

研究論文

アイソメトリックおよび動的レジスタンスエクササイズにおいて発揮される力を測定するための
低コストワイヤレスセンサーとスマートフォンアプリの信頼性と妥当性

Victor Illera-Dominguez, Luis Albesa-Albiol, Jorge Castizo-Olier, Adrian Garcia-Fresneda, Bernat Busca, Carlos Ramirez-Lopez, and Bruno Fernandez-Valdes

要約

本研究の目的は、レジスタンストレーニング中に発揮される平均力とピーク力を測定するための手頃な価格のワイヤレス力センサーの信頼性と妥当性を検討することであった。Suiff Proワイヤレス力センサー(Suiff社、バルセロナ、スペイン)とMuscleLab 6000 三軸フォースプラットフォーム(Ergotest社、ノルウェー)を同時に用いて、アップライトローエクササイズにおいて生じる張力と地面反力を測定した。13名の被験者(28.2 ± 5.7歳、76.2 ± 9.6 kg、178.2 ± 9.2 cm)が、アイソメトリックおよび3つの速度条件でのエクササイズ運動をそれぞれ3セット実施した。両センサーから得られた平均力 (F_{mean})とピーク力(F_{peak})の値を比較したところ、Suiff Proの、 F_{mean} と F_{peak} にかんして高い信頼性が示された (ICC = 0.99)。基準としたフォースプラットフォームから得られた測定値との比較における標準化バイアスは、 F_{mean} (平均=0.00 [95%信頼区間=0.00~0.01])および F_{peak} (平均=-0.02 [95%信頼区間=-0.04~0.00]) という些細な値が示された。

標準化された典型誤差も F_{mean} (平均=0.03 [95%信頼区間=0.02~0.03])および F_{peak} (平均=0.07[95%信頼区間=0.05~0.09]) という些細な値を示した。MuscleLabフォース プラットフォームとの相関はほぼ完璧な相関を示した: F_{mean} (平均=0.97 [95%信頼区間=0.94~0.98]; $p < 0.001$); F_{peak} (平均=0.96 [95%信頼区間=0.92~0.97]; $p < 0.001$)。これらの結果は、Suiff Proセンサーがアイソメトリックおよび動的レジスタンストレーニングにおけるエクササイズにおいて発揮される力の測定において、高い信頼性と妥当性を持つデバイスであることを示している。したがって、指導者は自信を持ってこのデバイスを使用して、レジスタンストレーニングにおけるエクササイズ実施中の運動学的変数をモニターし、トレーニングセッション中にリアルタイムで効果的なフィードバックを得ることができる。

緒言

今日、センサーとデータ管理のテクノロジーにおける進歩は、トレーニングや競技中の活動、休息、パフォーマンスにかんする膨大なデータを個人から継続的に収集できるようにすることで、スポーツパフォーマンスと健康のための身体活動の分野に貢献している[1]。これにより、トレーニングプロセスをより深く理解できるようになり、トレーニングおよびリハビリテーションプログラムのコントロールと個別化が可能になってきている[2]。

アスリートのトレーニング負荷を常にモニタリングすることは、トレーニングのピリオダイゼーションと、非機能的なオーバーリーチングのような望ましくない事態を避けるためのトレーニング量を調整する上で重要である[3]。さらに、トレーニング負荷と身体的応答をリアルタイムでフィードバックすることは、セッション中のパフォーマンスを向上させ、最終的にトレーニングプロセスの有効性を高めるのに役立つことが示されている[4]。

レジスタンストレーニング (RT) は、スポーツパフォーマンスと健康領域における基本的な要素を構成しているが[5、6]、典型的なRTセッションにはさまざまな方法(重力負荷、フライホイールによる等慣性負荷、エラスティックバンドやチューブといった弾性体をもちいた抵抗、空気圧マシンなど)が含まれ、有効で信頼性が高くかつ実用的な方法でRTを定量化およびモニタリングすることは容易ではない[7、8]。RT実施中のモニタリング(リアルタイム拡張フィードバック)およびトレーニングサイクル全体の進捗状況の評価に最も重要かつ一般的に使用されるパラメータとしては、発揮される力の出力を用いることができる[9]。この力の出力を測定し評価するためには、状況に応じてさまざまなダイナモメーター(単一または複数のロードセルなど)、フォースプラットフォーム

