HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	筋腱粘弾性反応に着目した効果的ストレッチングプロトコルの確立
Author(s)	大場, 健裕
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(保健科学)
Dissertation Number	甲第14861号
Issue Date	2022-03-24
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k14861
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/89023
Type	doctoral thesis
File Information	Kensuke_Oba.pdf

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

学 位 論 文

筋腱粘弾性反応に着目した効果的ストレッチングプロトコルの確立

大場　健裕

北海道大学大学院保健科学院
保健科学専攻保健科学コース

２０２１年度

目　次

要旨

1.　緒言

1.1 柔軟性とその評価指標 ----------6

1.2 ストレッチングとそのプロトコル----------8

1.3 筋腱粘弾性に着目したストレッチング手技----------9

1.4 ストレッチングの強度----------10

1.5 休息の有無がストレッチング効果に与える影響----------13

1.6 ストレッチングの持続的効果----------14

1.7 本研究の目的と仮説----------15

2.　研究課題 1. 間欠プロトコルと持続プロトコルによる筋腱伸張性変化の比較

2.1 研究デザイン----------16

2.2 対象----------16

2.3 足関節角度・受動トルク測定----------17

2.4 ストレッチング方法----------19

2.5 統計学的解析----------20

2.6 結果----------20

2.7 考察----------25

2.8 結論----------27

3. 研究課題 2. コンスタントトルクストレッチングの持続的効果

3.1 研究デザイン----------28

3.2 対象----------28

3.3 足関節・受動トルク測定----------29

3.4 ストレッチング方法----------30

3.5 統計学的解析----------30

3.6 結果----------30

3.7 考察----------34

3.8 結論----------35

4. 総合考察----------36

5. 結語----------37

6. 謝辞----------38

7. 参考文献----------39

8. 業績リスト----------44

要約

【緒言】
コンスタントトルクストレッチングは，伸張筋の受動トルクを保持しながら行うストレッチングである．コンスタントトルクストレッチングの伸張時間の違いや間欠的または持続的プロトコルの筋腱力学的特性に対する効果の差異は明らかにされていない．そこで本研究の目的は，1）足関節底屈筋に対する間欠的プロトコルおよび持続的プロトコルを用いたコンスタントトルクストレッチングが筋腱力学的特性の指標（足関節最大背屈角度，受動抵抗トルク，スティフネス）に与える即時的効果を検証すること 2）2 分間のコンスタントトルクストレッチングによる筋腱力学的特性指標（足関節最大背屈角度，受動抵抗トルク，スティフネス）への経時的変化を検証することとした．

【研究 1】
目的：足関節底屈筋に対する 30 秒 4 セットの間欠プロトコルと 120 秒 1 セットの持続プロトコルが，足関節最大背屈角度，受動抵抗トルク，スティフネスに与える即時的効果を比較した．
対象と方法：対象は，健常成人男性 18 名(年齢 22.7±1.4 歳，身長 175.4±4.4 cm，体重 66.4 ± 8.5 kg)とした．取り込み基準は現在下肢の整形外科的疾患，神経学的疾患のない者とし，日常的にストレッチングプログラムや下肢のレジスタンストレーニングに取り組んでいる者を除外した．全ての対象者に対して，所属倫理委員会の承認を受けた研究計画の詳細を説明し，書面による参加同意を得た．足関節他動背屈中の関節角度およびトルクデータは，等速性筋力測定機器を用いて記録した．統計学的解析に関して，研究課題 1 では間欠プロトコルと持続プロトコルの比較に二元配置反復測定分散分析を用いた．有意水準は 5%未満とした．
結果：最大背屈角度の増加，受動抵抗トルクの低下は間欠プロトコルが持続プロトコルと比較して有意に大きかった．間欠プロトコルは持続プロトコルよりも筋腱力学的特性の変化に効果的なストレッチングプロトコルであることが明らかとなった．
考察：コンスタントトルクストレッチングを用いることによりストレッチング中の伸張負荷を等しくさせることで，間欠プロトコルと持続プロトコルの違いを検証し，間欠プロトコルが関節可動域の増加だけではなく，筋腱力学的特性の変化にも効果的であることを示した．したがって，長時間ストレッチングを続けるよりも，短時間のストレッチングを繰り返す方が柔軟性の改善には効果的であると考えられた．

【研究 2】
目的：足関節底屈筋に対する 30 秒 4 セットのコンスタントトルクストレッチングによる足関節最大背屈角度，受動抵抗トルク，スティフネスの経時的変化をストレッチング直後，10 分後，20 分後，30 分後まで検証し，安静を維持させた Control 条件と比較した．
方法：健常成人男性 13 名(年齢：23.8±2.6 歳; 身長：176.1±4.3cm；体重：67.4±7.8kg)を対象とした．足関節他動背屈中の関節角度，トルクデータは，等速性筋力測定機器を用いて記録した．また統計学的解析に関して，研究課題 2 でも同様に足関節最大背屈角度，受動抵抗トルク，スティフネスに関して，二元配置分散分析を用いた．有意水準は 5%未満とした．

結果：コンスタントトルクストレッチングによる最大背屈角度増加は，10 分以内に消失した．受動抵抗トルクおよびスティフネス低下は 10 分持続したが，20 分後には消失した．
考察：30 秒 4 セットのコンスタントトルクストレッチングの持続効果は 10〜20 分以内に消失することを明らかにした．コンスタントトルクストレッチングは筋腱伸張性の改善に効果的なストレッチング手技であるとされているが，本研究結果よりコンスタントトルクストレッチングであっても筋腱伸張性改善の持続効果は得られにくいと考えられた．

【結論】

間欠プロトコルが持続プロトコルと比較して，足関節最大背屈角度の増加，受動抵抗トルクの低下が大きいが，スティフネス低下は両条件間で差はみられなかった．

また，合計 2 分間のコンスタントトルクストレッチングによる足関節最大背屈角度の増加は 10 分以内に消失するが，受動抵抗トルクとスティフネスの低下は 10 分から 20 分の間で消失することが示された．

1. 緒言

1.1 柔軟性とその評価指標

柔軟性は関節可動域全体を動かせる能力とされる[1]．ストレッチングは，身体の柔軟性を向上させることは広く認知されており，スポーツにおけるウォーミングアップやリハビリテーション，健康増進などフィットネスに至るまで多くの場面で用いられている運動である．特に，リハビリテーションにおける理学療法の際にはストレッチングは多用され，その簡便さや運動が低強度であるため[2]，若年から高齢者，幅広い疾患を有する患者に対して適応できる運動療法のひとつである．実際，わが国における整形外科クリニック勤務の理学療法士を対象としたアンケート調査では，回答したすべての理学療法士が，ストレッチングを臨床場面で実践指導していた[59]．

関節可動域は，ストレッチングが柔軟性へ与える効果を判定する柔軟性指標として，最も多く臨床で用いられている指標のひとつである．また，ハムストリングスを例に挙げると，指床間距離や長座体前屈が，柔軟性指標として体力テストなどで使用されている（図 1）．これら関節可動域に代表される柔軟性の評価は，簡便かつ理解しやすいという利点がある一方で，対象筋の痛み閾値や伸張耐性，拮抗筋の反射活動による影響が含まれることが指摘されている[35]．したがって，臨床で用いられている柔軟性の評価は筋腱伸張性以外の要素を含むと考えられる．一方，近年のストレッチングに関する研究では，等速性筋力測定機器を用いた関節他動運動時に測定されるトルク-角度曲線を用いて，筋腱に対する伸張効果を客観的に検証されている[26]．この曲線から得られる受動抵抗トルクは，筋腱複合体が伸張された際に生じる抵抗性を示す．また，この曲線の傾きはスティフネスと定義され，筋腱複合体の力学的特性を示している[57]（図 2）．

筋腱力学的特性に関する研究では，遠心性運動後[29]，筋痙攣や筋スパズム[13]，脳血管障害に伴う筋緊張亢進[7]，不動[16]，加齢[48]などの変化がこれまでに報告されている．また，筋腱力学的特性は不良な歩行パターンとも関連することから，理学療法の場面ではストレッチングによる関節可動域の増加だけではなく，筋腱力学的特性の変化が重要である[7]．また，スポーツの現場においてスティフネスの増加は，肉離れなどスポーツ傷害の発生との関連が示されており[56]，ストレッチングによるスティフネス低下は肉離れなど筋腱損傷に対する傷害予防に有効であることも明らかにされている[4]．これらのことから，筋腱力学的特性の変化に有効なストレッチングプロトコルを明らかにすることは，より目的に応じた理学療法介入を可能とし，スポーツ傷害発生リスクの低減に繋がると考えられている．

図 1．ハムストリングス柔軟性評価の具体例

（A）関節可動域による柔軟性評価

（B）指床間距離による柔軟性評価

（C）長座体前屈距離による柔軟性評価

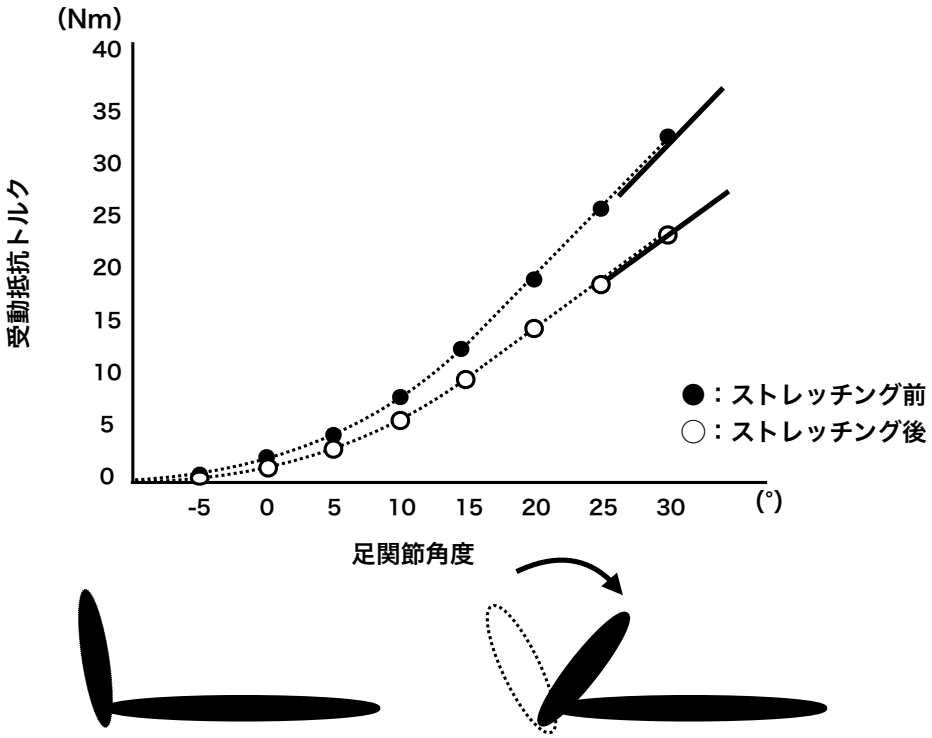

図 2．足関節他動背屈中の受動抵抗トルクと足関節角度から得られるトルク－角度曲線

足関節背屈角度の増加に伴い受動抵抗トルクが増加する．トルク－角度曲線における傾きはスティフネスと定義される．

1.2 ストレッチングとそのプロトコル

ストレッチングは，大きく分けて強度，時間，回数，肢位，手技によって効果が変わる[3,9]（図 3）．ストレッチングを行う際には，対象者自身が伸張に対して不快感を生じる関節角度（point of discomfort 以下 POD と略す）でストレッチングを実施することが多い[3]．このストレッチング開始時の関節角度によって強度は設定される．また，対象筋群を伸張位で保持する時間をストレッチング時間という．ストレッチング回数は，休息によって間隔を空けて繰り返した伸張回数とすることが臨床において多い．ストレッチングの肢位は，対象筋群が解剖学的に伸張するよう設定される．ストレッチング手技に関しては，静的ストレッチングや動的ストレッチング，固有受容性神経促通法（proprioceptive neuromuscular facilitation 以下 PNF）ストレッチングなどに分けられる．本研究においては，臨床的に最も使用される静的ストレッチングについてまとめる．これらの強度，時間，回数，肢位，手技はストレッチングの効果に影響を与えるといわれ，多くの先行研究によって，関節可動域の増加や筋腱力学的特性の変化に対する効果的なストレッチングプロトコルが検証されている[22,40,45,55]．

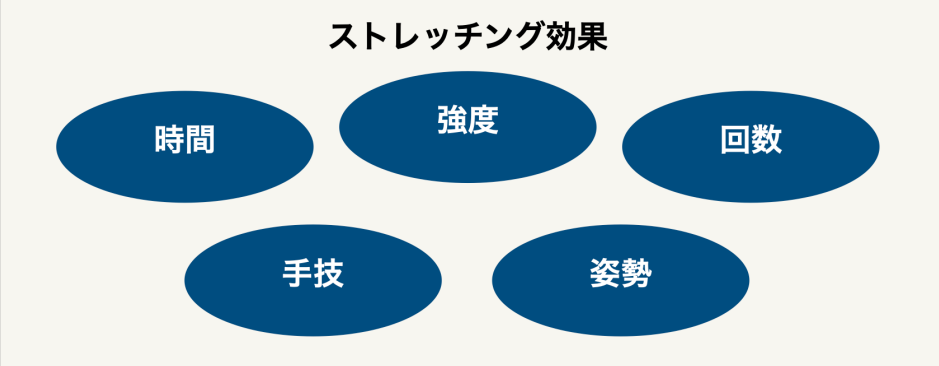

図 3.　ストレッチングプロトコルを構成する代表的な因子(Cabido et al., 2014; Apostolopoulos et al., 2015 をもとに作成)

1.3 筋腱粘弾性に着目したストレッチング手技

粘弾性とは，粘性と弾性からなる．粘性は，物体が剪断力や変形させる応力に対して時間依存的に抵抗を示す性質である．一方で弾性は，物体にかけられていた応力が取り除かれた時に元の状態に戻る性質を示す．ストレッチング中，関節角度を保持するストレッチング手技は静的ストレッチングの中でも，コンスタントアングルストレッチング（constant angle stretching 以下 CAS）と呼ばれる．CAS は，関節角度を一定にするので筋腱の長さや歪みが一定となる．この際，時間に依存して関節から得られる受動トルクや張力が低下する現象が起こる[25,54]．これを筋腱粘弾性による応力緩和という（図 4A）．一方で，ストレッチング

中に受動トルクを保持する手技は，コンスタントトルクストレッチング（constant torque stretching 以下 CTS）といわれる．CTS は，ストレッチング中に筋腱に一定の伸張応力が加わることで, 関節角度が徐々に増加するクリープ現象が生じる [46,54]（図 4B）. したがって，CAS では主に筋腱粘弾性の粘性要素が変化すると考えられている．一方，CTS は粘性と弾性の両方の要素が影響受けているとされる [16].

