

クラシックバレエのトゥシューズ着用時の 筋骨格系力学負荷と足型の関係

東京都立大学	長谷和徳
(共同研究者) 東京都立大学大学院	井村祥子
同	原田拓実
同	王森彤
同	樋口貴広

Relationship between Musculoskeletal Mechanical Load and Foot Shape When Wearing Classical Ballet Pointe Shoes

by

Kazunori Hase

Faculty of Systems Design, Tokyo Metropolitan University

Akiko Imura, Takahiro Higuchi

Graduate School of Human Health Sciences,

Tokyo Metropolitan University

Takumi Harada, Wang Sengtong

Graduate School of Systems Design,

Tokyo Metropolitan University

ABSTRACT

Classical ballet dancers can stand on one's toes with toe shoes which are made of hard materials. This posture is called as pointe. Ballet dancers tend to suffer from injuries by a substantial mechanical load on the toe. The purpose of this study was to clarify the mechanical load acting on the foot during pointe for protecting injury. The ground reaction forces acting on a dancer with a Greek foot shape, in which second toe

length was the longest of the toes, were measured while holding pointe with both legs supported. Images of the bones and deformation of the cartilages in the foot were taken using a nuclear magnetic resonance system when the dancer holds a pointe-simulated posture. The stresses in the bone and cartilage were determined with a finite element model constructed from the images. During pointe, ground reaction force acted from between the first and second toes and pushed both feet toward the instep. The load along the longitudinal axis of the foot was the largest and followed by towards the first toe. With the foot finite element model, the center of the second metatarsal was the most stressed. These results suggest that holding a pointe posture should induce the second metatarsal fracture, bunion, and lateral ankle sprain.

要 旨

クラシックバレエでは、トゥシューズという爪先部分が硬い靴で爪先立ちすることをポアントという。ポアント時には爪先部に負荷が集中し、足部の怪我に繋がりやすい。本研究はポアント時に足部に作用する力学的負荷を明らかにし、外傷や障害を予防することを目的とした。本研究では第二趾が最も長い足形状（ギリシャ型）のダンサーにおいて、両脚支持でのポアント保持時に作用する床反力を計測した。また核磁気共鳴装置を用いて同ダンサーのポアント模擬姿勢保持時の骨と軟骨の形状変形や配置変化状態を撮影し、画像から構築した有限要素モデルを用いて骨と軟骨の応力を解析した。ポアント時は第二趾に荷重し、両足を甲側に押し出す力が作用して足の長軸方向と第一趾側に負荷を分散させていた。足部有限要素モデルでは主に第二趾に中足骨中央部で大きな応力が生じていた。これらの結果から、ポアント姿勢の保持により第二中足骨骨折、外反母趾、足関節内反捻挫が誘引される危険性が示唆された。

緒 言

バレエダンサーがトゥシューズの爪先だけで立つことをポアントという。ポアントは趾節間関節

伸展位、中足趾節関節屈曲位、足関節底屈位が保持されることを意味する。トゥシューズは先端にトゥボックスという硬い構造を有しており先端部の平らな部分を支持面にしてポアントを行う。

トゥシューズを履きポアントを行うことは身体に大きな負担をかける。トゥシューズを履くために、身体の成長に合わせ、専門的な練習を何年も積み、筋を強化する必要がある¹⁾。しかしバレエダンサーでは足首の腱の痛み、中足骨骨折や脛骨骨折等が多く報告されている²⁾。特に第二中足骨の骨折は競技歴が短くともポアントを繰り返すことで発生し、レントゲンでは発見が難しいため、再発や長期間の治療が必要であり大きな問題となる³⁾。

怪我や障害予防としてその発生メカニズムを知る必要があるが、現状では明らかにされていない。特に第二中足骨が最も長い足型のダンサーでは、同骨への負荷が大きいことが推測される。したがって、ポアント時に爪先のどこに荷重しているかを調べ、内部組織が受ける力学的負荷を明らかにするポアントの足部モデルが必要である。

本研究では、ポアント姿勢保持時の足部への力学的負荷を明らかにすることを目的とした。両脚でポアント姿勢を保持している様子をモーションキャプチャーし、足圧中心位置及び足の長軸方

