

茨城県立医療大学大学院博士論文

変形性膝関節症と人工膝関節全置換術を対象にした  
大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係

蛭原文吾

茨城県立医療大学大学院保健医療科学研究科博士後期課程  
保健医療科学専攻

2022年3月

## 目次

要旨.....	1
第1章. 序論	
1.1. 研究背景 .....	3
1.1.1. 我が国の人口構造の変化に伴う問題とその対策.....	3
1.1.2. 介護予防と変形性膝関節症の関係.....	3
1.1.3. 変形性膝関節症と人工膝関節全置換術における理学療法のエビデンス..	4
1.1.4. 変形性膝関節症と人工膝関節全置換術の歩行.....	4
1.1.5. 歩行速度の改善の重要性.....	4
1.1.6. 歩行速度に関連する要因.....	5
1.1.7. 大腿四頭筋腱ヤング率の測定.....	5
1.2. 目的と意義.....	7
1.3. 本論文の構成.....	8
1.4. 倫理的配慮.....	9
第2章. 第1研究：重度変形性膝関節症における大腿四頭筋腱ヤング率と歩行遊脚期の膝関節最大屈曲角度の関係	
2.1. 目的.....	10
2.2. 方法.....	11
2.2.1. 参加者.....	11
2.2.2. 関節可動域.....	11
2.2.3. 大腿四頭筋腱ヤング率.....	12
2.2.4. 歩行パラメーター.....	17
2.2.5. 歩行時痛.....	18
2.2.6. 統計分析.....	19
2.3. 結果.....	20
2.3.1. 身体的特徴.....	20
2.3.2. 測定値.....	21
2.3.3. 相関分析.....	22
2.3.4. 重回帰分析.....	24
2.4. 考察.....	25
2.5. 結論.....	27
第3章. 第2研究：重度変形性膝関節症における大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係	
3.1. 目的.....	28
3.2. 方法.....	29
3.2.1. 参加者.....	29

3.2.2. 関節可動域.....	29
3.2.3. 大腿四頭筋腱ヤング率.....	29
3.2.4. 膝関節の伸展筋力.....	29
3.2.5. 歩行パラメーター.....	30
3.2.6. 歩行時痛.....	31
3.2.7. 統計分析.....	31
3.3. 結果.....	32
3.3.1. 身体的特徴.....	32
3.3.2. 測定値.....	33
3.3.3. 相関分析.....	34
3.3.4. 構造方程式モデリング.....	35
3.4. 考察.....	37
3.5. 結論.....	38

#### 第4章. 第3研究：人工膝関節全置換術前後における大腿四頭筋腱ヤング率の変化量と歩行速度の変化量の関係

4.1. 目的.....	39
4.2. 方法.....	40
4.2.1. 参加者.....	40
4.2.2. 周径.....	40
4.2.3. 関節可動域.....	40
4.2.4. 大腿四頭筋腱ヤング率.....	40
4.2.5. 膝関節の伸展筋力.....	41
4.2.6. 片脚立位.....	41
4.2.7. 歩行パラメーター.....	41
4.2.8. 歩行時痛.....	42
4.2.9. 日本整形外科学会膝疾患治療成績判定基準.....	42
4.2.10. 統計分析.....	44
4.3. 結果.....	45
4.3.1. 身体的特徴.....	45
4.3.2. 人工膝関節全置換術前後の比較.....	46
4.3.3. 測定値の変化量.....	47
4.3.4. 変化量の相関分析.....	48
4.3.5. 変化量のパス解析.....	49
4.4. 考察.....	50
4.5. 結論.....	51

#### 第5章. 総括

5.1. 総合考察.....	52
5.2. 本研究の限界.....	53

5. 3. 結論.....	54
第 6 章. 謝辞.....	55
第 7 章. 引用文献.....	56

## 表一覧

表 1. 各研究の対象と主な調査項目.....	8
表 2. 第 1 研究における参加者の身体的特徴.....	20
表 3. 第 1 研究の測定値.....	21
表 4. 遊脚期の膝関節最大屈曲角度とその他測定値間の相関係数.....	22
表 5. 大腿四頭筋腱ヤング率と身体的特徴間の相関係数.....	23
表 6. 遊脚期の膝関節最大屈曲角度を目的変数とした重回帰分析.....	24
表 7. 第 2 研究における参加者の身体的特徴.....	32
表 8. 第 2 研究の測定値.....	33
表 9. 歩行速度とその他測定値間の相関係数.....	34
表 10. 第 3 研究における参加者の身体的特徴.....	45
表 11. 人工膝関節全置換術前後の比較.....	46
表 12. 第 3 研究の測定値の変化量.....	47
表 13. 変化量間の相関係数.....	48

## 図一覧

図 1.	ヤング率.....	6
図 2.	調査同意書.....	9
図 3.	関節可動域測定.....	11
図 4.	超音波画像診断装置とプローブ.....	13
図 5.	ShearWave Elastography の測定肢位.....	14
図 6.	超音波検査による大腿四頭筋腱の確認.....	15
図 7.	ShearWave Elastography のプローブの当てかた.....	16
図 8.	ShearWave Elastography の測定部位と測定範囲.....	16
図 9.	反射マーカの貼り付け部位.....	17
図 10.	歩行解析の様子.....	18
図 11.	歩行時痛の測定.....	18
図 12.	筋力測定の様子.....	30
図 13.	歩行速度の構造方程式モデリング.....	36
図 14.	日本整形外科学会膝疾患治療成績判定基準.....	43
図 15.	変化量のパス図.....	49

## 略語一覧

膝 OA ; Knee osteoarthritis : 変形性膝関節症

TKA ; Total knee arthroplasty : 人工膝関節全置換術

BMI ; Body mass index : 体格指数

ROM ; Range of motion : 関節可動域

SWE ; ShearWave Elastography : シアウェーブエラストグラフィ

KL grade ; Kellgren-Lawrence grade : ケルグレン・ローレンス分類

FTA ; Femorotibial angle : 大腿脛骨角

B ; Partial regression coefficient : 偏回帰係数

$\beta$  ; Standardized partial regression coefficient : 標準偏回帰係数

VIF ; Variance inflation factor : 分散インフレ係数

CFI ; Comparative fit index : 比較適合指標

RMSEA ; Root mean square error of approximation : 近似の平均平方誤差平方根

JOA スコア ; Knee scoring system of the Japanese Orthopaedic Association :  
日本整形外科学会膝疾患治療成績判定基準

## 博士論文に関連する研究業績

### 投稿論文

1. Bungo Ebihara, Hirotaka Mutsuzaki, Takashi Fukaya. Relationships between quadriceps tendon elasticity and knee flexion angle in young healthy adults. *Medicina (Kaunas)*. 2019; 55(2): 53.
2. Bungo Ebihara, Takashi Fukaya, Hirotaka Mutsuzaki. Relationship between quadriceps tendon Young's modulus and maximum knee flexion angle in the swing phase of gait in patients with severe knee osteoarthritis. *Medicina (Kaunas)*. 2020; 56(9): 437.
3. Bungo Ebihara, Hirotaka Mutsuzaki, Takashi Fukaya, Koichi Iwai. Interpretation of causal relationship between quadriceps tendon Young's modulus and gait speed by structural equation modeling in patients with severe knee osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*. 2021; 29(2): 23094990211034003.
4. Bungo Ebihara, Hirotaka Mutsuzaki, Takashi Fukaya, Koichi Iwai. Influence of the amount of change in quadriceps tendon Young's modulus on amount of change in walking speed before and after total knee arthroplasty. *Medicina (Kaunas)*. 2021; 57(12): 1329.

## 要旨

### 【はじめに】

変形性膝関節症 (Knee osteoarthritis ; 膝 OA) は関節の破壊から歩行機能障害を呈する疾患である。そのため、膝 OA の歩行速度は健常者に比べて低下している。関節の破壊が進行した重症例は人工膝関節全置換術 (Total knee arthroplasty ; TKA) の適応となる。TKA が施行されれば徐々に歩行機能は改善していくが、それでも歩行速度の低下は残存することが報告されている。歩行速度は障害の発生や転倒に関わる要因である。したがって、介護予防が推進される我が国において、膝 OA と TKA の歩行速度を維持、改善することには意義があると言える。

歩行速度に関連する要因には、筋力や関節可動域、痛み等がある。くわえて、我々は修士論文において、大腿四頭筋腱の硬さと歩行速度に負の相関があることを報告した。しかし、この関係性は明確になっておらず、さらなる研究を必要としている。

本研究の目的は、膝 OA と TKA を対象に、大腿四頭筋腱の硬さと歩行速度の関係を明らかにすることである。臨床的意義として、もし大腿四頭筋腱の硬さが歩行速度を低下させる原因であれば、大腿四頭筋腱の硬さを低下させることで、歩行速度を改善することができるかもしれない。

### 【方法】

本研究の目的を達成するために、第 1 から第 3 の研究を立案した。

第 1 研究の目的は、重度膝 OA を対象に、大腿四頭筋腱の硬さと遊脚期の膝関節最大屈曲角度の関係を明らかにすることである。この目的を達成するために、30 名の参加者を集めて測定を実施した。測定項目は膝関節の関節可動域と硬さの指標である大腿四頭筋腱ヤング率、歩行速度、歩幅、歩行率、遊脚期の膝関節最大屈曲角度、歩行時痛である。なお、大腿四頭筋腱ヤング率は ShearWave Elastography を用いて測定した。そして、歩行に関するデータは、三次元動作解析装置を用いて通常歩行を解析することで求めた。統計分析は遊脚期の膝関節最大屈曲角度を目的変数とした、重回帰分析を行った。

第 2 研究の目的は、重度膝 OA を対象に、大腿四頭筋腱の硬さと歩行速度の関係を明らかにすることである。この目的を達成するために、36 名の参加者を集めて測定を実施した。測定項目は膝関節の関節可動域と大腿四頭筋腱ヤング率、膝関節の伸展筋力、歩行速度、歩幅、歩行率、遊脚期の膝関節最大屈曲角度、踵接地時の膝関節屈曲角度、歩行時痛である。統計分析は構造方程式モデリングを行った。

第 3 研究の目的は、TKA 前後を対象に、大腿四頭筋腱の硬さの変化量と歩行速度の変化量の関係について示唆を得ることである。この目的を達成するために、16 名の参加者を集め、術前と術後 1 年に測定を実施した。測定項目は膝関節の周径と関節可動域、大腿四頭筋腱ヤング率、膝関節の伸展筋力、片脚立位保持時間、歩行速度、歩幅、歩行率、遊脚期の膝関節最大屈曲角度、歩行時痛、日本整形外

科学会膝疾患治療成績判定基準である。統計分析にあたり、まず術後1年の測定値から術前の測定値を引くことで変化量を求めた。そして、変化量を用いてパス解析を行った。

### 【結果】

第1研究の重回帰分析の結果、遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明変数は、膝関節屈曲60°の大腿四頭筋腱ヤング率(標準偏回帰係数 [Standardized partial regression coefficient;  $\beta$ ] = -0.410,  $P=0.013$ )と歩行速度( $\beta=0.433$ ,  $P=0.009$ )であった。この重回帰分析の決定係数は0.543であった。

第2研究の構造方程式モデリングの結果、膝関節他動屈曲ROMは膝関節屈曲60°の大腿四頭筋腱ヤング率の説明変数であり( $\beta=-0.50$ ,  $P<0.001$ )、膝関節屈曲60°の大腿四頭筋腱ヤング率は遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明変数であり( $\beta=-0.67$ ,  $P<0.001$ )、遊脚期の膝関節最大屈曲角度は歩行率( $\beta=0.35$ ,  $P=0.035$ )と歩幅( $\beta=0.55$ ,  $P<0.001$ )の説明変数であり、歩行率と歩幅は歩行速度の説明変数であった( $\beta=0.50$ ,  $P<0.001$ と $\beta=0.63$ ,  $P<0.001$ )。このモデルのCMIN/dfは1.191, Comparative fit indexは0.990, Root mean square error of approximationは0.074 (90%信頼区間は0.001~0.195)であった。

第3研究の変化量を用いたパス解析の結果、膝関節屈曲60°の大腿四頭筋腱ヤング率は遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明変数であり( $\beta=-0.513$ ,  $P=0.042$ )、遊脚期の膝関節最大屈曲角度は歩幅の説明変数であり( $\beta=0.586$ ,  $P=0.017$ )、歩幅は歩行率の説明変数であり( $\beta=0.733$ ,  $P=0.001$ )、歩幅と歩行率は歩行速度の説明変数であった( $\beta=0.563$ ,  $P<0.001$ と $\beta=0.502$ ,  $P<0.001$ )。なお、それぞれの決定係数は、順に0.263, 0.343, 0.538, 0.984であった。

### 【結論】

本研究では、重度膝OAとTKAを対象に、大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係を調査した。重度膝OAにおいて、大腿四頭筋腱ヤング率は歩行速度に影響していた。大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の間には、遊脚期の膝関節最大屈曲角度や歩幅、歩行率が介在していた。TKA前後において、大腿四頭筋腱ヤング率の変化量は歩行速度の変化量に影響する可能性が示された。大腿四頭筋腱ヤング率の変化量と歩行速度の変化量の間には、遊脚期の膝関節最大屈曲角度や歩幅、歩行率の変化量が介在していた。

臨床的意義として、大腿四頭筋腱ヤング率を低下させる介入を行うことで、歩行速度が増加する可能性が示された。

## 第1章. 序論

### 1.1. 研究背景

#### 1.1.1. 我が国の人口構造の変化に伴う問題とその対策

我が国の総人口に占める65歳以上人口の割合は、2021年の調査において世界で最も高くなっており、今後も高い割合で推移していくことが予想されている<sup>1)</sup>。65歳以上人口の具体的な推移値は、1950年において4.9%であったが、1970年に7.1%、1990年に12.1%、2010年に23.0%となった<sup>2)</sup>。そして、2021年の割合は29.1%であり<sup>1)</sup>、2040年には35.3%、2060年には38.1%に達すると予測されている<sup>3)</sup>。

このような人口構造の変化に伴う問題として、内閣府は経済規模の縮小と基礎自治体の担い手の減少、東京圏の高齢化、社会保障制度と財政の持続可能性、理想の子ども数を持たない社会を挙げている<sup>4)</sup>。

上記の問題の対策として、内閣府は高齢社会対策大綱を定めた。この対策の基本的な考え方の一つに、全ての年代の人々が希望に応じて意欲・能力をいかして活躍できるエイジレス社会を目指すことがある。そして、リハビリテーションの理念を踏まえた介護予防の推進を、施策の一つに挙げている<sup>5)</sup>。したがって、リハビリテーションに関わる従事者は、我が国の人口構造の変化に関する問題に、介護予防の推進を通して貢献することができる。

#### 1.1.2. 介護予防と変形性膝関節症の関係

介護予防に取り組むためには、介護に至る原因を知ることが必要である。要介護度別の原因を見ると、2019年の国民生活基礎調査において、要支援の第1位が関節疾患であり、第3位が骨折・転倒であった。そして、要介護の第3位が骨折・転倒であった<sup>6)</sup>。関節疾患と骨折・転倒に脊髄損傷を加えた運動器の障害をまとめると、要支援・要介護になる原因の24.8%を占め、原因の第1位となる<sup>7)</sup>。日本整形外科学会は、このような運動器の障害に関わる状態として「ロコモティブシンドローム」を提唱している<sup>8)</sup>。ロコモティブシンドロームは運動器の障害により移動機能の低下した状態を示している。

ロコモティブシンドロームを引き起こす代表的な疾患に、変形性膝関節症(Knee osteoarthritis;膝OA)がある<sup>9)</sup>。そして、我が国の60歳以上の男性の47.0%、女性の70.2%に膝OAを認めたことが報告されている<sup>10)</sup>。したがって、介護予防を推進するためには、膝OAにより生じる移動機能の低下を予防することが、今後より一層重要になるだろう。

### 1. 1. 3. 変形性膝関節症と人工膝関節全置換術における理学療法のエビデンス

膝 OA に対する保存治療には、日常生活上の指導や温熱療法、冷療法、薬物療法、装具療法、運動療法がある。そして、保存療法で改善が得られない関節破壊が進行した患者には、骨切り術や関節形成術が行われる<sup>11)</sup>。関節形成術の件数は年々増加傾向にある。2014 年は 75635 件であったが、2017 年には 82304 件であったと報告されている<sup>12)</sup>。

膝 OA とその術後の病態は、運動器リハビリテーションの適応疾患である。日本理学療法学会連合が発行した理学療法診療ガイドラインにおいて、膝 OA に対する運動療法は推奨グレード A、エビデンスレベル 1 である<sup>13)</sup>。そして、人工膝関節全置換術 (Total knee arthroplasty ; TKA) に対する関節可動域運動の自動運動は推奨グレード A、エビデンスレベル 2、漸増的筋力強化運動は推奨グレード A、エビデンスレベル 2 である<sup>13)</sup>。したがって、膝 OA と TKA に対するリハビリテーションは有効である。

### 1. 1. 4. 変形性膝関節症と人工膝関節全置換術の歩行

膝 OA には種々の歩行の特徴がある。具体的には、歩行速度や歩行率、歩幅が低下し<sup>14)</sup>、立脚期が延長する<sup>15)</sup>。歩行中の股・膝・足関節の関節モーメントや大腿直筋・ハムストリングス・腓腹筋の筋活動、股関節の伸展と膝関節の屈曲の可動範囲が変化する<sup>16,17)</sup>。膝 OA の進行には、立脚期に生じる膝関節の内反動揺や、立脚初期における膝関節の屈曲角度の増加が関わっている<sup>18)</sup>。そして、重度膝 OA では 1 年間に 63.2%が転倒し、そのうちの 89.2%が歩行中に発生することが報告されている<sup>18)</sup>。

TKA は重度膝 OA に対するゴールドスタンダードな手術である<sup>20)</sup>。しかし、TKA 後においても歩行パラメーターの低下は残存している<sup>21,22)</sup>。そして、術前に転倒した経験がある患者は、術後 1 年以内に 45.8%が転倒し<sup>23)</sup>、転倒の 67.7%は歩行中に発生することが報告されている<sup>24)</sup>。

上記のように、膝 OA と TKA 後には種々の歩行機能の低下がある。

### 1. 1. 5. 歩行速度の改善の重要性

歩行機能の評価において、歩行速度の測定は代表的な項目である。理学療法診療ガイドラインでは、膝 OA に対する歩行速度の評価を推奨グレード A としている<sup>13)</sup>。具体的な歩行速度の値として、術前膝 OA は  $0.85 \pm 0.16 \text{m/s}$ 、TKA 後 1 年は  $0.99 \pm 0.17 \text{m/s}$  であったとの報告がある<sup>25)</sup>。歩行速度は障害の発生や転倒、死亡率、認知症、施設への入所と関連がある<sup>26)</sup>。そして、歩行速度が速いほど活動レベルは高くなる<sup>27)</sup>。1 日あたり 6000 歩を超える歩行は、膝 OA の機能制限の発生を予防する活動であり<sup>28)</sup>、6000 歩/日を超える歩行を予測する歩行速度の閾値は

1. 1.3~1.26m/s である<sup>29)</sup>。したがって、膝 OA と TKA 後の歩行速度を改善することは、介護予防に貢献するために重要だと言える。

