

国際医療福祉大学審査学位論文（博士）

大学院医療福祉学研究科博士課程

TENSIOMYOGRAPHY を用いた
つまずき群，非つまずき群における筋特性評価と
パフォーマンステストとの関係について

平成 28 年度

保健医療学専攻・理学療法学分野・基礎理学療法学領域

学籍番号：14S3027 氏名：齋藤 孝義

研究指導教員：丸山 仁司 教授

副研究指導教員：黒川 幸雄 教授

TENSIOMYOGRAPHY を用いたつまずき群, 非つまずき群における 筋特性評価とパフォーマンステストとの関係について

齋藤 孝義

要旨

〔目的〕 転倒は経験していないが, つまずきを経験する高齢者の筋収縮特性を明らかにすることを目的とした. 〔対象〕 研究1では健常成人男性50名と健常高齢者男性50名を対象とした. 研究2, 研究3では健常高齢者男性50名を対象とした. 〔方法〕 Tensiomyographyを用い, 対象者の筋収縮特性を測定し, パフォーマンステストの結果と検証を行なった. 〔結果〕 つまずきを経験しない高齢者において左外側広筋の持続時間 (Ts) がつまずきを経験している高齢者と比較して延長した. パフォーマンステストでは有意差が認められなかった.

〔結論〕 パフォーマンステストではつまずきは検出できず, つまずきを経験する高齢者の筋の収縮特性はつまずいた後の第一歩のバランスにおける筋の収縮特性の検出の可能性が示唆された.

キーワード : Tensiomyography, 筋収縮特性, つまずき

"Group stumbling using TENSIOMYOGRAPHY, about the relationship between muscle characterization and performance tests in non-stumbling group"

Takayoshi Saito

Abstract

[purpose] Decided to clarify muscle contraction characteristics of elderly people who experienced stumbling, although they did not experience falls. [Subjects] In Study 1, 50 healthy adult males and 50 healthy elderly males were included. In Study 2 and Study 3, 50 male healthy elderly subjects were included.[method] Using the Tensiomyography, the muscle contraction characteristics of the subjects were measured, and the results of the performance test and the verification were carried out. [Results] In elderly people experiencing stumbling, the duration (Ts) of left lateral broad muscle was extended compared to those not experiencing stumbling. There was no significant difference in the performance test. [Conclusion] The contraction characteristics of the muscles of elderly people experiencing stumbling were suggested to be influenced by the contraction characteristics of the femoral muscles required to prevent falling after stumbling.

Keywords: Tensiomyography, muscle contraction characteristics, stumbling

目次

第1章 序章	4
1.1 背景	5
1.2 Tensiomyographyの説明	7
1.3 TMGの測定結果とType I線維, Type II線維の割合についての研究	11
1.4 EMGとTMGの比較を行なった研究	12
1.5 本研究の新規性	12
1.6 本研究の意義	13
1.7 本研究の目的	13
第2章 研究1：Tensiomyographyを用いた健常高齢者男性と健常成人男性の 下肢周囲筋の収縮特性を比較検証	14
2.1 目的	15
2.2 対象と方法	15
2.3 倫理上の配慮	19
2.4 結果	19
2.5 考察	26
第3章 研究2：Tensiomyographyを用いたつまずき群と非つまずき群の 下肢筋力収縮特性の比較検証	28
3.1 目的	29
3.2 対象と方法	29
3.3 倫理上の配慮	31
3.4 結果	31
3.5 考察	40
第4章 研究3：つまずき群, 非つまずき群の下肢筋力収縮特性とパフォーマンス テストの測定値との比較検証	41
4.1 目的	42
4.2 対象と方法	42
4.3 倫理上の配慮	44
4.4 結果	44
4.5 考察	46
第5章 結語	47
謝辞	47
引用文献	48

第 1 章 序章

1.1 背景

我が国では本格的な高齢化社会にともない高齢者の健康寿命を延ばし、少しでも長く地域社会で生活できるようにすることが重要となってきた。健康寿命を延ばすために転倒予防は重要な要因の1つであり、転倒により高齢者の Quality of Life (以下, QOL) が低下することは周知のことである。我が国の65歳以上の高齢者において転倒の年間発生率は10%~20%であり、そのうち約10%は骨折に至ると報告されている¹⁻³⁾。また、転倒後は転倒恐怖感などにより QOL の向上が困難となる。伊藤ら⁴⁾ は介護予防事業において、運動の介入により転倒経験の有無によらず運動機能の向上はみられるものの、生活の質を示す MOS 36-item short-form health survey の変化は転倒経験者において変化がみられないと述べている。このことから転倒を未然に防ぐことは高齢者の生活の質を維持する上でも重要である。

そのため、転倒予測は様々な研究がなされている。Timed up & go test⁵⁾ や Functional reach test⁶⁾ など、臨床の現場で頻繁に使用されているものもある。しかし、どの転倒指標も転倒を一括りにしてしまっており「つまずき」、「すべり」、「よろめき」、「踏み外し」など転倒に至る要因に言及している研究は少ない。転倒へ至る要因として「つまずき」動作に着目すると、多くの研究者は高齢者が転倒に至る要因として「つまずき」が最も多いと報告している⁷⁻¹⁰⁾。つまずきは高齢者だけでなく若年者にも頻発する¹¹⁾という報告がある一方で、高齢者は若年者と比較して遊脚期中の背屈角度の低下がみられるためつまずきやすい¹²⁾という報告や高齢者のつまずきは歩行時の背屈力の低下が原因の1つ¹³⁾と報告されていることから高齢者のつまずきは若年者と原因が異なるのではないかと考えた。つまずきの定義は Barrett ら¹⁴⁾ が「遊脚期に足部が不意に床面もしくは何らかの物体に接触することで、転倒のきっかけになりえる現象」と定義している。植松ら¹⁵⁾は、高齢者の歩行特性として、下肢の関節可動域の中で、足関節の背屈・底屈の可動域は加齢変化による影響が最も著しく、歩行機能の加齢変化として指摘されている立脚期蹴り出し期の足関節機能の低下と、遊脚期接地直前の足先の高さの低下(つまずきの危険性増大)の要因の一つであることを主張している。歩行は底背屈の繰り返し運動であり、僅かな時間内に底背屈を行いその動きを歩行中に行い続けることから足関節を動かすための反応時間、最大収縮力、筋力など筋収縮特性と関係していると考えた。

筋収縮特性は Type I 線維と Type II 線維 2 種類の線維型の比がその特性を決定していると報告されている¹⁶⁾。Type I 線維は発揮する筋力は小さく、素早い動きは難しいが持久力に富む筋線維である。Type II 線維は発揮する筋力は大きく、素早い動きに必要であるが、持久力に乏しい筋線維である。この線維の割合から筋収縮特性として収縮速度、発揮筋力、筋持久力、筋の疲労性が決定される。そのため、筋の収縮特性の研究では、Electromyography (以下, EMG) を用いた研究が多く行われている。EMG は筋線維の軸索および髄鞘に沿って伝播する活動電位を非侵襲的に記録する機器である。EMG から得られる情報は運動単位のみ神経生理学特性を有し、特定の筋が生体力学的にどのように収縮するかを情報源と

して供給しない。そのため、測定結果が個人間では比較しにくい。筋の収縮特性を知る上で重要な筋線維の割合の識別はフーリエ変換によるスペクトル分析により可能であるが、手順が複雑であり分析に専門の知識を要する。また、計測する筋に隣接している他の筋からの電位混入であるクロストークの影響も考慮する必要がある。EMGでは同じ課題が同一対象者、異なる対象者でも測定が異なる日に行われる場合、変動性が高いと報告されている¹⁷⁾。そのためEMGでは高齢者のつまずきの原因と考えられる筋の収縮特性を簡便に対象者間で比較することや特定の筋のみを正確に測定することが難しいと考えた。

そこで、本研究では筋の収縮特性を評価する機器として Tensiomyography (TMG-BMC社製 TMG-100：以下、TMG)を用いることとした。TMGは単一電気刺激に対して筋腹の垂直方向の運動を測定することに基づいている¹⁸⁾。それから得られる数値は筋収縮特性に関する情報を提供する。測定手順は実施が容易であり、測定で得られたデータは特別な後処理やフィルタリングを必要としない¹⁹⁾。記録の変動性についても5%以下と低い変動性を特徴とする²⁰⁾。TMGは近年、主にスポーツの現場で使用されてきた新しい機器である。日本でTMGを使用した研究報告はまだ少ないが、世界中での販売実績があり、海外では一般的な機器である。そこで本研究では新しい機器であるTMGを用い、転倒までは至っていないが、つまずきを経験する高齢者の筋収縮特性を明らかにすることを目的とした。

1.2 Tensiomyography の説明

TMG は骨格筋の収縮特性を検出するための筋収縮特性に基づいた測定方法である。表面的な筋の収縮にともなう垂直方向の変位と収縮時間および弛緩時間を測定することによって、筋収縮速度、骨格筋線維タイプおよび筋疲労に関する情報を提供する²⁾。主にスポーツの現場で使用されており、海外では一般的な機器である。

TMG の測定は一般に安静肢位で行われる。対象筋に対して垂直に TMG センサーを設置する。対象筋に対して単一の電気刺激を与え、応答して拡大し得られた垂直方向の変位を筋に対して設置された TMG センサーによって測定される。電気刺激は電気刺激装置において強さを決定後、TMG センサーの近位および遠位に配置された 2 つの表面電極を用いて供給される。TMG センサーの読み取った測定結果はソフトウェア搭載パソコンの画面に表示される (図 1-1)。

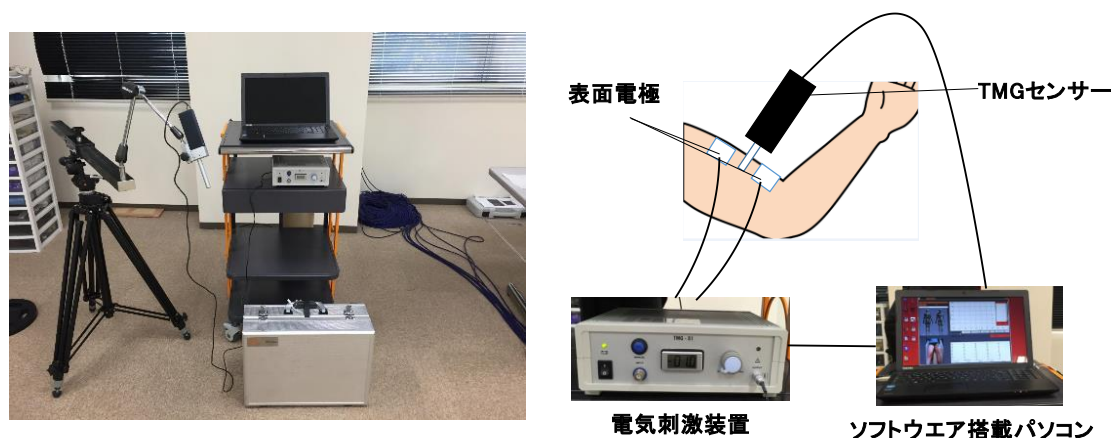


図 1-1 : 使用した TMG

測定の際の対象者の肢位は、測定される筋に応じて、パソコン画面上に表示される肢位をとらせる。前面の筋の測定では測定用のベッド上に安静臥位にさせ、背面の筋の測定では安静腹臥位にさせる。四肢の筋の固定された位置を維持するために前面の筋の測定では付属の三角枕を膝下に配置し、背面の筋の測定では半円柱状の枕を使用し測定肢位をとらせる (図 1-2)。



図 1-2 : 枕配置例

電気刺激後の筋の収縮にともなう垂直方向の変位と収縮時間および弛緩時間は TMG センサーによって測定される。0.17N/mm のバネが組み込まれた TMG センサーを対象筋の半径方向の変位を得るために筋に対し垂直にセットする。本研究では TMG センサーの設置の際の圧力を対象者間で統一するために TMG センサーの先端変位長から総変位の半分²²⁾とすることで圧力を一定に保ち、圧力の違いによる測定値の変化を防止した。対象者間での TMG センサーの圧力変化を起こさないように TMG センサーの位置は対象筋中央部とした。電気刺激を供給する電極は TMG センサーを中心に近位部および遠位部に設置する (図 1-3)。この電極は自己接着性を持つ。電極間距離 (IED) の変化は筋線維の空間的な動員に影響を与える可能性がある²²⁾ため、本研究では IED を 5cm とし、共通にするためのスケールを作成することで本研究を通して IED に変化が起きないように配慮した (図 1-4)。



図 1-3 : TMG センサーおよび電極パットの設置例

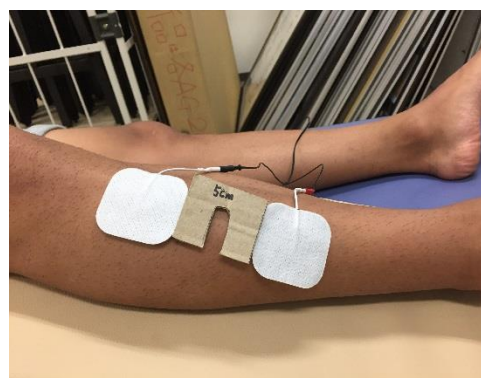
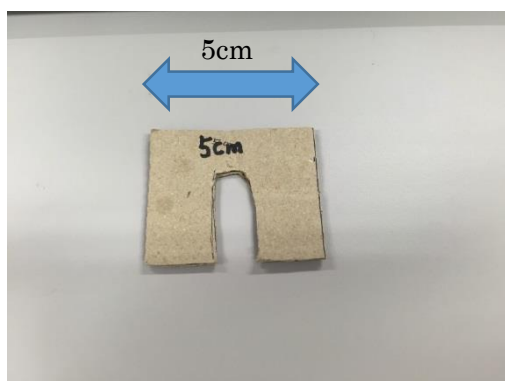


図 1-4 IED を共通にするためのスケールと使用例

対象者の肢位と TMG センサー，電極パットの位置が確定した後，電気刺激を加えて測定を開始する．測定方法は Ray ら²³⁾の方法を参考とした．パルス持続時間は 1ms とし，初期電流量は 50mA であった．電流量を 10mA ずつ上げ，出力が 110mA に達するか，波形の変化が皆無または最小になるまで繰り返した．TMG による測定原理（図 1-5）は筋に

