

早稲田大学審査学位論文

博士（スポーツ科学）

ハムストリング肉離れの再発予防戦略
ーノルディックハムストリングに着目してー

Strategy to prevent recurrence of hamstring
strain injury: Focusing on the Nordic Hamstring

2023年1月

早稲田大学大学院 スポーツ科学研究科

曾我 利明

SOGA, Toshiaki

研究指導教員： 広瀬 統一 教授

第1章：序論.....	1
第1節 序.....	1
第2節 研究小史.....	6
第3節 本論文の目的および構成.....	13
第2章：ノルディックハムストリング中の傾斜台の角度の違いがハムストリン グの筋放電量に及ぼす影響.....	15
第1節 緒言.....	15
第2節 方法.....	17
第3節 結果.....	24
第4節 考察.....	27
第5節 結論.....	30
第3章：傾斜台を用いた両側および片側のノルディックハムストリングにおけ るハムストリングの筋放電量の差異.....	31
第1節 緒言.....	31
第2節 方法.....	33
第3節 結果.....	40
第4節 考察.....	44
第5節 結論.....	49

第 4 章：傾斜台を用いた片側のノルディックハムストリングの負荷の違いがハムストリングの筋放電量に及ぼす影響.....	50
第 1 節 緒言.....	50
第 2 節 方法.....	52
第 3 節 結果.....	59
第 4 節 考察.....	63
第 5 節 結論.....	67
第 5 章：総合考察.....	68
第 6 章：結論.....	77
参考文献.....	78

本博士論文は、以下の研究成果を基に執筆された。

【第2章】

・原著論文

Toshiaki Soga, Daichi Nishiumi, Atsuya Furusho, Kei Akiyama, and Norikazu Hirose. Effect of Different Slopes of the Lower Leg during the Nordic Hamstring Exercise on Hamstring Electromyography Activity. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2021;20(2):216-221.

・学会発表

曾我利明, 西海大地, 古庄敦也, 秋山圭, 広瀬統一. 傾斜台を用いたノルディックハムストリングがハムストリングの筋放電量に及ぼす影響. NSCA ジャパン S&C カンファレンス 2020. 2020年12月12日. 口頭発表.

【第3章】

・原著論文

Toshiaki Soga, Taspol Keerasomboon, Kei Akiyama, and Norikazu Hirose. Difference of Hamstring Activity Between Bilateral and Unilateral Nordic Hamstring Exercises With a Sloped Platform. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2022;31(3):325-330.

・学会発表

Toshiaki Soga, Kei Akiyama, and Norikazu Hirose. Effect of bilateral and unilateral Nordic hamstring exercise with lower leg slope on hamstring electromyographic activity. 26th Annual Congress of the European College of

Sport Science. 11 September 2021. e-poster.

【第4章】

・原著論文

Toshiaki Soga, Hiromi Saito, Kei Akiyama, and Norikazu Hirose. Changes in amplitude of hamstring electromyographic activity and its peak location during Nordic hamstring exercise by adding external load. *International Journal of Athletic Therapy and Training*. in press.

・学会発表

曾我利明, 齋藤裕美, 秋山圭, 広瀬統一. 傾斜台を用いたユニラテラル・ノルディックハムストリングの負荷の違いが大腿二頭筋長頭の筋放電量に及ぼす影響. NSCA ジャパン S&C カンファレンス 2021. 2021年12月11日. 口頭発表.

第1章：序論

第1節 序

ハムストリング肉離れ(Hamstring Strain Injury、以下：HSI)は、あらゆるスポーツ活動の中で生じる。例えば、リオデジャネイロオリンピックの試合中に生じた急性の筋損傷の多くが HSI であったことが報告されている (Crema et al., 2018)。HSI は、全力疾走時に受傷するスプリントタイプと筋の過度の伸張により受傷するストレッチタイプに分類される (Askling et al., 2014; Askling et al., 2013)。サッカー (Askling et al., 2013) および陸上競技 (Askling et al., 2014) における調査によると、HSI の全発生件数のうちスプリントタイプが 72-93 % と、その大半がスプリントタイプであることが報告されている。近年報告されたメタ解析によると、HSI の過去の受傷歴が HSI 発症の最も強いリスクファクターとなることが示唆されている (Green et al., 2020)。これは、HSI がその発生率の高さに加え、再発率が高いことを示している。実際に、HSI を再発した例のうち 50%以上が競技復帰後 25 日以内に受傷し、その約 80%が前回の受傷時と同筋・同部位に再発することが報告されている (Wangenstein et al., 2016)。したがって、アスリートにとって HSI を生涯引き起こさないことが望まれるが、起こしてしまった場合に、その再発を予防する試みが重要であると考えられる。

ハムストリングを含む多くの筋機能を測定する方法に多用途筋機能評価運動装置(Biodex など)がよく使用される。この筋機能評価装置によって、等尺性筋力、短縮性筋力、伸張性筋力の定量化が可能となる。HSI 受傷歴のある者の特徴としては、健側と比べて患側の膝屈曲運動中における大腿二頭筋長頭(Biceps Femoris long head、以下：BF_{lh})(Buhmann et al., 2020; Buhmann et al., 2021a; Buhmann et al., 2021b; Opar et al., 2013; Sole et al., 2011)と半腱様筋(Semitendinosus、以下：ST)(Sole et al., 2011)の表面筋電図(Surface Electromyography)での活動低下があげられ、特に膝屈曲角度の 30° 以内(0° を膝完全伸展とする)でみられる(Buhmann et al., 2020; Buhmann et al., 2021a; Buhmann et al., 2021b; Opar et al., 2013; Sole et al., 2011)。この神経系の活動抑制が HSI の再発を繰り返す原因であると推察される(Fyfe et al., 2013)。BF_{lh} と ST の中でも、多くの研究が BF_{lh} の筋放電量の低下を報告している(Buhmann et al., 2020; Buhmann et al., 2021a; Buhmann et al., 2021b; Opar et al., 2013)。これは、スプリントタイプの HSI のうち 85-94%が BF_{lh} で生じることが原因であることが推察される(Askling et al., 2014; Askling et al., 2013; Gronwald et al., 2022)。したがって、HSI の再発予防のためには、膝屈曲 30° 以内で患側のハムストリングの筋放電量を賦活化させるようなリハビリテーションの実施が重要であるといえる。事実、膝屈曲 20° まで負荷をかけ続けるユニラテラル・エク

ササイズの実施によって HSI の再発を防止した報告がある (Tyler et al., 2017)。

ハムストリングの筋力を向上させるエクササイズとしてノルディックハムストリング (Nordic Hamstring、以下：NH) が注目されている (Bautista et al., 2021) (図 1-1)。NH の実施方法は、まずパートナーが実施者の足首をしっかりと掴み、固定する。続いて、実施者は膝から頭までをまっすぐにした膝立ち姿勢を作り、ハムストリングの筋力が耐えうる限り、上体を前傾させていく (図 1-1)。上体の前傾に伴った膝伸展モーメントの増大にハムストリングの筋力が耐えられなくなったら、それを脱力させ、手を床に付けて上体の勢いを緩衝させる。このハムストリングの脱力を開始した瞬間は、ブレイクポイントとよばれている。ブレイクポイント時の膝屈曲角度は、ブレイクポイント角度 (Break-point angle、以下：BPA) とよばれ、膝伸展角速度が 10° /秒を超えた時の膝屈曲角度とされている (Lee et al., 2018; Lee et al., 2017) (図 1-2)。NH の課題点はふたつある。ひとつは、多くの対象者の BPA が膝深屈曲位で生じるがゆえに (Ditroilo et al., 2013; Lee et al., 2018; Lee et al., 2017)、膝屈曲 30° 以内では脱力状態であるため、BFlh の筋放電量が小さくなる可能性が高いことである (Monajati et al., 2017)。もうひとつは、両足での NH 中に健側が患側の負荷を代償することである (Bourne et al., 2016)。以上のことから、膝屈曲 30° 以内で患側のハムストリングの筋放電量を高める NH の方法を開発することが HSI の再発を予防する上

で重要であると考えられる。

近年、NH中の最大膝屈曲モーメント発揮時の膝屈曲角度が傾斜台を使用することによって膝浅屈曲位に移行することが報告された(Hirose et al., 2021; Sconce et al., 2021)。これは傾斜台の利用によってBPAが膝浅屈曲位にシフトすると同時に膝屈曲30°以内におけるハムストリングの筋放電量を高める可能性を秘めているが、それらの検証がなされていないため、NHにおける傾斜台の有効性については不明である。本研究を遂行することにより、通常のNHと比較して、傾斜台を用いたNHが膝屈曲30°以内でのハムストリングの筋放電量を高めることが明らかとなれば、HSIの再発予防戦略の構築に多大な恩恵があると考えられる。HSI受傷歴のある者は患側のBFlhの筋放電量が主に低下していることを踏まえ、本研究では、傾斜台と外的負荷(メディシンボール)を用い、膝屈曲30°以内で片側のハムストリングを最大限賦活化させるNHの方法を探索することを目的とした。

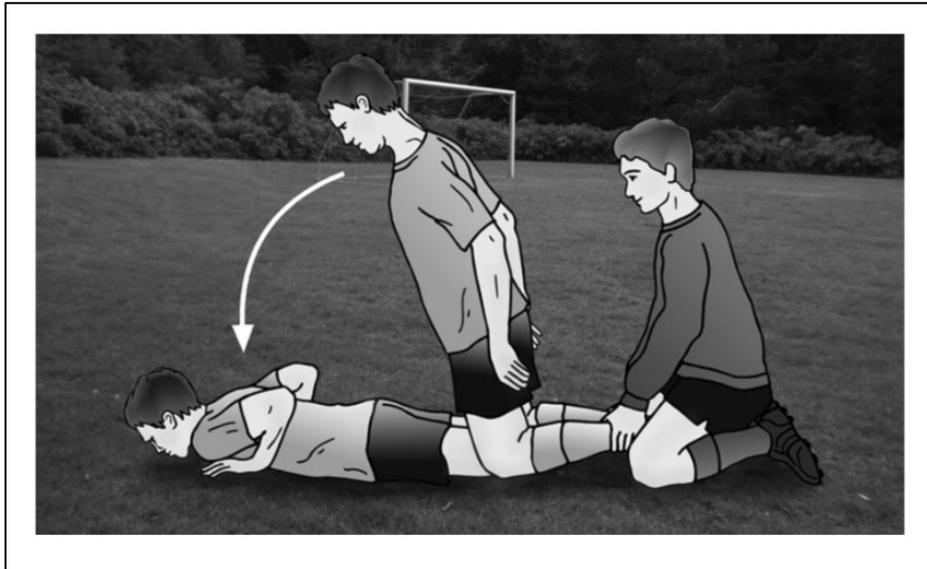


図 1-1 ノルディックハムストリング

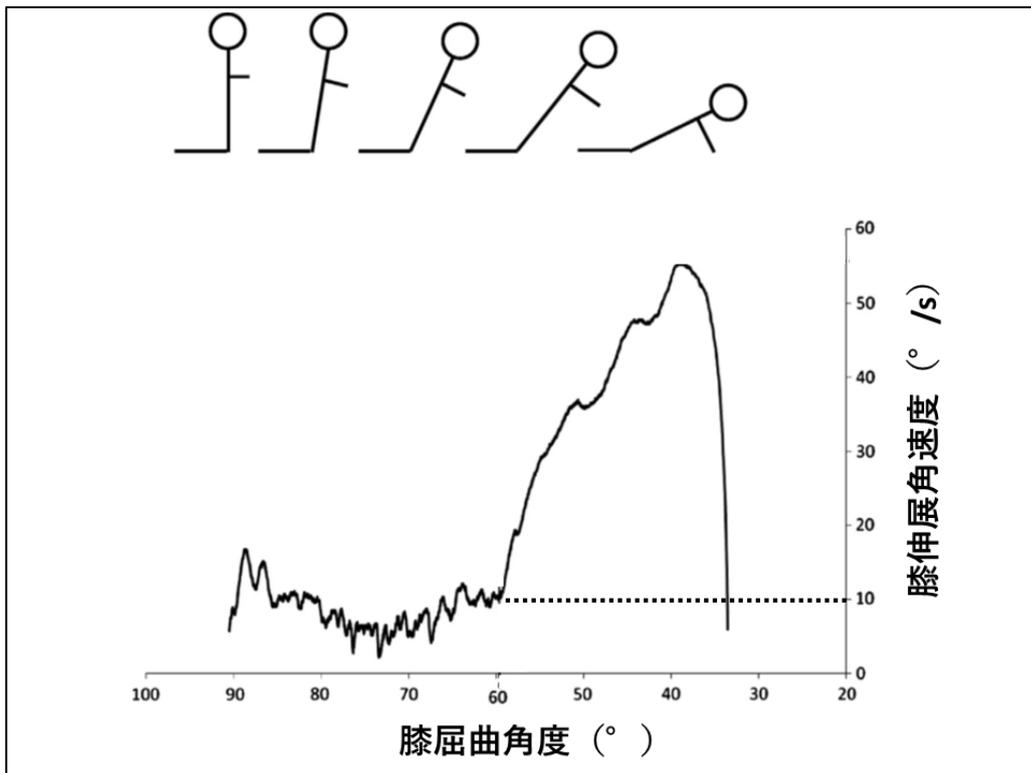


図 1-2 NH における BPA

第2節 研究小史

第1項 ハムストリングの形態および膝屈曲角度で異なる各筋の活動パターン

ハムストリングは、BFlh、大腿二頭筋短頭(Biceps Femoris short head、以下：BFsh)、ST、半膜様筋(Semimembranosus、以下：SM)の4つの筋から構成される。BFlh および SM は半羽状筋であり、筋束が筋の収縮方向に対して斜めに配列しているため、生理学的横断面積が大きく、大きな筋力発揮に優位性がある一方で、筋束長が短いため、収縮範囲は短いという特性を持っている(Woodley and Mercer, 2005)。ST および BFsh は紡錘状筋であり、筋束が筋の収縮方向に対して平行に配列しているため、筋束長が長く、長い収縮範囲を持っている一方で、生理学的横断面積が小さいため、筋力発揮に不利な形態である(Woodley and Mercer, 2005)。このような形態の差異が膝屈曲運動中におけるハムストリングの筋放電パターンに差異を生じさせている可能性が示唆される。例えば、Hirose & Tsuruike は、等尺性の膝屈曲運動中における BFlh、ST および SM を対象に膝屈曲 30°、60°、90° そして 120° (0° を完全膝伸展とする)の4つの角度間で筋放電量を比較した(Hirose and Tsuruike, 2018)。その結果、BFlh と SM については、膝屈曲 30° および 60° での筋放電量が膝屈曲 90° および 120° のそれよりも有意に高値を示し、一方で ST については、膝屈曲 90° および 120° での筋放電量が膝屈曲 30° および 60° のそれよりも有意に高値を示したこと

を報告した。これは、膝屈曲 45° 前後の膝浅屈曲位では大きな筋力発揮に優位性がある半羽状筋の BFlh と SM の活動量が大きく、一方で膝屈曲 105° 前後の膝深屈曲位では長い収縮範囲を有している紡錘状筋の ST の活動が BFlh や SM を上回ることを示唆している。

第 2 項 スプリントの遊脚期後半におけるハムストリングの筋腱の振る舞い

HSI は、全力疾走時に受傷するスプリントタイプと筋の過度の伸張により受傷するストレッチタイプに分類される(Askling et al., 2014; Askling et al., 2013)。サッカー(Askling et al., 2013) および陸上競技(Askling et al., 2014)における調査によると、HSI の全発生件数のうちスプリントタイプが 72-93 %と、その大半がスプリントタイプであることが報告されている。さらに、スプリントタイプのうち 85~94% が BFlh で発生することから、BFlh に特化した肉離れ受傷予防法の確立が求められている。

スプリント動作の局面は、支持期と遊脚期に大別できる。支持期は、足を地面に支持しながら地面反力を得るのに対し、遊脚期は足を前方に振り出すことによって次の接地に備える。HSI の多くが遊脚期後半で生じることが示唆されており(Danielsson et al., 2020)、この動作の定義は、股関節最大屈曲時から接地までの局面とされている(Higashihara et al., 2010)。筋の肉離れは、筋が強く伸ば

されながら神経活動が最大となる瞬間に起こるとされている (Jarvinen et al., 2005)。実際に、遊脚期後半では、肉離れが発症しやすい BFlh の筋腱複合体の長さのピークと、その筋放電量のピークが同時に起こることが報告されている (Higashihara et al., 2016)。この局面では、膝関節の屈曲角度は 30° 以内であり (Higashihara et al., 2010)、この角度範囲では BFlh の活動量が高まりやすい (Hirose and Tsuruike, 2018; Onishi et al., 2002)。そのため、肉離れの既往により HSI の受傷機転である膝屈曲 30° 以内において BFlh の筋放電量の低下が生じることがいくつかの先行研究により示唆されている (Buhmann et al., 2020; Buhmann et al., 2021a; Buhmann et al., 2021b; Opar et al., 2013; Sole et al., 2011)。

