 1.28

平均値 ± 標準偏差

表 3 5 m 歩行時間と TUG 所要時間 (秒)

	男性	女性	合計
5 m 歩行	2.72 ± 0.69	2.70 ± 0.39	2.71 ± 0.53
TUG	5.92 ± 1.22	5.87 ± 1.07	5.89 ± 1.13

平均値 ± 標準偏差

表 4 線形モデルと非線形モデルの  $\beta_s$ ,  $\beta_w$ ,  $\alpha$ , AIC, Ljung-Box 検定結果

A. 線形モデル

	5 m 歩行					TUG				
	$\beta_s$	$\beta_w$	$\alpha$	AIC	Ljung-Box $p$	$\beta_s$	$\beta_w$	$\alpha$	AIC	Ljung-Box $p$
男性	-0.11	0.00	3.27	-228.25	0.552	-0.20	-0.30	8.45	-118.67	0.193
女性	-0.05	-0.07	3.26	-325.08	0.234	-0.02	-0.26	7.20	-88.88	0.546
合計	-0.11	0.00	3.26	-182.71	0.329	-0.06	-0.28	7.54	-16.49	0.165

B. 非線形モデル

	5 m 歩行					TUG				
	$\beta_s$	$\beta_w$	$\alpha$	AIC	Ljung-Box $p$	$\beta_s$	$\beta_w$	$\alpha$	AIC	Ljung-Box $p$
男性	-0.55	0.00	3.60	-227.60	0.525	-1.05	-1.56	10.09	-119.08	0.177
女性	-0.16	-0.39	3.51	-332.41	0.177	-0.31	-0.95	7.81	-95.42	0.706
合計	-1.39	0.00	5.00	-156.06	0.220	-0.52	-1.00	8.26	-19.06	0.104

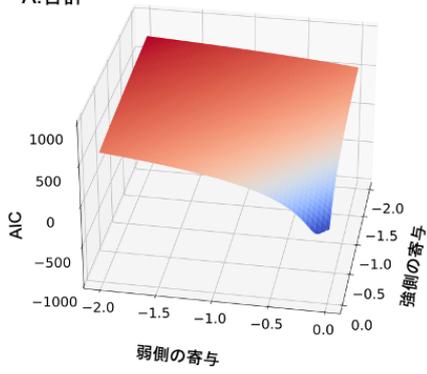
平均値  $\pm$  標準偏差

表 5 下肢パフォーマンスに対する筋力の貢献率

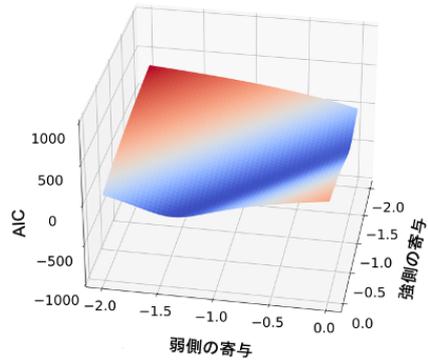
	線形モデル		非線形モデル	
	5 m 歩行	TUG	5 m 歩行	TUG
男性	0.09 ± 0.86	0.50 ± 0.28	0.20 ± 0.95	0.80 ± 0.33
女性	0.24 ± 0.18	0.26 ± 0.22	0.34 ± 0.19	0.36 ± 0.22
合計	0.19 ± 0.55	0.35 ± 0.27	0.29 ± 0.60	0.53 ± 0.34

