

[原著論文]

着地時に生じる各体節の加速度の伝搬

杉山 久晃^{1),2)}, 江原 義弘¹⁾, 霜鳥 大希³⁾, 笹岡 耕陽⁴⁾, 神田星衣来⁵⁾

キーワード：加速度，着地，衝撃，衝撃吸収

Acceleration propagation through the body after landing

Hisaaki Sugiyama^{1),2)}, Yoshihiro Ehara¹⁾, Daiki Shimotori³⁾,
Koyo Sasaoka⁴⁾, Seira Kanda⁵⁾

Abstract

With the aim of contributing to the prevention of injury-related disabilities by elucidating the mechanism of impact absorption in the body, we analyzed the size and components of the acceleration vector to clarify how impact acceleration is transmitted throughout the body. Six healthy adults (2 females and 4 males) performed a landing from a platform with a height of 20 cm to record their movements using a 3-dimensional motion analysis system, including 15 infrared cameras, and 4 floor reaction force plates. The maximum acceleration was calculated at 12 points from the tiptoe to the head. The level of acceleration produced on landing and transmitted from the foot to the head tended to significantly and simply decrease ($p < 0.01$). On comparing the acceleration level among different regions, it did not markedly vary between the knee joint and distal part of the knee, excluding the lower leg, while there were significant differences between the former and the upper leg. This was considered to represent changes in acceleration transmission or impact at the upper leg as a boundary. Furthermore, the marked acceleration observed in the anteroposterior and cephalad directions in regions more distal than the knee indicated a close association of joint movements to absorb impact at the knee joint. As a future challenge, it may be necessary to examine the relationship between joint movements and impact from the perspective of mechanical energy, such as measuring the joint penetration force, joint moments, and power/work involving each joint.

Key words : acceleration, landing, impact, impact absorption

-
- 1) 新潟医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科
 - 2) 東名ブレース株式会社
 - 3) インターリハ株式会社
 - 4) 株式会社メディックス
 - 5) 日本歯科大学 新潟生命歯学部

[責任著者及び連絡先] 杉山 久晃
新潟医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科
〒950-3198 新潟県新潟市北区鳥見町1398
E-mail : ham16004@nuhw.ac.jp

投稿受付日：2017年11月6日
掲載許可日：2018年1月26日

要旨

身体の中のどの部分が衝撃吸収に貢献しているのかを明らかにし、同時に、どの部分の負担が大きいのかを解明するため、衝撃による加速度が全身をどのように伝搬するのかを加速度の大きさおよび各成分によって分析した。被験者は健康成人6名(女性2名および男性4名)とした。計測動作は高さ20cmの台からの飛び降り動作とし、計測機器は赤外線カメラ15台を含む三次元動作解析装置と床反力計4台を用いた。つま先から頭部における12カ所の加速度最大値を算出した。その結果、着地時に生じた加速度の足部から頭部にかけての伝搬において、加速度は有意に減少($p<0.01$)した。各部の加速度を見ると、膝関節では大きな加速度が生じていた。膝関節以下においては、特に前後方向および上方向への大きい加速度が生じており、これは膝関節にて衝撃を吸収するための関節運動が大きく関与していると考えた。今後の課題として、関節運動と衝撃の関係を言及するためには、体節間浸透力、関節モーメントや各関節周りの仕事率・仕事といった力学的エネルギーによる評価も必要である。

I はじめに

ランニングやジャンプなどの動作において足が地面に着地する際、大きな衝撃が生じる。こうした動作時には必ず大きな加速度が生じる。加速度とは単位時間当たりの速度の変化量である¹⁾。衝撃とは短時間に大きな力が加わることで考えられるが、力が加われば加速度が生じるので、衝撃とは短時間に大きな加速度が生じることに同義と考えられる。衝撃をミクロに見れば、衝突端に加速度が生じ、その加速度が物体中を伝搬する。

