
無線式加速度計測装置による垂直跳びの計測

田原亮二¹ 下永田修二²

¹東京学芸大学大学院連合学校教育学研究科

²千葉大学教育学部

A Measurement of Vertical Jump Using Wireless Acceleration Measurement System

Ryouji TAHARA¹ Shuuji SHIMONAGATA²

¹ The United Graduate School of Education Tokyo Gakugei University

² Chiba University

Abstract

We produced a wireless acceleration measurement system for motion analysis. While researching this system, height of vertical jump was measured as an application. The purpose of this research was to examine the accuracy of this measurement system and method.

The results obtained were as follows;

- 1) There were significant relations between the jump height measured by this system for acceleration and the jump height measured by force platform signals($r=0.99$, $p<0.01$).
- 2) The jump height measured by this system and the jump height measured by video analysis had considerable correlations($r=0.99$, $p<0.01$). The average of men's jump height measured by this system was 0.44 ± 0.42 m, women's average was 0.30 ± 0.40 m. The difference between men and women was significant ($p<0.01$). However the difference between men and women for the error of jump height measured by this system and video analysis was not significant. These results showed that this system could measure accurately regardless of the jump height. Therefore it is considered that the measurement of the jump height using this system is practical.

1. 緒言

跳躍動作は人間の代表的な移動運動の一つであり、空中に身体を投げ出す動作様式は体育・スポーツの場面だけでなく日常生活においても頻繁に見られる動作である¹⁾。さらに、跳躍動作は陸上競技、球技、体操競技、舞踊・ダンス等、さまざまな競技・種目での記録、勝敗、得点、技の出来栄を決定する大きな要素のひとつである。また跳躍の目的・方向・回数、助走の有無、踏み切りの形態といったことが競技・種目によって多種多様である。例えば、同じ陸上競技であっても、走

り幅跳びと、走り高跳びでは跳躍方向が異なることにより踏み切り動作が大きく異なる。また、バレーボールやバスケットボールにおいては連続して高く跳躍できることが競技に有利に作用する点が共通点としてある一方、スパイク、ブロック、シュート、リバウンド等、動作目的によって跳躍動作が異なる。

垂直跳びは歩・走などの自然な運動とは異なり、測定や実験のために「創り出された動作」ということができる²⁾。しかし跳躍は様々な運動の中でも、筋活動の出力形式が最もダイナミックな運動

であり、地面反力や発揮パワーが最も大きい運動である。さらに、重力に抗する垂直方向だけの運動で測定データを扱いやすいという特徴を持つ。これらの理由から垂直跳びは、体力テストにおける「パワーの評価」で広く用いられており、各競技・種目の動作に関する研究においても、パワーを示す指標の一つとして測定項目に用いられることが多い^{3) 4) 5)}。

跳躍動作の分析の歴史は1世紀以上に遡り、1885年のMareyとDemenyによる、鉛直方向の力を計測する台と映写機を用いた跳躍動作の研究に端を発する。その後1921年にD. A. Seargentによって簡単に跳躍高の測定が可能なるSeargent's Test⁶⁾が提唱された(図1)。この測定方法は1924年にL. W. Seargentにより筋パワーの評価方法として定義され⁷⁾、学校体育における体力テストでも主要な方法として用いられていたが、ジャンプメーターの設置場所が限定され、設置に労力を要する問題点が指摘されている。また最高到達点で壁面に触れる技術的な要素が、誤差として跳躍高に影響を与えることが服部(1979)により報告されている⁸⁾。

1938年にはロシアのAbalakovが腰部に取り付けたテープの引き伸ばされた距離により跳躍高を測定する実用的な方法を開発した(図2)。この測定方法は場所を選ばずに、簡便に測定できる利点を有するが、跳躍が前方へ行われることによって跳躍高が過大評価されることが問題点として挙げられる。