フォーム、アイソキネティック装置、ハンドヘルドダイナモメーター（マニュアル圧力）または荷重計測機を適切に使い分けることができる[1]。力の出力値は、それ自体を単独に（つまり、特定の期間のピーク力または平均力）、時間パラメータと組み合わせて（例えばRFD）、または時空間変数と組み合わせてパワーまたは仕事を計算する（たとえば、動的エクササイズ中に力センサーをリニアエンコーダと組み合わせて使用する）ことで評価可能である[9-12]。

フォースプラットフォームは、さまざまな運動中（ジャンプ、スクワットなど）に地面反力を測定するためのゴールドスタンダードな方法とされており[13, 14]、非常に正確な測定が可能だが、主な欠点はコストが高く携帯性が低いこと、および上半身のプルエクササイズなど地面に対して力が加えられない動きでの力を評価できないことである。そのため、アイソメトリック筋力測定機器等の代替評価法も、単一の関節の可動域全体にわたって力とトルクを評価できるゴールドスタンダードとしてフォースプラットフォームの代替法と考えられてきた[15]。しかしこれらのシステムも、高コストで携帯性が低く、多関節運動に使用できないことという問題がある[16]。ハンドヘルドダイナモメーターは、力の出力を評価するための多用途で携帯性に優れ、より手頃なシステムであるため、臨床および公衆衛生の現場で広く使用されている[17]。しかし、人体計測法の特性や検査者の筋力といった人的要因により、評価の信頼性が低くなる可能性がある。さらに、ハンドヘルドダイナモメーターは通常、最大アイソメトリック筋力の単一指標しか提供せず、力-時間特性にかんする情報を提供することはない[18]。向かい合った2つのハンドルを備えた引張荷重センサーで構成される力計測機も、力の出力を評価するための代替手段として使用されており、カラビナを使ってさまざまなRTシステム（ケーブル、ゴムバンド、ベルト、サスペンショントレーニングのアンカー、等慣性装置など）に接続できるため、さまざまな運動のモニタリングに用いることができる[19]。ただ、これらのセンサーは最近までワイヤーを介して中央処理装置に接続されていたため、コストが高く持ち運びや使用が困難であった。それに対して最近開発されたモデルは低コストでその実用性は明らかではあるが、トレーニングおよびリハビリテーションプログラムにおいて実際に適切に使用するためには、それによって得られるデータの基準妥当性と信頼性を明らかにする必要がある[20-22]。

Suiff Pro力センサー（Suiff社、バルセロナ、スペイン）は、RTエクササイズ中にリアルタイムフィードバックを提供する機能を備えた低コストのワイヤレス計測機器である[23]。このデバイスは、Bluetoothでスマートフォンまたはタブレットに接続された単軸引張負荷センサーを使用して、力-時間曲線、ピーク力および平均力をリアルタイムで測定する。さらに力の発生率（ピーク力到達時間）や張力発揮時間など他のパラメータを計算することもできる。しかしながら、Suiff Proセンサーの信頼性と妥当性は、これまで評価されていない。したがって、本研究の目的は、このデバイスは信頼性の高い測定値を示し、フォースプラットフォームとの高レベルの一致度を示すだろうという仮説のもとに、アイソメトリックおよび動的RTエクササイズ中のピーク力および平均力の評価における、Suiff Proワイヤレス力センサーの信頼性と妥当性を評価することであった。

方法

問題に対する実験的アプローチ

本研究の目的は、Suiff Proワイヤレス力センサー（Suiff社、バルセロナ、スペイン）を使用して収集される力の値の信頼性と基準妥当性を評価することであった。そのために、I. 実用的測定法としてのSuiff ProセンサーとII. 基準測定法としてのフォースプラットフォームを同時に使用して、アップライトローの（アイソメトリック条件下での最大出力セット）と、エラスティックバンドを用いたさまざまな速度での動的エクササイズ運動（最大下出力セット）を複数セット測定し、IとIIの両方法で取得した力データの一致度を評価した。

対象

健康で活動的な13名（男子11名、女子2名）の成人ボランティア（年齢: 28.2 ± 5.7 歳、体重: 76.2 ± 9.6 kg、身長: 178.2 ± 9.2 cm）が募集された。すべての被験者は、エクササイズのテクニックとテストプロトコルについて事前に一定の経験を有していた。実験手順は、カタルーニャ州スポーツ評議会（カタルーニャ州政府）の倫理委員会

(No. 032/CEICGC/2022) によって承認され、研究開始前にすべての被験者から書面による同意を得た。募集期間は、2022年11月20日から2023年1月15日までであった。図1に示された個人は、原稿とともに画像を公開することについて、書面によるインフォームドコンセント（PLOS同意書に記載されているとおり）を得ている。