身体への衝撃を評価する過去の研究では、関節角度、関節モーメント、関節モーメントによる力学的仕事(筋によるエネルギーの発生と吸収に相当する。以下関節のした仕事)、筋活動、体節重心の加速度、足底圧等に注目している。成相ら²⁾は、台高15cm以上からの片脚りバウンドドロップジャンプにおいて、矢状面における関節のした負の仕事(エネルギーの吸収量)は足関節が股関節よりも5倍以上大きいと報告している。藤井ら³⁾は、バレエ経験者と未経験者におけるジャンプ着地時の衝撃の比較を体幹加速度および膝屈曲角度から行っており、膝を屈曲するほど体幹加速度が減少すると報告している。小野崎ら⁴⁾は、体幹加速度と荷重値の相関関係を加速度計と足底圧計を用いて調べており、Y軸およびZ軸加速度と荷重値に有意な相関関係があると報告している。徳永ら⁵⁾は台60cmからの着地動作に関して、筋電図情報を取り入れた最適手法により推定された筋張力を膝関節モデルに入力することでACL張力負荷の算出をしている。その他にも膝関節の衝撃については、特に

表1 被験者情報

	性別	年齢	身長	質量
被験者A	女性	22歳	153cm	51kg
被験者B	女性	22歳	144cm	44kg
被験者C	男性	21歳	180cm	68kg
被験者D	男性	21歳	179cm	58kg
被験者E	男性	24歳	170cm	61kg
被験者F	男性	22歳	170cm	61kg

ACL損傷に関連した研究⁵⁻⁷⁾や半月板の衝撃吸収機構に関して調べた研究⁸⁾が行われている。また、各体節に衝撃がどのように伝搬しているのか調べた研究として、宮崎ら⁹⁾は平地歩行動作において踵骨隆起・内果・脛骨粗面・大転子に加速度計を装着し、足関節固定群および自由群における減衰率を比較しており、足部および足関節での緩衝効果が大きいと報告している。

身体運動中に生じる衝撃から脳や視覚系・平衡神経系を保護するために筋骨格系が協調運動をするものと考えられるが、この観点から衝撃による加速度が全身をどのように伝搬するかを分析した研究は見当たらない。全身を加速度が伝搬するメカニズムを明らかにすることで、身体の中のどの部分が衝撃吸収に貢献しているのかが明らかになり、同時に、どの部分の負担が大きいのか解明できると考えられる。そこで本研究では、着地動作に着目し、着地時に足部で生じた加速度が全身をどのように伝搬するかを計測し考察した。

II 方法

1 被験者

被験者は研究内容を説明し、同意を得られた健康成人6名(女性2名および男性4名)とした(表1)。

2 計測手順

被験者には身体と密着するアスレチックシャツ及びショートパンツを着用してもらった。臨床歩行分析研究会が勧めるマーカーのつけ方を参考にし¹⁰⁾、赤外線反射マーカーを被験者の身体に頭部4ヶ所(左右前頭部、左右後頭部)、両肩峰、両肘頭、橈骨茎状突起と尺骨茎状突起の midpoint、右上後腸骨棘、両股関節中心(上前腸骨棘と大転子を結んだ遠位1/3の位置)、両膝関節中心(大腿骨顆部の高さで膝蓋骨を除いた前後径の midpoint)、両外果、両足趾の第4MP関節中心(関節裂隙足背部)の合計19ヶ所に貼付した。

最初に、赤外線反射マーカーを貼付した状態で被験者の静止立位を5秒間計測した。次に、高さ20cmの台からの飛び降り動作を7回計測した。なお、台の高さ20cmは15cm~30cm台を用いている先行研究を参考に

表2 つま先から頭部にかけての加速度の減少傾向
(Spearmanの順位相関係数による検定結果 **: $p < 0.01$ 、* : $p < 0.05$)

