

前足部横アーチの柔軟性と Medial Tibial Stress Syndrome の関係

工藤 慎太郎

医療科学専攻

(指導教員：畠中 泰彦 教授)

はじめに

Medial tibial stress syndrome (MTSS) は 4-35% のランナーに発生すると考えられている代表的なランニング障害の一つであり、特に理学所見に基づいて診断され、保存療法として理学療法が治療の主体となる。その症候は連続的もしくは間欠的な鈍痛もしくは集中した疼痛がランニングなどの反復した荷重位での活動により生じることである (Kortebein PM, 2000)。Galbraith は、スポーツ障害を予防するためには、医師やトレーナー、理学療法士やコーチが選手に対して、外傷予防の方法や障害の発生機序、個別的なリハビリテーションプログラムを指導する必要性を示唆している。われわれは MTSS を予防するためには、MTSS の発生機序やリスク要因の解明が重要になると考えている。近年では、MTSS は脛骨に付着する腱や骨膜の炎症および修復や脛骨自体の力学的ストレスに対する反応として包括的に考えられ、様々な身体内部・外部の要因がリスクとして挙げられている。これまで、性差やランニング経験の有無、既往歴の有無、トレーニングの要因などの要素があげられている。そのなかで扁平足に関しては、リスク要因とする研究とリスク要因としていない研究があり、足部タイプと MTSS 発生の関係性には議論が残っている。足部は内側縦アーチ、横アーチ、外側縦アーチの 3 つのアーチで構成され、その柔軟性により、荷重時の力学的ストレスを緩衝する機能を有している。不適切な柔軟性は足部や下肢の外傷を引き起こす可能性が考えられる。われわれは临床上、足部のアライ

メントに関わらず、その柔軟性の低下、特に前足部横アーチの柔軟性が疼痛発生に関与していると考えている。

目 的

本研究の目的は足部アライメントと足部アーチの柔軟性が MTSS に及ぼす影響を明らかにすることである。

方 法

対象は本研究の趣旨に同意が得られた成人男女 101 名 162 足とした。MTSS の有無により、MTSS のない健康者と MTSS 群 (27 名 31 足) に分類した。さらに健康者の足部は FPI-6 の点数と下肢の障害の既往により、FPI-6 が 4.7 以上で下肢の既往のない Normal foot 群 (40 名 78 足)、FPI-6 が 4.7 以下で下肢に何らかの既往があった flat foot 群 (34 名 53 足) に分類した。なお、両群ともに、検査時には下肢に障害・外傷を負っていないことを確認している。MTSS の判断は以下の 4 つの基準を満たすものとした。(1) 2 週間以上下腿内側に連続もしくは間欠的な疼痛を有していること、(2) 荷重下での運動中に疼痛が集中し、安静にすると疼痛が軽減すること、(3) 違和感および疼痛は脛骨後内側の遠位 2/3 に局在的であること、(4) 神経麻痺やその他の神経・血管の兆候、疲労骨折の疑いのないこと。足部内側縦アーチの測定にはアーチ高率 (MLA)、前足部横アーチの測定には横アーチ長率 (TAL) を用いた。MLA は、舟状骨粗面下端の高さを足長で除した値の百分率と定義し、静止立位と下腿最大前傾位で計測した。TAL は第 1~5 中足骨頭まで

の距離を計測し、足長で除した値の百分率と定義し、静止立位と下腿最大前傾位で計測した。さらに足部内側縦アーチ・前足部横アーチの柔軟性の指標として、静止立位と下腿最大前傾位の MLA・TAL の差をそれぞれ、Diff-MLA・Diff-TAL とした（浜島 2012, Kudo 2012, 2014）。なお MLA の計測にはステンレス製のメジャーを用いて自作した計測器、TAL の測定にはデジタルノギスを用いた。統計解析には SPSS ver.20 を用いて、3 群間の年齢、身長、体重、MLA と Diff-MLA、TAL と Diff-TAL に関して Kruskal-Wallis test を用いて比較し、*post-hoc test* には Bonferroni 法を用いた ($p < 0.05$)。さらに有意差の認められた場合には、ROC 曲線を描き、Youden index を用いて cut off 値を算出し、MTSS 発生に関する Odds 比を求めた。