DavisとRennie(1968)、Cavagna et. al. (1972)、Lauru(1957)はフォースプレートやストレインゲージ等の精密な計器を使用することにより、垂直跳び動作時の筋の役割に関する研究を急速に進展させた^{9) 10) 11)}。しかし、この測定方法は実験室的な環境での測定に限定され、多くの時間を要することから簡便性に欠けることが問題点として挙げられる。

このように垂直跳びは様々な測定や実験の場面で広く用いられており、測定方法もいくつかの方法が提案されている。しかしながら、計測装置が大掛かり、誤差が大きい、動作が難解等の問題点

も指摘されている^{4) 8)}。そこで本研究では前述した問題点による影響を軽減するために、垂直跳びの新たな測定方法として無線データ送信モジュールと加速度センサを利用した装置による測定方法を提案し、その精度を検討することを研究目的とする。

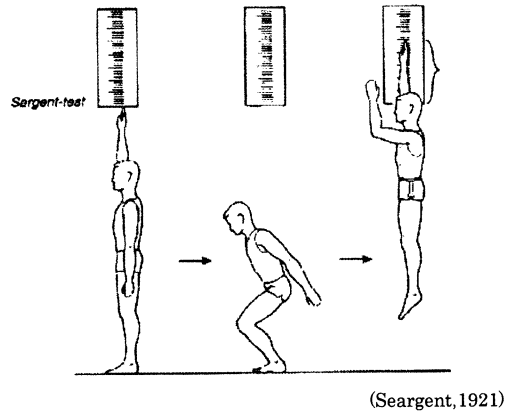


図1 Seargentによって考案された垂直跳び計測法

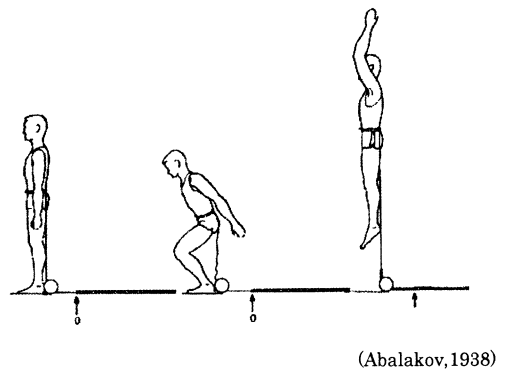


図2 Abalakovによって考案された垂直跳び計測法

2. 方法

2.1 無線式加速度計測装置の構成

本研究で用いる無線式加速度計測装置は、加速度センサ、A/Dコンバータ、無線データ送受信モジュール、D/Aコンバータ、A/Dコンバータおよび計測・分析ソフト、そして、ノートパソコンによって構成されるシステムである。システムはセンサユニットと計測・分析ユニットとに分けられ、センサユニットへは006 P型9V乾電池およびバッテリーを用いて電源を供給する。センサユニットは

さらに、センサ部分と無線送信部分に分けられ、無線送信部分は市販のウエストバッグに収納し、被験者の腰部に固定する。センサユニットの重量は約980 g (バック重量含む)である。センサ部分はテープによって任意の場所に固定することができる。加速度センサで計測されたアナログデータはデジタル変換され無線送信される。受信されたデータはアナログデータへと復元され、ノートPCへ入力するため再度デジタル変換され収録・表示される¹²⁾。

2. 2 使用機器

- モノリシック加速度センサIC
ADXL250 (ANALOG DEVICES)
- A/Dコンバータ
HAD128 (HERUTU)
- D/Aコンバータ
HDA128 (HERUTU)
- 無線データ送受信モジュール
HERUCOM TELEMATE II (HERUTU)
- A/Dコンバータおよび汎用計測・分析ソフト
GDS3000 (TECHNO SCIENCE)
- ノートPC

2. 3 計測精度

無線式加速度計測装置の精度は、事前に無線式加速度計測装置と有線式加速度計測装置を同一の物体に固定して計測を行う比較実験によって検証している(図3, 4)。

2. 4 跳躍高算出方法

本研究で用いる跳躍高の算出方法は、フォースプレート上で垂直跳びを試行した際の鉛直方向の地面反力から求められる跳躍時間による跳躍高の算出方法を応用した手法である^{2) 13)}。加速度センサの正方向を鉛直下方に設定して計測を行うことで、フォースプレートと同様の重力加速度を加味したデータが得られるため、この手法による跳躍高の算出が可能となる(図5)。