	大きさ	左右混合	前方向	後方向	上方向	下方向
被験者A	-0.846**	-0.79**	-0.769**	0.755**	-0.469	-0.217
被験者B	-0.916**	-0.797**	-0.72*	0.944**	-0.888**	-0.263
被験者C	-0.944**	-0.881**	-0.783**	0.79**	-0.767**	-0.455
被験者D	-0.958**	-0.802**	-0.818**	0.972**	-0.811**	-0.49
被験者E	-0.881**	-0.83**	-0.755**	0.909**	-0.664**	-0.539
被験者F	-0.958**	-0.825**	-0.902**	0.93**	-0.853**	-0.707*

設定した^{2,5)}。台からの離地は、台の上に足底が接地したまま前へ倒れるよう指示をした。これは、飛び降り時の高さが変動しないように、可能な限り上方へ飛ばないようにするためである。着地は、床反力計からはみ出さないよう台の近くに飛び降りるよう指示をした。着地後は下肢を伸展させ上体を起こし、可能な限り静止するよう指示をした。この一連の動作中、手は胸元で交差して体から離さないようにし、上肢に生まれる加速度を最小限にした。動作を計測するにあたって、床反力計を計4枚使用し、台は左右踏み分けることができるようにした。図1は床反力踏み分けの様子を示した飛び降り動作時のストロボ映像である。

3 計測機器

動作計測には赤外線カメラ15台を含む三次元動作解析装置 (VICON MX : Oxford Metrics社製) と床反力計4台 (OR6-6-2000 : Advanced Mechanical Technology社製) を使用した。赤外線カメラのサンプリング周波数は100Hz、床反力計のサンプリング周波数は1000Hzとした。

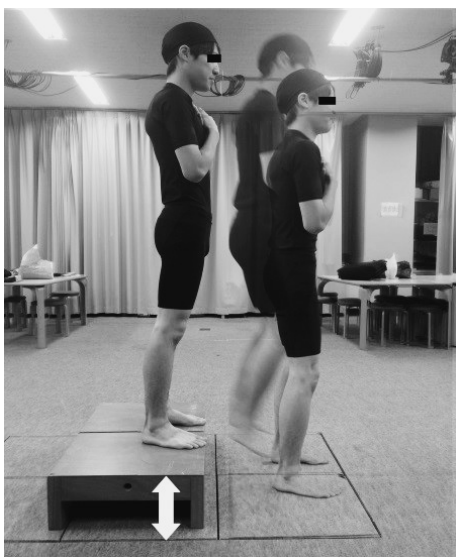


図1 飛び降り動作時のストロボ映像

4 計算とデータの処理方法

得られたデータから解析用プログラミングソフトウェア (Body Builder) を用いて処理を行った。つま先先端はマーカーをつけにくいので、外果とMP関節中心マーカーから外挿して計算した。着地の0.05秒前から着地後の静止立位までの両側のつま先、足部の重心、踵、足関節中心、下腿部重心、膝関節中心、大腿部重心、股関節中心および骨盤重心、重心、体幹重心、頭部重心の加速度を計算した。なお、着地時期は床反力データより判断した。そこから得られた加速度の大きさおよび各成分の、計測区間内における最大値を求め、平均値を算出した。同区間における膝関節の最大屈曲角の平均値も算出した。

上記にて計算した加速度の最大値に対しては、以下の統計解析を行った。加速度がつま先から頭部にかけて順に減衰していく様子を確認するために、被験者ごとに各部位の加速度最大値に対してSpearmanの順位相関係数による検定を行った。膝関節と、その遠位および近位の部位にあたる下腿部および大腿部との加速度の差を検定するためにSteel法による検定を行った。Spearmanの順位相関係数は有意水準1%および5%、Steel法は有意水準5%とした。

5 倫理

本研究は新潟医療福祉大学倫理委員会の承認許可 (No : 17651-160317) を得て行った。また、本研究はヘルシンキ宣言に則っており、実験開始前に被験者に本研究内容を口頭と書面にて十分に説明し、同意を得た上で行われた。