平均値 ± 標準偏差

A. 合計

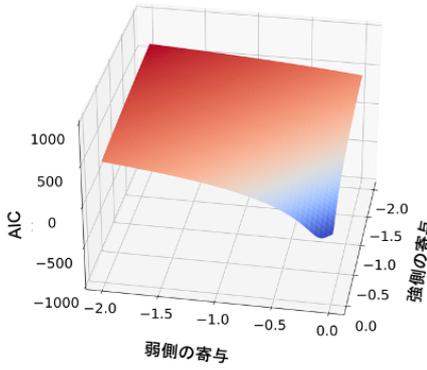


線形モデル

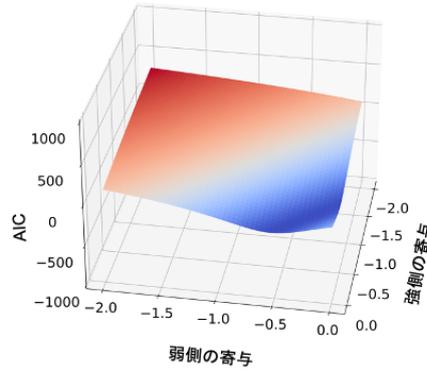


非線形モデル

B. 男性

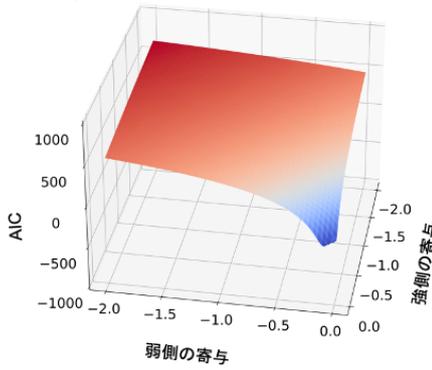


線形モデル

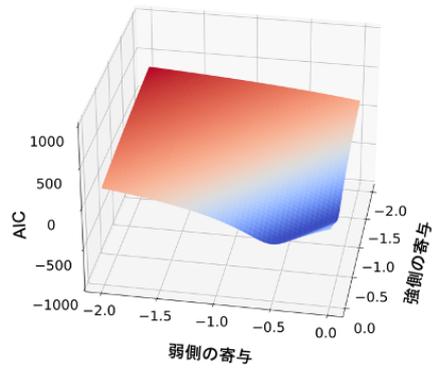


非線形モデル

C. 女性



線形モデル



非線形モデル

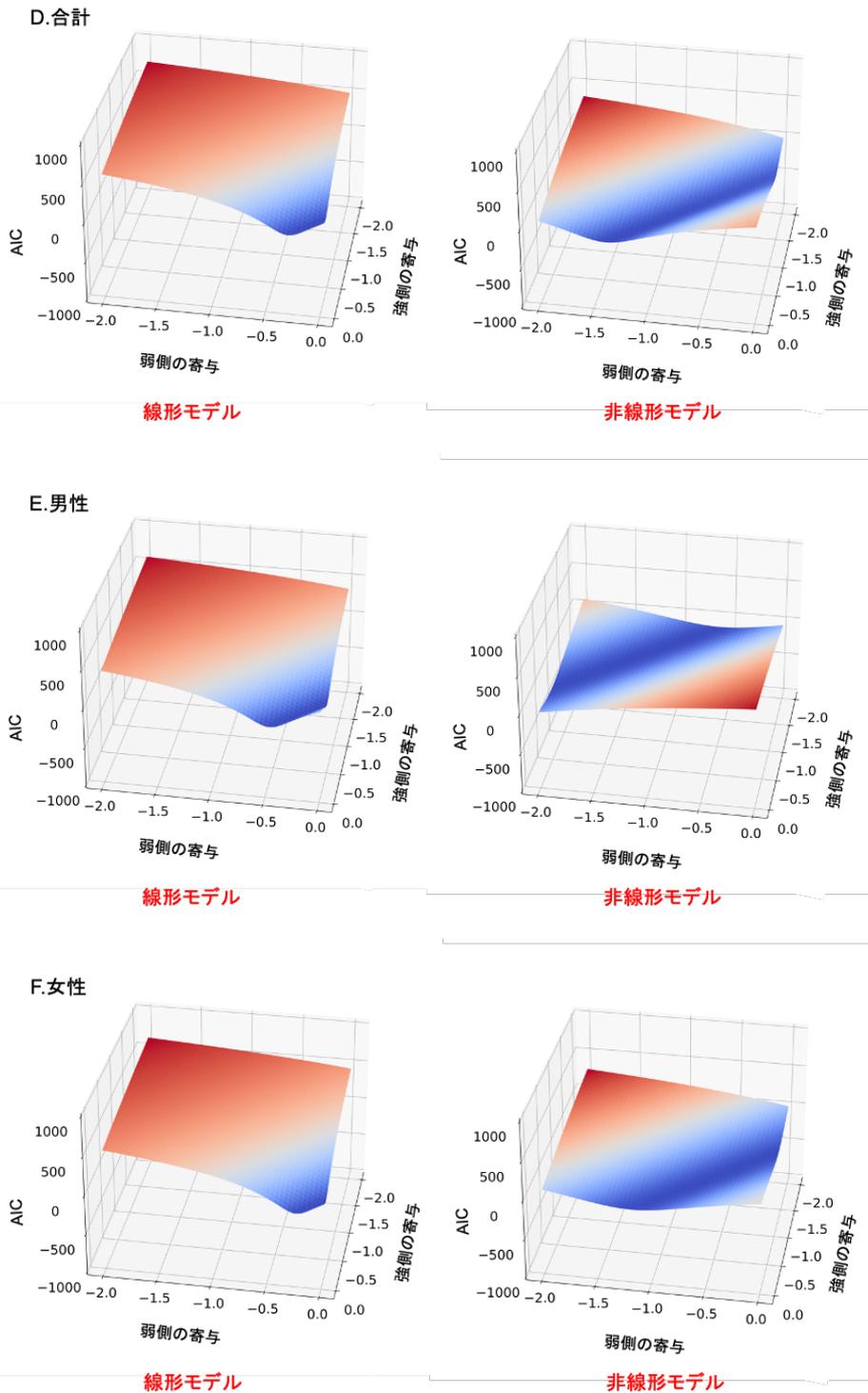
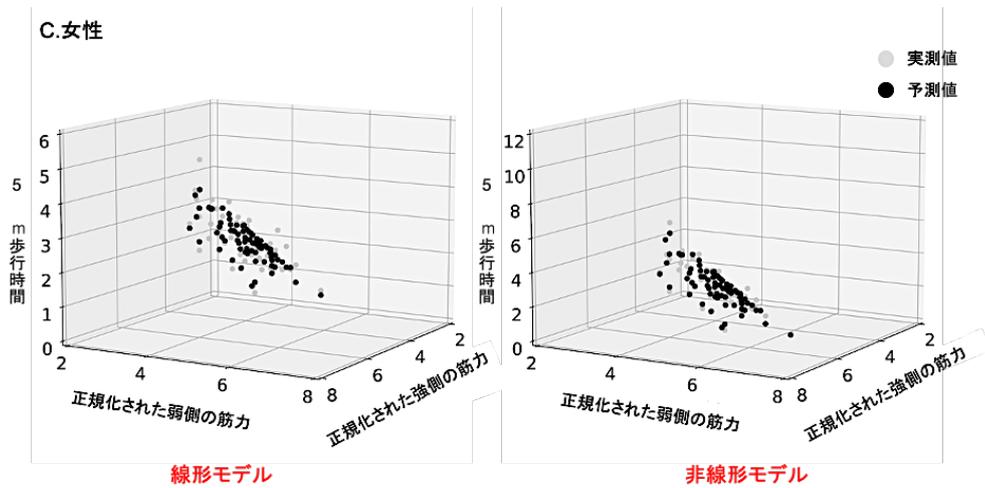
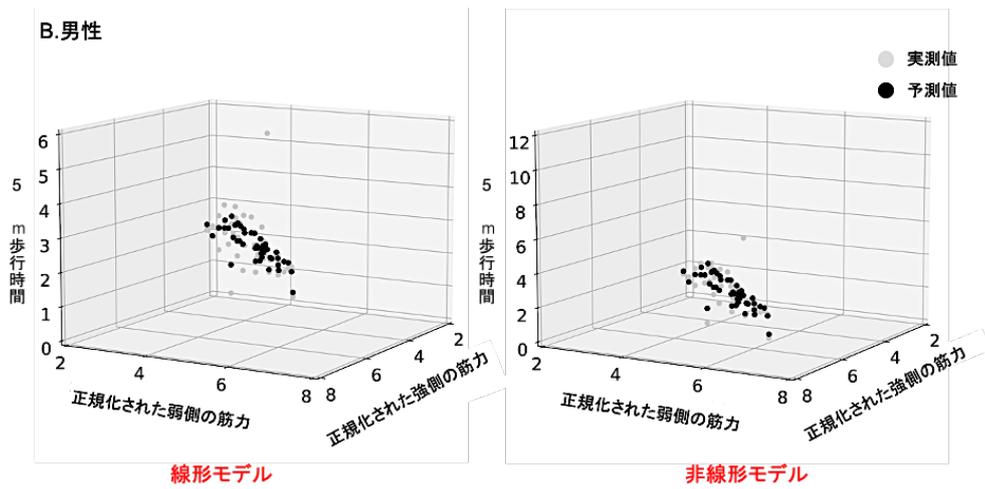
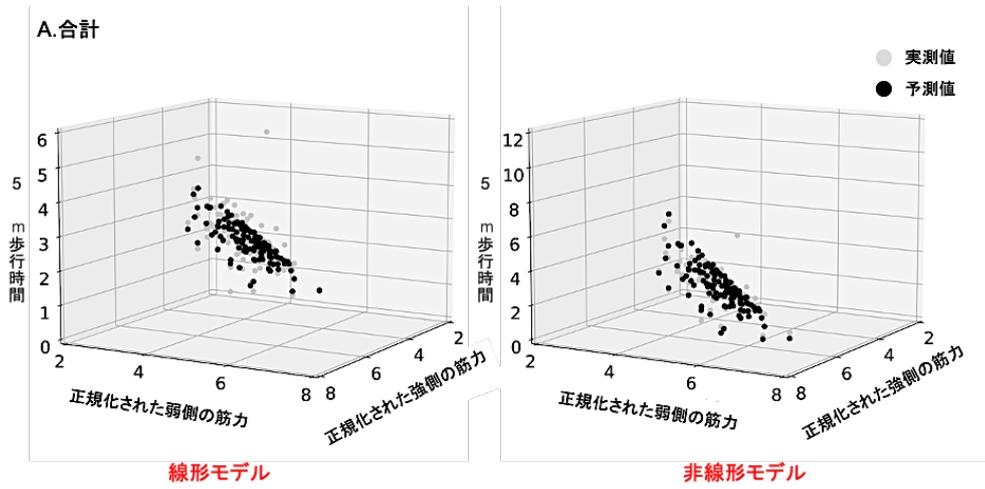