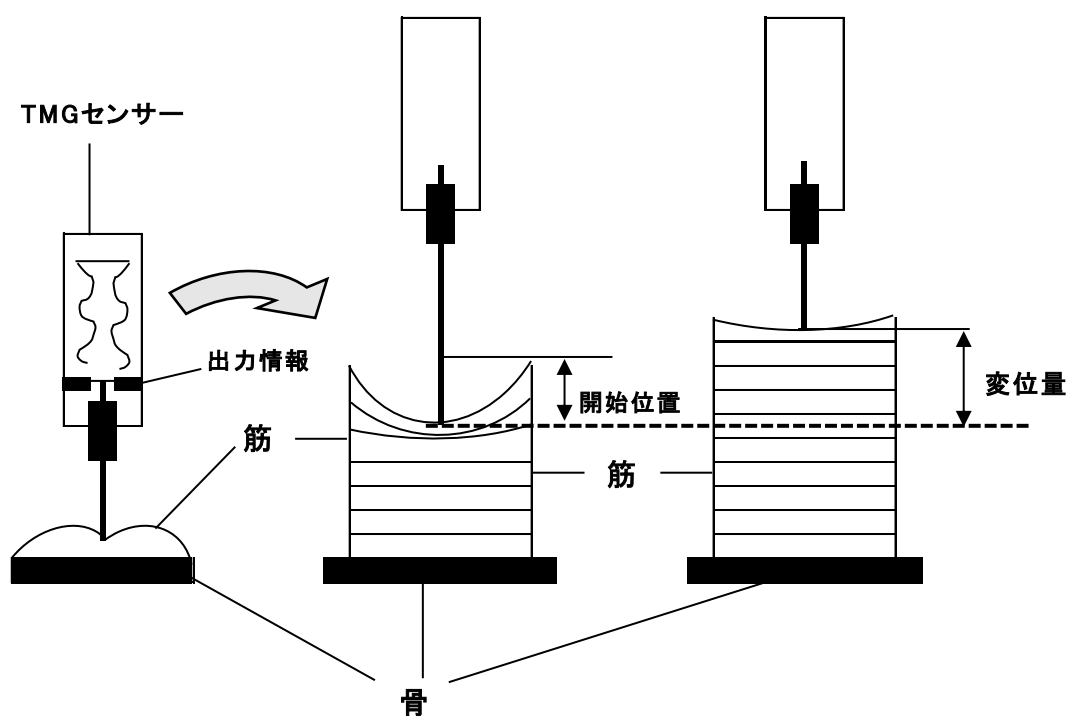


図 1-5 : TMG の測定原理

対して垂直に TMG センサーを押し当て，電気刺激後単収縮による筋腹中央の垂直上の変位置と収縮速度および弛緩速度を TMG センサーで計測するというものである．測定結果は即座に付属のパソコン画面に表示され，筋腹の遅延時間 (Td)，収縮時間 (Tc) 最大変位置 (Dm)，持続時間 (Ts)，緩和時間 (Tr) の 5 つのパラメーターが検出される（図 1-6）．

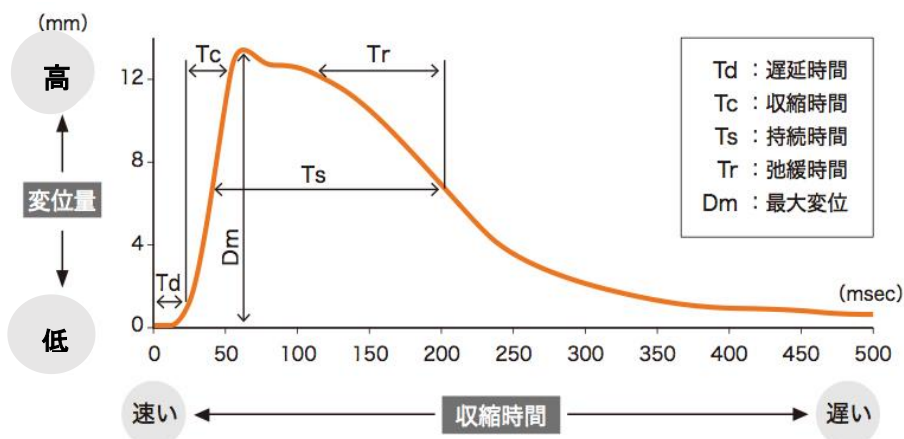


図 1-6 : TMG 測定により得られるパラメーター

- 遅延時間 (Td) は電気刺激後計測された後、筋の垂直上の最大変位の 10%の位置に到達するまでにかかる時間を示す。この値は神経伝達速度と関係する²⁴⁾。そのため筋の直径減少や筋線維タイプの変化、筋萎縮によって時間が延長する。遅延時間 (Td) が延長することで筋の不活性化と判断する。
- 収縮時間 (Tc) は筋の垂直上の最大変位の 10%~90%に達するまでの時間を示す。収縮時間 (Tc) の値は、Type I 線維と Type II 線維の割合に依存すると報告されている²⁵⁾。したがって、Type II 線維の割合が増加すると値が減少し、Type II 線維の割合が減少する場合、もしくは Type I 線維の割合が増加する場合に時間が延長する。
- 最大変位量 (Dm) は筋の垂直上の最大変位の振幅を mm (ミリメートル) で示す値である。収縮時間 (Tc) とも相関し筋線維のタイプや筋組織の柔軟性に依存する²¹⁾。したがって、高い運動振幅をとまなう筋の収縮が発生すると値は増加し、筋緊張の高まりで値は減少する。
- 持続時間 (Ts) は筋の垂直上の最大変位の 50%に達するところから再び 50%に戻るまでの経過時間を示す。持続時間 (Ts) の延長で持続的な筋の緊張を表す。
- 緩和時間 (Tr) は筋の垂直上の最大変位 90%のところから 50%のところまで筋が緩和していく時間を示す。緩和時間 (Tr) は筋が収縮後弛緩するまでの速度を測定したものである、弛緩速度の決定因子は、ミオシンとアクチンの解離速度であり、解離速度を規定する要因の 1 つが、筋小胞体 (SR) の縦走管に存在する ATPase (SR Ca²⁺-ATPase) の Ca²⁺取り込み機能である。これは筋の疲労レベルを示す。筋の疲労を有するものは時間が延長する²⁶⁾。

この 5 つのパラメーターより筋の収縮特性を判断し、筋緊張、筋収縮速度、線維タイプおよび筋疲労に関する情報を提供する²¹⁾。TMG 測定値の再現性においては Krizaj ら¹⁹⁾が

19 歳から 42 歳の健常成人男性 13 名を対象に上腕二頭筋に対して検者内再現性を検証し、全てのパラメーターにおいて再現性が高く (ICC 0.86~0.98) 特別な後処理またはフィルタリングを必要としないと報告している。しかし、Tous-Fajardo ら²²⁾は 20 歳代の健常成人男性を対象に大腿四頭筋に対し検者間再現性を検証した結果、5 つのパラメーターの検者間再現性は (ICC 0.77~0.97) と再現性は高く緩和時間 (Tr) を除く全てのパラメーターにおいて良好であったと報告している。このことから、本研究では遅延時間 (Td)、収縮時間 (Tc)、最大変位量 (Dm)、持続時間 (Ts) の 4 つのパラメーターを測定値として採用し筋収縮特性を判断することとした。

1.3 TMG の測定結果と Type I 線維, Type II 線維の割合についての研究について

TMG の測定は非侵襲性の検査であるが筋線維の割合について言及するパラメーターである収縮時間 (Tc) が存在する。TMG を用いて筋線維タイプの割合を予測する研究では Dahmane ら²⁴⁾は 17 歳~40 歳の男性 15 名の剖検における筋肉サンプルとボランティアによる 17 歳~40 歳の健常男性 15 名の Type I 線維, Type II 線維における割合を比較する研究を行なった。組織化学分析によって得られた筋サンプルデータと生体力学的測定データ (TMG) の収縮時間 (Tc) を 9 つの筋で比較したところ、組織化学法により測定された筋線維の Type I 線維の割合と TMG によって得られた生体力学的パラメーターである収縮時間 (Tc) との間には有意な正の相関 ($r = 0.93$) を示したと報告している。

1.4 EMG と TMG の比較を行なった研究について

EMG と TMG はともに運動ニューロンを介した筋線維活性化に関する情報を提供するが、EMG は神経生理学的入力である中枢および末梢神経からの検出を目的としているのに対し、TMG は神経生理学的入力に対する骨格筋の生体力学的反応を検出することを目的としている。TMG は単一電気刺激に対する生体力学的反応として筋腹の垂直方向の運動を測定することに基づいている¹⁸⁾。筋収縮特性すなわち筋線維の割合、収縮速度および筋力に関する情報を提供する。測定手順は実施が容易であり、測定で得られたデータは特別な後処理やフィルタリングを必要としない¹⁹⁾。1 日以内の測定の変動係数は EMG が 20%を超える高い変動性が報告されている¹⁷⁾のに対し、TMG では 5%以下と低い変動性を特徴とする²⁰⁾。この 2 つの酷似した評価方法を比較した報告では、Valencic ら¹⁸⁾は電氣的に誘起される疲労時の筋を TMG, EMG で同時計測している。その結果、測定されたパラメーターにおいて統計学的な有意差が認められた。筋が疲労するほど EMG の M 波の延長と振幅の減少にともない TMG の 2 つのパラメーター収縮時間 (Tc) と最大変位量 (Dm) の低下が認められた。これは Type II 線維の疲労を表していると報告している。Kersevan ら²⁷⁾は TMG の測定で得られる波形と EMG で得られる M 波の間に線状性と S 字状の関係を示し、TMG および EMG の方法が活動電位数やサイズ数に同様の情報を提供すると報告している。このように TMG では複雑な手順を用いることなく簡便に測定すること、得られたデータは特別な後処理を必要とせず対象者間の比較が可能であること、再現性が高いことから本研究において TMG を使用することが必然と考える。

1.5 本研究の新規性

新しい機器である TMG を用い日本人の若年者や高齢者、つまずきを経験する者の筋収縮特性を検証することにある。非侵襲的で簡便に筋収縮特性を評価できる TMG は世界中で市販されスポーツの現場等で活用されている機器である。日本においてまだ浸透しておらず、ほとんど研究発表はみられていない。TMG を用い日本人の若年者や高齢者のつまずきを経験する者の筋収縮特性を測定することは非常に新規性の高い研究である。

1.6 本研究の意義

日本での研究報告のほとんどないTMGを使用し、若年者や高齢者の筋収縮特性の情報を収集するとともに、転倒までは至っていないが、つまずきを経験する高齢者の筋収縮特性を把握することで、転倒予防の一助になるのではないかと考えている。

1.7 本研究の目的

本研究では転倒までは至っていないが、つまずきを経験する高齢者の筋収縮特性を明らかにすることを目的とした。研究は3段階に分けて行なった。研究1は新しい機器であるTMGの基本情報としての測定値を蓄積するために、TMGを用いて若年者と高齢者の筋収縮特性を測定し、その筋収縮特性を比較することを目的とした。研究2は高齢者を日常生活において転倒は経験していないがつまずきを経験している者と日常生活においてつまずきを経験していない者の筋収縮特性をTMGを用いて測定し、日常生活においてつまずきを経験する者の筋収縮特性を明らかにすることを目的とした。研究3では日常生活において転倒は経験していないがつまずき群の筋収縮特性を明らかにした後、つまずき群の筋収縮特性と関係が深いと考えられるパフォーマンステストを検証することを目的とした。

第 2 章

研究 1 : TENSIO MYOGRAPHY を用いた健常高齢者男性と
健常成人男性の下肢周囲筋の収縮特性を比較検証

2.1 目的

TMG は筋の収集特性を測定できる新しい機器であり，日本人を対象とした研究報告はまだ少ない．そこで研究 1 では新しい機器である TMG の基本情報としての測定値を蓄積するために日本人の若年者と高齢者の筋収縮特性を測定し，その筋収縮特性を比較することを目的とした．

2.2 対象と方法

対象は本学在学中の健常成人男性 50 名，年齢 20.8 ± 0.9 歳，身長 171.2 ± 6.3 cm，体重 63.6 ± 8.2 kg と地域在住の健常高齢者男性 50 名，年齢 72.1 ± 4.3 歳，身長 164.9 ± 6.1 cm，体重 63.5 ± 9.9 kg（平均値±標準偏差）とした．対象者の除外基準は測定結果に影響を及ぼす恐れのある神経障害筋疾患，下肢整形疾患を有する者としたが，本研究の対象者ではみられなかった．対象筋は先行研究で対象筋とされることの多い左右の大腿直筋，内側広筋，外側広筋とした．測定の期間は平成 27 年 4 月から平成 28 年 10 月までの 6 ヶ月間で行われた．健常成人男性，健常高齢者男性ともに 1 週間に 1 回，1 日 4～5 名測定を行なった．健常成人男性と健常高齢者男性は無作為に抽出された．

測定肢位は TMG 測定時のパソコン画面に表示される測定姿勢にしたがって行なった．大腿直筋，内側広筋，外側広筋では背臥位で固定膝角度を維持するために三角枕を膝下に配置した肢位で行なった．対象筋中央部に TMG センサーをセットした．TMG センサーの圧力を一定に保つために TMG センサーの圧力は先端変位長から総変位の半分とした．TMG センサー中心に近位部と遠位部に電極を貼布した．IED は 5cm とした．筋を弛緩させた状態で電気刺激を与え，筋収縮反応を TMG センサーで測定した．測定方法は Ray ら²³⁾の方法を参考に，初期電流量を 50mA とし，10mA ずつ刺激を上げ，出力が 110mA に達するか，波形の変化が皆無または最小になるまで繰り返した．

TMG より検出される電気刺激後の筋の測定項目は Tous-Fajardo ら²³⁾の報告をもとに遅延時間 (Td)，収縮時間 (Tc)，最大変位量 (Dm)，持続時間 (Ts) の 4 つを解析項目とした．また，測定に際し，検者は TMG の扱いに熟練した者 1 名が本研究を通して測定を行なった．電極間距離 (IED) の変化によって筋線維の空間的な動員に影響を考慮し，IED を共通にするためのスケールを作成し本研究を通して IED に変化が起きないように配慮した．

統計処理は SPSS Statistics Ver.23 を使用し，健常成人男性と健常高齢者男性の遅延時間 (Td)，収縮時間 (Tc)，最大変位量 (Dm)，持続時間 (Ts) の比較には Shapiro-Wilk 検定で正規分布を確認した後対応のない t 検定を用いておこなった．有意水準は 5% とした．

測定項目 1 大腿直筋収縮特性測定

対象者はベッド上に背臥位となり,リラックスした姿勢を取らせた. 膝関節角度を 30° 屈曲位とし, 収縮条件を一定にするために三角枕を膝下に配置した肢位で測定を行なった. 測定位置は大腿直筋中央部とし, TMG センサーを配置し, 大腿直筋に対して垂直になるように筋中央部にセンサーを設置した. TMG センサーの圧力は先端変位長から総変位の半分とし, 圧力の違いによる測定誤差を起こさないように配慮した. センサーを挟むように電極と電極との間が 5cm となるように電極を貼布した. 電極の設置に IED を共通にするためのスケールを装着し, IED の間隔一定に保ち測定を行なった (図 2-2).