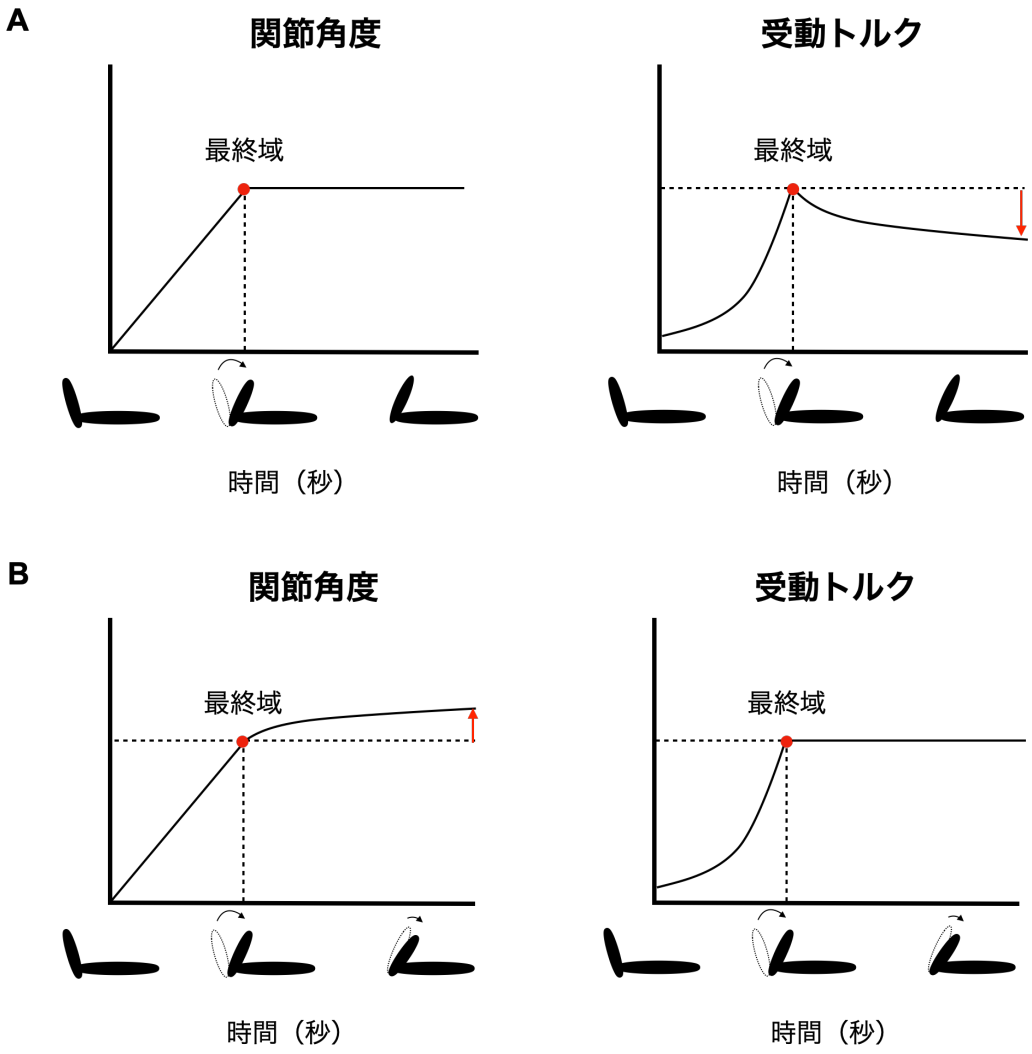

図 4．コンスタントアングルストレッチング（A）およびコンスタントトルクストレッチング（B）中の足関節角度，受動トルクの変化

また，影響を与える粘弾性要素以外にも，CAS では応力緩和によって，45 秒間で受動トルクは 18-20%低下する [24]．多くの先行研究では CAS を用いて筋腱力学的特性への効果が検証されており，長時間の CAS によってスティフネス低下が得られることが報告されている [21,28,33]．しかしながら，短時間の CAS ではスティフネス低下が得られにくいとする報告

が多い [15,25,30,47,50]．ストレッチング中における伸張負荷の合計は，関節可動域の増加やスティフネス低下と関係することから [49]，CTS は CAS と比較してストレッチングの効果が高いと考えられる．Yeh ら [58] は，痙性麻痺を有する人の足関節底屈筋を対象に 30 分間の CTS と CAS を実施し，CTS が痙性評価スケールの改善，筋腱力学的特性の改善に効果的であることを示した．また，Konrad ら(2017)は，健常若年成人の下腿三頭筋を対象に 30 秒 4 セットの CTS と CAS が筋腱力学的特性に与える効果を比較したところ，スティフネス低下には CTS と CAS で差はなかったが，関節可動域の増加，受動抵抗トルクの低下は CTS でより大きく, CTS が柔軟性の改善により効果的であることを示した. また, Herda ら(2014)は，ハムストリングスに対して 30 秒 16 セットの CTS と CAS 比較し，CAS ではスティフネスの有意な低下がみられなかったが，CTS では 30 秒の CTS でスティフネスが有意に低下し，合計 4 分の CTS までさらなる低下がみられた．一方，Cabido ら（2014）[9] は，ハムストリングスに対して 30 秒 4 セットの CTS と CAS を比較し，関節可動域の増加，スティフネス低下は CTS の方が大きいことを示した．近年では，健常若年者と高齢者を対象として，CTS と CAS のストレッチング効果も比較されており，高齢者においても CTS でよりスティフネス低下が大きかった [42]．これらの先行研究から，CTS は筋腱力学的特性を変化させる効果を有しており，より短時間でスティフネス低下が得られるストレッチング手技である．また，対象は健常若年成人だけではなく，痙性を有する人や高齢者であっても有効であると考えられる．

1.4 ストレッチングの強度

ストレッチングの強度は，対象者自身が伸張に対して不快感を生じる関節角度など主観的に決定されることが多いが，ストレッチングによる筋腱力学的特性の変化との関連が近年多数報告されている [15,20,37,49–53]．Kataura ら （2017）[20] は最大伸張感の得られた関節角度を 100%として，80%，100%，120%の強度での CAS を合計 3 分間実施した結果，80%強度では可動域の増加やスティフネスの低下が得られなかったと報告している．Nakamura ら （2021）[37] も同様に，80%，100%，120%の強度で 3 分間の CAS を比較した結果，80%と 120%の強度では筋硬度に変化が得られなかった．また，同じ研究グループ [51] は 100%，120%，最大許容強度における 20-30 秒の短時間 CAS によるスティフネスへの効果を比較し，短時間でも 120%，最大許容強度で CAS を実施することによって，スティフネス低下が得られた．しかしながら，Takeuchi ら（2021）[53] は 110%と 120%の高強度域での効果を比較し, 120%では筋硬度が変化しなかったが, 110%において筋硬度の有意な低下がみられた．これら強度比較の研究では，CAS による高強度ストレッチングは，短時間でスティフネス低下を得るのに有効だが, 過度に強度をあげた場合，スティフネス低下は得られにくくなる可能性が考えられた. また，強度を下げると筋腱力学的特性に対しては効果が得られにくくなる．一方で，上述した CAS の先行研究とは異なり，CTS は受動トルクを維持するた

めに筋腱に一定の伸張ストレスをかけ続けられることから，ストレッチング強度が低くても筋腱力学的特性に対して効果があると考えられたことから，我々は，合計 5 分間の異なるストレッチング強度（50%，75%，100%）の CTS が関節可動域，スティフネスに与える影響を検証した．その結果，100%強度の CTS でのみ関節可動域の増加や，スティフネス低下がみられ，CTS においてもストレッチング強度は POD より下げると筋腱力学的特性変化が得られにくいことを示唆した [40]（図 5）．したがって，ストレッチングの強度は，CAS や CTS に関わらず重要な因子であると考えられる．

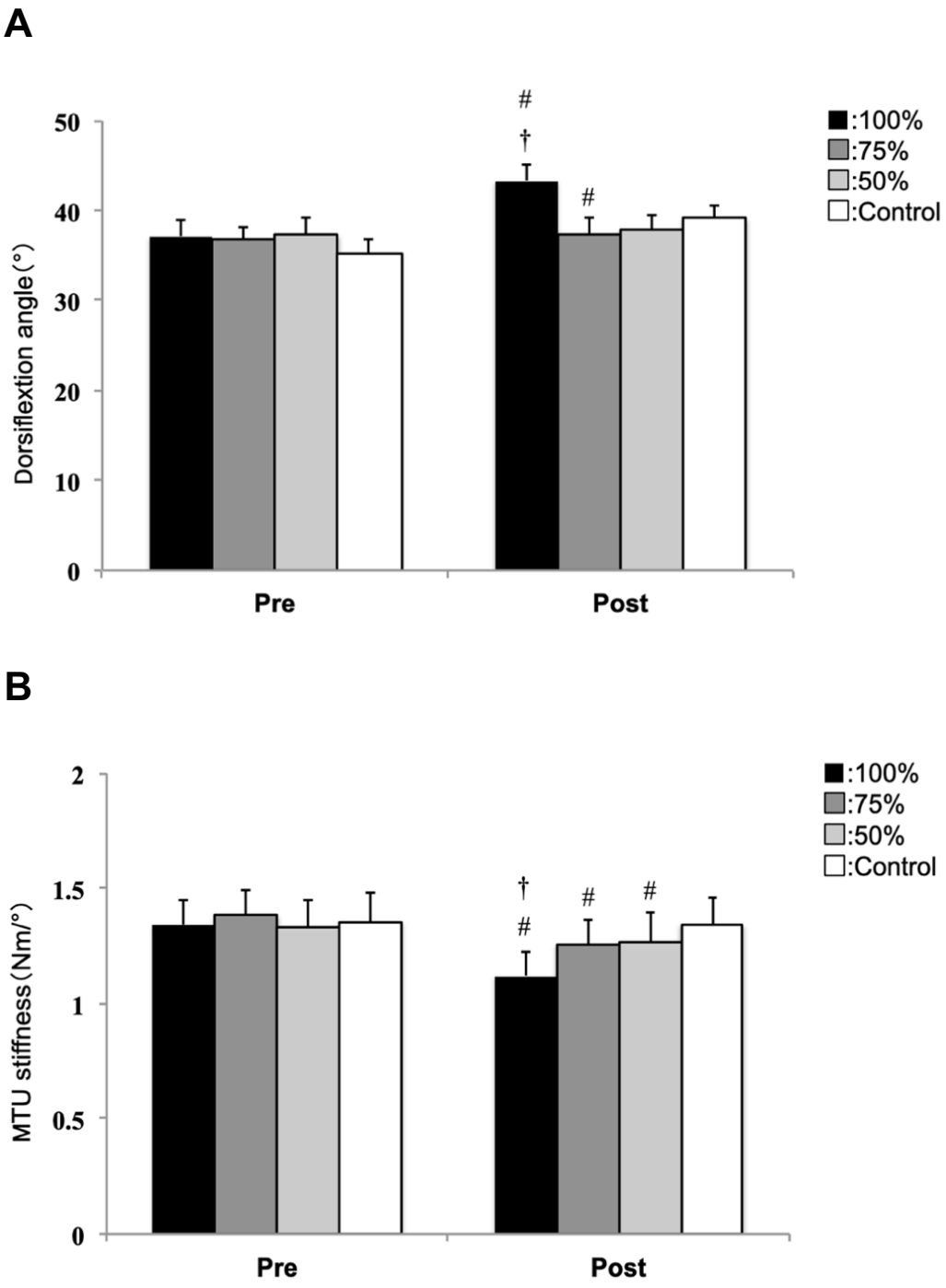

図 5.　コンスタントルクストレッチングにおけるストレッチング強度の比較

（A）ストレッチング前後の背屈角度の変化

（B）ストレッチング前後のスティフネスの変化

#：$p < 0.05$（ストレッチング前との比較），†：$p < 0.05$（Control 条件との比較）

（Oba et al., J Strength Cond Res, 2021）

1.5 休息の有無がストレッチング効果に与える影響

ストレッチングの合計時間が同じでも，休息の有無によって間欠プロトコルと持続プロトコルに大別される．間欠プロトコルは，短時間のストレッチングを休息によって区切り，数セット繰り返して実施される．一方で，ストレッチングの合計時間を休息無しで持続的にストレッチングし続ける実施方法が持続プロトコルである．間欠プロトコルでは，休息ごとに筋腱が短縮位となるために，筋腱に対して伸張-短縮の歪みが加わり，理論的には筋腱の粘性変化に効果的であるとされる[30]．したがって，間欠プロトコルは効果的に筋腱力学的特性変化を引き起こすストレッチングプロトコルであると考えられるが，先行研究においては関節可動域に関する検証のみであり，一致した見解も得られていない[5,11,27,55]．Donti ら（2018）[11]は，体操女子選手を対象に，ハムストリングに対する 90 秒 1 セットと 30 秒 3 セットのストレッチングを実施し，間欠プロトコルが可動域の増加に効果的であることを報告した．一方，Bogdanis ら （2019）[5] はエリート体操男子選手の股関節屈筋群，膝関節伸筋群に対して，90 秒 1 セットと 30 秒 3 セットのストレッチング効果を比較したが，間欠プロトコルと持続プロトコルの間で有意な差はみられなかった．また，Marchetii ら（2015）[27]も健常成人の足関節底屈筋を対象に，6 分 1 セットと 1 分 6 セットの徒手的なストレッチングの効果を比較したが，可動域の増加に差はみられなかった．これらの研究間で，対象の年齢，性別，スポーツレベル，ストレッチング時間，対象筋など異なっている点は多いが，結果が一致しない要因として筋腱力学的特性の変化などの客観的な測定をしていないことが挙げられる．