筋の収縮様式には、短縮性収縮、伸張性収縮、等尺性収縮の 3 つがある。短縮性収縮は筋が短くなりながら力を発揮するのに対し、伸張性収縮は筋が伸ばされながら力を発揮する。等尺性収縮については、筋の長さを一定に保ちながら力を発揮する。従来、遊脚期後半におけるハムストリングは、短縮性収縮と伸張性収縮に振舞っていると考えられてきた。しかしながら、ハムストリングは、むしろ等尺性収縮様に振舞い、腱の伸長・短縮サイクルによって遊脚期後半の動作を遂行していることを示唆する報告がある (Thelen et al., 2005; Van Hooren and Bosch, 2017a) (図 1-3)。この筋が等尺性収縮様に振舞い、腱が伸長される振る舞いは、近年ではしばしば quasi-isometric とよばれている (Van Hooren et al.,

2022)。したがって、HSI の予防を目的とした場合に、ハムストリングの quasi-isometric が生じるエクササイズが重要であると述べている研究者がいる (Van Hooren and Bosch, 2017b; Van Hooren et al., 2022)。

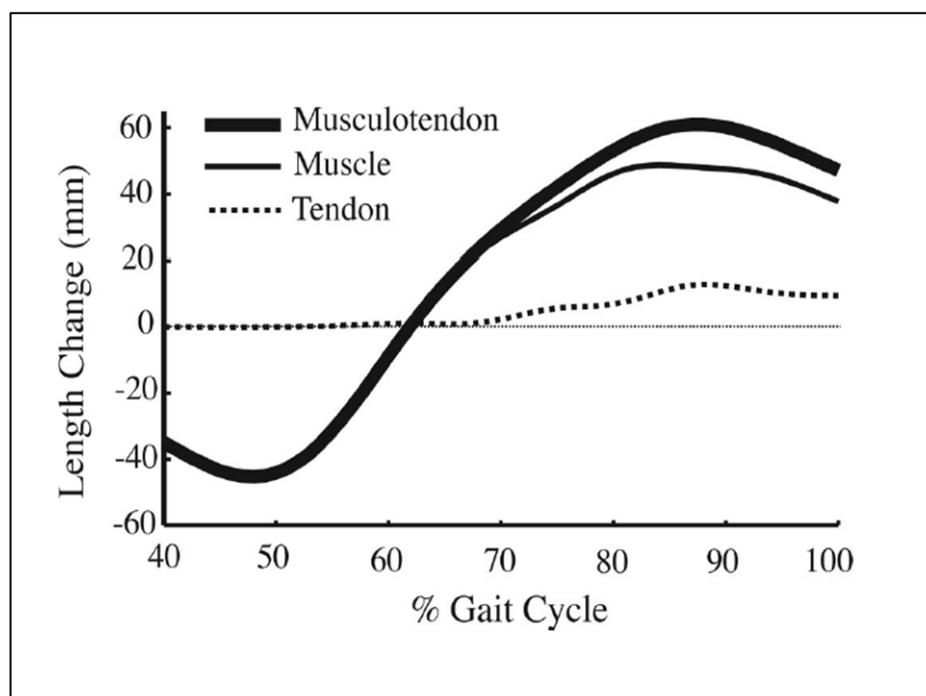


図 1-3 遊脚期後半におけるハムストリングの筋腱の振る舞い

(Thelen et al., 2005)

第 3 項 受傷歴のある者の特徴

HSI は、あらゆるスポーツ活動のなかで生じる (Crema et al., 2018)。HSI 発症の最も強いリスクファクターは、過去の受傷歴であることが最近のメタ解析の報告で示された (Green et al., 2020)。HSI の発生率が高いことに加えて、再発率

も高いことがこの外傷の特徴である。アスリートにとって HSI を生涯経験しないことが望まれるが、それが発症してしまった際に再発を予防する試みは、アスリートのパフォーマンスの維持・向上に重要であると考えられる。

過去に HSI を受傷した経験を有する者の特徴としては、膝屈曲運動中における BFlh の筋放電量において健患差が生じることがあげられる (Buhmann et al., 2020; Buhmann et al., 2021b; Opar et al., 2013; Sole et al., 2011) (図 1-4)。膝屈曲運動中における患側の BFlh の筋放電量の低下は、HSI 受傷機転であるスプリントの遊脚期後半の HSI 受傷機転に類似した膝屈曲角度の 30° 以内でみられる (Buhmann et al., 2020; Buhmann et al., 2021a; Buhmann et al., 2021b; Opar et al., 2013; Sole et al., 2011)。この神経系の活動抑制が HSI の再発を繰り返す原因であると推察される (Fyfe et al., 2013)。BFlh と ST の中でも、多くの研究が BFlh の筋放電量の低下を報告している (Buhmann et al., 2020; Buhmann et al., 2021a; Buhmann et al., 2021b; Opar et al., 2013)。これは、スプリントタイプの HSI のうち 85-94% が BFlh で生じることが原因であることが推察される (Askling et al., 2014; Askling et al., 2013; Gronwald et al., 2022)。このような背景から BFlh に特化した肉離れ受傷予防法の確立が求められ、HSI の再発予防のためには、膝屈曲 30° 以内で患側の BFlh の筋放電量を賦活化させるようなりハビリテーションの実施が重要であると考えられる。事実、膝屈曲 20° まで負

荷をかけ続けるユニラテラルスタンス (片側性) での伸張性の膝屈曲トレーニングの介入によって HSI の再発を防止した報告がある (Tyler et al., 2017)。

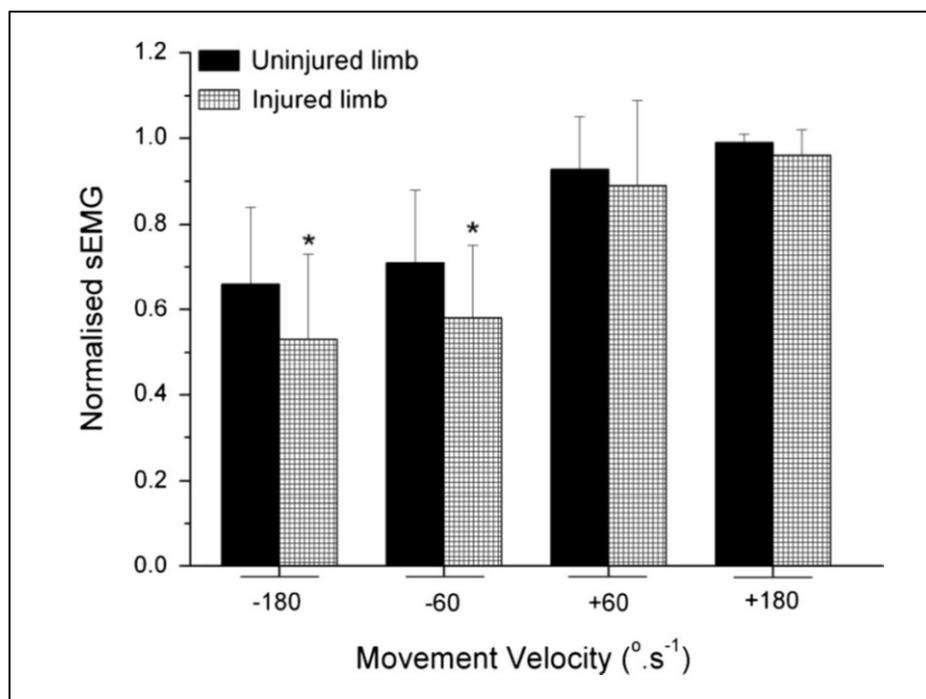


図 1-4 膝屈曲運動中における BFlh の筋放電量の健患差 (Opar et al., 2013)

膝屈曲運動の短縮性収縮と伸張性収縮中の膝屈曲 $15\text{-}35^{\circ}$ 区間での BFlh の筋放電量の健患差を示している。横軸の +60 は短縮性収縮の角速度 60deg/s 条件、+180 は短縮性収縮の角速度 180deg/s 条件、-60 は伸張性収縮の角速度 60deg/s 条件、-180 は伸張性収縮の角速度 180deg/s 条件を示す。縦軸は、BFlh の筋放電量の大きさを示している。-60 条件と -180 条件のみ Uninjured limb と Injured limb で有意差が確認される (* $p < 0.05$)。

第 4 項 ノルディックハムストリングの課題

ハムストリングを鍛えるエクササイズとして NH が近年注目されてきている (Bautista et al., 2021)。最近の報告によると、NH はブレイクポイントに至るまで

BFlh が quasi-isometric を維持していることが報告された (Pincheira et al., 2022; Van Hooren et al., 2022)。HSI の予防を目的とした場合に、ハムストリングの quasi-isometric が生じるエクササイズが重要である可能性があることから (Van Hooren and Bosch, 2017b; Van Hooren et al., 2022)、NH はそのエクササイズになり得る可能性がある。しかしながら、通常の NH では、BPA が 50° を超えるがゆえに (Ditroilo et al., 2013; Lee et al., 2018; Lee et al., 2017)、膝屈曲 30° 以内での BFlh の筋放電量が小さくなる可能性が高い (Monajati et al., 2017)。それゆえ、膝屈曲 30° 以内での BFlh の筋放電量を高める NH の方法を開発することは、HSI の再発を予防する上で重要であると考えられる。

また、ハムストリングの活動パターンを評価する指標のひとつに BFlh の活動量 (表面筋電図による筋放電量や磁気共鳴画像法による T2 値) を ST のそれで割った BFlh/ST 比があげられる (Bourne et al., 2017b; Hirose et al., 2021)。ノルディックハムストリングは、 45° ヒップエクステンションと比較して BFlh/ST が低く (Bourne et al., 2017b)、BFlh に対するトレーニング効果が 45° ヒップエクステンションよりも低いことも問題視されている (Bourne et al., 2017a)。したがって、NH は、quasi-isometric エクササイズになり得る可能性があるものの、BFlh の優先的な動員が生じない可能性があるため、BFlh の活動量が高まる膝浅屈曲位まで BPA を移行させるような何らかの試みが必要になると思われる。

第3節 本論文の目的および構成

近年、NH中の最大膝屈曲モーメント発揮時の膝屈曲角度が傾斜台を使用することによって膝浅屈曲位に移行することが報告された(Hirose et al., 2021; Sconce et al., 2021)。これは傾斜台の利用によってBPAが膝浅屈曲位にシフトすると同時に、膝屈曲30°以内におけるBFlhの筋放電量も高める可能性を秘めており、それに関する一定の知見が得られている一方で未だ知見が不足している(Hirose et al., 2021) (図1-5)。

したがって、本研究では、通常のNHと比較して、傾斜台を用いたNHが膝屈曲30°以内におけるBFlhの筋放電量を高めることが明らかとなれば、HSIの再発予防戦略の構築に多大な恩恵があると考えられる。また、HSI受傷歴のある者は患側のBFlhの筋放電量が低下していることを踏まえ、本研究では、傾斜台と外的負荷(メディシンボール)を用い、膝屈曲30°以内で片側のBFlhの筋放電量を最大限賦活化させるNHの方法を探索することを目的とし、以下の3点の検証を行った。

- ① NH中の傾斜台の角度の違いが膝屈曲30°以内におけるBFlhの筋放電量に及ぼす影響
- ② 傾斜台を用いた両側および片側のNH中の膝屈曲30°以内におけるBFlhの筋放電量の差異

③ 傾斜台を用いた片側の NH の外的負荷の違いが膝屈曲 30° 以内における

BFlh の筋放電量に及ぼす影響

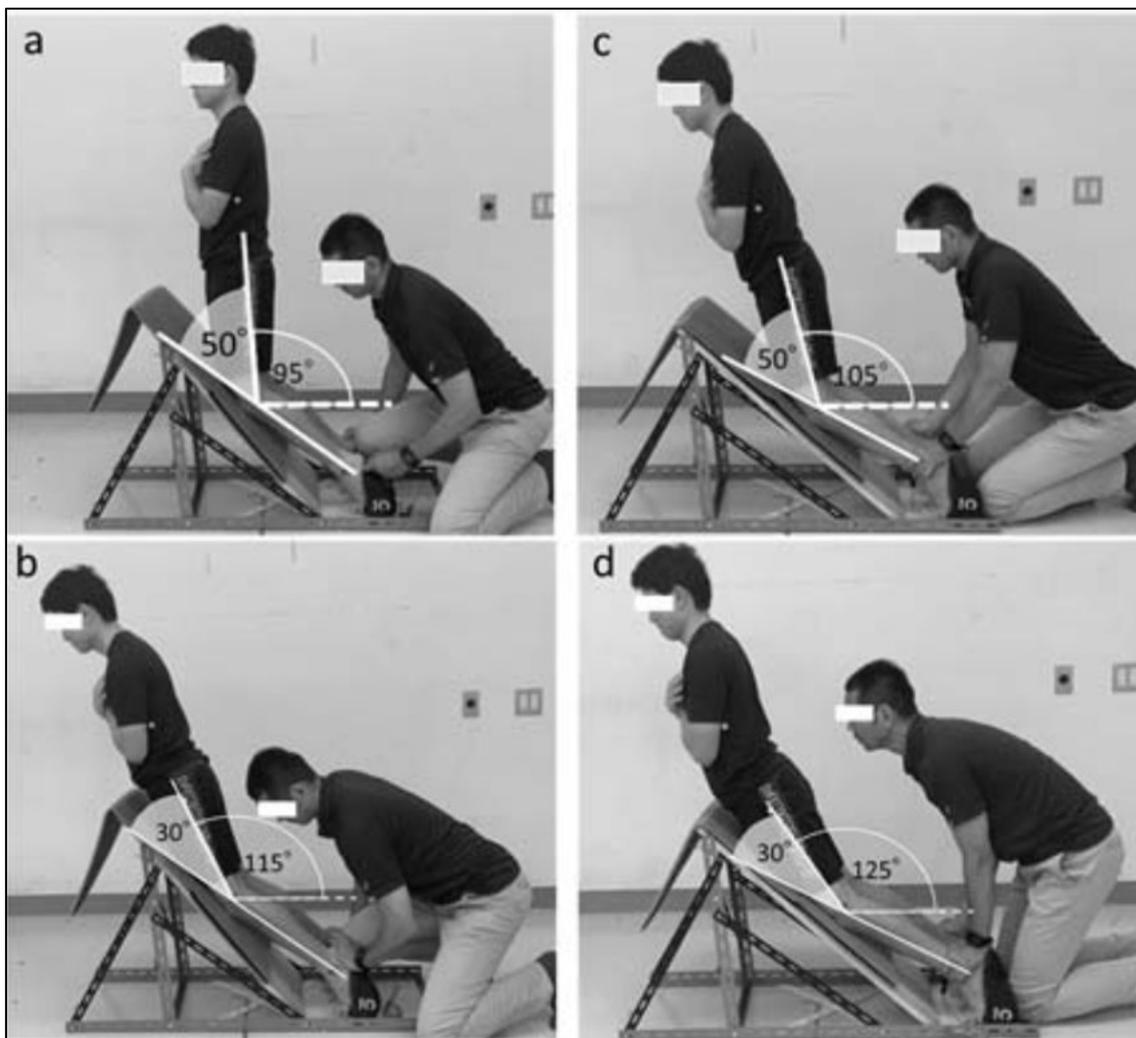


図 1-5 傾斜台を用いた NH (Hirose et al., 2021)

対象者が角度を 50° あるいは 40° に設定した傾斜台上で等尺性収縮の NH を膝屈曲 50° あるいは 30° で実施している姿を示している。a: 傾斜台を 50° 設定し、膝屈曲 50° の姿勢を保持した NH、b: 傾斜台を 50° 設定し、膝屈曲 30° の姿勢を保持した NH、c: 傾斜台を 40° 設定し、膝屈曲 50° の姿勢を保持した NH、d: 傾斜台を 40° 設定し、膝屈曲 30° の姿勢を保持した NH を示す。

第 2 章：ノルディックハムストリング中の傾斜台の角度の違いがハムストリングの筋放電量に及ぼす影響

第1節 緒言

HSI 受傷歴のある者の特徴としては、膝屈曲運動中における BFlh の筋放電量において健患差が生じることがあげられる (Buhmann et al., 2020; Buhmann et al., 2021b; Opar et al., 2013; Sole et al., 2011) 特に患側の BFlh の筋放電量の低下は、膝屈曲角度の 30° 以内で観察される (Buhmann et al., 2020; Buhmann et al., 2021a; Buhmann et al., 2021b; Opar et al., 2013; Sole et al., 2011)。この神経系の活動抑制が HSI の再発を繰り返す原因であると推察される (Fyfe et al., 2013)。このような背景から BFlh に特化した肉離れ受傷予防法の確立が求められ、HSI の再発予防のためには、膝屈曲 30° 以内で患側の BFlh の筋放電量を賦活化させるようなリハビリテーションやコンディショニングの実施が重要であると考えられる。事実、膝屈曲 20° まで負荷をかけ続けるユニラテラル・エクササイズの実施によって HSI の再発を防止した報告がある (Tyler et al., 2017)。

HSI の受傷機転である遊脚期後半でのハムストリングの筋腱の振る舞いに類似しているとして NH がその予防のためのエクササイズとして近年注目されてきている (Pincheira et al., 2022; Van Hooren et al., 2022)。しかしながら、NH に

は課題があり、それは BPA が 50° を超えるがゆえに (Ditroilo et al., 2013; Lee et al., 2018; Lee et al., 2017)、膝屈曲 30° 以内での BFlh の筋放電量が小さくなる可能性があることである (Monajati et al., 2017)。HSI の再発予防のためには、膝屈曲 30° 以内で患側の BFlh の筋放電量を賦活化させるようなリハビリテーションの実施が重要であることから、膝屈曲 30° 以内での BFlh の筋放電量をも高める NH の方法を開発することは、HSI の再発を予防する上で重要であると考えられる。