結 果

Baseline データでは、MTSS 群の年齢は 16.0 (15.0-18.0) 歳と、Normal foot 群 20.0 (19.0-22.0) 歳、flat foot 群 20.0 (19.0-21.3) 歳に比べて有意に低かった。MLA は Normal 群 15.1 (14.2-16.9) %、flatfoot 群 12.3 (11.8-13.0) %、MTSS 群 12.8 (11.2-15.1) % であり、MTSS 群、flat foot 群は Normal 群に比べ、有意に低値を示した。Diff-TAL は Normal 群 0.8 (0.6-1.1) %、flat foot 群 0.9 (0.5-1.3) %、MTSS 群 0.4 (0.1-0.6) % であり、MTSS 群は Normal foot 群、flat foot 群に比べ有意に低値を示した。Cut off 値は MLA で 11.9、Diff-TAL で 0.6 となった。Cut off 値での MTSS 発生の Odds 比は MLA で 4.8、Diff-TAL で 9.8 となった。

考 察

舟状骨高の過剰な低下は MTSS の高いリスク要因と考えられている。Navicular drop test において、10mm 以上の群は、MTSS の発生要因は 2 倍になると考えられている。われわれの研究では MLA に関しては、MTSS 群は Normal foot 群とは有意差を認めたが、flat foot 群とは有意差を認めなかった。一方、Diff-TAL において、MTSS 群と他の 2 群間で有意に低値を示した。つまり、内側縦

アーチと横アーチ共に MTSS の発生に関連していることが考えられる。ランニング時に前足部から接地するランナー (FF) は立脚期の前半において、足関節の運動と圧縮力の増加から、下腿の筋群が保護する機能を有しているため、ランニング障害の発生リスクが低下すると考えられている。われわれは前足部横アーチの柔軟性が低下することで、足関節底屈モーメントが増加し、足部アーチによる荷重ストレスの緩衝機能が低下するため、脛骨や下腿筋膜への機械的ストレスが増強すると推察している。TAL と Diff-TAL は横アーチの形態と機能を反映している。横アーチは中足骨によって構成され、深横中足靭帯などの静的支持機構と、長腓骨筋や母趾内転筋斜頭などの動的支持機構により支持される。繰り返される荷重ストレスにより、これらの靭帯や筋の柔軟性は低下する。横アーチの柔軟性が低下した足部では荷重負荷を緩衝することができず、脛骨に対する機械的ストレスが増加する。さらに前足部の柔軟性の低下は、後脛骨筋や長趾屈筋、ヒラメ筋などの筋張力を増加させることで脛骨骨膜や深筋膜の機械的ストレスを増加させることが考えられる。そのため、アーチの高さとともに、横アーチの柔軟性の低下が MTSS の発生リスクとして考えられる。

本研究の限界について述べる。本研究は横断研究であるため、MTSS の発生していない対象者もランニングを続けることで、MTSS を発生する可能性が考えられる。そのため、前向きコホート研究などで、結果の妥当性を高めていく必要がある。また本研究においては、足部の構造と機能に着目しており、その他の内部・外部要因については着目していない。そのため、多変量解析を加えた前向きコホート研究によって MTSS 発生リスクを検討する必要がある。

結 論

前足部横アーチの柔軟性の低下、足部内側縦アーチの低下は MTSS のリスク要因と考えられる。一方、内側縦アーチの柔軟性と前足部横アーチの形態は MTSS のリスク要因ではないことが明らかになった。

A New Method with Variable Injection Parameters in Contrast-Enhanced CT: A Phantom Study for Evaluating an Aortic Peak Enhancement

寺澤 和晶

医療科学専攻

(指導教員：煎本 正博 客員教授, 奥田 逸子 客員教授)

