

寄稿



ストレッチングの科学

— 推奨される評価方法 — *

鈴木重行¹⁾・波多野元貴²⁾

はじめに

理学療法あるいはスポーツの領域で筋柔軟性を向上させ、関節可動域の改善あるいはパフォーマンス向上を目的として、筋ストレッチングが用いられている。筋ストレッチングの効果判定は、関節可動域の変化、スポーツでは全力疾走タイムなどが一般的である。

今回、ストレッチングの科学¹⁾として、ストレッチング研究で推奨されている評価指標と関連する生理学的特徴を概説する。

1. 関節可動域 range of motion : ROM (単位: ° (deg), rad, または cm) 同義あるいは類似評価指標名: mobility

ROMは、四肢や体幹の関節を自動的または他動的に運動させた可動範囲のことをいう。ROMの単位は角度で示されることが最も多く、ときに長座体前屈など、距離で表現されることもある。ストレッチングの効果を検討する研究において、ROMは最も多く用いられている評価指標の一つである。ROM測定の際は、自動運動か他動運動か、最終域を規定する要因は何か、単関節の動きか全身のパフォーマンスか、などといった事項を測定の意図に合わせて決定する必要がある。

《関連する生理学的特徴》

ストレッチングによるROMの変化には、大きく分けて2種類の要因が関与する²⁾と考えられている。要因のひとつは、筋腱複合体のスティフネスや筋長をはじめとする、物理的な要因の変化である。筋腱複合体の物質的な硬さや組織の伸張性の変化が、ROMの値に影響を与えることは、多くのストレッチングに関する研究で想定されてきた。

もうひとつの要因は、感覚の変化である。多くの場合ROMの最終域は被験者の主観によって決定される。そのため、被験者の痛み感覚や、許容できる最大限の伸張感の変化がROMに影響を与えることが考えられ、こうした変化をストレッチングの研究では「stretch toleranceの変化」と表現している場合がある。近年の研究では、ストレッチング後のROMの変化は筋腱複合体の物理的な変化が伴わなくとも生じる場合があることから、stretch toleranceの変化が主たる要因であるとする報告³⁾⁴⁾も多い。

2. 受動的トルクあるいは他動的トルク passive torque

ストレッチングの効果を示す評価指標として用いられるpassive torqueには大きく分けて2つの種類がある。1つ目はスタティック・ストレッチング中に生じる他動的な抵抗を測定した静的トルクstatic passive torqueであり、2つ目は一定の角速度で関節を他動的に動かした際に生じる抵抗を測定した動的トルクdynamic passive torqueである。どちらも英論文などにおいてpassive torqueという言葉で表現されることがあるので注意を要する。

* Science of stretching — recommended evaluation method

1) 名古屋大学大学院医学系研究科 リハビリテーション療法学専攻 理学療法学講座
(〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20)
Shigeyuki Suzuki, PT, Ph.D.: Department of Physical Therapy, Graduate School of Medicine, Nagoya University

2) アシックス株式会社スポーツ工学研究所
Genki Hatano, PT, MS: ASICS Corporation, Institution of Sport Science, Kobe, Japan

E-mail: suzuki@met.nagoya-u.ac.jp

2-1. 静的トルク static passive torque (単位：Nm, N)

静的トルクは、スタティック・ストレッチングのように関節角度を一定に保った状態で、生体からの抵抗を測定したものである。

《関連する生理学的特徴》

筋が安静時の筋長から一定の長さまで伸張されたのちにその位置で保持された場合、静的トルクはゆっくりと低下することが確認されている。この現象はストレス緩和 (stress relaxation) と呼ばれ、数多くの先行研究において報告されている⁵⁾⁶⁾。Magnusson ら⁷⁾は、健常者と完全脊髄損傷患者のストレッチング中の静的トルクの変化の程度を比較しており、健常者と完全脊髄損傷患者のどちらにおいても、静的トルクが低下し、その程度には違いがないことを報告している。また、彼らは同時に筋電図を用いてストレッチング中の積分筋電図や周波数解析を比較しているが、ストレッチング中の変化はどちらの群でもみられていない。これらのことから、スタティック・ストレッチングによる静的トルクの低下には、力学的なストレス緩和が主要な要因として関連していると考えられる。