フォースプレートの鉛直方向のデータにおいて、離地と着地が図6に示される点であることが先行研究により報告されている^{2) 13)}。

一方、自由落下の式は v を鉛直方向速度、 v_0 を鉛

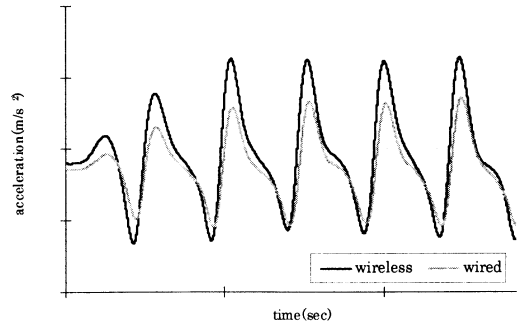


図3 無線式加速度波形と有線式加速度波形の比較

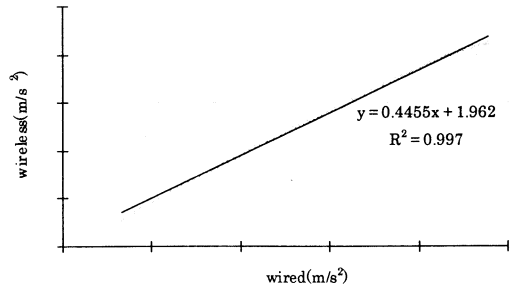


図4 無線式加速度データと有線式加速度データの相関図

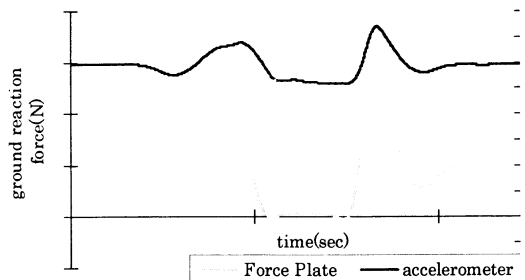


図5 加速度データと鉛直方向の地面反力データ例

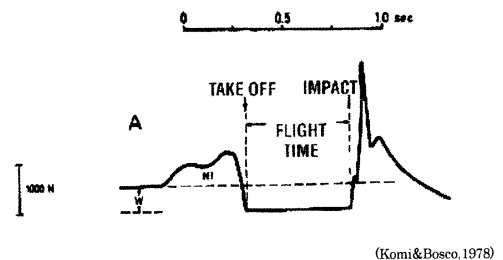


図6 離地点と着地点を示した鉛直方向の地面反力

直方向初速度、 $g (=9.8\text{m/s}^2)$ を重力加速度、 t を時間としたとき、式(1)となる。

$$V=V_0-gt \quad (1)$$

式(1)を積分することにより、跳躍高 h が求まる式(2)が得られる。

$$h=V_0t-\frac{1}{2}gt^2 \quad (2)$$

ここで跳躍高 h は最高到達点であり、 $V=0$ となり式(1)は式(1')のように変形できる。

$$V_0=gt \quad (1')$$

式(1')を式(2)に代入することにより跳躍高 h が時間 t のみで表される式(3)となる。

$$h=\frac{1}{2}gt^2 \quad (3)$$

ここで、フォースプレートから得られる跳躍時間は離地から着地までの総時間であるので、離地から最高点に達する時間と最高点から着地までの時間が等しいと仮定し(離地と着地の姿勢が同じであることが要求される)、時間 t を $\frac{1}{2}t$ とすると跳躍高は式(4)により算出される。