図 8 AIC 行列の 3 次元プロット

A~C は, 5 m 歩行時間に対する線形モデルおよび非線形モデルの合計 AIC 値を示す. 5 m 歩行時間における最小 AIC

値は，非線形モデル-156.06（男性-227.60，女性-332.41）よりも線形モデル-182.71（男性-228.25，女性-325.08）で小さかった．

D～FはTUG所要時間に対する線形モデル及び非線形モデルの合計AIC値を示す．TUG所要時間における最小AIC値は，線形モデル-16.49（男性-118.67，女性-88.88）よりも非線形モデル-19.06（男性-119.08，女性-95.42）で小さかった．



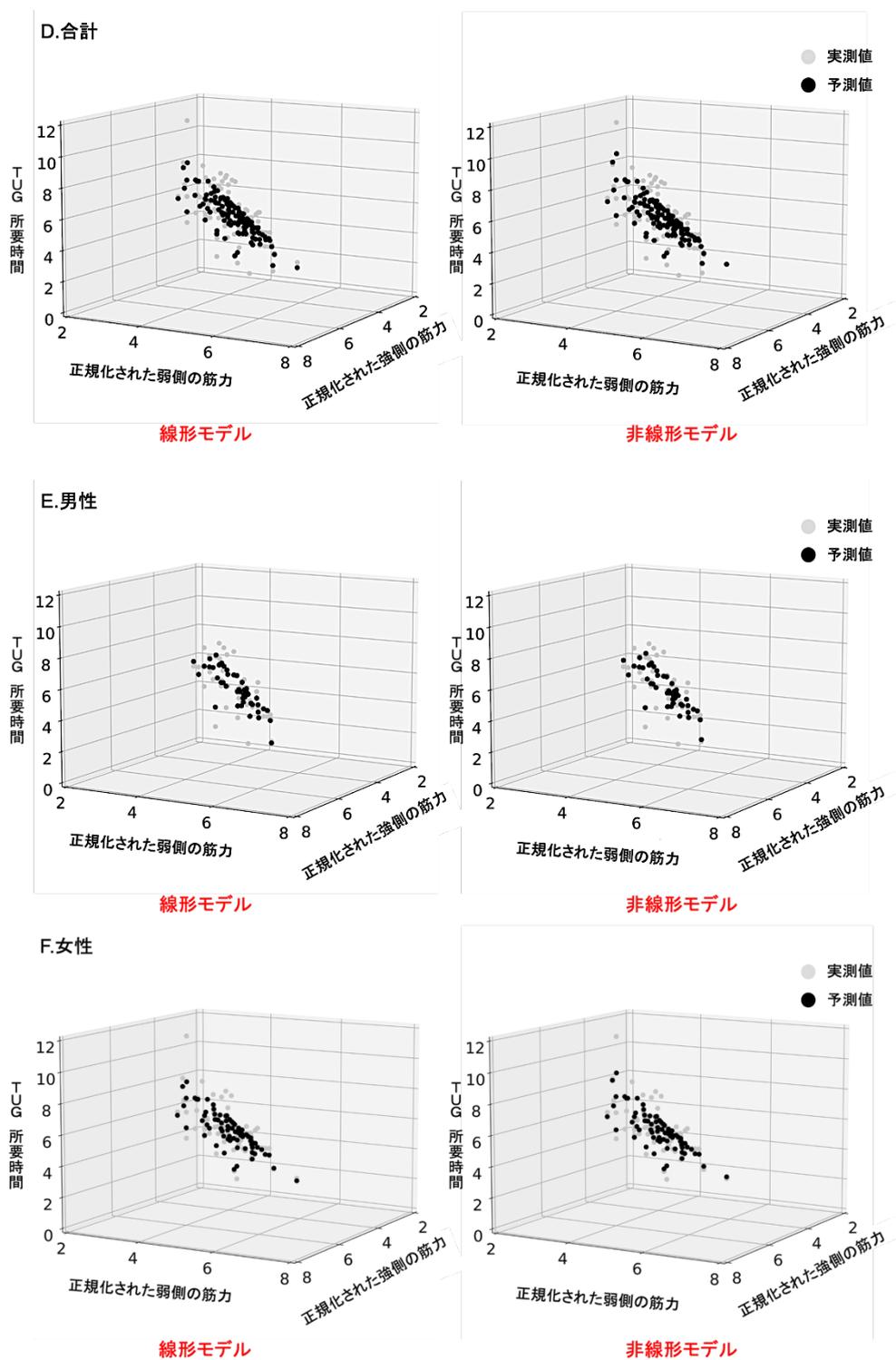
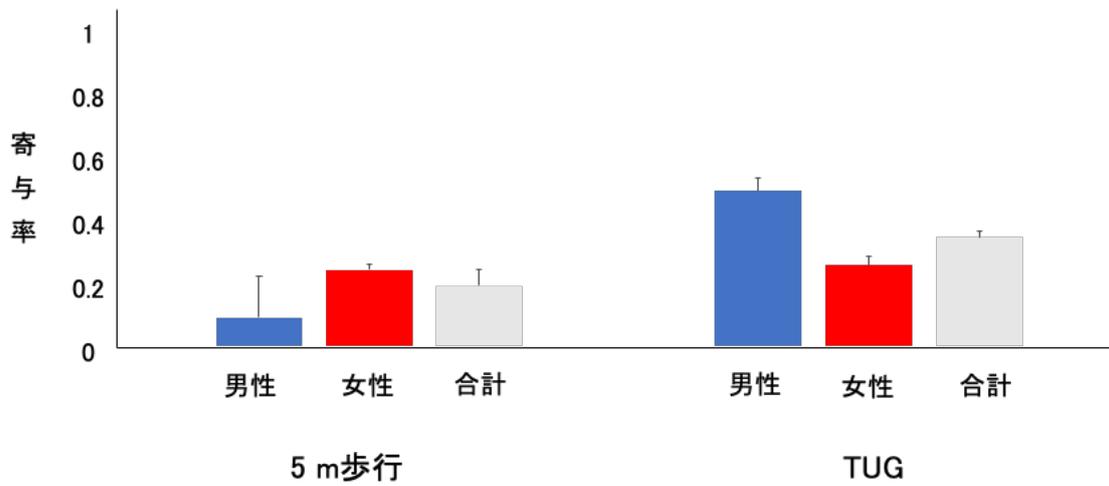