2-2. 動的トルク dynamic passive torque (単位：Nm, N)

動的トルクは、一定の角速度で関節を他動的に動かす過程で生じた抵抗を測定したものであり、組織の弾性や硬さの指標として用いられている。また、この際に得られた動的トルクと、そのトルクを測定した角度を対応させ、XY座標上に表したものが角度-トルク曲線である(図1)。ストレッチングの研究における動的トルクの測定は、ストレッチング前後や介入期間中に繰り返し行われる場合が多く、ストレッチングの効果を検討するために使用されている。

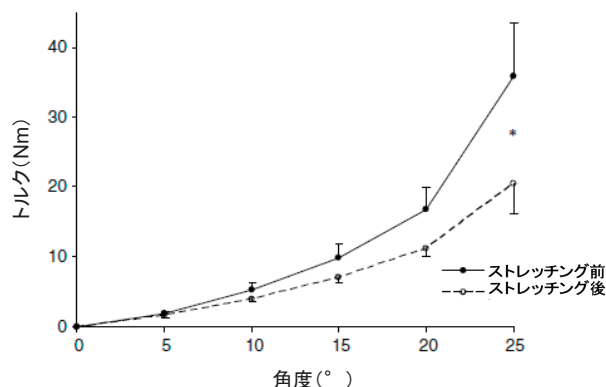


図1. トルク-角度曲線

《関連する生理学的特徴》

それぞれのROM最終域での動的トルクの値⁴⁾、またはそれぞれの動的トルクの最大値⁸⁾を比較する場合、その変化は「stretch tolerance」の変化として捉えられることが多い。動的トルクを測定する角度範囲は、被験者が対象筋に痛みを感じる直前の点まで、あるいは被験者が耐えうる最大限の範囲まで、などと規定されている。従って、ROMの最終域またはその付近で得られる動的トルクの値は、痛みの誘発や被験者の耐えうる最大限の伸張感の誘発に必要な伸張量であり、その値は伸張刺激に対する痛み感覚に関連すると考えられる。ただし、先行研究においても、動的トルクの最大値の変化には被験者の痛み感覚の変化や心理的要因の関与が窺われることが指摘されている⁹⁾が、その詳細は明らかになっていないことが現状である。

Gajdosik ら¹⁰⁾は、高齢女性と若年女性の動的トルクを比較し、高齢女性のほうが動的トルクの最大値が低値であったことを報告しており、加齢により stretch tolerance が低下することが窺われる。また、高齢女性はROMが狭く、角度-トルク曲線の傾きが急峻であり、特徴が異なることも報告されている。

3. スティフネス stiffness (単位：Nm/deg, Nm/mm, N/deg, N/mm)

スティフネスは、トルク-角度曲線の傾きとして示される¹¹⁾。変形の指標としては関節角度や組織の伸張量が用いられ、負荷の指標としてはトルクや力が用いられることが一般的である。詳細な算出方法については文献ごとに異なっているのが現状である。

《関連する生理学的特徴》

筋腱複合体におけるスティフネスは、組織の粘弾性を反映するとされる。トルク-角度曲線が急峻である組織は、スティフネスが高く、同じ力に対しての変形が少ないが、緩やかな傾きを示す組織はスティフネスが低く、同じ力に対しての変形が大きい。また、伸張量が増大するにつれて、トルク-角度曲線の傾きは急峻になり、スティフネスが高まる様子が捉えられる。筋腱複合体を他動的に伸張する際、その速度が速いほどトルク-角度曲線の傾きが大きいことは粘性的な性質であると考えられる。