#### 1. 1. 6. 歩行速度に関連する要因

歩行速度に関連する要因として、膝 OA には年齢や Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index Function, 体格指数 (Body mass index; BMI), うつ症状, 学歴, 激しい活動の頻度, 膝の痛み, 膝関節の伸展筋力, 歩行中の膝関節の関節可動域 (Range of motion; ROM) と関節運動の速度などがある<sup>30-33)</sup>。そして、歩行中の膝関節のモーメントの寄与が少なく, 足関節のモーメントの寄与が大きいとの報告がある<sup>34)</sup>。TKA では性別や BMI, 膝関節の伸展筋力, 股関節と足関節の筋力, 歩行中の膝関節の ROM, 膝の痛みなどが報告されている<sup>35-38)</sup>。

上記で示したように、歩行速度に関連する要因の一つに膝関節の ROM があり, 歩行遊脚期の膝関節屈曲角度は歩行速度に影響する可能性がある<sup>36)</sup>。これまで、遊脚期の膝関節屈曲角度を制限する要因として、大腿四頭筋やヒラメ筋の影響が報告されている<sup>39,40)</sup>。一方、大腿四頭筋腱は膝関節屈曲の ROM 制限因子になるが<sup>41,42)</sup>、大腿四頭筋腱が遊脚期の膝関節屈曲を制限するかどうかは明確になっていない。

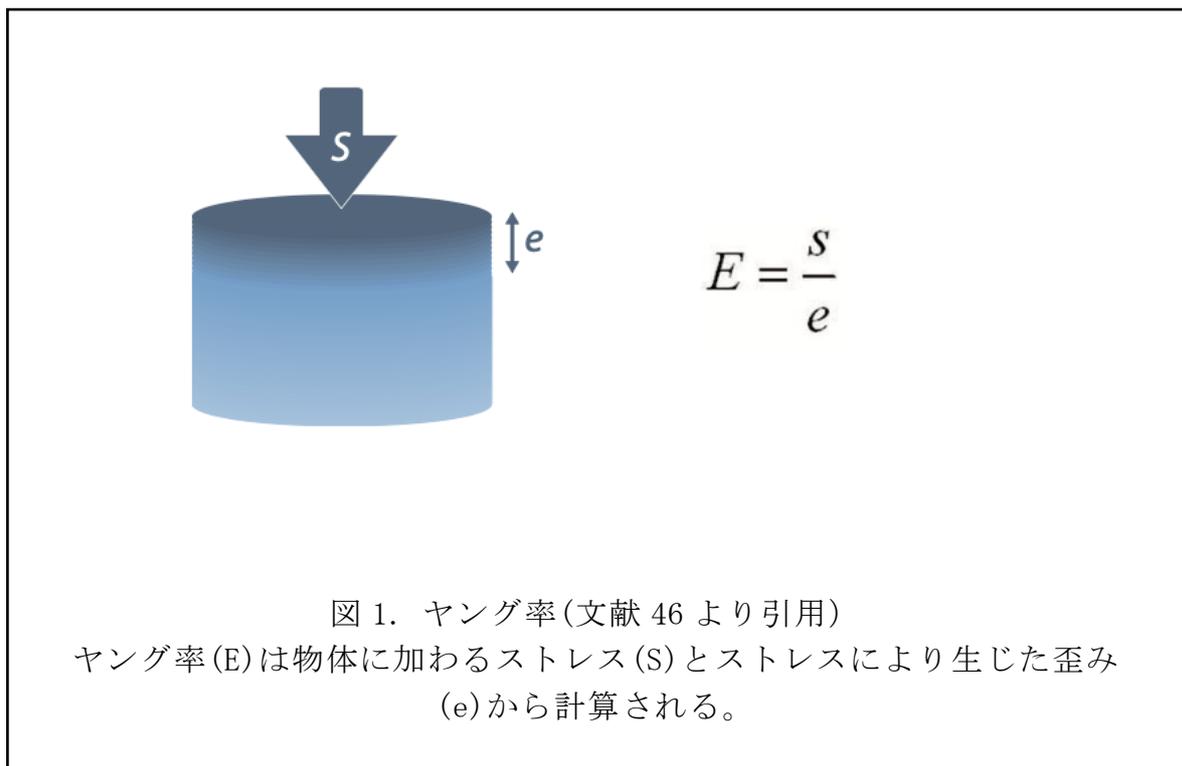
我々は修士論文において、大腿四頭筋腱の硬さと遊脚期の膝関節最大屈曲角度や歩行速度に負の相関関係があることを報告した<sup>43)</sup>。しかし、これらの因果関係は明らかになっていない。遊脚期の膝関節最大屈曲角度の低下が歩行速度を低下させるのであれば、遊脚期の膝関節最大屈曲角度の低下を引き起こす原因を明らかにする必要がある。それは、遊脚期の膝関節最大屈曲角度の低下を引き起こす原因を明らかにすることで、その原因に見合った理学療法アプローチを選択し、効果的な理学療法を行うことができるからである。つまり、大腿四頭筋腱の硬さが遊脚期の膝関節最大屈曲角度を低下させ、歩行速度を低下させる原因であると突き止めることができれば、大腿四頭筋腱の硬さを治療対象にすることで、歩行速度を改善することができる。これは、新たな理学療法のアプローチにつながる可能性がある。したがって、大腿四頭筋腱の硬さが遊脚期の膝関節最大屈曲角度と歩行速度に与える影響を明らかにする必要がある。

#### 1. 1. 7. 大腿四頭筋腱ヤング率の測定

軟部組織の硬さを測定する方法にはいくつかの種類がある。従来の硬さの測定には触診や ROM, 筋硬度計が用いられてきた。しかし、触診は客観性に欠け, ROM や筋硬度計は局所の軟部組織の硬さを反映できない欠点があった<sup>44)</sup>。一方、過去十年の間に応用が進められてきた、超音波を用いたシアウェーブエラストグラフィ (ShearWave Elastography; SWE)<sup>45)</sup> は上記の問題点を克服し、客観的に局所組織の硬さを測定できる。SWE では組織の硬さをヤング率として測定する。ヤング率

は物体に加わる外部からのストレスと，ストレスにより生じた歪みから計算される値である(図 1)。SWE では体内に ShearWave を発生させ，その伝搬速度と生体の組織密度からヤング率を測定している(式 1)。なお，生体の組織密度はおおよそ  $1000\text{kg/m}^3$  であり，定数として計算される<sup>46)</sup>。

SWE 測定の方法論には議論の余地が残り，バイアスがかかる恐れが指摘されているが，大腿四頭筋腱に関しては十分な検者内信頼性がある<sup>47)</sup>。そして，SWE は種々の腱疾患の評価にすでに応用されている<sup>48,49)</sup>。したがって，SWE を用いれば，大腿四頭筋腱の硬さと歩行速度の関係を調査することができる。



ヤング率 (kPa) =  $3 \times$  組織密度 ( $\text{kg/m}^3$ )  $\times$  ShearWave 伝搬速度 (m/s) の二乗 (式 1)<sup>46)</sup>

## 1.2. 目的と意義

本研究の目的は、膝 OA と TKA を対象に、大腿四頭筋腱の硬さと歩行速度の関係を明らかにすることである。臨床的意義として、大腿四頭筋腱の硬さが歩行速度を低下させるのであれば、大腿四頭筋腱の硬さを低下させることで、歩行速度を改善することができるかもしれない。

### 1.3. 本論文の構成

前記の目的を達成するために、本論文は3つの研究で構成される。まず第1研究として、重度膝 OA を対象に、大腿四頭筋腱ヤング率と歩行遊脚期における膝関節最大屈曲角度の関係を調査した。次に第2研究では、重度膝 OA を対象に、大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係を調査した。最後に第3研究では、TKA 前後を対象に、大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の変化量の関係を調査した(表1)。なお、第1研究では博士論文に関連する研究業績の投稿論文<sup>2<sup>50)</sup></sup>を、第2研究では投稿論文<sup>3<sup>51)</sup></sup>を、第3研究では投稿論文<sup>4<sup>52)</sup></sup>を引用している。

表1. 各研究の対象と主な調査項目

	対象	主な調査項目
第1研究	重度膝 OA	大腿四頭筋腱ヤング率と歩行遊脚期における膝関節最大屈曲角度
第2研究	重度膝 OA	大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度
第3研究	TKA 前後	大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の変化量

略語：膝 OA=Knee osteoarthritis, TKA=Total knee arthroplasty。

## 1.4. 倫理的配慮

本研究は茨城県立医療大学倫理委員会(承認番号：e159)と総合病院土浦協同病院倫理委員会(承認番号：690)の承認を得て実施した。本研究はヘルシンキ宣言に則って行われた。研究の参加者には、研究の概要や目的、方法、研究への参加による利益や不利益について説明を行い、書面にてインフォームドコンセントを得た(図2)。

### 調査承諾のお願い

#### 調査テーマ

「超音波画像診断装置による筋の組織弾性評価と三次元動作解析装置・床反力計評価を組み合わせた歩行分析」

変形性膝関節症及び人工膝関節置換術後の患者様の中には、膝が曲がりにくく、のびたままではか歩けない方がおられます。私どもはこの原因として筋肉の硬さが影響していることを考えており、その研究を行いたいと考えております。

筋の硬さと歩行中の関節運動は、超音波画像診断装置と三次元動作解析装置・床反力計を用いて測定することができます。各検査を行うことによって、筋の硬さが歩行中の関節運動にどのように影響しているのかを究明し、筋の柔軟性改善に役立てさせていただきます。

本研究で測定させて頂いた貴殿のデータは、今後の整形外科リハビリテーションの発展に役立つ、大変重要なデータとなります。

尚、調査による成果は研究雑誌や学会などに学術目的に公表を予定しております。また、調査により得られたデータは茨城県立医療大学へ持ち出され、研究指導や学位審査にも利用されます。その際には個人が特定されないよう十分に管理します。調査同意書は説明時に自署により作成いたしますが、いつでも自由に同意の撤回を行うことができます。本調査への参加はご本人の自由意思によるものです。参加されなくても、治療に対しならぬ不利益を被ることはありません。

今後とも誠心誠意、患者様に対する医療技術の向上ならびに知識研鑽の継続を貴殿にお誓いした上で、情報提供に関する承諾をお願い申し上げます。

### 調査同意書

#### (調査協力者による同意)

私は「超音波画像診断装置による筋の組織弾性評価と三次元動作解析装置・床反力計評価を組み合わせた歩行分析」について、本研究内容についての説明を受け、調査の趣旨及び目的と内容について十分に理解したうえで、本調査に参加し、また本調査によって得られた情報を利用することを承諾いたします。

20\_\_\_\_年\_\_\_\_月\_\_\_\_日

調査協力者

(氏名) .....(自署).....

調査責任者(説明者)

(氏名) .....(自署).....

所属：総合病院土浦協同病院リハビリテーション部  
連絡先：029-830-3711 (代表)

### 図2. 調査同意書

## 第2章. 第1研究：重度変形性膝関節症における大腿四頭筋腱ヤング率と歩行遊脚期の膝関節最大屈曲角度の関係

### 2.1. 目的

歩行速度は障害の発生や転倒，死亡率，認知症，施設への入所と関連がある指標である<sup>26)</sup>。そして，歩行中の膝関節のROMは歩行速度と関連し<sup>33)</sup>，膝OAでは歩行遊脚期の膝関節屈曲角度が低下する<sup>53,54)</sup>。遊脚期の膝関節屈曲角度の低下は歩行速度の低下につながる可能性があり<sup>36)</sup>，遊脚期の膝関節屈曲角度を制限する要因として，大腿四頭筋やヒラメ筋が報告されている<sup>39,40)</sup>。一方，歩行速度が低下することで，遊脚期の膝関節屈曲角度が低下するとの報告もある<sup>55,56)</sup>。

重度膝OAにおいて，大腿四頭筋腱は膝関節屈曲のROM制限因子の一つである<sup>41)</sup>。したがって，大腿四頭筋腱は遊脚期の膝関節屈曲角度を低下させるかもしれない。しかし，大腿四頭筋腱が遊脚期の膝関節屈曲角度を低下させるかどうかは明確になっていない。

第1研究の目的は，ヤング率を用いて大腿四頭筋腱の硬さと遊脚期の膝関節最大屈曲角度の関係を明らかにすることである。大腿四頭筋腱ヤング率と遊脚期の膝関節最大屈曲角度には負の相関関係があるため<sup>43)</sup>，大腿四頭筋腱ヤング率が高いほど，遊脚期の膝関節最大屈曲角度は低下すると仮説し，研究を立案した。

## 2.2. 方法

### 2.2.1. 参加者

この研究は2018年の8月から2020年の1月に参加者を募集した。参加者は総合病院土浦協同病院の外来に通われている膝 OA 患者と、その手術目的に入院された膝 OA 患者である。参加者の選択基準はケルグレン・ローレンス分類(Kellgren-Lawrence grade ; KL grade)<sup>57)</sup>で3か4 grade であり、歩行が自立していることである。除外基準は中枢神経障害と認知症の既往である。なお、KL grade は整形外科医が単純 X 線画像より判断した。

測定肢は膝 OA の診断を受けた側の膝関節である。もし両側に膝 OA の診断を受けている場合は、遊脚期の膝関節最大屈曲角度が、より低下している側の膝関節を測定肢とした。

募集の結果、31人の参加者が集まった。電子カルテより、参加者の年齢と性別、身長、大腿脛骨角(Femorotibial angle ; FTA)のデータを所得した。また、デジタルスケールの体重計で体重を測定し、BMI を算出した。

### 2.2.2. 関節可動域

膝関節の屈曲と伸展 ROM を MMI 角度計東大式 300mm(村中医療器株式会社, 大阪, 日本)で測定した。参加者は背臥位になり、可能な限り膝関節を自動運動で屈伸させた(図 3)。その後、測定者が他動運動でも可能な限り屈伸させた。測定者は大転子と外側上顆を結ぶ軸と腓骨頭と外果を結ぶ軸から、膝関節の屈伸の角度を測定した。

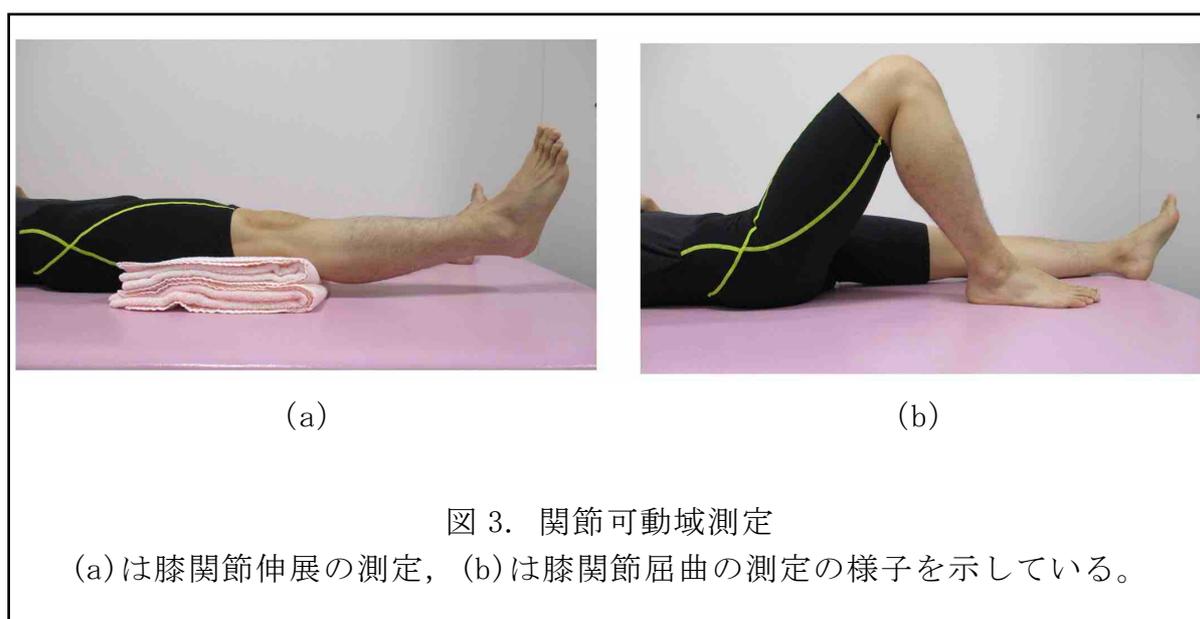


図 3. 関節可動域測定  
(a)は膝関節伸展の測定、(b)は膝関節屈曲の測定の様子を示している。

### 2.2.3. 大腿四頭筋腱ヤング率

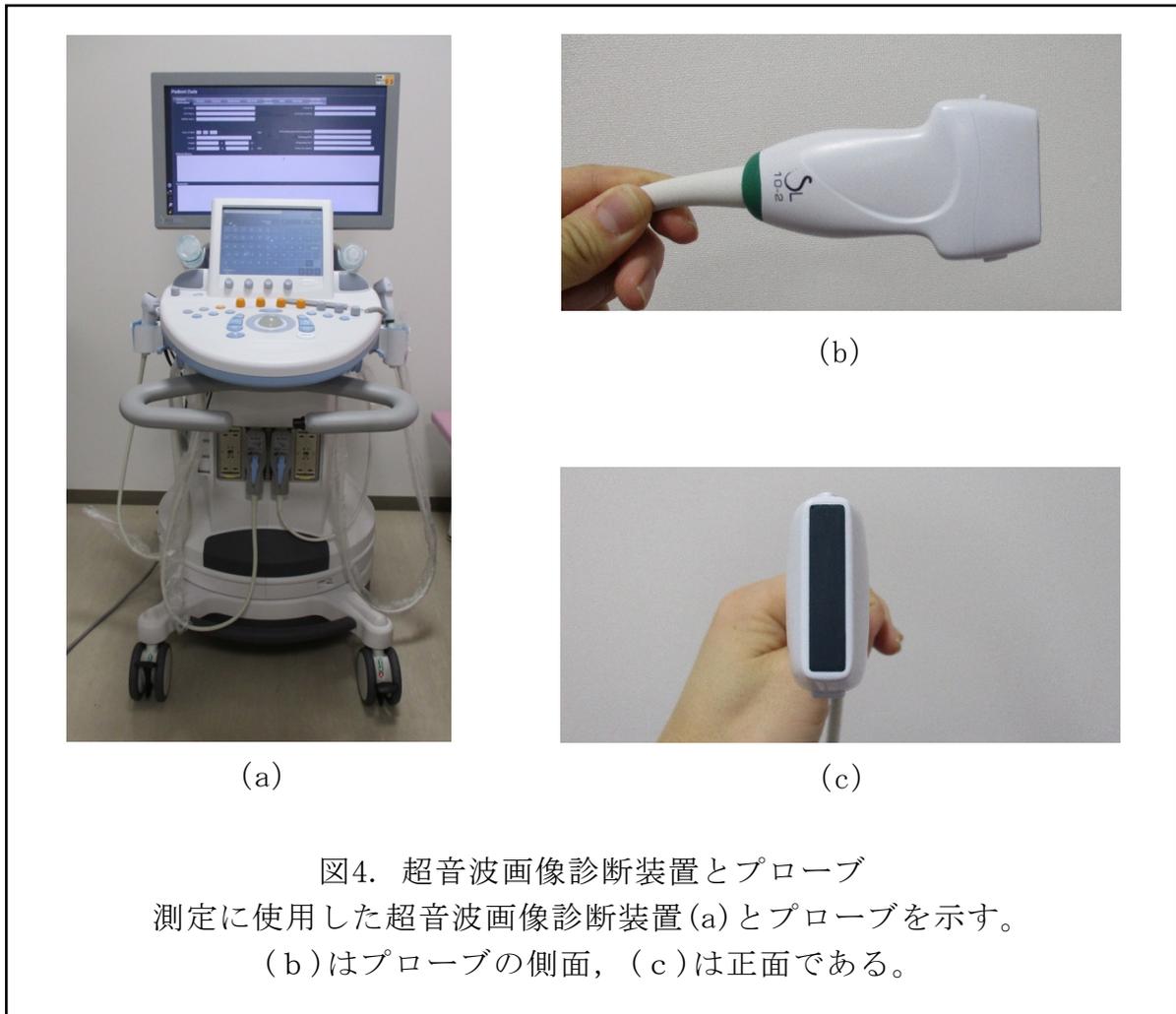
大腿四頭筋腱ヤング率を汎用超音波画像診断装置 Aixplorer (Supersonic Imaging, Aix-en-Provence, France) の SWE で測定した。測定には 2~10MHz のリニアプローブを使用した(図 4)。Aixplorer の設定として、プリセットの Musculoskeletal と Knee を使用し、SWE Opt は Penetration モードを使用した。このプリセットにおけるヤング率の測定可能範囲は 0kPa から 800kPa である。Penetration モードは身体の深層にある軟部組織を測定するために適した設定である。大腿四頭筋腱は表層の組織であるが、皮下脂肪が厚い参加者もいることから、Penetration モードを選択した。SWE 測定は静かな個室で行われた。気温による軟部組織の硬さの変化を防ぐために、空調は 25°C に設定した<sup>58)</sup>。SWE 測定の検者内信頼性は十分だが、検者間信頼性は不十分である<sup>47)</sup>。したがって、SWE 測定を 2 年経験したことのある同一の測定者が、全ての SWE 測定を実施した。