図 9 5 m 歩行時間の実測値と予測値の散布図

A～C は，5 m 歩行時間に対する線形モデルと非線形モデルにおける予測値（黒色円）と実測値（灰色円）を示し，D

～Fは，TUGに対する線形モデルと非線形モデルにおける予測値（黒色円）と実測値（灰色円）を示している．5 m 歩行時間と TUG 所要時間の予測値は，いずれも実測値に近似していた．

### A. 線形モデル



### B. 非線形モデル

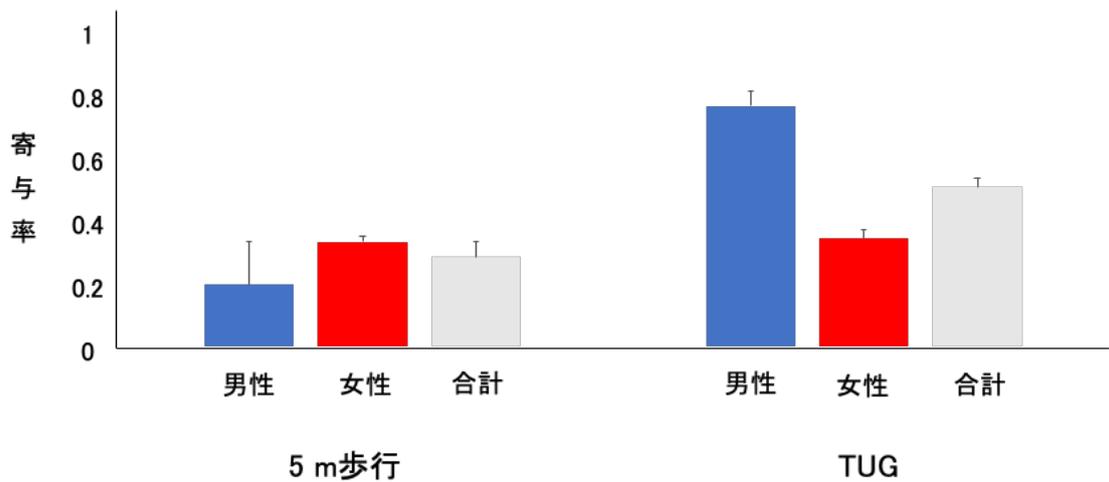


図 10 筋力の貢献率

線形モデル (A) では、5 m 歩行における筋力の貢献率は平均 0.19、標準偏差 0.55、TUG 所要時間における筋力の貢献率は平均 0.35、標準偏差 0.27 だった。

非線形モデル (B) では、5 m 歩行における筋力の貢献率は平均 0.29、標準偏差 0.60、TUG 所要時間における筋力の貢献率は平均 0.53、標準偏差 0.34 だった。

## 第 4 章 考察

### 第 1 節 結果のまとめ

本研究では，(a) 下肢パフォーマンスの種類によって強側と弱側の下肢筋力がパフォーマンスに及ぼす影響が変化する，(b) 下肢パフォーマンスの種類によって下肢筋力とパフォーマンスの関連性が線形あるいは非線形に変化するという仮説を検証した．解析の結果，5 m 歩行時間と等尺性膝伸展筋力体重比の関係性は線形であり，弱側よりも強側の等尺性膝伸展筋力体重比が歩行時間に強く影響を及ぼしていた．一方，TUG 所要時間と等尺性膝伸展筋力体重比の関係性は非線形であり，強側よりも弱側の等尺性膝伸展筋力体重比が TUG 所要時間に強く影響を及ぼしていた．

### 第 2 節 線形モデルと非線形モデル

下肢パフォーマンスと膝伸展筋力に関する横断的な研究では，線形モデルを用いた相関分析が中心となっている (Manty et al., 2012, Rantanen. and Avela., 1997, ML. et al., 2008, Bohannon, 1997). しかし，膝伸展筋力が歩行速度 (Bohannon, 1997) や TUG 所要時間 (Benavent-Caballer et al., 2016) と線形関係にあることを示した報告もあれば，相関が認められなかったという報告もある (Bohannon, 1997). 一方，膝伸展筋力と下肢パフォーマンスの関係性が非線形であるという報告もあり (Rantanen. and Avela., 1997), 各運動に必要な等尺性膝伸展筋力体重比の閾値は歩行で 0.6 Nm/kg, ベッド・トイレ・シャワーへの移乗で 0.8~1.2 Nm/kg であったとされて

いる (Suzuki et al., 2012, Suzuki et al., 2009).

本研究において、5 m 歩行時間と膝伸展筋力の関係は線形モデルに近似していたが、TUG 所要時間と筋力の関係は非線形モデルに近似していた。5 m 歩行時間と TUG で近似したモデルが異なるのは、5 m 歩行の方が座位からの立ち上がりを含む TUG よりも動作に必要な筋力水準が低いことが原因であると考えられる。今回の対象者の取り込み基準は、①麻痺や膝の痛み、怪我がなく、②歩行や座位保持のための補助器具を使用していない、③地域在住の者とした。60 歳台の日本人における等尺性膝伸展筋力体重比の平均±標準偏差は、男性で  $6.27 \pm 1.17$  N/kg、女性で  $4.9 \pm 0.98$  N/kg である (平澤有里 et al., 2004) のに対し、本研究における対象者の等尺性膝伸展筋力体重比は強側で  $5.39 \pm 1.30$  N/kg、弱側で  $4.89 \pm 1.27$  N/kg だったことから、健常平均程度の膝伸展筋力を有する対象者が多かったといえる。そのため、図 11A において灰色のゾーンに分布していることが推測される。この場合、筋力水準が低い時には下肢筋力とパフォーマンスが曲線の関係性に近づき、筋力水準が高い時には両者の関係性が線形に近づくことが想定される。そのため、より低い筋力水準で動作を遂行することが可能な歩行では線形モデルが近似し、より高い筋力水準が必要な TUG では非線形モデルが近似したことが推測される。

