



原著

長母趾屈筋における筋腱移行部の移動量 —超音波画像を用いた定量評価の信頼性—

福本 竜太郎^{1*}, 境 隆弘², 羽崎 完³, 越野 八重美³, 小柳 磨毅³

¹ 葛城病院 リハビリテーション部

² 大阪保健医療大学 保健医療学部

³ 大阪電気通信大学 医療健康科学部

要旨

【目的】超音波画像を用いて、母趾伸展にともなう長母趾屈筋の筋腱移行部移動量を測定し、その信頼性を検討した。

【方法】外傷既往がない健常成人女性 10 名 20 足を対象とした。母趾 MP 関節を 0°と 30°まで伸展させた 2 条件において、長母趾屈筋における筋腱移行部移動量を計測した。信頼性の検討は級内相関係数と Bland-Altman 分析を用いた。

【結果】級内相関係数は検者内(1,1), 検者間(2,1)ともに 0.8 以上であった。Bland-Altman 分析では、系統誤差は認められなかった。

【結論】超音波画像を用いた長母趾屈筋における筋腱移行部移動量の測定方法は、高い信頼性があった。

受付日 2020 年 1 月 9 日

採択日 2020 年 5 月 15 日

*責任著者

福本 竜太郎

葛城病院

リハビリテーション部

E-mail:

simpledeiika@gmail.com

キーワード

超音波画像, 長母趾屈筋, 筋腱移行部の移動量

はじめに

様々な形状の路面に適応する足関節は、外傷が起りやすく¹⁾、外傷後には、関節可動域の制限や疼痛などの症状が高頻度に発生する。その中で、長母趾屈筋の柔軟性低下は足関節背屈における可動域制限の要因と考えられている²⁻⁴⁾。長母趾屈筋は距骨の後方を巻きつくように通過し、母趾へ向けて前方へ走行する⁵⁾。通常、足関節の背屈運動において長母趾屈筋は、距骨の後方移動を許容するが、過度に緊張すると距骨を前方に押し出すように作用する²⁻⁴⁾。屍体を用いた研究²⁾により、長母趾屈筋の柔軟性が低下した状態で足関節の背屈運動を行うと、距骨の後方移動が抑制されて頸部が天蓋へ衝突することが明らかとなり、この衝突が背屈運動の制限因子になると考えられている²⁾。このように、長母趾屈筋は足関節背屈における関節可動域制限の要因と考えられるが、涉猟し得た限り、長母趾屈筋の柔軟性を評価する方法は確立されていない。臨床で一般的に用いられている柔軟性

の評価方法である関節可動域測定は、関節の角度変化を計測する方法である。しかし、関節可動域測定は、筋の柔軟性の変化について、詳細な情報を得られない^{6,7)}。このため、長母趾屈筋と、それ以外の軟部組織を足関節背屈の制限因子として区別することは困難である。これより、生体における長母趾屈筋の柔軟性に対する客観的な評価方法の確立が必要と考える。

超音波画像診断装置は、短時間で身体内部の組織を画像化できるため、筋の柔軟性の評価方法として注目されている^{8,9)}。超音波画像診断装置による筋の柔軟性評価は、エラストグラフィによる弾性率の計測¹⁰⁾や筋束長の計測^{11,12)}、筋腱移行部 (Myotendinous junction : 以下 MTJ) 移動量¹³⁻¹⁷⁾の計測が確立されている。それぞれ、測定できる組織に違いがあるため、長母趾屈筋の測定方法は解剖学的な特徴を踏まえて選択する必要がある。長母趾屈筋の筋腹は下腿近位の深層に位置し、表層に現れる部位は内果後方に限られているが、弾性率や筋束長の計測は

長母趾屈筋の筋腹を描出する必要がある。腓腹筋やヒラメ筋の深層に位置する長母趾屈筋は、筋腹の描出が困難であり、これらの計測は柔軟性評価には適していない。また、弾性率の計測で使用するエラストグラフィは高価であり、まだ臨床で普及しておらず、筋束長の計測では算出方法にコンセンサスが得られていないという問題点がある。

