

新しい適応型足首捻挫保護システムと従来の受動的足首捻挫保護システムの多次元評価

ステファン・ウィルヴァッチャー^y、アンナ・ブルーダー教授、^yMS、ジョアンナ・ロビン、^yベン、ヤコブ・クルツパ、^yベン、パトリック・マイ、^yzMS

調査はドイツのオッフエンブルクにあるオッフエンブルク応用科学大学で実施されました。ドイツ、ケルンの機能診断研究所の研究室で行われた生体力学的データ収集

背景：足首装具は、足首の外側捻挫を軽減することを目的としています。保護の次に、スポーツパフォーマンス、動作制限、ユーザーの認識など、ユーザーのコンプライアンスに影響を与える要素が、ユーザーのコンプライアンス、ひいては傷害の予防に関連します。新しい適応型保護システムは、足首ブレースの従来の受動的な概念とは異なり、動きの強さ（例えば、内反速度）に基づいて機械的動作を変化させると主張しています。

目的：保護、スポーツパフォーマンス、動きの自由度、主観的な認識を考慮しながら、新しい適応型装具のパフォーマンスを2つの受動的足首装具と比較します。

研究デザイン:管理された実験室研究。

方法:著者らは、ローカットの屋内スポーツシューズに装着されたアダプティブ1つとパッシブ2つ（レースアップ1つとリジッドブレース1つ）の足首ブレースを分析しました。これは、ブレースなしの参照条件でもありました。人工足首関節システムを使用し、内転速度の高速および低速での材料試験を実施しました。さらに、20名の若い健康な男性チームスポーツアスリートを、スポーツ関連の動きの3次元動作分析を使用して分析し、保護、スポーツのパフォーマンス、およびアクティブな可動域の寸法に対処しました。参加者は、製品使用時に感じる主観的な快適さ、安定性、制限を評価しました。

結果：主観的な安定性評価は、アダプティブシステムとパッシブシステムの間で差はありませんでした。硬質ブレースは、パッシブブレースと比較して、生体力学的試験中のピーク反転の制限に優れていました。ただし、材料テストでは、適応ブレースは、遅い反転速度と比較して、高速時の剛性が約400%増加し、その適応動作と受動的ブレースと同様の剛性値が実証されました。スポーツパフォーマンスの課題における小さな違いを特定しました。アダプティブブレースにより、足首のアクティブな可動範囲が向上し、主観的な快適性と制限の評価が向上しました。

結論：適応型装具は、高速反転状況において受動的な装具と同様の保護効果を提供すると同時に、非傷害動作中の可動域、快適性、および制限評価を向上させました。

臨床的関連性:保護システムは使用された場合にのみ効果を発揮します。従来の受動的アンクルブレース技術と比較して、この新しい適応型ブレースは、快適さと動きの自由度を向上させることでユーザーのコンプライアンスを高めると同時に、有害な状況でも同様の保護を提供する可能性があります。

キーワード:足首の捻挫。けが; 保護具; 適応技術。反転

足首の捻挫はアスリートにとって最も一般的な外傷の一つです。⁵最も発生率が高いのは屋内スポーツとコートスポーツです。4足首の捻挫はスポーツ関連の傷害全体の10%～28%を占めており、競技アスリートや娯楽アスリートの約73%が再発性足首捻挫を経験しています。^{6,22}足首の捻挫傷害から収集されたデータは、足首の捻挫のほとんどが足首で発生していることを示唆しています

アメリカスポーツ医学ジャーナル
2023;51(3):715-722
DOI: 10.1177/03635465221146294
- 2023 著者



内反角度 .30 ～ およびピーク足首内反速度。500度/秒¹⁰

足首の損傷と再損傷の予防を成功させるには、受動的保護システム（足首装具など）を使用した神経筋トレーニングが含まれます。¹⁶アンクルブレースの設計は、過剰な動きから関節を保護する必要があります。しかし、臨床経験によれば、快適性の低下（例：フィット感の悪さ、動作の制限、または硬い部品による圧力のピークが原因）、またはスポーツパフォーマンスの潜在的な低下（例：関節の動きの制限により）がアスリートのコンプライアンス違反につながる可能性があります。7,13
したがって、私たちは予防効果をテストすることを提案します。

4つの領域における足首保護テクノロジー(足首ブレースを含む):

- (1) 保護領域(すなわち、突然の内反または回外動作中の足首の最大内反角の減少): これらの動作は、傾斜台上または方向転換課題中に誘発される可能性があります。ただし、倫理上の制限により、生体力学的試験中は足首のピーク角度が生理学的(つまり、無害な)範囲内に収まる必要があります。したがって、足首保護技術の真の保護能力は、これらの介入からのみ推定することができ、人工足首関節または死体標本を使用した体系的な材料試験によって補完される必要があります。このアプローチにより、負荷パラメーター(角速度、足首の可動範囲など)を体系的に変化させることができます。これらのテストの受動的な性質は、予期せぬ突然の内反動作でよく報告される足首の内反動作の能動的な筋肉制御が欠如していることによって正当化されます。⁸
- (2) スポーツパフォーマンスの領域: 競技アスリートが怪我を防ぐためにスポーツパフォーマンスを犠牲にする可能性は低いです。チームスポーツのパフォーマンスは、サッカー、バスケットボール、ハンドボール中に頻繁に発生する加速、方向転換、ジャンプなどのタスクについて定量化できます。
- (3) 主観的な快適性と安定性評価: 快適性評価が高い足首保護技術の安定化効果についての主観的な認識は、ユーザーのコンプライアンスを高める可能性があります。
- (4) 足首の可動範囲が過度ではないときの動きの自由度: 足首関節の生理学的自由度が低下すると、快適さの認識とスポーツのパフォーマンスが低下する可能性があります。