### 第 3 節 両下肢筋力の不均質効果

5 m 歩行時間では弱側よりも強側の等尺性膝伸展筋力の寄

与率が高く，TUG 所要時間では強側よりも弱側の等尺性膝伸展筋力体重比の寄与率が高かった．今回の対象者は 60 歳の日本人における等尺性膝伸展筋力体重比の平均程度の筋力を有していたことから(平澤有里 et al., 2004)，5 m 歩行時間では図 11B のように，強側の等尺性膝伸展筋力体重比の寄与が高い方が線形モデルへの近似性を高めることが推測される．一方，TUG 所要時間では図 11C のように，弱側の等尺性膝伸展筋力体重比の寄与が高い方が非線形モデルへの近似性を高めることが推測される．また筋力の貢献率は，5 m 歩行時間では平均 19%，TUG 所要時間では平均 53%だった．本研究では，強側と弱側の等尺性膝伸展筋力体重比の両方をモデルに組み込んだことにより，下肢パフォーマンスの種類に応じた適切なモデルの下で両下肢筋力の寄与率を求めることが可能だったと言える．

#### 第 4 節 臨床への示唆

本研究では，両下肢の膝伸展筋力と下肢パフォーマンスの関係性を反映したモデルを作成した．本モデルにより，両側の下肢筋力を基に歩行や立ち上がりを含む下肢パフォーマンスに必要な時間の予測値を具体的に推定することが可能になる．また反対に，一定時間の歩行や立ち上がりに必要な下肢筋力を具体的に推定することも可能になる．これらの知見は，高齢者の下肢パフォーマンスを向上するためのレジスタンストレーニングを実践する際の両下肢における具体的な目標値として使用することができる．

例えば，前期高齢者（75歳未満）では5 m歩行時間が男性で2.92秒，女性では3.70秒以下であれば，将来的に自立した生活を営むことができることが示唆されている（新開省二，2000）．男女の平均値を本研究における5 m歩行時間に関する線形モデル（式1）に代入すると，以下のように対象者が将来的に自立した生活を営むために必要な筋力水準を推定することが可能となる．

$$f(x) = \beta_s x_s + \beta_w x_w + \alpha + \varepsilon$$

$$x_s = 1.46\text{N} / \text{kg}$$

$$x_w = 1.33\text{N} / \text{kg}$$

このように対象者が将来的に自立した生活を営むために必要な筋力水準を推定することにより，リハビリテーション開始時において各対象者が最も優先して取り組むべき内容と目標値設定を行うことが可能となる．図12に，将来的に自立した生活を営むために必要な筋力水準を上回っている対象者と下回っている対象者を示す．筋力測定の結果が自立した生活を送るために必要な筋力水準を下回っている対象者には筋力トレーニングが優先されることが推測できる．一方，必要な筋力水準は上回っているが生活が自立していない対象者には筋力トレーニング以外の介入として行動スキルを向上させるなどの介入が必要となることが推測できる．さらに，生活は自立しているが筋力水準が低い対象者には予防的な筋力トレーニングが必要であると推測できる．

今後の発展的研究として、平地に比べて階段昇降では下肢の強側と弱側の貢献度が異なることが予想される。さらに、カゴを持つ・荷物を運搬する・カートを押すなどの手段的な生活行為に関連する運動については、下肢に加えて上肢の筋力を考慮する必要があると思われる。これらの点について検討を重ねることによって、歩行・起居動作といった基本的日常生活動作だけでなく、屋外移動・買い物動作といった手段的日常生活動作の自立度を高めるための目標値設定にも貢献できると考える。

## 第 5 節 限界

本研究では、臨床において広く普及しているハンドヘルドダイナモメーターを用いた等尺性膝伸展筋力の測定を行った。しかし、歩行や立ち上がりなどの日常生活における下肢パフォーマンス中には、筋長が短縮あるいは拡大しながら力を発揮する等張性収縮が行われる。そのため、今後はサイベックスなどの運動装置を用いて等張性収縮時の筋力を詳細に測定し、下肢パフォーマンス中の関節角度に応じた筋力発揮様式を検討する必要があると思われる。

また、本研究では、膝伸展筋力を下肢筋力の代表値として使用したが、足関節底屈筋力が最大歩行速度と歩幅を予測したという報告(Muehlbauer et al., 2018)、高齢者は若年成人よりも股関節伸筋の活動量が高く、膝関節伸筋と足首底屈筋の活動量が少なかったという報告(DeVita P and TJ, 2000)、高齢者では歩行の立脚後期に股関節屈筋の活動を増加させること

によって足首底屈筋力の低下を補う傾向があるという報告 (Judge JO et al., 1996)がある。 今後は、様々な筋収縮の様式や複数の筋群の筋力と下肢パフォーマンスとの関係を調査することで、より精度の高い予測ができる可能性があると思われる。

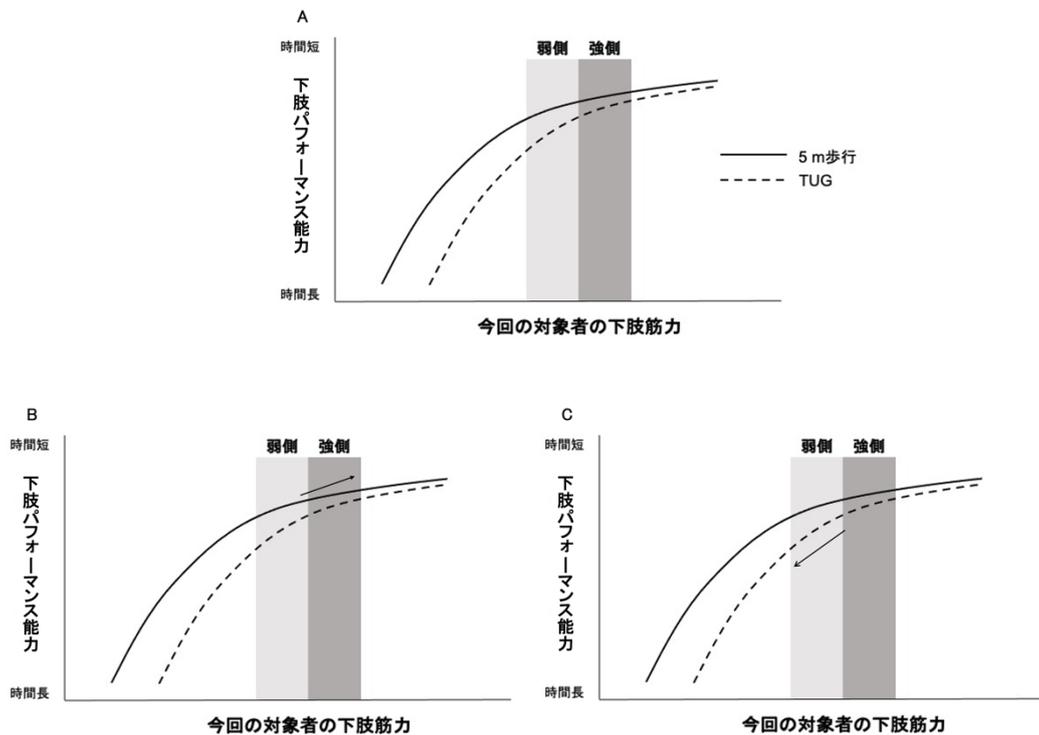


図 11 モデル近似のスキーム

実線は 5 m 歩行，破線は TUG，灰色のゾーンは対象群の筋力水準を表している．必要とする筋力水準が低いパフォーマンスの場合には下肢筋力とパフォーマンスが曲線の関係性になり，筋力水準が高いパフォーマンスの場合には両者の関係性が線形に近づくことが想定される (A)．5 m 歩行時間では強側の等尺性膝伸展筋力体重比の寄与が高い方が線形モデルへの近似性を高めることが推測される (B)．TUG 所要時間では弱側の等尺性膝伸展筋力体重比の寄与が高い方が非線形モデルへの近似性を高めることが推測される (C)．