その一方で、MTJは深部と表層腱膜が、ひとつの腱に収束していく部分であり、長母趾屈筋のMTJは内果後方で超音波画像にて明瞭に観察できる¹⁸⁾。したがって、長母趾屈筋の柔軟性評価は、MTJ移動量の計測が適していると考えられる。一般に、MTJが筋の伸張に伴って移動する距離を、MTJ移動量と定義している¹³⁻¹⁷⁾。MTJ移動量は同じ足関節の背屈の運動において、柔軟性が低いと小さく、柔軟性が高ければ大きくなる¹⁵⁾。腓腹筋において、筋の柔軟性指標である筋スティフネスや受動トルクとの間には、正の相関が報告されている¹⁷⁾。しかし、超音波画像診断装置の画像解析は、プローブの当て方の違いによって、描出される画像の信頼性が低くなるという欠点を持つ。超音波画像診断装置を用いて、長母趾屈筋のMTJを描出することは難しくないが、長母趾屈筋は先行研究における腓腹筋のように直線的な走行をしていない。そのため、複数回にわたり撮像した場合は、信頼性の高い画像が得られにくくなることが課題と考えた。

そのため、本研究の目的は、超音波画像診断装置の画像を用い、長母趾屈筋のMTJ移動量における計測の信頼性を検討することとした。なお、本研究における信頼性とは測定値の再現性の高さと誤差の少なさの両者を指す。

対象と方法

対象

検者は、理学療法士免許取得後6年(検者A)と4年(検者B)の2名の理学療法士とした。被検者は足部に外傷既往のない健康女性10名(年齢 25.0 ± 1.4 歳、身長 157.1 ± 3.1 cm、体重 52.9 ± 2.1 kg)とし、両側の足関節20足を対象とした。被検者には研究の内容を説明し、研究に参加することを書面にて同意を得た。なお、本研究は葛城病院の倫理委員会の承認を受けて実施した。(承認番号:44)

方法

MTJ移動量の測定方法と超音波画像の描出方法、統計学的処理について述べる。

1.MTJ 移動量の測定方法

被検者は端座位で股関節屈曲 90° 、膝関節屈曲 90° 、足関節底背屈 0° の肢位をとり、母趾中足趾節間関節は伸展 0° と伸展 30° の2条件について計測した(図1a)。足関節は、自作した器具に伸縮性のあるバンドで下腿を固定し、中足部を伸縮性のないバンドで強固に固定した(図1b)。母趾の伸展は、 30° に角度をつけた熱可塑性プラスチックに、母趾をテーピングで固定した(図1c)。

2.超音波画像の描出方法

長母趾屈筋のMTJ移動量は、超音波画像診断装置(HITACHI社製My Lab 25:リニアプローブLA523)を用いてBモードで描出した。プローブは、外果から足関節後面に向けて内果まで皮膚上に線を引き、脛骨動脈と交差する部分の1cm後方にあてた(図2a)。プローブの位置ずれを防ぐため、中村ら¹⁷⁾の報告に準じて、音響反射マーカーを貼付した。また、皮膚にマーキングを行い、プローブをクリップ式自由雲台に設置した(図2b、c)。

画像処理は、母趾伸展 0° にて表層の筋膜と腱が交わる部位を、MTJの基準位置として、母趾伸展 30° での同部位を移動位置とした。音響反射マーカーから、それぞれの部位までの距離を、画像処理ソフトウェアImageJ(米国国立衛生研究所 Ver1.42)を用いて、0.1mm単位で計測し、これらの値の差をMTJ移動量とした(図3)。

検者内誤差の計測は、検者2名が2日間に分け、計2回行い、検者間誤差は、検者2名で同日内に十分な時間を置き、1回ずつ計測を行った。

3.統計学的処理

統計学的処理はR (Ver2.8.1)を用いた。

3.1 級内相関係数

相対的信頼性の検証には、級内相関係数(intraclass correlation coefficients: 以下、ICC)を用いて検者内信頼性(1,1)と検者間信頼性(2,1)を算出した。