4つのドメイン間のトレードオフを最適化すると、足首保護装置の予防効果が高まる可能性があります。

足首装具を含む受動的な足首保護システムは、文献内で頻繁に評価されています。^{3,17}しかし、これらの研究のほとんどでは、言及された4つのドメインは部分的にしか対処されていません。さらに、ほぼすべての研究で受動的な足首装具が検討されています。最近の進歩により、スポーツ保護テクノロジーの適応的な保護動作の作成が可能になりました。このような適応保護技術を組み込んだアングルブレースは、プラセボ対照条件と比較して、突然の内反運動から足首を保護することがエレガントに示されましたが、¹足首保護の4つの領域を考慮した、従来の受動的な足首装具に対する適応型足首装具の評価はまだ行われていません。

したがって、本研究の目的は、足首保護技術の注目されている領域を考慮しながら、新しい適応型足首装具の性能を従来の受動的足首装具の概念と比較して評価することでした。私たちは、適応型アングルブレースは、ゆっくりとした過剰でない足首の動きの間の動きの制限を少なくするだろうと仮説を立てました。高い角速度の間、新しい足首装具は適応的に硬化するため、我々は、突然の内反動作中の適応装具の受動的な装具の保護効果と同様の保護効果があると仮説を立てました。より自由に動けるため、アダプティブアングルブレースを使用したアスリートのスポーツパフォーマンスと主観的な快適性評価がパッシブアングルブレースと比較して向上するという仮説をさらに立てました。

方法

参加者

地域レベルのチームスポーツ(サッカー、ハンドボール、バスケットボール)の男性アスリート20名(24.3歳)63.4年。高さ、1.846.0.05メートル;重量、81.367.4kg;16名が右利き、4名が左利き)が研究に参加した。アプリアナ検出力分析に基づいて、20人の参加者が2つの条件間の最大反転角4インチの差を特定するには十分であると考えられました(アルファ、0.05、検出力、0.8、SD、6-)。¹参加者はデータ収集前の12か月間無傷であり、参加前に書面によるインフォームドコンセントに署名しました。データ収集の約3年前に前十字靭帯再建手術を受けた参加者は1名のみでした。他の参加者は下肢の手術を受けていませんでした。参加者4人が足首の捻挫の経験があると報告した。データ収集の12か月前(データ収集の2年から13年前までの範囲。2人の参加者が左側で足首を捻挫し、2人が右側で足首を捻挫しました)。研究で使用されたすべての方法は大学の研究倫理委員会によって承認されていました。

実験プロトコル

1つのアダプティブブレース(Betterguards アダプティブテクノロジーを備えた Sportomedix Malleo Fast Protect)と2つのパッシブアングルブレース(レースアップ、バスコ、リジッドブレース、T2 アクティブアングル)を分析しました。Betterguards アダプティブテクノロジーは、バルブを含む足首の外側を横切るアダプター要素に埋め込まれた半柔軟なミニピストンで構成されています。このバルブは流体がピストン内を通過できるようにします。

* オフエンブルク応用科学大学機械プロセス工学科、Steffen Willwacher 教授への連絡先
 バッドストラ、24, 77652 Offenburg, Germany (電子メール: stefen.willwacher@hs-offenburg.de) (Twitter ハンドル: @S_Willwacher).
¹ドイツ、オフエンブルクのオフエンブルク応用科学大学機械プロセス工学科。
²ドイツスポーツ大学ケルン、ドイツ、ケルンの生体力学および整形外科研究所。2022年6月24日に提出。
 2022年11月10日に受理されました。

1人または複数の著者が、次の潜在的な利益相反または資金源を宣言しています。この研究は、ドイツ、ベルリンのBetterguards Technology GmbHによって財政的に支援されました。SWは、適応型保護システムのメーカーであるBetterguards Technology GmbHの有償コンサルタントであり、コンサルティングサービスの料金を受け取っています。AOSSMは、Open Payments Database (OPD)と照合して著者の開示をチェックします。AOSSMはOPDに関して独立した調査を行っておらず、それに関連するいかなる法的責任も否認します。

生理的な運動速度で伸びます。臨界動作速度では、流体力学的抵抗力によりバルブが数ミリ秒以内に閉じ、ミニピストンのさらなる伸長が妨げられ、動作範囲が制限されます。参加者は、すべてのブレースを同一のローカット屋内スポーツシューズ (Mizuno Wave Mirage 3) で着用し、ブレースなしの基準条件としても機能しました。

効果的な足首保護の4つの領域に対処するために、さまざまな動作タスクの一連のテストを開発しました。参加者は、各タスクおよび装具状態の間、左右両方の足首関節に装具を装着しました。私たちは、地面に埋め込まれたフォースプラットフォームと同期した3次元(3D)モーションキャプチャシステム(200 Hz、12台のMiqus M3カメラ、Qualisys AB)で関節の運動学をキャプチャしました。球形の再帰反射マーカ(直径13 mm)を38個の骨のランドマークに取り付けました。^{14, 15, 21}靴の対応する位置にフットマーカを取り付けました。すべてのマーカ軌跡を再帰的な4次デジタルバタワースフィルタ(カットオフ周波数、10 Hz)でフィルタ処理しました。^{11,9}つの剛体セグメント(後足セグメントと前足セグメントを含む)で構成される骨盤と下肢の3D剛体モデルを使用して、股関節、膝関節、足首関節の3D関節角度を計算しました。^{19,20}具体的には、足首関節の動きは、すね部分に対する後足部分の動きとして定義されました。関節角度は、屈曲-伸展、内外外旋、内外旋の一連の回転を使用して、後足部と脛骨セグメントの間の回転マトリックスからカルダン角として抽出されました。