スティフネスが高値であることは、傷害のリスクとなることも報告されている¹²⁾。一方、スティフネスの値が、筋力やジャンプなどの筋パフォー

マンスと正の相関関係にあり、瞬発的なパフォーマンス時の力の伝導に寄与することが報告されている¹³⁾。

4. 最大発揮筋力 maximum muscle strength (単位: Nm, N, kg)

筋力とは、筋が収縮することにより発生する張力、あるいはそれを生み出す筋の能力のことである¹⁴⁾。ただし、生体において筋の張力を直接的に計測することは困難であり、実際には筋力は筋収縮によって生じる関節を運動中心とした角運動の大きさをトルクとして計測したものなど、間接的な指標により捉えられる。

《関連する生理学的特徴》

収縮様式や角速度、関節角度によって最大発揮筋力は異なる。例えば、遠心性収縮と求心性収縮を比較すると、遠心性収縮の方が発揮されるトルクは大きくなる。また、筋力と運動速度の関係については、求心性筋力は速度が増加するほど減少し、遠心性筋力は速度の増加に伴い増加する傾向にある。

スタティック・ストレッチングの直後には最大発揮筋力が一時的に低下することが数多く報告されている。これには、筋活動量の低下¹⁵⁾や筋紡錘の感受性の低下¹⁶⁾、筋の長さ-張力関係の変化¹⁷⁾、スティフネスの低下による力の伝導効率の低下¹⁸⁾、興奮-収縮連関における障害¹⁹⁾などが関与する可能性が指摘されているが、詳細なメカニズムは明らかになっておらず、さらなる検討が必要である。

5. Angle at peak torque (単位: ° (deg) または rad)

Angle at peak torque は等速性筋力の測定時に、最大のトルクが発揮された時点の角度である。筋力の発揮における長さ-張力関係を捉えるために用いられる (図2)。

また、等尺性筋力を複数の角度にて測定することにより、最も大きな筋力が発揮された角度を optimal angle とし、長さ-張力関係の変化を捉える場合もある。

《関連する生理学的特徴》

筋長の変化に伴い、筋から発生する張力は変化する。Raston ら²⁰⁾は、筋長を変えて強縮を行わせると、筋の長さ-張力関係が得られることを示した。静止筋で筋長を他動的に長くすると、筋腱

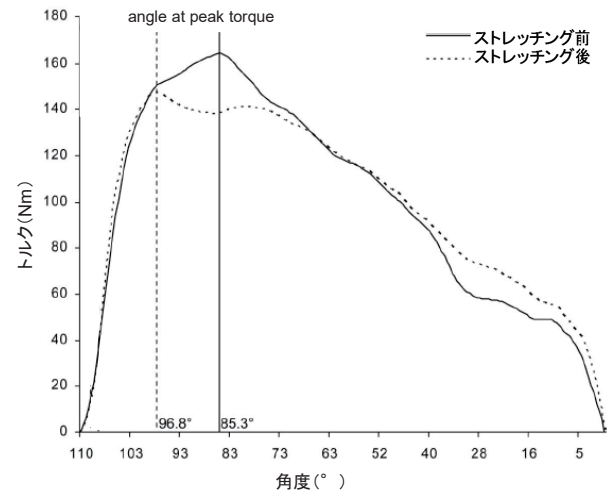


図2. Angle at peak torque

複合体や結合組織、細胞膜などの膜構造による弾性から、静止張力が大きくなる。筋を収縮させて得られた全張力から静止張力を引くと、筋収縮によって発生した活動張力が得られる。静止張力は筋長増加に伴い増加するが、活動張力は一峰性の山型を示し、自然長より軽度伸張位で頂点となる。

Shrier ら²¹⁾は、長さ-張力関係の変化がスタティック・ストレッチング後の筋力低下に関与する可能性を指摘しており、実際にストレッチング後に長さ-張力関係の変化を認める報告が散見されるが、その詳細なメカニズムについては明らかでない。