CTS はストレッチングの伸張負荷を一定に保つことができるため，間欠プロトコルと持続プロトコルの間でストレッチングの合計時間，伸張負荷を等しくすることで，休息によって生まれる伸張-短縮による粘性低下の効果を検証することができる．しかしながら，Trajano ら（2014）[55]は 5 分 1 セットと 1 分 5 セットの CTS が，足関節背屈角度に与える影響を検証し，持続プロトコルで背屈角度が増加したが，間欠プロトコルでは背屈角度の変化がみられなかったと報告した．したがって，CTS においても休息の有無による間欠プロトコルと持続プロトコルの違いは明らかではなく，筋腱力学的特性に対する効果も不明である．

1.6 ストレッチングの持続的効果

ストレッチングによる柔軟性改善効果の持続性については，スポーツ前のウォーミングアップやリハビリテーションにおいてエクササイズを開始するタイミングを決定するために重要である．ストレッチングによる筋腱力学的特性変化の持続効果に関しては，これまでCAS による検証が多い [17,23,32,34]．先行研究において，3-5 分の CAS によってスティフネス低下は 5〜20 分持続していた [17,23,31,34]．近年では，合計 1 分間の高強度 CAS によって，最低でも 20 分間のスティフネス低下がみられた [50]．よって，現実的なストレッチング時間のCAS において長い持続効果を得るにはストレッチング強度を高く設定する必要がある．一方で，CTS で持続効果を検証したのは Ryan らの報告のみであり，合計 2 分，4 分，8 分のCTS によるスティフネス低下の経時的変化を検証していた [44]．結果として，合計 4-8 分のCTS によるスティフネス低下は 10 分後に有意な低下がみられたが, 20 分後には消失した．また，2 分間の CTS ではスティフネス低下はストレッチング直後から 10 分の間に消失し，持続効果は明らかにできなかった [44]．したがって，臨床的なストレッチング時間におけるCTS がスティフネス低下に与える影響は不明なままであり，関節可動域や受動抵抗トルクの変化を合わせて検証した報告は未だない．

1.7 本研究における目的と仮説

CTS において，間欠プロトコルと持続プロトコルの違いは明らかではなく，筋腱力学的特性に対する効果も明らかではない．また，現実的なストレッチング時間における CTS がスティフネス低下に与える持続効果は明らかにされておらず，関節可動域や受動抵抗トルクの変化を合わせて検証した報告も未だない．

そこで本研究の目的は，

1）CTS における間欠プロトコルと持続プロトコルが，足関節最大背屈角度，受動抵抗トルク，スティフネスに与える即時効果を検証すること
2）合計 2 分間の CTS による足関節最大背屈角度，受動抵抗トルク，スティフネスへの経時的変化を検証すること

とした．

仮説については，

1） 間欠プロトコルが持続プロトコルと比較して，足関節最大背屈角度の増加，受動抵抗トルクとスティフネスの低下が大きい．
2） 合計 2 分間の CTS による足関節最大背屈角度の増加，受動抵抗トルクのスティフネスの低下は最低でも 10 分間は持続する．

2. 研究課題 1「間欠プロトコルと持続プロトコルによる筋腱伸張性変化の比較」

2.1 研究デザイン

研究課題 1 では，クロスオーバーデザインを用いて，間欠プロトコルと持続プロトコルのストレッチング効果を比較した．対象者には合計 3 回測定室へ来室させた（図 6）．1 回目の来室時には，研究プロトコルの説明と足関節底屈筋の最大受動トルク閾値を測定した．最大受動トルク閾値は，対象者が足関節底屈筋に疼痛が無い範囲で，最大伸張感を感じた関節角度での受動トルク値と定義し[3]，ストレッチング強度に使用した．残りの 2 回の来室時には，間欠プロトコルまたは持続プロトコルどちらかをランダム順にて実施した．ストレッチング前，ストレッチング直後には，足関節最大背屈角度，受動抵抗トルク，スティフネスを測定した．各条件間は 48 時間以上空け，同一時間帯（±2 時間）に実施した．すべての測定は 3 週間以内に完了するようにした．それぞれの来室時には環境馴化のため，来室後は 15 分間の安静座位を指示した．

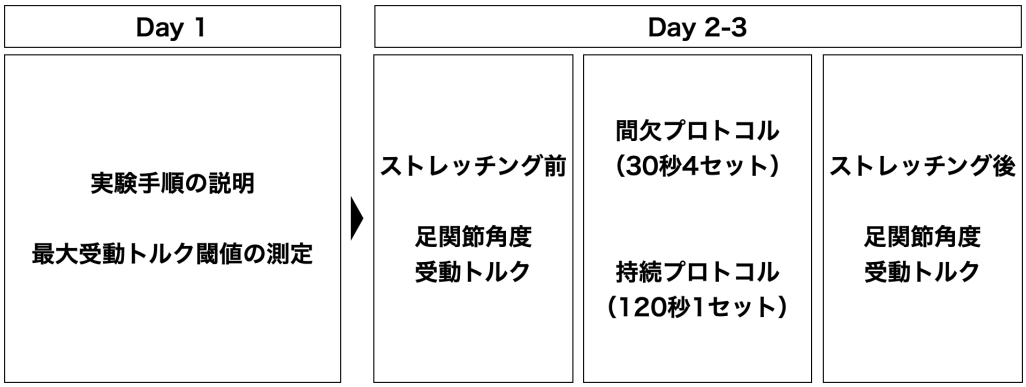

図 6. 研究課題 1 の研究デザイン

2.2 対象

対象者は，健常成人男性 18 名(年齢 22.7 ± 1.4 歳，身長 175.4 ± 4.4 cm，体重 66.4 ± 8.5 kg)とした．取り込み基準は，現在下肢の整形外科的疾患，神経学的疾患のないものとした．また，日常的にストレッチングプログラムや下肢のレジスタンストレーニングに取り組んでいる人は除外した．対象者には，実験実施前 24 時間以内に激しい運動や筋力トレーニング及び過度のアルコール摂取を控えるよう指示した．全ての対象者に対して，研究の詳細を説明し，書面による参加同意を得た．また，本研究は本学倫理委員会の承認を受け（19-66），ヘルシンキ宣言に基づいて行なった．G*Power 3.1 software (Heinrich Heine University Düsseldorf, Düsseldorf, Germany)を用いて，2 元配置反復測定分散分析におけるサンプルサイズを effect size = 0.25， α = 0.05，power = 0.8 にて推定した．その結果，n = 17 が最低

でも必要とされた.

2.3 足関節角度・受動トルク測定

足関節他動背屈中の関節角度，トルクデータを等速性筋力測定機器(Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY, USA)の passive mode を使用して測定した．対象者を仰臥位，膝関節完全伸展にさせ，足関節の外果をダイナモメーターの軸と一致させた．足関節はベルトでフットプレートに足関節内外反・内外転中間位で強固に固定し，足関節底背屈中の他の関節運動が起こることを防いだ（図 7）．さらに大腿，骨盤帯もストラップで固定した．フットプレートが垂直になった位置を足関節底背屈中間位とし，正の値を背屈，負の値を底屈とした．事前測定時には，ストレッチング強度決定のために，最大受動トルク閾値を測定した．対象者には，足関節を底屈 20 度から痛みなく最大伸張感が得られた角度まで背屈させ，セーフティーボタンを押すように指示した．他動足背屈の角速度は，最大伸張感を得るためや伸張反射，筋活動が起きないように 1°/秒で行った．間欠プロトコル条件と持続プロトコル条件の際には，事前測定時と同様の機器設定で研究を実施した．すべての測定に先立ち，底背屈運動自体によって受動トルク値が変化する影響を最小限にするために，最大受動トルク閾値までの他動背屈運動を 2 回実施した [22]．ストレッチング前と直後に，開始肢位から最大受動トルク閾値まで足関節を他動背屈し，足関節角度と受動トルクを測定した．すべての測定の際，対象者には下肢全体をリラックスするよう指示した．

足関節角度，トルク信号をサンプリング周波数 1,000Hz で MyoSystem1200（Noraxon USA, Inc., Scottsdale, AZ, USA)を使用して記録した（図 8）．全ての信号はオフラインで MATLAB（MathWorks Inc., Natick, MA, USA）を使用して波形処理，解析を行った．足関節角度，トルク信号は 10Hz のローパスフィルター処理を実施し，トルクデータは開始肢位において重力の影響を除外するために重力補正を実施した [44]．すなわち，処理されたトルクデータは底屈 20 度において 0 とし，筋腱複合体からの伸張に対する抵抗性のみを示している．この重力補正したトルクデータを受動抵抗トルクと定義した．足関節最大背屈角度は，最大受動トルク閾値に達した足関節角度と定義した [43]．また，本研究において，スティフネスは受動トルク-角度関係における傾きと定義した．受動抵抗トルクおよびスティフネスは受動抵抗トルク-角度曲線の 4 次回帰モデルを使用して定量化した [39]．受動抵抗トルクおよびスティフネスはストレッチング前の足関節最大背屈角度で算出した（図 9）．すなわち，ストレッチング前後で同じ足関節角度を用いて足関節最大背屈角度を算出した．各変数の再テスト信頼性について，各条件のベースラインの値で級内相関係数を算出した．結果は以下の通りとなった．最大背屈角度：$ICC_{(1,1)} = 0.94$（95%CI =0.86 - 0.98）；スティフネス：$ICC_{1,1} = 0.93$（95%CI =0.84 - 0.98）；受動抵抗トルク：$ICC_{1,1} = 0.99$（95%CI =0.99 - 1.00）であった．

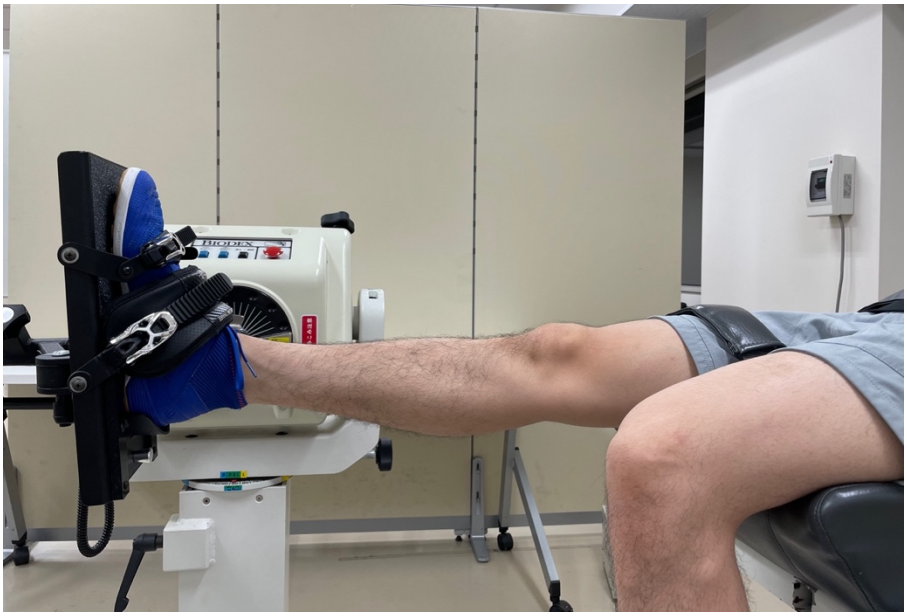

図 7．等速性運動機器に対する足関節と大腿部の固定方法

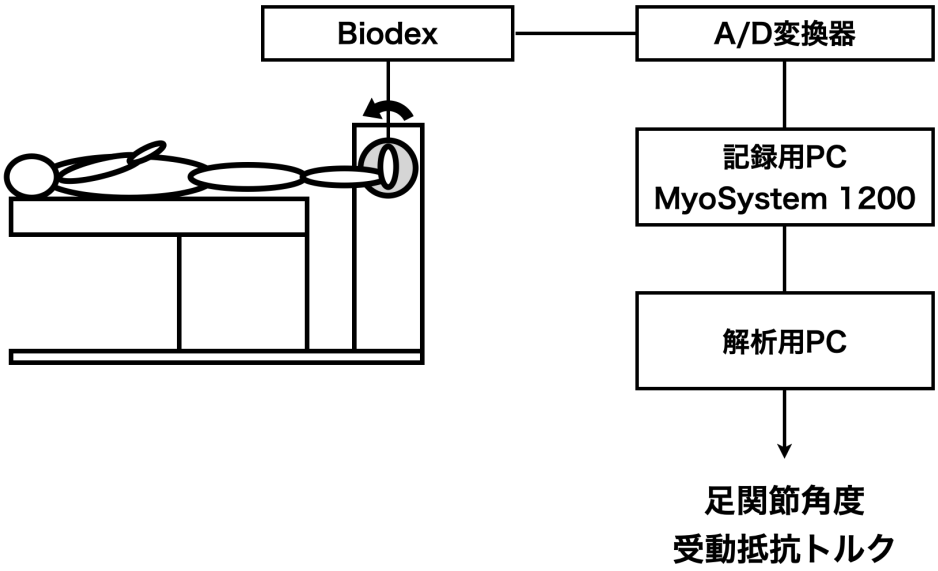

図 8．等速性運動機器から得られる足関節角度と受動抵抗トルクデータの測定方法

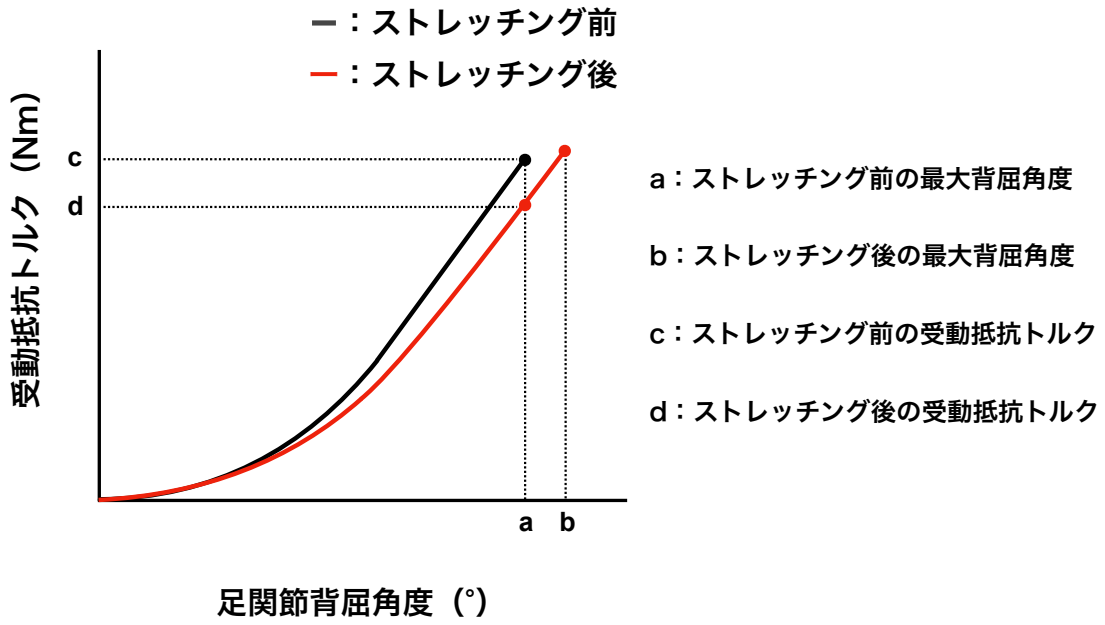

図 9．ストレッチング前後のトルクー角度曲線における足関節最大背屈角度，受動抵抗トルクの算出の例

2.4 ストレッチング方法

CTS は等速性筋力測定機器を使用し，足関節角度，受動トルク測定と同じ機器設定で実施した．CTS では，開始肢位から最大受動トルク閾値まで他動的に背屈し，その位置で最大受動トルク閾値が 5%以上低下しないよう保持させた [18]．ストレッチング時間は，間欠プロトコルにおいては 30 秒 4 セット，持続プロトコルでは 120 秒 1 セットとし，各セットのストレッチング終了後，直ちに開始肢位まで足関節を戻した（図 10）．セット間の休息は，足関節底屈 20 度の位置で 15 秒とした [40]．また，合計 2 分の足関節底屈筋に対するストレッチング時間は，筋腱伸張性の増加に効果的なストレッチング時間として推奨されている [35]．本研究では，多くの先行研究においてスティフネス低下が得られている [9,22]，合計 2 分間のストレッチング時間を採用した．