3.2Bland-Altman 分析

絶対的信頼性は、Bland-Altman分析を用いて検証した。Bland-Altman分析は検者A、Bがそれぞれ2回行った検者内の測定結果と、検者間の測定結果を用いて検証した。固定誤差は、2つの差の平均値の95%信頼区間内に0を含まなければ固定誤差があると判定した。比例誤差は、真の値に比例して大きくなる誤差である為、散布図から回帰式を算出し、回帰式に有意性があれば、比例誤差があると判定した。



a



b

hallux extension 0°



a self-made fixation device



c

hallux extension 30°



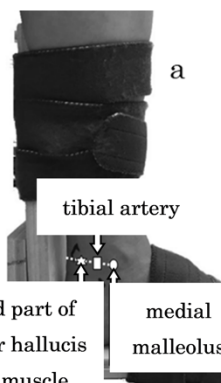
thermoplastic plastic

Fig.1 Position of leg and fixation of the ankle and foot during measurements

a. The position of the leg with the subject sitting on the Physical Therapy Bed Table edge. The angle of hip flexion is 90°, knee flexion is 90°, and ankle dorsiflexion is 0°.

b. To fix the ankle with a plantar flexion of 0°, we attached a self-made fixation device to the leg of the subjects.

c. At a hallux extension of 30°, a thermoplastic plastic was taped to the subject's hallux.

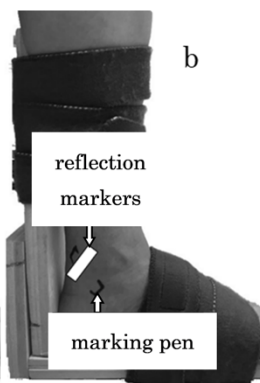


a

tibial artery

medial malleolus

depicted part of the flexor hallucis longus muscle



b

reflection markers

marking pen



c

Fig.2 Probe position

a. Dotted line: A straight line connecting the medial malleolus and lateral malleolus. The field of ultrasound imaging of the flexor hallucis longus muscle was fixed 1 cm posterior to the tibial artery.

b. Prevention of positional deviation relative to the long axis: acoustic reflection markers were attached to the skin.

Prevention of positional deviation relative to the short axis: the position of measurement by the probe was marked using a marking pen.

c. Prevention of probe angle deviation: a clip-type free pan head was attached to the tripod to fix the probe.

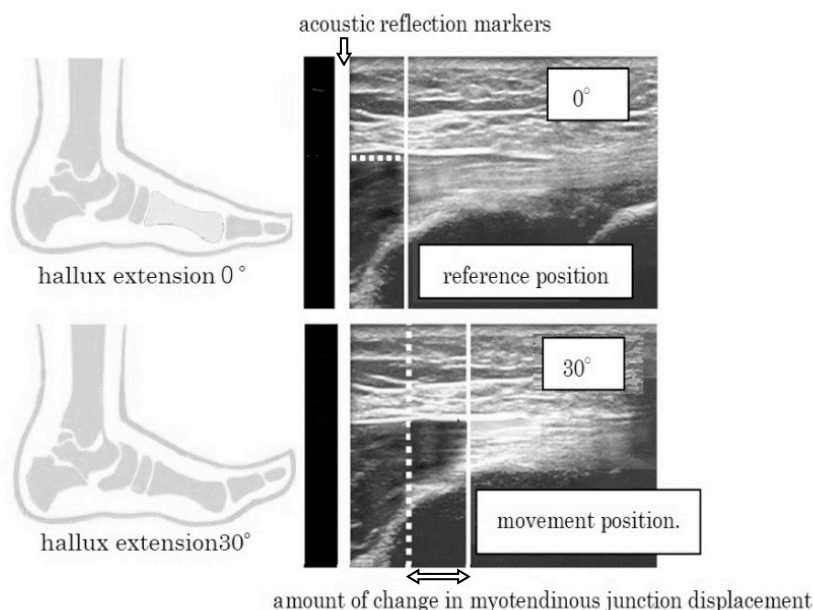


Fig.3 Measurement method for myotendinous junction displacement in the flexor hallucis longus muscle

The part where the surface fascia and the surface of the tendon intersect when hallux extension is 0° was considered the reference position, while the same site when the hallux extension is 30° was considered the movement position. We measured the distance between each acoustic reflection marker and the myotendinous junction displacement, and regarded the difference between the reference position and the movement position as the displacement of the myotendinous junction.