6. Rate of force development: RFD (単位: Nm/msec または N/msec)

筋パフォーマンスの指標の一つとして、筋力測定時の時間-トルク関係から、筋力発揮開始時における単位時間あたりの筋力の増加率である RFD を算出することがしばしば用いられる (図3)。

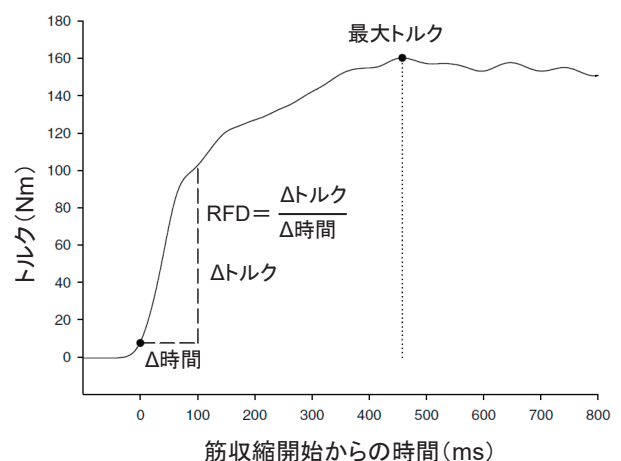


図3. Rate of force development (RFD)

RFDは、瞬発的な筋力の発揮率を表す評価指標として用いられ、スポーツ時などのパフォーマンスに大きく影響を与える指標であると考えられている。Andersenら²²⁾は、スポーツ時の動作は多くが250 ms以内に最大限の筋力発揮を必要とすることを理由に、最大発揮筋力よりもRFDが重要な指標となる場合があるとしている。

《関連する生理学的特徴》

RFDは、様々な要因によって影響を受けると報告されており、筋線維タイプ²³⁾、筋腱複合体の粘弾性¹³⁾、遠心性の神経活動²⁴⁾などとの関連性が指摘されている。また、RFDの中でも、筋収縮開始から30 ms程度の非常に速い時期と、100-200 ms程度経過した時期では、異なる特徴を呈することが報告されている。さらに、随意収縮時のRFDについて、算出範囲が40 ms以下の場合にはtwitch RFDとの相関係数が高く、内在的な収縮要素との関連性を表し、算出範囲が90 msよりも長い場合は、最大トルクとの相関係数が高くなると報告²⁵⁾されている。

7. 表面筋電図 surface electromyogram

筋電図とは、筋収縮に先立つ筋線維活動電位を導出し記録したものである。筋活動電位を導出する電極には、針電極、ワイヤー電極、表面電極がある。電極の種類により記録される活動電位の形は異なる。針電極は極めて限局された筋線維からの電位を導出するのにに対し、表面電極では広い範囲からの電位の合計を捉えることとなる。そのため、針電極は運動単位電位の変化を捉えることに適しているが、運動単位の数的増加は捉えにくく、表面電極は筋全体の活動を捉えるのに適するとされている。ワイヤー電極はその中間的位置に属する。

表面筋電図を用いた測定は、随意運動に伴い生じる筋線維活動電位を捉えた動作筋電図と、電気刺激などを与えることにより筋から生じる活動電位を捉えた誘発筋電図の2種類がある。

《関連する生理学的特徴》

1つの α 運動ニューロンとそれが支配する筋線維群をまとめて運動単位 (motor unit) と呼び、運動の機能的な最小単位となる。 α 運動ニューロンにインパルスの発射が起こると、運動単位内のすべての筋線維が収縮する。1つの運動単位の領域は、他の運動単位領域とオーバーラップしながら、筋全体に広がっている。運動単位領域の大きさは、筋によって異なるとされており、四肢筋ではおよ