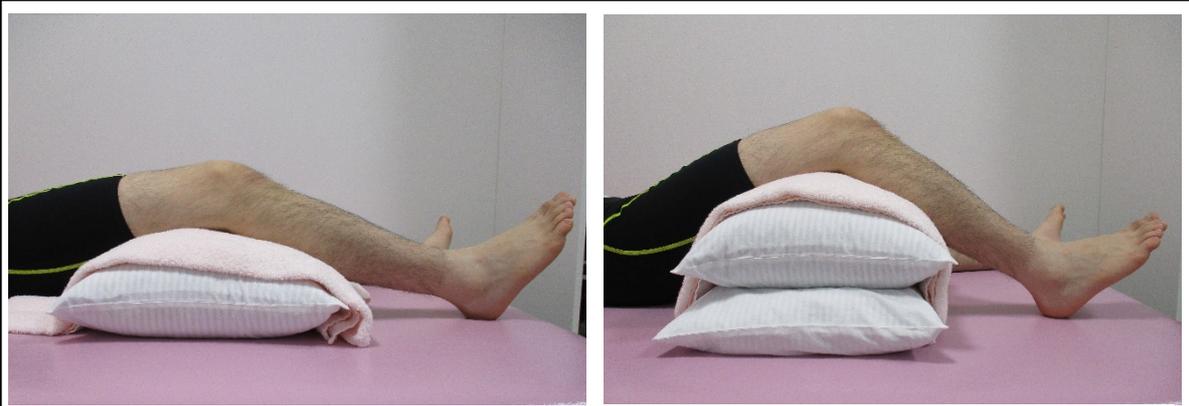
測定肢位は膝関節屈曲 30° と 60° である。それぞれの測定肢位において、検者内信頼性は Intraclass correlation coefficients(1.1)で 0.906 と 0.930 であり、good だったと報告されている<sup>59)</sup>。この先行研究を参考にした測定の手順と測定部位、測定範囲を以下に示す。

測定の手順として、まず、参加者はベッド上に背臥位になり、膝関節を測定肢位まで屈曲した。膝関節の屈曲角度はヤング率に影響するため<sup>59)</sup>、ゴニオメーターで関節角度をその都度測り、測定肢位を確定した。次に、タオルやクッションを膝窩に挿入し、力を抜いた状態で測定肢位を保てるようにした(図5)。参加者には、身動きせず力を抜いていることと、会話をしないことを指示した。次に、大腿四頭筋腱の位置を確認するために、大腿直筋の筋腱移行部と膝蓋骨底の中央を、超音波検査に使用するジェルでマーキングした。その際に、大腿直筋の筋腱移行部は超音波検査の B モードで確認し、膝蓋骨底の中央は触診で確認した。そして、プローブと皮膚が接触することを防ぐために、両マーキングの間に多量のジェルを塗布した(図6)<sup>60)</sup>。次に、ジェル層をつぶさないようにプローブを置き、良好な ShearWave の伝搬を得るために、プローブを大腿四頭筋腱の線維方向と平行になるように当てた(図7)<sup>61)</sup>。そして、プローブを静止させたまま 5~10 秒間の SWE 動画を撮影した。その後、SWE 動画を確認し、SWE の像が安定したところで一時停止して静止画に変換した。静止画がヤング率の測定に用いられた。

測定部位は大腿四頭筋腱の膝蓋骨付着部近位 2cm とした<sup>62)</sup>。SWE 測定の際には、測定の信頼性を確保するために、ランドマークを用いて一定の部位を測定する必要がある。そして、骨の近くはノイズが入る可能性があり、腱の端よりも腱中央部の測定の信頼性が高かったことが報告されている<sup>63)</sup>。したがって、膝蓋骨をランドマークにしつつ、膝蓋骨への付着部から距離をとるために、大腿四頭筋腱の膝蓋骨付着部近位 2cm を測定部位として選択した。なお、他の研究においても本研究に近い部分が測定され、高い信頼性が報告されている<sup>64)</sup>。測定部位を図 8 に示す。

測定範囲は円形をとり任意のサイズに調整できる。測定範囲の大きさは、局所の硬さのみを反映しないようにするために、参加者に合わせて可能な限り大きくした。異なるサイズの測定範囲を用いた場合には、測定結果の平均値を利用することが勧められている<sup>60)</sup>。したがって、ヤング率の平均値を記録した。測定範囲を図8に示す。





(a)

(b)

図5. ShearWave Elastographyの測定肢位  
膝関節屈曲 $30^\circ$  (a)と $60^\circ$  (b)で測定した。タオルやクッションを膝窩に挿入し、力を抜いた状態で屈曲位を保てるようにした。

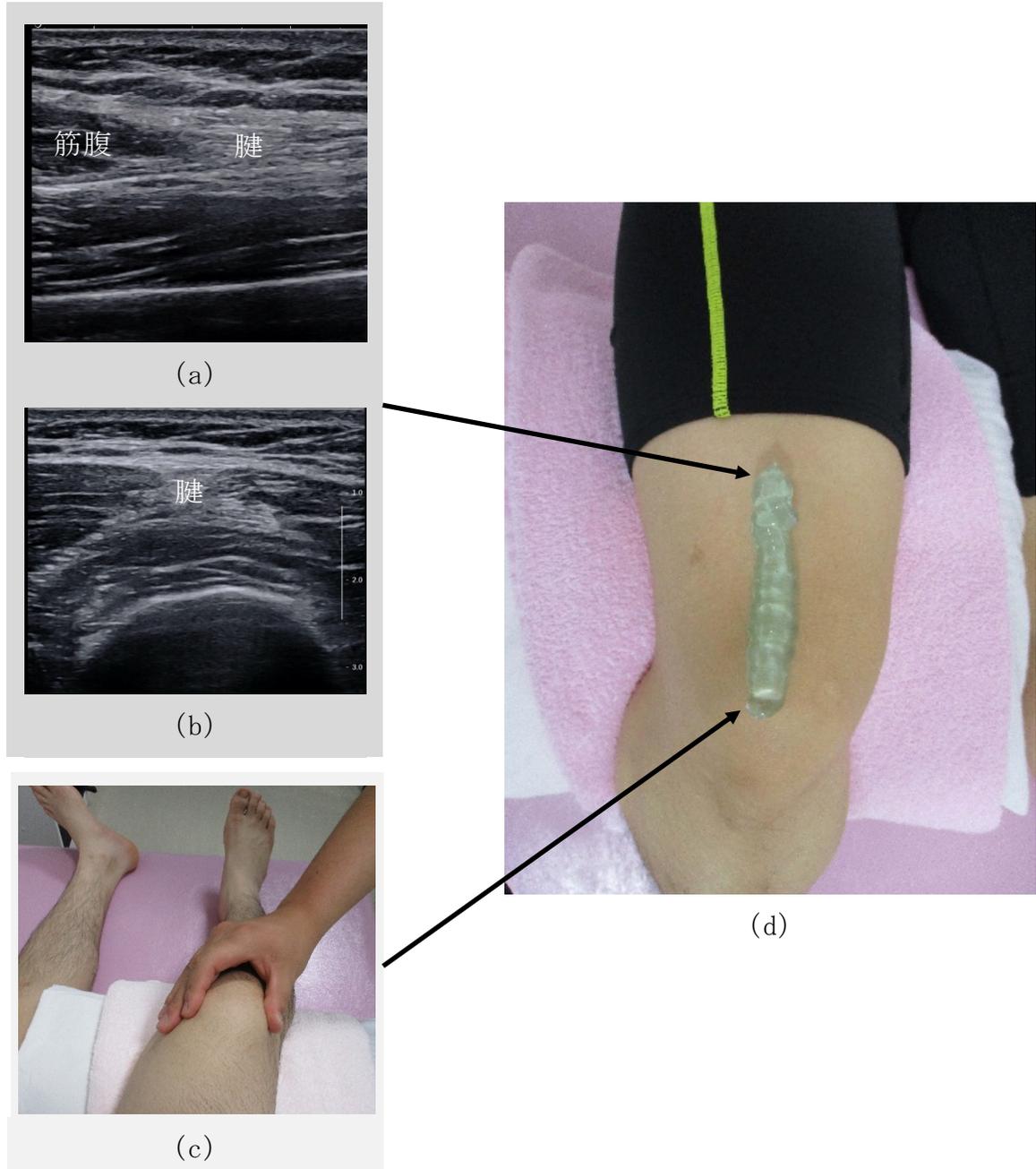
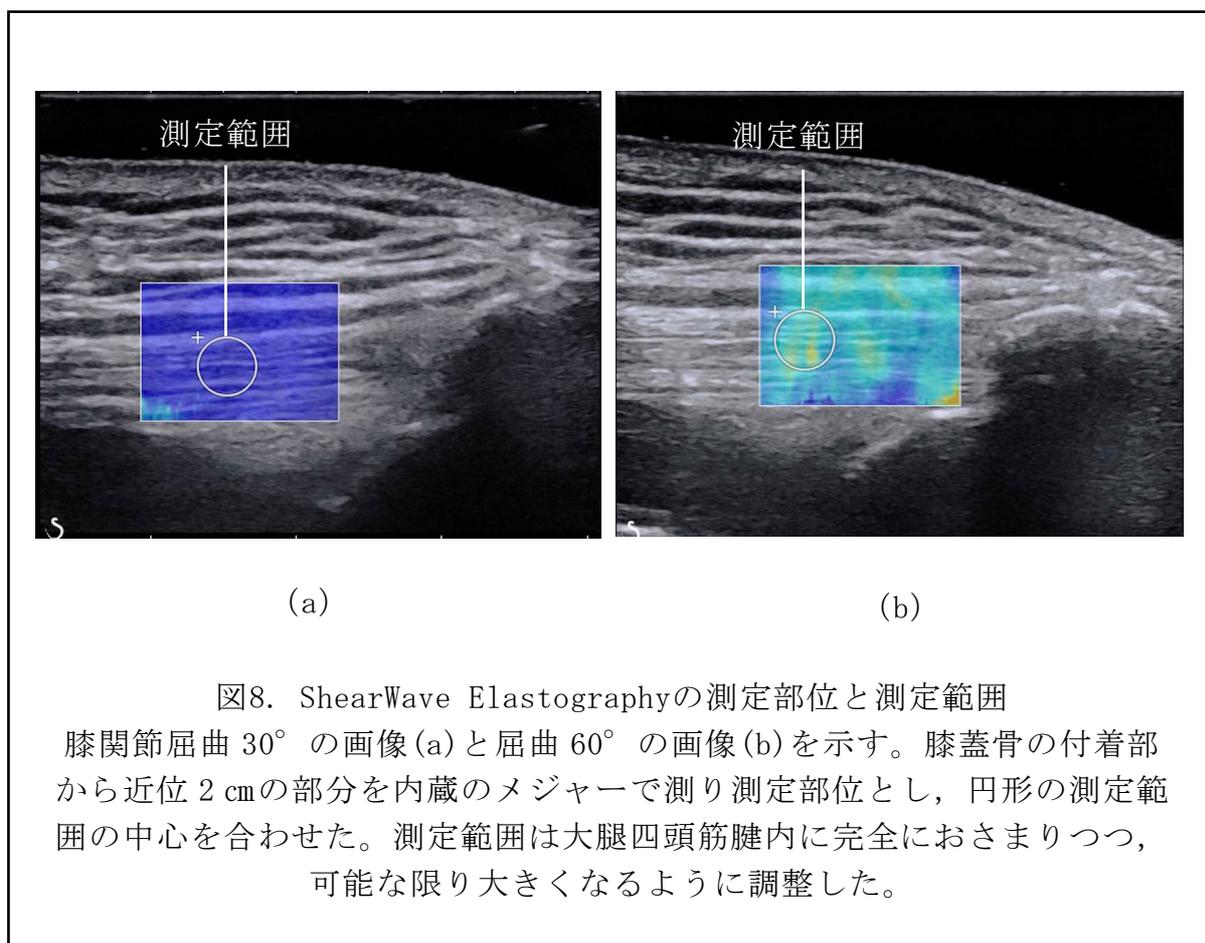
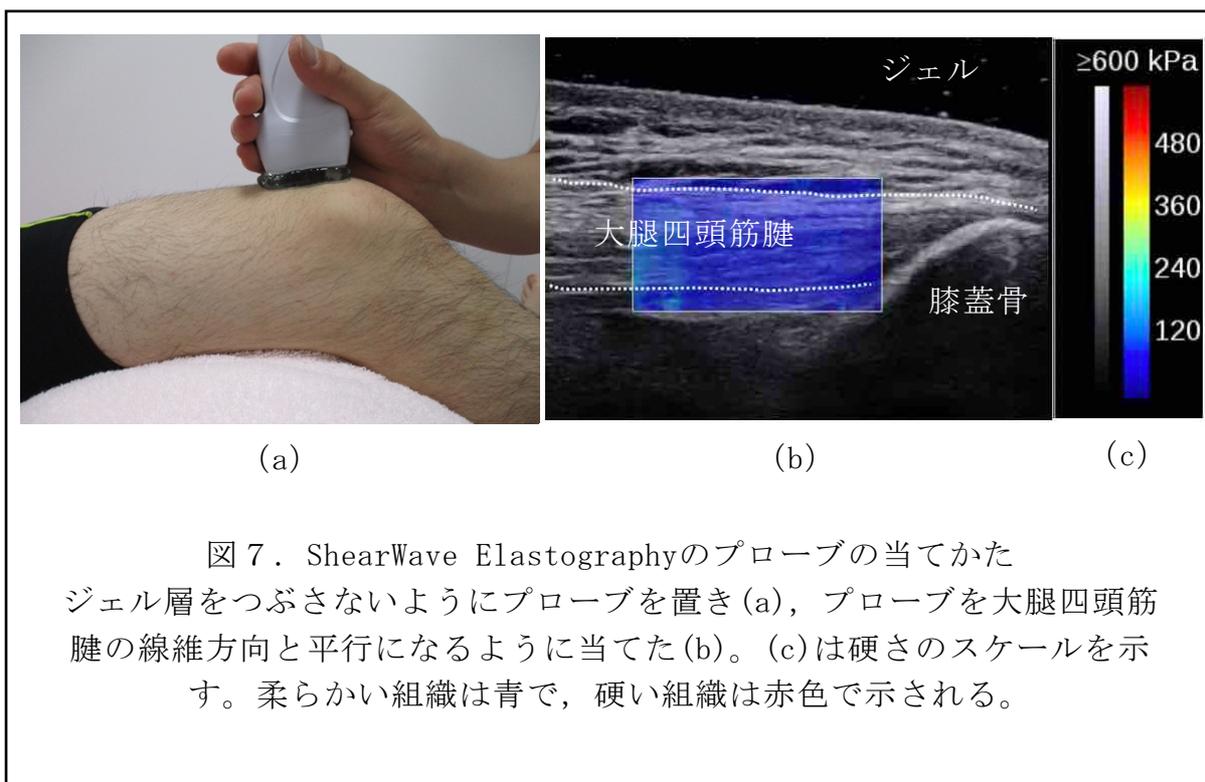


図6. 超音波検査による大腿四頭筋腱の確認

大腿直筋の筋腱移行部を超音波検査のBモードで確認した(a, b)。長軸像(a)から、低エコーの大腿直筋筋腹が高エコーの大腿四頭筋腱に変わる様子を確認した。そして短軸像(b)から、大腿四頭筋腱の中央を確認した。膝蓋骨底は触診で確認した。膝蓋骨の両脇を把持しその中央を確認した(c)。大腿四頭筋腱をマーキングし、プローブが皮膚と接触することを防ぐために、多量のジェルを塗布した(d)。



#### 2.2.4. 歩行パラメーター

歩行パラメーターを動作解析装置MA-3000と床反力計MG-1060(アニマ株式会社, 東京, 日本)で測定した。MA-3000ではカメラを10台使用し, MG-1060では4枚のプレートを使用した。MA-3000とMG-1060のデータを同期し, 100Hzで所得した。それぞれのデータは10Hzと20Hzでロウパスフィルターにかけた。反射マーカの貼り付け部位は, 両側の肩峰と上前腸骨棘, 大腿骨の大転子と外側上顆, 腓骨の外果, 第5中足骨頭とした(図9)。反射マーカの直径は20mmであった。

参加者は裸足になり, 6mの歩行路を通常歩行速度で歩いた(図10)。歩行は4回行った。歩行中, 参加者は転倒予防のために必要であればT字杖を使用した。測定した歩行パラメーターは歩行速度と歩行率, 歩幅, 遊脚期の膝関節最大屈曲角度である。歩行パラメーターはMA-3000に内蔵されたソフトウェアによって平均値が算出された。歩行解析において, 膝関節の屈曲角度は大転子と外側上顆, 外果から求められた。