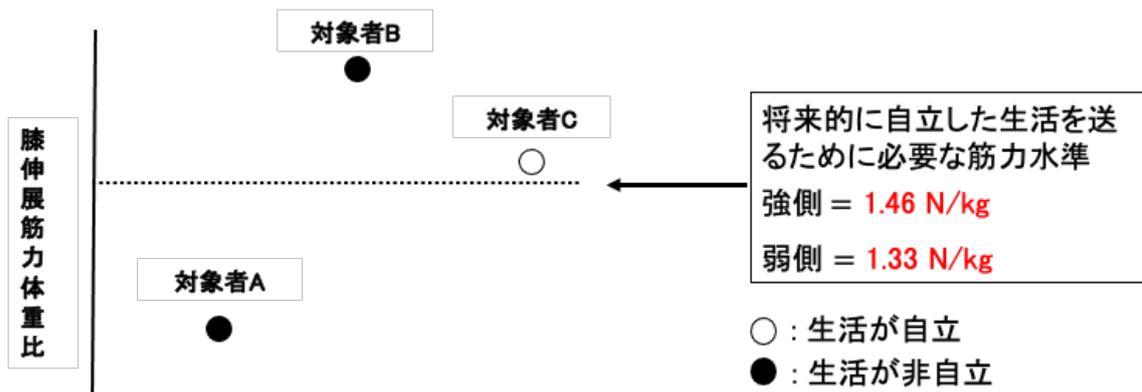


図 12 臨床への応用

図の縦軸は等尺性膝伸展筋力体重比，破線は自立した生活を送るために必要な筋力水準，黒丸は生活が自立していない対象者，白丸は自立している対象者を示す．対象者 A の場合，明らかに筋力が生活自立に必要な水準を下回っているため，この対象者が自立するためには筋力トレーニングを行う必要があることが分かる．対象者 B の場合，筋力は生活自立に必要な水準を上回っているため，この対象者が自立するためには筋力トレーニングよりも行動スキルを向上させるなどの他の介入が必要であることが分かる．対象者 C の場合，生活自立に必要な筋力を上回っているものの，予備力が小さいため，予防的な筋力トレーニングが必要であることが分かる．

## 第 5 章 結論

5 m 歩行時間と等尺性膝伸展筋力体重比の関係性は線形であり，弱側よりも強側の等尺性膝伸展筋力体重比が歩行時間に強く影響を及ぼしていた．一方，TUG 所要時間と等尺性膝伸展筋力体重比の関係性は非線形であり，強側よりも弱側の等尺性膝伸展筋力体重比が TUG 所要時間に強く影響を及ぼしていた．

このように，本研究では，下肢パフォーマンスの種類によって強側と弱側の下肢筋力がパフォーマンスに及ぼす影響が変化すること，下肢パフォーマンスの種類によって下肢筋力とパフォーマンスの関連性が線形あるいは非線形に変化することを明らかにした．

本研究による知見は中高齢者の下肢パフォーマンスを向上するためのトレーニングを行う際，下肢筋力の目標値を適切に推定することに寄与することができると考えられる．

## 参考文献

- ABELLAN VAN KAN, G., ROLLAND, Y., ANDRIEU, S., BAUER, J., BEAUCHET, O., BONNEFOY, M., CESARI, M., DONINI, L. M., GILLETTE GUYONNET, S., INZITARI, M., NOURHASHEMI, F., ONDER, G., RITZ, P., SALVA, A., VISSER, M. & VELLAS, B. 2009. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *J Nutr Health Aging*, 13, 881-9.
- ANAN, M., HATTORI, H., TANIMOTO, K., WAKIMOTO, Y., IBARA, T., KITO, N. & SHINKODA, K. 2017. The coordination of joint movements during sit-to-stand motion in old adults: the uncontrolled manifold analysis. *Phys Ther Res.*, 20, 44-50.
- ANAN, M., OKUMURA, K., KITO, N. & SHINKODA, K. 2008. Effects of Variation in Cushion Thickness on the Sit-to-Stand Motion of Elderly People. *J. Phys. Ther. Sci.*, 20, 51-57.
- ANDREWS, A., THOMAS, M. & BOHANNON, R. W. 1996. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Physical Therapy & Rehabilitation Journal.*, 76, 248-59.
- BENAVENT-CABALLER, V., SENDIN-MAGDALENA, A., LISON, J. F., ROSADO-CALATAYUD, P., AMER-

- CUENCA, J. J., SALVADOR-COLOMA, P. & SEGURA-ORTI, E. 2016. Physical factors underlying the Timed "Up and Go" test in older adults. *Geriatr Nurs*, 37, 122-7.
- BOHANNON, R. W. 1997. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing*, 26, 15-9.
- BOHANNON, R. W., BUBELA, D. J., WANG, Y.-C., MAGASI, S. R. & GERSHON, R. C. 2011. Adequacy of Belt-Stabilized Testing of Knee Extension Strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25.
- BOHANNON, R. W., MAGASI, S. R., BUBELA, D. J., WANG, Y. C. & GERSHON, R. C. 2012. Grip and knee extension muscle strength reflect a common construct among adults. *Muscle Nerve*, 46, 555-8.
- CESARI, M., KRITCHEVSKY, S. B., NEWMAN, A. B., SIMONSICK, E. M., HARRIS, T. B., PENNINX, B. W., BRACH, J. S., TYLAVSKY, F. A., SATTERFIELD, S., BAUER, D. C., RUBIN, S. M., VISSER, M., PAHOR, M., HEALTH, A. & BODY COMPOSITION, S. 2009. Added value of physical performance measures in predicting adverse health-related events: results from the Health, Aging And Body Composition Study. *J Am Geriatr Soc*, 57, 251-9.
- DEVITA P & TJ, H. 2000. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Appl Physiol*, 88, 1804-

1811.