そ直径が5-10 mm程度とされている。

1つの神経細胞が支配する筋線維の数を神経支配比とよび、この神経支配比は一般に精密な運動をする筋ほど小さく、粗大で強力な運動をする筋ほど大きいとされる。

スタティック・ストレッチング後には、一時的に発揮筋力が低下することが知られており²⁶⁾、その要因の一つとして神経生理学的変化が関与する可能性が示唆されている¹⁵⁾。Kayら¹⁶⁾は、ストレッチング後の筋力低下の割合と、筋力発揮時の筋電図振幅低下の割合の間に正の相関関係が認められたことを報告している。

スタティック・ストレッチング中の筋電図活動について、Gajdosik²⁷⁾は、ストレッチングの対象筋またはその拮抗筋に最大等尺性収縮時の筋電図振幅の1%を上回るような筋活動がみられる場合とみられない場合とで、静的トルクの変化に差が生じることを報告している。さらに、筋活動がみられるグループにおいては、ストレッチング対象筋の筋電活動の程度と静的トルクの低下率との間には負の相関、ストレッチング対象筋の拮抗筋の筋電活動の程度と静的トルクの低下率との間に正の相関を認めたと報告している。

さらに、Cooperら²⁸⁾は、脳卒中片麻痺患者のModified Ashworth Scaleの値とストレッチング中の筋電図振幅の間に正の相関が認められたことを報告しており、痙性とストレッチング中の筋活動に関連性があることを指摘している。

8. 誘発筋電図 evoked electromyogram

筋電図の中でも、末梢神経を電気刺激し、その神経支配下の筋から誘発される反応を記録する検査を誘発筋電図という。

ストレッチングの研究に用いられている誘発筋電図の代表的な評価指標には、M波、H反射などがある(図4)。運動神経を刺激して、末梢に伝達された刺激が筋を通して生じる活動電位をM波またはM反応という。また、筋紡錘由来のIa線維の興奮が脊髄に到達し、同名筋を支配する運動ニューロンを興奮させることにより生じる活動電位をH反射という²⁹⁾。また、脊髄運動ニューロンの興奮性を捉える指標として、H反射とM波との振幅の比を求めることも多い。両者の比を求める際には、H/M最大比(Hmax/Mmax)やH/M閾値比(Hth/Mth)などが用いられる。

《関連する生理学的特徴》

H反射およびM波を誘発する場合、H反射はM

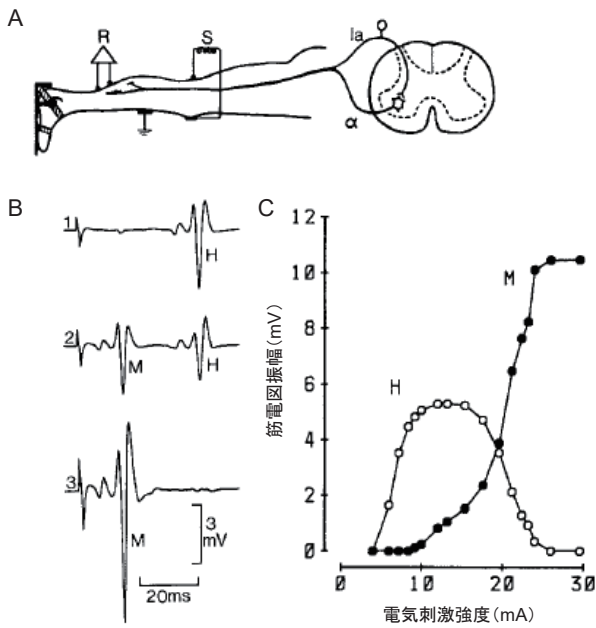


図4. 誘発筋電図 (H波, M波)

波が出現する前に現れる。これは、Ia線維の閾値が運動神経よりも低いことによる。また、その後刺激強度を高めていくとM波振幅増加とH波振幅低下が起り、M波振幅が最大に到達する前にH反射は消失する。これは、刺激強度の上昇に伴い、運動神経を逆行性にインパルスが上行するため、Ia線維から脊髄を介して運動神経に下行性に生じH反射を生じるはずのインパルスと衝突することで、H反射が消失すると考えられている。そのため、H反射の同定は、①被験筋とその脊髄節までの距離に見合った潜時であること、②閾値がM波よりも低いこと、③M波振幅の増加に伴いH反射振幅が減少、消失することなどを根拠として行う。