III 結果

1 膝関節最大屈曲角

被験者6人の膝関節最大屈曲角の平均値は、55.4°であり、標準偏差は22.6°であった。

2 つま先から頭部にかけての減衰

加速度の減衰傾向を見るために行ったSpearmanの順

位相関係数による分析結果を表2に示す。表2に関して、相関係数を示し、有意差が見られなかった被験者および成分においては空白で示している。足部から頭部に

かけての加速度の大きさは、被験者全員において減衰(p<0.01)していた。他成分においても、上方向および下方向の一部を除き危険率5%および1%にて減衰して

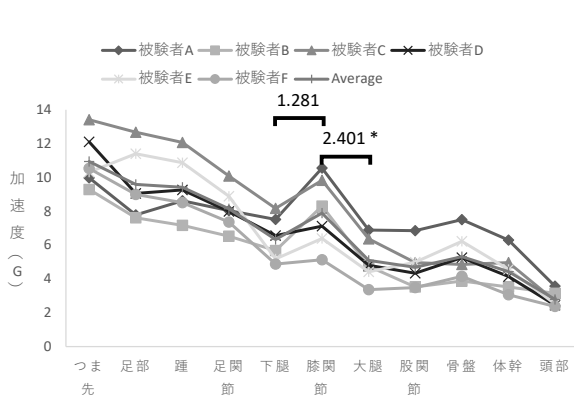


図2 各部加速度(大きさ)の最大値が減少していく様子
Steel法による検定結果(膝関節と下腿部・大腿部の対比較) * : p<0.05

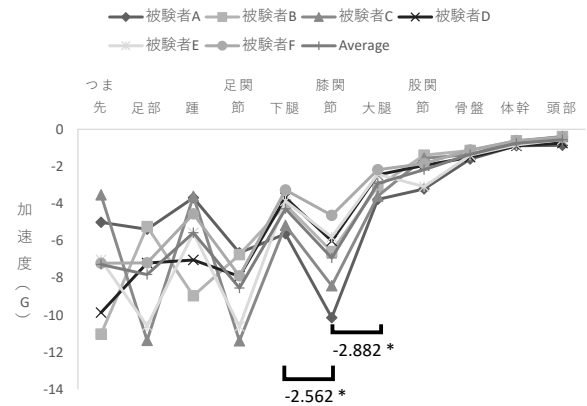


図5 各部加速度(後方向)の最大値が減少していく様子
Steel法による検定結果(膝関節と下腿部・大腿部の対比較) * : p<0.05

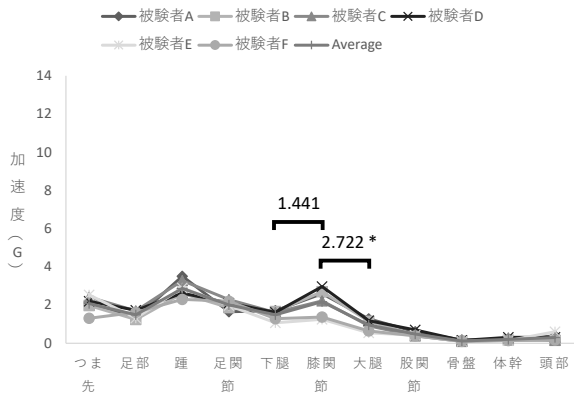


図3 各部加速度(左右混合成分)の最大値が減少していく様子
Steel法による検定結果(膝関節と下腿部・大腿部の対比較) * : p<0.05

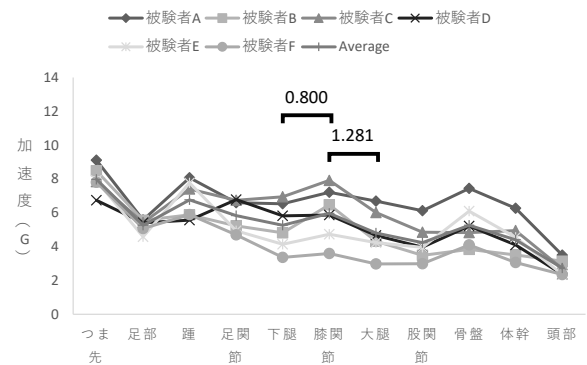


図6 各部加速度(上方向)の最大値が減少していく様子
Steel法による検定結果(膝関節と下腿部・大腿部の対比較) * : p<0.05

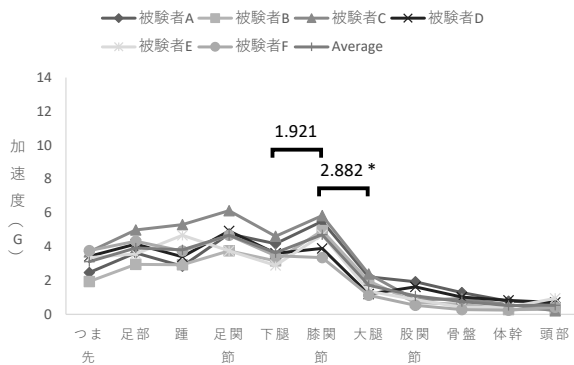


図4 各部加速度(前方向)の最大値が減少していく様子
Steel法による検定結果(膝関節と下腿部・大腿部の対比較) * : p<0.05

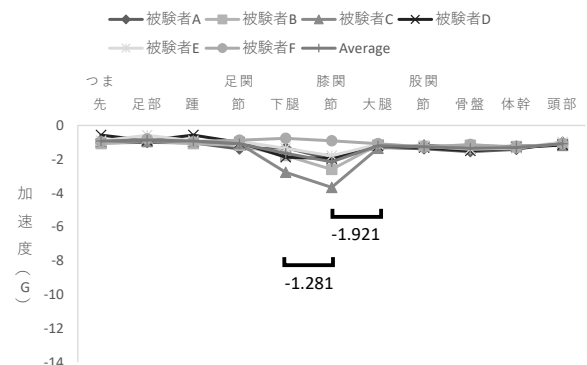


図7 各部加速度(下方向)の最大値の傾向
Steel法による検定結果(膝関節と下腿部・大腿部の対比較) * : p<0.05