近年、傾斜台を利用することによって NH 中の最大膝屈曲モーメント発揮時の膝屈曲角度が膝浅屈曲位に移行することが報告された (Sconce et al., 2021)。これは傾斜台の利用によって BPA が膝浅屈曲位にシフトすると同時に、膝屈曲 30° 以内における BFlh の筋放電量も高める可能性を秘めているが、それらの検証がなされていないため、NH における傾斜台の有効性については不明である。そこで、本研究では、傾斜台の利用によって BPA が膝浅屈曲位に移行すると同時に、膝屈曲 30° 以内における BFlh の筋放電量も高めるか否かの検証を行うことを目的とした。

第2節 方法

研究デザイン

本研究では、クロスオーバーデザインを採用した。被験者は、ウォーミングアップを行った後、NH 中のハムストリング(BFlh および ST)の筋放電量の大きさを相対的に示すために最大随意での 3 秒間の等尺性膝屈曲運動(Maximum Voluntary Isometric Contraction、以下：MVIC)を 2 回行った。3 秒間の MVIC の筋放電量を平均化し、その平均値を%MVIC とした。その後、傾斜台を利用した水平条件(NH)、床に対して 20° に設定した条件(N20)、床に対して 40° に設定した条件(N40)の NH をランダムに 2 回ずつ行った(図 2-1)。NH の各条件におけるハムストリングの筋放電量の大きさは、%MVIC として示し、2 回の平均値を算出した。NH の各条件における BFlh と ST との筋放電量比率(以下：BFlh/ST 比)は、BFlh の RMS 値を ST の RMS 値で除して算出し、2 回の平均値を算出した。キネマティック解析により膝屈曲角度を算出し、BPA を算出した。各角度範囲(0-10°、10-20°、20-30°、30-40°、40-50°)におけるハムストリングの筋放電量の大きさと BFlh/ST 比を算出するために、LED ランプを用いたトリガーマカニズムによって同期させた。条件間(NH、N20、N40)および各角度範囲間(0-10°、10-20°、20-30°、30-40°、40-50°)の%MVIC と BFlh/ST 比の平均値の差異は、二元配置分散分析を用いて解析した。条件間(NH、N20、N40)

の BPA の平均値の差異は、一元配置分散分析を用いて解析した。

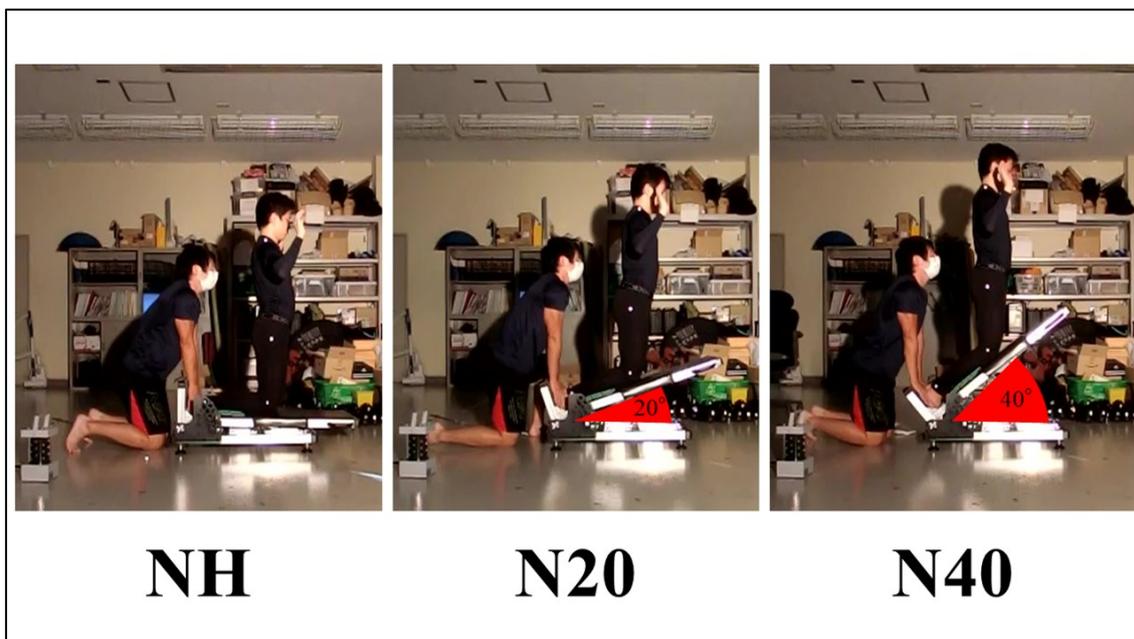


図 2-1 本研究で実施する 3 条件の開始姿勢

被験者

サンプルサイズは、メインアウトカムの分析で用いる二元配置分散分析 (G*Power、version 3.1、Heinrich Heine Universität Düsseldorf、Germany) の入力パラメータ (効果量 $f = 0.25$ 、 $\alpha = 0.05$ 、power = 0.8、条件 = 3(NH、N20、N40)、角度範囲 = 5 (0-10°、10-20°、20-30°、30-40°、40-50°)) をもとに事前に算出した。その結果、少なくとも 9 人以上のサンプルサイズが必要であることが確認された。ゆえに男子学生 15 名 (年齢: 20.5 ± 1.1 歳、身長: 1.75 ± 0.05 m、

体重：69.2 ± 6.5 kg、レジスタンストレーニング経験：3.1 ± 2.1 年、すべて平均 ± SD で表記)が本研究に参加した。本研究への参加基準は、HSI の既往歴のない者とした。実験プロトコルは、早稲田大学の倫理委員会によって承認され(承認番号：2020-239)、本研究のすべての手順はヘルシンキ宣言に準拠して実施された。参加者全員に本研究の目的と手順を説明し、インフォームドコンセントを得た。

手順

実験に先立ち、被験者はウォーミングアップとして動的なハムストリングのストレッチ(インチワーム)を8回行った。ウォーミングアップの後に、被験者は、NH 中のハムストリングの筋放電量の大きさを相対的に示すために膝屈曲運動を行った。膝屈曲運動は徒手抵抗のもと行い、3秒間の最大随意での等尺性収縮を2回行った。等尺性膝屈曲運動中の膝屈曲角度は、BFlh および ST の筋放電量が同等に最大となる 45°に設定した(0°を完全膝伸展位とする)(Mohamed et al., 2002)。その後、NH、N20、N40 の3条件をランダムに2回ずつ行った。試技の前に、同一の条件の練習試技を1回実施した。レップ間と条件間の休息時間を少なくとも3分設けた。National Strength and Conditioning Association Certified Strength and Conditioning Specialist (CSCS)を保有した検者が3条件のNHを適切

なフォームで実施していたことを確認した。

ノルディックハムストリング

本研究では、床に対して水平から 50°まで 5°刻みに設定が可能な傾斜台を使用した。被験者は膝から頭までを真っ直ぐに保ちながら、ハムストリングの筋力が耐えうる限り前傾させていった。NH の開始前に「できる限りゆっくり」と前傾するように指示した。また、NH においては肘を屈曲し、手のひらを前に向けるよう指示した。

表面筋電図

ハムストリングの筋放電量の測定には、無線式の表面筋電計(DL-5000 m-Biolog2、S&ME 株式会社、日本)を使用した。サンプリング周波数は 1000 Hz であり、バンドパスフィルター(10-450 Hz)を用いてアーチファクトの処理を行った。対象筋は、利き足側(ボールを蹴る方の足)の BF1h および ST とした。BF1h の電極の位置は坐骨結節と脛骨外側顆の midpoint とし、ST の電極の位置は坐骨結節と脛骨内側顆の midpoint とした(Hermens et al., 2000)。BF1h および ST のクロストークを最大限に減少させるために、B モード二次元超音波装置 (fST9600, LEQUIO Power Technology 株式会社、日本) を用いて筋間を確認し、各々の中央部分を確

認してから表面筋電計を貼布した。

キネマティック解析

NH 中の膝屈曲角度は、サンプリングレートを 120fps に設定したハイスピードカメラ(EX-F100、Casio 株式会社、日本)を用いて計測した。ハイスピードカメラの位置は、被験者の利き足側から約 3m 離れたところに設置し、その高さを約 0.6m に設定した。撮影された画像データを二次元動作分析ソフト(Frame-DIAS V、DKH 株式会社、日本)を用いて膝屈曲角度を算出した。反射マーカ―を大転子、大腿骨外側上顆、外果の 3 点に貼付し、それぞれをデジタイズすることにより膝屈曲角度を算出した。なお、膝屈曲角度 0°を膝完全伸展位とした。

データ解析

表面筋電計によって得られた生データは、二乗平均平方根(root mean square、以下 RMS)の値に変換され、その後、平滑化処理(ウィンドウ幅 100ms)を行った。LED ランプを用いたトリガ―メカニズムによって sEMG データとキネマティックデータを同期させ、各角度範囲(0-10°、 10-20°、 20-30°、 30-40°、 40-50°)におけるハムストリングの筋放電量の大きさと BF1h/ST 比を算出した(図 2-2)。NH 中のハムストリングの筋放電量の大きさは、その各角度範囲での RMS の平

均値を MVIC 時の RMS の平均値で除することによって算出し、%MVIC で示した。各 NH 条件の筋放電量は、2 回の平均値とした。NH の各条件における各角度範囲での BFlh/ST 比は、BFlh の RMS 値を ST の RMS 値で除して算出し、2 回の平均値を算出した。BPA は、膝屈曲角度から算出し、膝伸展の角速度が 10°/秒を超えた時の膝屈曲角度とした(Lee et al., 2018; Lee et al., 2017)。

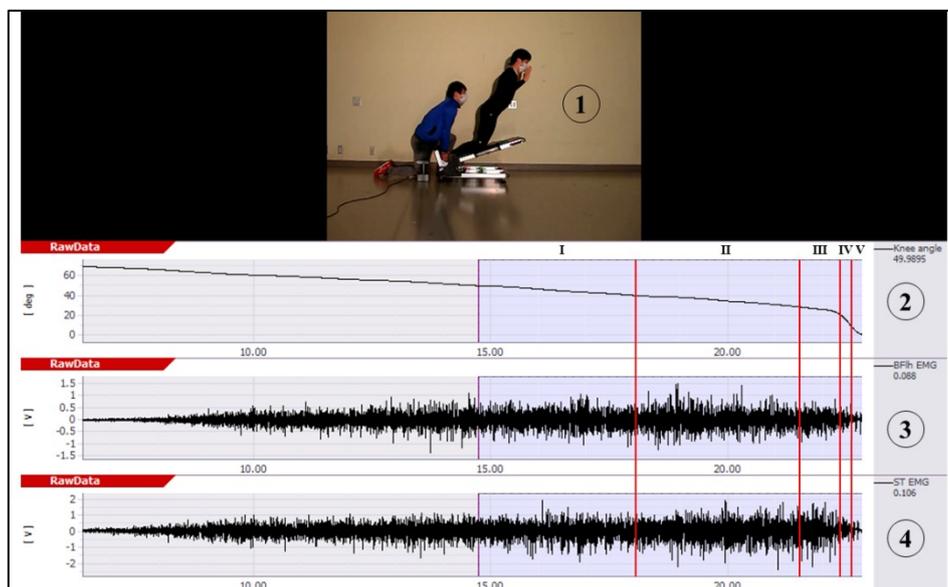


図 2-2 NH 中の sEMG データとキネマティックデータ

図 2-2 は、N20 における sEMG データとキネマティックデータを示している。
 ①：膝屈曲約 50° での N20 の姿勢、2：膝関節屈曲角（I：40-50°、II：30-40°、III：20-30°、IV：10-20°、V：0-10°）、3：BFlh の sEMG の生データ、4：ST の sEMG の生データ。水色部分は膝関節屈曲 0-50° を示す。

統計解析

すべての値を平均値±SD で示した。始めに、Shapiro-Wilk 検定を用いて正規

分布を確認した。次に、条件間(NH、N20、N40)および各角度範囲間(0-10°、10-20°、20-30°、30-40°、40-50°)の%MVICとBF1h/ST比の平均値の差異を二元配置分散分析で解析した。最後に、条件間(NH、N20、N40)のBPAの平均値の差異を一元配置分散分析で解析した。ボンフェローニ法を用いて事後検定を行った。Partial η^2 は、次の効果量基準に基づいて分類された：極小、 <0.0099 ；小、 $0.0099-0.0588$ ；中、 $0.0588-0.1379$ ；そして大、 >0.1379 (Richardson, 2011)。統計解析はSPSS version 26 (IBM SPSS, Armonk, NY, USA)を用いて行った。有意水準は、 $p < 0.05$ とした。

第3節 結果

ハムストリングの筋放電量および BFlh/ST 比

表 2-1 は、NH 中の 5 つの各角度範囲におけるハムストリングの筋放電量および BFlh/ST 比を示している。BFlh の %MVIC については、条件間の主効果は、有意ではなかったが ($F(1,18) = 3.04$, $\text{partial } \eta^2 = 0.18$)、角度範囲間の主効果は有意であり ($p < 0.05$, $F(1,26) = 22.01$, $\text{partial } \eta^2 = 0.61$)、相互作用も確認された ($p < 0.05$, $F(1,25) = 24.20$, $\text{partial } \eta^2 = 0.63$)。ST の %MVIC については、条件間 ($p < 0.05$, $F(2,28) = 9.32$, $\text{partial } \eta^2 = 0.40$) と角度範囲間 ($p < 0.05$, $F(1,24) = 36.74$, $\text{partial } \eta^2 = 0.72$) の主効果が有意であり、相互作用も確認された ($p < 0.05$, $F(2,31) = 22.36$, $\text{partial } \eta^2 = 0.62$)。

BFlh/ST 比については、条件間 ($p < 0.05$, $F(2,28) = 8.99$, $\text{partial } \eta^2 = 0.39$) と角度範囲間 ($p < 0.05$, $F(1,18) = 9.43$, $\text{partial } \eta^2 = 0.40$) の主効果が有意であったが、相互作用は確認されなかった ($F(3,42) = 0.28$, $\text{partial } \eta^2 = 0.02$)。

表 2-1 NH の各角度範囲における BFlh と ST の%MVIC および BFlh/ST 比

表 2-1 は、NH の各角度範囲における BFlh と ST の筋放電量データおよび BFlh/ST 比を示している。シンボル (*0-10°、†10-20°、‡20-30°、§30-40°、||40-50°) および略称 (N: NH、20: N20、40: N40) は統計的有意差 ($p < 0.05$) を示す。

	NH	N20	N40	Intra-condition difference	
BFlh (%MVIC)	0-10°	34.5 (21.0) ^{†‡ §}	44.4 (21.0) ^{†‡ §}	70.7 (33.7) [†]	N-20; N-40 ; 20-40
	10-20°	45.5 (24.2) ^{*‡ §}	71.8 (28.6) ^{*‡}	88.0 (27.7) ^{* §}	N-20 ; N-40
	20-30°	58.5 (32.1) ^{*† §}	89.4 (36.0) ^{*†}	79.5 (21.4) §	N-20
	30-40°	79.6 (49.8) ^{*†‡}	90.1 (27.3) [*]	52.9 (20.3) ^{†‡}	20-40
	40-50°	96.3 (52.9) ^{*†‡}	82.2 (20.1) [*]	25.9 (13.6) ^{*†‡ §}	N-40 ; 20-40
ST (%MVIC)	0-10°	21.6 (14.3) ^{†‡ §}	33.9 (17.0) ^{†‡ §}	47.9 (26.9) [†]	N-20 ; N-40
	10-20°	28.5 (17.1) ^{*‡ §}	58.7 (31.1) ^{*‡ §}	68.3 (29.3) ^{* §}	N-20 ; N-40
	20-30°	38.0 (20.7) ^{*† §}	77.2 (41.7) ^{*†}	69.3 (29.0) §	N-20 ; N-40
	30-40°	57.9 (31.2) ^{*†‡}	82.2 (33.5) ^{*†}	49.8 (25.5) ^{†‡}	N-20 ; 20-40
	40-50°	79.1 (41.7) ^{*†‡}	75.8 (25.4) [*]	27.2 (16.1) ^{†‡ §}	N-40 ; 20-40
BFlh/ST ratio	0-10°	1.6 (0.9)	1.3 (0.7)	1.3 (0.5) ^{†‡ §}	
	10-20°	1.4 (0.5)	1.2 (0.6)	1.1 (0.3) §	N-40
	20-30°	1.3 (0.4)	1.0 (0.3)	1.0 (0.3)	N-40
	30-40°	1.2 (0.4)	0.9 (0.2)	0.9 (0.4)	N-20
	40-50°	1.0 (0.3)	0.9 (0.2)	0.8 (0.4)	

ブレイクポイント角度

図 2-3 は、NH の BPA を示したものである。条件間の主効果は有意であった ($p < 0.05$, $F(2,28) = 159.61$, $\text{partial } \eta^2 = 0.92$)。事後検定の結果、NH は、N20 と N40 の両方よりも有意に高く ($p < 0.05$)、N20 が N40 よりも有意に高い ($p < 0.05$) ことが示された。