図 9. 反射マーカの貼り付け部位  
反射マーカを両側の肩峰と上前腸骨棘, 大腿骨の大転子と外側上顆, 腓骨の外果, 第5中足骨頭に貼り付けた。

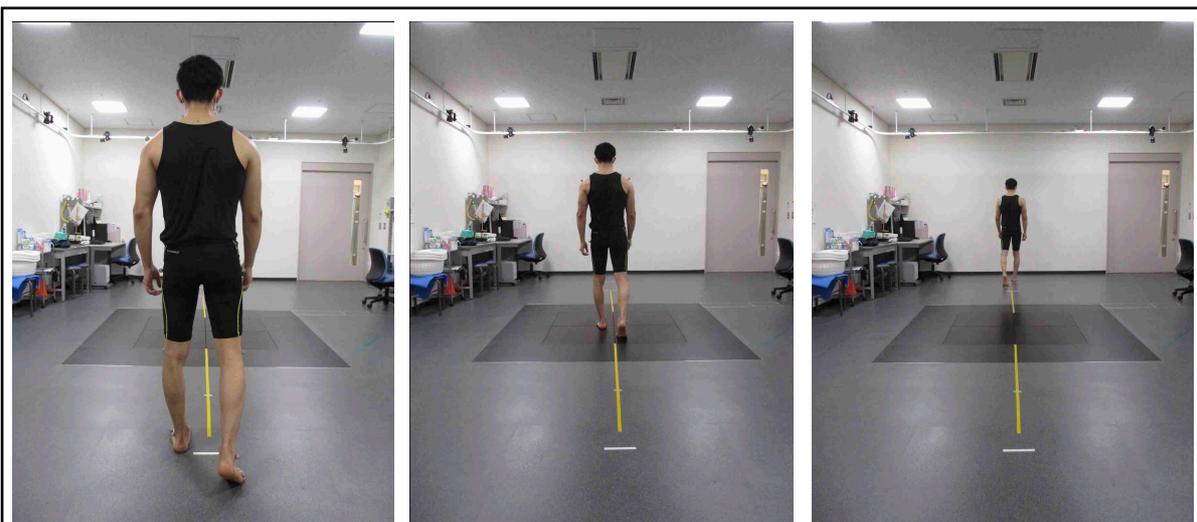


図10. 歩行解析の様子

参加者は6mの歩行路を通常歩行速度で歩いた。測定は裸足で行い，転倒予防のために，必要であればT字杖の使用を許可した。

## 2.2.5. 歩行時痛

歩行時痛をVisual analog scaleで測定した<sup>65)</sup>。測定には，左端に全く痛くない，右端に最悪の痛みと書いた100mmの線を使用した(図11)。

参加者は歩行パラメーターの測定直後に，歩行時痛を線上に自己チェックした。測定者は左端から自己チェックされた箇所までの長さを測り，0点から100点の痛みとして得点化した。なお，0点が全く痛くない，100点が最悪の痛みを示している。



図11. 歩行時痛の測定

左端に全く痛くない，右端に最悪の痛みと書いた100mmの線を用意した。参加者は歩行時痛を線上に自己チェックした。

## 2.2.6. 統計分析

まず始めに、パワーアナリシスを実施した。パワーアナリシスでは、遊脚期の膝関節最大屈曲角度を目的変数とした重回帰分析を想定した。パワーアナリシスは  $f^2=0.35$ ,  $\alpha=0.05$ ,  $\text{Power}=0.8$ , 説明変数=2の条件で実施した。その結果、必要なn数は31名であった。

パワーアナリシスの結果に基づき31名のデータを集めた。しかし、SWE測定において測定上限値を超えた参加者が1名いたため、その1例が除外され、合計30名のデータが統計分析に利用された。なお、除外された参加者は、膝蓋骨からの骨棘が大腿四頭筋腱を圧迫しており、測定範囲内の一部分が測定上限値を超えていた。

次に、各測定データの分布をShapiro-Wilk's testで判断した。結果の記載にあたり、正規分布のデータは平均値と標準偏差を、非正規分布のデータは中央値と四分位範囲を記載した。

次に、遊脚期の膝関節最大屈曲角度とその他測定値間の相関を見るために、Spearman's rank correlation coefficientを求めた。くわえて、遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明変数を明らかにするために、重回帰分析も実施した。重回帰分析はステップワイズ法で実施した。重回帰分析に用いた説明変数には、遊脚期の膝関節最大屈曲角度と関連があると考えられ<sup>43,55,56)</sup>、実際に相関関係も認めた、膝関節屈曲60° 大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度、歩行率、歩幅を選択した。

最後に、大腿四頭筋腱ヤング率と関連する身体的特徴を明らかにするために、Spearman's rank correlation coefficientsとPolyserial correlation coefficientを求めた。具体的には、大腿四頭筋腱ヤング率と年齢や身長、体重、BMI、FTA間ではSpearman's rank correlation coefficientsを求め、性別やKL grade間ではPolyserial correlation coefficientを求めた。なお、Polyserial correlation coefficientを求めるにあたり、女性に0、男性に1、KL grade3に0、grade4に1のダミー変数を割り振った。くわえて、大腿四頭筋腱ヤング率の説明変数を明らかにするために、相関関係を認めた変数を用いて重回帰分析も実施した。重回帰分析はステップワイズ法で実施した。

統計的有意は $P<0.05$ とした。パワーアナリシスにはG\*Power 3.1<sup>66)</sup>を使用した。Polyserial correlation coefficientにはBase SAS 9.4(SAS Institute, North Carolina, USA)を使用した。その他の統計分析には、SPSS statistics version 26.0(IBM Corp., New York, USA)を使用した。

## 2.3. 結果

### 2.3.1. 身体的特徴

参加者は30名集まった。参加者の身体的特徴を表2に示す。年齢は中央値75.0(四分位範囲67.5-76.0)歳で、KL grade3が12名、grade4が18名いた。

表2. 第1研究における参加者の身体的特徴

身体的特徴	n=30
年齢(歳)	75.0(67.5-76.0) <sup>b</sup>
性別(男性/女性)	10/20
身長(m)	1.54±0.09 <sup>a</sup>
体重(kg)	61.0(48.8-65.9) <sup>b</sup>
BMI(kg/m <sup>2</sup> )	24.9(22.1-29.1) <sup>b</sup>
FTA(°)	181.0(178.5-184.0) <sup>b</sup>
KL grade(3/4)	12/18

<sup>a</sup> 平均値±標準偏差, <sup>b</sup> 中央値(四分位範囲), 略語: BMI=Body mass index, FTA=femorotibial angle, KL=Kellgren -Lawrence。

### 2.3.2. 測定値

測定値を表3に示す。膝関節屈曲 30° 大腿四頭筋腱ヤング率は 103.9(74.2-159.8)kPa, 膝関節屈曲 60° 大腿四頭筋腱ヤング率は 271.2(198.9-424.8)kPa, 歩行速度は 0.81±0.21(平均値±標準偏差)m/s, 遊脚期の膝関節最大屈曲角度は 54.9(48.7-59.5)°であった。

表 3. 第 1 研究の測定値

測定項目	n=30
膝関節自動伸展 ROM(°)	-4.3±8.5 <sup>a</sup>
膝関節自動屈曲 ROM(°)	124.1±13.0 <sup>a</sup>
膝関節他動伸展 ROM(°)	-3.2±8.7 <sup>a</sup>
膝関節他動屈曲 ROM(°)	131.8±13.8 <sup>a</sup>
膝関節屈曲 30° 大腿四頭筋腱ヤング率(kPa)	103.9(74.2-159.8) <sup>b</sup>
膝関節屈曲 60° 大腿四頭筋腱ヤング率(kPa)	271.2(198.9-424.8) <sup>b</sup>
歩行速度(m/s)	0.81±0.21 <sup>a</sup>
歩行率(step/min)	103.7±15.0 <sup>a</sup>
歩幅(m)	0.46±0.08 <sup>a</sup>
遊脚期の膝関節最大屈曲角度(°)	54.9(48.7-59.5) <sup>b</sup>
歩行時痛(点)	25.0(1.5-61.3) <sup>b</sup>

<sup>a</sup> 平均値±標準偏差, <sup>b</sup> 中央値(四分位範囲), 略語: ROM=Range of motion。

### 2.3.3. 相関分析

相関分析の結果を表4と表5に示す。

遊脚期の膝関節最大屈曲角度と正の相関があった測定項目は、歩行速度( $P=0.002$ )と歩行率( $P=0.005$ )、歩幅( $P=0.011$ )であった。負の相関があった測定項目は、膝関節屈曲 $60^\circ$  大腿四頭筋腱ヤング率であった( $P=0.001$ )。その他の測定値と遊脚期の膝関節最大屈曲角度に相関は認めなかった( $P>0.05$ )。

膝関節屈曲 $30^\circ$  大腿四頭筋腱ヤング率とFTAに正の相関を認め( $P=0.041$ )、身長とは負の相関を認めた( $P=0.026$ )。その他の身体的特徴と膝関節屈曲 $30^\circ$  大腿四頭筋腱ヤング率間に相関は認めなかった( $P>0.05$ )。身体的特徴と膝関節屈曲 $60^\circ$  大腿四頭筋ヤング率間には相関を認めなかった( $P>0.05$ )。

表4. 遊脚期の膝関節最大屈曲角度とその他測定値間の相関係数

	遊脚期の膝関節最大屈曲角度	
	相関係数	P 値
膝関節自動伸展 ROM	-0.007	0.971
膝関節自動屈曲 ROM	0.325	0.079
膝関節他動伸展 ROM	0.045	0.815
膝関節他動屈曲 ROM	0.227	0.227
膝関節屈曲 $30^\circ$ 大腿四頭筋腱ヤング率	0.023	0.905
膝関節屈曲 $60^\circ$ 大腿四頭筋腱ヤング率	-0.559	0.001*
歩行速度	0.532	0.002*
歩行率	0.503	0.005*
歩幅	0.457	0.011*
歩行時痛	-0.285	0.126

\* $P<0.05$ , 略語: ROM=Range of motion。

表 5. 大腿四頭筋腱ヤング率と身体的特徴間の相関係数

	膝関節屈曲 30° 大腿四頭筋腱ヤング率		膝関節屈曲 60° 大腿四頭筋腱ヤング率	
	相関係数	P 値	相関係数	P 値
年齢	0.184 <sup>a</sup>	0.329	0.294 <sup>a</sup>	0.115
性別	-0.073 <sup>b</sup>	0.761	0.117 <sup>b</sup>	0.616
身長	-0.405 <sup>a</sup>	0.026*	-0.102 <sup>a</sup>	0.592
体重	-0.147 <sup>a</sup>	0.437	-0.153 <sup>a</sup>	0.420
BMI	0.176 <sup>a</sup>	0.353	-0.036 <sup>a</sup>	0.852
FTA	0.376 <sup>a</sup>	0.041*	0.125 <sup>a</sup>	0.510
KL grade	0.547 <sup>b</sup>	0.058	0.351 <sup>b</sup>	0.094

<sup>a</sup>Spearman' s rank correlation coefficients, <sup>b</sup>Polyserial correlation coefficient, \*P<0.05, 略語 : BMI=Body mass index, FTA=femorotibial angle, K L=Kellgren -Lawrence。

### 2.3.4. 重回帰分析

遊脚期の膝関節最大屈曲角度を目的変数とした重回帰分析の結果を、表6と式2に示す。遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明因子は、膝関節屈曲60°大腿四頭筋腱ヤング率(標準偏回帰係数 [Standardized partial regression coefficient;  $\beta$ ] = -0.410, P=0.013)と歩行速度( $\beta$  = 0.433, P=0.009)であった。重回帰分析の重相関係数は0.737で、決定係数は0.543, Durbin-Watson比は2.950であった。なお、その他の測定値は説明変数ではなかった(P>0.05)。

膝関節屈曲30°と60°大腿四頭筋腱ヤング率を目的変数とした重回帰分析の結果、身体的特徴は全て説明変数にはならなかった(P>0.05)。

表6. 遊脚期の膝関節最大屈曲角度を目的変数とした重回帰分析

	B	Bの95%信頼区間	P値	$\beta$	VIF
定数	45.109	25.968-64.249	<0.001		
膝関節屈曲60°大腿四頭筋腱ヤング率	-0.035	-0.062- -0.008	0.013	-0.410	1.391
歩行速度	22.367	6.100-38.634	0.009	0.433	1.391

略語: B=Partial regression coefficient,  $\beta$ =Standardized partial regression coefficient, VIF=Variance inflation factor。

$$\text{遊脚期の膝関節最大屈曲角度(}^\circ\text{)} = 45.109 - 0.035 \times \text{膝関節屈曲60}^\circ\text{ 大腿四頭筋腱ヤング率(kPa)} + 22.367 \times \text{歩行速度(m/s)} \quad (\text{式2})$$

## 2.4. 考察

第1研究の結果は我々の仮説を支持した。つまり、重度膝 OA において、大腿四頭筋腱ヤング率は遊脚期の膝関節最大屈曲角度に影響していた。大腿四頭筋腱ヤング率が低下すると、遊脚期の膝関節最大屈曲角度が増加する可能性があった。

膝関節屈曲 60° 大腿四頭筋腱ヤング率は、遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明変数であった。大腿四頭筋腱の硬さは膝関節の屈曲 ROM を制限する要因であり<sup>41)</sup>、膝関節屈曲 60° 大腿四頭筋腱ヤング率が高値であれば、大腿四頭筋腱の硬さが増加していることを意味する。その場合、通常の遊脚期において膝関節は約 60° 屈曲するが<sup>67)</sup>、大腿四頭筋腱が膝関節屈曲を制限するため、屈曲角度は低下するだろう。SWE で測定した硬さと ROM に関連があることは、すでに他の軟部組織において報告されている<sup>68,69)</sup>。第1研究によって、大腿四頭筋腱においてもヤング率と ROM に関連があることを確認できた。

次に、膝関節屈曲 ROM は遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明変数にならなかった。膝関節屈曲 ROM の制限が強い膝では、遊脚期の膝関節最大屈曲角度が低下することが報告されている<sup>70)</sup>。膝関節屈曲 ROM に制限があれば、遊脚期の膝関節最大屈曲角度が低下すると考えられるが、第1研究の参加者の膝関節他動屈曲 ROM は 131.8±13.8° であり、比較的良好であった。そのため、膝関節屈曲 ROM は遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明変数にならなかったのかもしれない。

次に、膝関節屈曲 30° 大腿四頭筋腱ヤング率も遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明変数にならなかった。European Society of MusculoSkeletal Radiology の超音波検査ガイドラインでは、膝関節伸展位において、大腿四頭筋腱は表層から見て弛んで凹型になっているため、大腿四頭筋腱の弛みがなくなる膝関節屈曲 20~30° を検査肢位としている<sup>71)</sup>。そして、その状態からさらに膝関節が屈曲していくと、大腿四頭筋腱は張った状態になり、ヤング率は増加していく<sup>59)</sup>。SWE を用いた研究において、軟部組織の硬さが伸張によって増加することは意見の一致を得ている<sup>72)</sup>。大腿四頭筋の硬さが膝関節屈曲約 40° を超えると増加していくことも報告されている<sup>73)</sup>。したがって、膝関節屈曲 30° では、緩んだ状態に近い大腿四頭筋腱自体の硬さを反映し、膝関節屈曲 60° では、大腿四頭筋腱複合体の伸張の程度も反映していると考えられる。以上より、遊脚期の屈曲角度を予測するためには、遊脚期の肢位に近い膝関節屈曲 60° が適しており、遊脚期の肢位とは屈曲角度が異なり、屈曲時の軟部組織の伸張の程度を反映しにくい膝関節屈曲 30° は適していないのかもしれない。

大腿四頭筋腱ヤング率の増加には、種々の要因が影響すると考えられる。第1研究においては、身体的特徴が大腿四頭筋腱ヤング率に影響する可能性を検討したが、身体的特徴はヤング率の説明変数にならなかった。アキレス腱を対象にした研究においても、SWE で測定した硬さと年齢や BMI に相関がなかったことが報告されている<sup>74)</sup>。これらの指標は一概にヤング率に影響しないのかもしれない。その他の先行研究から考えるに、大腿四頭筋腱自体の硬さに影響する要因には、腱の石灰化がある。重度膝 OA では、大腿四頭筋腱石灰沈着性腱障害を認める症例

がいる<sup>75)</sup>。そして、肩関節の回旋筋腱板を対象にした報告ではあるが、石灰化の状態に応じて硬さが増減することが報告されている<sup>76)</sup>。したがって、石灰化があれば大腿四頭筋腱の硬さを増加させる原因になるだろう。くわえて、大腿四頭筋腱複合体の柔軟性も影響するだろう。もし柔軟性が低下していれば、膝関節屈曲時の大腿四頭筋腱複合体の伸張の程度を反映する、膝関節屈曲 60° 大腿四頭筋腱ヤング率は増加するだろう。さらに、関節運動時の疼痛や大腿四頭筋の筋緊張、スポーツ歴、関節の腫脹等も大腿四頭筋腱ヤング率に影響するかもしれない。大腿四頭筋腱ヤング率の説明変数を明らかにするためには、今後の研究を必要としている。

## 2.5. 結論

重度膝 OA において、大腿四頭筋腱ヤング率は遊脚期の膝関節最大屈曲角度に影響していた。臨床的意義として、膝関節屈曲  $60^\circ$  大腿四頭筋腱ヤング率が低下すると、遊脚期の膝関節最大屈曲角度は増加する可能性がある。

## 第3章. 第2研究：重度変形性膝関節症における大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係

### 3.1. 目的

歩行速度は障害の発生や転倒，死亡率，認知症，施設への入所と関連がある指標である<sup>26)</sup>。歩行速度に関連する項目として，膝 OA では年齢や Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index Function, BMI, うつ症状，学歴，激しい活動の頻度，膝の痛み，膝関節の伸展筋力，歩行中の膝関節 ROM と関節運動の速度などがある<sup>30-33)</sup>。

第1研究により，重度膝 OA において，大腿四頭筋腱ヤング率が遊脚期の膝関節最大屈曲角度に影響することが示された。歩行中の膝関節 ROM は歩行速度と関連する要因であるため<sup>33)</sup>，大腿四頭筋腱ヤング率は遊脚期の膝関節最大屈曲角度を介して歩行速度に影響する可能性がある。しかし，大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係は，まだ明らかになっていない。

本研究の目的は，重度膝 OA を対象に，大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係を明らかにすることである。大腿四頭筋腱ヤング率の増加は遊脚期の膝関節最大屈曲角度を低下させ，膝関節の可動範囲が狭くなれば歩行速度が低下する可能性がある。したがって，大腿四頭筋腱ヤング率が増加すれば歩行速度は低下すると仮説を立て，研究を立案した。

## 3.2. 方法

### 3.2.1. 参加者

この研究は2018年の8月から2020年の5月に参加者を募集した。参加者は総合病院土浦協同病院の外来に通われている膝OA患者と、その手術目的に入院された患者である。参加者の選択基準は、KL grade<sup>57)</sup>で3から4の重症度であり、歩行が自立していることとした。除外基準は中枢神経障害と認知症の既往、骨棘が大腿四頭筋腱を圧迫している症例とした。なお、KL gradeは整形外科医が単純X線画像より判断した。そして、骨棘による大腿四頭筋腱への圧迫の有無は、単純X線画像で骨棘を確認し、さらに超音波検査でも圧迫像を確認した。