DM., B., ME., C., BJ., D. L., PC., E., AJ., M. & AL., P. R. E. 1997. The effect of strength and endurance training on gait, balance, fall risk, and health services use in community-living older adults. *J Gerontology*, 52A, M218-224.

GONZALEZ ROJAS, H. A., CUEVAS, P. C., ZAYAS FIGUERAS, E. E., FOIX, S. C. & SANCHEZ EGEA, A. J. 2018. Time measurement characterization of stand-to-sit and sit-to-stand transitions by using a smartphone. *Med Biol Eng Comput*, 56, 879-888.

GÖTZ-NEUMANN, K., 月城慶一 & 山本澄子 2006. 観察による歩行分析 —筋活動とバイオメカニクス—のコピー. *総合リハビリテーション*, 34, 107-116.

GREVE, C., HORTOBAGYI, T. & BONGERS, R. M. 2019. Flexibility in joint coordination remains unaffected by force and balance demands in young and old adults during simple sit-to-stand tasks. *Eur J Appl Physiol*, 119, 419-428.

GREVE, C., ZIJLSTRA, W., HORTOBAGYI, T. & BONGERS, R. M. 2013. Not all is lost: old adults retain flexibility in motor behaviour during sit-to-stand. *PLoS One*, 8, e77760.

GURALNIK, J. M., FERRUCCI, L., PIEPER, C. F., LEVEILLE, S. G., MARKIDES, K. S., OSTIR, G. V., STUDENSKI, S., BERKMAN, L. F. & WALLACE, R. B. 2000. Lower

Extremity Function and Subsequent Disability: Consistency Across Studies, Predictive Models, and Value of Gait Speed Alone Compared With the Short Physical Performance Battery. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*, 55A, 221-231.

HAYASHIDA, I., TANIMOTO, Y., TAKAHASHI, Y., KUSABIRAKI, T. & TAMAKI, J. 2014. Correlation between muscle strength and muscle mass, and their association with walking speed, in community-dwelling elderly Japanese individuals. *PLoS One*, 9, e111810.

HH, A., C, R., EM, S., JD, W., C, D., WT, A., SR, R., M, C., AB, N., TB, H., SM, R., K, Y., S, S. & STUDY., K. S. H. A. 2007. Cognitive Function, Gait Speed Decline, and Comorbidities: The Health, Aging and Body Composition Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 62, 844-50.

HORTOBAGYI, T., LESINSKI, M., GABLER, M., VANSWEARINGEN, J. M., MALATESTA, D. & GRANACHER, U. 2015. Effects of Three Types of Exercise Interventions on Healthy Old Adults' Gait Speed: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*, 45, 1627-43.

IJMKER, T. & LAMOTH, C. J. 2012. Gait and cognition: the relationship between gait stability and variability with executive function in persons with and without dementia. *Gait Posture*, 35, 126-30.

- J., S., DN., C. & SV, O. 2001. Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. *J Gerontology*, 56A, M281-286.
- JAN M, P., ALAN L, E. & GEORGE, D. 1995. Gait Speed and Activities of Daily Living Function in Geriatric Patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 76, 997-9.
- JUDGE JO, DAVIS RB & S:, O. 1996. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 51, 303–312.
- LAROCHE, D. P., VILLA, M. R., BOND, C. W. & COOK, S. B. 2017. Knee extensor power asymmetry is unrelated to functional mobility of older adults. *Exp Gerontol*, 98, 54-61.
- MANTY, M., DE LEON, C. F., RANTANEN, T., ERA, P., PEDERSEN, A. N., EKMANN, A., SCHROLL, M. & AVLUND, K. 2012. Mobility-related fatigue, walking speed, and muscle strength in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 67, 523-9.
- MARINO, F. R., LESSARD, D. M., SACZYNSKI, J. S., MCMANUS, D. D., SILVERMAN-LLOYD, L. G., BENSON, C. M., BLAHA, M. J. & WARING, M. E. 2019. Gait Speed and Mood, Cognition, and Quality of Life in Older Adults With Atrial Fibrillation. *J Am Heart Assoc*, 8, e013212.
- MARTIN-SOSA, E., MARTINEZ-REINA, J., MAYO, J. &

- OJEDA, J. 2019. Influence of musculotendon geometry variability in muscle forces and hip bone-on-bone forces during walking. *PLoS One*, 14, e0222491.
- MARTINS, J., DA SILVA, J. R., DA SILVA, M. R. B. & BEVILAQUA-GROSSI, D. 2017. Reliability and Validity of the Belt-Stabilized Handheld Dynamometer in Hip- and Knee-Strength Tests. *J Athl Train*, 52, 809-19.
- MILLER, M. E., MAGAZINER, J., MARSH, A. P., FIELDING, R. A., GILL, T. M., KING, A. C., KRITCHEVSKY, S., MANINI, T., MCDERMOTT, M. M., NEIBERG, R., ORWIG, D., SANTANASTO, A. J., PAHOR, M., GURALNIK, J., REJESKI, W. J. & INVESTIGATORS, L. 2018. Gait Speed and Mobility Disability: Revisiting Meaningful Levels in Diverse Clinical Populations. *J Am Geriatr Soc*, 66, 954-961.
- ML., P., KF., J. & D., N. 2008. The Relationship between Lower Extremity Strength and Power to Everyday Walking Behaviors in Older Adults with Functional Limitations. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 31, 24-31.
- MUEHLBAUER, T., GRANACHER, U., BORDE, R. & HORTOBAGYI, T. 2018. Non-Discriminant Relationships between Leg Muscle Strength, Mass and Gait Performance in Healthy Young and Old Adults. *Gerontology*, 64, 11-18.
- NOMURA, T., KAWAE, T., KATAOKA, H. & IKEDA, Y. 2018. Assessment of lower extremity muscle mass, muscle

- strength, and exercise therapy in elderly patients with diabetes mellitus. *Environ Health Prev Med*, 23, 20.
- PAI, Y.-C. & ROGERS, M. W. 1991. Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23, 225-230.
- PERKIN, O. J., MCGUIGAN, P. M., THOMPSON, D. & STOKES, K. A. 2018. Habitual physical activity levels do not predict leg strength and power in healthy, active older adults. *PLoS One*, 13, e0200089.
- PHILIPPA M DALL.1, A. K. 2010. Frequency of the sit to stand task: an observational study of free-living adults. *Applied Ergonomics*. , 41, 58-61.
- PION, C. H., BARBAT-ARTIGAS, S., ST-JEAN-PELLETIER, F., CHEVALIER, S., GAUDREAU, P., GOUSPILLOU, G., MORAIS, J. A., BELANGER, M. & AUBERTIN-LEHEUDRE, M. 2017. Muscle strength and force development in high- and low-functioning elderly men: Influence of muscular and neural factors. *Exp Gerontol*, 96, 19-28.
- RAMIREZ-VELEZ, R., PEREZ-SOUSA, M. A., VENEGAS-SANABRIA, L. C., CHAVARRO-CARVAJAL, D. A., CANO-GUTIERREZ, C. A., CORREA-BAUTISTA, J. E., GONZALEZ-RUIZ, K. & IZQUIERDO, M. 2019. Gait speed moderates the adverse effect of obesity on dependency in older Colombian adult. *Exp Gerontol*, 127,

110732.