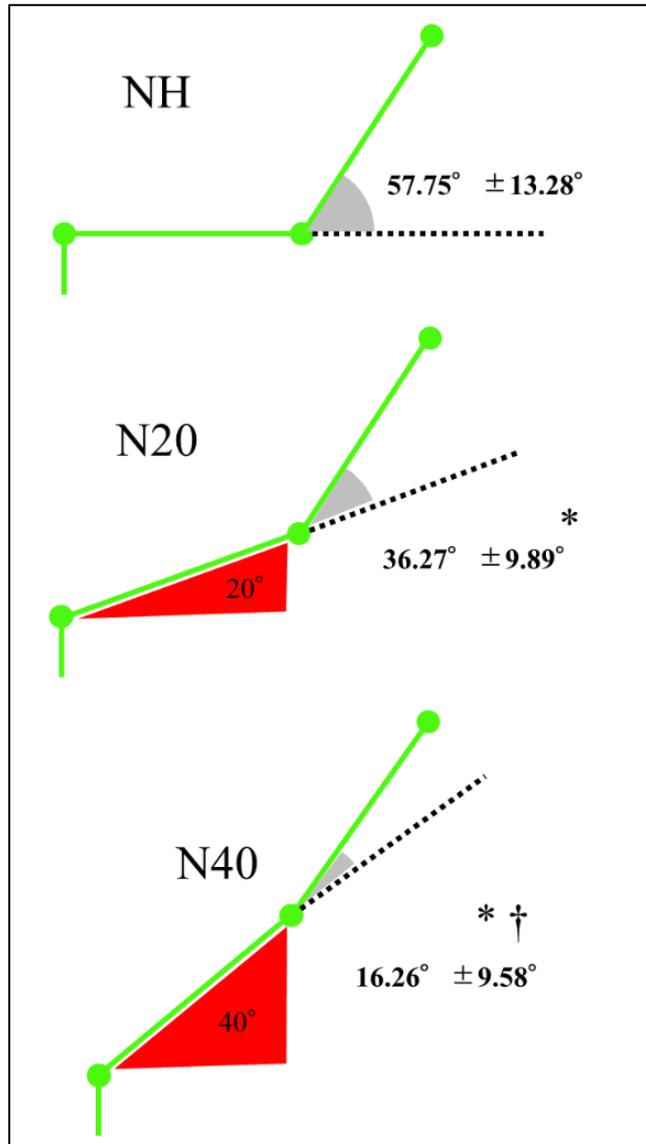


図 2-3 各 NH における BPA

各 NH における BPA を示している。*は、NH との有意差を示す($p < 0.05$)。
 †は、N20 との有意差を示す($p < 0.05$)。

第4節 考察

本研究では、傾斜台の利用によって NH 中の BPA が膝浅屈曲位に移行すると同時に、膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量も高めるか否かの検証を行った。その結果、20° あるいは 40° に設定した傾斜台の利用によって BPA が膝浅屈曲位に移行すると同時に、膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量も高まることが明らかとなった。また、N40 でのみ膝浅屈曲位の移行に伴い BF/ST 比が高まるものの、NH や N20 ではそれが高まらないことも明らかとなった。

本研究の結果より、傾斜台の利用によって BPA が膝浅屈曲位へと移行し(図 2-3)、膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量が高まることが明らかとなった(表 2-1)。Monajati et al.は、通常の NH の膝屈曲 40-60°、20-40°、0-20° の 3 つの角度範囲に分けて大腿二頭筋および ST の筋放電量の大きさを検証した(Monajati et al., 2017)。その結果、膝屈曲 40-60° と比較して 20-40° および 0-20° での BFlh および ST の筋放電量が大きくなることを報告した。本研究はこの先行研究を支持する結果となり、通常の NH と同様の NH では、膝屈曲 40-50° と比較した際に膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量が小さくなることが確認された(表 2-1)。さらに、傾斜台を利用した N20 と N40 の両条件では、NH と比較して膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量が

高いことも明らかとなった(表 2-1)。これは、BPA 以降はハムストリングが脱力し、それに伴い筋放電量が低下すると予想される。したがって、膝屈曲 30° 以内では脱力した状態の NH よりも筋が張力を発揮し続けている N20 および N40 でハムストリングの筋放電量が高いことが推察される。ハムストリングの肉離れの再発予防には、膝屈曲 30° 以内までハムストリングへ負荷をかけると同時にその活動を高める必要があると考えられる(Tyler et al., 2017)。したがって、傾斜台を用いた NH は、ハムストリング肉離れの再発予防のためのリハビリテーションになり得る可能性がある。

本研究の結果より、N40 でのみ膝浅屈曲位の移行に伴い BF/ST 比が高まるものの、NH や N20 ではそれが高まらないことが明らかとなった(表 2-1)。N40 でのみ膝浅屈曲位の移行に伴い BF/ST 比が高まる詳細なメカニズムは不明であるが、このメカニズムとして考えられるのは、BF_{lh} と ST では膝屈曲角度で異なる活動パターンを示すことがあげられる。最大努力での等尺性あるいは短縮性の膝屈曲運動中では、膝屈曲 30° 以内において BF_{lh} の活動量が ST と比較して大きくなることが報告されている(Hirose and Tsuruike, 2018; Onishi et al., 2002)。本研究で実施した N40 の BPA は 16.3° であったため、膝屈曲 30° 以内でも高い張力を保持していた可能性が高く、それが BF_{lh} の筋放電量を優先的に高めたのではないかと推察される。HSI の多くが BF_{lh} で生じるため(Askling et al.,

2014; Askling et al., 2013; Gronwald et al., 2022)、膝屈曲 30° 以内で負荷をかけられ、BF1h を優先的に活動させるようリハビリテーションがその再発の予防に重要であると考えられる。したがって、N40 は HSI の再発を予防するエクササイズになる可能性がある。ただし、BPA には個人差があるので、それが 15° 前後になるように傾斜台の角度を調節すべきである。

本研究にはいくつかの限界がある。一つ目は、参加者がすべて男性であった。そのため、被験者が女性であった場合、傾斜台の利用によって NH における BPA とハムストリングの筋放電量がどの程度変化するかについては不明である。二つ目は、他の活動(例えば、スポーツ活動)による疲労が NH における BPA やハムストリングの筋放電量を変化させる可能性があるため、その調整が行えなかった点である。

第5節 結論

20°あるいは40°に設定した傾斜台の利用によってBPAが膝浅屈曲位に移行すると同時に、膝屈曲30度以内でのハムストリングの筋放電量も高まることが明らかとなった。また、N40でのみ膝浅屈曲位の移行に伴いBF/ST比が高まるものの、NHやN20ではそれが高まらないことも明らかとなった。HSIの再発予防のためには、膝屈曲30°以内で患側のBF_{lh}の筋放電量を賦活化させるようなりハビリテーションの実施が重要であることから、膝屈曲30°以内でのBF_{lh}の筋放電量を高めるN40はハムストリング肉離れの再発を予防するエクササイズになる可能性が示唆された。

第 3 章：傾斜台を用いた両側および片側のノルディックハムストリングにおけるハムストリングの筋放電量の差異

第1節 緒言

HSI の再発予防のためには、膝屈曲 30° 以内で患側の BFlh の筋放電量を賦活化させるようなリハビリテーションの実施が重要である可能性がある。本博士論文の第 2 章では、傾斜台の利用によって NH 中の BPA が膝浅屈曲位に移行すると同時に、膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量も高めるか否かの検証を行い、その結果、 20° あるいは 40° に設定した傾斜台の利用によって BPA が膝浅屈曲位に移行すると同時に、膝屈曲 30 度以内でのハムストリングの筋放電量も高まることが明らかとなった。しかしながら、HSI 受傷歴のある者は、両足での NH 中に健側が患側の負荷を代償する可能性があることから (Bourne et al., 2016)、膝屈曲 30° 以内で片側のハムストリングの筋放電量を高めるようなユニラテラルスタンスでの NH の方法を開発することが HSI の再発を予防する上で必要になると考えられる。

これまでの研究において、ユニラテラル・エクササイズ(片側・エクササイズ)は、バイラテラル・エクササイズ(両側・エクササイズ)よりも筋放電量が大きいたことが報告されている (Kuki et al., 2018; McCurdy et al., 2010; Skarabot et al.,

2016)。例えば、McCurdy らは、片側スクワットの筋放電量は、両側スクワットのそれらよりも有意に高いことを報告した(McCurdy et al., 2010)。したがって、傾斜台を用いたユニラテラル・NH は、バイラテラル・NH と比較して、ハムストリングの筋放電量をさらに高めることが予想される。そこで、本研究では、傾斜台を用いたユニラテラル・NH は、バイラテラル・NH と比較して、ハムストリングの筋放電量が大きいか否かの検証を行うことを目的とした。

第2節 方法

研究デザイン

本研究では、クロスオーバーデザインを採用した。被験者は、ウォーミングアップを行った後、NH中のハムストリングの筋放電量の大きさを相対的に示すために最大随意での3秒間のMVICを2回行った。MVIC時の筋放電量の最大値の平均を%MVICとし、さらなる分析で使用した。その後、傾斜台を床に対して40°に設定した両足(N40)および片足(N40U)の条件、床に対して50°に設定した片足の条件(N50U)のNHをランダムに2回ずつ行った(図3-1)。NHの各条件におけるハムストリングの筋放電量の大きさは、%MVICとして示し、2回の平均値を算出した。各条件中の膝屈曲角度をキネマティック解析によりBPAを算出した。また、NH中のBF1hの最大放電時膝屈曲角度(以下: Angle at Peak BF1h EMG)の算出のために、LEDランプを用いたトリガーマカニズムによって同期させた。条件間(N40、N40U、N50U)および筋間(BF1h、ST)の%MVICの平均値の差異を二元配置分散分析で解析した。条件間(N40、N40U、N50U)のBPAの平均値の差異をフリードマン検定で解析した。条件間(N40、N40U、N50U)のAngle at Peak BF1h EMGの平均値の差異を一元配置分散分析で解析した。

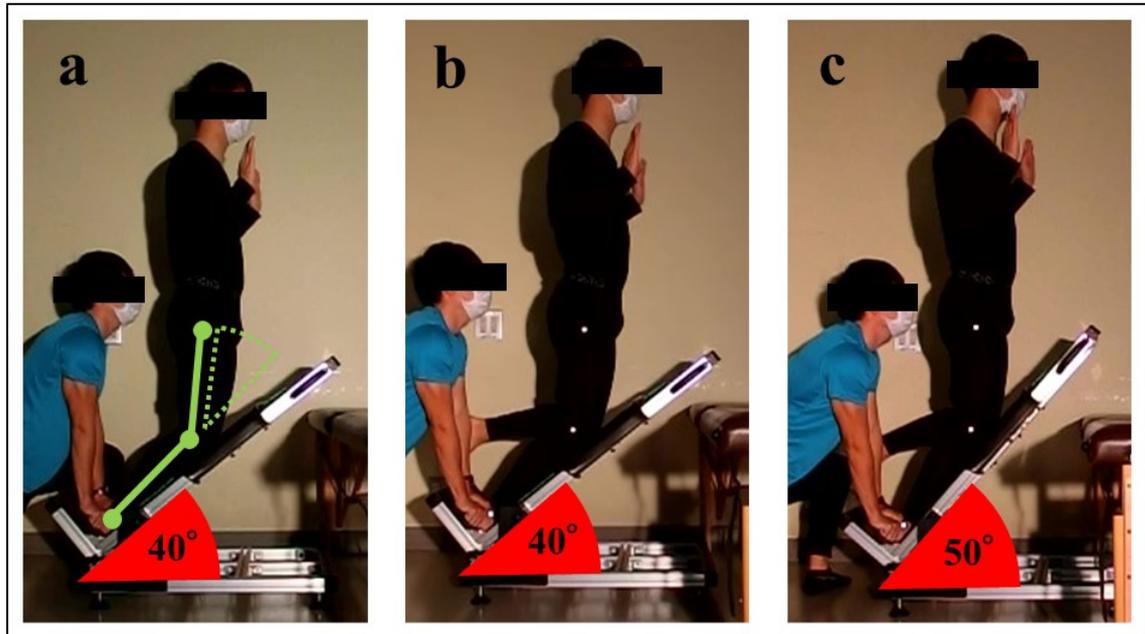


図 3-1 本研究で実施する 3 条件の開始姿勢

a : N40、b : N40U、c : N50U。N40 における点線は、膝屈曲角度を示す。

被験者

サンプルサイズは、メインアウトカムの分析で用いる二元配置分散分析 (G*Power, version 3.1, Heinrich Heine Universität Düsseldorf, Germany) の入力パラメータ (効果量 $f = 0.25$ 、 $\alpha = 0.05$ 、power = 0.8、条件 = 3 (N40、N40U、N50U)、筋 = 2 (BFlh、ST)) をもとに事前に算出した。その結果、少なくとも 14 人以上のサンプルサイズが必要であることが確認された。ゆえに男子学生 14 名 (年齢 : 22.2 ± 2.5 歳、身長 : 1.71 ± 0.05 m、体重 : 66.5 ± 7.6 kg、レジスタンストレーニング経験 : 2.7 ± 2.2 年、すべて平均 \pm SD で表記) が本研究に参加

した。本研究への参加基準は、HSI の既往歴のない者とした。実験プロトコルは、早稲田大学の倫理委員会によって承認され(承認番号：2021-032)、本研究のすべての手順はヘルシンキ宣言に準拠して実施された。参加者全員に本研究の目的と手順を説明し、インフォームドコンセントを得た。

手順

実験に先立ち、被験者はウォーミングアップ(2 分間のステップ昇降エクササイズおよび自体重でのスティフレッグ・デッドリフト)を行った。スティフレッグ・デッドリフトを実施する際に 5 秒かけて胴体をできる限り屈曲させ、2 秒で開始姿勢に戻るよう被験者に指示し(Nishida et al., 2018)、8 回実施した。ウォーミングアップの後に、被験者は、NH 中のハムストリングの筋放電量の大きさを相対的に示すために膝屈曲運動を行った。膝屈曲運動は徒手抵抗のもと行い、3 秒間の最大随意での等尺性収縮を 2 回行った。膝屈曲角度は、BF1h および ST の筋放電量が同等に最大となる 45° に設定した (0° を完全膝伸展位とする)(Mohamed et al., 2002)。膝屈曲運動におけるレップ間の休息時間は、少なくとも 1 分設けた。その後、N40、N40U、N50U の 3 条件の試技をランダムに 2 回ずつ行った。試技の前に、同一の条件の練習試技を 1 回実施した。レップ間の休息時間は少なくとも 1 分設け、条件間の休息時間は少なくとも 2 分設けた。CSCS

を保有した検者が 3 条件の NH を適切なフォームで実施していたことを確認した。

ノルディックハムストリング

本研究では、床に対して水平から 50°まで 5°刻みに設定が可能な傾斜台を使用した。被験者は膝から頭までを真っ直ぐに保ちながら、ハムストリングの筋力が耐えうる限り前傾させていった。NH の開始前に「できる限りゆっくり」と前傾するように指示した。N40U および N50U においては、試技中に体幹を回転させないように指示した。また、NH においては肘を屈曲し、手のひらを前に向けるよう指示した。

表面筋電図

ハムストリングの筋放電量の測定には、無線式の表面筋電計(DL-5000 m-Biolog2、S&ME 株式会社、日本)を使用した。サンプリング周波数は 1000 Hz であり、バンドパスフィルター(10–450 Hz)を用いてアーチファクトの処理を行った。対象筋は、利き足側(ボールを蹴る方の足)の BF1h および ST とした。BF1h の電極の位置は坐骨結節と脛骨外側顆の midpoint とし、ST の電極の位置は坐骨結節と脛骨内側顆の midpoint とした(Hermens et al., 2000)。BF1h および ST のクロストーク

を最大限に減少させるために、B モード二次元超音波装置(fST9600, LEQUIO Power Technology 株式会社、日本)を用いて筋間を確認し、各々の中央部分を確認してから表面筋電計を貼布した。

キネマティック解析

NH 中の膝屈曲角度は、サンプリングレートを 120fps に設定したハイスピードカメラ(EX-F100、Casio 株式会社、日本)を用いて計測した。ハイスピードカメラの位置は、被験者の利き足側から約 3m 離れたところに設置し、その高さを約 0.7m に設定した。撮影された画像データを二次元動作分析ソフト(Frame-DIAS V、DKH 株式会社、日本)を用いて膝屈曲角度を算出した。反射マーカを大転子、大腿骨外側上顆、外果の 3 点に貼付し、それぞれをデジタイズすることにより膝屈曲角度を算出した。なお、膝屈曲角度 0°を膝完全伸展位とした。

データ解析

表面筋電計によって得られた生データは、二乗平均平方根(root mean square、以下 RMS)の値に変換された。RMS の値は、平滑化処理(ウィンドウ幅 100ms)したものであった。NH 中のハムストリングの筋放電量の大きさは、その RMS の最大値を MVIC 時の RMS の最大値の平均で除することによって算出した。さら

に、NHの筋放電量は、2回の試技の平均値とした。LEDランプを用いたトリガ
 ーメカニズムによってEMGデータとキネマティックデータを同期させ(図3-
 2)、Angle at peak BFlh activityを算出した。BPAは、膝屈曲角度から算出し、膝
 伸展の角速度が10°/秒を超えた時の膝屈曲角度とした(Lee et al., 2018; Lee et al.,
 2017)。