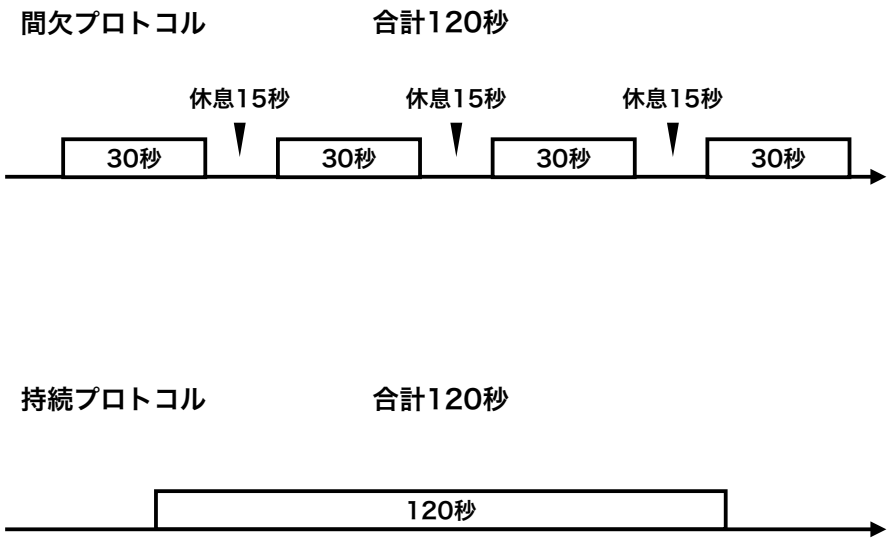

図 10. 間欠プロトコルと持続プロトコル

2.5 統計解析

すべての統計解析には，SPSS ソフトウェア(version 21.0; IBM 社製, Tokyo, Japan)を使用した．すべてのデータの正規分布の評価には Shapiro-Wilk 検定を用い，正規性があることを確認した．すべての変数に対して，ストレッチング条件（間欠プロトコル vs 持続プロトコル）と時間（ストレッチング前，ストレッチング直後）の 2 要因の 2 元配置反復測定分散分析を行なった．有意な効果が確認された場合は，Bonferroni 法による事後検定を行った．有意水準は $p < 0.05$ とした．効果量は，反復測定分散分析について偏イータ 2 乗（η_p^2）を用いて算出した．ストレッチング前後の差に対する効果量は Cohen's d を用いて算出した．効果量は先行研究に準じて，小さい（$d = 0.2$），中程度（$d = 0.5$），大きい（$d = 0.8$）と定義した [12]．全てのデータは，平均値±標準偏差で示した．

2.6 結果

2.6.1 足関節最大背屈角度

二元配置反復測定分散分析の結果，交互作用（$p < 0.01$，$\eta_p^2 = 0.39$）がみられた．事後検定の結果, 間欠プロトコル, 持続プロトコルともにストレッチング前後で有意な最大背屈角度の増加がみられた（間欠プロトコル：35.0° ± 7.0° ～ 38.1° ± 7.8° ；$d = 0.42$；$p < 0.01$；持続プロトコル：34.2° ± 6.8° ～ 36.7° ± 7.3° ；$d = 0.36$；$p < 0.01$）．スト

レッチング前において間欠プロトコルと持続プロトコルの間で，最大足関節背屈角度に有意な差はみられなかった（$p = 0.15$）．一方で，ストレッチング後では，間欠プロトコルと持続プロトコルの間で最大背屈角度に有意な差がみられた（$p = 0.04$）．

2.6.2 受動抵抗トルク

二元配置反復測定分散分析の結果，交互作用（$p < 0.01$；$\eta_p^2 = 0.56$）がみられた．事後検定の結果，間欠プロトコル，持続プロトコルともにストレッチング前後で有意な受動抵抗トルクの低下がみられた（間欠プロトコル：35.7 Nm ± 13.5 Nm ～ 31.1 Nm ± 11.9 Nm；$d = 0.37$；$p < 0.01$；持続プロトコル：35.6 Nm± 13.5 Nm ～ 31.8Nm ± 12.3Nm；$d = 0.30$；$p < 0.01$）．ストレッチング前において間欠プロトコルと持続プロトコルの間で，受動抵抗トルクに有意な差はみられなかった（$p = 0.48$）．一方で，ストレッチング後では，間欠プロトコルと持続プロトコルの間で受動抵抗トルクに有意な差がみられた（$p < 0.01$）．

2.6.3 スティフネス

二元配置反復測定分散分析の結果，交互作用（$p = 0.99$；$\eta_p^2 < 0.01$），ストレッチング条件の主効果（$p = 0.31$；$\eta_p^2 = 0.06$）はみられなかったが，時間の主効果がみられた（$p < 0.01$；$\eta_p^2 = 0.67$）．事後検定の結果，間欠プロトコル，持続プロトコルともにストレッチング前後で有意なスティフネスの低下がみられた（間欠プロトコル：1.7 ± 0.6 Nm/° ～ 1.5± 0.6 Nm/° ；$d = 0.26$；$p < 0.01$，持続プロトコル：1.7 ± 0.6 Nm/° ～1.6 ± 0.6 Nm/° ；$d = 0.27$；$p < 0.01$）．ストレッチング前，ストレッチング後において間欠プロトコルと持続プロトコルの間で，スティフネスに有意な差はみられなかった（$p = 0.41$ & 0.25）．

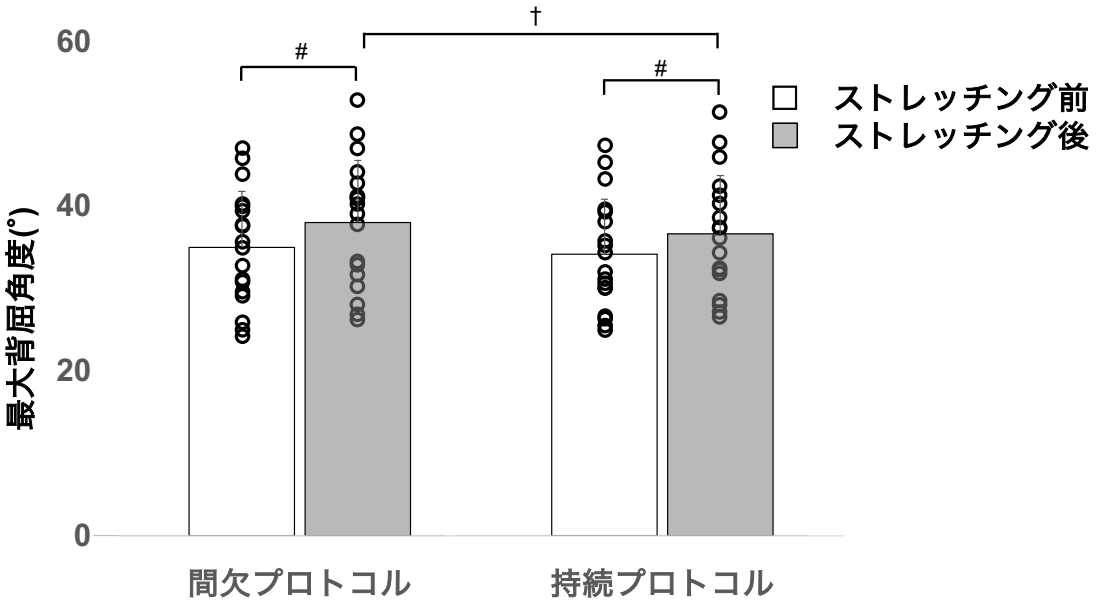

図 11. ストレッチングによる最大背屈角度の変化

#：$p < 0.05$（ストレッチング前 vs ストレッチング後）

†：$p < 0.05$（間欠プロトコル vs 持続プロトコル）

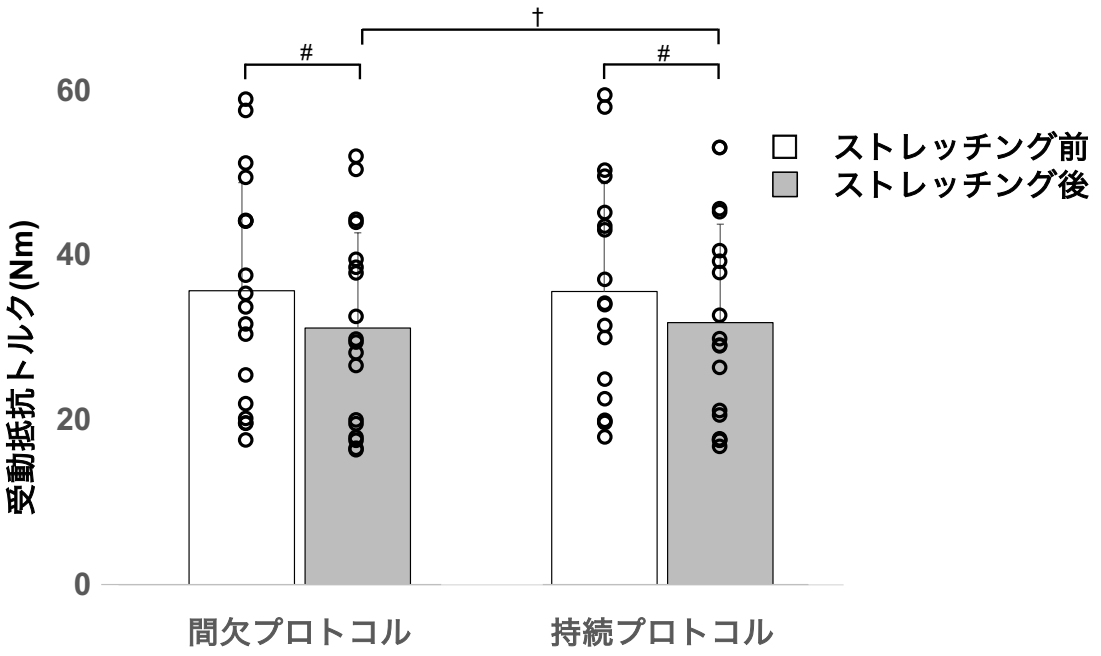

図 12. ストレッチングによる受動抵抗トルクの変化

#：$p < 0.05$（ストレッチング前 vs ストレッチング後）

†：$p < 0.05$（間欠プロトコル vs 持続プロトコル）

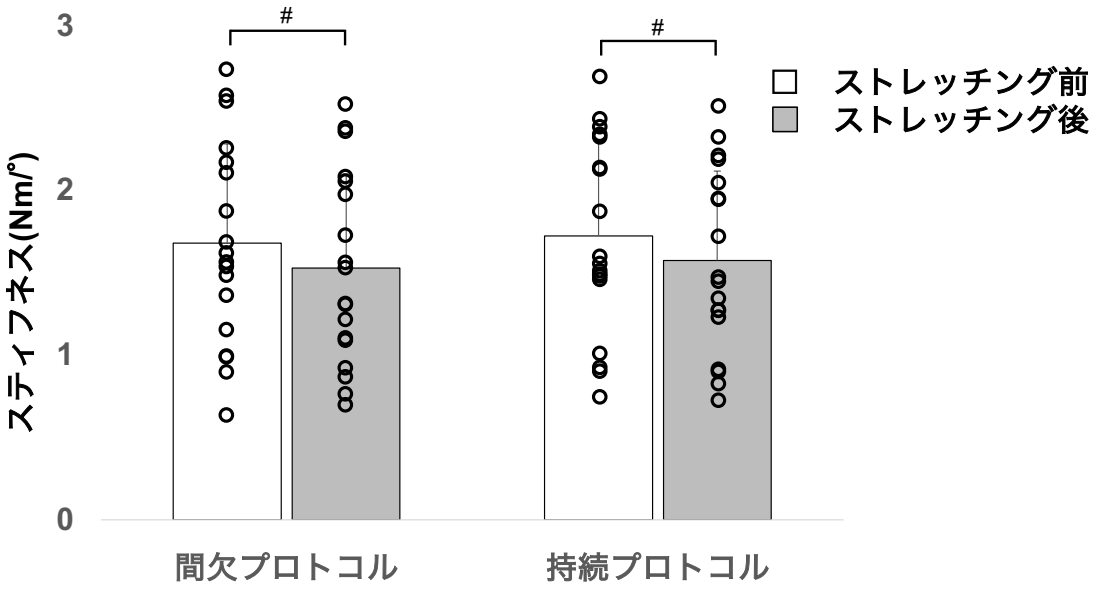

図 13. ストレッチングによるスティフネスの変化

#：$p < 0.05$（ストレッチング前 vs ストレッチング後）

2.7 考察

本研究では，総ストレッチング時間が等しい間欠プロトコルと持続プロトコルにおいて，最大足関節背屈角度，足関節底屈筋の受動抵抗トルクおよびスティフネスへの即時効果の違いを検証した．結果として，スティフネスは間欠プロトコルと持続プロトコル両条件において，ストレッチング後に有意な低下がみられたが，条件間に差はみられなかった．一方で，最大足関節背屈角度の増加，受動抵抗トルクの低下は間欠プロトコルが持続プロトコルと比較して有意に大きかった．本研究結果より，CTS においてストレッチング時間が等しい場合でも，間欠プロトコルが持続プロトコルよりも関節可動域の改善や筋腱力学的特性の変化に効果的であることが示唆された．