いた。

3 各部加速度の最大値の他部位との比較

各部加速度の最大値がつま先から頭部にかけて減少していく様子を図2-7に示す。図2-7に関して、縦軸は加速度で単位はG（ジー：重力加速度）であり、横軸はつま先から頭部にかけて順に部位名が記載してある。被験者6名各々の値および6名の平均値の値を表記した。また、膝関節と下腿部および大腿部の加速度の比較に関してSteel法による検定統計量を図2-7中に示す。図2の各部加速度（大きさ）最大値の膝関節と下腿部および大腿部との比較では、膝関節と大腿部において有意に差があった（ $p<0.05$ ）。左右方向（図3）、前方向（図4）、後方向（図5）の結果も同じ傾向があった。また、つま先から頭部にかけての加速度の減衰に関しては、つま先を100%とすると頭部では加速度の大きさが25.6%、左右方向にて14.5%、前方向にて17.4%、後方向にて7.7%、上方向にて34.3%であった。下方向についてはつま先部分でも非常に小さな値であり、頭部では逆に117.3%と増加していた。

IV 考察

1 つま先から頭部にかけての加速度の減衰

加速度の大きさの最大値を見た際、全ての被験者において、つま先から頭部にかけて加速度は減衰（ $p<0.01$ ）していた（表2）。足部から頭部にかけての加速度は25.6%に減衰していた。これは、着地時に生じた加速度がつま先から頭部にかけて伝搬していきその途中で徐々に減少していることを示している。この結果から、頭部に大きい加速度が生じないように、足部から頭部に至る経路において何らかの機能で加速度を吸収していると考えられる。次の項から詳細を考察する。

2 着地時におけるつま先・踵の加速度

今回指示した飛び降り動作は、台上から上へ飛びあがらず、足底を限界まで接地させて前に倒れるようにし、降りてもらった方法であった。落下途中にて、すべての被験者において足部を底屈させる傾向が見られた。その結果、最初につま先が接地した。つま先にて約11Gともっとも大きい加速度が生じた（図2）。つま先は、落下から接地しその位置に固定されることで特に後・上方向に大きい加速度が生じたと考えられた（図5・6）。