背 景

一般に、CT 検査における造影は、Standard uniphasic injection (Single-injection method: SIM) による投与で、注入速度を示す iodine administration rate (mgI/s) と注入時間 (s) の 2 つのパラメータにより調整する。したがって、抽出能を向上させるためには、ヨード使用量を増加させるか、または注入時間を短くすることにより注入速度を上昇させる必要がある。また、SIM は注入速度が一定なため、画一的な造影効果しか得られない問題がある。

そこで、高い造影効果を得るためには、ヨード使用量を増加させる、または注入時間を短くして注入速度を上昇させる必要がある。そのため、SIM は注入パラメータを一定にした条件下で Time-enhancement curve (TEC) の Peak enhancement の特性を任意に調整することができない。すなわち、SIM の Limitation といえる。

目 的

本研究の目的は、TEC の Peak enhancement の特性を調整する新たな注入パラメータを追加することにより、ヨード負荷を変えずに抽出能を向上させる新しい造影法を提案することである。SIM と同一の条件下で操作できる注入パラメータは注入速度である。これを造影剤の注入中に可変させた場合、任意に TEC の Peak enhancement の

特性を調整でき、実組織の質的診断検査や 3D-CTA など検査目的に応じた最適な TEC を作成できる可能性がある。造影法を理論的にアプローチする先行研究で、Bae らは注入速度を段階的に変化させる Multiphasic-injection method (MIM) を考案し、Peak enhancement の特性を調整した。また、Utsunomiya らは段階的に造影剤と生理食塩水を混合させて注入するプロトコールにて心臓の機能解析を含めた 3D-CTA に適した造影法とした。しかし、TEC が段階的に大きく変化するため、タイミングによっては Enhancement が大きく変動することが懸念された。

この問題は、注入速度を連続的に変化させることで改善できる。そこで本研究では、注入速度を可変させるパラメータを Variation factor (VF) と定義し、これを用いて注入速度を連続的に変化させる Variable-injection method (VIM) と称する造影法を考案した。そして、従来法である SIM と同一の総ヨード負荷量および注入時間で、VF を用いた VIM の Peak enhancement の特性を解析することにより、その有用性を評価することとした。

方 法

TEC phantom により TEC を取得した。造影剤の到達時間は Enhancement が 10HU 以上になった時点から 2 秒前とし、3 回一組に 3 つのプロトコールの実験を行った。また、CT 値 (HU) はスキャン位置のホースの中心

部で断面積の80%程度のRegion of interest (ROI)にて測定し、造影剤注入前のCT値を減じた。そして、プロトコールをマスクした状態で1名の診療放射線技師(Tsukimata T)が計測した。

① TEC phantom による SIM の解析

注入速度を一定にしたSIMにおいて注入時間を変化させTECが形成される過程を検証するために、ヨード使用量を12000mgI, 18000mgI および24000mgI, 注入速度を720mgI/sとして比較した(造影剤用量が50mL, 75mL および100mLで, injection flow rateはすべて3mL/s)。それぞれをプロトコール1(i), プロトコール1(ii)およびプロトコール1(iii)とした。そして、TECを解析するポイントをPeak enhancement, Time to peak enhancement, Contrast medium arrival timeとした。また、Time to peak enhancementからContrast medium arrival timeを減じた時間をPeak timeと定めて解析に加えた。

② TEC phantom による Peak enhancement 特性の検討

VFの違いによるVIMおよびSIMの関係を評価するために、VFを0.3, 0.5, 1.0, 1.5と変化させTECを取得した。すべてヨード使用量は24000mgIとし、造影剤用量は100mLとした。注入時間は35秒で、これをプロトコール2(A)[i-iv]とした。次に、VIMにおける注入時間の変化を評価するために、同様にVFを0.3, 0.5, 1.0, 1.5と変化させ25秒注入のTECを取得した。これをプロトコール2(B)[i-iv]とした。すべてヨード使用量は24000mgIとした(造影剤用量:100mL)。また、方法②の解析ポイントに加えPeak enhancementの80%をEnhancementが持続する時間と定め、Enhancement timeとして比較した。