本研究は，CTS を用いて間欠プロトコルと持続プロトコルが筋腱力学的特性へ与える効果を検証した初めての研究であり，間欠プロトコルが筋腱力学的特性の変化により効果的であることを示した．先行研究においては，CTS 以外のストレッチング手法を用いて，間欠プロトコルと持続プロトコルが柔軟性へ与える効果が検証されてきた [5,11,27]．Donti ら [11] は，体操女子選手を対象に，ハムストリングに対する 90 秒 1 セットと 30 秒 3 セットのストレッチングを実施し，間欠プロトコルが可動域の増加に効果的であると報告した．一方で，Bogdanis ら [5] はエリートレベルの体操男子選手の股関節屈筋群，膝関節伸筋群に対して，90 秒 1 セットと 30 秒 3 セットのストレッチングの効果を比較したが，間欠プロトコルと持続プロトコルの間で有意な差はみられなかった．また，Marchetii ら [27] も健常成人の足関節底屈筋を対象に，6 分 1 セットと 1 分 6 セットの徒手的なストレッチングの効果を比較したが，可動域の増加に差はみられなかった．これら先行研究においては，対象者の年齢，性別，スポーツレベル，ストレッチング時間，対象筋など，条件設定が異なる点は多い．しかしながら，結果が一致しない要因として，対象者もしくは検査者の伸張感覚で規定した最大関節可動域の増加を柔軟性改善の指標として用いている点が挙げられる．最大関節可動域の測定は，筋腱の力学的変化に加えて，痛み閾値や伸張耐性，拮抗筋の反射活動などの対象者の感覚の変化が影響する [35]． CTS は，ストレッチング中の受動トルクを一定に保つため，間欠プロトコルと持続プロトコルの間で，伸張時間と伸張負荷を等しくすることができる．本研究は，CTS を用いて間欠プロトコルと持続プロトコルが筋腱力学的特性の変化に与える即時効果を比較した．すなわち，条件間ではセット間の休息の際に起こる繰り返しの伸張-短縮刺激のみ異なっている．先行研究において，繰り返しの伸張-短縮ストレインによってコラーゲン骨格内の移動性の高い水分や多糖類が再分配されることにより，粘性やチキソトロピーが低下することが報告されており [30]，この粘性とチキソトロピーの低下により，受動抵抗トルクの低下が持続プロトコルよりも間欠プロトコルでより大きくなったと考えられる．また，本研究においては，最大背屈角度を最大受動トルク値で規定したため，間欠プロトコルにおいて，持続プロトコルよりも最大背屈角度の増加が大きくなったと考えられる．

最大足関節背屈角度の増加に関して，Trajano ら[55]は CTS を用いて，間欠プロトコルと持続プロトコルの比較を行なった．その結果，間欠プロトコルでは背屈角度の変化はみられなかったが，持続プロトコルでは有意な増加が示され，本研究結果とは異なる結果であった．Trajano ら[55]と異なる結果となった要因として，ストレッチング開始時の伸張強度とストレッチング中のトルク調整の違いが挙げられる．本研究においては，足関節を最大受動トルク値まで他動的に背屈して CTS を実施した．一方，Trajano ら[55]は事前に測定した最大受動トルク値の 90%から CTS を開始した．いくつかの研究において，伸張強度を下げると筋腱力学的特性が変化しなかったと報告しており[37,40]，これらの違いが結果に影響した可能性が考えられる．また，Trajano et al.[55]はストレッチング中に最大受動トルク値の 90%から 5Nm 以内にトルクを調整した．一方で本研究では，最大受動トルク値から 5%以内にトルクを調整した．したがって，本研究は先行研究よりもより伸張強度が高く，伸張負荷を間欠プロトコルと持続プロトコルの間で等しくしてストレッチング効果を検証した．これらが，先行研究とは異なる結果になった要因と考えられる．

スティフネス低下に関して，間欠プロトコルと持続プロトコルの間で有意な差はみられなかった．受動抵抗トルクは筋腱複合体から得られる伸張抵抗の合計値を示すが，スティフネスは受動抵抗トルク-角度曲線の傾きでありその曲線の概形を反映する．すなわち，受動抵抗トルクとスティフネスで角度-トルク曲線における異なる力学的特性を示しているとされる．また，先行研究において，スティフネスはストレッチング後の筋腱力学的特性変化に対して，鋭敏ではないとする可能性も指摘されている[22]．本研究においては，CTS を用いてストレッチング時間，伸張負荷を統一させたため，スティフネスではその低下に差がみられなかったと考えられる．

本研究では，足背屈角度や筋腱力学的特性について，間欠プロトコルと持続プロトコルの即時効果を比較したが，先行研究では，運動パフォーマンスに対しても間欠プロトコルと持続プロトコルの即時効果が比較されている．先行研究では，間欠プロトコルでは，ストレッチング前後でカウンタームーブメントジャンプ高に変化がみられなかったが，持続プロトコルではストレッチング後に低下したことを示した[5,8]．また，85%$_{1RM}$の重量のベンチプレス最大反復回数によりストレッチングによる筋持久性を検証した研究では，持続プロトコルが筋持久性を低下させることが示唆されている[14]．以上から，運動パフォーマンスに対して，持続プロトコルは負の影響を与える可能性がある．これら瞬発的な力生産や筋持久性に関する運動パフォーマンスに与える影響を考慮しても，間欠プロトコルがリハビリテーション場面，スポーツ場面の両者で推奨される．

本研究の限界は以下の 3 点が挙げられた．1 点目として，対象者は健常成人男性のみであり，対象者の運動習慣，スポーツレベルを調査していなかったことが挙げられる．対象者の性別や年齢，運動習慣，スポーツレベルなどの対象者特性は，ストレッチング効果に影響を与える可能性がある[10,41,48]ことから，本研究結果を臨床場面に適応する際は注意が必要である．

2 点目として，セット数の影響を検証することができなかった点である．本研究では，間欠プロトコルとして，30 秒 4 セット合計 120 秒のストレッチング時間を採用したが，4 セット以外のセット数を実施した時の筋腱力学的特性への効果は不明なままである．合計 120 秒のストレッチング時間は，足関節底屈筋の筋腱伸張性増加に効果的なストレッチング時間として推奨され [35]，多くの CTS を用いた先行研究で 30 秒 4 セットのストレッチング時間における筋腱力学的特性への即時効果が検証されている [9,22,44] ことから，本研究においても 30 秒 4 セットのストレッチング時間を採用した．一方で，関節可動域の増加には 30 秒 5 セットが効果的であるとし，6 セット以上ストレッチングを実施しても関節可動域のさらなる増加は得られにくいと報告されている [6]．この研究は関節可動域についてのみ検証したが，セット数を増やすことでさらに筋腱力学的特性の変化を大きく引き出せる可能性があり，今後は筋腱力学的特性の変化に対して，効果的なセット数を検証していく必要があると考えられる．

3 点目として，セット間の休息時間の影響を考慮していない点が挙げられる．本研究においては，セット間の休息時間を 15 秒と設定した．異なるセット間の休息時間（10 秒，30 秒，90 秒）がストレッチング後の筋硬度に与える即時効果を検証した結果，休息時間が異なっても，筋硬度の低下は変わらないという報告もある [36]．一方，0 秒と 30 秒の休息時間を検証した研究では，0 秒の休息時間でストレッチングをした条件で筋硬度の低下が有意に大きくなったと報告し，休息時間が筋腱力学的特性に影響を与えることを示唆した [38]．本研究では，休息時間について考慮していなかったため，今後は休息時間の含めた検証の必要性がある．

2.8 結論

本研究は，総ストレッチング時間が等しい間欠プロトコルと持続プロトコルにおいて，足関節の最大背屈角度，受動抵抗トルク，スティフネスへの即時効果の違いを検証した．結果として，最大背屈角度の増加，受動抵抗トルクの低下は間欠プロトコルが持続プロトコルと比較して有意に大きかった．本研究結果より，短いストレッチングを繰り返す間欠的なストレッチング手法は関節可動域の増加だけではなく，筋腱力学的特性の変化にも効果的であることが示唆された．

3. 研究課題 2「コンスタントトルクストレッチングの持続効果」

3.1 研究デザイン

対象者には合計 3 回測定室へ来室させた（図 14）．1 回目の来室時には，研究プロトコルの説明と最大受動トルク閾値の測定を実施した．最大受動トルク閾値は，対象者が足関節底屈筋に痛みが無く，不快感が生じた関節角度でのトルク値と定義し [44]，CTS のストレッチング強度のために使用した．2 回目の来室時には，CTS を利き足の足関節底屈筋に実施した．4 回目の来室時にはストレッチングを行わない Control 条件を実施した．各条件間は 1 週間以上間隔を開け，同一時間帯（±2 時間）に実施した．それぞれの来室時には環境馴化のため，初めに 15 分間の安静座位を指示した．ストレッチング前，直後，10 分後，20 分後に足関節最大背屈角度，受動抵抗トルク，スティフネスを測定し，ストレッチング前後の経時的変化を比較した．測定室は 25 度に設定した．

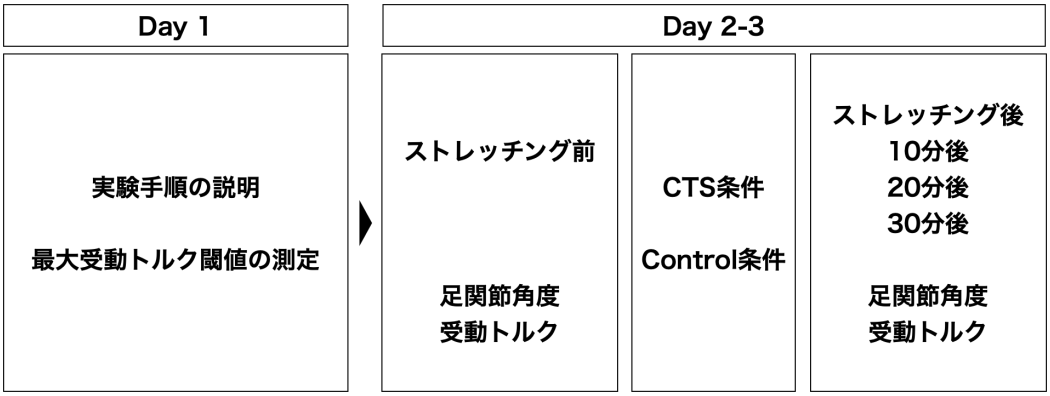

図 14．研究課題 2 の研究デザイン

3.2 対象

対象は，健常成人男性 13 名(年齢：23.8±2.6 歳; 身長：176.1±4.3cm；体重：67.4±7.8kg)とした．取り込み基準は，現在下肢の整形外科的疾患，神経学的疾患のないものとした．日常的にストレッチングプログラムや下肢のレジスタンストレーニングに取り組んでいる者を除外した．対象者の運動習慣は 1 週間あたり平均 2.3 ± 2.6 時間（週 0〜7 時間，内訳：何もしていない，上肢・体幹の筋力トレーニング，ランニング，サイクリング，バレーボール，野球）であった．対象者には，測定実施前 24 時間以内に激しい運動や筋力トレーニング及び過度のアルコール摂取を控えるよう指示し，前日に対象者に確認を行った．全ての対

象者に対して，本研究の詳細を説明し，書面による参加同意を得た．また，本研究は所属倫理委員会の承認を受け (18-78)，ヘルシンキ宣言に基づいて行なった．G*Power 3.1 software (Heinrich Heine University Düsseldorf, Düsseldorf, Germany)を用いて 2 元配置反復測定分散分析におけるサンプルサイズを Effect size = 0.25，α = 0.05，power = 0.8 にて推定した．その結果，n = 12.8 名が最低でも必要とされた．

3.3 足関節角度・受動トルク測定

足関節他動背屈中の関節角度，トルクデータは等速性筋力測定機器(Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY, USA)の passive mode を使用して測定した．対象者を仰臥位，膝関節完全伸展にさせ，足関節の外果をダイナモメーターの軸と一致させた．足関節はベルトでフットプレートに足関節内外反・内外転中間位で強固に固定し，足関節底背屈中の他の関節運動が起こることを防いだ．さらに大腿，骨盤帯もストラップで固定した．フットプレートが垂直になった位置を足関節底背屈中間位とし，正の値を背屈，負の値を底屈と定義した．事前測定時にはストレッチ強度決定のために，最大受動トルク閾値を測定した．足関節を底屈 20 度から，対象者が足関節底屈筋に痛みが無く，不快感が生じた背屈角度まで背屈させた [43]．その際，対象者が持っているセーフティーボタンを押すよう指示した [40]．他動背屈運動の角速度は先行研究に準じて，2 度/秒で行った．CTS の際は，事前測定時と同様の機器設定で研究を実施した．すべての測定に先立ち，底背屈運動自体によって受動トルク値が変化する影響を最小限にするために，最大受動トルク閾値までの他動背屈運動を 2 回実施した [22]．ストレッチ前および直後，10 分後，20 分後に，開始肢位から最大受動トルク閾値まで他動的に背屈し，足関節角度と受動トルクを測定した．すべての測定の際，対象者には下肢全体をリラックスするよう指示した．