図 2-2 大腿直筋の筋収縮特性測定場面

測定項目 2 内側広筋収縮特性測定

対象者はベッド上に背臥位となり,リラックスした姿勢を取らせた. 膝関節角度を 30° 屈曲位とし, 収縮条件を一定にするために三角枕を膝下に配置した肢位で測定を行なった. 測定位置は内側広筋中央部とし, TMG センサーを設置し, 内側広筋に対して垂直になるように筋中央部にセンサーを設置した. TMG センサーの圧力は先端変位長から総変位の半分とし, 圧力の違いによる測定誤差を起こさないように配慮した. センサーを挟むように電極と電極との間が 5cm となるように電極を貼布した. 電極の設置に IED を共通にするためのスケールを装着し, IED の間隔一定に保ち測定を行なった (図 2-3).



図 2-3 内側広筋の筋収縮特性測定場面

測定項目 3 外側広筋収縮特性測定

対象者はベッド上に背臥位となり,リラックスした姿勢を取らせた. 膝関節角度を 30° 屈曲位とし, 収縮条件を一定にするために三角枕を膝下に配置した肢位で測定を行なった. 測定位置は外側広筋中央部とし, TMG センサーを設置し, 外側広筋に対して垂直になるように筋中央部にセンサーを設置した. TMG センサーの圧力は先端変位長から総変位の半分とし, 圧力の違いによる測定誤差を起こさないように配慮した. センサーを挟むように電極と電極との間が 5cm となるように電極を貼布した. 電極の設置に IED を共通にするためのスケールを装着し, IED の間隔一定に保ち測定を行なった (図 2-4).



図 2-4 外側広筋の筋収縮特性測定場面

2.3 倫理上の配慮

対象者にはヘルシンキ宣言に従い、本研究の概要と目的を十分に説明し、個人情報の保護、研究中止の自由が記載された説明文を用いて説明し、書面にて同意を得たうえで実施した。なお、本研究に際しては国際医療福祉大学研究倫理審査委員会の承認を得て行なった（承認番号 15-Io-70）。

2.4 結果

遅延時間（Td）では左大腿直筋，左外側広筋において，健常若年者男性と比較して健常高齢者男性で遅延時間（Td）が有意に延長した。収縮時間（Tc）では測定した全ての筋において健常若年者男性と比較して健常高齢者男性で収縮時間（Tc）が有意に延長した。最大変位量（Dm）では左右の大腿直筋，左右の内側広筋において，健常若年者男性と比較して健常高齢者男性で最大変位量（Dm）が低値を示した。持続時間（Ts）では左右の大腿直筋，左右外側広筋において，健常若年者男性と比較して健常高齢者男性で持続時間（Ts）が延長した。

以下に結果を示す（表 2-1～表 2-6，図 2-5～図 2-10）。

表 2-1 : 右大腿直筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の TMG 測定結果

	健常成人男性(n=50)	健常高齢者男性(n=50)	
Td(ms)	25.4±2.4	25.8±3.7	
Tc(ms)	29.1±3.8	31.3±4.2	*
Dm(ms)	9.0±2.4	7.8±2.4	*
Ts(ms)	67.4±42.4	118.8±54.3	*

*: p < 0.05

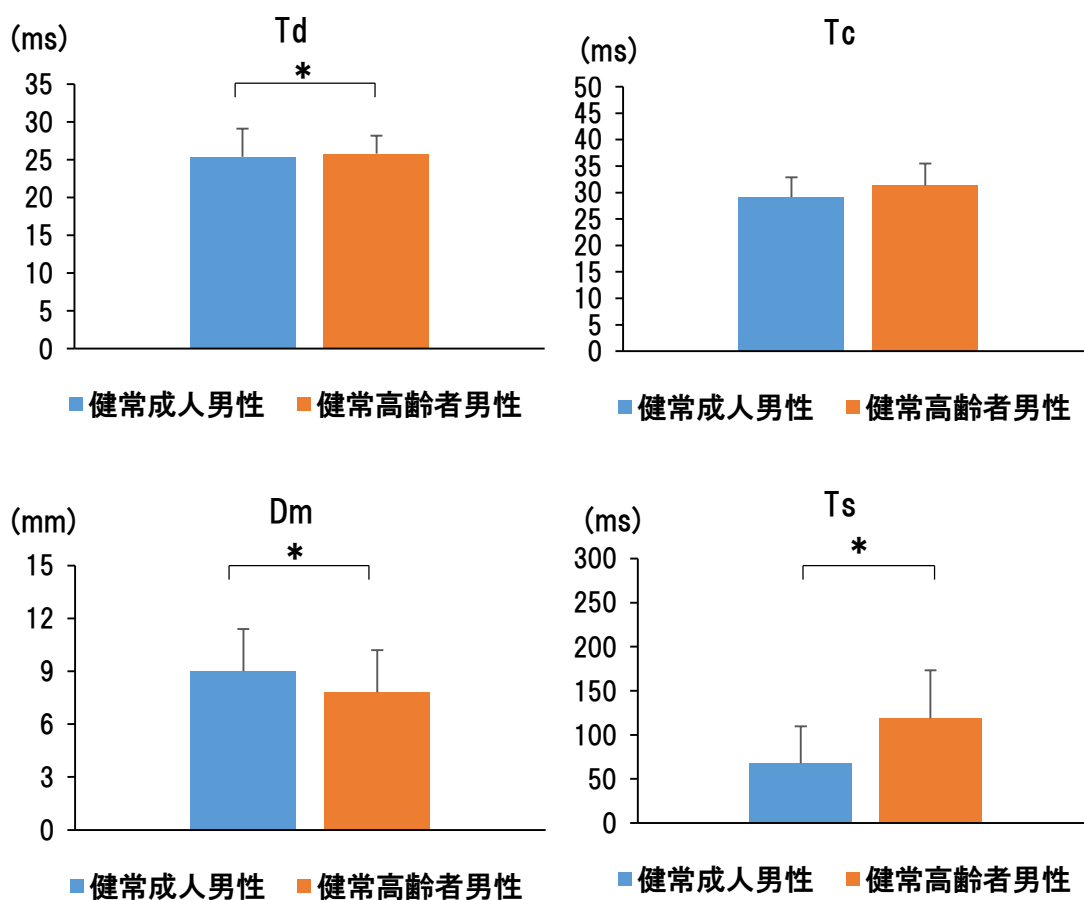


図 2-5 右大腿直筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の筋収縮特性比較

表 2-2 : 左大腿直筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の TMG 測定結果

	健常成人男性(n=50)	健常高齢者男性(n=50)	
Td(ms)	25.1±2.0	26.7±3.7	*
Tc(ms)	29.3±4.6	32.6±4.5	*
Dm(ms)	9.1±2.1	7.8±2.1	*
Ts(ms)	72.8±41.9	123.7±43.9	*

*: p < 0.05

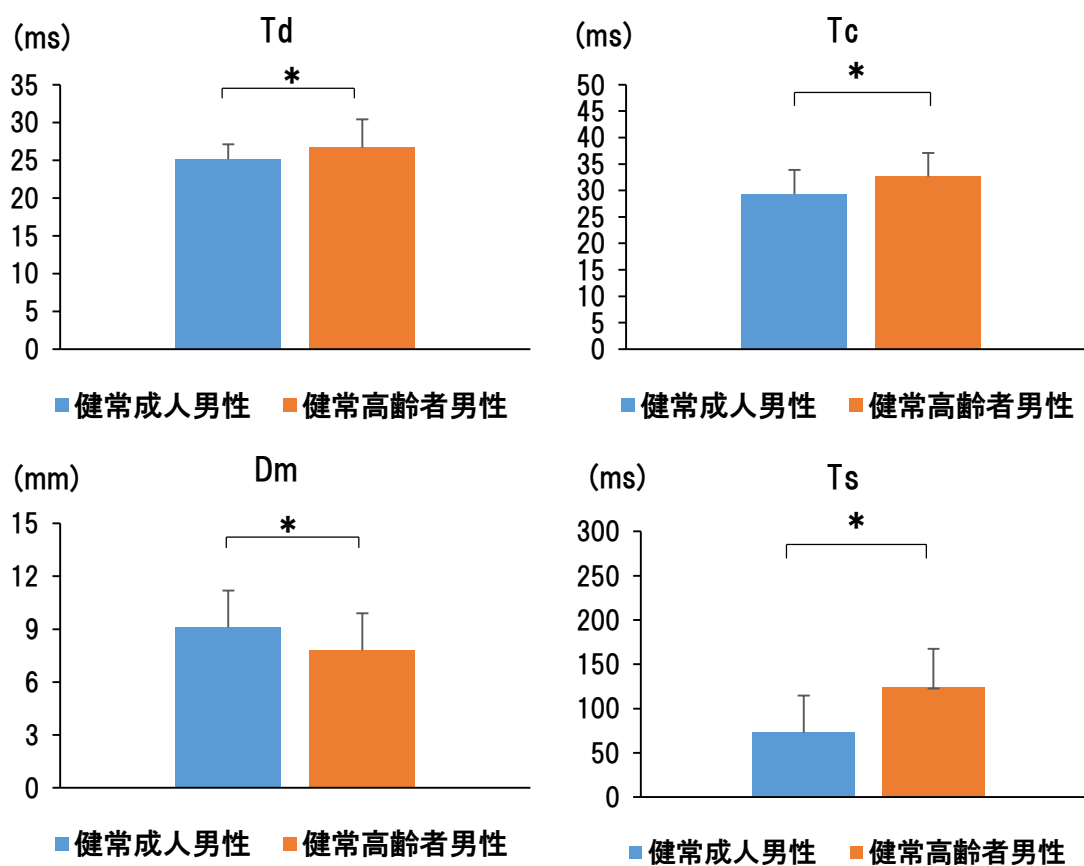


図 2-6 左大腿直筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の筋収縮特性比較

表 2-3 : 右外側広筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の TMG 測定結果

	健常成人男性(n=50)	健常高齢者男性(n=50)	
Td(ms)	22.9±1.8	23.3±1.5	
Tc(ms)	23.1±3.0	24.4±2.7	*
Dm(ms)	7.4±1.8	6.8±1.8	
Ts(ms)	47.7±23.8	93.3±46.9	*

*: p < 0.05

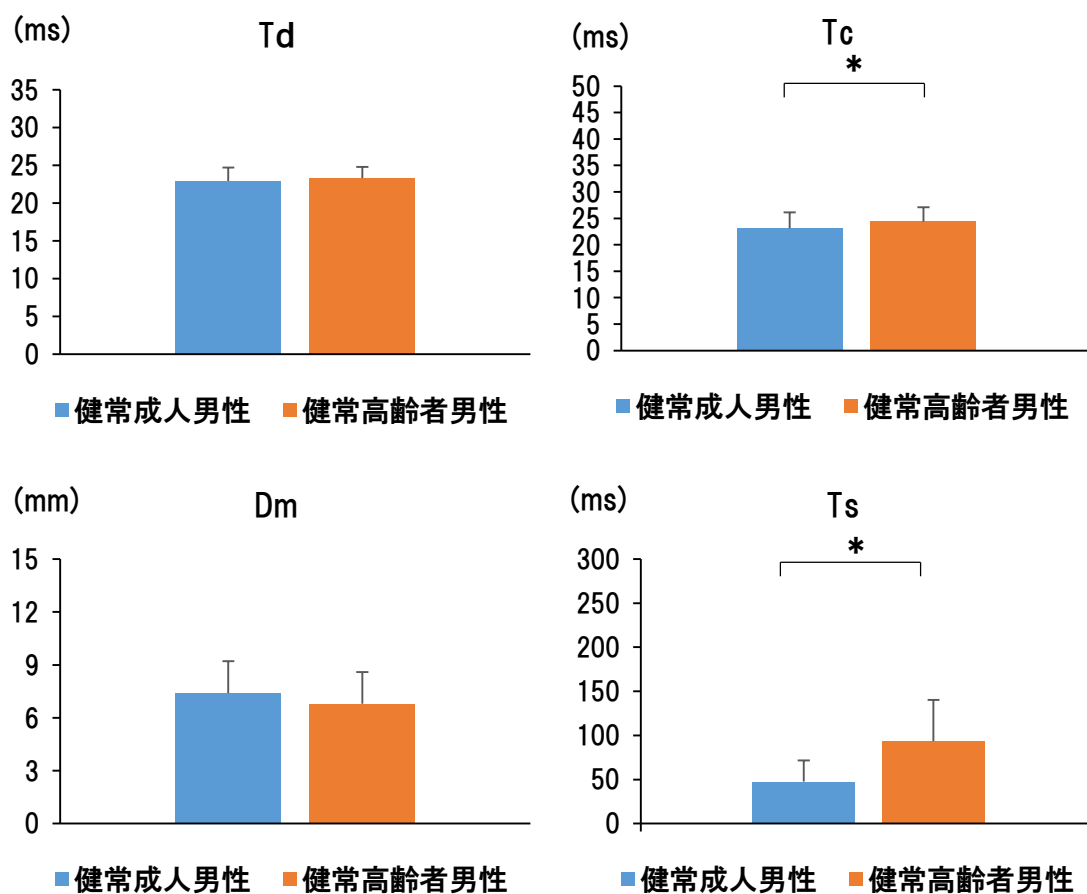


図 2-7 右外側広筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の筋収縮特性比較

表 2-4 : 左外側広筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の TMG 測定結果

	健常成人男性(n=50)	健常高齢者男性(n=50)	
Td(ms)	22.4±1.5	24.4±1.8	*
Tc(ms)	23.0±2.7	26.2±3.0	*
Dm(ms)	7.4±1.8	7.4±1.8	
Ts(ms)	53.4±24.7	93.1±42.0	*