保護ドメイン

ブレースの保護効果をテストするために、予期せぬ角速度440度/秒で、前後軸(30プラットフォームの傾斜)と内側外側(10プラットフォームの傾斜)軸周りの傾斜の組み合わせを誘発する傾斜プラットフォームを使用しました。²したがって、プラットフォームは足首関節複合体の突然の内転と底屈運動を引き起こしました。右足で傾斜が誘発される一方で、左足は垂直地面反力(GRF)を測定する3つの1次元力センサーによって支えられました。リアルタイムのフィードバックによるこれらの力の測定値を使用して、脚間の重量配分(傾斜側で80%)を制御しました。さらに、ワイヤレスEMGシステム(2000 Hz; Aktos; Myon AG)を使用して長腓骨筋と前脛骨筋の表面筋電図(EMG)をリアルタイムモニタリングすることにより、リラックスした立位姿勢を制御しました。

倫理上の理由から、傾斜角度0.30度および非常に高い傾斜速度での足首装具の保護能力をテストすることはできませんでした。このような極端なテストシナリオでは足首の捻挫がより頻繁に発生するため、¹⁰私たちは、人工下肢と足を使用した機械的テスト手順を開発しました(図1)。この人工装置では、下肢と足が関節によって接続されており、その軸は人間の距骨下関節軸の自然な傾きによって動かされます。³³時に機械テストを実施しました611度/秒および415617度/秒で、遅い足首の内反運動と速い足首の内反運動をそれぞれシミュレートします。最大40度までの内反動作は、足の外側部分を上方に引っ張るロープによって誘発されました(内反と底屈を組み合わせたもの)(図)

1)。材料試験機によって牽引ロープ内に加えられた合力と、それぞれのモーメントアームを足首関節中心に掛け合わせることで、外部関節モーメントを定量化しました。関節角度は、埋め込まれた電気角計を使用して測定されました。すべての測定値は2000 Hzの周波数でサンプリングされました。靴や装具を履かずに測定を行うことにより、装置内の固有の摩擦によって発生する関節モーメントを差し引きしました。測定結果から、外部関節モーメントの変化を各区間内の関節角度の変化で割ったものとして、平均(0-40-反転)剛性を計算しました。

さらに、最大努力90の方向転換タスク中の足首関節の運動学を分析しました。参加者はこれらの切断操作を4段階のアプローチから実行し、このタスクを最大の強度で実行するように指示されました。関節保護を分析するための最後の生体力学的タスクは、左脚から右脚へのサイドシャッフル動作を繰り返すことでした。私たちは参加者に、3回の試行ごとにタスク実行の強度を変えるように指示しました。各接地点内に適用される平均水平GRFを定量化しました。次に、平均水平GRFが、あらゆるブレース条件のあらゆる地面接触で得られた最大値の70%~90%以内にある地面接触のみを抽出しました。このアプローチを使用すると、同じ相対的なタスク強度の条件間で足首関節の運動学を比較できます。

スポーツパフォーマンス領域

装具状態間のスポーツパフォーマンスへの影響を比較するために、参加者は直線加速課題、垂直反動ジャンプ(CMJ)、90度の方向転換、最大30cmの距離で片足横飛び課題を実施した。努力。

直線加速タスクは、床に設置されたフォースプラットフォーム(2000 Hz、0.930.6メートル; AMTI)。¹⁹動作開始後の最初の接触のGRFを分析しました。このタスク中のパフォーマンス基準として平均水平加速度を得るために、走行速度の変化(体重と正規化された水平GRF成分を統合することで得られます)を接地時間で割りました。CMJでは、達成されたジャンプの高さによってパフォーマンスを定量化しました。入口と出口の重心速度(骨盤中心の速度から推定)および切断角度について、ブレース条件間に統計的に有意な差は見つかりませんでした。そこで、切削作業から実行までのパフォーマンス、つまり接地時間を数値化しました。骨盤速度は、骨盤セグメントの中心(つまり、4つの骨盤マーカの間の中点)の水平成分を数値微分することによって決定されました。切断タスク中の方向角の実際の変化は、地面との接触前後の5データフレームにわたって平均化された骨盤マーカ速度ベクトルの水平成分間の角度を使用して決定されました。サイドホッピングタスク中のパフォーマンスは、左右片足ジャンプを5回実行するのに必要な実行時間によって評価されました。