足関節角度，トルク信号をサンプリング周波数 1,000Hz で MyoSystem 1200 (Noraxon USA, Inc., Scottsdale, AZ, USA)を使用し，同時に記録した．全ての信号はオフラインで MATLAB を使用し，波形処理，解析を行った．足関節角度，トルク信号は 10Hz のローパスフィルター処理を実施し，トルクデータは開始肢位において重力の影響を除外するために重力補正を実施した [44]．すなわち，処理されたトルクデータは底屈 20 度において 0 になり，筋腱複合体からの伸張に対する抵抗性のみを示している．この重力補正したトルクデータを受動抵抗トルクと定義した．足関節最大背屈角度は，最大受動トルク閾値に達した足関節角度と定義した [44]．また，本研究において，スティフネスは受動トルク-角度関係における傾きと定義した．受動抵抗トルクおよびスティフネスは受動抵抗トルク-角度曲線の 2 次回帰モデルを使用して定量化した [31,39]．受動抵抗トルクおよびスティフネスはストレッチング前の足関節最大背屈角度で算出した．すなわち，ストレッチング前とストレッチング後で同じ足関節角度を用いて算出した．

3.4 ストレッチング方法

CTS は等速性筋力測定機器を使用して，足関節角度，受動トルク測定と同じ機器設定で実施した．CTS では，開始肢位から最大受動トルク閾値まで他動的に背屈し，その位置で最大受動トルク閾値から 2Nm 低下しないよう保持した [18,22]．ストレッチング時間は 30 秒 4 セットとし，30 秒のストレッチ終了後，直ちに開始肢位まで足関節を戻した．セット間の休息は 20 秒とした [9,22]．Control 条件はストレッチング時間と休息時間の合計である 180 秒を足関節底屈位で安静保持させた．

3.5 統計解析

すべての統計解析には，Statistical Package for the Social Sciences software (version 21.0; IBM Japan Co., Tokyo, Japan)を使用した．すべてのデータの正規分布の評価には Shapiro-Wilk 検定を用いて正規性を確認した．すべてのデータの経時的変化に対して，ストレッチング条件（CTS vs Control）と時間（ストレッチング前，直後，10 分後，20 分後）の 2 要因の 2 元配置反復測定分散分析を行なった．有意な効果が確認された場合，Bonferroni 法による事後検定を行った．有意水準は $p < 0.05$ とした．全てのデータは平均値±標準偏差で示した．

3.6 結果

3.6.1 足関節最大背屈角度

二元配置反復測定分散分析の結果，交互作用（$p < 0.01$；$\eta_p^2 = 0.49$）がみられた．事後検定の結果，CTS では，ストレッチング前と比較して，ストレッチング直後（$p < 0.01$），10 分後（$p = 0.04$），20 分後（$p = 0.03$），30 分後（$p < 0.01$）に最大背屈角度の有意な増加がみられた．コントロール条件では，ストレッチング直後，10 分後，20 分後に有意な変化はみられなかったが，30 分後には最大背屈角度の有意な増加がみられた（$p = 0.01$）．ストレッチング前においては，CTS とコントロール条件の間に最大背屈角度の有意な差はみられなかったが，ストレッチング直後には CTS とコントロール条件の間に最大背屈角度の有意な差がみられた（$p = 0.02$）．しかしながら，10 分後，20 分後，30 分後には最大背屈角度の有意な差はみられなかった．

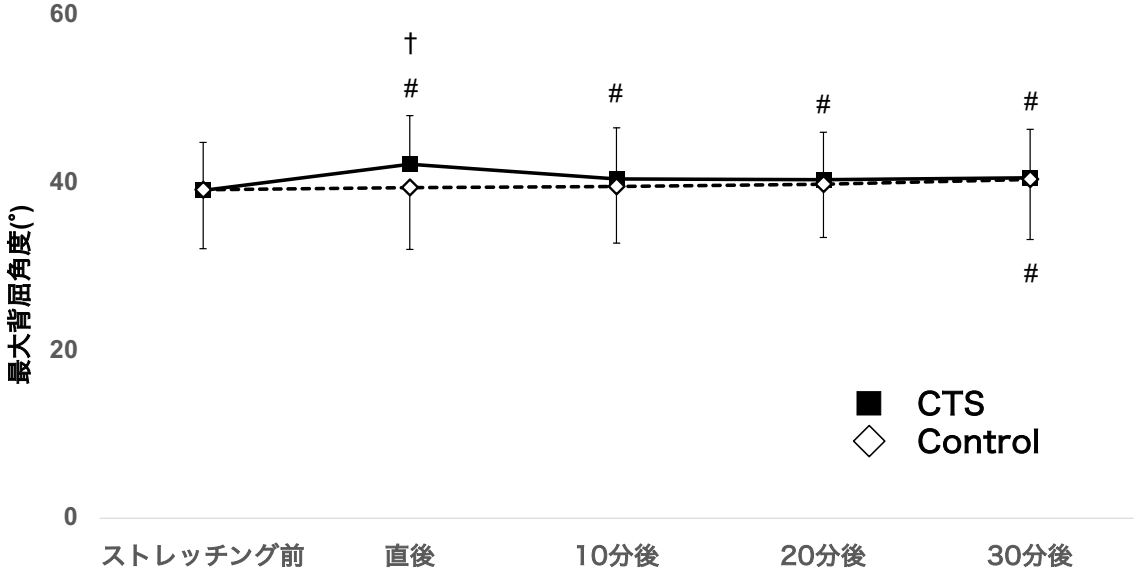

図 15. 足関節最大背屈角度の経時的変化

#：$p < 0.05$（ストレッチング前との比較）

†：$p < 0.05$（Control 条件との比較）

3.6.2 受動抵抗トルク

二元配置反復測定分散分析の結果，交互作用（$p < 0.01$；$\eta_p^2 = 0.59$）がみられた．事後検定の結果，CTS では，ストレッチング前と比較して，ストレッチング直後（$p < 0.01$），10 分後（$p = 0.03$），20 分後（$p = 0.02$），30 分後（$p < 0.01$）に受動抵抗トルクの有意な低下がみられた．コントロール条件では，ストレッチング直後，10 分後，20 分後，30 分後に受動抵抗トルクの有意な変化はみられなかった（$p < 0.05$）．ストレッチング前においては，CTS とコントロール条件の間に受動抵抗トルクの有意な差はみられなかったが（$p = 0.17$），ストレッチング直後（$p < 0.01$），10 分後（$p = 0.01$）には CTS とコントロール条件の間に受動抵抗トルクの有意な差がみられた．しかしながら，20 分後（$p = 0.05$），30 分後（$p = 0.06$）には受動抵抗トルクの有意な差はみられなかった．

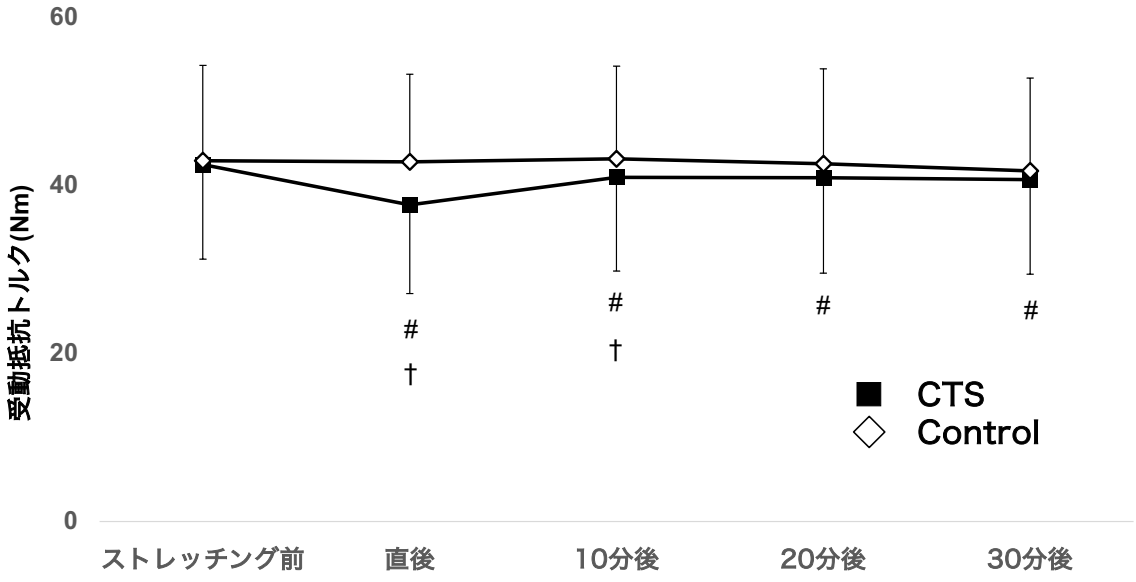

図 16．受動抵抗トルクの経時的変化

#：$p < 0.05$（ストレッチング前との比較）

†：$p < 0.05$（Control 条件との比較）

3.6.3 筋腱複合体スティフネス

二元配置反復測定分散分析の結果，交互作用（$p < 0.01$，$\eta_p^2 = 0.47$）がみられた．事後検定の結果，CTS では，ストレッチング前と比較して，ストレッチング直後（$p < 0.01$），10 分後（$p = 0.03$），30 分後（$p < 0.01$）にスティフネスの有意な低下がみられた．一方で 20 分後ではスティフネスの有意な低下がみられなかった（$p = 0.07$）．コントロール条件では，ストレッチング直後，10 分後，20 分後，30 分後にスティフネスの有意な変化はみられなかった（$p < 0.05$）．ストレッチング前においては，CTS とコントロール条件の間にスティフネスの有意な差はみられなかったが（$p = 0.91$），ストレッチング直後（$p < 0.01$），10 分後（$p = 0.02$）には CTS とコントロール条件の間にスティフネスの有意な差がみられた．しかしながら，20 分後，30 分後にはスティフネスの有意な差はみられなかった．

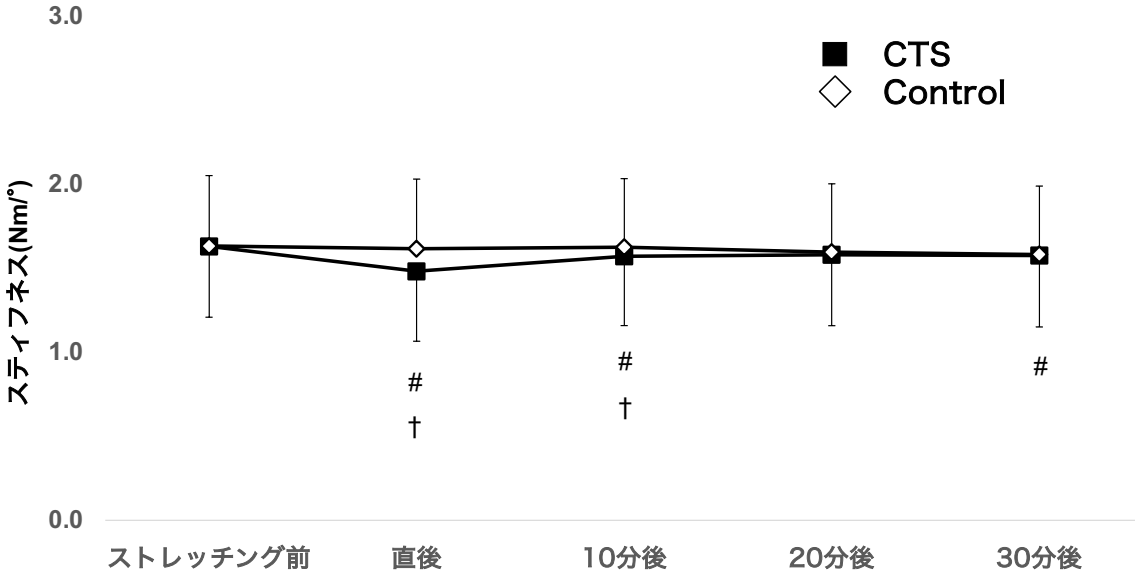

図 17．スティフネスの経時的変化

#：$p < 0.05$（vs ストレッチング前）

†：$p < 0.05$（vs Control 条件）

3.7 考察

本研究は，足関節底屈筋に対する 30 秒 4 セットの CTS が最大背屈角度，受動抵抗トルクスティフネスへ与える経時的変化を検証した．CTS によって，最大背屈角度はコントロール条件と比較してストレッチング直後に有意に高値を示したが，10 分後には有意な差はみられなかった．一方で，受動抵抗トルクおよびスティフネスは，コントロール条件と比較して，ストレッチング直後，10 分後まで有意に低値を示した．しかしながら，20 分後，30 分後にはコントロール条件と有意な差はみられなかった．本研究は，足関節底屈筋に対する 30 秒 4 セットの CTS による筋腱力学的特性の変化は 10 分-20 分の間に消失することが示唆された．

先行研究では，3〜5 分の CAS によって，スティフネス低下は 5-20 分持続することが報告されている [17,23,31,34]．また，Ryan らは，合計 4 分-8 分間の CTS によってスティフネス低下が 10 分-20 分の間に消失することを報告したが，合計 2 分間の CTS によるスティフネス低下はストレッチング直後からストレッチング後 10 分の間に消失し，合計 2 分間の CTS によるスティフネス低下の持続効果を明らかにすることができていなかった [44]．近年，Takeuchi et al.は，ストレッチング強度を不快感が生じた関節角度と定義し，1.2 倍のストレッチング強度で合計 1 分間の CAS を行い，20 分スティフネス低下が持続していた [50]．我々が知る限り，上述の Takeuchi らの研究が最も短時間のストレッチング時間，かつ長いスティフネス低下の持続効果を報告した研究である．我々の研究では，30 秒 4 セットのストレッチング時間において，CTS によるスティフネスおよび受動抵抗トルク低下は 10 分〜20 分の間に消失することを明らかにした．したがって，現実的なストレッチング時間において，ストレッチング強度を高めることや CTS などの効果的なストレッチング手技を取り入れることで筋腱力学的特性変化の持続効果を高めることはできるが，最大限得られたとしてもストレッチング単独での持続効果は 10 分〜20 分と考えられる．

本研究は 2 分間の CTS によるスティフネス低下は 10 分〜20 分の間に消失することを示し，Ryan らとは異なる結果となった [44]．先行研究と異なる結果となった要因として，対象者特性，研究手順の違いが挙げられる．本研究において，健常男性を対象に研究を行ったが，Ryan et al.の研究では女性も含まれていた [44]．さらに，Ryan et al.の対象はレクレーションレベルのスポーツ活動を行なっている大学生年代の成人（1 週間の運動時間　平均 3-6 時間）とされ [44]，本研究の対象（1 週間の運動時間　平均 2.3 時間）と比較し，活動性の高い集団であり，先行研究と対象特性が異なっていた可能性が考えられる．また，本研究では，実験前日の活動を毎回制限し，対象の前日の活動が影響しないようにコントロールした．さらに，解析時には重力補正を行い，スティフネスに重力の影響がでないように配慮した．これら方法論の違いから，Ryan et al.とは異なる結果になったと考えられる．