向に作用する力を測定した。またポアント姿勢を模擬した時の足部 MR (Magnetic Resonance ; 磁気共鳴) 画像を撮影し、骨と軟骨、その他の組織から成る有限要素モデルを構築した。有限要素解析では、中足骨・中足趾関節周りの軟骨を対象に変形や応力について解析した。(研究開始時は、計測実験を様々な足型のダンサーに対して実施することを予定していたが、新型コロナウイルスの影響で、病院や被験者のリクルートが困難となり、被験者は1名のみとなった。)

1. 研究方法・実験方法

第二足趾が最も長い足型であるギリシャ型の足の女性クラシックバレエ愛好者1名(年齢:46歳;身長:167 cm;体重58 kg;トウシューズ歴11年;トレーニング量:毎週3-4.5時間)に実験協力を頂いた。同ダンサーは実験時に怪我の履歴はなかった。また好みの支持脚は左脚であった。

有限要素モデルを構築するために、MR装置(AIRIS Vento 0.3T, FUJIFILM, Japan)でポアント姿勢時の左足を撮影した(図1)。ダンサーは、日常使用しているトウシューズを着用しポアントの状態で足部を荷重装置に固定され、MR装置の寝台に仰臥位で固定された。その装置に繋いだロー

プを滑車と重りで引っ張り、装置を頭部方向に移動させることでトウボックス先端に荷重し、ポアントの立位の姿勢を模擬した。有限要素モデル構築のために荷重無し条件、荷重時の足部を評価するために荷重有り条件で爪先から距腿関節までの範囲を撮影した。爪先側と足首側の2回に分けて、矢状面のみ、撮影間隔4mm、T2(横緩和時間)強調画像で撮影した。荷重有り条件では、トウボックス先端部への荷重は9.7 kgであった。当初は体重の約半分である20 kgの荷重を想定していたが、荷重によってMR装置の寝台が撮影中に移動した。このため画像が不鮮明になることを避け、想定よりも小さい荷重とした。荷重無し条件では、足の固定はそのままで重りを乗せずに撮影した。なお、本実験は東京都立大学研究倫理委員会の承認を得た上で実施した。

測定した足部MR画像をもとに足部有限要素解析モデルを構築した。有限要素モデルとは、解析の対象となる構造物を有限個の小さな領域に分割したモデルである。分割した小さな領域を要素、要素の節点をノードと呼ぶ。

まず、3DSlicer software (www.slicer.org)を用いて荷重無しのMR画像の骨と軟骨のセグメンテーションを行った。画像のセグメンテーション



図1 MR画像撮影の様子(無負荷時)

丸内の木製の台座部分はトウボックスと荷重装置との接触部分である。負荷時は、荷重装置に繋いだロープを滑車と重りで引っ張り、装置を頭部方向に移動させることで、トウボックス先端に荷重した。

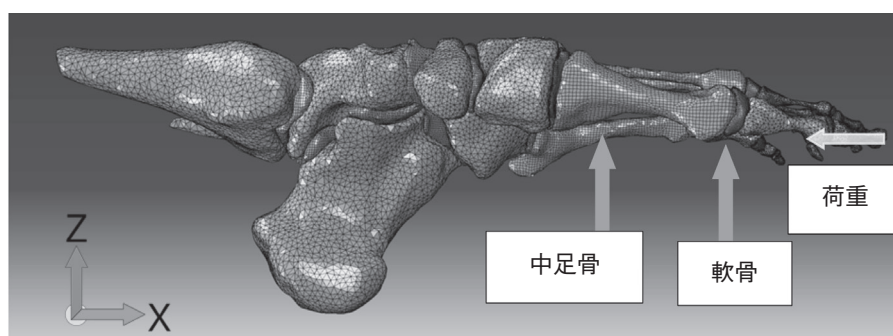


図2 内側から見た左足部有限要素モデル

モデルには計28個の骨が含まれており、関節を軟骨で埋めるように構築した。モデリングした骨の表面に見える網状の構造は、六面体や三角形など一つ一つの要素を表す。

とは、画像中からそこでの認識・理解の対象となる部分領域を切り出すことである。セグメンテーションの際には、参考となる画像との比較や解剖学書を参照し、足部の骨や軟骨の構造についての知見に基づき、対象物の画像領域の抽出を行った^{4,5)}。