プロトコル

さまざまな負荷条件での測定装置間の一致度を評価するために、被験者は次の4つの異なる条件下でアップライトローを行った。(A) 肘角度約90°で非弾性ストラップによる20秒間の最大アイソメトリックアップライトロー。1分間の反復回数が (B) 60回、(C) 90回、(D) 120回となるテンポでのエラスティックバンドによるアップライトローの17回の動的最大下セット。動的条件では、各反復で手が胸骨の高さから肘を完全伸展するまでの可動域全体にわたる動作が要求され、メトロノーム(Soundbrenner App、米国ロサンゼルス)のビート音で指示された速度で手の上下位置が一致するようにした。これらのパラメータを満たさないセットは破棄された。4つの各条件で実行する順序はランダム化され、各条件で連続した3セットが記録された。セット間の回復時間は3分間であった。エクササイズ各セット中、両測定方法による力が同時に評価された(図1)。力の基準値は、従来から運動変数の計測システムとして頻繁に利用されてきたMuscleLab 6000三軸フォースプラットフォーム (Ergotest Technology社、ポルスグルン、ノルウェー) を使用して、地面反力を測定することによって得られた[12、14]。被験者はフォースプラットフォーム (最大荷重容量: 2000 kg、サンプリング周波数: 1000 Hz) の上に立ち、負荷抵抗 (非弾性ストラップまたはエラスティックバンド) はプラットフォームに接触しないように置かれた両脚の間の中央にある固定バーベルに取り付けられた (図1)。Suiff Proワイヤレス単軸力センサー (Suiff社、バルセロナ、スペイン) は、手で握るハンドルと非弾性ストラップまたはエラスティックバンドの間に取り付けられた(図1)。メーカーから提供されたセンサーの技術仕様と詳細図を図2に示した。

各エクササイズセットで得られた平均力 (F_{mean}) とピーク力 (F_{peak}) のセット平均値を両センサーから収集した。



図1. 研究で使った運動プロトコルと各センサーの配置。(A) 非弾性ストラップに抵抗して行う最大アイソメトリックアップライトロー。(B) エラスティックバンドの抵抗に対する動的最大下アップライトローの初期位置。(C) エラスティックバンドによる動的最大下アップライトローの最終位置。

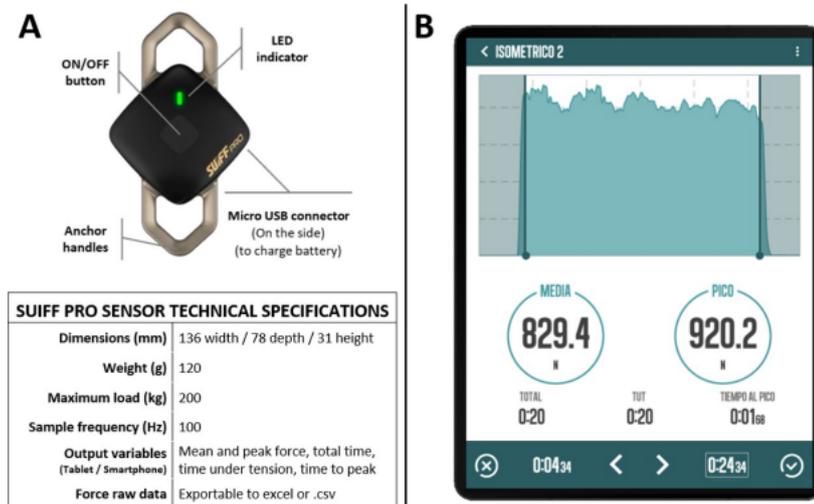


図2. Suiff Proセンサー (Suiff社、バルセロナ、スペイン) の特徴。(A)メーカー提供の詳細図と技術仕様。(B)タブレットインターフェイスから画面キャプチャしたアイソメトリックアップライトローデータの例。記録時にはリアルタイムで同様の視覚データが提供される。Suiff社の許可を得てCC BYライセンスで転載。元の著作権は2021年。