Table.1 displacement of myotendinous junction, ICC

	measured value		Intraclass correlation coefficients
	First (mm)	Second (mm)	
Rater A	5.7±0.4	5.6±0.5	ICC(1,1)0.91
Rater B	5.8±0.5	5.8±0.5	ICC(1,1)0.82
Rater A · B	5.4±0.4	5.5±0.5	ICC(2,1)0.82

(Mean±SD)

Table.2 Bland-Altman analysis

	fixed bias		proportional bias	
	95% confidence interval	With or without	Uncorrelated test	With or without
Rater A	-0.04~0.14	None	r=0.28 P=0.23	None
Rater B	-0.14~0.16	None	r=0.13 P=0.57	None
Rater A · B	-0.19~0.06	None	r=0.41 P=0.07	None

結果

平均移動量は、検者内において A, B で 1 回目の測定では、それぞれ 5.7±0.4mm, 5.8±0.5mm で、2 回目の測定では、それぞれ 5.6±0.5mm, 5.8±0.5mm であった (表 1)。検者間において A, B は、それぞれ 5.4±0.4mm,

5.5±0.5mm であった (表 1)。

検者内において ICC (1,1) は、検者 A, B でそれぞれ 0.91, 0.82 であり、検者間において ICC (2,1) は、0.82 とともに高い係数となった (表 1)。

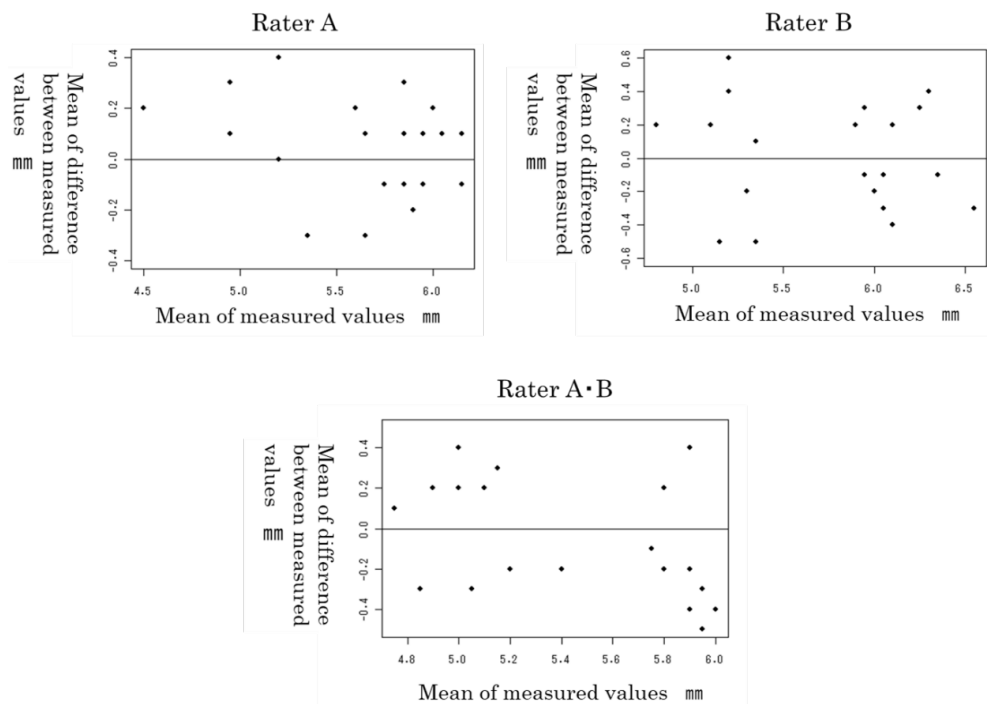


Fig.4 Bland-Altman plot

It was a scatter diagram evenly distributed in both positive and negative directions centering around 0.