RANTANEN., T. & AVELA., J. 1997. Leg Extension Power and Walking Speed in Very Old People Living Independently. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 52, M225-31.

SANDERS, J. B., BREMMER, M. A., COMIJS, H. C., VAN DE VEN, P. M., DEEG, D. J. H. & BEEKMAN, A. T. F. 2017. Gait Speed and Processing Speed as Clinical Markers for Geriatric Health Outcomes. *Am J Geriatr Psychiatry*, 25, 374-385.

SHUMWAY-COOK A, BRAUER S & M., W. 2000. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther*, 80, 896-903.

STEPHEN B. HULLEY, STEVEN R. CUMMINGS, WARREN S. BROWNER, DEBORAH G. GRADY & NEWMAN, T. B. 2007. Designing clinical research. *Lippincott Williams & Wilkins*.

STUDENSKI, S., PERERA, S., PATEL, K., ROSANO, C., FAULKNER, K., INZITARI, M., BRACH, J., CHANDLER, J., CAWTHON, P., CONNOR, E. B., NEVITT, M., VISSER, M., KRITCHEVSKY, S., BADINELLI, S., HARRIS, T., NEWMAN, A. B., CAULEY, J., FERRUCCI, L. & GURALNIK, J. 2011. Gait speed and survival in older adults. *JAMA*, 305, 50-8.

SUGANUMA, J. Y., COSTA, T. Y. D., SILVA, W. R. D. & SPEXOTO, M. C. B. 2020. Gait speed and malnutrition in

- hospitalized patients and the quality of life of their caregivers. *Rev Bras Enferm*, 73Suppl 5, e20190776.
- SUGIURA, H. & DEMURA, S. 2012. Effect of subjective knee-joint pain on the laterality of knee extension strength and gait in elderly women. *Arch Gerontol Geriatr*, 54, 366-9.
- SUZUKI, M., KIRIMOTO, H., INAMURA, A., YAGI, M., OMORI, Y. & YAMADA, S. 2012. The relationship between knee extension strength and lower extremity functions in nursing home residents with dementia. *Disabil Rehabil*, 34, 202-9.
- SUZUKI, M., SUZUKI, T., WANG, Y. J. & HAMAGUCHI, T. 2019. Changes in Magnitude and Variability of Corticospinal Excitability During Rewarded Time-Sensitive Behavior. *Front Behav Neurosci*, 13, 147.
- SUZUKI, M., YAMADA, S., INAMURA, A., OMORI, Y., KIRIMOTO, H., SUGIMURA, S. & MIYAMOTO, M. 2009. Reliability and validity of measurements of knee extension strength obtained from nursing home residents with dementia. *Am J Phys Med Rehabil*, 88, 924-33.
- TRINLER, U., HOLLANDS, K., JONES, R. & BAKER, R. 2018. A systematic review of approaches to modelling lower limb muscle forces during gait: Applicability to clinical gait analyses. *Gait Posture*, 61, 353-361.
- UEMATSU, A., TSUCHIYA, K., KADONO, N., KOBAYASHI, H., KAETSU, T., HORTOBAGYI, T. & SUZUKI, S. 2014. A

- behavioral mechanism of how increases in leg strength improve old adults' gait speed. *PLoS One*, 9, e110350.
- URS, G., THOMAS, M., LUKAS, Z., ALBERT, G. & KRESSIG, R. W. 2011. Comparison of Traditional and Recent Approaches in the Promotion of Balance and Strength in Older Adults. *Sports Med*, 41, 377-400.
- VICCARO, L. J., PERERA, S. & STUDENSKI, S. A. 2011. Is timed up and go better than gait speed in predicting health, function, and falls in older adults? *J Am Geriatr Soc*, 59, 887-92.
- WATSON, N. L., ROSANO, C., BOUDREAU, R. M., SIMONSICK, E. M., FERRUCCI, L., SUTTON-TYRRELL, K., HARDY, S. E., ATKINSON, H. H., YAFFE, K., SATTERFIELD, S., HARRIS, T. B., NEWMAN, A. B. & HEALTH, A. B. C. S. 2010. Executive function, memory, and gait speed decline in well-functioning older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 65, 1093-100.
- YOSHIOKA, S., NAGANO, A., HAY, D. C. & FUKASHIRO, S. 2009. Biomechanical analysis of the relation between movement time and joint moment development during a sit-to-stand task. *Biomed Eng Online*, 8, 27.
- 市橋則明，日高正己，浦野由紀子，吉田正樹，伊藤浩充 & 敏博，森．1997．脚伸展動作と膝伸展動作の運動学的分析—Closed Kinetic Chain と Open Kinetic Chain の違い—．*理学療法学*, 24, 341-6.

- 上杉雅之 & 西守隆 2016. 動作のメカニズムがよくわかる  
実践！動作分析. 医歯薬出版株式会社, 68-106.
- 川島敏生, 三ツ木豊, 川島昭彦, 野鳥長子, 三ツ木裕子, 田  
村真佐美, 東裕一, 横塚政久 & 栗山節郎 1993. クロ  
ーズドキネティックチェーンとの関連からみた等速性  
筋力評価における測定速度の検討. 理学療法学, 20,  
14-8.
- 小柳磨毅, 西村敦, 山下協子 & 大西秀明 2015. PT・OT の  
ための運動学テキスト. 金原出版株式会社.
- 新開省二 2000. 地域在宅高齢者の「要介護」予防をめざし  
た目標体力水準設定-中年からの老化予防に関する医  
学的研究-. 東京都老人総合研究所, 151-57.
- 平澤有里, 長谷川輝美, 松下和彦 & 山崎裕司. 2004. 高齢  
者の等尺性膝伸展筋力. PT ジャーナル, 38, 330-333.
- 山崎裕司, 長谷川輝美, 横山仁志, 青木詩子, 笠原美千代,  
大森圭貢 & 平木幸治 2002. 等尺性膝伸展筋力と移動  
動作の関連—運動器疾患のない高齢患者を対象として.  
総合リハビリテーション, 30, 742-52.

## 謝 辞

稿を終えるにあたり，本研究についての貴重なご助言，ご指導を賜りました，東京家政大学大学院人間生活学総合研究科の鈴木誠先生，大澤力先生，佐藤吉朗先生，宮島祐先生，清水順市先生に深く感謝いたします。