測定肢は膝OAの診断を受けた側の膝関節である。もし両側に膝OAの診断を受けた場合は、遊脚期の膝関節最大屈曲角度がより低下している側の膝関節を測定肢とした。

募集の結果、36人の参加者が集まった。電子カルテより、参加者の年齢と性別、身長、FTAのデータを所得した。また、デジタルスケールの体重計で体重を測定し、BMIを算出した。

### 3.2.2. 関節可動域

膝関節の屈曲と伸展の可動域をMMI角度計(東大式)300mm(村中医療器株式会社,大阪,日本)で測定した。測定方法は第1研究と同様である。参加者はベッド上に背臥位になり、可能な限り膝関節を自動運動で屈伸した。その後、測定者は他動運動でも可能な限り屈伸させた。測定者は大転子と外側上顆を結ぶ軸と腓骨頭と外果を結ぶ軸の交点から、屈伸の角度を測定した。

### 3.2.3. 大腿四頭筋腱ヤング率

大腿四頭筋腱ヤング率を汎用超音波画像診断装置 Aixplorer (Supersonic Imaging, Aix-en-Provence, France)のSWEで測定した。測定方法は第1研究と同様である。測定のポイントを示す。第1研究より、膝関節屈曲60°の大腿四頭筋腱ヤング率が、遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明変数であることが明らかになった。したがって、第2研究では膝関節屈曲60°のみを測定肢位にした。測定部位は大腿四頭筋腱の膝蓋骨付着部近位2cmである<sup>62)</sup>。測定範囲内の平均値を記録した<sup>60)</sup>。

### 3.2.4. 膝関節の伸展筋力

膝関節の伸展筋力をBiodex System 3C dynamometer (Biodex Medical Systems, New York, USA)で測定した。測定肢位は座位である。Biodex System 3C dynamo

meterの背もたれは、最大に起こした状態の85° に設定した。参加者の下部体幹と測定側の大腿を、Biodex System 3C dynamometerの背もたれと座面に固定し、下腿の内果の直上にレバーアーム遠位のパッドを固定した。参加者は膝関節屈曲70° で5秒間の等尺性収縮を行った(図12)。測定者は最大の努力を促すために口頭で励ましを行った<sup>77)</sup>。膝関節伸展トルクを体重で割った値が歩行速度に関連するため<sup>32)</sup>、膝関節伸展トルク/体重を記録した。



図 12. 筋力測定の様子

参加者の下部体幹と測定側の大腿を背もたれと座面に固定し、下腿の内果の直上にレバーアーム遠位のパッドを固定した。参加者は膝関節屈曲70° で5秒間の等尺性収縮を行った。

### 3.2.5. 歩行パラメーター

歩行パラメーターを動作解析装置MA-3000と床反力計MG-1060(アニマ株式会社, 東京, 日本)で測定した。反射マーカ―は両側の肩峰と上前腸骨棘, 大転子, 大腿骨外側上顆, 外果, 第5中足骨頭に貼り付けた。測定方法は第1研究と同様である。要点を下記に示す。参加者は裸足になり, 6mの歩行路を通常歩行速度で歩いた。参加者は転倒予防のために必要であればT字杖を使用した。歩行を4回行い, 平均値を記録した。測定した歩行パラメーターは歩行速度と歩行率, 歩幅, 遊脚期の膝関節最大屈曲角度, 踵接地時の膝関節屈曲角度である。

### 3.2.6. 歩行時痛

歩行時痛をVisual analog scale<sup>65)</sup>で測定した。測定方法は第1研究と同様である。歩行時痛の測定は歩行パラメーターの測定直後に行なった。Visual analog scale上に痛みを自己チェックしてもらうことで、歩行時痛を得点化した。なお、0点が全く痛くない、100点が最悪の痛みを示している。

### 3.2.7. 統計分析

各測定データの分布をShapiro-Wilk's testで判断した。結果の記載にあたり、正規分布のデータは平均値と標準偏差を、非正規分布のデータは中央値と四分位範囲を記載した。

歩行速度とその他測定値の相関を見るために、Pearson's product moment correlation coefficientとSpearman's rank correlation coefficients, Polyserial correlation coefficientを求めた。具体的には、Pearson's product moment correlation coefficientを歩行速度と身長、膝関節自動屈曲ROM、膝関節他動屈曲ROM、膝関節伸展トルク/体重、踵接地時の膝関節屈曲角度、歩行率、歩幅間で求めた。Spearman's rank correlation coefficientsを歩行速度と年齢、体重、BMI、大腿四頭筋腱ヤング率、膝関節自動伸展ROM、膝関節他動伸展ROM、遊脚期の膝関節最大屈曲角度、歩行時痛間で求めた。Polyserial correlation coefficientを歩行速度と性別間で求めた。なお、Polyserial correlation coefficientを求めるにあたり、性別は女性を0、男性を1としてダミー変数化した。

次に、歩行速度に影響する測定項目を明らかにするために、構造方程式モデリングを実施した。モデルは第2研究の相関分析の結果と先行研究<sup>36, 40, 41, 67, 78-80)</sup>をもとに、より適合度の高いモデルを選択した。

統計的有意は $P < 0.05$ とした。Shapiro-Wilk's testとPearson's product moment correlation coefficient, Spearman's rank correlation coefficientsにはSPSS statistics version 26.0 (IBM Corp., New York, USA)を使用した。Polyserial correlation coefficientにはBase SAS 9.4 (SAS Institute, North Carolina, USA)を使用した。構造方程式モデリングにはSPSS Amos 5.0 (IBM Corp., New York, USA)を使用した。

### 3.3. 結果

#### 3.3.1. 身体的特徴

参加者は 36 名集まった。参加者の身体的特徴を表 7 に示す。年齢は 75.0(67.3-76.0)歳で、KL grade3 が 13 名、4 が 23 名であった。

表 7. 第 2 研究における参加者の身体的特徴

身体的特徴	n=36
年齢(歳)	75.0(67.3-76.0) <sup>b</sup>
性別(男性/女性)	12/24
身長(m)	1.55±0.091 <sup>a</sup>
体重(kg)	61.0(50.8-66.3) <sup>b</sup>
BMI(kg/m <sup>2</sup> )	24.8(22.1-29.2) <sup>b</sup>
FTA(°)	181.0(178.3-184.0) <sup>b</sup>
KL grade(3/4)	13/23

<sup>a</sup> 平均値±標準偏差, <sup>b</sup> 中央値(四分位範囲), 略語: BMI=Body mass index, FTA=femorotibial angle, KL=Kellgren -Lawrence。

### 3.3.2. 測定値

測定値を表 8 に示す。大腿四頭筋腱ヤング率は 278.0(209.6-369.8)kPa, 歩行速度は  $0.84 \pm 0.26$ m/s であった。

表 8. 第 2 研究の測定値

測定項目	n=36
膝関節自動伸展 ROM(°)	-1.5(-9.8-3.8) <sup>b</sup>
膝関節他動伸展 ROM(°)	-1.5(-8-5) <sup>b</sup>
膝関節自動屈曲 ROM(°)	123.7±13.3 <sup>a</sup>
膝関節他動屈曲 ROM(°)	131.7±14.4 <sup>a</sup>
大腿四頭筋腱ヤング率(kPa)	278.0(209.6-369.8) <sup>b</sup>
膝関節伸展トルク/体重(Nm/kg)	1.09±0.36 <sup>a</sup>
踵接地時の膝関節屈曲角度(°)	10.3±6.7 <sup>a</sup>
遊脚期の膝関節最大屈曲角度(°)	55.6(49.3-61.1) <sup>b</sup>
歩行速度(m/s)	0.84±0.26 <sup>a</sup>
歩行率(step/min)	103.8±17.5 <sup>a</sup>
歩幅(m)	0.48±0.09 <sup>a</sup>
歩行時痛(点)	21.5(0.0-42.8) <sup>b</sup>

<sup>a</sup> 平均値±標準偏差, <sup>b</sup> 中央値(四分位範囲), 略語: ROM=Range of motion。

### 3.3.3. 相関分析

相関分析の結果を表9に示す。歩行速度と正の相関があった測定項目は、膝関節自動屈曲 ROM( $P=0.018$ )と膝関節他動屈曲 ROM( $P=0.009$ )、膝関節伸展トルク/体重( $P=0.002$ )、遊脚期の膝関節最大屈曲角度( $P<0.001$ )、歩行率( $P<0.001$ )、歩幅( $P<0.001$ )であった。歩行速度と負の相関があった測定項目は、大腿四頭筋腱ヤング率( $P=0.003$ )であった。その他の測定値と歩行速度に相関は認めなかった( $P>0.05$ )。

表9. 歩行速度とその他測定値間の相関係数

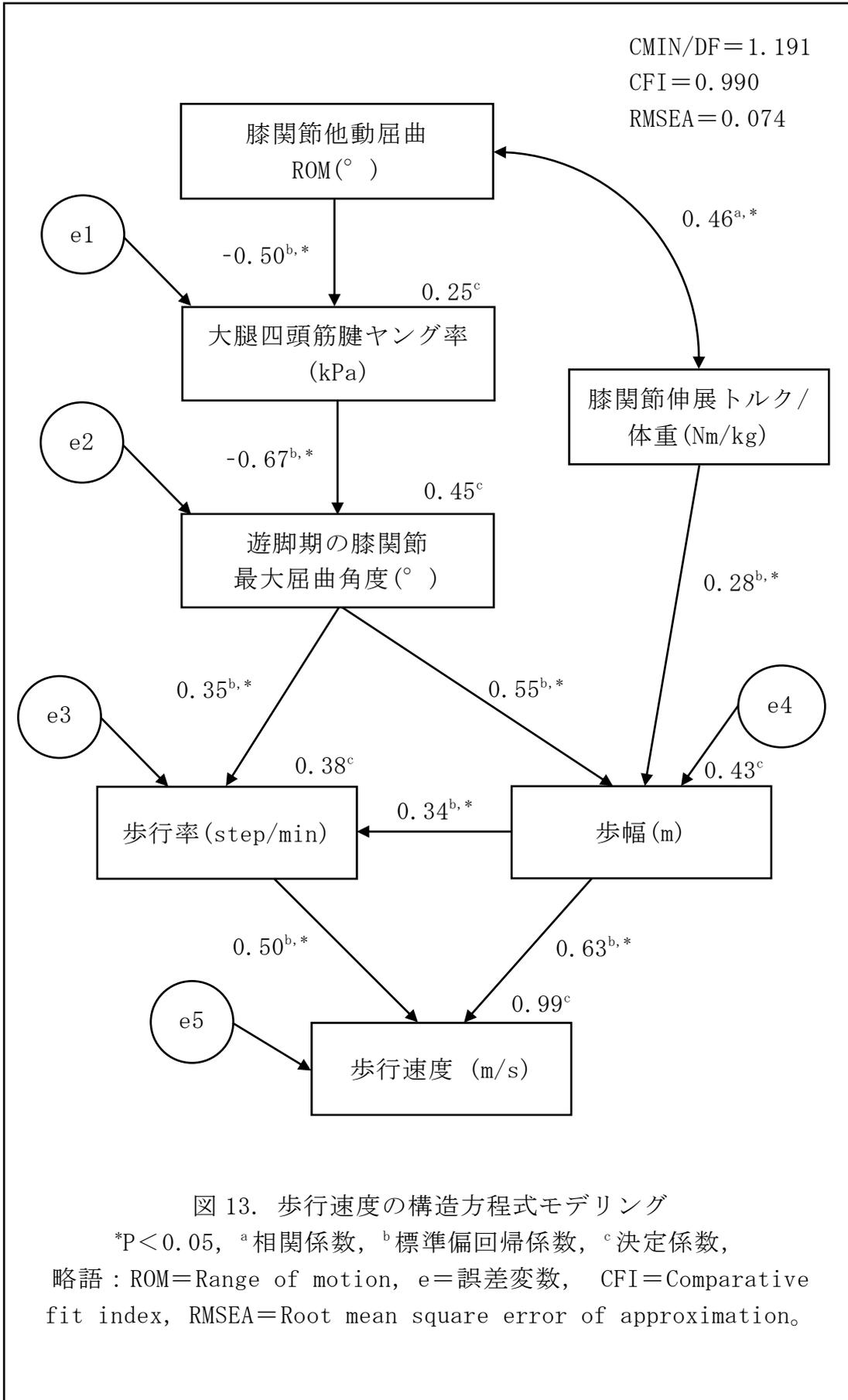
	歩行速度	
	相関係数	P 値
年齢	-0.135 <sup>b</sup>	0.433
性別	-0.147 <sup>c</sup>	0.490
身長	-0.047 <sup>a</sup>	0.785
体重	-0.011 <sup>b</sup>	0.947
BMI	-0.002 <sup>b</sup>	0.991
大腿四頭筋腱ヤング率	-0.484 <sup>b</sup>	0.003*
膝関節自動伸展 ROM	0.158 <sup>b</sup>	0.359
膝関節他動伸展 ROM	0.129 <sup>b</sup>	0.452
膝関節自動屈曲 ROM	0.391 <sup>a</sup>	0.018*
膝関節他動屈曲 ROM	0.431 <sup>a</sup>	0.009*
膝関節伸展トルク/体重	0.506 <sup>a</sup>	0.002*
踵接地時の膝関節屈曲角度	0.082 <sup>a</sup>	0.634
遊脚期の膝関節最大屈曲角度	0.589 <sup>b</sup>	<0.001*
歩行率	0.849 <sup>a</sup>	<0.001*
歩幅	0.911 <sup>a</sup>	<0.001*
歩行時痛	-0.122 <sup>b</sup>	0.477

\* $P<0.05$ , <sup>a</sup>Pearson's product moment correlation coefficient, <sup>b</sup>Spearman's rank correlation coefficients, <sup>c</sup>Polyserial correlation coefficient, 略語: BMI=Body mass index, ROM=Range of motion。

### 3.3.4. 構造方程式モデリング

構造方程式モデリングの結果を図 13 に示す。モデルは、第 2 研究の相関分析の結果と先行研究<sup>36, 40, 41, 67, 78-80)</sup>をもとに、より適合度の高いモデルを選択した。モデルの CMIN は 14.297 ( $P=0.282$ ) で、CMIN/df は 1.191, Goodness of fit index は 0.899, Comparative fit index は 0.990, Root mean square error of approximation は 0.074 (90%信頼区間は 0.001~0.195), Akaike's information criterion は 46.297, Bayesian information criterion は 71.633 であった。

各項目間のつながりを見ると、膝関節他動屈曲 ROM は大腿四頭筋腱ヤング率の説明変数であり ( $\beta = -0.50, P < 0.001$ ), 大腿四頭筋腱ヤング率は遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明変数であり ( $\beta = -0.67, P < 0.001$ ), 遊脚期の膝関節最大屈曲角度は歩行率 ( $\beta = 0.35, P = 0.035$ ) と歩幅 ( $\beta = 0.55, P < 0.001$ ) の説明変数であり、歩行率と歩幅は歩行速度の説明変数であった ( $\beta = 0.50, P < 0.001$  と  $\beta = 0.63, P < 0.001$ )。



### 3.4. 考察

第2研究の結果は我々の仮説を支持した。つまり、重度膝 OA において、大腿四頭筋腱ヤング率は歩行速度に影響していた。大腿四頭筋腱ヤング率が低下すると、歩行速度が増加する可能性があった。大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の間には、遊脚期の膝関節最大屈曲角度や歩幅、歩行率が介在していた。

大腿四頭筋腱ヤング率は種々の要因を介在して歩行速度に影響していた。まず、大腿四頭筋腱ヤング率は遊脚期の膝関節最大屈曲角度に影響していた。この機序は第1研究の考察で述べた<sup>41,67)</sup>。次に、遊脚期の膝関節最大屈曲角度は歩幅に影響していた。この機序として、遊脚期の膝関節最大屈曲角度は遊脚肢の振り出し速度に影響を与え、歩幅に影響すると報告されている<sup>36)</sup>。次に、遊脚期の膝関節最大屈曲角度は歩行率にも影響していた。歩行率を増加させるためには、関節を早く動かすことで1分間の歩数を増やすことが必要である。そして、歩行中の膝関節の角速度は遊脚期の膝関節最大屈曲角度に影響を与えることが報告されている<sup>40)</sup>。つまり、遊脚期の膝関節最大屈曲角度が大きいと、関節は早く動いており、歩行率の増加につながる可能性がある。次に、歩幅は歩行率に影響していた。歩幅と歩行率の間には、歩行比と呼ばれる一定の関係がある<sup>78)</sup>。したがって、歩幅が変われば歩行率に影響を与える可能性がある。最後に、歩幅と歩行率が変われば歩行速度は変化することになる。上記の機序が結びつくことによって、大腿四頭筋腱ヤング率は歩行速度に影響したのだろう。

第2研究のモデルは、膝関節他動屈曲 ROM が大腿四頭筋腱ヤング率に影響を与える可能性も示した。第2研究で測定した大腿四頭筋腱ヤング率は、膝関節屈曲 60° で測定している。このヤング率は、第1研究で考察したように、大腿四頭筋腱複合体の柔軟性と関わりがある。したがって、柔軟性の指標である膝関節他動屈曲 ROM は、膝関節屈曲 60° 大腿四頭筋腱ヤング率に影響を及ぼす可能性がある。

次に、第2研究のモデルは、膝関節伸展トルク/体重が歩幅に影響を与える可能性も示した。膝関節伸展筋力は荷重応答期において膝関節屈曲モーメントに対抗し、衝撃吸収に作用する<sup>79)</sup>。そして、ストライドが長いと膝関節屈曲モーメントは増加する<sup>80)</sup>。以上より、歩幅を増加させるためには、膝関節屈曲モーメントに対抗し衝撃を吸収するための膝関節伸展筋力が必要だと考えられる。したがって、膝関節伸展トルク/体重は歩幅に影響する可能性がある。

最後に、第2研究のモデルは、膝関節伸展 ROM と歩行速度に関連がないことも示した。膝 OA を歩行高速群と低速群で分けて比較した先行研究においても、膝関節伸展 ROM に有意差がなかったことが報告されている<sup>81)</sup>。膝関節伸展 ROM は、一概に歩行速度に影響しないのかもしれない。くわえて、第2研究における参加者の膝関節伸展 ROM の中央値は $-1.5^{\circ}$  であり、比較的良好であったことも歩行速度に影響を及ぼさなかった原因かもしれない。

### 3.5. 結論

重度膝 OA において、大腿四頭筋腱ヤング率は歩行速度に影響していた。臨床的意義として、大腿四頭筋腱ヤング率が低下することで、歩行速度が増加する可能性がある。

## 第4章. 第3研究：人工膝関節全置換術前後における大腿四頭筋腱ヤング率の変化量と歩行速度の変化量の関係

### 4.1. 目的

歩行速度は障害の発生や転倒，死亡率，認知症，施設への入所と関連がある指標である<sup>26)</sup>。歩行速度に関連する項目として，TKAでは性別やBMI，膝関節の伸展筋力，股関節と足関節の筋力，歩行中の膝関節のROM，膝の痛みなどがある<sup>35-38)</sup>。

第2研究によって，重度膝OAにおいて，大腿四頭筋腱ヤング率が歩行速度に影響する可能性が示された。しかし，TKAにおいて，大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係はまだ明らかになっていない。