(left) Intra-rater error(Rater A), (right) Intra-rater error (Rater B), (under) Inter-rater error(Rater A・B)

Bland-Altman 分析では、検者内 A、B と検者間において固定誤差、比例誤差のいずれも認められなかった(表 2、図 4)。

考察

生体における長母趾屈筋の柔軟性を評価する手法として、超音波画像を用いた MTJ 移動量を計測し、その信頼性を検討した。その結果、検者内と検者間ともに、系統誤差が否定され、ICC は 0.8 以上であった。したがって、考案した長母趾屈筋における MTJ 移動量の測定方法は、高い信頼性をもって長母趾屈筋の柔軟性を評価し得ることが示唆された。

測定値に内包される誤差は、偶然誤差と系統誤差からなる。中でも、系統誤差は平均値をずらす形で測定に影響を与え、真の値からの構造的・系統的乖離が生じる¹⁹⁾²⁰⁾。信頼性の検討には、測定値の一致度を検討する ICC が一般に用いられているが、これは偶然誤差の検証に限定されている。ICC は系統誤差が内包された場合、その誤差の量や種類に関する情報を得ることが困難となる。そのため、本研究では系統誤差を Bland-Altman 分析を用いて検討した。Bland-Altman 分析は 1 対 2 つの測定値の差を y 軸、2 つの測定値の平均値を x 軸にプロットした散布図を作成し、それらが内包する系統的誤差の有無

を明らかにする方法である。系統誤差のない Bland-Altman Plot は X・Y 軸を中心に正・負双方向に均等に分布する散布図となる¹⁹⁾。本法における測定結果では、開発した測定方法において系統誤差を認めず、偶然誤差のみが存在した。偶然誤差を検討する ICC では、検者内と検者間に 0.8 以上と高い値を確認した。

超音波画像を用いて MTJ 移動量を測定する場合、関節運動にともないプローブが皮膚上で動く可能性があり、致命的な測定誤差を招く。しかし、反射マーカーを基準にすれば、プローブの位置ずれは、最小限で MTJ 移動量の測定が可能である¹⁷⁾。さらに本法では、プローブの位置を一定にするため、クリップ式雲台によるプローブの固定と皮膚上のマーキングを行った。超音波画像では表層の筋膜と腱の表層部分が交わる部位を、本法における MTJ の計測点と定めたことで、画像処理における誤差をさらに少なくできたと考える。さらに Windlass action が生じないように母趾伸展角度の設定を考慮した。長母趾屈筋における MTJ 移動量の計測では、母趾中足趾節間関節を他動的に伸展させる必要があるが、足趾を一定以上の角度に伸展させると Windlass action が生じる。Windlass action は足長を短縮させるため、発生すると長母趾屈筋が十分に伸張されないと報告されている¹⁸⁾。Kayano²¹⁾は母趾伸展 30°を超えると内側アーチの挙



上 (Windlass action) を認めたとしていることから、本研究の母趾伸展角度の条件は 30°に設定した。MTJ 移動量の計測を長母趾屈筋で行うにあたり、上記の工夫を行った結果、検者の経験年数に関わらず高い信頼性が得られたと考えられた。

本法は高い信頼性を示したが、健常成人を対象としたため、足関節可動域制限の有する症例では、母趾中足趾節間関節の伸展可動域が 30°に達しない可能性がある。また、今回の方法は長母趾屈筋の伸張量を確認するため、ほかの軟部組織の影響を最小限にするよう考慮したが、一切の影響を排除することはできない。特に足関節に関節可動域制限のある症例は、足底腱膜の短縮により、Windlass action が生じやすいと考えられる。したがって、症例においても健常者と同様に高い信頼性のある測定が可能かを検証していくことが今後の課題である。

今後は臨床において足関節に前面痛や関節可動域制限がある症例を対象に計測し、外傷や固定による長母趾屈筋における柔軟性の変化を明らかにしたい。さらに、長母趾屈筋における MTJ の動態と臨床症状の関連を確認する。長母趾屈筋の柔軟性評価法が確立されることで、最適なストレッチ方法の検討やストレッチの介入による効果判定など、様々な理学療法分野における臨床応用が期待される。

謝辞

本論文を終えるにあたり、まず被検者としてご協力いただいた諸氏に対して心より謝意を表します。そして、研究を進めるにあたって、多大なるご協力を賜りました医療法人大植会 葛城病院 藤岡正幸先生 原田文先生 福谷克基先生 瀬尾真也先生に厚く御礼申し上げます。