統計分析

データは、Windows用JASPソフトウェアバージョン0.17.3.0 (JASP、オランダ、アムステルダム) にエクスポートされた。平均値と標準偏差(SD)によって示されるデータの正規性は、Shapiro-Wilk検定を使用して評価された。 F_{mean} と F_{peak} にかんする測定装置の信頼性を評価するために、連続する3セットのデータを使用して、テスト再テスト信頼性分析を実施した。具体的には、ShroutとFleiss[24]によって提案された方法に従って、95%信頼区間(CI)のクラス内相関係数(ICC 3.1)を適用した。さらに、信頼性の分析用に特別に構築されたMicrosoft Excelスプレッドシート[25]を使用して、95% CIの標準化された標準誤差 (TE)を計算した。 F_{mean} と F_{peak} のフォースプラットフォームによる基準測定値とSuiff Proによる測定値の一致レベルは、第1セットから得られた値の相関分析を使用して評価された。正規分布に従うデータセットにはピアソン相関検定が使用され、正規性の仮定を満たさないデータセットに対してはスピアマンのロー検定が使用された。両方の検定の結果は、それぞれの95% CIとともに提示され、統計的有意性は有意水準 $p < 0.05$ によって判断した。

さらに、標準化されたTEと95%CIの平均バイアスは、妥当性分析用に特別に構築されたMicrosoft Excelスプレッドシートを使用して計算された[25]。Bland-Altmanプロットを使用して、両測定値の差を視覚的に補足した[26]。Hopkins [25]の提案に従って、相関の大きさは、些細 (<0.1)、小さい (0.1~0.29)、中程度 (0.3~0.49)、高い (0.5~0.69)、非常に高い (0.7~0.89)、ほぼ完璧 (0.9~0.99) として評価された。標準化されたTEは、些細 (<0.1)、小さい (0.1~0.29)、中程度 (0.3~0.59)、大きい (>0.59) と評価された。標準化された平均バイアスは、些細 (<0.19)、小さい (0.2~0.59)、中程度 (0.6~1.19)、大きい (1.2~1.99) と評価された。図3は、GraphPad Prism 9.2 for Windows (GraphPad Software Inc. 米国サンディエゴ) を使用して生成された。

結果

3回のセットから得られた F_{mean} と F_{peak} について、両デバイスともに高い信頼性(ICC)と、高い再現性が示された(表1)。基準値との比較において、Suiff Proによって得られた F_{mean} と F_{peak} の値は、すべての測定条件での平均バイアスが僅少であった。すべてのデータを総合的に分析すると、両測定方法におけるTEも僅少であったが、 F_{peak} のTEは動作反復のペースが増加するにつれて増大する傾向にあった。2つの測定方法間における F_{mean} と F_{peak} の相関は、すべての負荷条件でほぼ完璧であることが示された(表2)。Suiff Proの測定値から基準値を推定する回帰式は、データにほぼ完璧に適合し(図3Aおよび3C)、次のように表される:

$$Y = \text{intercept} + (\text{slope} \cdot X)$$

ここで、Yは推定された基準値、XはSuiff Proによる値である。

これにより、 F_{mean} の回帰方程式は以下の通りであることが明らかとなった:

$$Y = 0.4181 + (0.9959 \cdot X)$$

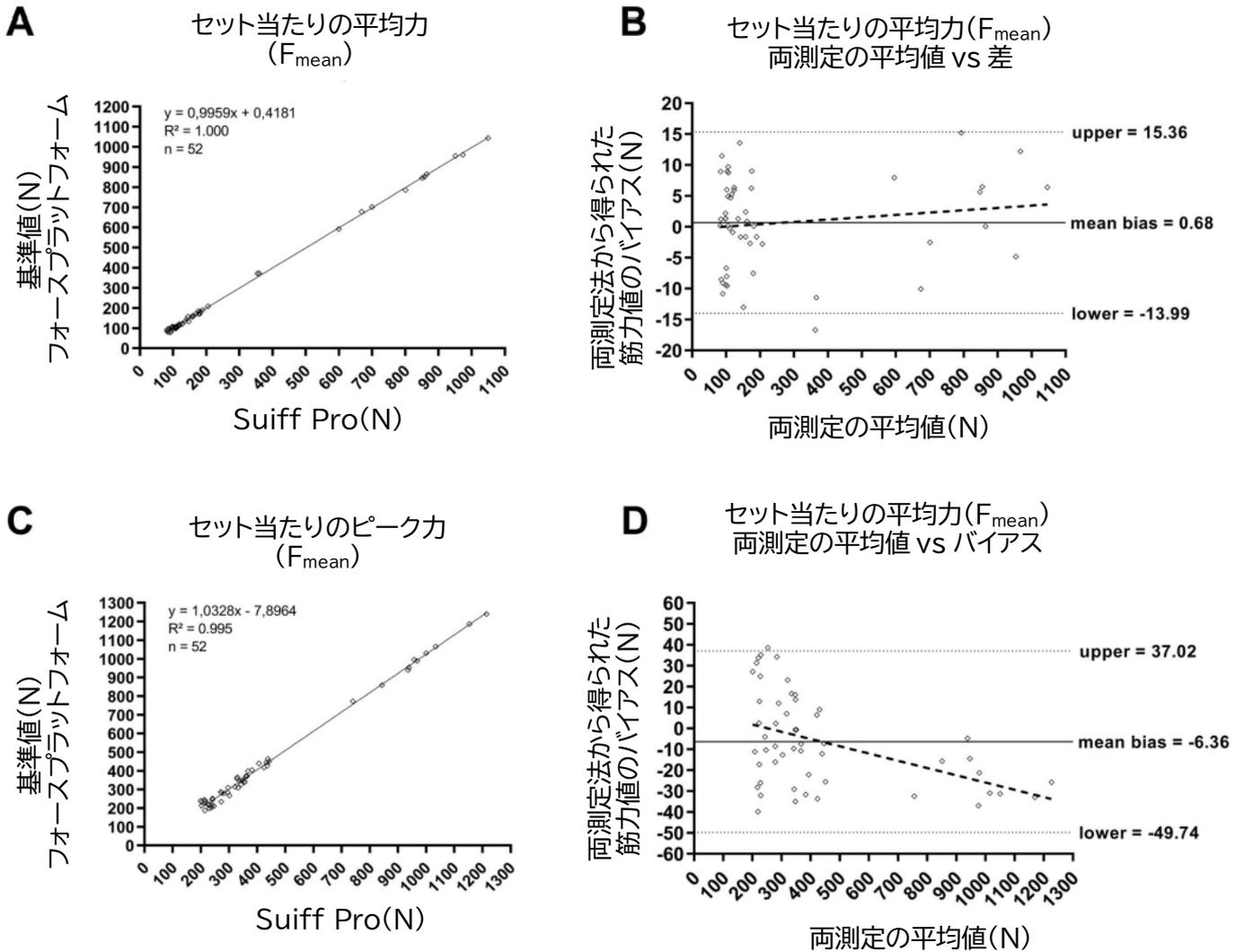


図3. フォースプラットフォームで得られた基準値とSuiff Proで得られた値の F_{mean} (A)および F_{peak} (C)の一致度を示す散布図。 F_{mean} (B)および F_{peak} (D)のBland-Altmanプロット。BとDにおけるグラフ内の実線は両測定法による差の平均値を表す。破線は一致度の上限と下限の95%信頼区間を示す。散布図の回帰線は、誤差の等分散性を得る目的で示した。

表1. 3セットの反復運動において、MuscleLab 6000フォースプラットフォームとSuiff Proセンサーを使用して測定された F_{mean} と F_{peak} の典型誤差 (TE) とテスト-再テスト信頼性の級内相関係数 (ICC 3.1)。

変数	デバイス	Set1	Set 2	Set 3	TE	ICC (3,1)
F_{mean} (n = 52)	Suiff sensor	269.5 ± 288.5 N	268.1 ± 289.4 N	262.2 ± 265.9 N	0.12 [0.11 to 0.15] (small)	0.99 [0.98 to 0.99] (nearly perfect)
	MuscleLab force platform	268.8 ± 287.4 N	268.4 ± 289.2 N	261.5 ± 265.1 N	0.12 [0.11 to 0.15] (small)	0.99 [0.98 to 0.99] (nearly perfect)
F_{peak} (n = 52)	Suiff sensor	434.4 ± 282.4 N	426.2 ± 277.2 N	423.8 ± 252.2 N	0.15 [0.13 to 0.18] (small)	0.98 [0.97 to 0.99] (nearly perfect)
	MuscleLab force platform	292.4 ± 292.4 N	437.3 ± 291.1 N	431.7 ± 265.4 N	0.14 [0.12 to 0.17] (small)	0.98 [0.97 to 0.99] (nearly perfect)

表2. アイソメトリック、60レップ/分、90レップ/分、120レップ/分の反復条件および全合計データでのMuscleLab 6000フォースプラットフォームとSuiff Proセンサーの F_{mean} と F_{peak} の比較