$$h=\frac{1}{8}gt^2 \quad (4)$$

なお、この方法で求めた跳躍高は直立姿勢からの上昇距離ではなく、離地時姿勢(爪先立ち)からの上昇距離を示す。

2. 5 実験方法

垂直跳びの跳躍高を算出するために、無線式加速度計測装置、フォースプレート、ビデオカメラで垂直跳びの計測を行った(図7)。被験者は大学

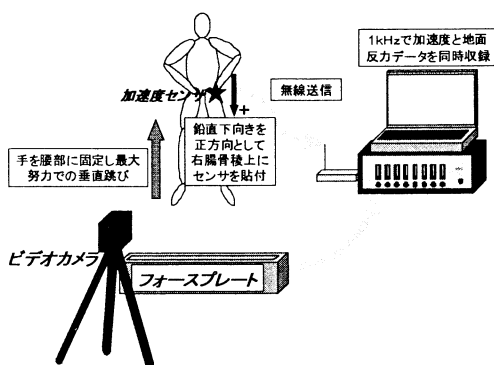


図7 実験概要図

生とし、最大努力での跳躍を1回行わせた。能力にばらつきを持たせるために男女各10名の計20試技を用いて無線式加速度計測装置により計測された跳躍高の精度の検討を行った。

無線式加速度計測装置は被験者の腰部にウエストバックに収納した形で固定し、加速度センサは被験者の右腸骨稜に計測軸方向を鉛直下方が正になるように固定した。試技は腕の振込み動作の影響を除去するために、腰部に手を固定し、着地時に膝関節を屈曲させないよう指示しフォースプレート上で行わせた。無線式加速度計測装置による加速度データと、フォースプレートによる鉛直方向の地面反力を同一のアンプを介しノートパソコンでサンプリング周波数1kHzにて収録・解析を行った。解析により求めた跳躍時間と式(4)の算出方法を用いて垂直跳びの跳躍高を算出した。今回のサンプリング周波数において、跳躍高は 10^{-3} m単位で算出されるため、最小桁を四捨五入し 10^{-3} m単位を測定結果として示した。

ビデオカメラはフォースプレート上の被験者を正面方向から30f/sで撮影し、数値演算処理ソフト『MATHEMATICA』でデジタイズを行い、離地から最高到達点までの身体重心の鉛直方向の変位を算出した。

無線式加速度計測装置を用いて計測された加速度データから算出した跳躍高とフォースプレート、画像分析により算出した跳躍高をそれぞれ比較し、相関関係を求めることによって無線式加速度計測装置による跳躍高の計測精度を検討した。

2. 6 着地姿勢の違いによるシミュレーション

着地時の膝関節の屈曲動作が、測定される跳躍高に与える影響について検討するため、着地時の膝関節角度を 90° と仮定したシミュレーションを行った。体幹部および踵部が垂直軸上にあり、なおかつ膝関節を 90° 屈曲した姿勢で着地すると仮定し、画像分析より立位姿勢からの重心の低下距離を算出した。この値と跳躍時間の実測値を用いて、膝関節を 90° 屈曲させて着地した場合の跳躍高の変化分を、着地姿勢の違いによる誤差として算出した。

尚、全ての統計処理における有意水準は5%未満とした。

3. 結果

無線式加速度計測装置を用いて計測された加速度データから求めた跳躍時間と、フォースプレートの鉛直方向の地面反力から求めた跳躍時間(図5)の誤差は最大値0.003(s)、最小値0(s)、平均値0.002±0.001(s)であった。この跳躍時間からそれぞれの跳躍高を算出した結果、10²m単位での誤差はまったく存在しなかった(表1)。

無線式加速度計測装置を用いて算出した跳躍高の平均値は男子0.44±0.42(m)、女子0.30±0.40(m)であり、画像分析から算出した跳躍高(身体重心の鉛直方向への変位)は男子0.45±0.47(m)、女子0.31±0.41(m)であった(表2)。両者を比較した結果、無線式加速度計測装置を用いて算出した跳躍高は、画像分析で算出した跳躍高よりも低い値を示す傾向が見られたが有意差は認められな