文献

- 1) 整形外科新患調査 2012 概要報告
https://www.joa.or.jp/media/comment/pdf/investigation_2012.pdf (閲覧日 2018 年 8 月 31 日)
- 2) 児玉亮, 平野裕滋, 石田典子・他: 足関節背屈における長母趾屈筋と距骨の関係に関する考察. 総合リハ 37(5): 461-465, 2009
- 3) 林典雄, 浅野昭裕: 整形外科運動療法ナビゲーション下肢(第 2 版)整形外科リハビリテーション学会(編). メジカルビュー社. 東京: 262-265, 2014.
- 4) 工藤慎太郎: 運動器のなぜがわかる臨床解剖学(第 1 版). 医学書院. 東京: 169-178, 2012
- 5) Frank.HN, 相磯貞和(訳): ネット解剖学アトラス(第 5 版). 南江堂. 東京: 503-529, 2011
- 6) McHugh MP, Kremenec IJ, Mishael BF, et al: The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. Med Sci Sports Exerc 30(6): 928-932, 1989
- 7) Toft E, Espersen GT, Kalund S, et al: Passive tension of the ankle before and after stretching. Am J Sports Med 17(4): 489-494, 1989
- 8) 福元喜啓, 池添冬芽, 山田陽介・他: 超音波画像診断装置を用いた骨格筋の量的・質的評価. 理学療法 42(1): 65-71, 2015
- 9) 中村雅俊, 池添冬芽, 梅垣雄心・他: 超音波診断装置を用いたストレッチング研究のトピックス. 理学療法 42(2): 190-195, 2015
- 10) 池添冬芽: 超音波剪断波エラストグラフィー. 整形外科 66(8): 708-712, 2015
- 11) Kawakami Y, Abe T, Kuno S, et al: Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 72(1-2): 37-43, 1995
- 12) Kumagai K, Abe T, Brechue WF, et al: Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. J Appl Physiol 88(3): 811-816, 2000
- 13) Morse CI: Gender differences in the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle during stretch. Eur J Appl Physiol 111(9): 2149-2154, 2011
- 14) Morse CI, Degens H, Seynnes OR, et al: The acute effect of stretching on the passive stiffness of 20 the human gastrocnemius muscle tendon unit. J Physiol 586(1): 97-106, 2008
- 15) Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, et al: Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. J Orthop Res 29(11): 1759-1763, 2011
- 16) Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, et al: Effects of a 4-week static stretch training program 25 on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. Eur J Appl Physiol 112(7): 2749-2755, 2012.
- 17) 中村雅俊, 池添冬芽, 武野陽平・他: 筋硬度計で測定した筋のスティフネスと受動的トルクおよび筋の伸張量の関連性. 理学療法 40(3): 193-199, 2013
- 18) 林典雄, 杉本勝正: 運動療法のための運動器超音



波機能解剖(第1版). 文光堂.東京 : 151-157, 2015

- 19) 下井俊典 : 評価の絶対信頼性. 理学療法科学
26(3) : 451-461, 2011
- 20) EG カーマイン, 水野欽司(訳) : テストの信頼性と
妥当性. 朝倉書店.東京 : 8-9, 1983
- 21) Kayano J : Dynamic function of medial foot arch.
J Jpn Orthop Assoc 60 : 1147-1156, 1986



Original article

Myotendinous junction displacement in the flexor hallucis longus muscle - Reliability of quantitative evaluation using ultrasound images -

Ryutaro Fukumoto^{1*}, Takahiro Sakai², Kan Hazaki³, Yaemi Koshino³, Maki Koyanagi³

¹ Department of Rehabilitation, Katsuragi Hospital

² Department of Rehabilitation Science, Osaka Health Science University

³ Faculty of Medical Health Science, Osaka Electro-Communication University

ABSTRACT

Objective: We used ultrasound imaging to measure the myotendinous junction displacement associated with the extensor hallucis, and examined its reliability.

Methods: We examined the legs of 10 female adults (20 legs) which had no history of external trauma. We measured the displacement of the myotendinous junction under two conditions, namely with the MP joint of the hallux extended at either 0° or 30°. To examine the reliability of the measurements, we used intraclass correlation coefficients and Bland-Altman analysis.

Results: Intraclass correlation coefficient was ≥ 0.8 for both intra-rater reliability (1,1) and inter-rater reliability (2,1). The Bland-Altman analysis did not identify any systematic errors.

Conclusion:

Measurement of myotendinous junction replacement using ultrasound imaging was highly reliable.

Key words: Ultrasound imaging, Flexor hallucis longus muscle, Myotendinous junction displacement