

グランジュッテにおける バレエダンサーの衝撃緩衝スキル

吉田 康行・片野坂有紀
松浦 愛・水村(久埜) 真由美

1. 諸 言

クラシックバレエにおいて跳躍は頻繁におこなわれる動作の一つである。その中でグランジュッテは基本の跳躍動作として知られている。しかし、グランジュッテはこれまでバイオメカニクスの研究対象にはなっていない。

グランジュッテには着地の局面が含まれている。これまでフォースプレートが開発されて以来、多くの着地衝撃を緩衝するためのスキル研究がおこなわれてきた。グランジュッテの着地にもフォースプレートによる地面反力の計測による定量化が有効と考えられる。そうすることで地面からどのようなパターンでどれ位の力をバレエダンサーが受けているかが理解できるようになる。また、バレエダンサーのスキルレベルが地面反力に与える影響も理解されることで傷害予防にも役立つと考えられる。

通常、バレエダンサーの履くバレエシューズはソールが薄く一般的なスポーツシューズよりも衝撃を緩衝することが難しい。しかし、前述したようにバレエには頻繁に跳躍動作が含まれるためにバレエシューズを装着した状態でバレエダンサーは衝撃を緩衝する必要がある。このようなスキルを研究することは、直接は利用できないかもしれないが一般の人たちやスポーツ選手のトレーニングへの応用もできる可能性を含んでいるため価値があると考えられる。

そこで本研究の目的はグランジュッテにおけるバレエダンサーの衝撃緩衝スキルを地面反力から明らかにすることである。

2. 方 法

被験者

クラシックバレエ経験のある女子大学生 8 名（年齢 20.50 ± 1.20 years, 身長 1.59 ± 0.08 m, 質量 50.44 ± 9.14 kg）が実験に参加した。被験者はバレエを 5.00 ± 2.27 years から開始し、実験当日で 15.50 ± 1.51 years のバレエ経験があった。この中で Sub. A と Sub. H の 2 名がコンクール受賞歴があった。表 1 には各被験者の特徴を示した。尚、本研究は本学の倫理委員会から承認を得たものである。

実験機材

身体の三次元位置座標を得るためにカメラ 8 台のモーションキャプチャシステム（Vicon, Vicon

表 1 被験者の特徴

| Sub. | 身長 (m) | 質量 (kg) | 年齢 (yrs) | 開始年齢 (yrs) | 経験年数 (yrs) | 受賞歴 |
|------|--------|---------|----------|------------|------------|-----|
| A | 1.48 | 43.14 | 21 | 4 | 17 | ✓ |
| B | 1.50 | 38.88 | 19 | 4 | 15 | |
| C | 1.58 | 49.12 | 22 | 9 | 13 | |
| D | 1.64 | 47.71 | 21 | 5 | 16 | |
| E | 1.58 | 50.98 | 22 | 8 | 14 | |
| F | 1.65 | 47.12 | 20 | 3 | 17 | |
| G | 1.73 | 68.18 | 19 | 4 | 15 | |
| H | 1.59 | 58.35 | 20 | 3 | 17 | ✓ |
| AVG | 1.59 | 50.44 | 20.50 | 5.0 | 15.50 | |
| SD | 0.08 | 9.14 | 1.20 | 2.27 | 1.51 | |

Motion Systems 社製) を 250 Hz で使用した。そして、地面反力を得るためにフォースプレート (9286BA, Kistler 社製) を 1000 Hz で使用した。

実験設定

身体の 67 箇所に反射マーカを装着した。被験者は各自で用意したバレエシューズを着用した。カメラはフォースプレートを囲むように配置した。ここで絶対座標系の X 軸の正は右方向, Y 軸の正は進行方向, Z 軸の正は上方向を示すよう設定をおこなった。フォースプレートから 4.25 m 離れた場所をスタート地点とした。

実験手順

被験者はスタート地点から助走し、バレエの跳躍の基本動作であるグランジュッテを 3 試行おこなった。また、被験者には左足で離地し、フォースプレート上に右足で着地するよう指示した。本実験では不自然な動作を避けるために。移動速度と左足の踏切位置は規定しなかった。

解析方法

動作解析ソフト (Kwon3d, VISOL 社製) を使用し、3 次元空間に剛体リンクモデルを構築した。この際、バターワース型ローパスデジタルフィルタ (Winter 2005) を用い、遮断周波数 7 Hz で平滑化をおこなった。図 1 には Kwon3d によるグランジュッテのスティックピクチャを示した。(a)は左足が離地するフレーム、(b)は最大跳躍のフレーム、(c)は右足がフォースプレートに着地するフレーム、(d)は右足がフォースプレートから離地するフレームを示した。