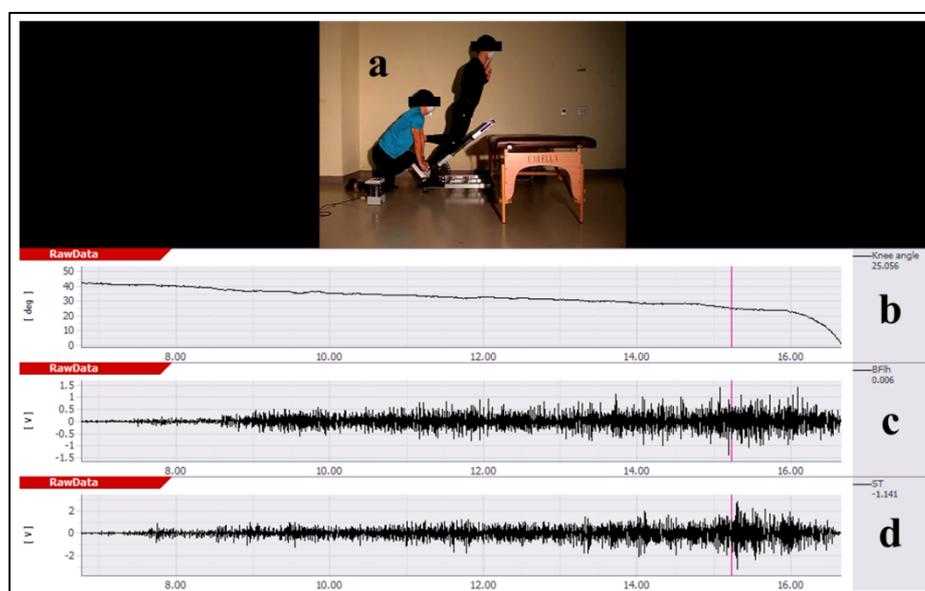


図3-2 NH中のsEMGデータとキネマティックデータ

N40UにおけるsEMGデータとキネマティックデータを示している。a:膝屈
 曲約25°でのN40Uの姿勢、b:膝関節屈曲角、c:BFlhのsEMGの生データ、
 d:STのsEMGの生データ。

統計解析

すべての値を平均値±SDで表した。まず、Shapiro-Wilk検定を用いて正規分

布を確認した。条件間(N40、N40U、N50U)および筋間(BFlh、ST)の%MVICの平均値の差異を二元配置分散分析で解析した。条件間(N40、N40U、N50U)のBPAの平均値の差異をフリードマン検定で解析した。条件間(N40、N40U、N50U)のAngle at peak BFlh activityの平均値の差異を一元配置分散分析で解析した。ボンフェローニ法を用いて事後検定を行った。Partial η^2 は、次の効果量基準に基づいて分類された：極小、 <0.0099 ；小、 $0.0099-0.0588$ ；中、 $0.0588-0.1379$ ；そして大、 >0.1379 (Richardson, 2011)。Cohen dは、次の効果量基準に基づいて分類された：極小、 <0.2 ；小、 0.2 to 0.5 ；中、 0.5 to 0.8 ；そして大、 >0.8 。統計解析はSPSS version 27 (IBM SPSS, Armonk, NY, USA)を用いて行った。有意水準は $p < 0.05$ とした。

第3節 結果

ハムストリングの筋放電量

図 3-3 は、NH 中のハムストリングの筋放電量の大きさを示したものである。条件間($p < 0.05$ 、 $F(2,52) = 23.3$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.47$)と筋間($p < 0.05$ 、 $F(1,26) = 4.7$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.15$)の主効果は有意であったが、交互作用は確認されなかった($F(2,52) = 1.9$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.07$)。BFlh の%MVIC は、N40U($p < 0.05$ 、 $97.7\% \pm 21.9\%$ vs $75.1\% \pm 21.8\%$ 、 $d = 1.03$) および N50U($p < 0.05$ 、 $93.7\% \pm 28.8\%$ vs $75.1\% \pm 21.8\%$ 、 $d = 0.73$) が N40 よりも有意に高値を示した。ST の%MVIC は、N40U($p < 0.05$ 、 $76.6\% \pm 28.1\%$ vs $61.3\% \pm 27.9\%$ 、 $d = 0.55$)が N40 よりも有意に高値を示した BFlh の%MVIC と ST の%MVIC との差については、N40U($p < 0.05$ 、 $97.7\% \pm 21.9\%$ vs $76.6\% \pm 28.1\%$ 、 $d = 0.84$) および N50U($p < 0.05$ 、 $93.7\% \pm 28.8\%$ vs $68.9\% \pm 26.0\%$ 、 $d = 0.90$)で有意差がみられた。

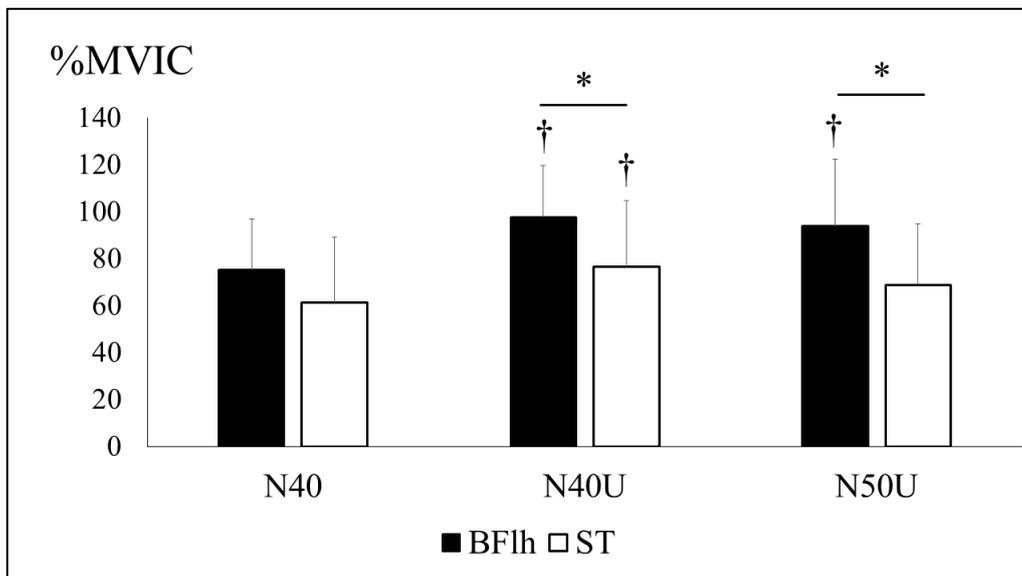


図 3-3 各 NH における BFlh と ST の %MVIC

図 3-3 は、NH における BFlh と ST の筋放電量データを示している。*は筋間差を示し、†は条件差を示す ($p < 0.05$)。

ブレイクポイント角度

図 3-4 は、NH 中の BPA を示したものである。N40U の BPA は、N40 ($p < 0.05$, $d = 2.17$) および N50U ($p < 0.05$, $d = 1.48$) よりも有意に高値を示した。また、N50U の BPA は N40 のそれよりも有意に高値を示した ($p < 0.05$, $d = 0.73$)。

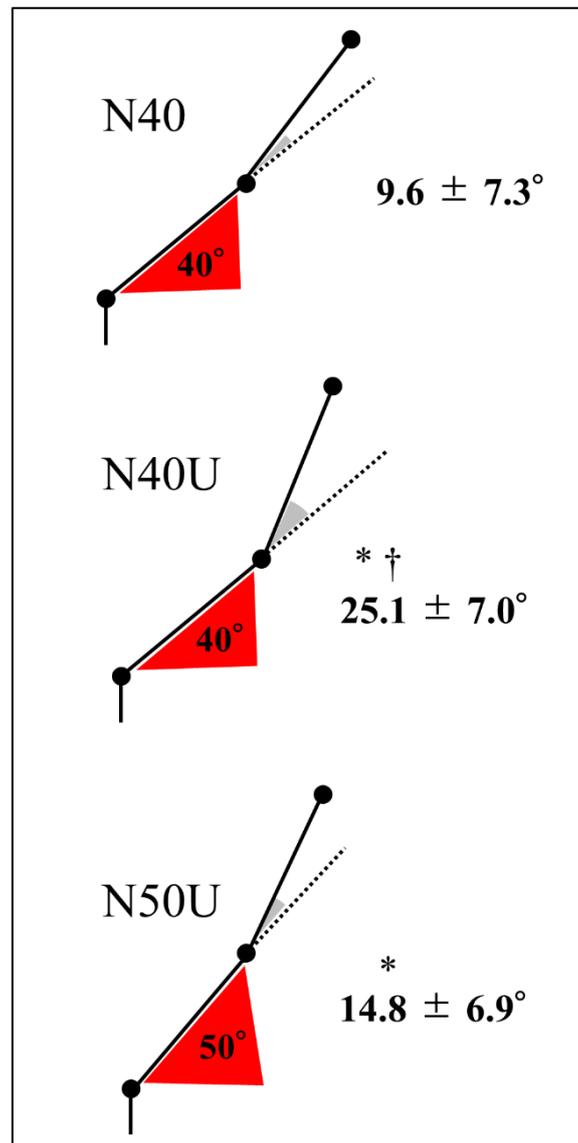


図 2-3 各 NH における BPA

各 NH における BPA を示している。*は、N40 との有差を示し、†は、N50U との有差を示す($p < 0.05$)。

BFlh の最大活動時膝屈曲角度

表 3-1 は、NH 中の Angle at peak BFlh activity を示したものである。主効果がみられた($p < 0.05$ 、 $F(2,26) = 17.9$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.58$)。N40U の Angle at peak

BFlh activity は、N40 ($p < 0.05$, $d = 1.27$)と N50U($p < 0.05$, $d = 1.86$)のそれよりも有意に高値を示した。

表 3-1 各 NH における Angle at peak BFlh activity

各 NH における Angle at peak BFlh activity を示している。*は、N40 および N50U との有意差を示す($p < 0.05$)。

NHE variations	Measurement category	Mean \pm SD
N40	Angle at peak BFlh EMG ($^{\circ}$)	22.0 \pm 5.4
N40U	Angle at peak BFlh EMG ($^{\circ}$)	28.8 \pm 5.3 [*]
N50U	Angle at peak BFlh EMG ($^{\circ}$)	19.5 \pm 4.7

第4節 考察

本研究では、傾斜台上でのバイラテラル・NH とユニラテラル・NH における BFlh と ST の筋放電量、BPA、Angle at peak BFlh activity の差異について検証した。主要な結果は以下の通りであった、(a)ユニラテラル・NH の BFlh の筋放電量は、バイラテラル・NH のそれよりも有意に高値を示した、(b)ユニラテラル・NH でのみ BFlh の筋放電量が ST のそれよりも有意に高値を示した、(c)BPA と Angle at peak BFlh activity については全ての条件で膝屈曲 30° 以内であった。

本研究の結果より、ユニラテラル・NH の BFlh の筋放電量は、バイラテラル・NH のそれよりも有意に高いことが明らかとなった(図 3-3)。これまでの研究において、ユニラテラル・エクササイズは、バイラテラル・エクササイズよりも筋放電量が多いことが報告されており (Kuki et al., 2018; McCurdy et al., 2010; Skarabot et al., 2016)、本研究の結果は、これらの先行研究を支持するものであった。ハイスピードランニング中のスプリントの遊脚期後半では、BFlh の筋放電量も 90-100%MVIC と大きいことが報告されている (Higashihara et al., 2010)。Prince et al.は、ハイスピードランニング中の BFlh の筋放電量と通常の NH のそれとの大きさを比較し、ハイスピードランニング中の BFlh の筋放電量を 100%とした場合、NH は 46.1%と低値であったことを報告した (Prince et al., 2020)。同様に van den Tillaar et al.もハイスピードランニング中の大腿二頭筋の

活動と通常の NH のそれとの大きさを比較したところ、NH の活動がその 40% 程度であったことを報告している (van den Tillaar et al., 2017)。これらの先行研究の結果より、通常の NH では、ハイスピードランニング中の BFlh の活動の大きさに到達することは困難である可能性が高い。本研究で実施したユニラテラル・NH の BFlh の活動は、93.7-97.7% MVIC と先行研究のハイスピードランニング中の BFlh の筋放電量と同様の値となったが (Higashihara et al., 2010)、十分に高い値とは言えない。したがって、ユニラテラル・NH に外的な負荷等を追加し、BFlh の筋放電量を高める試みが HSI の再発予防に貢献する可能性がある。、ユニラテラル・NH に外的な負荷等を追加し、BFlh の筋放電量が高まるか否かについては不明であるため、さらなる研究が期待される。

バイラテラル・NH では BFlh の筋放電量と ST のそれと有意な差が確認されなかったものの、ユニラテラル・NH では BFlh の筋放電量が ST のそれよりも有意に高値を示すことが明らかとなった (図 3-3)。ユニラテラル・エクササイズは、バイラテラル・エクササイズよりも筋放電量が大きい (Kuki et al., 2018; McCurdy et al., 2010) だけでなく、筋放電量のパターンが変化することも報告されている (Kuki et al., 2018)。Kuki らは、バイラテラルスタンスあるいはユニラテラルスタンスでのアイソメトリック・ミッドサイクル中の下肢の筋放電量を比較した (Kuki et al., 2018)。その結果、BFlh の筋放電量においてはユニラテラ

ルスタンスがバイラテラルスタンスよりも有意に高く、一方で、ST の筋放電量においてはそれらに有意な差はなかったと報告している。この先行研究の結果は、本研究の結果を支持するものであると考えられる。ユニラテラルスタンスでのエクササイズは、バイラテラルスタンスのそれよりも片側当たりの力発揮が大きい(Kuki et al., 2018; McCurdy et al., 2010)。力発揮の増加に伴ってハムストリングの活動パターンが変化するメカニズムとして考えられるのは、BFlh と ST の筋形態が異なっていることがあげられる。BFlh は ST よりも筋の横断面積が大きく、力発揮に有利な形態となっている(Kellis et al., 2012)。そのため、片側当たりの力発揮が大きくなるようなユニラテラルスタンスでの NH では BFlh の優先的な動員が生じた可能性がある。HSI の多くが BFlh で生じ(Askling et al., 2014; Askling et al., 2013)、その再発率も高いことが知られている(Wangenstein et al., 2016)。これらのことから、HSI の予防を目的としたハムストリングエクササイズにおいては、BFlh が優先的に動員される種目が重要とされている(Bourne et al., 2017a)。本研究では、ユニラテラルスタンスでの傾斜台を用いた NH のみが BFlh を優先的に活動させることが確認された(図 3-3)。したがって、傾斜台を用いたユニラテラル・NH は、患側側に負荷をかけることが可能であり、かつ BFlh の優先的な動員を促すため、HSI の再発を予防するハムストリングエクササイズになる可能性がある。今後は、ユニラテラル・NH の長期介入

により、BFlh の形態が改善させるか否かの検証を行うことが期待される。

BPA (図 3-4) と Angle at peak BFlh activity (表 3-1) については、全ての条件で膝屈曲 30° 以内であることが明らかとなった。通常の NH の BPA と比較して、傾斜台に角度をつけた NH の BPA が小さくなることが報告されている (Soga et al., 2022a)。これは、本研究で実施したユニラテラル・NH 条件の結果を支持している (図 3-4)。一方で、NH 中の Angle at peak BFlh activity を検証した研究は少なく、通常の NH では 65.4° であることが報告されている (Ditroilo et al., 2013)。本研究では、全ての条件で BPA と Angle at peak BFlh activity とともに膝屈曲 30° 以内であることが明らかとなった。HSI 受傷歴のある者の特徴としては、健側と比べて患側の膝屈曲運動中の膝屈曲 30° 以内での BFlh の選択的な活動低下があげられる (Buhmann et al., 2020; Buhmann et al., 2021a; Buhmann et al., 2021b; Opar et al., 2013; Sole et al., 2011)。HSI の再発予防のためには、膝屈曲 30° 以内で患側の BFlh の筋放電量を賦活化させるようリハビリテーションの実施が重要であると考えられる。事実、膝屈曲 20° まで負荷をかけ続けるユニラテラル・エクササイズの実施によって HSI の再発を防止した報告がある (Tyler et al., 2017)。したがって、傾斜台を用いたユニラテラル・NH は、膝屈曲 30° 以内での BFlh の筋放電量が大きいため、HSI の再発を予防するエクササイズになり得る可能性がある。

ハイスピードランニング中の遊脚期後半では、股関節屈曲に伴って膝関節が伸展していくため、BF_{lh} の長さが股関節と膝関節を 0° とした場合の長さよりも 12% 伸長されることが報告されている (Schache et al., 2012)。一方で、NH は股関節をニュートラルに保ったまま膝関節メインに動作するエクササイズである。したがって、遊脚期後半と同様な BF_{lh} の長さに到達させるためには、股関節を屈曲させながら膝関節を伸展させる NH を実施する必要があると考えられる。しかしながら、股関節屈曲位での NH 中のハムストリングの活動パターンについては、BF_{lh} よりもむしろ ST が優先的に動員されるようである (Hegyi et al., 2019)。ユニラテラルスタンスでの股関節を屈曲させた NH のハムストリングの活動パターンについては不明である。ユニラテラルスタンスで実施した場合、本研究と同様に BF_{lh} が優先的に動員される可能性がある。今後は、ユニラテラルスタンスでの股関節を屈曲させた NH のハムストリングの活動パターンの検証が期待される。