*: p < 0.05

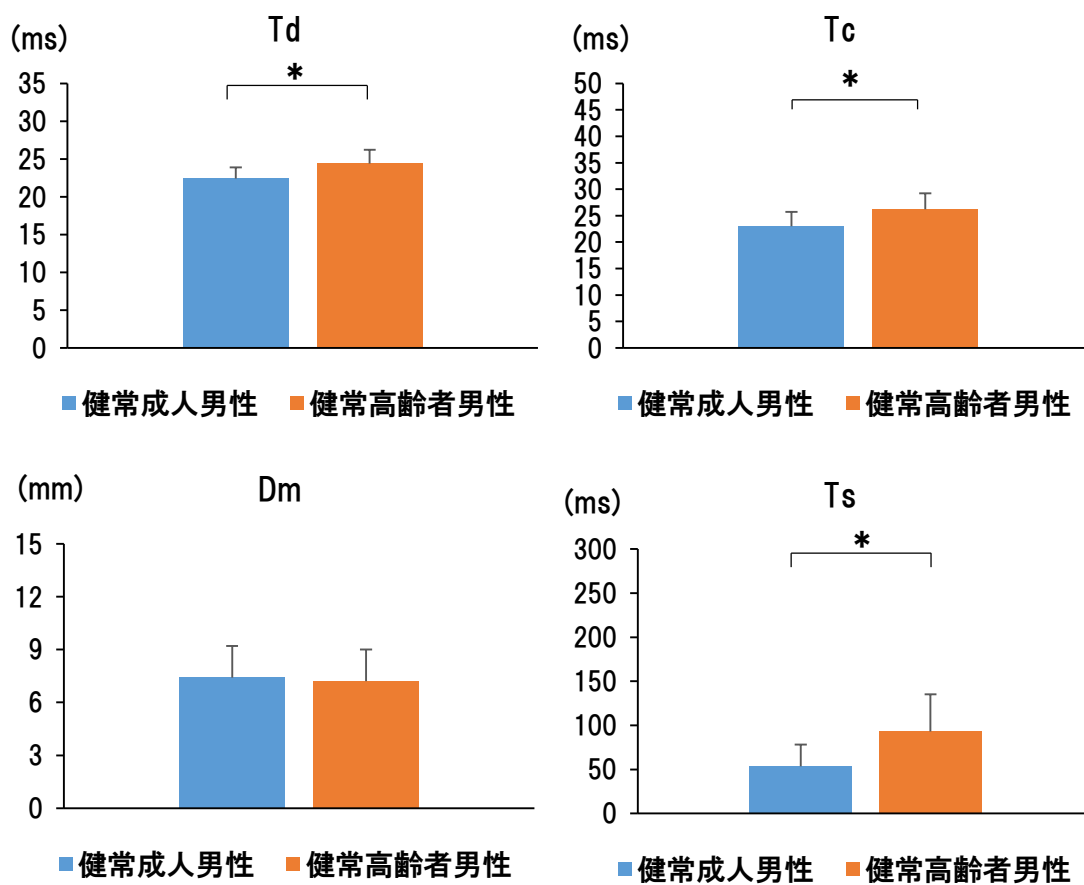


図 2-8 左外側広筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の筋収縮特性比較

表 2-5 : 右内側広筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の TMG 測定結果

	健常成人男性(n=50)	健常高齢者男性(n=50)	
Td(ms)	22.3±1.8	21.9±1.6	
Tc(ms)	23.4±3.1	31.5±9.8	*
Dm(ms)	8.8±2.3	7.3±2.4	*
Ts(ms)	163.6±71.8	185.7±60.6	

*: p < 0.05

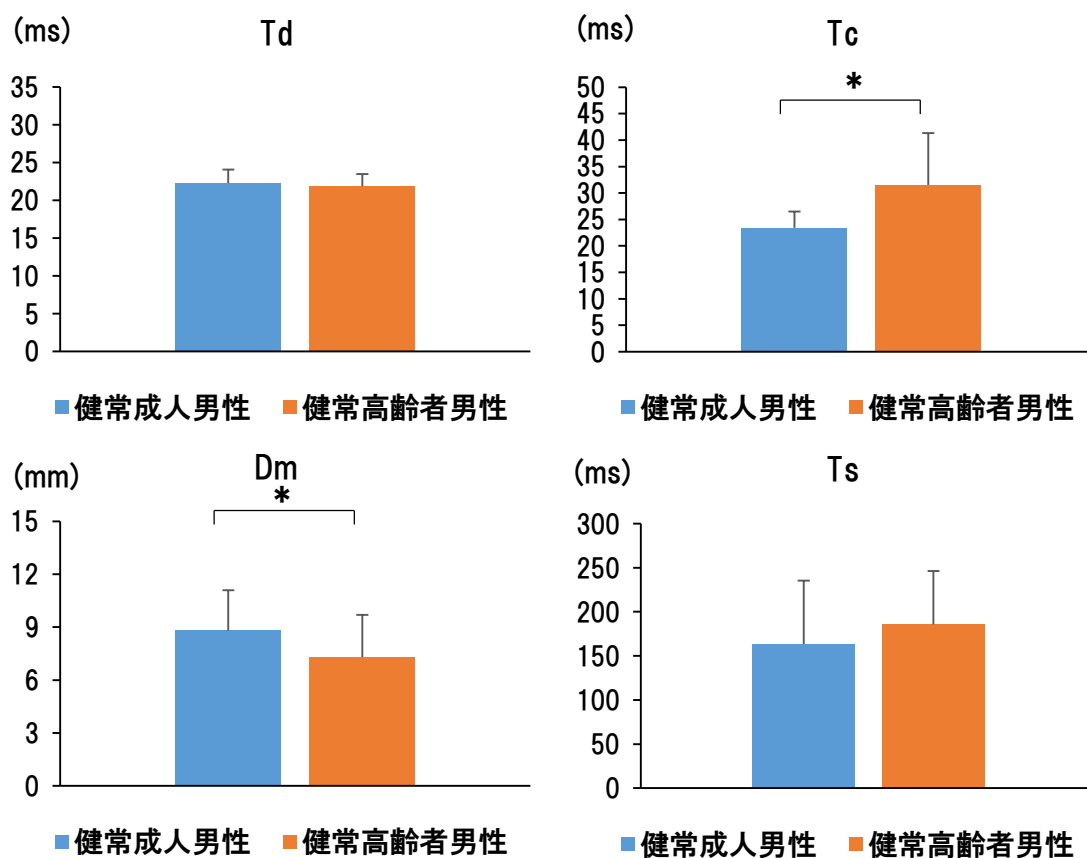


図 2-9 右内側広筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の筋収縮特性比較

表 2-6 : 左内側広筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の TMG 測定結果

	健常成人男性(n=50)	健常高齢者男性(n=50)	
Td(ms)	22.6±1.6	22.3±1.6	
Tc(ms)	23.7±2.8	30.8±8.8	*
Dm(ms)	8.9±2.1	7.2±2.2	*
Ts(ms)	164.9±55.0	182.5±50.7	

*: p < 0.05

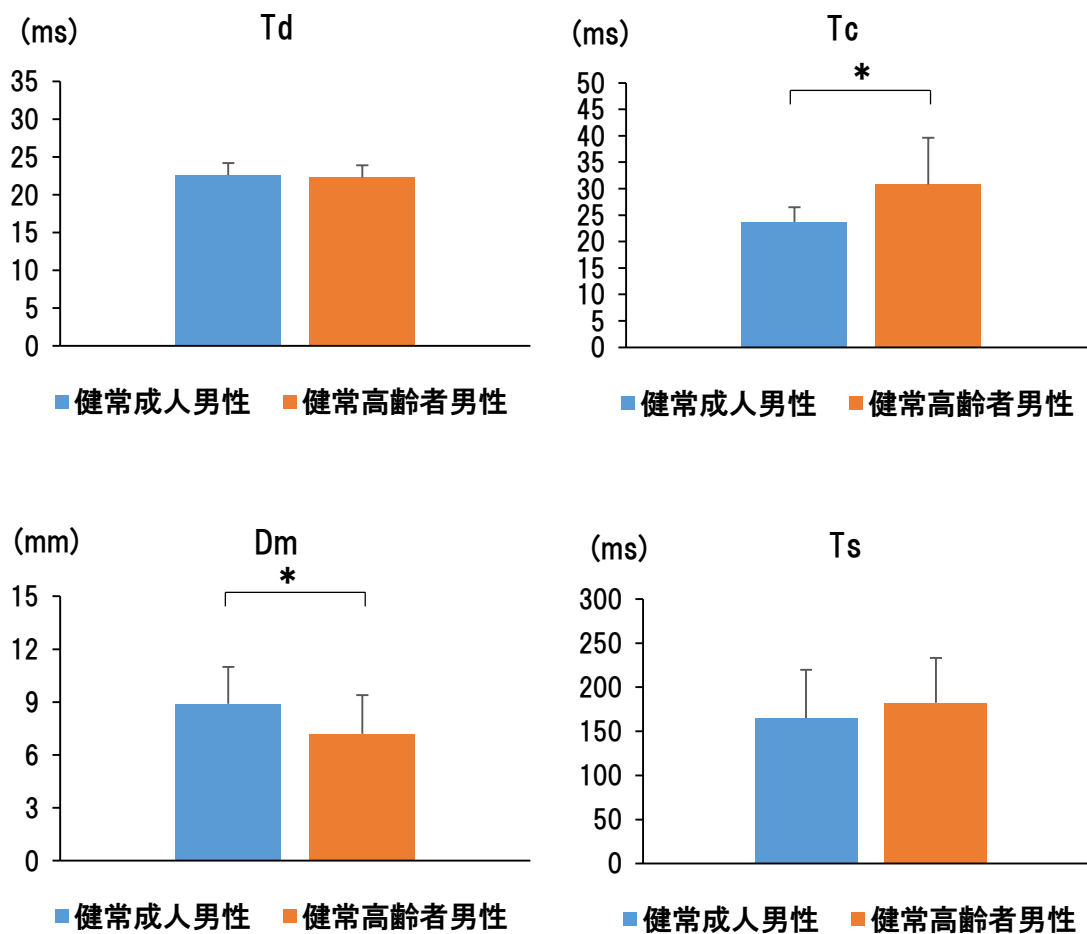


図 2-10 左内側広筋の健常成人男性, 健常高齢者男性の筋収縮特性比較

2.5. 考察

TMG は筋の収集特性を測定できる新しい機器であり，日本人を対象とした研究はまだ少ない．そのため，本研究では日本人を対象として健常成人男性と健常高齢者男性のデータを基本情報として収集し比較することを目的とした．

遅延時間は (Td) は電気刺激された後，筋の変位量が 10%の位置に到達するためにかかる時間を示す．本研究では左の大腿直筋と左の外側広筋において高齢者では有意に時間が延長した．遅延時間は (Td) は電気刺激から運動が開始されるまでの時間であり，神経伝達速度と関係している．一般的に高齢者では加齢にともない運動が開始されるまでの時間が 10~20ms 遅くなると言われている²⁸⁾．加齢にともなう筋の直径減少や筋線維タイプの変化，筋萎縮のために神経伝達速度と関係の深い遅延時間は (Td) は延長したと考えた．

収縮時間 (Tc) は電気刺激された後，筋の変位量が 10%から 90%に到達するまでの時間を示す．本研究では測定されたすべての筋において健常若年者男性と比較し健常高齢者男性では有意に時間が延長した．Dahmane ら²⁴⁾によると収縮時間 (Tc) は Type I 線維との割合と明確な相関が示されていると報告している．収縮時間は Type I 線維の割合の増加，Type II 線維の減少によって時間が延長すると報告されている．高齢者ではサルコペニアに代表されるような筋の減少がみられること，特に若年者と比べて高齢者では Type II 線維の減少がみられることが一般的に知られている．高齢者における Type II 線維の減少が収縮時間 (Tc) の延長となって現れたと考えた．

最大変位量 (Dm) は垂直方向の最大変位量を示しており，mm (ミリメートル) で示される．収縮時間 (Tc) とも相関し，筋組織の柔軟性に依存する²¹⁾と報告されている．本研究では左右の大腿直筋，左右の内側広筋において健常若年者男性と比較し健常高齢者男性で有意に低値を示した．このことは健常若年者男性と比較し健常高齢者男性では筋緊張の亢進および，筋柔軟性が低下していることを示す．TMG の先行研究では高齢者の筋緊張が亢進し，痙攣する筋では筋の反射活動が増強されたことによる収縮時間 (Ts) の延長が報告されている²⁹⁾．大橋³⁰⁾は若年者と比較して高齢者では歩行を通して下肢の筋緊張が持続していることを報告しており，高齢者では筋が一度収縮した後も筋緊張がすぐには抜けず，緊張が高まった状態が続いているため，最大変位量 (Dm) が低値を示したと考えた．

持続時間 (Ts) は収縮が持続している際，初期変位が最大変位の 50%に達するところから再び 50%に戻った時の経過時間を示す．本研究の結果から左右の大腿直筋と左右の外側広筋において健常若年者男性と比較し健常高齢者男性において持続時間 (Ts) が有意に延長した．持続時間 (Ts) は筋緊張の影響を受けると言われている，Dahmane ら²⁹⁾は高齢者筋緊張が高まった筋において持続時間 (Ts) は延長すると報告している．大橋³⁰⁾は若年者と比較して高齢者では歩行を通して下肢の筋緊張が持続していることを報告しており，高齢者では主動筋-拮抗筋の切り返しがスムーズに行われず筋緊張が持続しているため持続時間 (Ts) が延長したと考えた．

本研究の結果は，高齢者の一般的な加齢変化と同様の結果となり，先行研究のスロベニア

人の若年者，高齢者の測定結果とも同様の結果となった³¹⁾。このように簡便に筋の収縮特性を測定できることから有用性が高いと考え，日本人においても筋収縮特性を測定できる可能性のある機器であると考えた。しかし，本研究では健常成人男性と健常高齢者男性の測定値である，遅延時間 (Td)，収縮時間 (Tc)，最大変位量 (Dm)，持続時間 (Ts) において健常成人男性と健常高齢者男性で差が認められないこともあった。これは健常高齢者男性がシルバー人材センターより派遣された活動性の高い高齢者であり，筋力が保たれていたためではないかと考えた。

本研究の限界と展望として大腿直筋，内側広筋，外側広筋のみの検証であり，他の筋での検証を行っていない。また，健常高齢者男性がシルバー人材センターより派遣された対象者であるため活動性の高い高齢者であったこと。差が認められた筋は姿勢や動作とどのような関連があるのか姿勢や動作との比較も行えていない。これらを踏まえて筋収縮特性の比較をすることで若年者と高齢者の筋収縮特性がより明確に表されるのではないかと考えた。

第 3 章

研究 2 : TMG を用いたつまずき群と非つまずき群の

下肢筋力収縮特性の比較検証

3.1 目的

転倒へ至る要因の中で最も多く報告されているものはつまずきである。そのため研究 2 では転倒は経験していないがつまずきを経験している高齢者の筋収縮特性を TMG を用いて測定し、つまずきを経験する者の筋収縮特性を明らかにすることを目的とした。