結 果

① Peak enhancement および Time to peak enhancement (s) の関係を求めると、プロトコール1(i)は 165.7 ± 6.5 (HU), 25.3 ± 1.2 秒, 1(ii)は 207.7 ± 6.5 (HU), 34.7 ± 1.2 秒, 1(iii)は 229.7 ± 5.5 (HU), 42.7 ± 1.2 秒であった。それぞれのPeak timeを求めると、プロトコール1(i)は15.3, 1(ii)は24.7, 1(iii)は32.7秒であった。Peak time

を比較すると、プロトコール1(ii, iii)は注入時間とほぼ等しくなったが、プロトコール1(i)は1.4秒短くなった。

② VFを変化させたVIMの関係を比較すると、プロトコール2(A)[i-iv]および2(B)[i-iv]ともにVFが1.0より低い場合、Time to peak enhancementがSIMより早くなった。一方、VFが1.0より高い場合はTime to peak enhancementがSIMより遅延した。TECはVFが0.3および1.5のときPeak enhancementの前後で急激な変化を示し、Peak enhancementはSIMより上昇した($P < 0.05$)。一方、VFが0.5のときはSIMより高いEnhancementは得られなかったが、Peak enhancementを中心にTECに急激な変化がなく、Enhancementを持続するような安定した形状になった。

考 察

VFが0.3および0.5のではVIMはSIMに比べ注入初期に注入速度が上昇することから、動脈系と静脈系および動脈系と実組織Enhancementとのコントラストを向上できると考えられた。また、SIMよりContrast medium arrival timeが早期になることから、実臓器および静脈系との時間的分離を向上させると考えられた。

結 論

注入時間を変化させることや、ヨード負荷を増加させることなくTECのカスタマイズを行うことで質的診断検査における動脈系と実組織の時間的分離による描出能向上および形状解析による形態診断の精度向上を可能にした。その特性の解析により①, ②が臨床応用法として有用と示唆された。

① VF=0.3によるVIMは肝質的診断検査等のコントラストの改善が期待できる。

② VF=0.5によるVIMはSIMに比べ3D-CTAにおけるより正確な形状解析が可能である。

*なお、本論文の要旨は北米放射線学会(RSNA)2015にてCertificate of Merit賞が授与された。

膝伸展における力 - 速度の関係に基づく 1 Repetition Maximum と等尺性最大トルクの推定

杉浦 令人

医療科学専攻

(指導教員：畠中 泰彦 教授)

はじめに

リハビリ対象者では、日常生活動作の能力低下の一要因として筋力低下を呈している場合が多い。この場合、運動処方の一つとして、目的の骨格筋に対して抵抗をかけ筋肥大や筋力向上を目的とするレジスタンス運動が実施される。この負荷設定は、最大努力を要して1回だけ挙上することのできる負荷量である1 Repetition Maximum (1RM) を求め、それに対する相対的割合 (%1RM) を処方することが一般的である。

これまで、1RM 推定に関する報告は、挙上質量と反復回数との関係から求められていることが多い。この推奨理由としては、初心者でも取り組みやすい、怪我の発症の危険が少ない、心理的限界の影響を受けにくい等がある。しかし、膝伸展は角運動であり、本来、関節トルクと角速度を用いることが適切である。また、単に挙上する錘の質量トルクだけではなく、足と下腿の質量トルク、足と下腿の慣性モーメントまでを必ず考慮する必要がある。

筋の動的特性として、筋が発揮する張力の大きさと短縮速度との間に一定の関係があることが報告されている。Hill は、一定負荷で筋肉を収縮させたときの収縮速度を計測し、負荷と収縮速度との関係が直角双曲線になることを示している。また、Colliander は、等速性運動機器を用いて人体の等速性運動における力 - 速度の関係を立証している。人体の等張性運動における研究では、