9. 超音波画像 ultrasound image

超音波を用いた評価により、筋腱複合体、筋腱移行部、腱の伸張量や筋束の長さの変化および、筋線維の走行する角度の変化を捉える方法が用いられている。

筋腱複合体、筋腱移行部、腱の伸張量の変化は、一定の可動域において関節を他動的に動かした際にどれだけ組織の長さが変化したかを捉えている。また、同様に筋束長の変化も測定されている。筋線維の走行する角度については、腓腹筋の羽状角角度が関節角度によってどのように変化するかを捉えられている。いずれも、詳細な算出方法については文献ごとに異なっているのが現状である。

《関連する生理学的特徴》

Abellanedaら³⁰⁾は、足関節背屈角度の増加に伴い、筋束長が直線的に増加し、羽状角が直線的に小さくなることを示している。また、背屈30度における筋腱複合体全体の伸張に対する寄与率は、筋で71.8%、腱で28.2%であった。また、同時に動的トルクを測定した際、背屈30°にて低い動的トルクを示した被験者のグループは、高い動的トルクを示した被験者に比べて筋の伸張量が大きかったことを報告している。

10. 剪断波エラストグラフィ shear wave elastography

剪断波エラストグラフィは、超音波を用いて組織の弾性を測定できる装置であり、近年ではストレッチ中やストレッチ前後の筋や腱におけるスティフネスの測定に利用されてきている。

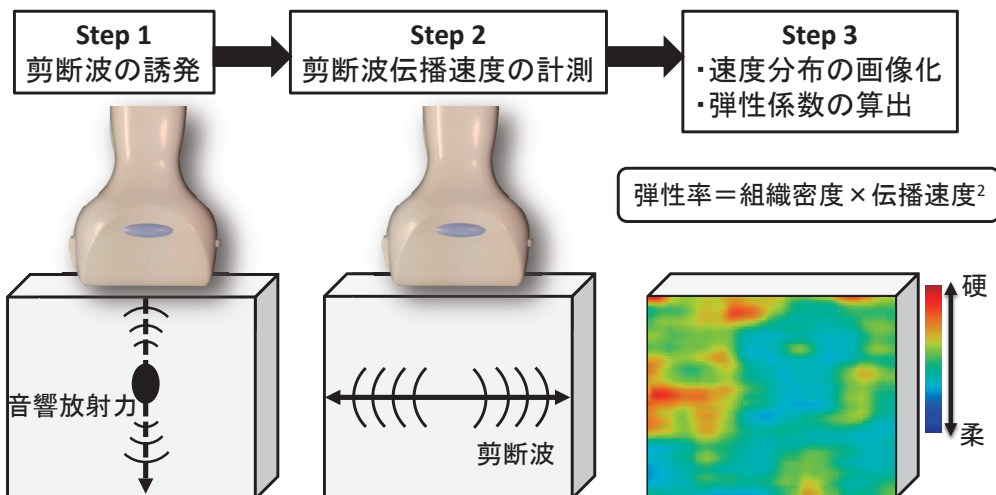


図5. 剪断波エラストグラフィの測定原理

特徴は、局所的な筋や腱の弾性を非侵襲的に高い信頼性で測定できることが挙げられる³¹⁾。その測定原理は、超音波プローブから音響放射力を目的組織に与え、その結果として目的組織に生じる横波（剪断波）の伝播速度を測定することにより、スティフネスの指標となる弾性係数を算出することができる（図5）。