次に、踵が接地し、その直後つま先は接地したまま踵が跳ね上がる傾向が見られた。なお、踵が跳ね上がっている最中つま先は接地したままであった。踵の前方向の加速度はつま先が接地しているため、つま先と同程度の3.8Gの加速度が生じていた（図4）。踵は接地後の跳ね

返りにより上方向に6.7Gと非常に大きい加速度が生じていた（図6）。

宮崎ら⁹⁾は平地歩行時において、踵で受けた衝撃は足部および足関節部での緩衝が大きいと報告している。本研究においても踵部と足関節部において似た傾向が見られた（図2）。平地歩行動作では踵が最初に接地するのに対し、着地動作ではつま先が最初に接地するが、初期接地の時点では、まだ足部重心・足関節部の動きは継続していることから、足部周辺での衝撃緩衝効果もあることが推察できる。

3 膝関節運動と加速度

藤井らの研究では30cm台からのドロップジャンプにて膝関節はバレエ未経験者にて平均71.9°屈曲すると報告しており、同様に根地嶋ら¹¹⁾も30cm台からのドロップジャンプにて膝関節63.9°屈曲が見られたと報告している。本研究では膝関節は平均55.4°屈曲であるが、これは台の高さが20cmであり低いことが影響していると思われ、膝屈曲角は妥当だと考えられる。

藤井ら³⁾は膝を屈曲するほど体幹加速度が減少するという報告しており、Elvin et al.¹²⁾は、着地時の膝関節屈曲角が大きいほど床反力は小さいと報告していることから、膝関節屈曲運動は衝撃吸収のために行われると考えられる。膝関節部の前後方向の加速度に着目すると、前方向最大値は約4.7G（図4）、後方向最大値は約-6.9G（図5）算出されている。まず、前方向の加速度は、着地時に足部の位置が固定され膝屈曲動作を行い、膝関節が前方へ移動するため算出されていると考えられる。また、前項にて述べた踵の跳ね上がりも、膝を前方に移動させるために下腿が前傾したことによって生じたと考えられる。後方向への加速度は、台から前方へ飛び降りる動作から、前方移動を止めるための加速度として大きい値が算出されたと考える。

特筆すべきは、つま先から頭部にかけて順に加速度が減衰している中で、下腿部から膝関節にかけて加速度が増大し、膝関節から大腿部に加速度が伝搬する際に大きい減衰が見られることである（図2）。各成分を詳しく見ても、左右方向（図3）、前方向（図4）、後方向（図5）の結果にて同じ傾向がある。筆者らは当初、加速度は頭部にかけて徐々に右肩下がりに減衰していくと考えていたが、それとは異なる結果となった。このことから、体節はより頭部に近い体節の衝撃を吸収するために自身の加速度を大きくする場合もあることがわかった。これを図8のモデルで考察する。身体を3つの体節の連続体とみなし、下部からF0の力が加わったとする（F0などはベクトル表記）。また、各体節の重心には常に体節の質量に重力加速度を乗じた重力Fgが加わっている。

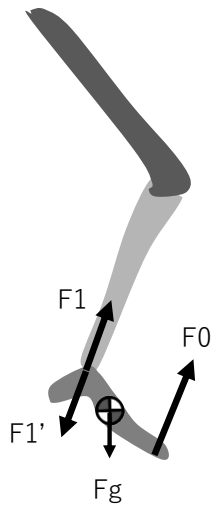


図8 体節間浸透力F1を説明する概念図

F0の力を受けた最初の体節はその上端から隣の体節にF1の力を伝達する。この際、最初の体節は反作用F1'の力を受ける。最初の体節の質量をm1とすると、ニュートンの運動方程式より