第3研究の目的は，TKA前後を対象に，大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係について示唆を得ることである。第2研究において，重度膝OAの大腿四頭筋腱ヤング率は歩行速度に影響していた。したがって，TKA前後においても，大腿四頭筋腱ヤング率の変化量は歩行速度の変化量に影響すると仮説を立て，研究を立案した。

## 4.2. 方法

### 4.2.1. 参加者

この研究は2018年の8月から2020年の5月に参加者を募集した。参加者は総合病院土浦協同病院にTKA目的で入院された膝OA患者である。参加者の選択基準は歩行が自立していること、手術手技がMedial para-patella approachであること、前十字靭帯保持型のインプラントのPersona(Zimmer Biomet, Warsaw, USA)を使用したことである。除外基準は転院や中枢神経障害と認知症の発症、骨棘が大腿四頭筋腱を圧迫している症例とした。

測定を手術前と手術1年後に実施した。測定肢は手術側の膝関節とした。もし両側手術の場合は、術前の遊脚期の膝関節最大屈曲角度が、より低下している側の膝関節を測定肢とした。

募集の結果、20名が術前測定を受けた。除外基準の中枢神経障害の発症が1名、転院が2名、COVID-19による外出不安を訴えた参加者が1名いたため、術後の測定は16名に実施した。電子カルテより、参加者の年齢と性別、身長、FTAのデータを所得した。また、デジタルスケールの体重計で体重を測定し、BMIを算出した。

### 4.2.2. 周径

膝蓋骨直上の周径をメジャーで測定した。参加者は背臥位になり、膝関節を伸展した。測定者は力を抜いてリラックスするように指示し、メジャーが膝蓋骨に被らないように注意しながら周径を測定した。

### 4.2.3. 関節可動域

膝関節の屈曲の可動域をMMI角度計(東大式)300mm(村中医療器株式会社, 大阪, 日本)で測定した。測定方法は第1研究と同様である。参加者は背臥位になり、可能な限り膝関節を自動運動で屈曲した。その後、測定者は他動運動でも可能な限り屈曲させた。測定者は、大転子と外側上顆を結ぶ軸と腓骨頭と外果を結ぶ軸の交点から、屈曲の角度を測定した。

### 4.2.4. 大腿四頭筋腱ヤング率

大腿四頭筋腱ヤング率を汎用超音波画像診断装置 Aixplorer(Supersonic Imaging, Aix-en-Provence, France)のSWEで測定した。測定方法は第1研究と同様である。測定のポイントを示す。第2研究によって、膝関節屈曲60°の大腿四頭筋腱ヤング率が歩行速度に影響することが明らかになった。したがって、第3研究

では膝関節屈曲 60° のみを測定肢位にした。測定部位は大腿四頭筋腱の膝蓋骨付着部近位 2 cm である<sup>62)</sup>。測定範囲内の平均値を記録した<sup>60)</sup>。

#### 4.2.5. 膝関節の伸展筋力

膝関節の伸展筋力をBiodex System 3C dynamometer(Biodex Medical Systems, New York, USA)で測定した。測定方法は第2研究と同様である。測定のポイントを示す。測定肢位は座位である。参加者は膝関節屈曲70° で5秒間の等尺性収縮を行った。測定者は最大の努力を促すために口頭で励ましを与えた<sup>77)</sup>。膝関節伸展トルクを体重で割った値が歩行速度に関連するため<sup>32)</sup>、膝関節伸展トルク/体重を記録した。

1例のみ、Biodex System 3C dynamometerの代わりにμTas F-1(アニマ株式会社, 東京, 日本)を使用して筋力を測定した。μTas F-1 の検者内信頼性はgoodである<sup>82)</sup>。参加者はベッド上に座り、膝関節を70° に屈曲した。測定者は参加者の下腿の内果の直上に、μTas F-1のセンサーをストラップで固定した。さらに、μTas F-1と参加者の下腿はベッドの脚にストラップで固定された。測定者は5秒間の等尺性収縮を指示し、口頭で励ましを与えた<sup>77)</sup>。μTas F-1では力が測定される。Biodex System 3C dynamometerの結果と単位を揃えるために、大腿骨の外側上顆からμTas F-1のセンサー固定部までの下腿の長さを測り、測定した力に乗じることで膝関節伸展トルクを求めた。そして、膝関節伸展トルク/体重を記録した。

#### 4.2.6. 片脚立位

片脚立位保持時間をストップウォッチで測定した。測定方法は先行研究を参考にした<sup>83)</sup>。参加者は開眼した状態で腰に両手をあて、片脚立位をとった。測定者は、参加者の支持脚が移動するか手が腰から離れる、もしくは、持ち上げた足が床に着くまでの時間を測定した。測定は2回実施し、最大値を記録した。なお、測定は最大120秒まで実施し、120秒を超えた場合は120秒と記録した。

#### 4.2.7. 歩行パラメーター

歩行パラメーターを動作解析装置MA-3000と床反力計MG-1060(アニマ株式会社, 東京, 日本)で測定した。反射マーカは両側の肩峰と上前腸骨棘, 大転子, 外側上顆, 外果, 第5中足骨頭に貼り付けた。測定方法は第1研究と同様である。要点を下記に示す。参加者は裸足になり, 6mの歩行路を通常歩行速度で歩いた。測定中, 転倒予防のために必要であればT字杖を使用した。歩行は4回行い, 平均値を記録した。測定した歩行パラメーターは歩行速度と歩行率, 歩幅, 遊脚期の膝関節最大屈曲角度である。

#### 4.2.8. 歩行時痛

歩行時痛をVisual analog scale<sup>65)</sup>で測定した。測定方法は第1研究と同様である。測定は歩行パラメーターの測定直後に行なった。Visual analog scale上に痛みを自己チェックしてもらうことで、歩行時痛を得点化した。なお、0点が全く痛くない、100点が最悪の痛みを示している。

#### 4.2.9. 日本整形外科学会膝疾患治療成績判定基準

活動を日本整形外科学会膝疾患治療成績判定基準 (Knee scoring system of the Japanese Orthopaedic Association; JOA スコア) で測定した(図 14)<sup>84)</sup>。JOA スコアの検者内信頼性は good である<sup>85)</sup>。JOA スコアは Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score の日常生活動作スコアと強い相関がある<sup>86)</sup>。JOA スコアは疼痛・歩行能力と疼痛・階段昇降能力, 屈曲角度及び強直・高度拘縮, 腫脹からなる。各項目の得点は 30 点, 25 点, 35 点, 10 点である。全ての得点を合計すると 100 点となり, 最低点は 0 点である。

		右	左
疼痛 ・ 歩 行 能	1 km以上歩行可、通常疼痛ないが、動作時たまに疼痛あってもよい	30	30
	1 km以上歩行可、疼痛あり	25	25
	500m以上、1 km未満の歩行可、疼痛あり	20	20
	100m以上、500m未満の歩行可、疼痛あり	15	15
	室内歩行または100m未満の歩行可、疼痛あり	10	10
	歩行不能	5	5
	起立不能	0	0
疼痛 ・ 階 段 昇 降 能	昇降自由・疼痛なし	25	25
	昇降自由・疼痛あり、手すりを使い・疼痛なし	20	20
	手すりを使い・疼痛あり、一歩一歩・疼痛なし	15	15
	一歩一歩・疼痛あり、手すりを使い一歩一歩・疼痛なし	10	10
	手すりを使い一歩一歩・疼痛あり	5	5
	出来ない	0	0
屈強 曲直 角・高 度お よ拘 び縮	正座可能な可動域	35	35
	横座り・胡座可能な可動域	30	30
	110°以上屈曲可能	25	25
	75° "	20	20
	35° "	10	10
	35°未満の屈曲、または強直・高度拘縮	0	0
腫 脹	水腫・腫脹なし	10	10
	時に穿刺必要	5	5
	頻回に穿刺必要	0	0
		総計	

図 14. 日本整形外科学会膝疾患治療成績判定基準（文献 84 より引用）

#### 4. 2. 10. 統計分析

各測定データの分布をShapiro-Wilk's testで判断した。結果の記載にあたり、正規分布のデータは平均値と標準偏差を、非正規分布のデータは中央値と四分位範囲を記載した。

大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係を明らかにするために、術前と術後1年の測定値を比較した。くわえて、術後1年から術前の測定値を引くことで変化量を求め、各変化量を用いて相関分析とパス解析<sup>87,88)</sup>も行った。

術前と術後1年の測定値の比較には、対応のあるt検定とWilcoxonの符号付順位検定を用いた。具体的には、対応のあるt検定で体重とBMI、大腿四頭筋腱ヤング率、周径、膝関節他動屈曲ROM、膝関節自動屈曲ROM、膝関節伸展トルク/体重、歩幅、歩行率、歩行速度、JOAスコアを比較した。そして、Wilcoxonの符号付順位検定でFTAと片脚立位保持時間、遊脚期の膝関節最大屈曲角度、歩行時痛を比較した。

次に、変化量を用いて、Spearman's rank correlation coefficientsを膝関節他動屈曲ROMや膝関節伸展トルク/体重、片脚立位保持時間、遊脚期の膝関節最大屈曲角度、歩行率に関わる測定項目間で求めた。以上の測定項目を含まなければ、Pearson's product-moment correlation coefficientを求めた。

最後に、変化量を用いて、第2研究の結果をもとにパス解析を行なった。パス解析では大腿四頭筋腱ヤング率と遊脚期の膝関節最大屈曲角度、歩幅、歩行率、歩行速度を目的変数とした重回帰分析を実施した。そして、その結果からパス図を作成した。

統計的有意は $P < 0.05$ とした。全ての統計分析にSPSS statistics version 26.0(IBM Corp., New York, USA)を使用した。

### 4.3. 結果

#### 4.3.1. 身体的特徴

参加者の身体的特徴を表 10 にまとめた。参加者の年齢は 74.0 (64.5-75.8) 歳であった。

表 10. 第 3 研究における参加者の身体的特徴

身体的特徴	n=16
年齢(歳)	74.0(64.5-75.8) <sup>b</sup>
性別(男性/女性)	3/13
身長(m)	1.52±0.07 <sup>a</sup>
体重(kg)	60.8±11.4 <sup>a</sup>
BMI(kg/m <sup>2</sup> )	26.2±4.3 <sup>a</sup>
FTA(°)	180.0(177.3-182.8) <sup>b</sup>
KL grade(3/4)	4/12

<sup>a</sup> 平均値±標準偏差, <sup>b</sup> 中央値(四分位範囲), 略語: BMI=Body mass index, FTA=femorotibial angle, KL=Kellgren -Lawrence。

### 4.3.2. 人工膝関節全置換術前後の比較

術後の測定を術後 364(363-365)日に実施した。術前と術後の比較の結果を表 11 にまとめた。FTA(P=0.007)と膝関節伸展トルク/体重(P=0.007), 歩幅(P=0.016), 歩行率(P=0.007), 歩行速度(P=0.006), 歩行時痛(P=0.002), JOA スコア(P<0.001)に有意差を認めた。他の測定項目に有意差を認めなかった(P>0.05)。

表 11. 人工膝関節全置換術前後の比較

測定項目	術前 TKA (n=16)	術後 TKA (n=16)	P 値	効果量
体重(kg)	60.8±11.4 <sup>a</sup>	61.4±12.1 <sup>a</sup>	0.320 <sup>c</sup>	0.05 <sup>e</sup>
BMI(kg/m <sup>2</sup> )	26.2±4.3 <sup>a</sup>	26.5±4.3 <sup>a</sup>	0.368 <sup>c</sup>	0.07 <sup>e</sup>
FTA(°)	180.0(177.3-182.8) <sup>b</sup>	173.9±3.7 <sup>a</sup>	0.007 <sup>d,*</sup>	0.68 <sup>f</sup>
周径(cm)	39.1±3.3 <sup>a</sup>	38.7±3.5 <sup>a</sup>	0.281 <sup>c</sup>	0.12 <sup>e</sup>
膝関節他動屈曲 ROM(°)	129.1±12.6 <sup>a</sup>	131.2±11.7 <sup>a</sup>	0.409 <sup>c</sup>	0.17 <sup>e</sup>
膝関節自動屈曲 ROM(°)	121.8±12.7 <sup>a</sup>	120.9±8.1 <sup>a</sup>	0.761 <sup>c</sup>	0.09 <sup>e</sup>
大腿四頭筋腱ヤング率 (kPa)	306.0±121.5 <sup>a</sup>	250.1±106.9 <sup>a</sup>	0.125 <sup>c</sup>	0.49 <sup>e</sup>
膝関節伸展トルク/体重 (Nm/kg)	1.12±0.34 <sup>a</sup>	1.35±0.34 <sup>a</sup>	0.007 <sup>c,*</sup>	0.68 <sup>e</sup>
片脚立位保持時間(s)	9.1(2.9-28.1) <sup>b</sup>	8.0(3.9-36.1) <sup>b</sup>	0.301 <sup>d</sup>	0.26 <sup>f</sup>
遊脚期の膝関節最大屈曲 角度(°)	58.7(51.9-64.3) <sup>b</sup>	60.5±5.0 <sup>a</sup>	0.187 <sup>d</sup>	0.33 <sup>f</sup>
歩幅(m)	0.49±0.10 <sup>a</sup>	0.53±0.07 <sup>a</sup>	0.016 <sup>c,*</sup>	0.46 <sup>e</sup>
歩行率(step/min)	110.3±16.0 <sup>a</sup>	121.5±10.7 <sup>a</sup>	0.007 <sup>c,*</sup>	0.82 <sup>e</sup>
歩行速度(m/s)	0.91±0.26 <sup>a</sup>	1.07±0.17 <sup>a</sup>	0.006 <sup>c,*</sup>	0.73 <sup>e</sup>
歩行時痛(点)	29.9±24.6 <sup>a</sup>	0.0(0.0-0.0) <sup>b</sup>	0.002 <sup>d,*</sup>	0.77 <sup>f</sup>
JOA スコア(点)	64.1±10.5 <sup>a</sup>	85.0±7.7 <sup>a</sup>	<0.001 <sup>c,*</sup>	2.27 <sup>e</sup>

<sup>a</sup> 平均値±標準偏差, <sup>b</sup> 中央値 (四分位範囲), <sup>c</sup> Paired *t* test, <sup>d</sup> Wilcoxon signed rank test, <sup>e</sup> 効果量 *d*, <sup>f</sup> 効果量 *r*, \* P<0.05, 略語: TKA=Total knee arthroplasty, BMI=Body mass index, FTA=Femorotibial angle, ROM=Range of motion, JOA=Japanese Orthopaedic Association.

### 4.3.3. 測定値の変化量

測定値の変化量を表 12 にまとめた。ヤング率の変化量は $-55.9 \pm 137.4$  kPa, 歩行速度の変化量は $0.16 \pm 0.20$  m/s であった。

表 12. 第 3 研究の測定値の変化量

測定項目	n=16
体重(kg)	$0.6 \pm 2.5^a$
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	$0.2 \pm 1.0^a$
FTA(°)	$-5.1 \pm 5.9^a$
周径(cm)	$-0.4 \pm 1.5^a$
膝関節他動屈曲 ROM(°)	$5.5(-8.5-10.8)^b$
膝関節自動屈曲 ROM(°)	$-0.8 \pm 10.5^a$
大腿四頭筋腱ヤング率(kPa)	$-55.9 \pm 137.4^a$
膝関節伸展トルク/体重(Nm/kg)	$0.16(-0.03-0.36)^b$
片脚立位保持時間(s)	$0.4(-2.7-12.2)^b$
遊脚期の膝関節最大屈曲角度(°)	$0.9(-0.8-7.1)^b$
歩幅(m)	$0.04 \pm 0.06^a$
歩行率(step/min)	$6.0(0.9-18.8)^b$
歩行速度(m/s)	$0.16 \pm 0.20^a$
歩行時痛(点)	$-28.6 \pm 25.2^a$
JOA スコア(点)	$20(11.25-28.75)^b$

<sup>a</sup> 平均値±標準偏差, <sup>b</sup> 中央値(四分位範囲), 略語: BMI=Body mass index, FTA=Femorotibial angle, ROM=Range of motion, JOA=Japanese Orthopaedic Association.

#### 4.3.4. 変化量の相関分析

変化量の相関分析の結果を表 13 にまとめた。大腿四頭筋腱ヤング率と遊脚期の膝関節最大屈曲角度に負の相関を認めた ( $P=0.015$ )。遊脚期の膝関節最大屈曲角度と歩幅 ( $P=0.049$ )，歩行率 ( $P=0.026$ )，JOA スコア ( $P=0.005$ ) に正の相関を認めた。遊脚期の膝関節最大屈曲角度と体重 ( $P=0.022$ )，BMI ( $P=0.015$ ) に負の相関を認めた。歩幅と膝関節伸展トルク/体重 ( $P=0.046$ )，歩行速度 ( $P<0.001$ )，歩行率 ( $P=0.002$ ) に正の相関を認めた。歩行率と歩行速度に正の相関を認めた ( $P<0.001$ )。歩行速度と膝関節伸展トルク/体重に正の相関を認めた ( $P=0.025$ )。その他の測定値間に相関は認めなかった ( $P>0.05$ )。