左右股関節の midpoint の軌道を基に跳躍距離と跳躍高を算出した。具体的には(b)最大跳躍のフレームと(c)右足がフォースプレートに着地するフレームの位置座標の差分から前方方向への移動距離と鉛直方向の跳躍高を算出した。被験者により身長が異なるため、身長を基準にして正規化をおこなった。

地面反力は被験者の体重により正規化をおこなった。最大地面反力はフォースプレートの XYZ 成分のベクトルを合成し求めた。

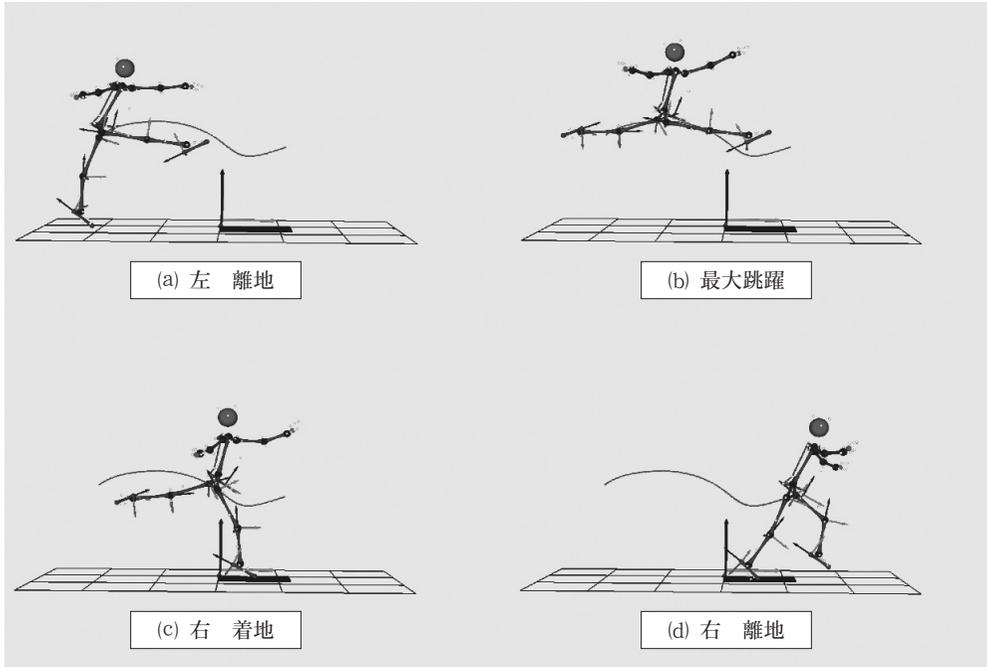


図1 グランジュッテのスティックピクチャと解析範囲

3. 結果

表2には全被験者の跳躍距離と跳躍高を示した。被験者全体で跳躍距離は 0.40 ± 0.05 m/Height, 跳躍高は 0.10 ± 0.01 m/Height であった。被験者間で顕著な差は確認できなかった。

表3には全被験者の最大地面反力とその値になるまでの着地からの到達時間を示した。被験者全体で到達時間は 0.08 ± 0.04 sec., 最大地面反力は 3.76 ± 1.19 N/BW であった。特徴的に Sub. E が 4.09 N/BW, Sub. G が 6.46 N/BW になった。

表2 跳躍距離と跳躍高

| Sub. | 跳躍距離 (m/Height) | 跳躍高 (m/Height) |
|------|--------------------|-------------------|
| A | 0.42 | 0.09 |
| B | 0.36 | 0.11 |
| C | 0.34 | 0.10 |
| D | 0.38 | 0.07 |
| E | 0.42 | 0.11 |
| F | 0.39 | 0.10 |
| G | 0.48 | 0.11 |
| H | 0.45 | 0.11 |
| AVG | 0.40 | 0.10 |
| SD | 0.05 | 0.01 |

表3 到達時間と最大地面反力

| Sub. | 到達時間 (s) | 最大地面反力 (N/BW) |
|------|-------------|------------------|
| A | 0.09 | 3.48 |
| B | 0.07 | 3.13 |
| C | 0.07 | 2.94 |
| D | 0.19 | 2.63 |
| E | 0.06 | 4.09 |
| F | 0.06 | 3.87 |
| G | 0.05 | 6.46 |
| H | 0.07 | 3.46 |
| AVG | 0.08 | 3.76 |
| SD | 0.04 | 1.19 |