$$F_0 + F_{1'} + F_g = m_1 \times (\text{最初の体節の加速度})$$

したがって

$$F_1 = -F_{1'} = F_0 + F_g - m_1 \times (\text{最初の体節の加速度})$$

となり、上位の体節には、もとの力F0から最初の体節の加速度に比例した力を減じた力F1が伝達されることになる。なおF0とFgはベクトル表記なので和になっているが、重力Fgは下向き、F0は上向きなので、F0からはさらに重力を減じたものがF1となる。このようにF0がもとになって、(通常は)これより小さな力F1が上部に伝達されていく。これが体節間浸透力である。この力が上位の体節に加速度を生じさせることになる。このように力が減衰すれば、加速度も減衰することになる。その経路の途中で質量の大きな体節が大きな加速度を生む状態を作れば、減衰はより大きくなる。

このように、つま先に生じた加速度が徐々に減じて頭部では1/4に減衰したが、その間、特に膝関節から大腿部にかけて加速度が有意に減衰する様子が示された(図2-5)。同時にこれにより膝関節部分に大きな負担がかかっていることが推測された。そのため障害予防などの運動療法にあたって膝関節運動(本研究では言及できないが特に遠心性収縮)の重要性があらためて確認できたといえる。

V まとめ

着地時に生じた加速度の足部から頭部にかけての伝搬

において、加速度は1/4に減衰していた。これは、頭部に大きい加速度が生じないように、頭部以下の関節が加速度を吸収しているためだと考えられた。特に膝関節部分の運動が衝撃を吸収するために大きく貢献していると推測した。今後は加速度の評価に加えて各関節周りの仕事率・仕事といった力学的エネルギーによる評価を加えることで身体の衝撃吸収のメカニズムをより明らかにしたいと考える。

参考文献

- 金子公宥, 福永哲夫: バイオメカニクス身体運動の科学的基礎. 杏林書院, 119, 2004.
- 成相美紀, 白木仁, 吉田成仁: 台高の異なる片脚リバウンドドロップジャンプのバイオメカニクスの分析, 日本臨床スポーツ医学会誌, 23(2): 252-260, 2015.
- 藤井絵里, 浦辺幸夫, 山中悠紀ら: ジャンプ着地時の体幹加速度と膝屈曲角度から見るバレエダンサーと未経験者の違い, 体力科学, 60(1): 133-138, 2011.
- 小野崎彩可, 小川美也子, 新田潮人ら: 歩行により生じる加速度と荷重値の関連 - 3軸加速度計と足圧分布計を用いて -, 理学療法学, 30(6): 903-907, 2015.
- 徳永由太, 江原義弘, 田中悠也ら: 矢状面膝関節モデルを用いた着地動作時に生じる膝前十字靭帯張力負荷の推定, 理学療法科学, 26(4): 499-505, 2011.
- Kernozek TW, Ragan RJ: Estimation of anterior cruciate ligament tension from inverse dynamics data and electromyography in females during drop landing, Clin Biomech, 23(10): 1279-1286, 2008.
- 櫻井好美, 石井慎一郎, 前田真治: 両脚着地動作における膝関節角度の男女差と前十字靭帯損傷, 理学療法科学, 27(4): 461-464, 2012.
- 森浩二, 浅原明, 池内健ら: 膝半月板の衝撃吸収機構に関する研究, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 19: 87-91, 1998.
- 宮崎憲一郎, 志波直人, 井上明生ら: 平地歩行時にかかる衝撃の下肢荷重関節部での緩衝について, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 16: 447-450, 1995.
- 臨床歩行分析懇談会編: 歩行データ・インターフェイス・マニュアル, 歩行データフォーマット標準化提案書改訂版, 日本, 41-42, 1992.

- 11) 根地嶋誠, 浦辺幸夫, 横山茂樹: 片脚および両脚着地時の下肢関節角度と筋活動, 理学療法科学, 23 (3): 447-451, 2008.
- 12) Elvin NG, Elvin AA, Arnoczky SP, Torry MR:

The correlation of segment accelerations and impact forces with knee angle in jump landing, J. Appl. Biomech, 23 (3): 203-212, 2007.