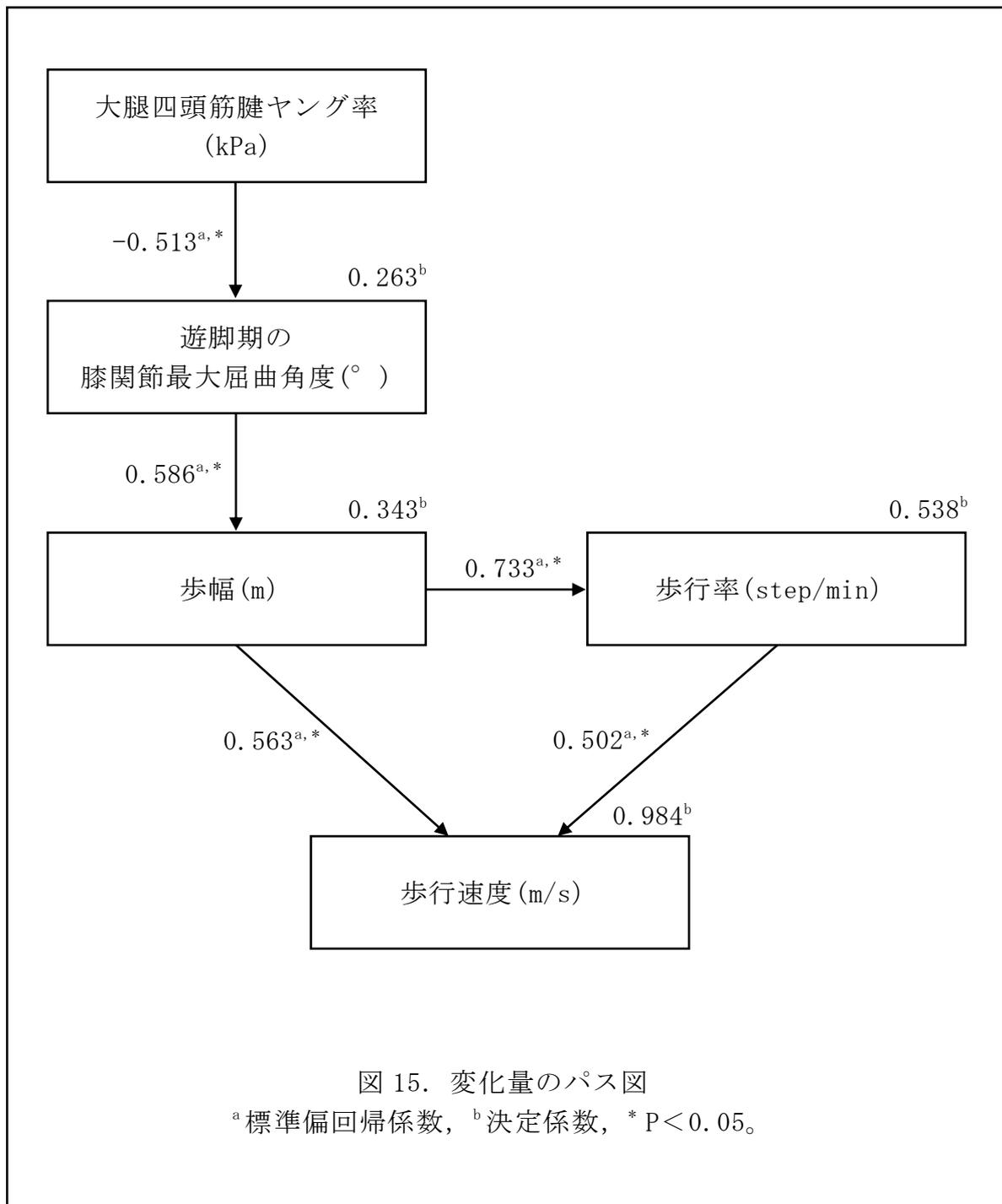
表 13. 変化量間の相関係数

	大腿四頭筋腱 ヤング率	遊脚期の膝 関節最大屈 曲角度	歩幅	歩行率	歩行速度
	相関係数				
体重	0.408 <sup>a</sup>	-0.568 <sup>b,*</sup>	-0.203 <sup>a</sup>	-0.339 <sup>b</sup>	-0.071 <sup>a</sup>
BMI	0.433 <sup>a</sup>	-0.594 <sup>b,*</sup>	-0.186 <sup>a</sup>	-0.353 <sup>b</sup>	-0.073 <sup>a</sup>
FTA	0.497 <sup>a</sup>	-0.195 <sup>b</sup>	-0.144 <sup>a</sup>	-0.437 <sup>b</sup>	-0.357 <sup>a</sup>
周径	0.230 <sup>a</sup>	-0.439 <sup>b</sup>	-0.425 <sup>a</sup>	-0.222 <sup>b</sup>	-0.210 <sup>a</sup>
膝関節他動屈曲 ROM	-0.124 <sup>b</sup>	-0.103 <sup>b</sup>	0.121 <sup>b</sup>	0.310 <sup>b</sup>	0.296 <sup>b</sup>
膝関節自動屈曲 ROM	-0.085 <sup>a</sup>	0.028 <sup>b</sup>	0.161 <sup>a</sup>	0.249 <sup>b</sup>	0.211 <sup>a</sup>
大腿四頭筋腱ヤング率	-	-0.594 <sup>b,*</sup>	-0.196 <sup>a</sup>	-0.465 <sup>b</sup>	-0.285 <sup>a</sup>
膝関節伸展トルク/体重	0.091 <sup>b</sup>	0.047 <sup>b</sup>	0.504 <sup>b,*</sup>	0.374 <sup>b</sup>	0.557 <sup>b,*</sup>
片脚立位保持時間	0.368 <sup>b</sup>	-0.274 <sup>b</sup>	0.062 <sup>b</sup>	-0.053 <sup>b</sup>	0.071 <sup>b</sup>
遊脚期の膝関節最大 屈曲角度	-0.594 <sup>b,*</sup>	-	0.499 <sup>b,*</sup>	0.553 <sup>b,*</sup>	0.457 <sup>b</sup>
歩幅	-0.196 <sup>a</sup>	0.499 <sup>b,*</sup>	-	0.711 <sup>b,*</sup>	0.931 <sup>a,*</sup>
歩行率	-0.465 <sup>b</sup>	0.553 <sup>b,*</sup>	0.711 <sup>b,*</sup>	-	0.878 <sup>b,*</sup>
歩行速度	-0.285 <sup>a</sup>	0.457 <sup>b</sup>	0.931 <sup>a,*</sup>	0.878 <sup>b,*</sup>	-
歩行時痛	0.329 <sup>a</sup>	-0.188 <sup>b</sup>	-0.100 <sup>a</sup>	-0.218 <sup>b</sup>	-0.096 <sup>a</sup>
JOA スコア	-0.443 <sup>b</sup>	0.659 <sup>b,*</sup>	0.279 <sup>b</sup>	0.327 <sup>b</sup>	0.283 <sup>b</sup>

<sup>a</sup>Pearson's product-moment correlation coefficient, <sup>b</sup>Spearman's rank correlation coefficient, \* $P<0.05$ , 略語: BMI=Body mass index, FTA=Femoro tibial angle, ROM=Range of motion, JOA=Japanese Orthopaedic Association.

#### 4.3.5. 変化量のパス解析

変化量のパス解析の結果を図 15 に示した。大腿四頭筋腱ヤング率は遊脚期の膝関節最大屈曲角度の説明変数であった ( $\beta = -0.513$ ,  $P = 0.042$ )。遊脚期の膝関節最大屈曲角度は歩幅の説明変数であった ( $\beta = 0.586$ ,  $P = 0.017$ )。歩幅は歩行率の説明変数であった ( $\beta = 0.733$ ,  $P = 0.001$ )。歩幅と歩行率は歩行速度の説明変数であった ( $\beta = 0.563$ ,  $P < 0.001$  と  $\beta = 0.502$ ,  $P < 0.001$ )。



#### 4.4. 考察

パス解析の結果は我々の仮説を支持した。つまり、TKA 前後において、術前から術後1年の大腿四頭筋腱ヤング率の変化量が、歩行速度の変化量に影響する可能性が示された。TKA 後に大腿四頭筋腱ヤング率が低下するほど、歩行速度は増加するのかもしれない。大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の変化量の間には、遊脚期の膝関節最大屈曲角度、歩幅、歩行率の変化量が介在していた。

術前と術後の比較において、大腿四頭筋腱ヤング率に有意差はなく、歩行速度に影響を及ぼさないように見えたが、術前と術後間では0.49の効果量があった。そこで、変化量をもとにパス解析を行うと、大腿四頭筋腱ヤング率が歩行速度に影響を与える可能性が示された。なお、大腿四頭筋腱ヤング率が歩行速度に影響を与える機序は、第2研究で考察した機序と同様だと考えた<sup>36, 40, 41, 67, 78</sup>。

第2研究の構造方程式モデリングと第3研究のパス図では、異なる点が3つあった。それは、膝関節他動屈曲ROMが大腿四頭筋腱ヤング率に影響していない点、遊脚期の膝関節最大屈曲角度が歩行率に影響していない点、膝関節伸展トルク/体重が歩幅に影響していない点である。しかし、これらの関係は有意ではなかったが、膝関節他動屈曲ROMは大腿四頭筋腱ヤング率と負の相関係数を持ち、遊脚期の膝関節最大屈曲角度は歩行率に正の相関係数を持ち、膝関節伸展トルク/体重は歩幅に正の相関係数を持っていた。これは第2研究と同様である。第3研究では参加者が少ないため、統計的有意が得にくい特徴がある。したがって、参加者を増やせば有意な関係が現れるかもしれない。

最後に、大腿四頭筋腱ヤング率の説明変数は明らかにならなかった。先行研究から考えるに、大腿四頭筋腱ヤング率の増減には、手術侵襲が影響する可能性がある。TKA後3ヶ月にエコー輝度の低下を63%に、腱周囲の腫れを73%に、内側のエコー欠陥像を100%に認め<sup>89</sup>、TKA後44.96±55.5ヶ月に腱障害を88.2%に認めたことが報告されている<sup>90</sup>。これらの要因はヤング率に影響を与える可能性がある。くわえて、第1研究の考察で示したように、大腿四頭筋腱複体の柔軟性もヤング率に影響するだろう。しかし、TKA後1年の膝関節屈曲60°大腿四頭筋腱ヤング率の説明変数を調査した報告は見当たらない。膝関節屈曲60°大腿四頭筋腱ヤング率の説明変数を明らかにするためには、今後の研究を必要としている。

#### 4.5. 結論

TKA 前後において、大腿四頭筋腱ヤング率の変化量が歩行速度の変化量に影響を与える可能性が示された。臨床的意義として、術後の大腿四頭筋腱ヤング率を術前よりも低下させることで、術後の歩行速度を術前よりも増加させることができるかもしれない。

## 第5章. 総括

### 5.1. 総合考察

本研究は重度膝 OA と TKA を対象に，大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係を調査した。本研究によって，大腿四頭筋腱ヤング率を低下させることで，歩行速度が増加する可能性が示された。

第1研究では，重度膝 OA を対象に，大腿四頭筋腱ヤング率が遊脚期の膝関節最大屈曲角度に影響することが示された。これは，大腿四頭筋腱ヤング率が低下すると，遊脚期の膝関節最大屈曲角度が増加する可能性を示している。大腿四頭筋腱の硬さは膝関節屈曲 ROM を制限する要因であるため<sup>41)</sup>，大腿四頭筋腱の硬さが変化すれば，歩行中の膝関節屈曲角度に影響を与える可能性がある。

第2研究では，重度膝 OA を対象に，大腿四頭筋腱ヤング率が歩行速度に影響することが示された。これは，大腿四頭筋腱ヤング率が低下すると，歩行速度が増加する可能性を示している。大腿四頭筋腱ヤング率は，第1研究で示したように，遊脚期の膝関節最大屈曲角度に影響する可能性がある。そして，遊脚期の膝関節最大屈曲角度は下肢の振り出し速度に影響し，歩幅に影響を及ぼす<sup>36)</sup>。また，遊脚期の膝関節最大屈曲角度は歩行中の膝関節の屈曲速度と関連し<sup>40)</sup>，膝関節の屈曲速度が変われば，歩行率に影響を及ぼす可能性がある。以上より，大腿四頭筋腱ヤング率は遊脚期の膝関節最大屈曲角度と歩幅，歩行率を介して歩行速度に影響する可能性がある。

第3研究では，TKA を対象に，術前から術後1年の大腿四頭筋腱ヤング率の変化量が，歩行速度の変化量に影響する可能性が示された。TKA 後に大腿四頭筋腱ヤング率が低下するほど，歩行速度は増加するのかもしれない。大腿四頭筋腱ヤング率が歩行速度に影響を与える機序は，第2研究と同様だと考える。しかし，第3研究は対象数が少ないため，詳細な結果を得るためには引き続き研究が必要である。

本研究の臨床的な最終目標は，序論で記載したように，歩行速度を改善する新たな理学療法アプローチの立案にある。本研究によって，大腿四頭筋腱ヤング率が歩行速度に影響を及ぼす可能性が示された。そして，大腿四頭筋腱ヤング率に着目した歩行速度改善のアプローチは，まだ提唱されていない。したがって，大腿四頭筋腱ヤング率を効率的に低下させる方法を検討することで，新たな歩行速度改善のアプローチを立案することができる。SWE によって，ストレッチやマッサージが筋腱複合体の硬さを低下させることが，すでに報告されている<sup>72)</sup>。しかし，大腿四頭筋腱ヤング率を低下させる具体的な方法は，まだ明らかになっていない。本研究の最終目標を達成するために，今後は介入研究を通して，大腿四頭筋腱ヤング率を効率的に低下させる方法を検討する必要がある。

## 5.2. 本研究の限界

本研究には7つの限界があった。

1つ目は、大腿四頭筋腱ヤング率のみでは歩行速度を予測できないことである。本研究で調査した大腿四頭筋腱ヤング率は、歩行速度に影響を与える多くの要因の1つである。したがって、本研究の結果のみでは、歩行速度の予測には不十分である。本研究では歩行速度と関連がある立脚期のデータ<sup>91-93)</sup>を利用できていない。これは杖を使用した参加者がいたためである。したがって、研究対象を独歩自立の参加者のみとすることで、この限界の対策ができる。

2つ目は、本研究は観察研究であり、エビデンスレベルが高くないことである<sup>94,95)</sup>。これに対しては、介入研究を行うことが対策に挙がる。具体的には、大腿四頭筋腱ヤング率を低下させることで、歩行速度が増加することを検証する必要がある。

3つ目は、大腿四頭筋腱ヤング率を低下させる方法が判明していないことである。総合考察でも述べたように、これは本研究の最終目標に関わる事柄である。この限界に対しても介入研究を必要としている。具体的には、ストレッチやマッサージのプログラムを作成し、大腿四頭筋腱ヤング率を効率的に低下させる方法を検討していく必要がある。

4つ目は、歩行パラメーターの測定が裸足で行われたことである。屋外歩行では靴を着用する。靴を着用すると、歩行パラメーターに変化が生じる可能性がある<sup>96)</sup>。したがって、本研究の結果を屋外歩行に適応させると、乖離が生じる可能性がある。この限界の対策として、靴を着用して歩行解析を行うことが挙がる。

5つ目は、軽度膝 OA や手術手技の違う TKA において、大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係が明らかになっていないことである。この限界の対策として、軽度膝 OA や手術手技の違う TKA も研究対象に加えることが挙がる。

6つ目は、第3研究の筋力測定において、 $\mu$ Tas F-1を使用した参加者がいたことである。これは膝関節伸展トルク/体重に影響を及ぼす可能性がある。したがって、測定方法を統一することが必要である。

7つ目は、研究の参加者が少ないことである。特に第3研究では参加者が少なかった。参加者を増やせば、より詳細で正確な結果を明らかにすることができるだろう。

以上の点に関して引き続き研究を必要としている。

### 5.3. 結論

本研究は、重度膝 OA と TKA を対象に、大腿四頭筋腱ヤング率と歩行速度の関係を調査した。重度膝 OA では、大腿四頭筋腱ヤング率が遊脚期の膝関節最大屈曲角度や歩幅、歩行率を介して歩行速度に影響していた。TKA 前後では、大腿四頭筋腱ヤング率の変化量が遊脚期の膝関節最大屈曲角度や歩幅、歩行率の変化量を介して歩行速度の変化量に影響する可能性が示された。

臨床的意義として、大腿四頭筋腱ヤング率を低下させる介入を行うことで、歩行速度が増加する可能性が示された。

## 第6章. 謝辞

本研究は、指導教員である六崎裕高教授のご指導のもとに行われました。六崎裕高教授には、博士前期課程からご指導をいただき、終始、的確かつ迅速なご指導をいただきました。未熟な私にとって、研究の立案から論文作成までの一連の流れを、六崎裕高教授のもとで学ぶことができたことは、掛け替えのない経験であり私の貴重な財産です。六崎裕高教授のご指導に心より感謝申し上げます。

副指導教員の岩井浩一教授には、副指導教員としてのご指導と特に統計に関するご指導をいただきました。未熟な私が何度もご指導を仰ぎにいても、常に温かく迎えてくださいました。研究を続けるにあたり、岩井浩一教授に統計分析をご指導いただけたことは、私の貴重な財産です。心より感謝申し上げます。

つくば国際大学の深谷隆史教授にも、博士前期課程からご指導をいただきました。深谷隆史教授には特に動作解析に関するご指導をいただきました。深谷隆史教授にご指導をいただくことで、本研究を進めることができました。そして、理学療法士である深谷隆史教授から、研究に関するご指導をいただいた経験は、私の貴重な財産です。心より感謝申し上げます。

審査員をお受けくださり、研究への貴重なご指導をいただきました茨城県立医療大学理学療法学科の富田和秀教授，青山敏之准教授，茨城県立医療大学作業療法学科の堀田和司教授，筑波大学医学医療系の金森章浩講師に心より感謝申し上げます。

本研究に快くご協力いただきました，研究参加者の皆様に心より感謝申し上げます。

最後に、私が勉学に励むことを応援し、健康をいつも気使ってくれる妻と、私の活力の源である娘に心より感謝申し上げます。

## 第7章. 引用文献

1. 総務省統計局：統計から見た我が国の高齢者—「敬老の日」にちなんで—, (<https://www.stat.go.jp/data/topics/topi1290.html>), (閲覧日 2021年9月22日) .
2. 総務省統計局：国勢調査, (<https://www.e-stat.go.jp/stat-search/files?page=1&layout=datalist&toukei=00200521&tstat=000001011777&cycle=0&tclass1=000001011778&tclass2val=0>), (閲覧日 2021年9月22日) .
3. 国立社会保障・人口問題研究所：日本の将来推計人口（平成29年推計）, ([http://www.ipss.go.jp/pp-zenkoku/j/zenkoku2017/pp29\\_gaiyou.pdf](http://www.ipss.go.jp/pp-zenkoku/j/zenkoku2017/pp29_gaiyou.pdf)), (閲覧日 2021年9月22日) .
4. 内閣府：選択する未来—人口推計から見えてくる未来像—, (<https://www5.cao.go.jp/keizai-shimon/kaigi/special/future/sentakui/index.html>), (閲覧日 2021年9月22日) .
5. 内閣府：高齢社会対策大綱, ([https://www8.cao.go.jp/kourei/measure/taikou/pdf/p\\_honbun\\_h29.pdf](https://www8.cao.go.jp/kourei/measure/taikou/pdf/p_honbun_h29.pdf)), (閲覧日 2021年9月22日) .
6. 厚生労働省：2019年国民生活基礎調査の概況, (<https://www.mhlw.go.jp/tokei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa19/index.html>), (閲覧日 2021年9月22日) .
7. 公益社団法人日本整形外科学会：ロコモパンフレット2020年度版, ([https://locomo-joa.jp/assets/pdf/index\\_japanese.pdf](https://locomo-joa.jp/assets/pdf/index_japanese.pdf)), (閲覧日 2021年9月22日) .
8. 公益社団法人日本整形外科学会：新概念「ロコモティブシンドローム（運動器症候群）」, (<https://www.joa.or.jp/public/locomo/index.html>), (閲覧日 2021年9月22日) .
9. Akahane M, Maeyashiki A, Tanaka Y, Imamura T. The impact of musculoskeletal diseases on the presence of locomotive syndrome. *Mod Rheumatol*. 2019; 29(1): 151-156.
10. Muraki S, Oka H, Akune T, Mabuchi A, En-yo Y, Yoshida M, Saika A, Suzuki T, Yoshida H, Ishibashi H, Yamamoto S, Nakamura K, Kawaguchi H, Yoshimura N. Prevalence of radiographic knee osteoarthritis and its association with knee pain in the elderly of Japanese population-based cohorts: the ROAD study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2009; 17(9): 1137-1143.
11. 内田淳正. 標準成形外科学 第11版. 中村利孝, 松野丈夫, 井樋栄二, 馬場久敏. 医学書院（東京）. 2011年; 641-644.
12. Katano H, Ozeki N, Kohno Y, Nakagawa Y, Koga H, Watanabe T, Jinno T, Sekiya I. Trends in arthroplasty in Japan by a complete survey, 2014-2017. *J Orthop Sci*. 2021; 26(5): 812-822.