条件	変数	MuscleLab force platform	Suiff sensor	バイアス	TE	相関係数	有意性
Isometric (n = 13)	F_{mean}	710.0 ± 258.0 N	710.5 ± 263.7 N	0.00 [-0.02 to 0.02] (trivial)	0.03 [0.02 to 0.06] (trivial)	1.00 [1.00 to 1.00] (nearly perfect)	< 0.001
	F_{peak}	860.5 ± 299.1 N	836.7 ± 296.6 N	-0.08 [-0.10 to -0.06] (trivial)	0.03 [0.02 to 0.06] (trivial)	1.00 [1.00 to 1.00] (nearly perfect)	< 0.001
60BPM (n = 13)	F_{mean}	111.5 ± 27.8 N	114.3 ± 27.4 N	0.10 [-0.06 to 0.25] (trivial)	0.26 [0.14 to 0.51] (small)	0.97 [0.89 to 0.99] (nearly perfect)	< 0.001
	F_{peak}	287.5 ± 68.8 N	283.1 ± 68.5 N	-0.06 [-0.18 to 0.05] (trivial)	0.20 [0.11 to 0.38] (small)	0.98 [0.94 to 0.99] (nearly perfect)	< 0.001
90BPM (n = 13)	F_{mean}	126.5 ± 34.0 N	126.3 ± 33.9 N	-0.01 [-0.14 to 0.13] (trivial)	0.23 [0.12 to 0.45] (small)	0.97 [0.91 to 0.99] (nearly perfect)	< 0.001
	F_{peak}	305.9 ± 86.5 N	309.7 ± 79.8 N	0.04 [-0.13 to 0.22] (trivial)	0.29 [0.16 to 0.58] (small)	0.96 [0.87 to 0.99] (nearly perfect)	< 0.001
120BPM (n = 13)	F_{mean}	127.2 ± 35.3 N	126.9 ± 36.8 N	-0.01 [-0.10 to 0.09] (trivial)	0.14 [0.08 to 0.27] (small)	0.99 [0.96 to 1.00] (nearly perfect)	< 0.001
	F_{peak}	314.7 ± 81.7 N	310.6 ± 72.6 N	-0.05 [-0.25 to 0.15] (trivial)	0.37 [0.20 to 0.72] (moderate)	0.94 [0.81 to 0.98] (nearly perfect)	< 0.001
ALL (n = 52)	F_{mean}	268.8 ± 287.4 N	269.5 ± 288.5 N	0.00 [0.00 to 0.01] (trivial)	0.03 [0.02 to 0.03] (trivial)	0.97 [0.94 to 0.98]* (nearly perfect)	< 0.001
	F_{peak}	440.7 ± 292.4 N	434.4 ± 282.4 N	-0.02 [-0.04 to 0.00] (trivial)	0.07 [0.05 to 0.09] (trivial)	0.96 [0.92 to 0.97]* (nearly perfect)	< 0.001

データは平均値（±標準偏差）として表示され、標準化された平均バイアス、標準化された典型誤差（TE）、および相関係数が、95%信頼区間とともに示されている。データ分布が正規性に該当する場合はピアソン相関が実行され、ノンパラメトリックデータについては、スピアマンのロー検定が実行された（アスタリスク*で表示）。 F_{mean} =セット内平均力。 F_{peak} =セット内ピーク力。

考察

本研究の結果は、アイソメトリックおよびさまざまなペースでの動的RT中の平均力とピーク力を評価する上で、多用途で手頃な価格のワイヤレス力センサー（Suiff Pro）と基準測定（MuscleLab 6000力プラットフォーム）の間に高いレベルの一致度があることを示した。

測定デバイスの信頼性に関しては、 F_{mean} と F_{peak} のいずれにおいても、3セット間でほぼ完璧な相関関係が見られた（表1参照）。両デバイスで測定されたすべての変数において、小さなTEが示された。両デバイスでこのTEに寄与する可能性のある要因は、ヒトの運動における固有の変動性である。我々の研究デザインでは、被験者は各測定条件でエクササイズを3セット実行した。一貫性を確保するために測定条件をコントロールする努力が払われたとはいえ、ヒトの運動は本質的に繰り返しごとにわずかな変動を示す[27]。したがってこの変動は、2回のエクササイズを比較するときに観察されるTEとして示される。こうした固有の変動性が存在するにもかかわらず、Suiff Proセンサーは、MuscleLabフォースプラットフォームが示す信頼性と同様に、 F_{mean} と F_{peak} の両方で高い信頼性を示した。