第5節 結論

本研究における主要な結果は以下の通りであった、(a)ユニラテラル・NH の BFlh の筋放電量は、バイラテラル・NH のそれよりも有意に高値を示した、(b) ユニラテラル・NH でのみ BFlh の筋放電量が ST のそれよりも有意に高値を示した、(c) BPA と Angle at peak BFlh activity については全ての条件で膝屈曲 30° 以内であった。これらの結果から、HSI の再発予防のためには、膝屈曲 30° 以内で患側の BFlh の筋放電量を賦活化させるようなリハビリテーションの実施が重要であることから、傾斜台を用いたユニラテラル・NH は、HSI の再発を予防するハムストリングエクササイズになり得る可能性が考えられた。

第 4 章：傾斜台を用いた片側のノルディックハムストリングの負荷の違いがハムストリングの筋放電量に及ぼす影響

第1節 緒言

通常の NH の課題点は、BPA 膝深屈曲位で生じるがゆえに(Ditroilo et al., 2013; Lee et al., 2018; Lee et al., 2017; Soga et al., 2021)、膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量が小さい点であった(Soga et al., 2021)。本博士研究で我々は、NH を行う際に傾斜台を用いることで膝屈曲 30° 以内でハムストリングの筋放電量が高まることを確認し(Soga et al., 2021)、さらに傾斜台を用いたユニラテラル・NH によって、特に BFlh の筋放電量がより高まることを確認した(Soga et al., 2022a)。バイラテラルスタンスでの NH 中に健側が患側の負荷を代償することが報告されていることから(Bourne et al., 2016) 、このユニラテラル・NH の知見は HSI の再発を予防に大きく貢献すると考えられる。しかしながら、スプリントの遊脚期後半では 90-100%MVIC の筋放電量がみられるため(Higashihara et al., 2010)、ユニラテラル・NH では 93-97%MVIC であり(Soga et al., 2022a)、十分に高い値とはいえない。

一般的に筋放電量を高めるためには、外的な負荷を加えることが必要である(Schoenfeld et al., 2014; Wu et al., 2020)。HSI は、膝屈曲 30° 以内でのハムス

トリングの筋放電量の抑制を引き起こすため、膝屈曲 30° 以内でハムストリングの筋放電量を高めるようなりハビリテーションは再発予防に重要であると考えられる。しかしながら、傾斜台を用いたユニラテラル・NH に外的負荷を加えることで、膝屈曲 30° 以内でハムストリングの筋放電量が高まるか否かは不明である。そこで本研究では、傾斜台を用いたユニラテラル・NH に負荷を追加することで膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量が高まるか否かの検証を行うことを目的とした。

第2節 方法

研究デザイン

本研究では、クロスオーバーデザインを採用した。被験者は、ウォーミングアップを行った後、NH中のハムストリング（BF1hとST）の筋放電量の大きさを相対的に示すために最大随意での3秒間のMVICを2回行った。MVIC時の筋放電量の最大値の平均を%MVICとし、さらなる分析で使用した。その後、傾斜台を床に対して50°に設定した片足でのNHを自体重のみ(BW)、3kg荷重(BW+3kg)、6kg(BW+6kg)の3条件をランダムに2回ずつ行った(図4-1)。NHの各条件におけるハムストリングの筋放電量の大きさは、%MVICとして示し、2回の平均値を算出した。各条件中の膝屈曲角度を動作分析により、BPAを算出した。また、NH中のAngle at Peak BF1h EMG算出のために、LEDランプを用いたトリガーマカニズムによって同期させた。条件間(BW、BW+3kg、BW+6kg)および筋間(BF1h、ST)の%MVICの差異を二元配置分散分析で解析した。条件間(BW、BW+3kg、BW+6kg)のBPAの平均値の差異を一元配置分散分析で解析した。条件間(BW、BW+3kg、BW+6kg)のAngle at Peak BF1h EMGの平均値の差異を一元配置分散分析で解析した。

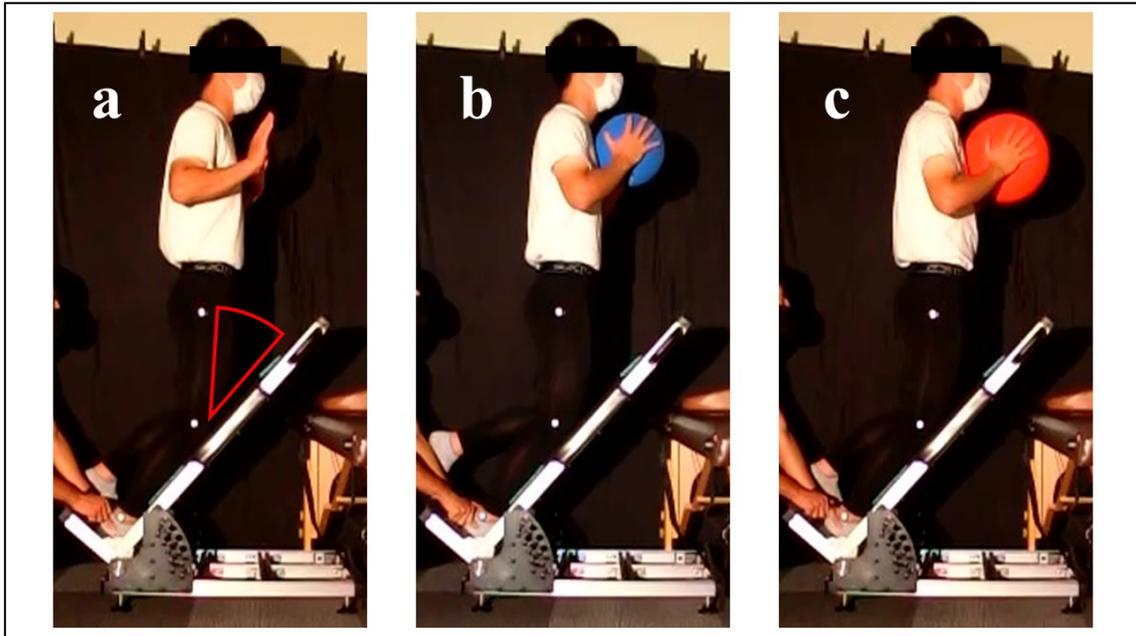


図 4-1 本研究で実施する 3 条件の開始姿勢

a : BW、b : BW+3kg、c : BW+6kg。BW における実線は、膝屈曲角度を示す。

被験者

サンプルサイズは、メインアウトカムの分析で用いる二元配置分散分析 (G*Power, version 3.1, Heinrich Heine Universität Düsseldorf, Germany) の入力パラメータ (効果量 $f = 0.25$ 、 $\alpha = 0.05$ 、power = 0.8、条件 = 3 (BW、BW+3kg、BW+6kg)、筋 = 2 (BFIh、ST)) をもとに事前に算出した。その結果、少なくとも 14 人以上のサンプルサイズが必要であることが確認された。そのため、男子学生 14 名 (年齢 : 24.1 ± 3.0 歳、身長 : 1.70 ± 0.05 m、体重 : 65.5 ± 8.1 kg、レジスタンストレーニング経験 : 2.4 ± 1.9 年、すべて平均 \pm SD で表記) が本研究に参加した。本研究への参加基準は、HSI の既往歴のない者とした。実験プロ

トコルは、早稲田大学の倫理委員会によって承認され(承認番号：2021-032)、本研究のすべての手順はヘルシンキ宣言に準拠して実施された。参加者全員に本研究の目的と手順を説明し、インフォームドコンセントを得た。

手順

実験に先立ち、被験者はウォーミングアップ(2分間のステップ昇降エクササイズおよび自体重でのスティフレッグ・デッドリフト)を行った。スティフレッグ・デッドリフトを実施する際に5秒かけて胴体をできる限り屈曲させ、2秒で開始姿勢に戻るよう被験者に指示し(Nishida et al., 2018)、8回実施した。ウォーミングアップの後に、被験者は、NH中のハムストリングの筋放電量の大きさを相対的に示すために膝屈曲運動を行った。膝屈曲運動は徒手抵抗のもと行い、3秒間の最大随意での等尺性収縮を2回行った。膝の屈曲角度は、BF1hおよびSTの筋放電量が同等に最大となる45°に設定した(Mohamed et al., 2002)。膝屈曲運動におけるレップ間の休息時間は少なくとも1分設けた。その後、BW、BW+3kg、BW+6kgの3条件の試技をランダムに2回ずつ行った。試技の前に、同一の条件の練習試技を1回実施した。レップ間の休息時間を少なくとも1分設け、条件間の休息時間は少なくとも2分設けた。CSCSを保有した検者が3条件のNHを適切なフォームで実施していたことを確認した。

ノルディックハムストリング

本研究では、床に対して水平から 50°まで 5°刻みに設定が可能な傾斜台を使用した。被験者は膝から頭までを真っ直ぐに保ちながら、ハムストリングの筋力が耐えうる限り前傾させていった。NH の開始前に「できる限りゆっくり」と前傾するように指示し、試技中に体幹を回転させないことも指示した。また、NH においては肘を屈曲し、手のひらを前に向けるよう指示した。

表面筋電図

ハムストリングの筋放電量の測定には、無線式の表面筋電計(DL-5000 m-Biolog2、S&ME 株式会社、日本)を使用した。サンプリング周波数は 1000 Hz であり、バンドパスフィルター(10-450 Hz)を用いてアーチファクトの処理を行った。対象筋は、BF1h および ST の利き足側(ボールを蹴る方の足)とした。BF1h の電極の位置は坐骨結節と脛骨外側顆の midpoint とし、ST の電極の位置は坐骨結節と脛骨内側顆の midpoint とした(Hermens et al., 2000)。BF1h および ST のクロストークを最大限に減少させるために、B モード二次元超音波装置(fST9600, LEQUIO Power Technology 株式会社、日本)を用いて筋間を確認し、各々の中央部分を確認してから表面筋電計を貼布した。

動作分析

NH 中の膝屈曲角度は、サンプリングレートを 120fps に設定したハイスピードカメラ(EX-F100、Casio 株式会社、日本)を用いて計測した。ハイスピードカメラの位置は、被験者の利き足側から約 3m 離れたところに設置し、その高さを約 0.7m に設定した。撮影された画像データを二次元動作分析ソフト(Frame-DIAS V、DKH 株式会社、日本)を用いて膝屈曲角度を算出した。反射マーカを大転子、大腿骨外側上顆、外果の 3 点に貼付し、それぞれをデジタイズすることにより膝屈曲角度を算出した。なお、膝屈曲角度 0°を膝完全伸展位とした。

データ解析

表面筋電計によって得られた生データは、二乗平均平方根(root mean square、以下 RMS)の値に変換された。RMS の値は、平滑化処理(ウィンドウ幅 100ms)したものであった。NH 中のハムストリングの筋放電量の大きさは、その RMS の最大値を MVIC 時の RMS の最大値の平均で除することによって算出した。さらに、NH の筋放電量は、2 回の試技の平均値とした。LED ランプを用いたトリガメカニズムによって EMG データとキネマティックデータを同期させ(図 4-2)、Angle at peak BFlh activity を算出した。BPA は、膝屈曲角度から算出し、膝伸展の角速度が 10°/秒を超えた時の膝屈曲角度とした(Lee et al., 2018; Lee et al., 2017)。

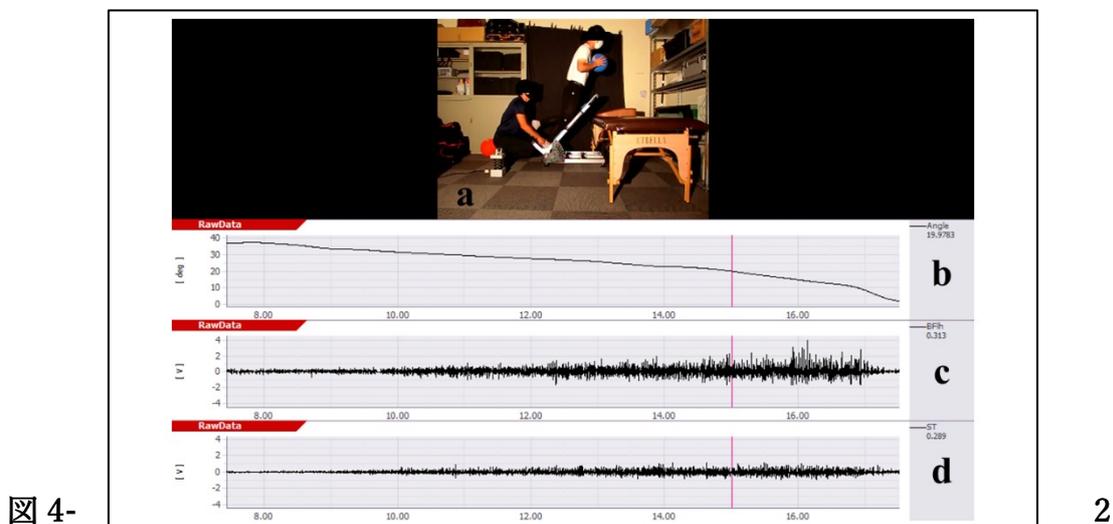


図 4-

2

NH 中の sEMG データとキネマティックデータ

図 4-2 は、BW+3kg における sEMG データとキネマティックデータを示している。a：膝屈曲約 20° での BW+3kg の姿勢、b：膝関節屈曲角、c：BFlh の sEMG の生データ、d：ST の sEMG の生データ。

統計解析

すべての値を平均値±SD で表した。まず、Shapiro-Wilk 検定を用いて正規分布を確認した。条件間(BW、BW+3kg、BW+6kg)および筋間(BFlh、ST)の%MVICの平均値の差異を二元配置分散分析で解析した。条件間(BW、BW+3kg、BW+6kg)の BPA と Angle at peak BFlh activity の平均値の差異を一元配置分散分析で解析した。ボンフェローニ法を用いて事後検定を行った。Partial η^2 は、次の効果量基準に基づいて分類された：極小、<0.0099； 小、0.0099-0.0588； 中、

0.0588-0.1379；そして大、 >0.1379 (Richardson, 2011)。Cohen d は、次の効果量基準に基づいて分類された：極小、 <0.2 ；小、 0.2 to 0.5 ；中、 0.5 to 0.8 ；そして大、 >0.8 。統計解析は SPSS version 27 (IBM SPSS, Armonk, NY, USA) を用いて行った。 $p < 0.05$ を有意水準とし、 $p < 0.1$ を傾向ありとした。

第3節 結果

ハムストリングの筋放電量

図 4-3 は、NH 中のハムストリングの筋放電量の大きさを示したものである。条件間(BW、BW+3kg、BW+6kg)の主効果は有意であったが($p < 0.05$ 、 $F(2,52) = 23.4$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.47$)、筋間(BFlh と ST)の主効果については有意でなく($F(1,26) = 2.7$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.09$)、交互作用も確認されなかった($F(2,52) = 0.59$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.02$)。BFlh の%MVIC は、BW+6kg が BW($p < 0.05$ 、 $120.6 \pm 29.2\%$ vs. $105.9 \pm 30.1\%$ 、 $d = 0.496$)と BW+3kg($p < 0.05$ 、 $120.6 \pm 29.2\%$ vs. $112.0 \pm 26.3\%$ 、 $d = 0.31$) よりも有意に高値を示した。ST の%MVIC は、BW+6kg が BW よりも有意に高値を示した($p < 0.05$ 、 98.5 ± 36.3 vs. $87.8 \pm 36.0\%$ 、 $d = 0.3$)。BFlh の%MVIC と ST の%MVIC との有意差については、BW($105.9 \pm 30.1\%$ vs. $87.8\% \pm 36.0\%$ 、 $d = 0.55$)と BW+3kg(112.0 ± 26.3 vs. $92.2 \pm 37.9\%$ 、 $d = 0.61$) で確認されなかったものの、BW+6kg($p = 0.09$ 、 $120.6 \pm 29.2\%$ vs. $98.5\% \pm 36.3\%$ 、 $d = 0.67$)では有意傾向が確認された。