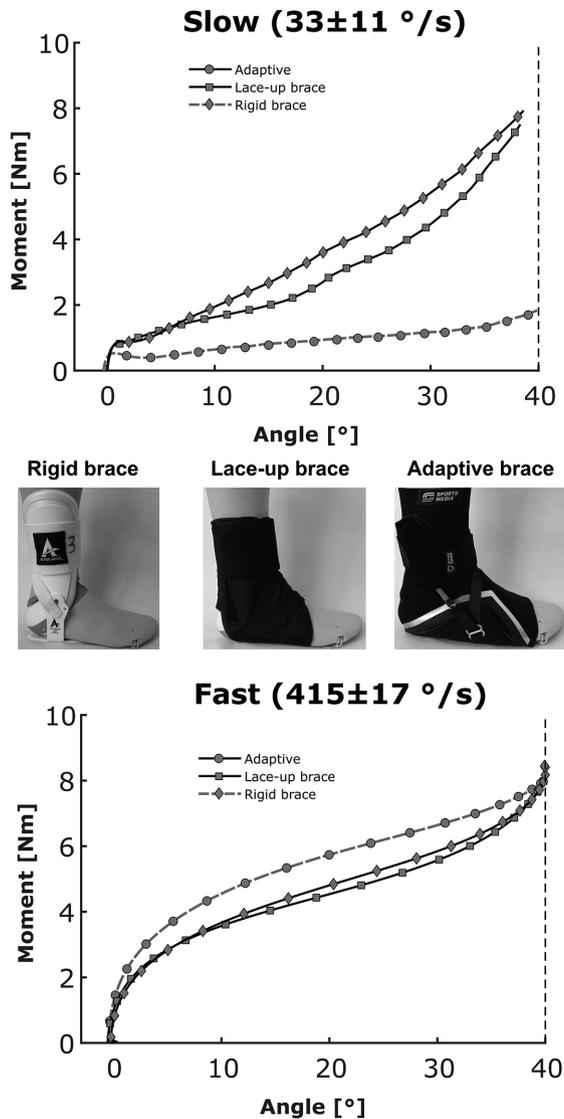


図1. 機械的テストは、さまざまな装具条件で人工足首(右下肢と足を表す)を使用して実行されました。内反は、足の側面に接続されたロープを上方に引っ張ることによって誘発されます。すべてのブレースは、生体力学的テスト時と同じ靴を使用してテストされました。結果は、条件ごとに3回の試行の平均を表します。

主観的な快適性と安定性の知覚領域

参加者に、分析された装具の主観的な快適さと安定性の評価を10 cmのビジュアルアナログスケール(VAS)で尋ねました。快適性と安定性の評価では、VAS値が高いほど快適または安定した状態を表し、知覚される制限の評価では、値が高いほど制限が少ないことを示します。

動きの自由領域

我々は、座って低速で足首を内反・外転させる際の、前額面における足首の可動範囲を評価しました。参加者には、毎分20拍(0.33 Hz)に設定されたメトロノームに従い、最大限の能動的な外転および反転運動を達成するようにアドバイスされました。最大

10回の動作サイクル中に前額面で達成される動作範囲を数値化した動作の自由度。

統計分析

すべてのパラメーターをグループ平均(および標準偏差)として示します。1因子(装具状態)反復測定分散分析を適用して、対象パラメータに対する足首装具状態の主効果を特定しました。ブレース条件の主効果の場合、依存サンプルを使用してブレース条件間のペアワイズ比較を実行しました。tテスト。この研究は探索的な性質を持っているため、個々の矯正器具間の違いを分析する際に複数の比較を補正しませんでした。さらに、コーエンは、d効果サイズは、それぞれの観察された効果の強さを評価するために計算されました。

次の式を使用して、中括弧と中括弧なしの条件を比較します。

$$M_{\text{ブレース-M}} = \frac{\delta SD_{\text{ブレース}} - 1}{2} \frac{SD_{\text{中括弧なし}}}{P}$$

とMブレースそしてM中括弧なしは、それぞれブレース条件とブレースなし条件の平均値です。SDブレースそしてSD中括弧なしは、それぞれブレース条件とブレースなし条件の標準偏差です。すべての分析は、MATLAB 統計および機械学習ツールボックス (R2019b; The MathWorks Inc) を使用して実行されました。有意水準は次のように設定されました。ある5%のレベル ($P \leq 0.05$)。

結果

保護ドメイン

我々は、足首関節の保護に関連するすべての生体力学パラメータに対する足首装具状態の重要な主効果を観察しました (図2, AC)。この記事のオンライン版で入手可能な付録表 A1 も参照)。事後分析の結果、適応型装具は、傾斜プラットフォーム上で誘発された突然の内反運動および底屈運動中のピークの内反運動を減少させたことが明らかになりました (ベースラインに対して -4.0%、ベースラインに対して -4.0%。 $P = 0.056$; $d = 0.40$) レースアップよりも小さい (ベースラインに対して -7.7%; $P = 0.003$; $d = 0.74$) と剛性 (-27.1%; $P < 0.001$; $d = 2.52$) 中括弧 (図2A、オンラインで入手可能な付録表 A1 も参照)。レースアップ装具との違いは、平均して 1.0- ($P = 0.039$; $d = 0.37$) (オンラインで入手可能な付録表 A1 を参照)。方向転換およびサイドシャッフル課題において、剛性ブレースは他のすべての条件と比較してピーク反転の大幅な減少を達成しました (オンラインで入手可能な付録表 A1 を参照)。適応型装具やレースアップ装具は、これらの神経筋制御運動課題におけるピーク内反の大幅な減少をもたらさませんでした。

興味深いことに、参加者は、予期せぬ傾斜プラットフォームの反転と比較して、事前に計画された方向転換およびサイドシャッフルタスク中に、より高い絶対ピーク反転角度に達しました (図2, B および C、オンラインで入手可能な付録表 A1 も参照)。

2つの異なる角速度での人工足首関節の材料試験により、適応装具の適応挙動が明らかになりました。ゆっくりとした反転動作中はその剛性は比較的低いままでしたが (図1、オンラインで入手可能な付録表 A1 も参照)、高速反転動作中はその剛性がそれぞれレースアップおよびリジッドブレースの剛性と同程度に増加しました (図1) および 2D; オンラインで入手可能な付録表 A1 も参照してください)。

スポーツパフォーマンス領域

我々は、方向転換課題中のパラメータCMJ高さおよび接地時間に対する足首装具状態の重要な主効果を特定した (図2, E および G。オンラインで入手可能な付録表 A1 も参照)。レースアップではCMJの高さが減少しました (ベースラインに対して -3.8%、

$P = 0.006$; $d = 0.31$) および剛性 (ベースラインに対して -2.7%; $P = 0.017$; $d = 0.22$) でしたが、適応型矯正装置の場合はその差 (ベースラインに対して -1.7%、 $P = 0.072$; $d = 0.13$) は、中括弧なしの条件と比較して有意水準に達しませんでした (図2E、オンラインで入手可能な付録表 A1 も参照)。足首装具の状態が線形加速性能に及ぼす重大な主影響は観察されませんでした (オンラインで入手可能な付録表 A1 を参照)。