全体としてSuiff Pro力センサーは、フォースプラットフォームで収集された全体のデータとほぼ完璧な関係を示し、平均力の値とピーク力の値のいずれにおいてもそのバイアスとTEは些細なものであった(表2参照)。バイアスは些細であり、一致度は分析されたすべての条件で非常に高かったものの、一致度には、パラメータ（つまりピーク力の値または平均力の値）によって一定の差があり、運動を実行するペースの影響も見られた。最もコントロールされた測定条件であるアイソメトリック条件では、測定方法間の一致度は平均力とピーク力のいずれにおいてもほぼ完璧であった(表2参照)。さらに動的条件では、 F_{peak} のTEはペースが速くなるにつれて増加し(60BPM < 90BPM < 120BPM)、その値は F_{mean} 値と比較して高い傾向があった（表2参照）。この不一致について、最も妥当な考えられうる説明は、センサー間のサンプリング周波数の違いである（Suiff Proは100Hz、MuscleLab 6000は1000 Hz）。これまでの研究では、この変数が測定システム間の一致度に影響を与えることがすでに示され

ている[28]。

本研究において、平均値間のバイアスがすべての条件で些細であるという結果が示されことは、大規模なアスリートのグループ、特定の集団、または同じアスリートの複数回のサンプルを評価する際に、実際に発揮された力の真の値からの乖離は無視できるほど小さいことを意味している。

より速いペースでのエクササイズ動作で評価されたピーク力において、TEが高くなることが観察されたことから、測定数が少ない場合や運動ペースが速い場合には、この点に留意する必要がある。したがって、個々のアスリートの速い動きにおけるピーク力を評価する際には、潜在的な測定誤差を減らすために、繰り返し測定（例えば2回または3回の試行）を行うことが推奨される。

本研究の限界として、サンプルサイズが小さいことは明らかであるが、相関分析の統計的検出力が推奨値(>0.8)を上回ったことには留意する必要がある。今後、さまざまな集団を対象として、また他のレジスタンス運動装置との組み合わせによって、本研究で用いた力センサーをテストする必要があると思われる。結論として、Suiff Pro力センサーは、アイソメトリックおよび動的運動課題のいずれにおいても、発揮される力を評価する有効な機器であり、RT運動の運動学的変数をモニタリングするための信頼できるツールを実践者に提供することは明らかである。

結論

実践の場において力の出力を評価するにあたっては、スポーツトレーニングやリハビリテーション介入をする前に、使用するデバイスの長所と限界を認識しておく必要がある。RTエクササイズ中の力の出力を評価するためには、他の有効な方法も存在するとはいえ [8、29、30]、Suiff Proセンサーには、これに替わるデバイスでは見つけるのが難しい利点（手頃な価格、実用性、携帯性、多用途性など）がある。さらに、このセンサーはリアルタイムでさまざまな変数のフィードバックを提供する機能があり、RT中のモチベーションを高め、その後の身体適応を強化する可能性があると思われる[4]。したがって、Suiff Proセンサーは、RTにおけるエクササイズ中の力の出力を日々モニタリングするための優れたオプションとなるであろう。

実践的応用

本研究で用いられたワイヤレス力センサーのアイソメトリック条件および動的運動条件下での妥当性と信頼性が検証されたことにより、特にエラスティックバンドを使用したトレーニング負荷の評価とコントロールの可能性が広がるであろう。これは、これまで十分に定量化されたり研究されたりしてこなかった領域である。さらに将来的には、フライホイール、空気圧システム、サスペンショントレーニング等々といった他のトレーニング様式においても、筋力を評価する可能性が開かれるだろう。

文献

1. James DA, Petrone N. *Sensors and Wearable Technologies in Sport: Technologies, Trends and Approaches for Implementation*. Springer; 2016.
2. Gabbett TJ, Nassis GP, Oetter E, Pretorius J, Johnston N, Medina D, et al. The athlete monitoring cycle: a practical guide to interpreting and applying training monitoring data. 2017; 2016–2018.
3. Bourdon PC, Cardinale M, Murray A, Gastin P, Kellmann M, Varley MC, et al. Monitoring Athlete Training Loads: Consensus Statement. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017; 12: S2–161.
4. Weakley J, Cowley N, Schoenfeld BJ, Read DB, Timmins RG, Garcia-Ramos A, et al. The Effect of Feedback on Resistance Training Performance and Adaptations: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine*. 2023; 53: 1789–1803.
5. Westcott WL. Resistance Training is Medicine: Effects of Strength Training on Health. *Curr Sports Med Rep*. 2012; 11.
6. Suchomel TJ, Nimphius S, Stone MH. The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports Medicine*. 2016; 46: 1419–1449.