本研究において，30 秒 4 セットの CTS における最大背屈角度の増加は 10 分後には消失していたが，受動抵抗トルクやスティフネスは 10 分後まで有意な低下がみられ，20 分後に

有意な低下が消失した．したがって，関節角度増加は受動抵抗トルクやスティフネスの低下よりも早く消失する結果となった．先行研究においては，正反対の結果が報告されており，ストレッチングによるスティフネス低下の持続効果は足関節可動域増加の持続効果よりも短いことが報告されている[31,32]．これらと相反する結果となった要因として，関節可動域の規定方法の違いが挙げられる．先行研究では，最大背屈角度を対象者が伸張に対して不快感を感じた背屈角度で規定した．すなわち，筋腱力学的特性変化に加えて，疼痛閾値や伸張耐性の増加が関節可動域の増加に寄与していたと考えられる．一方で，本研究では，背屈角度を事前に測定した最大受動トルク値で規定し，等速性運動機器が最大受動トルク値に達した位置で算出することで，対象者の感覚変化の影響を除外した．これらには，関節可動域の規定方法の違いが起因していると考えられる．また，関節角度増加が受動抵抗トルクおよびスティフネス低下よりも早く消失した要因として，下肢やフットプレートにかかる重力の影響が考えられる．本研究では受動抵抗トルクに対し重力補正を行ったが，背屈角度の規定に使用した最大受動トルク値は重力補正を行わなかった．これらの重力の影響により，経時的変化に差が生じた可能性が考えられる．

本研究の限界は 2 点挙げられる．1 点目に，健常成人男性のみを対象とした点が挙げられる．したがって，対象の性別や年齢が違う場合，異なる結果が得られる可能性がある．2 つ目に，本研究では交絡因子をコントロールするために，測定間は足関節中間位のまま仰臥位で安静を保たせた．臨床現場においては，本研究のような静的なストレッチングの後に，動的ストレッチングやその次の目的となるエクササイズ，ウォーミングアップを継続する可能性が高い．よって，ストレッチング後の休息を有酸素運動などの動的なウォーミングアップに変えることで，スティフネス低下への持続効果が高まる可能性がある．したがって，測定間の休息方法を今後検討し，より臨床現場に近い条件設定を検討していく必要がある．

3.8 結論

足関節底屈筋に対する 30 秒 4 セットの CTS が足関節最大背屈角度や受動抵抗トルク，スティフネスに対する経時的変化を検証した．結果として，CTS による最大背屈角度増加は 10 分以内に消失した．受動抵抗トルクおよびスティフネス低下は 10 分持続したが，20 分後には消失した．本結果より，現実的なストレッチング時間での CTS 単独での持続効果は 10〜20 分であることが示唆された．

4. 総合考察

CTS はストレッチング中に受動トルクを維持することから，関節角度が徐々に増加するクリープ現象が生じる．よって，筋腱粘弾性により影響を与えるとされ，筋腱力学的特性の変化に効果的なストレッチング手技である．本論文における研究課題 1 では，CTS における間欠プロトコルと持続プロトコルの違いを検証し、間欠プロトコルが筋腱力学的特性に効果的であることを明らかにした．また，研究課題 2 では CTS による筋腱力学的特性変化の持続効果について検証し，スティフネスおよび受動抵抗トルク低下は 10〜20 分以内に消失することを明らかにした．

合計のストレッチング時間が同じであっても，間に休息を設けるかによって間欠プロトコルと持続プロトコルに分けられる．一般的には，ストレッチングは短時間のストレッチングを繰り返して行うことが多く，両側ともにストレッチングを行う場合は，間欠プロトコルによって交互に対象筋群に対してストレッチングを行うことが多い．また，対象者が高齢者や患者であった場合には，間欠プロトコルの方が 1 セットあたりのストレッチング時間が短いので，持続プロトコルよりも運動強度の面から受け入れられやすいと考えられる．一方で持続プロトコルは，休息を設けずにストレッチングをし続けることから運動強度が高いと考えられるが，バレエや体操選手などの高い柔軟性を要する競技者にとってはよく用いられている．また，脳血管障害患者やパーキンソン病患者などの異常筋緊張を有する筋群が対象の場合，持続プロトコルによってストレッチングを行うことが多い．すなわち，間欠プロトコル，持続プロトコルはそれぞれ異なる臨床場面で有用なストレッチングプロトコルであると考えられるが，筋腱力学的特性の変化に対する間欠プロトコルと持続プロトコルの違いは明らかではなかった．研究課題 1 では，CTS を用いることによりストレッチング中の伸張負荷を等しくさせることで，間欠プロトコルと持続プロトコルの違いを検証し，間欠プロトコルが関節可動域の増加だけではなく，筋腱力学的特性の変化にも効果的であることを示した．したがって，長時間ストレッチングを続けるよりも，短時間のストレッチングを繰り返す方が柔軟性の改善には効果的であると考えられた．しかしながら，研究課題 1 においては，セット数はどれくらいがいいのか，1 セットあたりの至適ストレッチング時間，合計ストレッチング時間については明らかにすることができなかったことから，今後検証する必要がある．さらに，本研究においては，間欠プロトコルと持続プロトコルの違いを筋腱力学的特性指標の面から比較したが，神経学的側面からは比較することができなかった．したがって今後は，神経学的指標によりこの違いの検証を要する．

ストレッチングの持続効果は，競技に向けたウォーミングアップや理学療法場面での運動指導のタイミングを決定する上で重要である．先行研究では，比較的長い 3-5 分の CAS によって，スティフネス低下は 5-20 分持続することが報告されている一方で，Takeuchi らは 1 分間の高強度 CAS によってスティフネス低下が 20 分持続したと報告しており [50]，高強度であれば短時間のストレッチングでも 20 分の持続効果が得られる可能性を示唆した．

Ryan らは CTS の持続効果を検証したが，2 分の CTS によるスティフネス低下の持続効果を明らかにすることはできなかった [44]．研究課題 2 では，Ryan らと同様に 2 分の CTS によってスティフネス低下は 10 分持続していたが，20 分後には効果が消失したことを示した．CTS による持続効果を検証した研究は本論文を含めてまだ少ないが，Ryan らの結果を考慮すると，現実的なストレッチング時間では，ストレッチング手技に関わらず長い持続効果は得られにくく，Takeuchi らのようにストレッチング強度に着目する必要があると考えられる．一方で，静的ストレッチングの持続効果を検証した研究では，測定間を安静に維持させることが多く，本研究においても，測定間は足関節中間位で安静臥位をとらせた．しかしながら，臨床的にはストレッチング後に，安静位を維持し続けることは稀であり，スポーツ時では動的ストレッチングやウォーミングアップへ移行することが多い．したがって，静的ストレッチング後に動的ストレッチングや有酸素運動を組み合わせた場合における筋腱力学的特性の経時的変化を今後明らかにする必要がある．さらに，ストレッチングの持続効果を検証することは，スポーツ傷害発生の減少に対して，臨床的意義があると考えられるが，本研究においては，スポーツ傷害発生場面を想定した筋腱力学的特性を評価することができず，筋腱複合体の他動的な力学的特性に関する検討のみであった．今後は他動的な筋腱力学的特性だけではなく，自動的な筋腱力学的特性を検討することにより，スポーツ傷害発生の減少のための最適なストレッチングプロトコルの確立が可能となると考えられる．

5. 結語

本研究では，コンスタントトルクストレッチングを用いて，間欠プロトコルと持続プロトコルが筋腱伸張性に与える効果を比較した．また，コンスタントトルクストレッチングによる筋腱伸張性の経時的変化を検証し，持続効果を調査した．これらの検討より以下の結論を得た．

1) 間欠プロトコルが持続プロトコルと比較して，足関節最大背屈角度の増加，受動抵抗トルクの低下が大きいが，スティフネス低下は両条件間で差はみられなかった．
2) 合計 2 分間のコンスタントトルクストレッチングによる足関節最大背屈角度の増加は 10 分以内に消失するが，受動抵抗トルクとスティフネスの低下は 10 分から 20 分の間で消失する．

6. 謝辞

多くの方々のご協力，ご指導によって博士学位論文の執筆を行うことができました．この場を借りて，深く感謝申し上げます．北海道大学大学院保健科学研究院リハビリテーション科学分野 寒川美奈准教授のもとで学部生から修士課程，博士課程に至るまで研究に打ち込み，非常に多くのことを寒川先生から学ばせて頂きました．特に，「自分の研究を応援してくれる人達を増やしていきなさい」と常々助言を頂き，いかに自分の研究内容を分野外の人にでもわかりやすく伝えるかを熱心にご指導頂きました．寒川先生の教えのおかげで学内だけではなく，学外でも研究交流を行い，多くの繋がりを得ることができました．また，本論文の指導だけではなく，研究論文に対する批判的吟味についても非常に細かくご指導頂き，研究に対する批判的吟味の重要性を学ばせて頂きましたこと心より感謝申し上げます．

北海道大学大学院保健科学研究院機能回復学分野 遠山晴一教授，笠原敏史助教，石田知也助教には，研究内容に関して御指導を賜り深く感謝申し上げます．また，遠山晴一教授，浅賀忠義教授には御多忙の中，本論文の親身な御指導，御指摘を賜りましたことを心より感謝申し上げます．

北海道科学大学保健医療学部理学療法学科　井野拓実助教には，数多くの御助言，実験方法の御指導を賜り，多大な御助力を賜りました．深く感謝申し上げます．

NTT 東日本札幌病院リハビリテーションセンター　奈良銀二君には，数多くの御助言，実験方法の御指導を賜り，多大な御助力を賜りました．深く感謝申し上げます．

羊ヶ丘病院リハビリテーション科の皆様には，社会人学生としてご理解，ご協力を頂きましたこと重ねて感謝申し上げます．

北海道大学大学院保健学科院 運動器障害学研究室ならびにスポーツ理学療法学研究室の関係者の皆様には，本研究を進める上で貴重な御指摘，御協力を賜りましたことを深く感謝致します．特に実験を行う上で御協力頂きました，阿部陽祐君，小松﨑美帆さん，千徳風真君，並木隆浩君，京谷直音君，には感謝の念に堪えません．厚く御礼申し上げます．

最後に，長きにわたる学生生活を支えていただいた両親に，この場を借りて心から感謝申し上げます．大学院への進学を相談した時に，「あなたが学びたいと思うなら突き詰めて学びなさい」と応援してくれた言葉があったからこそ，ここまで頑張ることができました．

7. 参考文献リスト

1. Afonso J, Olivares-Jabalera J, Andrade R. Time to Move From Mandatory Stretching? We Need to Differentiate “Can I?” From “Do I Have To?” *Front Physiol*. 2021;12(July):1-5. doi:10.3389/fphys.2021.714166
2. Ainsworth BE, Haskell WL, Herrmann SD, et al. 2011 compendium of physical activities: A second update of codes and MET values. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(8):1575-1581. doi:10.1249/MSS.0b013e31821ece12
3. Apostolopoulos N, Metsios GS, Flouris AD, Koutedakis Y, Wyon MA. The relevance of stretch intensity and position—a systematic review. *Front Psychol*. 2015;6(August). doi:10.3389/fpsyg.2015.01128
4. Behm DG, Kay AD, Trajano GS, Alizadeh S, Blazevich AJ. Effects of Stretching on Injury Risk Reduction and Balance. *J Clin Exerc Physiol*. 2021;10(3):106-116. doi:10.31189/2165-6193-10.3.106
5. Bogdanis GC, Donti O, Tsolakis C, Smilios I, Bishop DJ. Intermittent but Not Continuous Static Stretching Improves Subsequent Vertical Jump Performance in Flexibility-Trained Athletes. *J strength Cond Res*. 2019;33(1):203-210. doi:10.1519/JSC.0000000000001870
6. Boyce D, Brosky JA. Determining the minimal number of cyclic passive stretch repetitions recommended for an acute increase in an indirect measure of hamstring length. *Physiother Theory Pract*. 2008;24(2):113-120. doi:10.1080/09593980701378298
7. Bressel E, McNair PJ. The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke. *Phys Ther*. 2002;82(9):880-887. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12201802
8. Bretonneau Q, Faucher C, Theurot D, et al. Influence of continuous vs. intermittent static stretching on repeated jump performance. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2019;22(sup1):S270-S272. doi:10.1080/10255842.2020.1714909
9. Cabido CET, Bergamini JC, Andrade AGP, Lima F V., Menzel HJ, Chagas MH. Acute effect of constant torque and angle stretching on range of motion, muscle passive properties, and stretch discomfort percept. *J Strength Cond Res*. 2014;28(4):1050-1057. doi:10.1519/JSC.0000000000000241
10. Donti O, Gaspari V, Papia K, Panidi I, Donti A, Bogdanis GC. Acute Effects of Intermittent and Continuous Static Stretching on Hip Flexion Angle in Athletes with Varying Flexibility Training Background. *Sports*. 2020;8(3):28. doi:10.3390/sports8030028
11. Donti O, Papia K, Toubekis A, Donti A, Sands WA, Bogdanis GC. Flexibility training in

preadolescent female athletes: Acute and long-term effects of intermittent and continuous static stretching. *J Sports Sci*. 2018;36(13):1453-1460. doi:10.1080/02640414.2017.1397309

12. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*. 2007;39(2):175-191. doi:10.3758/BF03193146
13. Fischer AA. Tissue compliance meter for objective, quantitative documentation of soft tissue consistency and pathology. *Arch Phys Med Rehabil*. 1987;68(2):122-125. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3813858
14. Franco BL, Signorelli GR, Trajano GS, De Oliveira CG. Acute effects of different stretching exercises on muscular endurance. *J Strength Cond Res*. 2008;22(6):1832-1837. doi:10.1519/JSC.0b013e31818218e1
15. Fukaya T, Matsuo S, Iwata M, et al. Acute and chronic effects of static stretching at 100% versus 120% intensity on flexibility. *Eur J Appl Physiol*. 2021;121(2):513-523. doi:10.1007/s00421-020-04539-7
16. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: Review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech*. 2001;16(2):87-101. doi:10.1016/S0268-0033(00)00061-9
17. Hatano G, Suzuki S, Matsuo S, et al. Hamstring Stiffness Returns More Rapidly After Static Stretching Than Range of Motion, Stretch Tolerance, and Isometric Peak Torque. *J Sport Rehabil*. 2019;28(4):325-331. doi:10.1123/jsr.2017-0203
18. Herda TJ, Costa PB, Walter AA, et al. Effects of two modes of static stretching on muscle strength and stiffness. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(9):1777-1784. doi:10.1249/mss.0b013e318215cda9
19. Herda TJ, Costa PB, Walter AA, Ryan ED, Cramer JT. The time course of the effects of constant-angle and constant-torque stretching on the muscle-tendon unit. *Scand J Med Sci Sport*. 2014;24(1):62-67. doi:10.1111/j.1600-0838.2012.01492.x
20. Kataura S, Suzuki S, Matsuo S, et al. Acute effects of the different intensity of static stretching on flexibility and isometric muscle force. *J Strength Cond Res*. 2017;31(12):3403-3410. doi:10.1519/JSC.0000000000001752
21. Kato E, Kanehisa H, Fukunaga T, Kawakami Y. Changes in ankle joint stiffness due to stretching: The role of tendon elongation of the gastrocnemius muscle. *Eur J Sport Sci*. 2010;10(2):111-119. doi:10.1080/17461390903307834
22. Konrad A, Budini F, Tilp M. Acute effects of constant torque and constant angle stretching on the muscle and tendon tissue properties. *Eur J Appl Physiol*. 2017;117(8):1649-1656. doi:10.1007/s00421-017-3654-5
23. Konrad A, Reiner MM, Thaller S, Tilp M. The time course of muscle-tendon properties

and function responses of a five-minute static stretching exercise. *Eur J Sport Sci*. 2019;0(0):1-9. doi:10.1080/17461391.2019.1580319

24. Magnusson SP, Aagaard P, Nielson JJ. Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle- tendon unit. *Med Sci Sports Exerc*. 2000;32(6):1160-1164. doi:10.1097/00005768-200006000-00020
25. Magnusson SP, Aagaard P, Simonsen EB, Bojsen-Møller F. Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo. *Scand J Med Sci Sport*. 2000;10(6):351-359. doi:10.1034/j.1600-0838.2000.010006351.x
26. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Kjaer M. Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med*. 1996;24(5):622-628. doi:10.1177/036354659602400510
27. Marchetti P, Soares EG, Serpa E, et al. Acute Effects of Stretching Routines with and without Rest Intervals between Sets in the Bounce Drop Jump Performance_2015. *Int J Sport Sci*. 2015;5(1):39-43. doi:10.5923/j.sports.20150501.07
28. Matsuo S, Suzuki S, Iwata M, et al. Acute effects of different stretching durations on passive torque, mobility, and isometric muscle force. *J strength Cond Res*. 2013;27(12):3367-3376. doi:10.1519/JSC.0b013e318290c26f
29. Matsuo S, Suzuki S, Iwata M, Hatano G, Nosaka K. Changes in force and stiffness after static stretching of eccentrically-damaged hamstrings. *Eur J Appl Physiol*. 2015;115(5):981-991. doi:10.1007/s00421-014-3079-3
30. McNair PJ, Dombroski EW, Hewson DJ, Stanley SN. Stretching at the ankle joint: Viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33(3):354-358. doi:10.1097/00005768-200103000-00003
31. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. Decrements in stiffness are restored within 10 min. *Int J Sports Med*. 2013;34(6):484-490. doi:10.1055/s-0032-1327655
32. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scand J Med Sci Sports*. 2013;23(1):23-30. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01329.x
33. Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, Jones DA. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol*. 2008;586(1):97-106. doi:10.1113/jphysiol.2007.140434
34. Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, Ichihashi N. Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. *J Orthop Res*. 2011;29(11):1759-1763. doi:10.1002/jor.21445
35. Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, Ichihashi N. Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle-tendon unit during 5 min of static stretching.

Man Ther. 2013;18(3):211-215. doi:10.1016/j.math.2012.09.010

36. Nakamura M, Sato S, Kiyono R, Takahashi N, Yoshida T. Effect of Rest Duration Between Static Stretching on Passive Stiffness of Medial Gastrocnemius Muscle In Vivo. *J Sport Rehabil*. 2020;29(5):578-582. doi:10.1123/jsr.2018-0376
37. Nakamura M, Sato S, Murakami Y, et al. The Comparison of Different Stretching Intensities on the Range of Motion and Muscle Stiffness of the Quadriceps Muscles. *Front Physiol*. 2021;11(January):1-7. doi:10.3389/fphys.2020.628870
38. Nojiri S, Ikezoe T, Nakao S, et al. Effect of static stretching with different rest intervals on muscle stiffness. *J Biomech*. 2019;90:128-132. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.04.036
39. Nordez A, Cornu C, McNair P. Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clin Biomech*. 2006;21(7):755-760. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.03.005
40. Oba K, Samukawa M, Nakamura K, et al. Influence of Constant Torque Stretching at Different Stretching Intensities on Flexibility and Mechanical Properties of Plantar Flexors. *J strength Cond Res*. 2021;35(3):709-714. doi:10.1519/JSC.0000000000002767
41. Palmer TB. Acute Effects of Constant-Angle and Constant-Torque Static Stretching on Passive Stiffness of the Posterior Hip and Thigh Muscles in Healthy, Young and Old Men. *J Strength Cond Res*. Published online 2017:1. doi:10.1519/jsc.0000000000002157
42. Palmer TB. Acute Effects of Constant-Angle and Constant-Torque Static Stretching on Passive Stiffness of the Posterior Hip and Thigh Muscles in Healthy, Young and Old Men. *J strength Cond Res*. 2019;33(11):2991-2999. doi:10.1519/JSC.0000000000002157
43. Ryan ED, Beck TW, Herda TJ, et al. Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. *Med Sci Sports Exerc*. 2008;40(8):1529-1537. doi:10.1249/MSS.0b013e31817242eb
44. Ryan ED, Beck TW, Herda TJ, et al. The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38(10):632-639. doi:10.2519/jospt.2008.2843
45. Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, et al. Determining the minimum number of passive stretches necessary to alter musculotendinous stiffness. *J Sports Sci*. 2009;27(9):957-961. doi:10.1080/02640410902998254
46. Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, et al. Viscoelastic creep in the human skeletal muscle-tendon unit. *Eur J Appl Physiol*. 2010;108(1):207-211. doi:10.1007/s00421-009-1284-2
47. Sato S, Kiyono R, Takahashi N, Yoshida T, Takeuchi K, Nakamura M. The acute and prolonged effects of 20-s static stretching on muscle strength and shear elastic modulus. *PLoS One*. 2020;15(2):1-10. doi:10.1371/journal.pone.0228583
48. Sobolewski EJ, Ryan ED, Thompson BJ, McHugh MP, Conchola EC. The influence of

age on the viscoelastic stretch response. *J Strength Cond Res*. 2014;28(4):1106-1112. doi:10.1519/JSC.0000000000000326

49. Takeuchi K, Akizuki K, Nakamura M. Association between static stretching load and changes in the flexibility of the hamstrings. *Sci Rep*. 2021;11(1):21778. doi:10.1038/s41598-021-01274-7
50. Takeuchi K, Akizuki K, Nakamura M. Time course of changes in the range of motion and muscle-tendon unit stiffness of the hamstrings after two different intensities of static stretching. *PLoS One*. 2021;16(9):e0257367. doi:10.1371/journal.pone.0257367
51. Takeuchi K, Nakamura M. Influence of High Intensity 20-Second Static Stretching on the Flexibility and Strength of Hamstrings. *J Sports Sci Med*. 2020;19(2):429-435.
52. Takeuchi K, Nakamura M. The optimal duration of high-intensity static stretching in hamstrings. *PLoS One*. 2020;15(10 October):1-12. doi:10.1371/journal.pone.0240181
53. Takeuchi K, Sato S, Kiyono R, et al. High-Intensity Static Stretching in Quadriceps Is Affected More by Its Intensity Than Its Duration. *Front Physiol*. 2021;12(July):1-7. doi:10.3389/fphys.2021.709655
54. Taylor DC, Dalton JD, Seaber A V., Garrett WE. Viscoelastic properties of muscle-tendon units: The biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med*. 1990;18(3):300-309. doi:10.1177/036354659001800314
55. Trajano GS, Nosaka K, B. Seitz L, Blazevich AJ. Intermittent stretch reduces force and central drive more than continuous Stretch. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46(5):902-910. doi:10.1249/MSS.0000000000000185
56. Watsford ML, Murphy AJ, McLachlan KA, 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(10):2058-2064. doi:10.1177/0363546510370197
57. Weppler CH, Magnusson SP. Increasing muscle extensibility: A matter of increasing length or modifying sensation? *Phys Ther*. 2010;90(3):438-449. doi:10.2522/ptj.20090012
58. Yeh CY, Chen JJJ, Tsai KH. Quantifying the effectiveness of the sustained muscle stretching treatments in stroke patients with ankle hypertonia. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007;17(4):453-461. doi:10.1016/j.jelekin.2006.07.001

8. 業績一覧

本論文の一部は以下の論文にて発表した.

1. Oba K, Samukawa M, Abe Y, Suzuki Y, Komatsuzaki M, Kasahara S, Ishida T, Tohyama H. Effects of Intermittent and Continuous Static Stretching on Range of Motion and Musculotendinous Viscoelastic Properties Based on a Duration-Matched Protocol. Int J Environ Res Public Health. 2021 Oct;18(20):10632.

本論文の一部は以下の学会にて発表した.

1. 大場健裕, 寒川美奈, 千徳風真, 小松崎美帆, 石田知也, 笠原敏史, 遠山晴一. Constant torque stretching と constant angle stretching の足関節底屈筋の力学的特性に与える効果の持続性の検討. 第 8 回スポーツ理学療法学会 2021.12. 愛知（web 開催）
2. 大場健裕, 阿部陽祐, 石田知也, 寒川美奈. 間欠的および連続的ストレッチングが筋腱伸張性に与える即時的効果の検討. 第 75 回日本体力医学会大会 2020.9. 鹿児島（web 開催）

【その他業績一覧】

学術論文一覧

1. Nara G, Samukawa M, Oba K, Koshino Y, Ishida T, Kasahara S, Tohyama H. The deficits of isometric knee flexor strength in lengthened hamstring position after hamstring strain injury. Phys Ther Sport. [in press]
2. Mikami K, Samukawa M, Oba K, Nakamura K, Suzumori Y, Ishida Y, Matsumoto H, Aoki Y, Ishida T, Yamanaka M, Tohyama H. Torque-angle curve of the knee flexors in athletes with a prior history of hamstring. Phys Ther Sport. [in press]
3. Oba K, Ohta M, Mani H, Suzuki T, Ogasawara K, Samukawa M. The Effects of Static Stretching on Dynamic Postural Control During Maximum Forward Leaning Task. J Mot Behav. 2021 Jun 21:1-9. [Epub ahead of print]
4. Tsurubami R, Oba K, Samukawa M, Takizawa K, Chiba I, Yamanaka M, Tohyama H. Warm-Up Intensity and Time Course Effects on Jump Performance. J Sports Sci Med. 2020 Nov;19(4):714-720.
5. 奈良 昌哉, 鈴森 雄貴, 大場 健裕, 寒川 美奈, 高校野球選手における投球障害予防への認識調査, 理学療法科学, 2021, 36 巻, 3 号, p. 409-413.
6. 石田優子, 寒川美奈, 大場健裕, 中村賢太郎, 片寄正樹, 山中正紀, 遠山晴一. 腸腰筋ストレッチングが胸腰椎・骨盤アライメントへ与える効果の検証. 日本臨床スポーツ医学会誌. 2020;28(3):501-505.

【学会発表】

1. 京谷直音，大場健裕，千徳風真，寒川美奈．ダイナミックストレッチングの実施方法が筋腱伸張性に与える影響．第 8 回スポーツ理学療法学会 2021.12．愛知（web 開催）
2. 岡出海，寒川美奈，大場健裕，萬井太規，鈴木哲平，小笠原克彦．スタティックストレッチングが高齢者の姿勢制御に与える即時的効果．第 8 回スポーツ理学療法学会 2021.12．愛知（web 開催）
3. 奈良銀二，寒川美奈，大場健裕，越野裕太，笠原敏史，石田知也，遠山晴一．ハムストリングスの肉離れが異なる膝屈曲角度における等尺性膝関節屈曲筋力に与える影響．第 8 回スポーツ理学療法学会 2021.12．愛知（web 開催）
4. 小松崎美帆，寒川美奈，鈴木悠季乃，大場健裕．短時間(中等度・30s4 セット)のスタティックストレッチングが筋腱伸張性に与える影響－性差の検討－．第 10 回日本アスレティックトレーニング学会学術大会 2021.10．東京（web 開催）
5. Kyotani N, Samukawa M, Suzuki Y, Oba K. No effects of dynamic stretching methods on muscle-tendon elasticity. The 5th FHS International Conference 2021, Sep, Hokkaido, Japan.
6. Komatsuzaki M, Oba K, Sentoku H, Samukawa M. Sex differences in effects of Static Stretching on the extensibility of the muscle-tendon unit. The 5th FHS International Conference 2021, Sep, Hokkaido, Japan.
7. 大場健裕，太田萌香，奈良銀二，中村賢太郎，鈴木哲平，小笠原克彦，寒川美奈．スタティックストレッチングが動的姿勢バランスに与える即時効果．第 74 回日本体力医学会大会 2019.9．茨城
8. Oba K, Ohta M, Nakamura K, Nara G, Ikegami N, Samukawa M. Acute effects of static stretching for ankle plantar flexors on postural balance with forward stability limits. World Federation of Athletic Training & Therapy 2019 World Congress X - Tokyo 2019, May, Chiba, Japan.
9. Nakamura K, Samukawa M, Oba K, Yamanaka M, Ishida T, Tohyama H. The Effects of Contribution of changes in neurological factors and mechanical properties to stretch-induced force deficits. World Federation of Athletic Training & Therapy 2019 World Congress X - Tokyo 2019, May, Chiba, Japan.
10. 大場健裕，太田萌香，奈良銀二，中村賢太郎，鈴木哲平，小笠原克彦，寒川美奈．スタティックストレッチングが動的バランスに与える影響．第 21 回日本体力医学会北海道地方会学術集会 2019.4．北海道