かった。男女合わせての誤差は最大値0.03(m)、最小値0.00(m)、誤差平均値は0.01±0.0089(m)であった。また男女合わせての跳躍高の平均値において両者に極めて高い相関がある結果が得られた(r=0.99, p<0.01)。男女別の誤差について、男子では最大値は0.02(m)、最小値は0.00(m)、平均値は0.008±0.0079(m)であり、加速度データと画像データの相関係数はr=0.99であった。女子では最大値は0.03(m)、最小値は0.00(m)、平均値は0.011±0.0099(m)であり、跳躍高の相関係数はr=0.97であった。跳躍高の平均値で男女間に1%水準での有意差が認められた。加速度データと画像データの跳躍高の誤差に関して、男女間に有意差は認められなかった。

膝関節を90°屈曲した状態での着地に関するシミュレーションを行った結果、跳躍高の延長距離の最大値は0.026(m)、最小値は0.009(m)、平均値は0.015±0.005(m)であった。延長距離においては男女間に有意差は認められなかった(表3)。

表1 加速度データとフォースプレートにより算出された跳躍時間

	<男子>				<女子>			
	跳躍高(m)	加速度データ(sec)	フォースプレート(sec)	絶対誤差(sec)	跳躍高(m)	加速度データ(sec)	フォースプレート(sec)	絶対誤差(sec)
	0.42	0.586	0.586	0	0.25	0.452	0.449	0.003
	0.51	0.645	0.647	0.002	0.35	0.535	0.535	0
	0.46	0.613	0.612	0.001	0.27	0.469	0.47	0.001
	0.4	0.571	0.568	0.003	0.31	0.503	0.505	0.002
	0.39	0.564	0.566	0.002	0.37	0.55	0.548	0.002
	0.41	0.579	0.578	0.001	0.26	0.461	0.463	0.002
	0.49	0.632	0.631	0.001	0.33	0.519	0.517	0.002
	0.39	0.564	0.566	0.002	0.31	0.503	0.501	0.002
	0.44	0.599	0.601	0.002	0.28	0.478	0.48	0.002
	0.46	0.613	0.613	0	0.29	0.487	0.487	0
平均値	0.44±0.42	0.597±0.029	0.597±0.029	0.001±0.001	0.30±0.40	0.496±0.032	0.496±0.032	0.002±0.001
相関係数	r=0.99				r=0.99			
全体誤差平均	0.002±0.001		全体相関		r=0.99			

表2 加速度データと画像分析により算出された跳躍高

	<男子>			<女子>		
	加速度データ	画像データ	誤差	加速度データ	画像データ	誤差
	0.42	0.42	0	0.25	0.27	0.02
	0.51	0.52	0.01	0.35	0.38	0.03
	0.46	0.48	0.02	0.27	0.28	0.01
	0.4	0.41	0.01	0.31	0.31	0
	0.39	0.39	0	0.37	0.38	0.01
	0.41	0.42	0.01	0.26	0.26	0
	0.49	0.5	0.01	0.33	0.33	0
	0.39	0.39	0	0.31	0.32	0.01
	0.44	0.44	0	0.28	0.3	0.02
	0.46	0.48	0.02	0.29	0.3	0.01
平均値	0.44±0.42	0.45±0.47	0.008±0.0079	0.30±0.40	0.31±0.41	0.011±0.0099(m)
相関係数	r=0.99			r=0.97		
全体誤差平均	0.01±0.0089		全体相関		r=0.99	

表3 膝関節90°屈曲着地時の跳躍高の延長距離
 <男子> <女子>

	男子		女子	
	跳躍高	延長距離	跳躍高	延長距離
	0.42	0.015	0.27	0.026
	0.52	0.011	0.38	0.025
	0.48	0.009	0.28	0.014
	0.41	0.013	0.31	0.01
	0.39	0.009	0.38	0.014
	0.42	0.01	0.26	0.013
	0.5	0.012	0.33	0.012
	0.39	0.021	0.32	0.012
	0.44	0.022	0.3	0.014
	0.48	0.021	0.3	0.014
平均値	0.45±0.47	0.014±0.005	0.31±0.41	0.015±0.006
全体平均	0.015±0.006 (m)			