7. Scott BR, Duthie GM, Thornton HR, Dascombe BJ. Training Monitoring for Resistance Exercise: Theory and Applications. *Sports Medicine*. 2016; 46: 687–698.
8. Illera-Domínguez V, Fernández-Valde´s B, Gisbert-Orozco J, Ramirez-Lopez C, Nuell S, González J, et al. Validity of a low-cost friction encoder for measuring velocity, force and power in flywheel exercise devices. *Biol Sport*. 2023; 40: 805–811.
9. Peltonen H, Walker S, Lähitie A, Häkkinen K, Avela J. Isometric parameters in the monitoring of maximal strength, power, and hypertrophic resistance-training. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2017; 43: 145–153.
10. Maffiuletti NA, Aagaard P, Blazevich AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. *Eur J Appl Physiol*. 2016; 116: 1091–1116.
11. Jaric S. Force-velocity relationship of muscles performing multi-joint maximum performance tasks. *Int J Sports Med*. 2015; 36: 699–704.
12. Lindberg K, Eythorsdottir I, Solberg P, Gløersen Ø, Seynnes O, Bjørnsen T, et al. Validity of ForceVelocity Profiling Assessed With a Pneumatic Leg Press Device. *Int J Sports Physiol Perform*. 2021;16: 1777–1785.
13. Zahradka N, Verma K, Behboodi A, Bodt B, Wright H, Lee SCK. An evaluation of three kinematic methods for gait event detection compared to the kinetic-based ‘gold standard.’ *Sensors*. 2020; 20: 5272.
14. Garnacho-Castaño M v, Faundez-Zanuy M, Serra-Paya N, Mate-Muñoz JL, Lopez-Xarbau J, VilaBlanch M. Reliability and Validity of the Polar V800 Sports Watch for Estimating Vertical Jump Height. *J Sports Sci Med*. 2021; 20: 149–157.
15. Bembem MG, Grump KJ, Massey BH. Assessment of technical accuracy of the Cybex II® isokinetic dynamometer and analog recording system. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1988; 10: 12–17.
16. Dvir Z, Müller S. Multiple-joint isokinetic dynamometry: a critical review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2020; 34: 587–601.
17. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM&R*. 2011; 3: 472–479.
18. Wikholm JB, Bohannon RW. Hand-held dynamometer measurements: tester strength makes a difference. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1991; 13: 191–198.
19. Impellizzeri FM, Rampinini E, Maffiuletti N, Marcora SM. A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. *Med Sci Sports Exerc*. 2007; 39: 2044.
20. Li RC, Jasiewicz JM, Middleton J, Condie P, Barriskill A, Hebnes H, et al. The Development, Validity, and Reliability of a Manual Muscle Testing Device With Integrated Limb Position Sensors. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006; 87: 411–417.
21. Merry K, Napier C, Chung V, Hannigan BC, MacPherson M, Menon C, et al. The Validity and Reliability of Two Commercially Available Load Sensors for Clinical Strength Assessment. *Sensors*. 2021.
22. Grabowski P, Narveson M, Siegle S. Reliability, Responsiveness, and Criterion Validity of the Kiiro Sensor, a New Tool for Assessment of Muscle Function. *Mil Med*. 2017; 182: 26–31.
23. Estel Grup. Suiff pro website. 2021 [cited 1 Nov 2023]. Available: <https://www.suiff.com/en>
24. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*. 1979; 86: 420.
25. Hopkins W. Spreadsheets for analysis of validity and reliability. *Sportscience*. 2015; 19: 36–42. Available: [sportsci.org/2015/ValidRely.htm](https://www.sportsci.org/2015/ValidRely.htm)
26. Martin Bland J, Altman Douglas G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*. 1986; 327: 307–310.
27. Eskov VM, Eskov V V, Gavrilenko T V, Vochmina Yu V. Formalization of the effect of “repetition without repetition” discovered by N.A. Bernshtein. *Biophysics (Oxf)*. 2017; 62: 143–150.
28. Horii N, Newton RU, Kawamori N, McGuigan MR, Kraemer WJ, Nosaka K. Reliability of performance measurements derived from ground reaction force data during countermovement jump and the influence of sampling frequency. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009; 23: 874–882.
29. Weakley J, Fernandez-Valdes B, Thomas L, Ramirez-Lopez C, Jones B. Criterion Validity of Force and Power Outputs for a Commonly Used Flywheel Resistance Training Device and Bluetooth App. *J Strength Cond Res*. 2019; 33: 1180–1184.
30. Martín-San Agustín R, Sánchez-Barbadora M, García-Vidal JA. Validity of an inertial system for measuring velocity, force, and power during hamstring exercises performed on a flywheel resistance training device. *PeerJ*. 2020; 8: e10169.