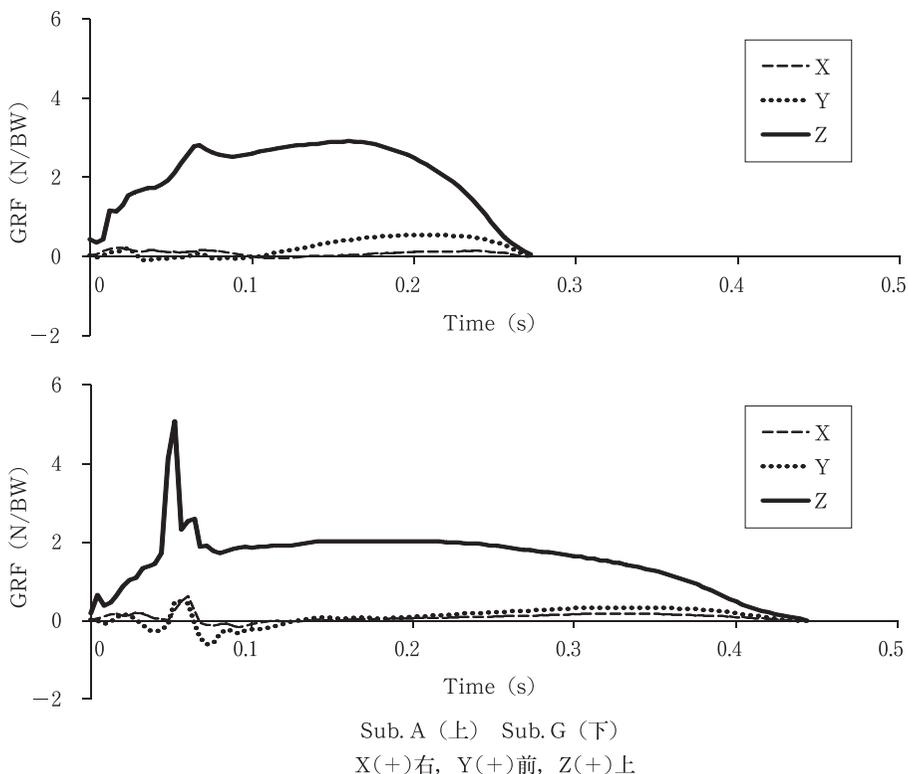


図2 地面反力の代表例

図2にはSub. AとSub. Gの地面反力の代表例を示した。ここでゼロは右足がフォースプレートに着地した時点である。鉛直上向きを正とするZ成分はSub. Aにおいて着地後に緩やかに増加し0.06 sec. 付近で一つめのピークに達し、その後一時的に減少するが再び緩やかに増加し0.15 sec. 付近で再びピークに達し、そして離地まで徐々に減少していた。一方、Sub. Gは着地後すぐに小さなピークを迎え、次の最大ピークが0.05 sec. 付近で達するまで急激に増加していた。その後に急激に減少すると共に再び小さなピークが現れていた。そして離地に向けて緩やかに減少していた。進行方向を正とするY成分はSub. Aにおいて0.1 sec. 付近まで正負に僅かに上下動するが、その後は正の値を保っていた。しかし、Sub. Eは0.12 sec. 付近までは顕著に上下動し、0.05 sec. 付近で正のピーク、0.04 sec. と0.08 sec. 付近で負のピークがあった。他の被験者における地面反力の時系列変化は、値は異なるがSub. EはSub. Gと同様の変化があり、それ以外の5名はSub. Aと同様の変化パターンを示していた。

4. 考察

跳躍距離と跳躍高は被験者間で顕著な相違は確認できなかった。本研究は実験室内でおこなわれたため、相対的に大きな実際のステージでおこなわれるグランジュッテとは動作が異なると予想される。そして、結果的に跳躍距離と跳躍高も異なる値を示すことが考えられる。しかし、被験者間で顕著なばらつきがみられなかったのは規定された空間である実験室でおこなわれたためと考えられる。本研

究では衝撃緩衝能力を考察するために、被験者間で着地前の跳躍距離と跳躍高のばらつきは可能な限り小さい方が望ましいといえる。したがって、跳躍距離と跳躍高の結果から着地前の跳躍動作は被験者間で差は殆どないと考えられる。