3.2 対象と方法

無作為に抽出された地域在住の健常高齢者男性 50 名、年齢 72.1 ± 4.3 歳、身長 164.9 ± 6.1 cm、体重 63.5 ± 9.9 kg を対象者とした。対象者を転倒の経験は無くつまずきを経験する者（以下、つまずき群）と転倒の経験は無くつまずきを経験しないもの（以下、非つまずき群）に分類した。つまずき群、非つまずき群の分類は対象者に対してアンケート調査を実施し、年齢、性別、身長、体重、過去 1 年間において「つまずき」の経験の有無、「つまずき」が原因で転倒に至ったかを聴取した。アンケートは鳥羽らの考案した Fall Risk Index³²⁾ を使用した。つまずきの定義は Barrett ら¹⁴⁾ の論文を参考に「遊脚期に足部が不意に床面もしくは何らかの物体に接触することで、転倒のきっかけになりえる現象」とし、歩行以外での階段昇降や自転車の乗り降りなどによる転倒は除外した。つまずき群は 22 名、年齢 71.9 ± 4.4 歳、身長 164.4 ± 5.8 cm、体重 62.4 ± 7.3 kg、非つまずき群は 28 名、年齢 72.3 ± 4.2 歳、身長 165.3 ± 6.4 cm、体重 64.5 ± 11.6 kg であった。対象者の除外基準は測定結果に影響を及ぼす恐れのある神経障害筋疾患、下肢整形疾患を有する者としたが、本研究の対象者ではみられなかった。

測定方法は TMG を用い、研究 1 と同様に実施した。対象筋は研究 1 で採取した TMG の大腿直筋、内側広筋、外側広筋に加えてつまずきに関係すると考えられる^{12,13)} 左右の前脛骨筋を対象筋とした。解析項目は遅延時間 (Td)、収縮時間 (Tc)、最大変位量 (Dm)、持続時間 (Ts) の 4 つとした。統計学的手法は SPSS Statistics Ver.23 を使用し、両群の年齢、身長、体重および TMG の大腿直筋、内側広筋、外側広筋、前脛骨筋の遅延時間 (Td)、収縮時間 (Tc)、最大変位量 (Dm)、持続時間 (Ts) の差について Shapiro-Wilk 検定で正規分布を確認した後に対応のない t 検定を用いた。

測定項目 4 前脛骨筋収縮特性測定

対象者はベッド上に背臥位となり,リラックスした姿勢を取らせた. 膝関節角度を 30° 屈曲位とし, 収縮条件を一定にするために三角枕を膝下に配置した肢位で測定を行なった. 測定位置は前脛骨筋中央部とし, TMG センサーを設置し, 前脛骨筋に対して垂直になるように筋中央部にセンサーを設置した. TMG センサーの圧力は先端変位長から総変位の半分とし, 圧力の違いによる測定誤差を起こさないように配慮した. センサーを挟むように電極と電極との間が 5cm となるように電極を貼布した. 電極の設置に IED を共通にするためのスケールを装着し, IED の間隔一定に保ち測定を行なった (図 3-1).

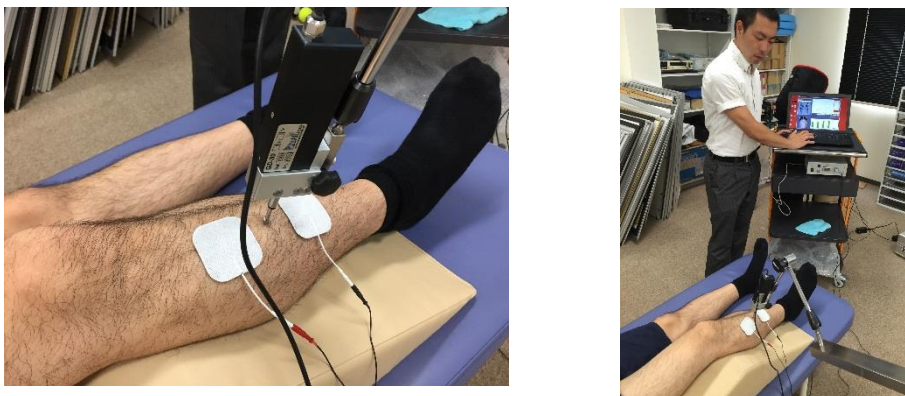


図 3-1 前脛骨筋の筋収縮特性測定場面

3.3 倫理上の配慮

対象者にはヘルシンキ宣言に従い、本研究の概要と目的を十分に説明し、個人情報の保護、研究中止の自由が記載された説明文を用いて説明し書面にて同意を得たうえで実施した。なお、本研究に際しては国際医療福祉大学研究倫理審査委員会の承認を得て行なった（承認番号 15-Io-70）。

3.4 結果

年齢、身長、体重についてつまずき群、非つまずき群の2群間で有意差が認められなかった（表 3-1）。対応のない t 検定の結果、つまずき群の左外側広筋の持続時間（Ts）のみで有意に延長した。

以下に結果を示す（表 3-2～表 3-9，図 3-1～図 3-8）。

表 3-1：つまずき群，非つまずき群の年齢，身長，体重

	つまずき群 (n=22)	非つまずき群 (n=28)
年齢(歳)	71.9±4.4	72.3±4.2
身長(cm)	164.4±5.8	165.3±6.4
体重(kg)	62.4±7.3	64.5±11.6

表 3-2 : 右大腿直筋におけるつまずき群, 非つまずき群の TMG 測定結果

	つまずき群(n=22)	非つまずき群(n=28)
Td(ms)	25.3±2.3	26.1±4.5
Tc(ms)	30.5±4.1	32.0±4.2
Dm(ms)	7.6±2.4	8.0±2.4
Ts(ms)	113.4±70.9	123.0±37.5

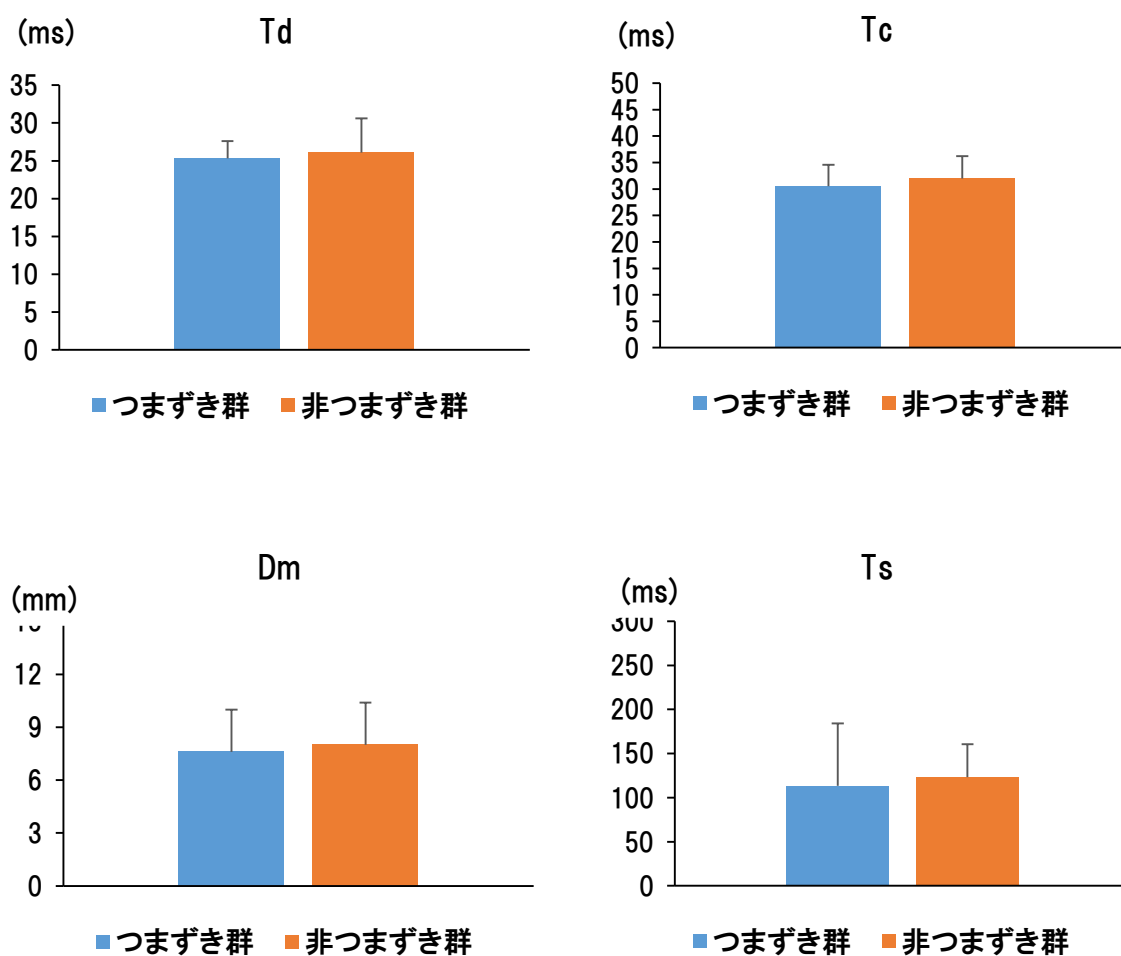


図 3-1 右大腿直筋のつまずき群, 非つまずき群の筋収縮特性比較

表 3-3 : 左大腿直筋におけるつまずき群, 非つまずき群の TMG 測定結果

	つまずき群(n=22)	非つまずき群(n=28)
Td(ms)	26.5±2.7	26.8±4.4
Tc(ms)	31.8±4.1	33.3±4.8
Dm(ms)	8.2±1.9	7.6±2.2
Ts(ms)	120.0±53.8	125.1±35.1

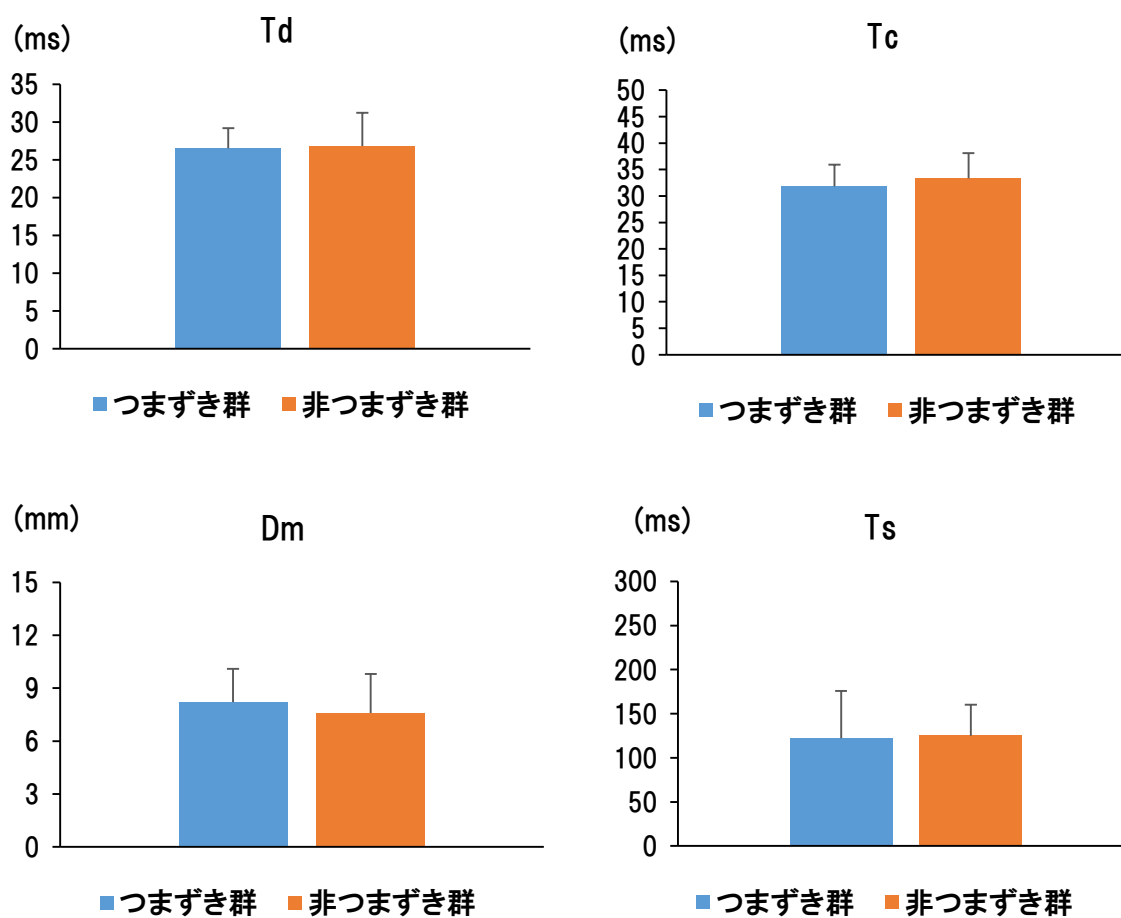


図 3-2 左大腿直筋のつまずき群, 非つまずき群の筋収縮特性比較

表 3-4 : 右外側広筋におけるつまずき群, 非つまずき群の TMG 測定結果

	つまずき群(n=22)	非つまずき群(n=28)
Td(ms)	23.2±1.4	23.4±1.6
Tc(ms)	24.1±2.3	24.7±3.0
Dm(ms)	6.9±2.2	6.7±1.4
Ts(ms)	88.2±47.7	97.3±46.8