Jidovtseffらは、挙上質量と挙上速度の関係を用いた Bench Press における等尺性最大筋力の推定を行い、等尺性最大筋力と 1RM には強い相関 ($r=0.98$) がみられたと報告している。しかし、この研究では、垂直方向の挙上速度計測のみが可能であり、レジスタンス運動で重要となる単関節運動の角速度計測に用いることは困難である。よって、レジスタンス運動を導入する臨床現場では、安全かつ簡易的に単関節運動の 1RM と等尺性最大トルクを推定できる計測技術の重要性は高いと考えられる。

以上から、単関節運動の角速度計測が可能であるハイスピードビデオカメラと動画編集ソフトウェア、画像計測ソフトウェアを用いることで、人体における等張性運動の力 - 速度の関係を証明することが可能になると考えた。

目的

我々は、これまでに人体への安全性が確保される負荷量や等尺性最大トルクの推定値が実測値に近似する関節トルクと角速度の組み合わせを検証した。これらの予備実験の結果、負荷量は 40~150% 1RM が適切であった。また、この負荷量の範囲における力 - 速度の関係は、線形関数で近似することを報告した。さらに、関節トルクと角速度の組み合わせは、最大トルクと最高角速度が最も適合することを示した。今回、我々が考案する力 - 速度の関係に基づく直線回帰式が、膝伸展の 1RM と等尺性最大トルクの推定に有効かを検証した。また、膝伸展の

等尺性最大トルクの推定については、簡易的に推定する方法の有効性も検証したので報告する。

方 法

対象は20～30代の健常男性20名(27.4 ± 4.9歳)とした。膝伸展の等張性運動は左脚の短縮性収縮のみとし、レッグエクステンションマシン(NR-S)を使用した。関節可動域の計測範囲は、膝関節90°から最終挙上点とし、マーカを肩峰、大転子、膝関節裂隙、外果、第5中足骨頭の5か所に貼付した。二次元動作の撮影には、ハイスピードビデオカメラ(GC-P100)を用いて矢状面の左側から撮影した。撮影した映像は、動画編集ソフトウェア(GOM PLAYER)にて連続静止画へ変換し、画像計測ソフトウェア(ImageJ)の座標ツールと関節点の座標を生体力学モデルに代入し、関節角度、関節トルクを計算した。尚、膝伸展の関節トルクの運動方程式は次のとおりである。

$$T_k = M \cdot g \cdot \ell_1 + BW \cdot 0.0725g \cdot \sin \theta \cdot \ell_2 + 0.158 \cdot \ddot{\theta} \quad \dots(1)$$

角速度(d·s⁻¹)の算出は、膝関節90°から最終挙上点までに要するbmpファイル数を240frameにて除し算出した。1RM計測は、TagessonとKvistの直接法を参考に実施した。角速度の計測に用いる%1RMの負荷は、1RMとなる錘の質量を100%と定義し、40、60、90、100、130、150%1RMの6負荷とした。各%1RMでの角速度と関節トルクの計測は3回行い、計測毎の休息は30secとした。尚、各%1RM間の休息は3分とした。角速度は、各%1RMにおいて3回の計測のなかで最速となった最高角速度を採用した。関節トルクは、各%1RMにおいて最高角速度を記録した計測における膝伸展トルク値を選択した。次に、各%1RMそれぞれの膝伸展トルク値を240Hzにてサンプリングし、その最大値を最大トルクとして採用した。等尺性最大トルクの実測値は、筋力測定装置(Biodex System 3)を用い計測した。計測時間は5sec、計測回数は3回とし、3回計測中の最大トルクを採用した。

(1RM決定と推定1RMの信頼性) 1RM決定の信頼性は、検者内・検者間信頼性を $ICC_{(1,1),(2,1)}$ 、Bland-Altman analysisにて検証した。膝伸展における等張性運動の力

-速度の関係を明らかにするため、6負荷における%1RMと最高角速度の関係を単回帰分析にて検証した。そして、直接法による1RMと単回帰分析にて得られた直線回帰式を用いて推定した1RMとの信頼性を $ICC_{(2,1)}$ 、Bland-Altman analysisにて検証した。尚、推定1RMの算出方法は、まず対象者毎に20～30kgの範囲で最終挙上点まで運動可能な任意の負荷を決定した。次に、その負荷を用いて、最大努力を要して膝伸展の求心性収縮を3回行い、その都度、角速度を計測した。そして、角速度は、3回計測中の最高角速度を採用した。最後に、その最高角速度を直線回帰式に代入し推定1RMを求めた。