4. 考察

フォースプレートおよび無線式加速度計測装置を用いて求めた跳躍高の比較において10⁻²m単位での誤差がまったく存在しないことより、無線式加速度計測装置を用いた垂直跳びにおける跳躍高の測定が可能であると考えられる。

服部(1979)によると、壁面接触法においては約60%の被験者が遅延接触をしており、跳躍高に平均0.026(m)の誤差が生じることが画像分析との比較により明らかにされている。そして、測定値には跳躍能だけでなく固有の跳躍技術も含まれることが報告されている⁸⁾。本研究における誤差の平均値は10⁻²m未満であり、壁面接触法と比較し誤差の少ない計測が実施されていると考えられる。

本研究の方法において誤差の要因として懸念される着地時の膝関節の屈曲に関しては、90°屈曲した場合でも誤差として生じる高さは最大で0.026(m)であった。これは服部により報告された壁面接触法の誤差の平均値と同値であり、膝関節を90°屈曲した状態での着地は通常の跳躍では起こりにくいため、この点からも本研究の方法は誤差が少ないと考えられる。本研究の方法では壁面接触法で見られる個々の技能の影響による誤差は生じにくいため、パワーに準ずる純粋な跳躍能が計測されていると考えられる。

Abalakovの手法による腰部に装着したロープを引き伸ばす測定では、水平方向への跳躍により跳躍高が増大することが考えられる。一方、無線式加速度計測装置を用いた計測では水平方向への跳躍は跳躍高の減少となり、鉛直上方への跳躍が最大の結果を示す。これは被験者を鉛直方向への

最大努力跳躍へ向かわせ、安定した測定に繋がると思われる。これにより跳躍能に関して過大評価がされず、パワーに準じた跳躍能が計測されていると考えられる。

フォースプレートとの比較においては、無線式加速度計測装置を用いた場合はセンサを身体に装着しているために、着地点が限定されないという利点がある。これによって跳躍フォームに関する注意が軽減され、より最大努力に近い測定が可能になると考えられる。一方で、離地および着地点から最高点までの跳躍時間を等しくするための条件として、被験者に対して着地時に膝を伸展させることはフォースプレート上で行う場合と同様である。しかし、着地時の膝関節角度のシミュレーションの結果では、着地時に90°屈曲した場合でも平均で0.015(m)の誤差であるため、被験者に対して注意を促す程度で十分正確な計測が行えると考えられる。無線式加速度計測装置の持つ特有の問題点として、フォースプレートが空中局面の計測を行っていないのに対し無線式加速度計測装置では空中局面における動作も計測を行っている点が挙げられる。そのため股関節の伸展屈曲等の動作による情報もデータには含まれることとなる。したがって、離地・着地点を正確に把握するために空中での姿勢を一定に保持することを指示することが必要とされる。

画像分析との比較において、算出した跳躍高に極めて高い相関(r=0.99)が認められることから、無線式加速度計測装置を用いた跳躍高の測定は画像分析と同様な傾向を示すと考えられる。また、跳躍高の異なる男女での比較において誤差に有意差が認められないことから、跳躍高に関係なく測定が可能であると考えられる。

誤差の最大値を記録した跳躍における跳躍高は約8%の誤差が生じていた。これは画像分析との比較によるものであるため、画像処理に関わる誤差も含まれていると考えられる。画像分析時には装置による系統的誤差やデジタイズ作業による偶発的誤差等の誤差が数々存在し¹⁰⁾、これにより誤差が増大している可能性が考えられる。しかし、

垂直跳びの跳躍高計測に関しては、各計測方法でそれぞれ違う誤差が生じるため、誤差の要因を特定することは困難である¹⁰⁾。

また、算出方法上サンプリング周波数を上げることにより 10^{-3} m単位での測定も本研究の装置は可能であるが、各計測方法でも 10^{-2} m単位での測定が一般的であり、 10^{-3} m単位の測定の有効性は少ないと考える。