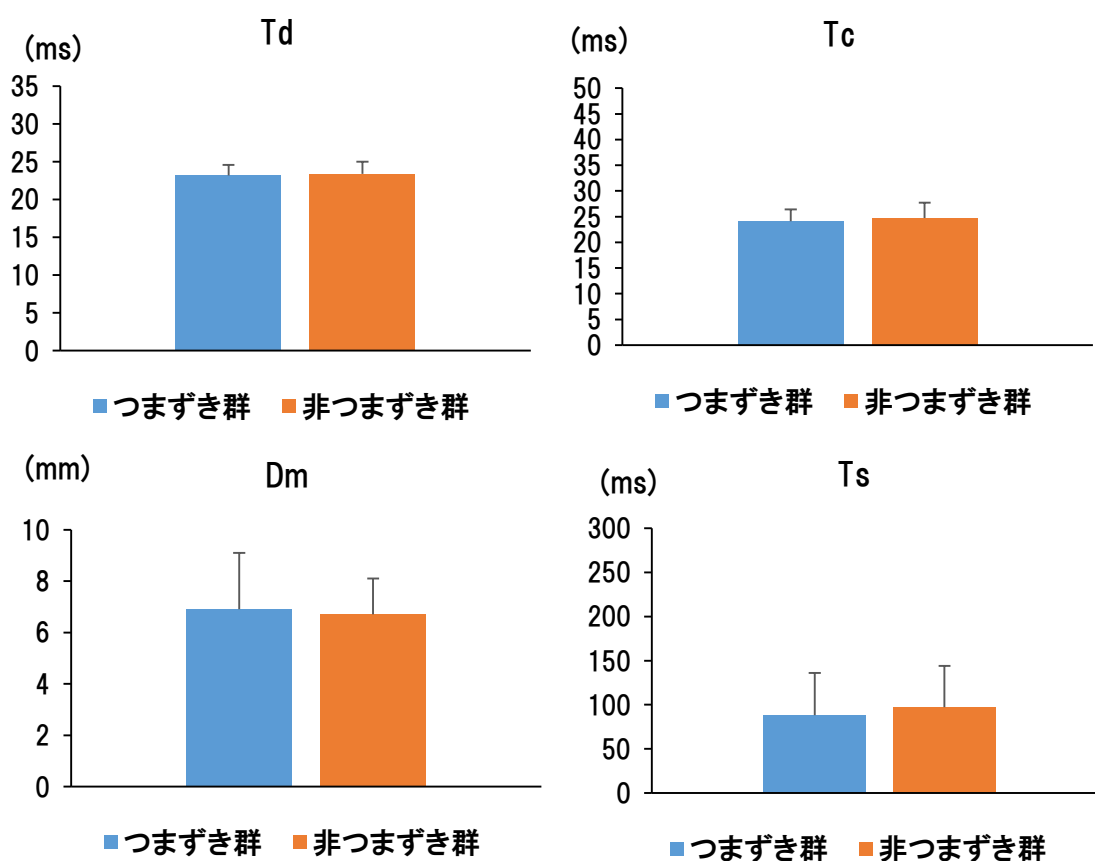


図 3-3 右外側広筋のつまずき群, 非つまずき群の筋収縮特性比較

表 3-5 : 左外側広筋におけるつまずき群, 非つまずき群の TMG 測定結果

	つまずき群(n=22)	非つまずき群(n=28)	
Td(ms)	24.5±1.8	24.4±1.8	
Tc(ms)	25.6±2.3	26.7±3.3	
Dm(ms)	7.4±1.9	7.1±1.7	
Ts(ms)	78.9±44.3	104.2±37.2	*

*: p < 0.05

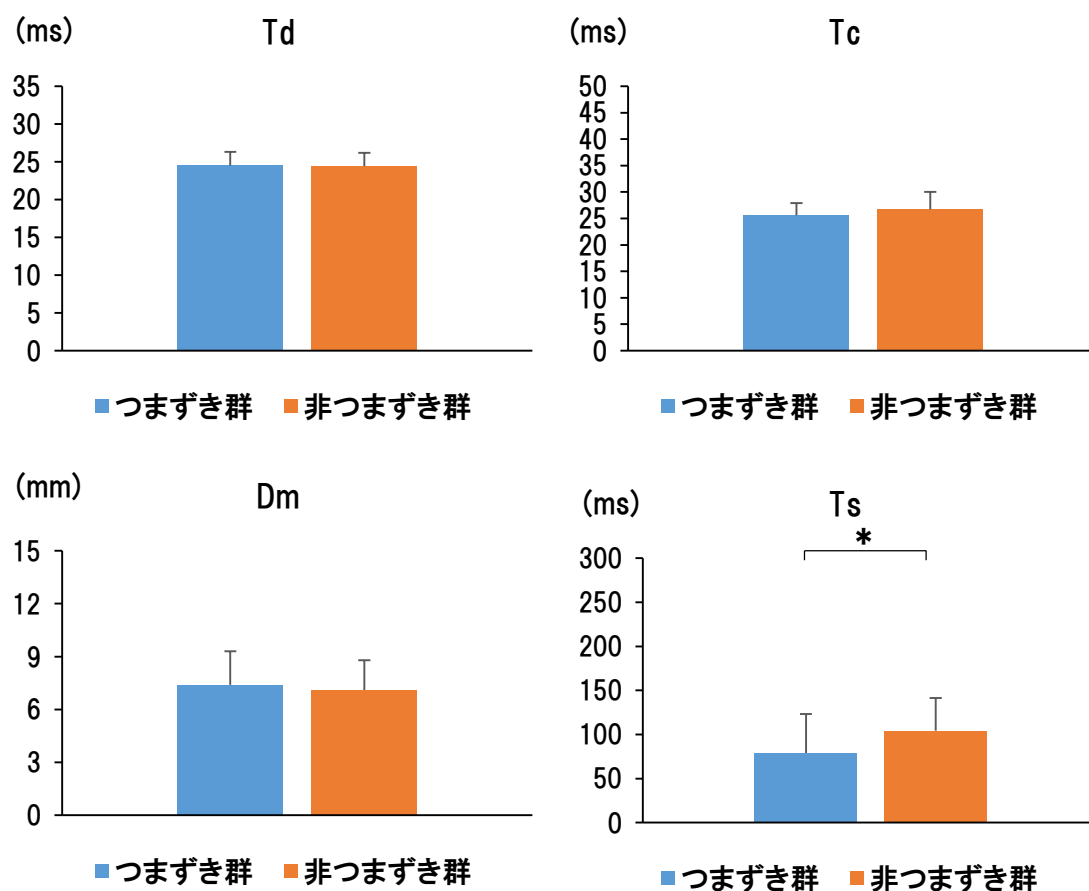


図 3-4 左外側広筋のつまずき群, 非つまずき群の筋収縮特性比較

表 3-6 : 右内側広筋におけるつまずき群, 非つまずき群の TMG 測定結果

	つまずき群(n=22)	非つまずき群(n=28)
Td(ms)	22.3±1.6	21.7±1.7
Tc(ms)	31.9±10.2	31.1±9.6
Dm(ms)	7.6±2.5	7.1±2.4
Ts(ms)	192.4±83.3	180.5±34.6

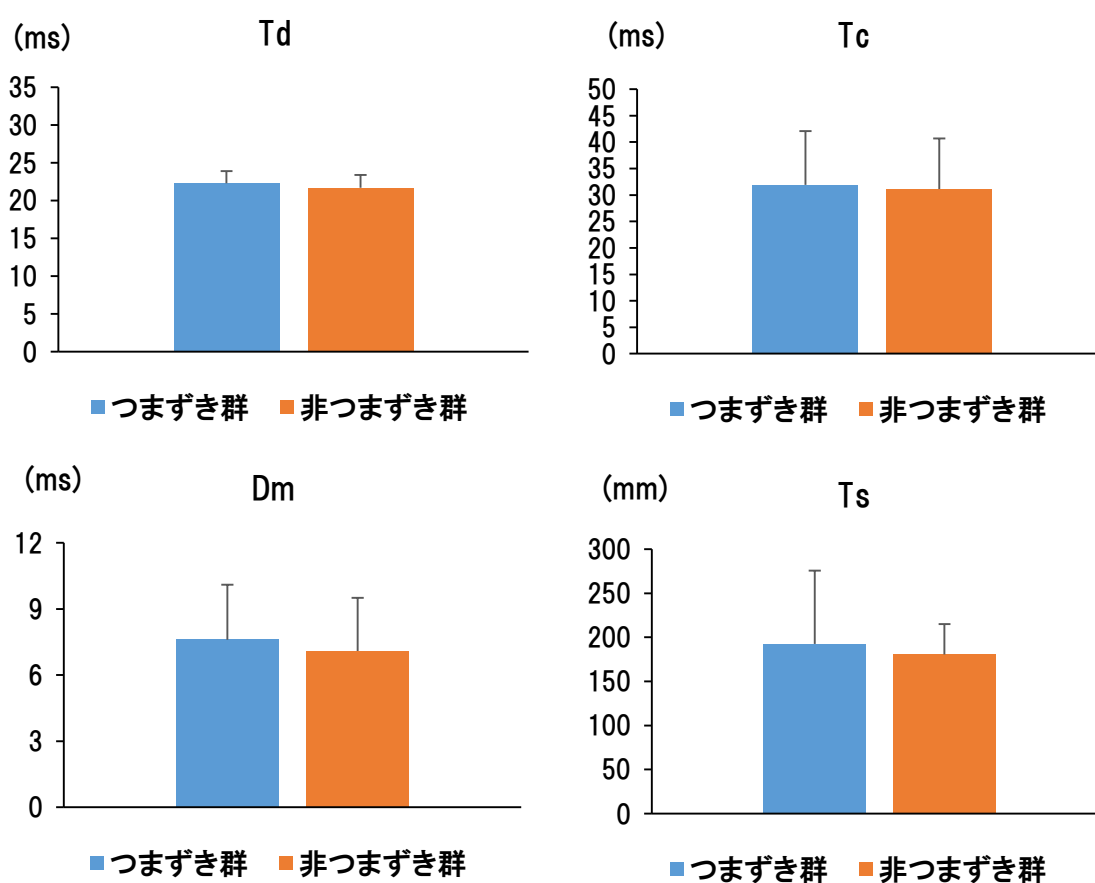


図 3-5 右内側広筋のつまずき群, 非つまずき群の筋収縮特性比較

表 3-7 : 左内側広筋におけるつまずき群, 非つまずき群の TMG 測定結果

	つまずき群(n=22)	非つまずき群(n=28)
Td(ms)	22.8±1.8	22.0±1.8
Tc(ms)	32.1±10.8	29.7±6.8
Dm(ms)	7.6±2.7	6.9±1.7
Ts(ms)	185.4±62.7	180.1±40.0

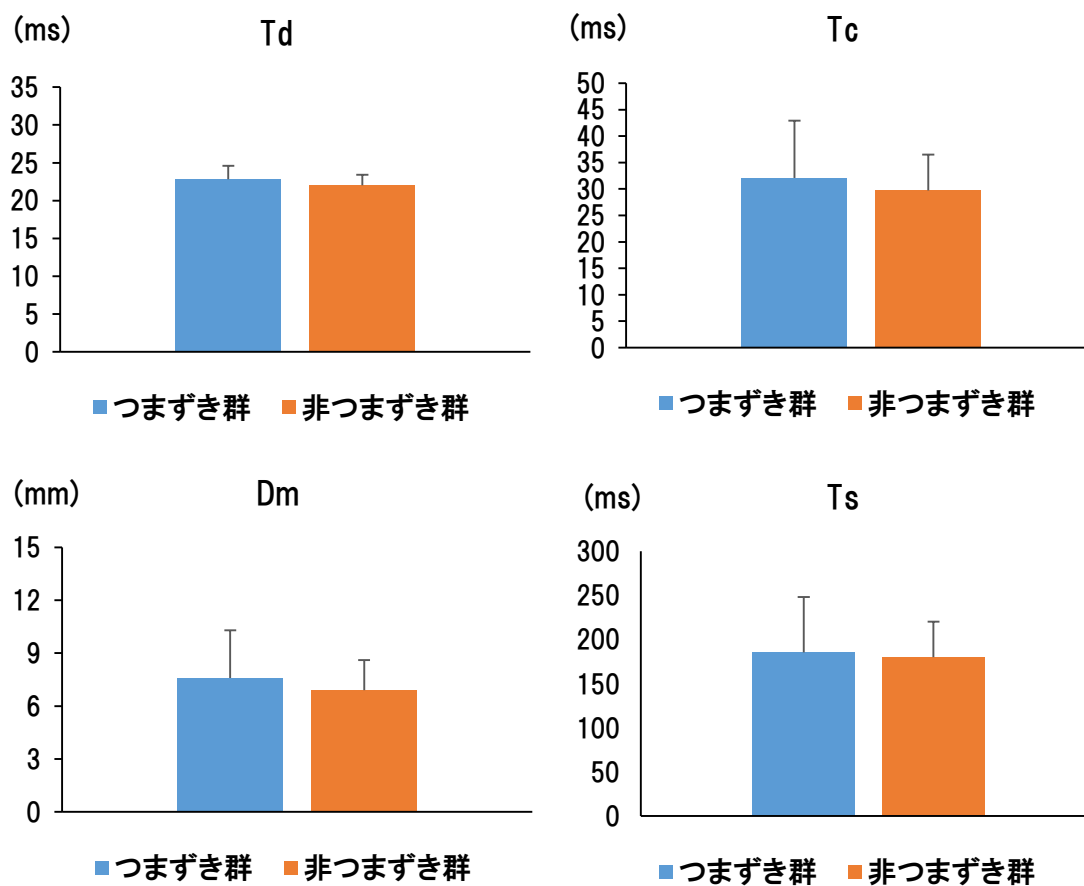


図 3-6 左内側広筋のつまずき群, 非つまずき群の筋収縮特性比較

表 3-8 : 右前脛骨筋におけるつまずき群, 非つまずき群の TMG 測定結果

	つまずき群(n=22)	非つまずき群(n=28)
Td(ms)	21.5±1.9	20.7±1.6
Tc(ms)	18.8±3.6	19.4±5.8
Dm(ms)	3.2±1.7	3.2±1.6
Ts(ms)	206.6±46.3	200.0±26.7