《関連する生理学的特徴》

剪断波エラストグラフィによって測定した筋の弾性率は、筋に生じている受動張力や、筋腱複合体の長さに関係するとされている^{32) 33)}。したがって、ストレッチング中における筋の弾性率は筋の伸張量を推定する指標として用いられ、弾性率が高いほど筋に生じている受動張力が大きいことを示す。また、ストレッチング前後における筋や腱の弾性率を比較することで、ストレッチングによるスティフネスの変化を個別の筋や腱において検討することが可能である。

11. パフォーマンス performance (単位：m/s, m)

パフォーマンスの評価で多く用いられているのはスプリントタイムおよびジャンプパフォーマンスである。

《関連する生理学的特徴》

スプリントタイムは対象者によっては必ずしも筋力と相関するものではないことを踏まえておく必要がある。

ジャンプパフォーマンスのようなダイナミックの動作においては、「反動」によって支えられている場合が多い。つまり、関節の回転運動が、主動作の直前に逆方向に運動することとなるため、その動作を構成する主働筋は一旦引き延ばされた後に短縮することになり、この活動動態を伸張—短縮サイクル (stretch-shortening cycle: SSC) と呼ぶ³⁴⁾。反動動作においては、伸張前の予備的緊張、急激な伸張による伸張反射と筋の増強効果、筋腱複合体の弾性要素などが貢献していると考えられている。

反動動作は、主働筋の伸張を最初に引き起こすが、この急速な伸張は、50 ms 程度の短潜時の単シナプス性伸張反射および長潜時の伸張反射をもたらす、活動筋のスティフネスを向上させる³⁵⁾。さらに、筋の伸張により、収縮要素自体の張力も増加することが報告されており、これは増強効果³⁶⁾と呼ばれる。

12. 痛み pain

痛みの評価には様々なスケール、評価表、質問票（主観的評価）などが用いられ、量的評価法として視覚的アナログスケール (visual analogue scale : VAS)、数値評価スケール (numerical rating scale : NRS)、face pain rating scale、痛みの質的評価法としてマクギル疼痛質問票 (McGill Pain Questionnaire : MPQ) などが代表的である。

《関連する生理学的特徴》

痛みとは、「実際に組織損傷を伴った、またはそのような損傷があるように表現される不快な感覚および情動体験」として定義されている (国際疼痛学会 1994)。痛みは主観的な感覚であるがゆえに定量化することは非常に困難とされるが、痛みの量的評価は同一被験者の痛みの経時的推移を評価することに有用である。

おわりに

ストレッチングの科学として、現在、ストレッチング領域の研究で多用されている評価指標とその生理学的特徴を概説した。理学療法への介入効果を検討する上でも参考となる指標が含まれていると思われるので、是非、参考にさせていただきたい。

【文 献】

- 1) 鈴木重行, 波多野元貴: ストレッチングの評価指標, ストレッチングの科学. 鈴木重行 (編), 三輪書店, 東京, 2013, pp. 53-124.
- 2) Wepler CH, Magnusson SP: Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Phys Ther.* 2010; 90: 438-449.
- 3) Ben M, Harvey LA: Regular stretch does not increase muscle extensibility: a randomized controlled trial. *Scand J Med Sci Sports.* 2010; 20: 136-144.
- 4) Mizuno T, Matsumoto M, et al.: Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scand J Med Sci Sports.* 2013; 23: 23-30.
- 5) Magnusson SP, Aagaard P, et al.: Passive energy absorption by human muscle-tendon unit is unaffected by increase in intramuscular temperature. *J Appl Physiol.* 2000; 88: 1215-1220.
- 6) Duong B, Low M, et al.: Time course of stress relaxation and recovery in human ankles. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001; 16: 601-607.