13. 一般社団法人日本理学療法学会連合：変形性膝関節症 理学療法診療ガイドライン. ([http://jspt.japanpt.or.jp/upload/jspt/obj/files/guideline/11\\_gonarthrosis.pdf](http://jspt.japanpt.or.jp/upload/jspt/obj/files/guideline/11_gonarthrosis.pdf)) , (閲覧日 2021年9月22日) .
14. Sun J, Liu Y, Yan S, Cao G, Wang S, Lester DK, Zhang K. Clinical gait evaluation of patients with knee osteoarthritis. *Gait Posture*. 2017; 58: 319-324.
15. Al-Zahrani KS, Bakheit AM. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil Rehabil*. 2002; 24(5): 275-280.
16. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ, Hubley-Kozey CL. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *J Biomech*. 2008; 41(4): 868-876.
17. Kwon SB, Ro DH, Song MK, Han HS, Lee MC, Kim HC. Identifying key gait features associated with the radiological grade of knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2019; 27(12): 1755-1760.
18. Tateuchi H. Gait- and postural-alignment-related prognostic factors for hip and knee osteoarthritis: Toward the prevention of osteoarthritis progression. *Phys Ther Res*. 2019; 22(1): 31-37.
19. Tsonga T, Michalopoulou M, Malliou P, Godolias G, Kapetanakis S, Gkardaris G, Soucacos P. Analyzing the History of Falls in Patients with Severe Knee Osteoarthritis. *Clin Orthop Surg*. 2015; 7(4): 449-456.
20. Abramoff B, Caldera FE. Osteoarthritis: Pathology, Diagnosis, and Treatment Options. *Med Clin North Am*. 2020; 104(2): 293-311.
21. Casartelli NC, Item-Glatthorn JF, Bizzini M, Leunig M, Maffiuletti N A. Differences in gait characteristics between total hip, knee, and ankle arthroplasty patients: a six-month postoperative comparison. *BMC Musculoskelet Disord*. 2013; 14: 176.
22. Yoshida Y, Mizner RL, Ramsey DK, Snyder-Mackler L. Examining outcomes from total knee arthroplasty and the relationship between quadriceps strength and knee function over time. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008; 23(3): 320-328.
23. Swinkels A, Newman JH, Allain TJ. A prospective observational study of falling before and after knee replacement surgery. *Age Ageing*. 2009; 38(2):175-181.
24. Chan ACM, Jehu DA, Pang MYC. Falls After Total Knee Arthroplasty: Frequency, Circumstances, and Associated Factors-A Prospective Cohort Study. *Phys Ther*. 2018; 98(9): 767-778.
25. Bolink SA, Grimm B, Heyligers IC. Patient-reported outcome measures versus inertial performance-based outcome measures: A prospective st

- udy in patients undergoing primary total knee arthroplasty. *Knee*. 2015; 22(6): 618-623.
26. Abellan van Kan G, Rolland Y, Andrieu S, Bauer J, Beauchet O, Bonnefoy M, Cesari M, Donini LM, Gillette Guyonnet S, Inzitari M, Nourhashemi F, Onder G, Ritz P, Salva A, Visser M, Vellas B. 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*. 2009; 13(10): 881-889.
  27. Dunlop DD, Song J, Semanik PA, Sharma L, Chang RW. Physical activity levels and functional performance in the osteoarthritis initiative: a graded relationship. *Arthritis Rheum*. 2011; 63(1): 127-136.
  28. White DK, Tudor-Locke C, Zhang Y, Fielding R, LaValley M, Felson DT, Gross KD, Nevitt MC, Lewis CE, Torner J, Neogi T. Daily walking and the risk of incident functional limitation in knee osteoarthritis: an observational study. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2014; 66(9):1328-1336.
  29. Master H, Thoma LM, Christiansen MB, Polakowski E, Schmitt LA, White DK. Minimum Performance on Clinical Tests of Physical Function to Predict Walking 6,000 Steps/Day in Knee Osteoarthritis: An Observational Study. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2018; 70(7): 1005-1011.
  30. Sharma L, Kwok K, Lee JJ, Cauley J, Jackson R, Hochberg M, Chang AH, Eaton C, Nevitt M, Song J, Almagor O, Chmiel JS. Development and validation of risk stratification trees for incident slow gait speed in persons at high risk for knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 2019; 78(10): 1412-1419.
  31. Bindawas SM. Relationship between frequent knee pain, obesity, and gait speed in older adults: data from the Osteoarthritis Initiative. *Clin Interv Aging*. 2016; 11: 237-244.
  32. Spinoso DH, Bellei NC, Marques NR, Navega MT. Quadriceps muscle weakness influences the gait pattern in women with knee osteoarthritis. *Adv Rheumatol*. 2018; 58(1):26.
  33. Brinkmann JR, Perry J. Rate and range of knee motion during ambulation in healthy and arthritic subjects. *Phys Ther*. 1985; 65(7):1055-1060.
  34. Zeni JA, Higginson JS. Knee osteoarthritis affects the distribution of joint moments during gait. *Knee*. 2011; 18(3):156-159.
  35. Pua YH, Seah FJ, Seet FJ, Tan JW, Liaw JS, Chong HC. Sex Differences and Impact of Body Mass Index on the Time Course of Knee Range of Motion, Knee Strength, and Gait Speed After Total Knee Arthroplasty. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2015; 67(10): 1397-1405.

36. Ro DH, Han HS, Lee DY, Kim SH, Kwak YH, Lee MC. Slow gait speed after bilateral total knee arthroplasty is associated with suboptimal improvement of knee biomechanics. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018; 26(6): 1671-1680.
37. Suh MJ, Kim BR, Kim SR, Han EY, Nam KW, Lee SY, Park YG, Kim WB. Bilateral Quadriceps Muscle Strength and Pain Correlate With Gait Speed and Gait Endurance Early After Unilateral Total Knee Arthroplasty: A Cross-sectional Study. *Am J Phys Med Rehabil.* 2019; 98(10): 897-905.
38. Do K, Yim J. Effects of Muscle Strengthening around the Hip on Pain, Physical Function, and Gait in Elderly Patients with Total Knee Arthroplasty: A Randomized Controlled Trial. *Healthcare (Basel).* 2020;8(4): 489.
39. Anderson FC, Goldberg SR, Pandy MG, Delp SL. Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: an induced position analysis. *J Biomech.* 2004; 37(5): 731-737.
40. Goldberg SR, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscles that influence knee flexion velocity in double support: implications for stiff-knee gait. *J Biomech.* 2004; 37(8): 1189-1196.
41. Zhang Y, Ye LY, Liu HX, Wen H. Quadriceps tendon pie-crusting release of stiff knees in total knee arthroplasty. *J Orthop Sci.* 2015; 20(4):669-674.
42. Liu HX, Wen H, Hu YZ, Yu HC, Pan XY. Percutaneous quadriceps tendon pie-crusting release of extension contracture of the knee. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014; 100(3):333-335.
43. 蛭原文吾. 変形性膝関節症を対象にした大腿四頭筋腱の弾性率と自由歩行における遊脚期の膝関節最大屈曲角度の関係. 茨城県立医療大学大学院修士論文. 2020; 1-41.
44. 皆川洋至. 整形外科領域の超音波エラストグラフィ. *超音波医学.* 2013; 40(5): 485-494.
45. Taljanovic MS, Gimber LH, Becker GW, Latt LD, Klauser AS, Melville D M, Gao L, Witte RS. Shear-Wave Elastography: Basic Physics and Musculoskeletal Applications. *Radiographics.* 2017; 37(3): 855-870.
46. Jeremy Bercoff: SharWave Elastography. ([https://www.konicaminolta.jp/healthcare/products/us/aixplorer/pdf/whitepaper\\_swe\\_eng.pdf](https://www.konicaminolta.jp/healthcare/products/us/aixplorer/pdf/whitepaper_swe_eng.pdf)), (閲覧日 2021年9月22日).
47. Schneebeli A, Folli A, Falla D, Barbero M. Reliability of Sonoelastography Measurements of Lower Limb Tendon Properties: A Systematic Review. *Ultrasound Med Biol.* 2021; 47(5): 1131-1150.

48. Prado-Costa R, Rebelo J, Monteiro-Barroso J, Preto AS. Ultrasound elastography: compression elastography and shear-wave elastography in the assessment of tendon injury. *Insights Imaging*. 2018; 9(5):791-814.
49. Ryu J, Jeong WK. Current status of musculoskeletal application of shear wave elastography. *Ultrasonography*. 2017; 36(3): 185-197.
50. Ebihara B, Fukaya T, Mutsuzaki H. Relationship between quadriceps tendon Young's modulus and maximum knee flexion angle in the swing phase of gait in patients with severe knee osteoarthritis. *Medicina (Kaunas)*. 2020; 56(9): 437.
51. Ebihara B, Mutsuzaki H, Fukaya T, Iwai K. Interpretation of causal relationship between quadriceps tendon Young's modulus and gait speed by structural equation modeling in patients with severe knee osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*. 2021; 29(2): 23094990211034003.
52. Ebihara B, Mutsuzaki H, Fukaya T, Iwai K. Influence of the amount of change in quadriceps tendon Young's modulus on amount of change in walking speed before and after total knee arthroplasty. *Medicina (Kaunas)*. 2021; 57(12): 1329.
53. McCarthy I, Hodgins D, Mor A, Elbaz A, Segal G. Analysis of knee flexion characteristics and how they alter with the onset of knee osteoarthritis: a case control study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2013; 14: 169.
54. Bytyqi D, Shabani B, Lustig S, Cheze L, Karahoda Gjurgjeala N, Neyret P. Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: three dimensional assessment. *Int Orthop*. 2014; 38(6): 1191-1198.
55. Ismailidis P, Egloff C, Hegglin L, Pagenstert G, Kern R, Eckardt A, Ilchmann T, Mündermann A, Nüesch C. Kinematic changes in patients with severe knee osteoarthritis are a result of reduced walking speed rather than disease severity. *Gait Posture*. 2020; 79:256-261.
56. Mannering N, Young T, Spelman T, Choong PF. Three-dimensional knee kinematic analysis during treadmill gait: Slow imposed speed versus normal self-selected speed. *Bone Joint Res*. 2017; 6(8): 514-521.
57. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteoarthrosis. *Ann Rheum Dis*. 1957; 16(4): 494-502.
58. Zhou J, Yu J, Liu C, Tang C, Zhang Z. Regional Elastic Properties of the Achilles Tendon Is Heterogeneously Influenced by Individual Muscle of the Gastrocnemius. *Appl Bionics Biomech*. 2019; 8452717.

59. Ebihara B, Mutsuzaki H, Fukaya T. Relationships between Quadriceps Tendon Elasticity and Knee Flexion Angle in Young Healthy Adults. *Medicina (Kaunas)*. 2019; 55(2): 53.
60. Kot BC, Zhang ZJ, Lee AW, Leung VY, Fu SN. Elastic modulus of muscle and tendon with shear wave ultrasound elastography: variations with different technical settings. *PLoS One*. 2012; 7(8): e44348.
61. Eby SF, Song P, Chen S, Chen Q, Greenleaf JF, An KN. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J Biomech*. 2013; 46(14): 2381-2387.
62. Peltz CD, Haladik JA, Divine G, Siegal D, van Holsbeeck M, Bey MJ. ShearWave elastography: repeatability for measurement of tendon stiffness. *Skeletal Radiol*. 2013; 42(8): 1151-1156.
63. Hsiao MY, Chen YC, Lin CY, Chen WS, Wang TG. Reduced Patellar Tendon Elasticity with Aging: In Vivo Assessment by Shear Wave Elastography. *Ultrasound Med Biol*. 2015; 41(11): 2899-2905.
64. Zardi EM, Franceschetti E, Giorgi C, Palumbo A, Franceschi F. Reliability of quantitative point shear-wave ultrasound elastography on vastus medialis muscle and quadriceps and patellar tendons. *Med Ultrason*. 2019; 21(1): 50-55.
65. Joyce CR, Zutshi DW, Hrubes V, Mason RM. Comparison of fixed interval and visual analogue scales for rating chronic pain. *Eur J Clin Pharmacol*. 1975; 8(6): 415-420.
66. Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G\*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. *Behav Res Methods*. 2009; 41(4): 1149-1160.
67. Jacquelin Perry, Judith M. Burnfield. *GAIT ANALYSIS Normal and Pathological Function SECOND EDITION*. SLACK Incorporated (USA). 2010; 86-87.
68. Kanazawa K, Hagiwara Y, Sekiguchi T, Fujita R, Suzuki K, Koide M, Ando A, Yabe Y. Correlations Between Range of Motion and Elasticity of the Coracohumeral Ligament Evaluated With Shear-Wave Elastography. *J Sport Rehabil*. 2020; 30(1): 9-15.
69. Miyamoto N, Hirata K. Moderate Associations of Muscle Elasticity of the Hamstring with Hip Joint Flexibility. *Int J Sports Med*. 2019; 40(11): 717-724.
70. 清水俊行, 北川篤, 原良昭, 大門守雄, 菅美由紀, 松本恵実, 三浦靖史. 末期両側性変形性膝関節症患者の歩行速度に関与する両下肢の運動学・運動力学的因子について. *理学療法科学*. 2018; 33(5): 795-800.

71. European Society of MusculoSkeletal Radiology: Musculoskeletal Ultrasound Technical Guidelines V. Knee. (<https://www.essr.org/content-essr/uploads/2016/10/knee.pdf>) , (閲覧日 2021年10月20日) .
72. Lima KMME, Costa Júnior JFS, Pereira WCA, Oliveira LF. Assessment of the mechanical properties of the muscle-tendon unit by supersonic shear wave imaging elastography: a review. *Ultrasonography*. 2018; 37(1): 3-15.
73. Xu J, Hug F, Fu SN. Stiffness of individual quadriceps muscle assessed using ultrasound shear wave elastography during passive stretching. 2018; 7(2): 245-249.
74. Petrescu PH, Izvernariu DA, Iancu C, Dinu GO, Crişan D, Popescu SA, Şirli RL, Nistor BM, Răuţia IC, Lăzureanu DC, Dema S, Prejbeanu IR, Sporea I. Evaluation of normal and pathological Achilles tendon by real-time shear wave elastography. *Rom J Morphol Embryol*. 2016; 57:785-790.
75. Mortada MA, Kotb LI, Amer YA. Impact of ultrasonography detected quadriceps calcific tendinopathy on pain and function in patients with primary knee osteoarthritis. *Reumatismo*. 2021; 73(2): 111-116.
76. Lin YH, Chiou HJ, Wang HK, Lai YC, Chou YH, Chang CY. Management of rotator cuff calcific tendinosis guided by ultrasound elastography. *J Chin Med Assoc*. 2015; 78(10): 603-609.
77. Belkhiria C, De Marco G, Driss T. Effects of verbal encouragement on force and electromyographic activations during exercise. *J Sports Med Phys Fitness*. 2018; 58(5): 750-757.
78. Sekiya N, Nagasaki H, Ito H, Furuna T. The invariant relationship between step length and step rate during free walking. *Journal of Human Movement Studies*. 1996; 30: 241-257.
79. Kirsten Götz-Neumann. 観察による歩行分析. 医学書院 (東京) . 2005年 ; 61-62.
80. Edd SN, Bennour S, Ulrich B, Jolles BM, Favre J. Modifying stride length in isolation and in combination with foot progression angle and step width can improve knee kinetics related to osteoarthritis; A preliminary study in healthy subjects. *J Biomech Eng*. 2020; 142(7): 074505.
81. 小林巧, 山中正紀, 神成透, 堀内秀人, 松井直人, 角瀬邦晃, 野陳香織, 大川麻衣子, 田中昌史, 信太雅洋. 変形性膝関節症患者の歩行速度に関連する因子について. *理学療法科学*. 2015; 30(4): 583-587.
82. Katoh M, Yamasaki H. Test-retest reliability of isometric leg muscle strength measurements made using a hand-held dynamometer restrained

- by a belt: comparisons during between sessions. *J Phys Ther Sci.* 2009; 21(3): 239-243.
83. Harato K, Kobayashi S, Kojima I, Sakurai A, Tanikawa H, Niki Y. Factors affecting one-leg standing time in patients with end-stage knee osteoarthritis and the age-related recovery process following total knee arthroplasty. *J Orthop Surg Res.* 2017; 12(1):21.
84. 腰野富久. OA 膝治療成績判定基準. *日整会誌.* 1998; 62: 901-902.
85. Okuda M, Omokawa S, Okahashi K, Akahane M, Tanaka Y. Validity and reliability of the Japanese Orthopaedic Association score for osteoarthritic knees. *J Orthop Sci.* 2012; 17(6): 750-756.
86. Sasaki E, Tsuda E, Yamamoto Y, Meada S, Otsuka H, Ishibashi Y. Relationship between patient-based outcome score and conventional objective outcome scales in post-operative total knee arthroplasty patients. 2014; 38(2): 373-378.
87. Sewall Wright. Path coefficients and path regressions: alternative or complementary concepts?. *Biometrics.* 1960; 16(2): 189-202.
88. Sewall Wright. The treatment of reciprocal interaction, with or without lag, in path analysis. *Biometrics.* 1960; 16(3): 423-445.
89. Creteur V, De Angelis R, Absil J, Kyriakidis T, Madani A. Sonographic and radiographic evaluation of the extensor tendons in early postoperative period after total knee arthroplasty. *Skeletal Radiol.* 2021; 50(3): 485-494.
90. Quack V, Betsch M, Hellmann J, Eschweiler J, Schradning S, Gatz M, Rath B, Tingart M, Laubach M, Kuhl CK, Dirrachs T. Evaluation of Postoperative Changes in Patellar and Quadriceps Tendons after Total Knee Arthroplasty-A Comprehensive Analysis by Shear Wave Elastography, Power Doppler and B-mode Ultrasound. *Acad Radiol.* 2020;27(6):e148-e157.
91. 金承革, 福井勉, 関屋昇, 高橋正明, 玉利光太郎, 大成幹彦. 下肢関節モメントの歩行速度への寄与—速い速度での歩行に寄与する筋群の調査—. *バイオメカニズム学会誌.* 2001 ; 25 (1) : 29-35.
92. Begue J, Caderby T, Peyrot N, Dalleau G. Influence of gait speed on free vertical moment during walking. *J Biomech.* 2018; 75: 186-190.
93. McGrath RL, Ziegler ML, Pires-Fernandes M, Knarr BA, Higginson JS, Sergi F. The effect of stride length on lower extremity joint kinetics at various gait speeds. *PLoS One.* 2019; 14(2): e0200862.
94. 一般社団法人日本理学療法学会連合: 理学療法ガイドライン第1版, (<http://jspt.japanpt.or.jp/guideline/1st/>), (閲覧日 2021年9月22日).
95. Minds 診療ガイドライン選定部会. *Minds 診療ガイドライン作成の手引き* 2007. 福井次矢, 吉田雅博, 山口直人. 医学書院 (東京). 2007; 1-68.

96. Davis AM, Galna B, Murphy AT, Williams CM, Haines TP. Effect of foot wear on minimum foot clearance, heel slippage and spatiotemporal measures of gait in older women. *Gait Posture*. 2016; 44: 43-47.