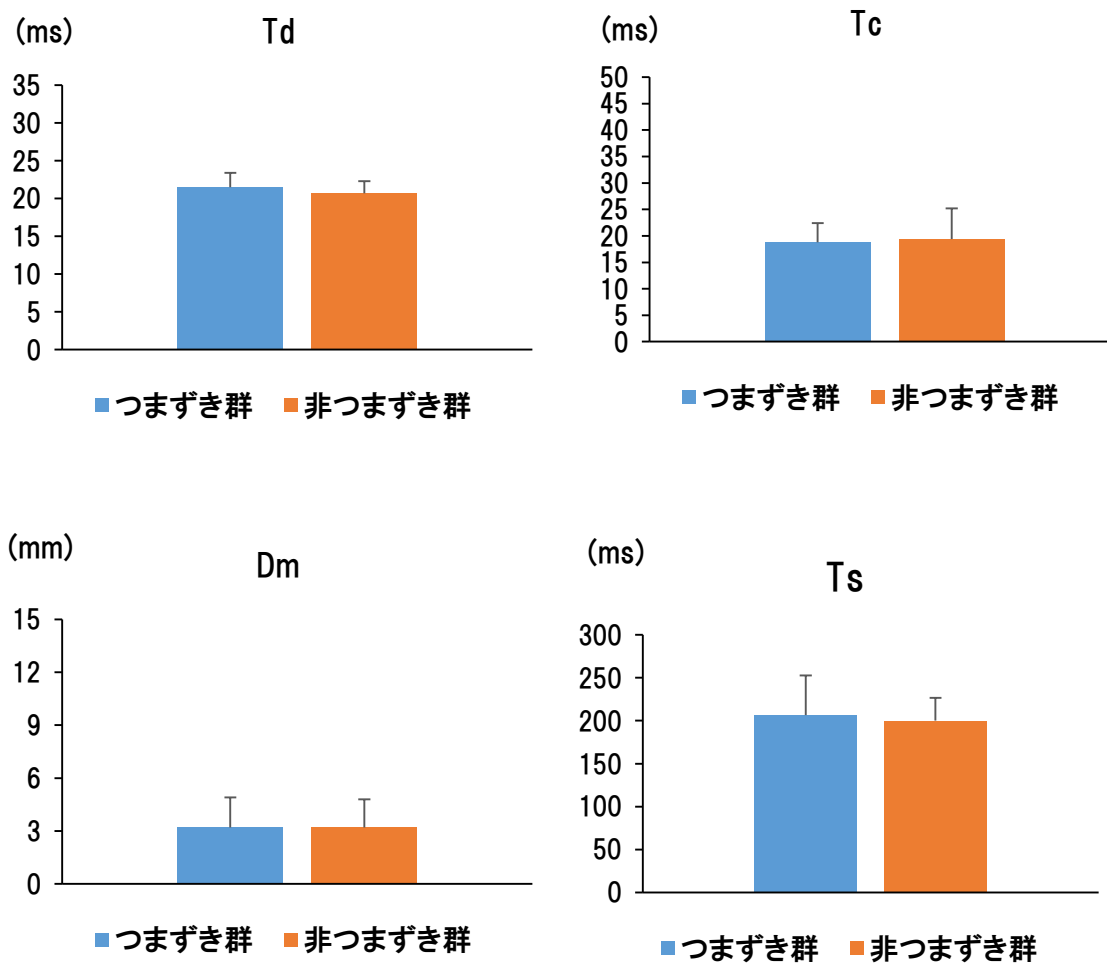


図 3-7 右前脛骨筋のつまずき群, 非つまずき群の筋収縮特性比較

表 3-9 : 左前脛骨筋におけるつまずき群, 非つまずき群の TMG 測定結果

	つまずき群(n=22)	非つまずき群(n=28)
Td(ms)	21.9±1.9	22.0±4.4
Tc(ms)	20.2±7.9	24.5±18.0
Dm(ms)	3.2±1.9	3.3±1.4
Ts(ms)	199.9±35.5	206.5±45.7

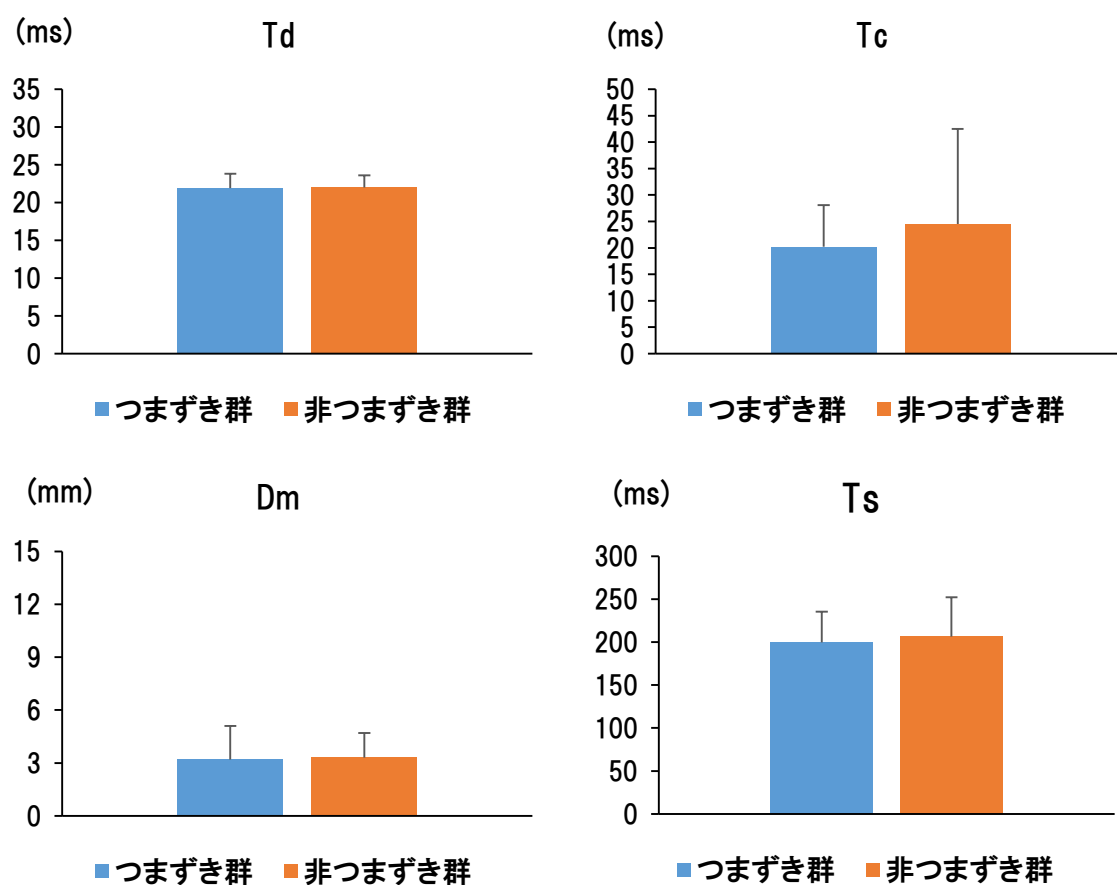


図 3-8 左前脛骨筋のつまずき群, 非つまずき群の筋収縮特性比較

3.5 考察

研究1において筋の収縮特性を測定できる可能性がある機器と考えたTMGを用い、つまずき群の筋の収縮特性を明らかにすることを目的とした。Barrettら¹⁴⁾はつまずきを「遊脚期に足部が不意に床面もしくは何らかの物体に接触することで、転倒のきっかけになりえる現象」と定義していることから歩行の遊脚期中につま先に何らかの障害物が衝突し、つまずくと考え、対象筋の前脛骨筋の筋収縮特性の変化がつまずき群において存在すると考えていた。しかし、本研究の結果、つまずきに関係すると考えられた前脛骨筋において測定値では差が見られず、大腿の筋である左外側広筋の持続時間(Ts)においてつまずき群と比較し非つまずき群において時間が延長した。そのため、本研究の結果から、つまずきを起こす筋の収縮特性は歩行中運動を繰り返すつまずきの原因と考えられる前脛骨筋ではなく、つまずき後に体勢を立て直すことなどに使用されると考えられる大腿の筋において収縮特性の影響が検知できる可能性が示唆された。大腿の筋において収縮特性の変化が起きると歩行能力に影響することが考えられる。Leeら³³⁾は高齢者では大腿部の筋に痙攣性の筋が存在することで、歩行中の股関節伸展を困難にし、歩幅および歩行速度を低下させつまずきや転倒のリスクを高めると報告していることからつまずきに大腿部の筋の影響が考えられる可能性が否定できない。そのため、つまずき群に大腿の筋で差が認められたことからつまずきそのものを防止するのではなく、つまずいても転倒させないことが重要であると考えた。

本研究において左の外側広筋の持続時間(Ts)のみに差が認められた理由として、高齢者であっても仕事をされているシルバー人材センターの方を対象としていたためであると考えた。これらの対象者は独歩が可能であるだけでなく草刈りや物品の運搬等の力仕事も日常的に行っているため活動性が高いと考えられる。活動性が高い高齢者ではADLが維持される³⁴⁾と報告があることから測定値間に差が出にくかったのではないかと考えた。また、今回の対象者は日常生活において活動性の高さに由来したつまずきを経験していた可能性がある。そのため対象者の条件を再度考慮して実施する必要があると考えた。

本研究の限界と展望としては対象者が男性のみであること、筋収縮特性評価では大腿直筋、外側広筋、内側広筋、前脛骨筋のみの評価となってしまったこと、転倒、つまずきの申告が自己申告のため、想起バイアスが考えられる点が挙げられる。また、本研究の結果、差が認められた左の外側広筋の持続時間(Ts)が姿勢や運動のどの部分でつまずきに影響しているかを評価する必要があると考えた。

第 4 章

研究 3：つまずき群，非つまずき群の下肢筋力収縮特性と
パフォーマンステストの測定値との比較検証

4.1 目的

研究 1 によって若年者と高齢者の検証を実施し、若年者と高齢者の筋収縮特性を比較した結果、若年者よりも高齢者において筋の反応時間の延長、不活性化や筋疲労の可能性が示唆された。その後、高齢者をつまづき群と非つまづき群に分類し、つまづき群では筋の疲労や不活性化と関連がある持続時間 (Ts) においてつまづき群が有意にその測定値が延長した。しかし、転倒指標や身体機能評価として臨床で行われているパフォーマンステストの測定値とつまづき群、非つまづき群の測定値の比較検証を行なった研究はまだない。そこで研究 2 で得られたつまづき群の筋収縮特性と関係が深いと考えられるパフォーマンステストを検証した。

4.2 対象と方法

研究 2 で行った対象者である地域在住の健常高齢者男性 50 名、年齢 72.1 ± 4.3 歳、身長 164.9 ± 6.1 cm、体重 63.5 ± 9.9 kg とした。50 名をつまづき群と非つまづき群に分類した。つまづき群は 22 名、年齢 71.9 ± 4.4 歳、身長 164.4 ± 5.8 cm、体重 62.4 ± 7.3 kg、非つまづき群は 28 名、年齢 72.3 ± 4.2 歳、身長 165.3 ± 6.4 cm、体重 64.5 ± 11.6 kg であった。測定結果に影響を及ぼす恐れのある神経障害筋疾患のない者を対象とした。研究 2 で行ったつまづき群、非つまづき群に対してパフォーマンステストを実施し、群間比較を行う。その後、研究 2 で取得した TMG の測定値とパフォーマンステストの測定値の比較検討を行なった。統計学的手法は SPSS Statistics Ver.23 を使用し、両群のパフォーマンステストの測定値の比較には対応のない t 検定を用いた。

パフォーマンステストは以下の 4 項目を実施した。

Time Up & Go Test (以下、TUGT) ⁵⁾

TUGT は、検者の「ハイ」という合図で椅子から立ち上がり、3m 先のコーンまで歩いてから折り返し、再び歩いて元の椅子に座るまで(殿部が椅子に触れるまで)の所要時間(秒)をストップウォッチで記録した。コーンを回る方向は対象者の自由とした。原法では、肘掛けのある椅子を使用し、スタート時の椅子座位は肘掛けに手を置くとしているが、本研究では別法 ²⁵⁾ として報告されている「両手を膝の上に置く」とした。また、原法では歩く速度は快適速度としているが、本研究では測定時の心理状態や教示の解釈の違いによる結果の変動を減らすために、対象者への教示は「できるだけ速く歩いて下さい」に統一した。測定は 3 回実施し、そのうちの最小値を測定値として採用した。疲労を考慮し各測定間は 1 分程度の間隔をあげ行なった。

片脚立位時間³⁵⁾

片脚立位時間は、立位姿勢から一側下肢を静かに床から離し、できるだけ片脚で立ち続けるように指示した。足底と床までの距離を 5cm 程度開けるように指示した。一側下肢が床から離れたところから、片脚立位が保持できなくなったところまでの時間(秒)をストップウォッチで記録した。片脚立位が保持できなくなったと判断する基準は①支持脚の位置がずれた場合、②体幹が前後左右に大きく傾斜した場合、③支持脚以外の身体に一部が愉快着いた場合とした²⁶⁾。測定は 3 回行い、そのうち最大値を測定値として採用した。測定時間の上限は 60 秒間とし、1 回目の測定で上限に達した場合は、この値を測定値として採用した。疲労を考慮し各測定間は 1 分程度の間隔をあけ行なった。

座位ステップングテスト³⁶⁾

開始肢位は、座面の高さが 41cm、背もたれのある椅子座位とし、椅子の中央を中心に足元に 30cm 幅のラインを引く。両上肢は椅子の側面端を恥じさせた。その際、両足が容易に動くように少し浅く腰掛けさせ、両足が 30cm 幅のラインの内側に置くように調整した。対象者は、検者の「ようい、はじめ」という合図により出来るだけ速く両足を左右同時に開き、前足部または測定全体でボード外の床面をタッチし、すばやく元の位置に戻す。この一連の動作を 1 回と数え、20 秒間中にすばやく何回反復できたか検者が測定した。その際、両足を開閉するときにはすり足にならないように注意を促した。測定時間は、デジタルタイマーを用いて、反復回数は検者が目視で数えた。20 秒経過時に両足を元の位置に戻せなかった場合や明らかに前足部または足底全体が床面に接地していない場合や左右同時に開閉できていない場合は測定値に含めないこととした。疲労を考慮し各測定間は 1 分程度の間隔をあけ 3 回測定し、最大値を代表値として採用した。

座位での連続底背屈運動テスト³⁷⁾

底背屈テストは測定に先立ち、検者が実施方法を口頭で説明しながらデモンストレーションを実施した。被検者が方法を理解したことを確認したのち、十分な練習を行った。両足を底背屈する際速く底背屈を意識するあまり底背屈の可動域が不十分にならないよう可能な限り大きく底背屈するように注意を促した。開始肢位は椅子座位とし、膝関節 90°屈曲位、足関節底背屈 0°となるように、床面に両足(裸足)をそろえ接地した。足部の運動を妨げないようにするために浅く腰掛け、足底面が床面に完全に接地するように高さを調整した。座面の高さが足りない場合は、自作したボード(縦 25 cm×横 35 cm×厚さ 2.5 cm)を必要な枚数を床面に敷き、開始肢位となるまで高さを調整した。なお、上肢は椅子の側面端を把持させた。評価は検者の「ようい、はじめ」の合図により、左右の足関節を同時に可能な限り大きく速く底背屈を繰り返した。底屈、背屈を行い開始肢位に戻るまでの一連の動作を 1 回とし、10 回行うのに要した時間をストップウォッチにて測定した。反復回数は検者が目視で数え、左右の足が同時に底背屈できなかった場合や開始肢位に戻る際、しっかり足底が床