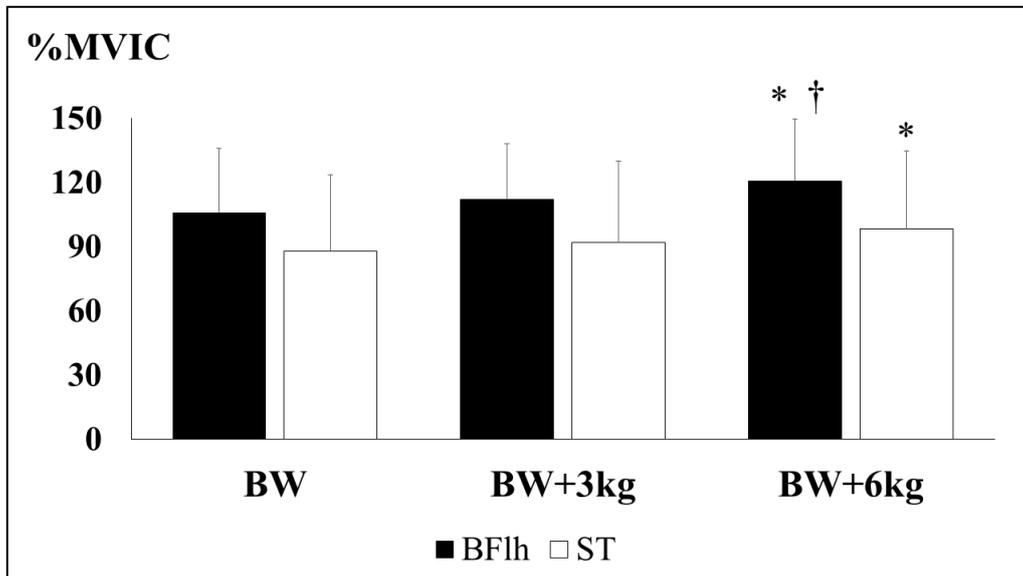


図 4-3 各 NH における BFlh と ST の %MVIC

図 4-3 は、NH における BFlh と ST の筋放電量データを示している。*は BW との有意差を示し、†は BW+3kg との有意差を示す($p < 0.05$)。

ブレイクポイント角度

表 4-1 は、NH 中の BPA を示したものである。主効果は有意であった($p < 0.05$ 、 $F(1,26) = 13.8$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.52$)。BW+6kg の BPA は、BW($p < 0.05$ 、 $d = 0.85$)および BW+3kg($p < 0.05$ 、 $d = 0.4$)よりも有意に高値を示した。

表 4-1 各 NH における BPA

表 4-1 は、各 NH における BPA を示している。*は、BW との有差を示し、†は BW+3kg との有差を示す(p < 0.05)。

NHE variations	Measurement category	Mean ± SD
BW	Break-point angle (°)	16.2 ± 7.1
BW+3kg	Break-point angle (°)	19.4 ± 4.4
BW+6kg	Break-point angle (°)	21.1 ± 4.3 ^{* †}

大腿二頭筋長頭の最大活動時膝屈曲角度

表 4-2 は、NH 中の Angle at peak BFlh activity を示したものである。主効果は有意であった(p < 0.05、F(2,26) = 8.4、partial η^2 = 0.39)。BW+6kg の BFlh EMG ピーク時の角度は、BW(p < 0.05、d = 0.84)と BW+3kg(p < 0.05、d = 0.57)よりも有意に高値を示した。

表 4-2 各 NH における Angle at peak BFlh activity

表 4-2 は、各 NH における Angle at peak BFlh activity を示している。*は、BW との有意差を示し、†は BW+3kg との有意差を示す(p < 0.05)。

NHE variations	Measurement category	Mean \pm SD
BW	Angle at peak BFlh EMG (°)	19.1 \pm 6.2
BW+3kg	Angle at peak BFlh EMG (°)	21.0 \pm 4.8
BW+6kg	Angle at peak BFlh EMG (°)	23.6 \pm 4.3 ^{* †}

第4節 考察

本研究では、傾斜台を用いたユニラテラル・NH に負荷を追加することで膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量が高まるか否かの検証を行った。その結果、3kg の負荷の追加では BFlh および ST の筋放電量の増大が起きなかったものの、6kg の負荷では BFlh および ST の筋放電量の増大が確認された。また、BPA および Angle at peak BFlh activity についても 3kg の負荷の追加では変化が見られなかったが、6kg の負荷追加によってそれらが膝深屈曲位に移行することが確認された。ただし、BPA と Angle at peak BFlh activity については全ての条件で膝屈曲 30° 以内に収まった。

本研究の結果より、傾斜台を用いたユニラテラル・NH における 6kg の負荷の追加によって BFlh および ST の筋放電量が高まることが明らかとなった。この外的負荷による筋放電量の増加は、先行研究の結果を支持するものである (Schoenfeld et al., 2014; Wu et al., 2020)。スプリントの遊脚期後半では BFlh の筋放電量が 100%MVIC に達するため (Higashihara et al., 2010)、本研究で実施した BW 条件の 105.9%MVIC では十分に高い値とはいえないが、BW+6kg 条件では 120.6%MVIC と高く、スプリントの遊脚期後半での筋放電量が同程度以上で起こるため、HSI の再発を予防するリハビリテーションのひとつになり得る可能性がある。今後は、傾斜台を用いたユニラテラル・NH に外的な負荷を追

加することによって HSI の再発の発症が抑えられるかについてさらなる研究が必要である。

また、BFlh の筋放電量においては BW+6kg が BW+3kg よりも有意に高く、その結果、BW+6kg における BFlh の %MVIC が ST のそれよりも高い傾向を示した ($p = 0.09$, $d = 0.67$)。本研究の結果は、外的負荷の増加に伴い、ハムストリングの活動パターンが変化する可能性を示唆している。外的負荷の増加に伴ってハムストリングの活動パターンが変化するメカニズムとして考えられるのは、BFlh と ST の筋形態が異なっていることがあげられる。BFlh は ST よりも筋の横断面積が大きく、力発揮に有利な形態となっている (Kellis et al., 2012)。そのため、外的負荷の増大に伴って力発揮が要求される BW+6kg 条件では BFlh の優先的な動員が生じた可能性がある。HSI の多くが BFlh で生じ (Askling et al., 2014; Askling et al., 2013)、その再発率も高いことが知られている (Wangenstein et al., 2016)。ゆえに、HSI の予防を目的としたハムストリングエクササイズにおいては、BFlh が優先的に動員される種目が重要とされているため (Bourne et al., 2017a)、BFlh を優先的に動員する傾向のあった BW+6kg は、HSI の再発予防のためのリハビリテーションエクササイズのひとつになり得る可能性がある。今後は、さらなる外的負荷 (10kg など) を用いた検証を行い、BFlh の動員がさらに高まるのか否かの検証を行う必要がある。

本研究の結果から、3kg の負荷の追加では BPA および Angle at peak BFlh activity の変化が確認されなかったものの、6kg の負荷ではそれらが膝深屈曲位へ移行することが明らかとなった。ただし、BPA と Angle at peak BFlh activity については全ての条件で膝屈曲 30° 以内であった。筆者が知る限りでは、NH への追加負荷による BPA および Angle at peak BFlh activity の変化を検証した研究はなく、本研究の結果は、新しい知見であると考えられる。Soga et al.は、異なる傾斜角度に設定した傾斜台上で NH を実施した際の BPA を検証した(Soga et al., 2021)。その結果、傾斜角度を大きくするほど BPA が小さくなることに加えて、膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量が高まることも報告した。HSI の再発を予防するためには、膝屈曲 30° 以内で BFlh の筋放電量を高めるリハビリテーションが重要であることから、本研究で実施した BW+6kg は、膝屈曲 30° 以内での BFlh の筋放電量を増大させるため、HSI の再発を予防するリハビリテーションになり得る可能性がある。しかしながら、NH への追加負荷によってハムストリングの筋放電量を高められる利点があるものの、BPA が膝深屈曲位に移行する欠点がある(表 4-1)。傾斜角度が調整できる傾斜台を用いれば問題はないと考えられるが、通常の NH に負荷を追加する場合には、BPA の膝深屈曲位への移行に伴った膝屈曲 30° 以内での BFlh の筋放電量の低下が生じる可能性があるため、注意が必要である。

この研究にはいくつかの限界がある。まず、BFlh の筋放電量の抑制が起こる HSI の既往のある人が本研究に含まれなかった。したがって、HSI の既往のある者に対して本研究で実施した傾斜角度を 50° に設定した 6kg 荷重のユニラテラル・NH の有効性を調査するために、さらなる研究が必要である。次に、我々は女性を対象としていない。女性の ST の速筋割合は、男性のそれよりも少ないことが報告されている (Fournier et al., 2022)。この筋線維組成の違いはハムストリングの活動パターンにも影響を与える可能性がある。女性でも本研究と同様の結果が得られるかについては、さらなる研究が必要である。

第5節 結論

本研究の結果から、3kg の負荷の追加では BFlh および ST の筋放電量の増大が起きなかったものの、6kg の負荷では BFlh および ST の筋放電量の増大が生じることが明らかとなった。また、BPA および Angle at peak BFlh activity についても 3kg の負荷の追加では変化が見られなかったが、6kg の負荷追加によってそれらが膝深屈曲位に移行することが確認された。ただし、BPA と Angle at peak BFlh activity については全ての条件で膝屈曲 30° 以内であった。HSI の再発予防のためには、膝屈曲 30° 以内で患側の BFlh の筋放電量を賦活化させるようなリハビリテーションの実施が重要であると考えられる。そのため、本研究で実施した傾斜角度を 50° に設定した 6kg 荷重の NH は、膝屈曲 30° 以内での BFlh の筋放電量がスプリントの遊脚期後半での筋放電量と同程度以上生じるため、HSI の再発を予防するリハビリテーションになり得る可能性がある。

第5章：総合考察

第1節 ノルディックハムストリングにおける傾斜台の有効性

第2章では、傾斜台の利用によってNH中のBPAが膝浅屈曲位に移行すると同時に、膝屈曲30°以内でのハムストリングの筋放電量も高めるか否かの検証を行った。その結果、20°あるいは40°に設定した傾斜台の利用によってBPAが膝浅屈曲位に移行すると同時に、膝屈曲30度以内でのハムストリングの筋放電量も高まることが明らかとなった。また、N40でのみ膝浅屈曲位の移行に伴いBF/ST比が高まる詳細なメカニズムは不明であるが、このメカニズムとして考えられるのは、BF_{lh}とSTでは膝屈曲角度で異なる活動パターンを示すことがあげられる。最大努力での等尺性あるいは短縮性の膝屈曲運動中では、膝屈曲30°以内においてBF_{lh}の活動量がSTと比較して大きくなることが報告されている(Hirose and Tsuruike, 2018; Onishi et al., 2002)。本研究で実施したN40のBPAは16.3°であったため、膝屈曲30°以内でも高い張力を保持していた可能性が高く、それがBF_{lh}の筋放電量を優先的に高めたのではないかと推察される。

HSIの再発予防のためには、膝屈曲30°以内で患側のBF_{lh}の筋放電量を賦活化させるようなリハビリテーションの実施が重要であることから、膝屈曲30°以内でのBF_{lh}の筋放電量を高めるN40はハムストリング肉離れの再発を

予防するエクササイズになる可能性がある。しかしながら、HSI 受傷歴のある者は、両足での NH 中に健側が患側の負荷を代償する可能性があることから (Bourne et al., 2016)、膝屈曲 30° 以内で片側のハムストリングの筋放電量を高める NH の方法を開発することが HSI の再発を予防する上で必要になると考えられる。

第 2 節 ノルディックハムストリングにおける両側および片側の差異

第 3 章では、傾斜台上でのバイラテラル・NH とユニラテラル・NH における BFlh と ST の筋放電量、BPA、Angle at peak BFlh activity の差異について検証した。主要な結果は以下の通りであった、(a)ユニラテラル・NH の BFlh の筋放電量は、バイラテラル・NH のそれよりも有意に高値を示した、(b) ユニラテラル・NH でのみ BFlh の筋放電量が ST のそれよりも有意に高値を示した、(c) BPA と Angle at peak BFlh activity については全ての条件で膝屈曲 30° 以内に収まった。

ユニラテラルスタンスでのエクササイズは、バイラテラルスタンスのそれよりも片側当たりの力発揮が大きい (Kuki et al., 2018; McCurdy et al., 2010)。力発揮の増加に伴ってハムストリングの活動パターンが変化するメカニズムとして考えられるのは、BFlh と ST の筋形態が異なっていることがあげられる。BFlh

は ST よりも筋の横断面積が大きく、力発揮に有利な形態となっている(Kellis et al., 2012)。そのため、片側当たりの力発揮が大きくなるようなユニラテラルスタンスでの NH では BFlh の優先的な動員が生じた可能性がある。

第 3 章で実施したユニラテラル・NH の BFlh の活動は、93.7-97.7%MVIC と先行研究のハイスピードランニング中の BFlh の筋放電量と同様の値となったが(Higashihara et al., 2010)、十分に高い値とはいえない。したがって、ユニラテラル・NH に外的な負荷等を追加し、BFlh の筋放電量を高める試みが HSI の再発予防に貢献する可能性がある。ユニラテラル・NH に外的な負荷等を追加し、BFlh の筋放電量が高まるか否かについては不明であるため、さらなる研究が期待される。

第 3 節 片側のノルディックハムストリングにおける追加負荷の効果

第 4 章では、傾斜台を用いたユニラテラル・NH に負荷を追加することで膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量が高まるか否かの検証を行った。その結果、3kg の負荷の追加では BFlh および ST の筋放電量の増大が起きなかったものの、6kg の負荷では BFlh および ST の筋放電量の増大が確認された。また、BFlh の筋放電量においては BW+6kg が BW+3kg よりも有意に高く、その結果、BW+6kg における BFlh の%MVIC が ST のそれよりも高い傾向を示した

($p = 0.09$; $d = 0.67$)。外的負荷の増加に伴ってハムストリングの活動パターンが変化するメカニズムとして考えられるのは、BFlh と ST の筋形態が異なっていることがあげられる。BFlh は ST よりも筋の横断面積が大きく、力発揮に有利な形態となっている(Kellis et al., 2012)。そのため、外的負荷の増大に伴って力発揮が要求される BW+6kg 条件では BFlh の優先的な動員が生じた可能性がある。

BPA および Angle at peak BFlh activity についても 3kg の負荷の追加では変化が見られなかったが、6kg の負荷追加によってそれらが膝深屈曲位に移行することが確認された。ただし、BPA と Angle at peak BFlh activity については全ての条件で膝屈曲 30° 以内にであった。HSI の再発予防のためには、膝屈曲 30° 以内で患側の BFlh の筋放電量を賦活化させるようなリハビリテーションの実施が重要であると考えられる。そのため、本研究で実施した傾斜角度を 50° に設定した 6kg 荷重の NH は、膝屈曲 30° 以内での BFlh の筋放電量がスプリントの遊脚期後半での筋放電量と同程度以上に生じる可能性があるため、HSI の再発を予防するリハビリテーションになり得る可能性がある。

しかしながら、第 4 章で実施した BW+6kg は高強度なエクササイズであるため、HSI のリハビリテーションで導入する際には注意が必要である。HSI の初期のリハビリテーションとしては、最大下でのアイソメトリックエクササイズから最大強度のエキセントリックエクササイズに移行していくことが推奨されて

いる (Schmitt et al., 2012)。そのため、HSI の初期では傾斜台を 50° に設定しながら両足で行う NH を実施し (Hirose et al., 2021)、リハビリテーションの進行に伴って、常に BPA が膝屈曲 30° 以内になるように傾斜台の角度を調節しながら、両足でのエキセントリック、片足でのエキセントリック、そして外的負荷を追加した片足でのエキセントリックのように負荷を漸増させていくことが推奨される。

第 4 節 ハムストリング肉離れの再発予防戦略

HSI の最も強いリスクファクターは、ハムストリング肉離れの受傷歴である (Green et al., 2020)。これは、一度 HSI を受傷してしまうと再発のリスクを伴うことを意味し、スポーツ現場でよくいわれる「肉離れは癖になる」の所以であると思われる。したがって、HSI を生涯経験しないことがアスリートに強く望まれるが、HSI が起きてしまった場合に、その後の競技人生を豊かにするためにも HSI の再発予防は重要である。

本博士研究の結果に基づいた HSI 再発予防戦略を図 5-1 に示した。競技復帰までの HSI のリハビリテーションにおいて、その初期では最大下での等尺性トレーニングから始め、後期では最大強度での伸張性トレーニングに移行することを推奨する研究者たちがいる (Schmitt et al., 2012)。この指針に則り、HSI の

リハビリテーションの初期では、傾斜台を 50° に設定した両足での等尺性 NHE を実施する (Hirose et al., 2021)。HSI のリハビリテーションの中期では、傾斜台を 40° に設定した両足での伸張性 NHE を実施する (Soga et al., 2021)。そして、HSI のリハビリテーションの後期では、傾斜台を 40-50° に設定した片足での伸張性 NHE を実施し (Soga et al., 2022a)、競技復帰を目指していく。競技復帰した後は、傾斜台を 50° に設定した片足での伸張性 NHE に外的負荷を追加し (Soga et al., 2022b)、HSI の再発予防を目指す。