以上より、無線式加速度計測装置を用いた跳躍高の測定結果は着地姿勢の影響による誤差が最も大きいと考えられるが、本研究結果からパワーに準ずる純粋な跳躍能が反映されていると考える。さらに、一般的な垂直跳びでは 10^{-2} m単位での測定が主流であることと、本測定法により生じる誤差も壁面接触法の誤差の範囲内にあることから実用可能であると考えられる。

5. 要約

無線式加速度計測装置を用いて計測された加速度データから算出した垂直跳びの跳躍高の精度について、フォースプレートおよび画像分析との比較によって検討した結果、以下のことが明らかになった。

1) 加速度データと地面反力との比較に関して、跳躍時間の誤差の平均は 0.002 ± 0.001 (s)であった。跳躍高の誤差は 10^{-2} m単位で認められず、一般的な跳躍高測定上の有効桁数を考慮すると測定結果に影響を及ぼさない範囲の誤差であった。

2) 画像分析との比較に関して、無線式加速度計測装置による加速度データから算出した跳躍高は、画像分析により求めた跳躍高より低い傾向にあるが、全体での誤差の平均は 0.01 ± 0.009 (m)であり、さらに $r=0.99$ と極めて高い相関が認められた。このことより無線式加速度計測装置が跳躍高の測定に実用可能であることが示された。

6. 参考文献

1)阿江通良：跳躍における腕の役割，*体育の科学*，pp.41(9)，693-697，1991。

- 2)深代千之，桜井伸二，平野裕一，阿江通良：スポーツバイオメカニクス，pp.23,96-97，朝倉書店，2000。
- 3)Bosco C, Luhtanen P, Komi PV: A simple method for measurement of mechanical power in jumping, *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 50(2), pp. 273-282, 1983.
- 4)小林一敏，大島義晴，小田博美，前田寛：垂直跳びによるパワー評価の吟味，*筑波大学体育紀要*，2，pp.95-101，1979。
- 5)Khalid S. Almuzaini: Optimal Peak and Mean Power on the Wingate Test: Relationship With Sprint Ability, Vertical Jump, and Standing Long Jump in Boys, *Pediatric Exercise Science*, 12, pp.349-359, 2000.
- 6)Sargent D. A. : The physical test of a man, *American physical education review*, 26, pp.184-194, 1921.
- 7)Sargent L. W. : Some observations on the Sargent test of neuro-muscular efficiency, *American physical education review*, 29, pp.47-56, 1924.
- 8)服部恒明：垂直跳びテスト（壁面接触法）における誤差の出現について，*東京農工大学一般教育部紀要*，15，pp.75-79，1979。
- 9)Cavagna G. A., Zanaboni A., Faraggiana T., Margaria R. : Jumping on the moon: power output of different gravity values, *the Aerospace Medical Association*, 43(4), pp.408-414, 1972.
- 10)Asmussen E, Bonde-Petersen F. : Storage of elastic energy in skeletal muscle in man, *Acta physiologica Scandinavica*, 91(3), pp.385-392, 1974.
- 11)Komi P. V., Bosco C. : Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 10, pp.261-265, 1978.

- 12) 田原亮二：無線式加速度計測装置を用いた前方支持回転の評価法，千葉大学大学院教育学研究科論文抄録，pp. 179-181，2003.
- 13) 深代千之：跳ぶ科学，pp. 24-30, 82-85，大修館書店，1990.
- 14) 土居陽治郎，小林一敏：ビデオ画像分析における系統的誤差の特性に関する研究，日本バイオメカニクス学会第11回大会論集，pp. 81-85，1992.
- 15) Bosco, C : STRENGTH ASSESSMENT WITH THE BOSCO'S TEST, pp. 68-91, ITALIAN SOCIETY OF SPORT SCIENCE, ROME, 1999.