進入速度と退出速度および方向転換の実際の角度に関する条件の間に有意な差は見つからなかったため (オンラインで入手可能な付録表 A1 を参照)、切断操作中のスポーツのパフォーマンスは、実行 (すなわち、地面) によって定量化できます。連絡) 時間。ここでは、足首装具条件の有意な主効果は見つかりませんでした (図2G、オンラインで入手可能な付録表 A1 も参照)。

ブレース条件間のサイドホップ実行時間に大きな違いは確認できませんでした (図2H、オンラインで入手可能な付録表 A1 も参照)。

主観的な快適性と安定性の知覚領域

主観的に評価されたすべてのパラメーターについて、足首装具状態の有意な主効果が観察されました (オンラインで入手可能な付録表 A1 を参照)。参加者は快適性が優れていると評価し、2つの受動的装具と比較してアダプティブ装具を着用すると拘束感が少なくなったと報告しました (図2, J および L、オンラインで入手可能な付録表 A1 も参照)。各装具は参加者の安定性評価を改善し、安定性評価に関して製品間に大きな差はありませんでした (図2K、オンラインで入手可能な付録表 A1 も参照)。

動きの自由領域

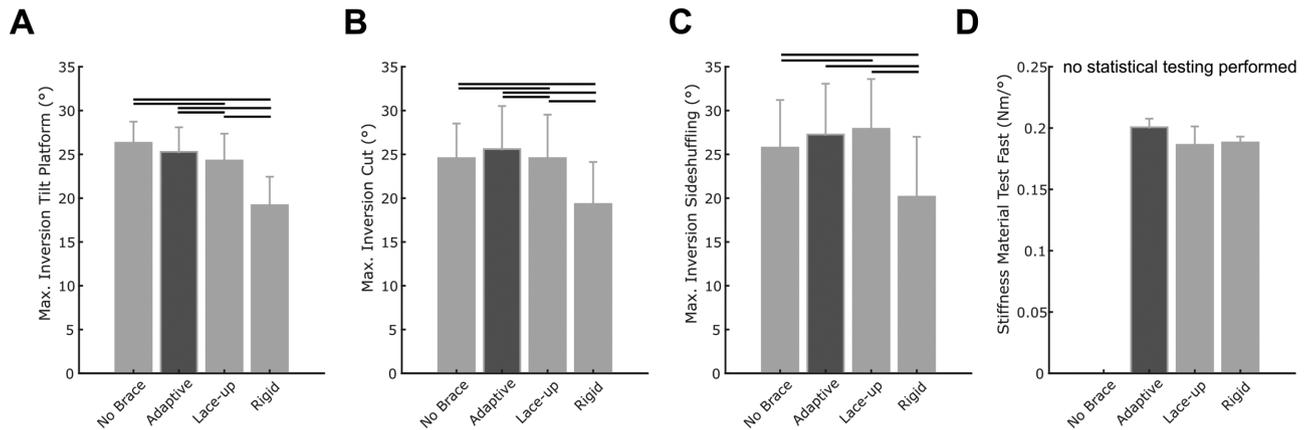
装具なしのベースライン状態と比較して、適応装具を使用した場合、前顔面の足首の可動範囲の減少は少なくなりました (-20.4%; $P < 0.001$; $d = 1.06$) パッシブアングルブレース (レースアップ: -45.8%; $P < 0.001$; $d = 2.39$; 剛中括弧: -54.8%; $P < 0.001$; $d = 3.57$) (図2I、オンラインで入手可能な付録表 A1 も参照)。

議論

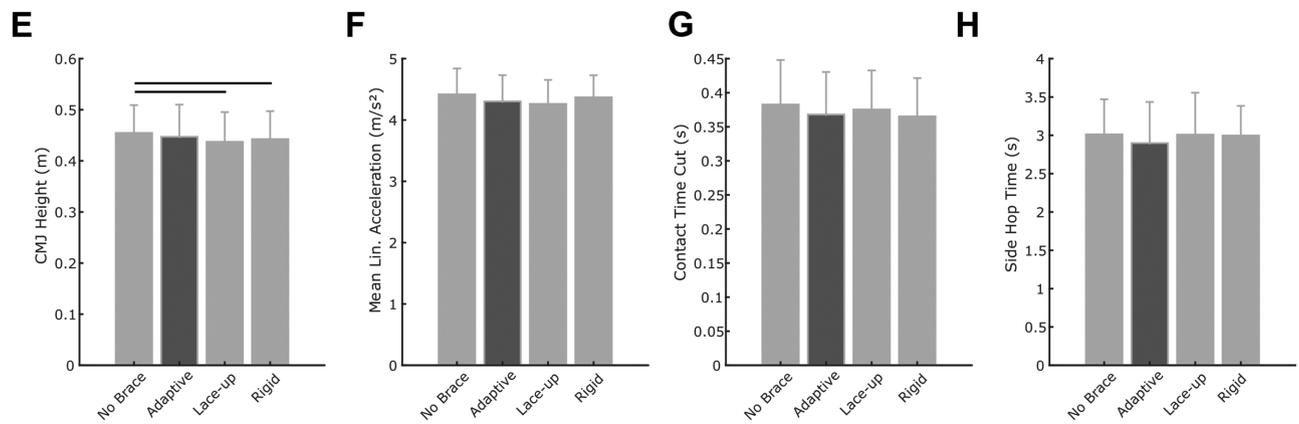
本研究の目的は、ユーザーによる足首保護システムのコンプライアンスに関連するさまざまな領域を考慮しながら、新しい適応型足首装具の性能を従来の受動的足首装具の概念と比較して評価することでした。