- 7) Magnusson SP, Simonsen EB, et al.: Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. *Scand J Med Sci Sports*. 1996; 6: 323-328.
- 8) Magnusson SP, Simonsen EB, et al.: A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol*. 1996; 497: 291-298.
- 9) Law RY, Harvey LA, et al.: Stretch exercises increase tolerance to stretch in patients with chronic musculoskeletal pain: a randomized controlled trial. *Phys Ther*. 2009; 89: 1016-1026.
- 10) Gajdosik RL, Vander Linden DW, et al.: Slow passive stretch and release characteristics of the calf muscles of older women with limited dorsiflexion range of motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004; 19: 398-406.
- 11) Alter MJ: 柔軟性の科学. 山本利春(監訳), 大修館書店, 東京, 2010, pp. 77-104.
- 12) Watsford ML, Murphy AJ, et al.: A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. *Am J Sports Med*. 2010; 38: 2058-2064.
- 13) Bojsen-Moller J, Magnusson SP, et al.: Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol*. 2005; 99: 986-994.
- 14) Wilson GJ, Murphy AJ, et al.: Muscotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric and concentric performance. *J Appl Physiol*. 1994; 76: 2714-2719.
- 15) Fowles JR, Sale DG, et al.: Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol*. 2000; 89: 1179-1188.
- 16) Kay AD, Blazevich AJ: Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length. *J Appl Physiol*. 2009; 106: 1249-1256.
- 17) Avela J, Kyrolainen H, et al.: Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *J Appl Physiol*. 1999; 86: 1283-1291.
- 18) Ryan ED, Beck TW, et al.: Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. *Med Sci Sports Exerc*. 2008; 40: 1529-1537.
- 19) Nelson AG, Guillory IK, et al.: Inhibition of maximal voluntary isokinetic torque production following stretching is velocity-specific. *J Strength Cond Res*. 2001; 15: 241-246.
- 20) Ralston HJ, Inman VT, et al.: Mechanics of human isolated voluntary muscle. *Am J Physiol*. 1947; 151: 612-620.
- 21) Shrier I: Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. *Clin J Sport Med*. 2004; 14: 267-273.
- 22) Andersen LL, Andersen JL, et al.: Early and late rate of force development: differential adaptive responses to resistance training? *Scand J Med Sci Sports*. 2010; 20: e162-169.
- 23) Harridge SD, Bottinelli R, et al.: Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflugers Arch*. 1996; 432: 913-920.
- 24) Aagaard P, Simonsen EB, et al.: Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol*. 2002; 93: 1318-1326.
- 25) Andersen LL, Aagaard P: Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *Eur J Appl Physiol*. 2006; 96: 46-52.
- 26) Kay AD, Blazevich AJ: Effect of Acute Static Stretch on Maximal Muscle Performance: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc*. 2012; 44: 279-285.
- 27) Gajdosik RL: Influence of a low-level contractile response from the soleus, gastrocnemius and tibialis anterior muscles on viscoelastic stress-relaxation of aged human calf muscle-tendon units. *Eur J Appl Physiol*. 2006; 96: 379-388.
- 28) Cooper A, Musa IM, et al.: Electromyography characterization of stretch responses in hemiparetic stroke patients and their relationship with the Modified Ashworth scale. *Clin Rehabil*. 2005; 19: 760-766.
- 29) 千野直一, 木村彰男: 臨床筋電図・電気診断学入門(第3版). 医学書院, 東京, 1997, pp.23-42.
- 30) Abellaneda S, Guissard N, et al.: The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *J Appl Physiol*. 2009; 106: 169-177.

- 31) Taljanovic MS, Gimber LH, et al.: Shear-wave elastography: basic physics and musculoskeletal applications. *Radiographics*. 2017; 37 (3) : 855-870.
- 32) Koo TK, Guo JY, et al.: Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force: an ex-vivo study. *J Biomech*. 2013; 46 (12) : 2053-2059.
- 33) Maïsetti O, Hug F, et al.: Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *J Biomech*. 2012; 45 (6) : 978-984.
- 34) 深代千之：反動動作のバイオメカニクス：伸長—短縮サイクルにおける筋腱複体の動態. *体育学研究*. 2000; 45: 457-471.
- 35) Horita T, Komi PV, et al.: Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiffness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1996; 73: 393-403.
- 36) Komi PV: Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exerc Sport Sci Rev*. 1984; 12: 81-121.