(推定等尺性最大トルクの信頼性) 対象者ごとに6負荷と3負荷(40、100、150%1RM)における最高角速度と最大トルクの関係から求めた等尺性最大トルクの推定値と実測値との信頼性を $ICC_{(2,1)}$ 、Bland-Altman analysisにて検証した。統計解析には、IBM SPSS Statistics 21を使用した。尚、いずれの分析も有意水準は5%とした。

結果と考察

(1RM決定の信頼性と推定1RMの直線回帰式ならびに信頼性) ※図1参照

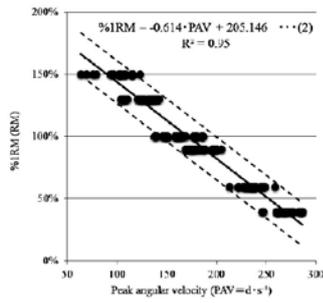
1RMの推定値と実測値との一致度は高く、1RM計測時間の短縮が図れ、被験者負担を軽減させることが可能な推定法を示すことができた。また、任意負荷にて1RM推定できる点も汎用性の高い推定法であると考えられた。

(6負荷と3負荷における推定等尺性最大トルクの信頼性) ※図2参照

負荷数による推定値の精度差はみられず、推定値は実測値と高く一致した。よって、等尺性収縮を強制せずに筋力測定装置に近似した等尺性最大トルクの推定が可能であると考えられた。また、本法は二次元動作解析を用いており、単関節運動であれば等尺性最大トルクの推定が可能になると示唆された。

結 論

本研究の課題点は、角速度と関節トルクを計測するマシンが既製のものであったことから、筋力測定装置と同



Test	1RM (kg) (mean ± SD)	Mean difference (mean ± SD)	ICC	Bland-Altman analysis			
				Fixed bias (95% CI)	Proportional bias (Pearson)	SEM	MDC ₉₅
Test 1	32.6 ± 6.3	-0.2 ± 0.8	0.99	-0.24 to 0.54	r = -0.08, p = 0.75	0.6	1.6
Test 2	32.8 ± 6.4						
Test A	32.8 ± 6.4	0.4 ± 1.2	0.98	-0.15 to 1.01	r = -0.37, p = 0.11	0.9	2.4
Test B	32.4 ± 5.9						
Actual	32.6 ± 6.3	0.1 ± 2.5	0.93	-1.02 to 1.32	r = -0.18, p = 0.46	1.8	4.9
Estimation	32.5 ± 6.7						

図 1

Test	Isometric maximum torque (N · m) (mean ± SD)	Mean difference (mean ± SD)	ICC	Bland-Altman analysis			
				Fixed bias (95% CI)	Proportional bias (Pearson)	SEM	MDC ₉₅
Actual	216.9 ± 40.2	-6.1 ± 19.4	0.87	-15.2 to 3.0	r = 0.19, p = 0.42	13.7	37.9
Estimation (6 levels of load)	223.0 ± 36.7						
Actual	216.9 ± 40.2	-6.3 ± 19.9	0.86	-15.6 to 3.0	r = 0.27, p = 0.24	14.1	39.0
Estimation (3 levels of load)	223.2 ± 35.0						

図 2

様な荷重点で負荷をかけることが困難であったことである。この改良により推定値は実測値により近似すると考えられる。本推定法の汎用化には、性別や年齢層毎に負荷と可動域の範囲の検証や 1RM と等尺性最大トルクを推定

するのに適した近似曲線を選択することも重要となる。これらの特性が解明されれば性別毎の年齢層におけるレジスタンス運動の負荷量が簡便に算出でき、計測環境が限られる臨床現場でも有用な推定法になるであろう。