に接地していない場合は回数から除外した。疲労を考慮し各測定間は 1 分程度の間隔をあけ 3 回測定し、1 回目の測定値と 2 回目の測定値のうち最速値を代表値として採用した。各測定は検者が実施方法を口頭で説明しながら、デモンストレーションを実施した。対象者が方法を理解したことを確認したのち、十分な練習を行なった。各測定はランダムとした。

4.3 倫理上の配慮

対象者にはヘルシンキ宣言に従い、本研究の概要と目的を十分に説明し、個人情報の保護、研究中止の自由が記載された説明文を用いて説明し書面にて同意を得たうえで実施した。なお、本研究に際しては国際医療福祉大学研究倫理審査委員会の承認を得て行なった（承認番号 15-Io-70）。

4.4 結果

対応のない t 検定の結果どのパフォーマンステスト 4 項目の測定値に差は認められなかった（表 4-1, 図 4-1）。

表 4-1 : パフォーマンステストの測定結果

	つまずき群 (n=22)	非つまずき群 (n=28)
底背屈テスト(秒)	8.7±2.1	9.4±2.0
左片脚立位(秒)	33.9±20.6	33.7±20.1
右片脚立位(秒)	26.4±20.0	32.7±21.9
TUGT(秒)	5.8±0.7	5.9±1.0
座位		
ステッピングテスト(秒)	28.1±4.9	28.5±4.6

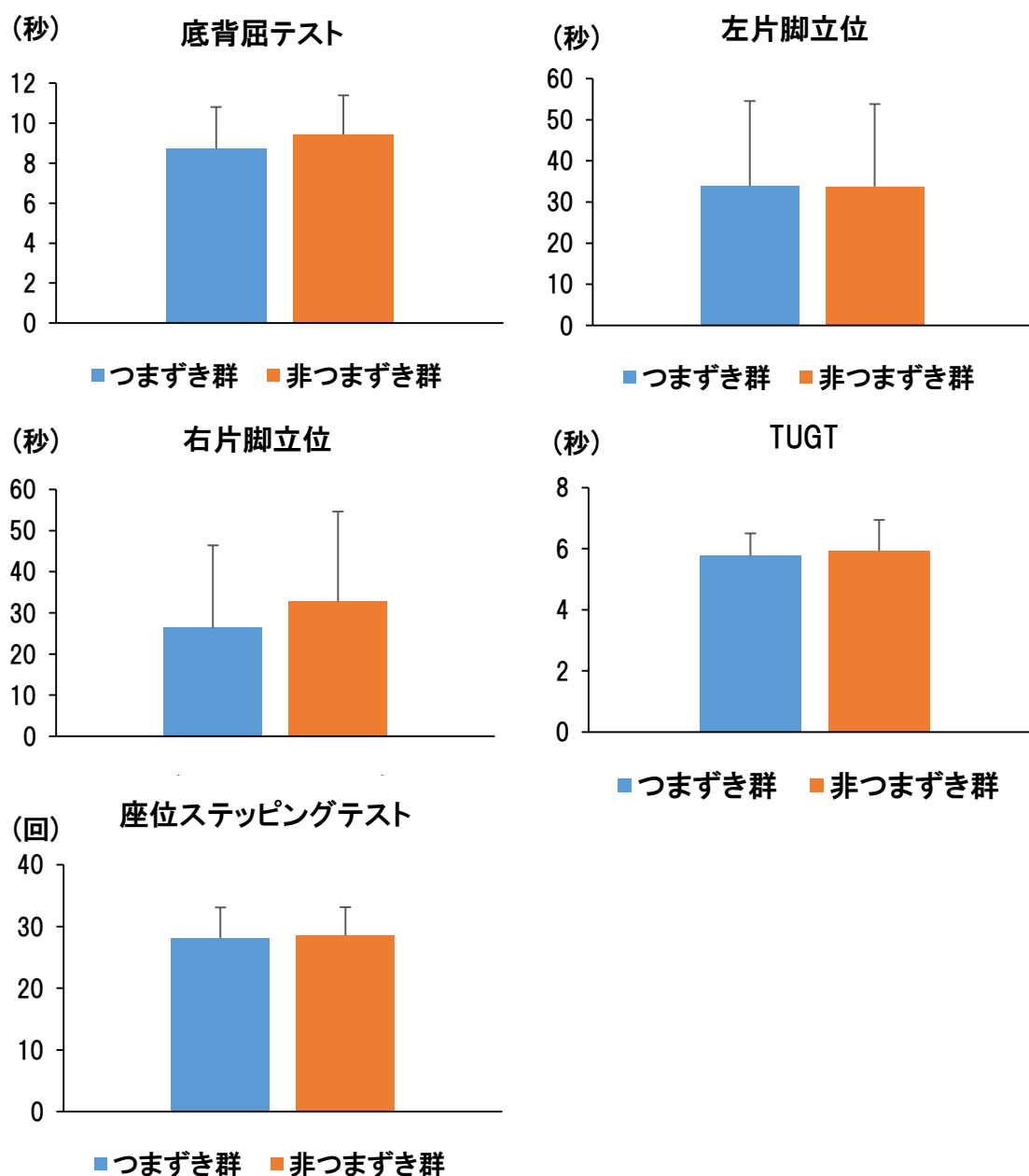


図 4-1 パフォーマンステストのつまずき群, 非つまずき群による測定結果比較

4.5 考察

研究 2 において対象者をつまづき群と非つまづき群に分類し、TMG の測定値を群間比較した。本研究では研究 2 で行った TMG の群間の測定値と臨床で行われているパフォーマンステストとの関係を検証した。対象者に実施した片脚立位時間、座位ステッピングテスト、Time up & go test、座位での連続底背屈運動テストは臨床において頻繁に使用されているテストである。今回、この 4 つを選んだ理由は歩行の要素を含むテストとして Time up & go test を、バランスの要素を含むテストとして片脚立位時間を、敏捷性と関係が深いと言われる座位ステッピングテストを、つまづきを経験して転倒した者に対して有効であった座位での連続底背屈運動テストを選択した。しかし、どのテストもつまづきのみを経験する者を検出できなかった。パフォーマンステストは多くの筋が協調して働く運動であり、一部の筋収縮特性のみを示すことが難しいためではないかと考えた。今回の結果において全てのパフォーマンステストでカットオフ値を上回っている。このことは研究 2 において本研究の対象者はシルバー人材センターに勤めている対象者であるため活動性が高いと考察したが、それを裏付ける形となった。そのため運動をとまなうパフォーマンステストでは筋の収縮特性が判断できないと考えた。

結語

TMG は筋収縮特性をより簡便に評価できる機器である可能性がある。

TMG を用いた測定ではつまずきを経験する高齢者の筋収縮特性はつまずきに直接関係すると考えられる下腿の筋（前脛骨筋）ではなくつまずき後に一步を踏み出すことでバランス保持に使用される大腿の筋（左外側広筋）の筋収縮特性を検出できる可能性が示唆された。このことはつまずきを経験する高齢者はつまずきそのものを予防・防止するのではなく、つまずいた後に一步踏み出すことで体勢を立て直すことと関係が深い大腿部の筋が重要であると考えた。また、臨床で使用されているパフォーマンステストではつまずき群と非つまずき群において有意差がみられなかった。これはパフォーマンステストではつまずき群の筋収縮特性を反映することが難しいと考えた。パフォーマンステストにおいて差が認められず、TMG を使用することで、つまずき群、非つまずき群の測定結果に有意差が認められたことから、TMG を使用することでつまずきを経験する者の筋収縮特性を明らかにできる可能性があると考えた。しかし、TMG は非常に高価で臨床で使用することが困難な場合がある。そのため、TMG で得られた筋収縮特性をもとに臨床で行えるパフォーマンステストを考案する必要があると考えた。

本研究の限界として、対象者が男性のみであり、加齢にともない筋収縮特性において差が認められると考えられる女性を対象とした測定を行う必要があると考えられる。また筋収縮特性のみの評価となってしまったことが挙げられる。つまずきの要因は筋収縮特性だけでなく姿勢やバランスなど様々な原因が考えられる。他の評価項目との関連を比較検証する必要があると考えた。本研究ではつまずき群において左外側広筋で持続時間（Ts）が有意に延長した。この影響が動作においてどの部分でつまずきと関連するのか検証する必要があると考えた。本研究において対象者を無作為に選んだものの、対象者数が健常成人男性、健常高齢者男性ともに 50 名であり、対象者の数を増やすこと、他の転倒リスク因子との関連などの内的妥当性の検証を行う必要があると考えた。

謝辞

本研究にご協力頂いた、国際医療福祉大学理学療法学科の教職員・学生諸氏、および、ご指導を賜りました国際医療福祉大学大学院丸山仁司教授に感謝いたします。

引用文献

- 1) 安村誠司. 地域における転倒・骨折等に関する疫学的研究. 中年からの老化予防に関する医学的研究. 東京: 東京都老人総合研究所, 2000; 192-198
- 2) 金 憲経, 吉田英世, 鈴木隆雄ら. 高齢者の転倒関連恐怖感と身体機能—転倒外来受診者について—. 日本老年医学会雑誌 2001; 38(6): 805-811
- 3) 坂田 悟, 串田一郎, 山崎 薫ら. 骨折の危険因子 とその対策—高齢者の骨折, 転倒とその危険因子—. *Osteoporosis Japan* 1997; 5(2): 79-82
- 4) 伊藤裕介, 菅沼一男, 芹田 透ら. 介護予防事業の運動 介入が運動機能及び健康関連 QOL に及ぼす影響について. *理学療法科学* 2010; 25(5): 779-784
- 5) Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M: Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther* 2000; 80(9): 896-903
- 6) Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, et al. Functional reach: A new clinical measure of balance. *The journal of Gerontology* 1990; 45(6): 192-197
- 7) Blake AJ, Morgan K, Bendall MJ, et al. Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age Ageing* 1988; 17(6): 365-372
- 8) Rubenstein LZ, Robbins AS, Schulman BL, et al. Falls and instability in the elderly. *J Am Geriatr Soc* 1988; 36(3): 266-278
- 9) Overstall PW, Exton-Smith AN, Imms FJ, et al. Falls in the elderly related to postural imbalance. *Br Med J* 1977; 29(1): 261-264
- 10) Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med* 1988; 319(26): 1701-1707
- 11) 市橋則明, 古名丈人, 牧迫飛雄馬ら. 高齢者の機能障害に対する運動療法. 文光堂, 東京, 2011, 88-101
- 12) Kaneko M, Morimoto Y, Kimura M, et al. A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly women. *Can J Sport Sci* 1991; 16(3): 223-228
- 13) Chiba H, Ebihara S, Tomita N, et al: Differential gait kinematics between fallers and non fallers in community dwelling elderly people. *Geriatrics & Gerontology International* 2005; 5(2): 127-134
- 14) Barrett RS, Mills PM, Begg RK. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait & Posture* 2010; (21)2: 429-435
- 15) 植松光俊, 塩中雅博, 江西一成. 高齢者の歩行特性. *理学療法* 2001; 18(4): 382-392
- 16) 奈良 勲. 標準理学療法学・作業療法学 老年学 第2版. 東京, 医学書院, 2007: 24-25
- 17) Merletti R, Lo Conte LR, Sathvan D. Repeatability of electrically-evoked myoelectric signals in the human tibialis anterior muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 1995; 5(2):

67-80

- 18) Valencic V, kenz N. Measuring of skeletal muscles' dynamic properties. *Artif Organs* 1997; 21(3): 240-242
- 19) Krizaj D, Simunic B, Zagar T. Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; 18(4): 645-51
- 20) Simunic B, Zager T, Valencic V. The impact of measuring point selection on variability of measuring muscle belly displacement as a response to electrical stimulation. *Proceedings of the 11th international Electrotechnical and Computer Science Conference 2002*; 325-328
- 21) Rusu LD, Cosma GG, Cernaianu SM, et al. Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *J Neuroeng Rehabil* 2013; 3: 10-67
- 22) Tous-Fajardo J, Moras G, Rodriguez-Jimenez S, et al. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. 2010; 20(4): 761-766
- 23) Ray E, Lago-Penas C, Lago-Ballesteros J. Tensiomyography of selected lower-limb muscle in professional soccer players. *J Electromyogr Kinesiol* 2012; 22(6): 866-872
- 24) Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B, et al. Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *J Biomech* 2005; 38(12): 2451-2459
- 25) Krizaj D, Grabljevec K: Evaluation of muscle dynamic response measured before and after treatment of spastic muscle with a BTX-A: a case study. In *Proceedings of the 11th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, 26–30 June, 2007, Ljubljana, Slovenia, Volume 16. Edited by Springer-International Federation for Medical and Biological Engineering. New York: Springer-International Federation for Medical and Biological Engineering; 2007:393–396
- 26) Belic A, Knez N, Karba R, et al. Validation of the human muscle model. *Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation Conference*, 16. - 20. July 2000, Vancouver, British Columbia. Session 1: Issues on Whole Body Modeling.
- 27) Kersevan K, Djordjevic S, Simunic B, et al. Comparison between biomechanical and mioelectrical response of muscles biceps brachii during incremental electrical stimulation. *Proceedings of the 11th international Electrotechnical and Computer Science Conference*, 2002 ; 321-324
- 28) 奈良 勲. 標準理学療法学・作業療法学 老年学 第2版. 東京, 医学書院, 2007; 24-25
- 29) Dahmane R, Valencic V, Knez N, et al. Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response.

Med Biol Eng Comput 2000; 38: 51-55

- 30) 大橋正洋. 歩行分析の現状とリハビリテーション医療における役割. リハビリテーション医学 2001; 38: 393-400
- 31) Harly S. Comparison of the contractile properties of the m. rectus femoris in young and elderly subjects using tensiomyography. Book of abstracts 1st Scientific Symposium Physiotherapists Slovenia 2011; 325-334
- 32) 鳥羽研二, 大河内二郎, 高橋泰・他. 転倒リスク予測のための「転倒スコア」の開発と妥当性の検証. 日老医誌 2005; 42(3): 346-352
- 33) Lee LW, Kerrigan DC, Della Croce U. Dynamic implications of hip flexion contractures. Am J Phys Med Rehabil 1997; 76: 502-8
- 34) 鈴木隆雄, 転倒が問題になる背景. Sportsmedicine 2001; 34: 6-9
- 35) 田口孝行, 中山彰一. 平衡機能 (バランス) の測定方法. 理学療法 2005; 22(1): 35-44
- 36) 転倒等災害リスク評価 セルフチェック実施マニュアル: 厚生労働省
- 37) 齋藤孝義, 丸山仁司, 菅沼一男ら. 座位での連続底背屈運動テストの再現性について. 理学療法科学 2014; 29(3): 389-392