低速および高速の反転速度での材料テストの結果により、適応ブレースシステムの適応性が確認されました (図1)。低速でシミュレートされた反転と比較して、高速でシミュレートされた反転中に生成される剛性が400%増加することが観察されました。従来の装具の概念はこの適応動作を示さず、遅い回外条件でも速い回外条件でも同様の結果を示しました。アダプティブブレースは、高速状態で従来のブレースよりもわずかに高い剛性値を達成しました。さらに、アダプティブブレースはより高い抵抗力を生み出しました

Protection



Sports Performance



Freedom of Movement

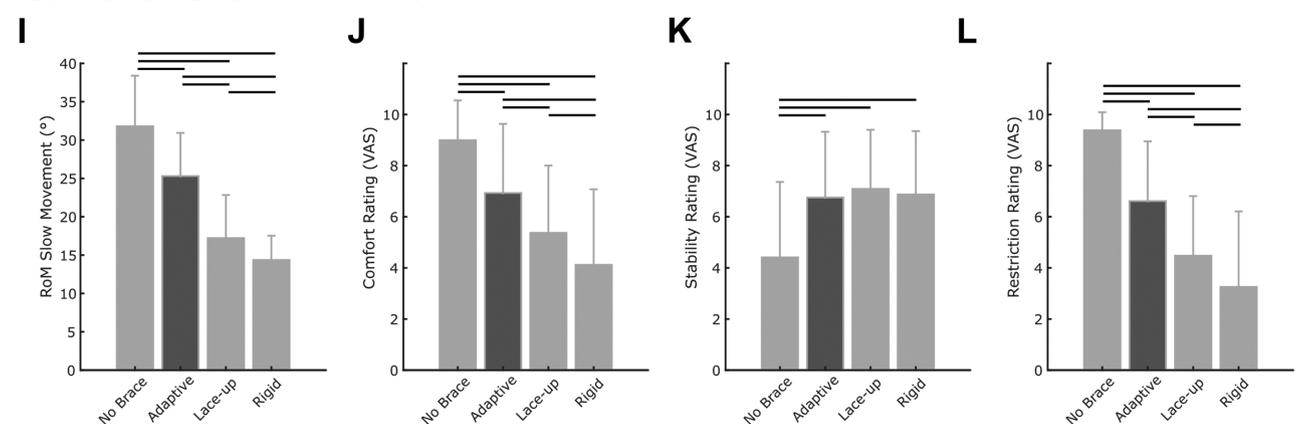


図2.足首捻挫保護の4つの領域内で主要な生体力学的パラメーターで観察された差異の概要 (A~D: 保護の次元、E~H: スポーツパフォーマンスの次元、I: 動きの自由度の次元、J~L: 主観的認識の次元)。これらの結果の数値データは、付録表A1 (オンラインで入手可能) にまとめられています。水平線は、2つの条件間の統計的に有意な差を示します ($P < .05$)。平均線、平均線形。CMJ、カウンタームーブメントジャンプ。RoM、可動範囲。VAS、ビジュアルアナログスケール。

材料試験中にカバーされる動作範囲のほとんどで瞬間を測定しました(図1)。

しかし、生体力学的試験中、アダプティブブレースはリジッドブレースよりも足首のピーク内反を制限することが少なく、分析されたさまざまなスポーツ特有の動作内でのピークの内反はレースアップブレースの値と同様でした。剛性ブレースは、これらの動作中のピークの内反を最も大幅に減少させ、ブレースなしのベースラインと比較して5.3~7.2の減少でした。

材料試験結果と生体力学的試験結果の間の矛盾は、さまざまな試験状況での反転速度を考慮すると解決される可能性があります。図3は、最近のレビュー記事にまとめられた、足関節内反損傷を経験した個人からのデータに関連して、材料および生体力学的テスト中に観察された平均ピーク内反速度を強調しています。¹⁰

ただし、材料テストと生体力学的テスト中に観察されたピークの内反速度を比較する場合、足首の内反を測定するさまざまな方法を考慮する必要があります。生体力学的テスト中、ヒールキャップと足首ブレースの完全性を破壊しないように、ベースラインシューズのヒールキャップにマーカーを配置する必要があります。ただし、このアプローチは後足の動きを平均で最大2.3倍過大評価することが知られています。¹²一方、内反は、材料試験中に人工足首関節に組み込まれた電気角計を使用して直接測定されました。この状況は、靴/矯正具の状態における足の動きの直接測定を表します。異なる試験状況間のピーク反転速度を比較するために、図3に示すように、材料試験中の潜在的な過大評価を考慮しました。

これらの調整を考慮すると、この研究のスポーツ特有のタスクで観察された平均反転速度は、高速材料試験状況で観察された速度よりも低かった。さらに、測定された反転速度と実際の損傷状況に関する文献で報告されている反転速度を比較することにより(図3)、¹⁰実際の参加者を対象とした生体力学的試験よりも、材料試験の方が実際の足首疲労損傷のメカニズムによりよく似ていることは明らかです。したがって、新しい適応型足首装具は、高い傷害リスクに似た状況において、内反に関連した足首傷害に対して同様またはわずかに優れた保護を提供すると結論付けることができます。

試験条件間でのピーク反転速度の比較は、動きの強度に基づいて挙動を変える適応技術の効果を理解するために、人工足首関節または死体標本を使用した材料試験の必要性をさらに浮き彫りにします。このような方法論的アプローチを使用すると、傷害を引き起こすことがわかっている状況で保護技術をテストすることができます。全体として、適応型アンクルブレースは、高リスク、高内反速度の条件下でも同様の保護を提供すると思われます。