特徴的に地面反力の最大値は Sub. E と Sub. G の 2 名が体重の 4 倍を超えていた。またこの 2 名は同様の時系列変化のパターンを示していた。それ以外の 6 名は 2.36 N/BW から 3.87 N/BW を示し、Sub. A と同様の変化パターンを示していた。フォースプレートにより計測される地面反力は身体各部分に作用する力の総和の反力であり、地面反力から局所の動作は理解できない、つまり、地面反力は身体重心に作用する力の反力を意味している。しかし、Sub. E と Sub. G の鉛直地面反力のパターンは台の上から飛び降りフォースプレート上に着地するドロップ着地の先行研究 (Orishimo *et al.* 2009, 吉田と丸山 2004) と近似していた。ドロップ着地は台から飛び降りて落下しフォースプレート上に静止する動作である。この動作は着地後に重心の速度が急激に減速するために加速度が大きくなる。そのため先行研究では着地後に顕著な鉛直地面反力の最大ピークが確認されている。よって Sub. E と Sub. G は着地後にフォースプレート上に一旦留まる動きをした後に前方へ走り抜けていたと考えられる。

一方で、Sub. A を含む 6 名は着地後に鉛直地面反力にピークはみられるもののドロップ着地に現れるような時系列変化のパターンは確認できない。これら 6 名は走動作の先行研究 (Boyer & Andriacchi 2009, Girard *et al.* 2011) でみられるパターンに近似している。走動作の地面反力はフォースプレート上を走り抜けた結果として得られたものである。走動作の時系列変化が 6 名の変化パターンと似ているのは、本研究の被験者 6 名がフォースプレート上を走り抜けたためと考えられる。

地面反力は結果的に足部から下腿部、そして大腿部へと順に上方へと伝達されていく。前述したようにフォースプレートでは局所的な分析はできない。しかし、地面反力が大きければ大きいほど、身体にかかる負荷は大きくなるため、ACL 損傷 (Laughlin *et al.* 2011) をはじめとする下肢の傷害を起こすリスクは高まることになる。したがって、フォースプレート上を走り抜ける方が一旦フォースプレート上に留まるよりも最大地面反力が小さくなったことから、走り抜けた 6 名の方が安全に着地衝撃を緩衝するスキルを持っていることになる。

バレエのコンクールに入賞経験のある Sub. A と Sub. H は走り抜けた鉛直地面反力のパターンを示した。この 2 名は他の被験者よりもスキルレベルが高いと考えられる。しかし、Sub. E と Sub. G はバレエ経験年数が 17 年であるが、他の被験者も 13 年から 17 年の経験を有している。過去の経験を質問紙から数値化し、動作のスキルと経験の関係を定量化した研究 (Konczak *et al.* 2009) はあるが、本研究では衝撃緩衝スキルと経験年数には関係性がない傾向であることは否めない。

5. 結 論

1. 地面反力のパターンはフォースプレート上を走り抜けるものと一旦留まった後に走り抜けるものがみられた。
2. コンクール受賞歴のある 2 名の被験者は走り抜けるパターンを示した。
3. クラシックバレエの経験年数と衝撃緩衝スキルに関係性はない傾向がみられた。
4. 被験者間で跳躍距離と跳躍高に顕著な差はみられなかった。

謝辞：本研究は科研費（22700614）の助成を受けたものである。

参考文献

- Boyer KA, Andriacchi TP. (2009) Changes in running kinematics and kinetics in response to a rockered shoe intervention. *Clin Biomech* 24(10) : 872-6.
- Girard O, Micallef JP, Millet GP. (2011) Changes in spring-mass model characteristics during repeated running sprints. *Eur J Appl Physiol*. 111(1) : 125-34.
- Konczak J, Vander Velden H, Jaeger L. (2009) Learning to play the violin: motor control by freezing, not freeing degrees of freedom. *J Mot Behav*. 41(3) : 243-52.
- Laughlin WA, Weinhandl JT, Kernozek TW, Cobb SC, Keenan KG, O'Connor KM. (2011) The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *J Biomech*. 7; 44(10) : 1845-51.
- Orishimo KF, Kremenec IJ, Pappas E, Hagins M, Liederbach M. (2009) Comparison of landing biomechanics between male and female professional dancers. *Am J Sports Med*. 37(11) : 2187-93.
- Winter, D. A. (2005) *Biomechanics and motor control of human movement* (3rd ed.). New York: John Wiley & Sons.
- 吉田康行, 丸山剛生 (2004) ドロップ着地における関節モーメントによる下肢の支持 パイオメカニクス研究 8(1) 2-11