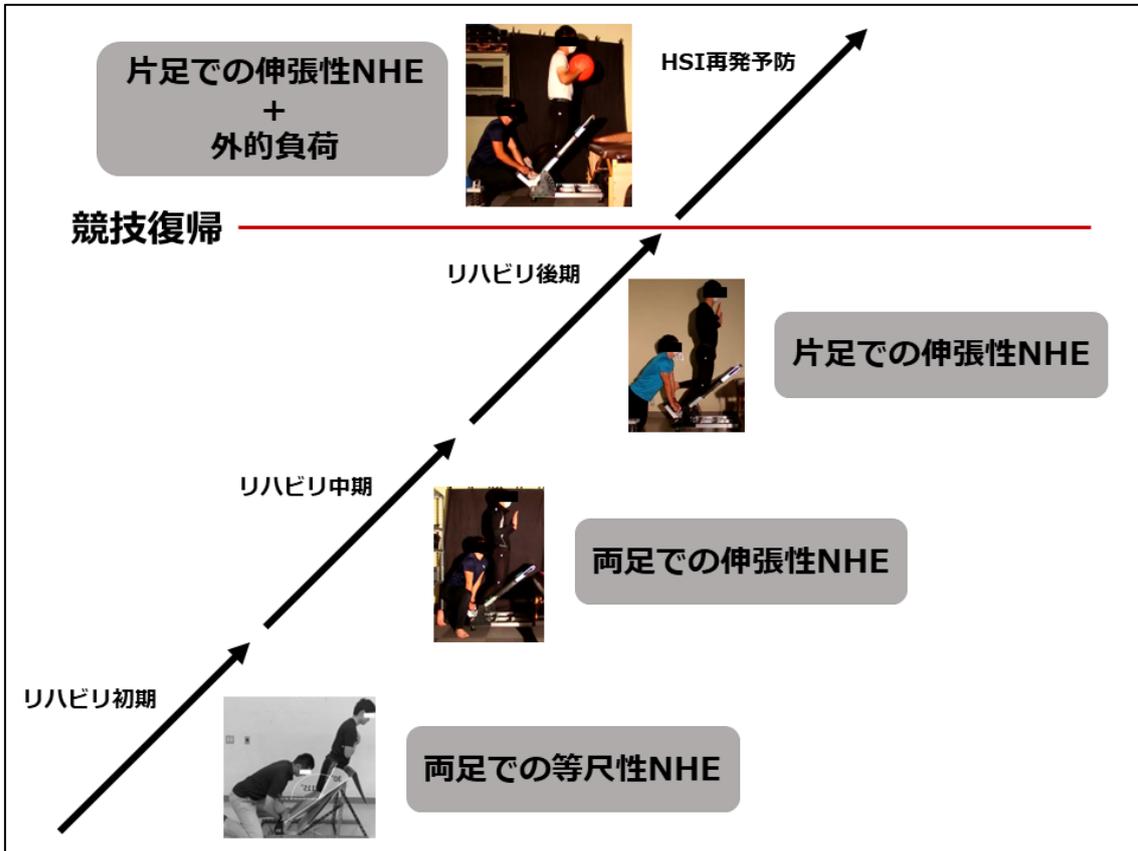


図 5-1 HSI の再発予防戦略

第5節 今後の展望

HSI の再発予防のためには、膝屈曲 30° 以内で患側のハムストリングを最大限活動させるようなユニラテラルスタンスでのエキセントリックエクササイズの実施が重要である。通常の NH では、このような膝浅屈曲位でハムストリングを最大限活動させることは困難であった(Soga et al., 2021)。本研究の結果より、この NH の課題が傾斜台の利用(第2章)、ユニラテラルスタンスでの実施(第3章)、そして外的な負荷を追加(第4章)することによって解決できる可能性が示唆された。特に第3章で検証された傾斜台を 50° に設定し、6kg のメディシンボールを保持したユニラテラル・NH(改良型 NH)中の BFlh の活動は、120.6%MVIC と大きく、さらにそのピークが膝屈曲 30° 以内に留まることから、HSI の再発を予防するエクササイズになり得る可能性が高いことが期待される。

しかしながら、本研究では、HSI の受傷歴のある者を対象にしておらず、改良型 NH を実施した際に同様なハムストリングの筋放電量を示すか否かは不明である。今後は、HSI の受傷歴のある者を対象に改良型 NH に関する研究を展開する必要があると考えられる。また、本研究では、急性の効果のみの検証であるため、改良型 NH の長期的な介入によってハムストリングのリスクファクター(膝屈曲筋力や BFlh の筋束長など)が改善されるか否かも不明である。そのため、改良型 NH の長期的な介入によるハムストリングの筋力や形態の変化に関する

研究も展開していく必要があると考えられる。

第 6 章：結論

本博士論文では、NH に対して傾斜台の利用(第 2 章)、ユニラテラルスタンスでの実施(第 3 章)、そして外的な負荷を追加(第 4 章)することによってハムストリングの筋放電量がどのように変化するか検証した。本研究の結果、以下の結論が得られた。

- 傾斜台の利用：傾斜台の角度を 20-40° に設定することにより、膝屈曲 30° 以内のハムストリングの活動が通常の NH よりも大きくなる。
- ユニラテラススタンスでの実施：ユニラテラルスタンスでの NH は、バイラテラルスタンスでの NH よりもハムストリングの活動が大きくなる。
- 外的負荷の追加：NH に外的な負荷を追加することによってハムストリングの活動が大きくなる。

本博士論文の結果から、傾斜台を用い、さらに 6kg の外的負荷を付与したユニラテラル・NH は、患側に対して膝屈曲 30° 以内でのハムストリングの筋放電量、特に BFlh の筋放電量をより高める可能性があるため、HSI の再発を予防するリハビリテーションエクササイズになり得る可能性がある。

参考文献

- Askling, C.M., Tengvar, M., Tarassova, O. and Thorstensson, A. (2014) Acute hamstring injuries in Swedish elite sprinters and jumpers: a prospective randomised controlled clinical trial comparing two rehabilitation protocols. *Br J Sports Med* **48**, 532-9.
- Askling, C.M., Tengvar, M. and Thorstensson, A. (2013) Acute hamstring injuries in Swedish elite football: a prospective randomised controlled clinical trial comparing two rehabilitation protocols. *Br J Sports Med* **47**, 953-9.
- Bautista, I.J., Vicente-Mampel, J., Baraja-Vegas, L., Segarra, V., Martin, F. and Van Hooren, B. (2021) The effects of the Nordic hamstring exercise on sprint performance and eccentric knee flexor strength: A systematic review and meta-analysis of intervention studies among team sport players. *J Sci Med Sport* **24**, 931-938.
- Bourne, M.N., Duhig, S.J., Timmins, R.G., Williams, M.D., Opar, D.A., Al Najjar, A., Kerr, G.K. and Shield, A.J. (2017a) Impact of the Nordic hamstring and hip extension exercises on hamstring architecture and morphology: implications for injury prevention. *Br J Sports Med* **51**, 469-477.
- Bourne, M.N., Opar, D.A., Williams, M.D., Al Najjar, A. and Shield, A.J. (2016) Muscle activation patterns in the Nordic hamstring exercise: Impact of prior strain injury. *Scand J Med Sci Sports* **26**, 666-74.
- Bourne, M.N., Williams, M.D., Opar, D.A., Al Najjar, A., Kerr, G.K. and Shield, A.J. (2017b) Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. *Br J Sports Med* **51**, 1021-1028.
- Buhmann, R., Trajano, G.S., Kerr, G. and Shield, A. (2020) Voluntary Activation and Reflex Responses after Hamstring Strain Injury. *Med Sci Sports Exerc* **52**, 1862-1869, Sep.
- Buhmann, R., Trajano, G.S., Kerr, G.K. and Shield, A.J. (2021a) Increased short interval intracortical inhibition in participants with previous hamstring strain injury. *Eur J Appl Physiol*, Nov 2.
- Buhmann, R., Trajano, G.S., Kerr, G.K. and Shield, A.J. (2021b) Lower knee flexion and hip extension rate of torque development in athletes with previous hamstring strain injury. *J Sports Sci* 1-8, Nov 17.
- Crema, M.D., Jarraya, M., Engebretsen, L., Roemer, F.W., Hayashi, D., Domingues, R., Skaf, A.Y. and Guermazi, A. (2018) Imaging-detected acute muscle injuries in athletes participating in the Rio de Janeiro 2016 Summer Olympic Games. *Br J Sports Med* **52**, 460-464.
- Danielsson, A., Horvath, A., Senorski, C., Alentorn-Geli, E., Garrett, W.E., Cugat, R., Samuelsson, K. and Hamrin Senorski, E. (2020) The mechanism of hamstring injuries - a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord* **21**, 641.
- Ditroilo, M., De Vito, G. and Delahunt, E. (2013) Kinematic and electromyographic analysis of the Nordic Hamstring Exercise. *J Electromyogr Kinesiol* **23**, 1111-8.

- Fournier, G., Bernard, C., Cievet-Bonfils, M., Kenney, R., Pingon, M., Sappey-Marinier, E., Chazaud, B., Gondin, J. and Servien, E. (2022) Sex differences in semitendinosus muscle fiber-type composition. *Scand J Med Sci Sports* **32**, 720-727, Jan 4.
- Fyfe, J.J., Opar, D.A., Williams, M.D. and Shield, A.J. (2013) The role of neuromuscular inhibition in hamstring strain injury recurrence. *J Electromyogr Kinesiol* **23**, 523-30.
- Green, B., Bourne, M.N., van Dyk, N. and Pizzari, T. (2020) Recalibrating the risk of hamstring strain injury (HSI): A 2020 systematic review and meta-analysis of risk factors for index and recurrent hamstring strain injury in sport. *Br J Sports Med* **54**, 1081-1088.
- Gronwald, T., Klein, C., Hoenig, T., Pietzonka, M., Bloch, H., Edouard, P. and Hollander, K. (2022) Hamstring injury patterns in professional male football (soccer): a systematic video analysis of 52 cases. *Br J Sports Med* **56**, 165-171, Feb.
- Hegyí, A., Lahti, J., Giacomo, J.P., Gerus, P., Cronin, N.J. and Morin, J.B. (2019) Impact of Hip Flexion Angle on Unilateral and Bilateral Nordic Hamstring Exercise Torque and High-Density Electromyography Activity. *J Orthop Sports Phys Ther* **49**, 584-592.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. and Rau, G. (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* **10**, 361-74.
- Higashihara, A., Nagano, Y., Ono, T. and Fukubayashi, T. (2016) Relationship between the peak time of hamstring stretch and activation during sprinting. *Eur J Sport Sci* **16**, 36-41.
- Higashihara, A., Ono, T., Kubota, J., Okuwaki, T. and Fukubayashi, T. (2010) Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *J Sports Sci* **28**, 1085-92.
- Hirose, N. and Tsuruike, M. (2018) Differences in the electromyographic activity of the hamstring, gluteus maximus, and erector spinae muscles in a variety of kinetic changes. *The Journal of Strength & Conditioning Research* **32**, 3357-3363.
- Hirose, N., Tsuruike, M. and Higashihara, A. (2021) Biceps Femoris Muscle is Activated by Performing Nordic Hamstring Exercise at a Shallow Knee Flexion Angle. *J Sports Sci Med* **275-283**.
- Jarvinen, T.A., Jarvinen, T.L., Kaariainen, M., Kalimo, H. and Jarvinen, M. (2005) Muscle injuries: biology and treatment. *Am J Sports Med* **33**, 745-64, May.
- Kellis, E., Galanis, N., Kapetanios, G. and Natsis, K. (2012) Architectural differences between the hamstring muscles. *J Electromyogr Kinesiol* **22**, 520-6.
- Kuki, S., Yoshida, T., Okudaira, M., Konishi, Y., Ohyama-Byun, K. and Tanigawa, S. (2018) Force generation and neuromuscular activity in multi-joint isometric exercises: comparison between unilateral and bilateral stance. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine* **7**, 289-296.
- Lee, J.W.Y., Cai, M.J., Yung, P.S.H. and Chan, K.M. (2018) Reliability, Validity, and Sensitivity

of a Novel Smartphone-Based Eccentric Hamstring Strength Test in Professional Football Players. *Int J Sports Physiol Perform* **13**, 620-624.

Lee, J.W.Y., Li, C., Yung, P.S.H. and Chan, K.M. (2017) The reliability and validity of a video-based method for assessing hamstring strength in football players. *J Exerc Sci Fit* **15**, 18-21.

McCurdy, K., O'Kelley, E., Kutz, M., Langford, G., Ernest, J. and Torres, M. (2010) Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. *J Sport Rehabil* **19**, 57-70.

Mohamed, O., Perry, J. and Hislop, H. (2002) Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. *Clinical Biomechanics* **17**, 569-579.

Monajati, A., Larumbe-Zabala, E., Goss-Sampson, M. and Naclerio, F. (2017) Analysis of the Hamstring Muscle Activation During two Injury Prevention Exercises. *J Hum Kinet* **60**, 29-37, Dec.

Onishi, H., Yagi, R., Oyama, M., Akasaka, K., Ihashi, K. and Handa, Y. (2002) EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *J Electromyogr Kinesiol* **12**, 399-406.

Opar, D.A., Williams, M.D., Timmins, R.G., Dear, N.M. and Shield, A.J. (2013) Knee flexor strength and bicep femoris electromyographical activity is lower in previously strained hamstrings. *J Electromyogr Kinesiol* **23**, 696-703.

Pincheira, P.A., Riveros-Matthey, C. and Lichtwark, G.A. (2022) Isometric fascicle behaviour of the biceps femoris long head muscle during Nordic hamstring exercise variations. *J Sci Med Sport*, May 8.

Prince, C., Morin, J.B., Mendiguchia, J., Lahti, J., Guex, K., Edouard, P. and Samozino, P. (2020) Sprint Specificity of Isolated Hamstring-Strengthening Exercises in Terms of Muscle Activity and Force Production. *Front Sports Act Living* **2**, 609636.

Richardson, J.T.E. (2011) Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educ Res Rev* **6**, 135-147.

Schache, A.G., Dorn, T.W., Blanch, P.D., Brown, N.A. and Pandy, M.G. (2012) Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. *Med Sci Sports Exerc* **44**, 647-58, Apr.

Schmitt, B., Tim, T. and McHugh, M. (2012) Hamstring injury rehabilitation and prevention of reinjury using lengthened state eccentric training: a new concept. *Int J Sports Phys Ther* **7**, 333.

Schoenfeld, B.J., Contreras, B., Willardson, J.M., Fontana, F. and Tiryaki-Sonmez, G. (2014) Muscle activation during low- versus high-load resistance training in well-trained men. *Eur J Appl Physiol* **114**, 2491-7.

Sconce, E., Heller, B., Maden-Wilkinson, T. and Hamilton, N. (2021) Development of a Novel Nordic Hamstring Exercise Device to Measure and Modify the Knee Flexors' Torque-Length Relationship. *Front Sports Act Living* **3**, 629606.

- Skarabot, J., Cronin, N., Strojnik, V. and Avela, J. (2016) Bilateral deficit in maximal force production. *Eur J Appl Physiol* **116**, 2057-2084.
- Soga, T., Keerasomboon, T., Akiyama, K. and Hirose, N. (2022a) Difference of Hamstring Activity Between Bilateral and Unilateral Nordic Hamstring Exercises With a Sloped Platform. *J Sport Rehabil* **31**, 325-330.
- Soga, T., Nishiumi, D., Furusho, A., Akiyama, K. and Hirose, N. (2021) Effect of Different Slopes of the Lower Leg during the Nordic Hamstring Exercise on Hamstring Electromyography Activity. *J Sports Sci Med* **20**, 216-221.
- Soga, T., Saito, H., Akiyama, K. and Hirose, N. (2022b) Changes in Amplitude of Hamstring Electromyographic Activity and Its Peak Location During Nordic Hamstring Exercise by Adding External Load. *International Journal of Athletic Therapy and Training* **1**, 1-6.
- Sole, G., Milosavljevic, S., Nicholson, H.D. and Sullivan, S.J. (2011) Selective strength loss and decreased muscle activity in hamstring injury. *J Orthop Sports Phys Ther* **41**, 354-63.
- Thelen, D.G., Chumanov, E.S., Best, T.M., Swanson, S.C. and Heiderscheit, B.C. (2005) Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting. *Med Sci Sports Exerc* **37**, 1931-8.
- Tyler, T.F., Schmitt, B.M., Nicholas, S.J. and McHugh, M.P. (2017) Rehabilitation After Hamstring-Strain Injury Emphasizing Eccentric Strengthening at Long Muscle Lengths: Results of Long-Term Follow-Up. *J Sport Rehabil* **26**, 131-140.
- van den Tillaar, R., Solheim, J.A.B. and Bencke, J. (2017) Comparison of hamstring muscle activation during high-speed running and various hamstring strengthening exercises. *International Journal of Sports Physical Therapy* **12**, 718.
- Van Hooren, B. and Bosch, F. (2017a) Is there really an eccentric action of the hamstrings during the swing phase of high-speed running? part I: A critical review of the literature. *J Sports Sci* **35**, 2313-2321.
- Van Hooren, B. and Bosch, F. (2017b) Is there really an eccentric action of the hamstrings during the swing phase of high-speed running? Part II: Implications for exercise. *J Sports Sci* **35**, 2322-2333.
- Van Hooren, B., Vanwanseele, B., van Rossom, S., Teratsias, P., Willems, P., Drost, M. and Meijer, K. (2022) Muscle forces and fascicle behavior during three hamstring exercises. *Scand J Med Sci Sports*.
- Wangensteen, A., Tol, J.L., Witvrouw, E., Van Linschoten, R., Almusa, E., Hamilton, B. and Bahr, R. (2016) Hamstring Reinjuries Occur at the Same Location and Early After Return to Sport: A Descriptive Study of MRI-Confirmed Reinjuries. *Am J Sports Med* **44**, 2112-21.
- Woodley, S.J. and Mercer, S.R. (2005) Hamstring muscles: architecture and innervation. *Cells tissues organs* **179**, 125-141.

Wu, H.W., Tsai, C.F., Liang, K.H. and Chang, Y.W. (2020) Effect of Loading Devices on Muscle Activation in Squat and Lunge. *J Sport Rehabil* **29**, 200-205.