足首保護システムのユーザーは、足首の過剰な内反を防ぐことに加えて、保護システムを着用しているときにそれぞれのスポーツで優れたパフォーマンスを発揮したいと考えています。現在の研究では、スポーツ関連の動作中にスポーツパフォーマンスが評価されました。これらのタスクでは、私たちは

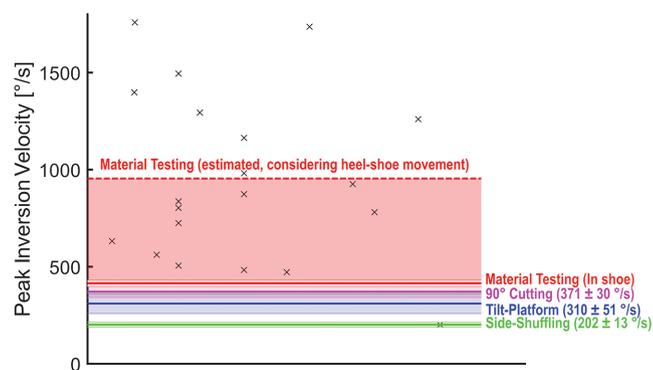


図3.ピーク反転速度の比較。黒い十字は、Lysdalらによって要約された、実験室または実際のゲームプレイ状況で発生した足首の損傷の個別のデータを示します。¹⁰連続した水平線は、生体力学的試験および材料試験中に測定されたピーク反転速度を示します。色付きの領域は、次のいずれかの値を強調表示します。61矯正条件間の平均値の周囲のSD(実際の平均値)6括弧内はSD値)、または材料試験条件におけるかかとと靴の動きを考慮した、実際に測定されたピーク反転速度と推定されたピーク反転速度の間の面積。材料試験中の角速度測定では、靴のヒールキャップにマーカーを配置したことによる後足の動きの過大評価が考慮されていなかったため、Reinschmidtらによって決定された過大評価係数に基づいて、材料試験の同等のピーク反転速度をさらに推定しました。¹²(係数、2.3)。

CMJを除いて、矯正条件の重大な主効果は観察されませんでした。ここで、アダプティブブレースはベースライン状態との有意な差(-1.7%)を示さなかったが、レースアップブレースとリジッドブレースはベースラインと比べてCMJ高さが大幅に低いことが示された(ベースラインと比較して、それぞれ-3.8%と-2.7%)。アダプティブブレース。全体として、スポーツパフォーマンスに関する適応型足首装具と受動的足首装具の違いはおそらく軽微であると結論付けました。ただし、将来の研究では、テストシナリオの生態学的妥当性を強化するために、より現実的な試合/スポーツ状況でこれらの矯正条件を評価する必要があります。

怪我のリスクが低く、ゆっくりとした動きでの動きの自由度を考慮すると、この研究では適応型装具が受動的な装具条件よりも優れた性能を発揮しました。アクティブ可動域の値は、レースアップおよびリジッドブレース条件と比較して、アダプティブブレースではそれぞれ46%および76%増加しました。この結果は、制限されていると感じるという主観的な認識と一致しました。ここで、適応型装具は、受動的な装具条件よりも足首関節の動きの制限が明らかに少ないと主観的に評価されました。

さらに、参加者は適応装具の方が快適であると評価しました。興味深いことに、参加者はアダプティブ製品が受動的な装具と同程度の安定性を提供すると評価しました。この主観的な安定性評価は、製品の保護効果に関する生体力学的試験の結果よりも、材料試験の結果と一致しているようです。

今回の研究の結果が実際のスポーツ状況でのユーザーのコンプライアンスの向上につながるかどうかは、傷害の発生率とコンプライアンスの側面に対処する将来の前向き研究で調査される必要があります。神経筋トレーニング介入やその他の技術的介入、たとえば靴の横方向のトラクションを軽減することで、

適応型足首保護は、制限が少なく快適な保護をユーザーに提供することで、足首の怪我の発生率を減らす可能性があります。

制限事項

この研究の結果には制限がないわけではありません。参加者サンプルの均一性を向上させるために、男性の参加者のみを含めました。ただし、将来の研究では、女性参加者についてこれらの発見を検証する必要があります。さらに、私たちは主に怪我のない参加者（つまり、健康で無傷の靭帯）をテストしました。足首に損傷の病歴があるアスリート、または現在損傷しているアスリート（つまり、機能的または構造的に不安定なアスリート）は、これらの装置に対して異なる反応を示す可能性があります。さらに、参加者のほとんどは利き足である右脚のみをテストしました。今後の研究では、非利き足に関する発見を検証する必要があります。最後に、この研究で実施された生体力学テストは疲労のない状態で実施されました。疲労により足首外側損傷の損傷リスクプロファイルが変化する可能性があるため、¹⁸その効果は、足首保護技術を評価する将来の研究にさらにうまく組み込まれる必要があります。

結論

全体として、新しい適応型足首装置は、高速反転状況において受動的な保護技術と同様の保護効果を提供する一方で、スポーツのパフォーマンス関連のタスクにはほとんど影響を与えないことがわかりました。同時に、適応型装置は、受動的な装置と比較して、足首の能動的な可動域を改善し、主観的な快適性と制限の評価も向上しました。

参考文献

1. アグレス AN, クリサントウ M, ラファルト PC. シミュレートされた捻挫と落下着地における運動学に対する足首装置の効果: 二重盲検プラセボ対照研究. *アム・ジェイ・スポーツ・メッド*. 2019;47(6):1480-1487. 土井:10.1177/0363546519837695
2. ブリュッゲマン GP, ウィルヴァッハー S, ファンティニー パガーニ CH. 生体力学に関する評価は、新しい治療法を考慮した治療法です. *スポーツ整形外科トラウマとリハビリ*. 2009;25(3):223-230. doi:10.1016/j.jorthtr.2009.08.005
3. ディゾン JMR, レイエス JJB. エリート選手とレクリエーション選手の間の内反足首捻挫の予防における外部足首サポートの有効性に関する体系的なレビュー. *Jサイエンスメッドスポーツ*. 2010;13(3):309-317. doi:10.1016/j.jsams.2009.05.002
4. Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J, Bleakley C. 足首捻挫損傷の発生率と有病率: 前向き疫学研究の系統的レビューとメタ分析. *スポーツメッド*. 2014;44(1):123-140. 土井:10.1007/s40279-013-0102-5
5. フォンDTP, ホンY, チャンLK, ヨンPSH, チャンKM. スポーツにおける足首の損傷と足首の捻挫に関する体系的なレビュー. *スポーツメッド*. 2007;37(1):73-94. 土井:10.2165/00007256-200737010-00006
6. ギャリック JG, レクア RK. スポーツにおける足と足首の怪我の疫学. *クリニカルスポーツメッド*. 1988;7(1):29-36. 土井:10.1016/S0278-5919(20)30956-X
7. グロスMT, リウHY. 足首の捻挫損傷を予防するための足首装置の役割. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33(10):572-577. 土井:10.2519/jospt.2003.33.10.572
8. Karlsson J, Peterson L, Andreasson G, Högfors C. 不安定な足首: EMGと生体力学的モデリングを組み合わせた研究. *J Appl バイオメック*. 1992;8(2):129-144. doi:10.1123/jjsb.8.2.129
9. Lysdal FG, Bandholm T, Tolstrup JS, 他. Spraino 低摩擦シューズパッチは、屋内スポーツにおける足首外側捻挫損傷を防ぎますか? 過去に足首に損傷を負った510人の参加者を対象としたパイロットランダム化比較試験. *Br J スポーツメッド*. 2021;55(2):92-98. 土井:10.1136/bjsports-2019-101767
10. Lysdal FG, Wang Y, Delahunt E, 他. 急性足首外側捻挫損傷と足関節の「ギビングウェイ」エピソードに関する定量的な症例報告から何を学んだのか、そしてさらに何を調査すべきでしょうか? *スポーツバイオメック*. 2022;21(4):359-379. 土井:10.1080/14763141.2022.2035801
11. Mai P, Willwacher S. 長距離走における下肢関節モーメントに対するローパスフィルターの組み合わせの効果. *Jバイオメック*. 2019;95:109311. 土井:10.1016/j.jbiomech.2019.08.005
12. Reinschmidt C, Stacoff A, Stussi E. コートシューズ内のかかとの動き. *医学科学スポーツ演習*. 1992;24(12):1390-1395.
13. Rosenbaum D, Kamps N, Bosch K, Thorwesten L, Völker K, Eils E. スポーツ関連の敏捷性コースにおけるパフォーマンスの主観的および客観的パラメーターに対する外部足首装置の影響. *膝関節サージスポーツ外傷 関節症*. 2005;13(5):419-425. 土井:10.1007/s00167-004-0584-7
14. Sanno M, Epro G, Brüggemann GP, Willwacher S. 疲労へのランニング: 運動学、動力学、およびエネルギー学に対するシューズの影響. *医学科学スポーツ演習*. 2021;53(6):1217-1227. 土井:10.1249/MSS.0000000000002576
15. サンノ M, ウィルヴァッハー S, エプロ G, ブリュッゲマン GP. 長時間の走行中、正の仕事の寄与は遠位関節から近位関節にシフトします. *医学科学スポーツ演習*. 2018;50(12):2507-2517. 土井:10.1249/MSS.0000000000001707
16. Verhagen EA, Bay K. 足首捻挫予防の最適化: 文献の批判的レビューと実践的評価. *Br J スポーツメッド*. 2010;44(15):1082-1088. 土井:10.1136/bjism.2010.076406
17. Verhagen EA, van Mechelen W, de Vente W. 足首捻挫の発生率に対する予防措置の効果. *クリニカルスポーツメッド*. 2000;10(4):291-296. 土井:10.1097/00042752-200010000-00012
18. Verschuereen J, Tassignon B, De Pauw K, 他. 急性疲労は下肢損傷リスクプロファイルの内在的危険因子に悪影響を及ぼしますか? 体系的かつ批判的なレビュー. *スポーツメッド*. 2020;50(4):767-784. 土井:10.1007/s40279-019-01235-1
19. ウィルヴァッハー S, クルツ M, メンネ C, シュレーダー E, ブリュッゲマン GP. スプリントの加速初期における履物の縦方向の曲げ剛性の変化に対する生体力学的な反応. *履物科学*. 2016;8(2):99-108. 土井:10.1080/19424280.2016.1144653
20. ウィルヴァッハー S, レグニエット L, フィッシャー KM, オーバーレンダー KD, ブリュッゲマン GP. 習慣的に靴を履いているランナーの接地時の足の形状に及ぼす靴、路面状態、性別の影響. *履物科学*. 2014;6(3):129-138. 土井:10.1080/19424280.2014.896952
21. ウィルヴァッハー S, サンノ M, ブリュッゲマン GP. 疲労は重要です。激しい10 kmのランニングは、競技およびレクリエーションの成人ランナーの正面および横面の関節の運動学を変化させます. *歩行姿勢*. 2020;76:277-283. 土井:10.1016/j.gaitpost.2019.11.016
22. Yeung MS, Chan KM, So CH, Yuan WY. 足関節捻挫に関する疫学調査. *Br J スポーツメッド*. 1994;28(2):112-116. 土井:10.1136/bjism.28.2.112