次いで、Autodesk Meshmixer software (San Rafael, California) を用いて、セグメンテーションした骨と軟骨の3Dモデリングを行った。爪先側と足首側の両方でセグメンテーションした楔状骨、舟状骨、立方骨を基準に、各組織の位置関係を決定し一つの3Dモデルに統合した。MR画像の撮影間隔は足の横幅約80mmに対して4mmのため、3DSlicerで構築されたモデルは、部分的な結合や抜け落ちが生じていた。そのため、解剖学的画像を参考に組織の修復と平滑化処理を施した。ポアント姿勢では足関節は動かず、趾節間関節はトウボックス内にある。以上の理由から、関節が大きく動くことはないため、軟骨は関節で接触する二つの軟骨を一体として関節を埋めるようにモデリングを行った。

また、HyperMesh 2021.1 (Altair Company, Troy, MI, USA) を用いて、中足骨と軟骨を対象に三次元六面体一次要素を作成した。中足骨以外の骨は二次元三角形一次要素を作成した。骨や軟骨の力

を受ける方向やそれぞれの接触面を考慮して要素を作成した。要素サイズはほぼ一定とし形状を立方体に近づけた。解析の際に裏返るのを防止するため六面体の面で力を受けるように調整した。

有限要素モデル(図2)は、足首と踵を構成する7個の足根骨、土踏まずを構成する5個の中足骨、14個の足先の指骨、さらに脛骨と腓骨の下部を合わせて28個の骨と、関節軟骨、および靭帯を考慮したモデルとした。ただし、種子骨は第一中足骨に結合されていると仮定し、独立したモデルとはしなかった。中足骨と軟骨は合計41991個の三次元六面体一次要素、他の骨は合計76694個の二次元三角形一次要素で定義した。

さらに、Abaqus 6.10 software (Dassault Systemes Simulia Company, Providence, RI, USA) を用いて、有限要素モデルの定義と解析を行った。有限要素モデルは剛体と弾性体で定義した。骨は軟骨と比較して硬いため剛体と定義したが、怪我が発生しやすい中足骨は線形弾性の等方性材料としてヤング率7300MPa、ポアソン比0.3と定義した⁷⁾。軟骨は線形弾性の等方性材料としてヤング率10MPa、ポアソン比0.4と定義した⁸⁾。靭帯はトラス要素としてヤング率260MPa、ポアソン比0.4と定義した⁹⁾。撮影時のポアント模擬姿勢と同様に脛骨と腓骨の並進自由度と回転自由度を完全に

拘束し、爪先から x 軸の負の方向に荷重した。中足骨以外の骨は y 軸の並進と x, z 軸の回転の自由度を拘束した。爪先に x 軸負の方向に約 $5N$ の荷重を与えた。各組織の接触・結合は、接触する二つの軟骨を一体としてモデリングしたため、モデリングした骨と軟骨の表面のノードを接触面として定義し結合させた。骨への靱帯の付着は、靱帯の端点のノードを中足骨の表面のノードに直接結合して固定することで定義した。近くに位置する骨、軟骨、靱帯の構成要素同士の接触を定義し変位したときのすり抜けを防止した。

足部有限要素解析モデルの構築とそれを用いた解析のほか、ポアント姿勢の動作計測、バランス評価実験も実施した。MR 画像撮影に協力した同一のダンサーに対して、十分なウォームアップを経て日常使用しているトウシューズを着用してもらい、両脚支持でポアント姿勢を保持してもらった。さらにバレエの一番ポジション（下肢の外旋位で両踵を接触させた立位姿勢）で、約 $3m$ 先の目印を見据えポアントし両手を腹部の前に保持させた（図 3）。1 回の試行は 5 分とし、計 3 回行った。試行間では約 1 分の休憩をはさんだ。

全身の解剖学的特徴点（54 点）に貼付した反射マーカーと、12 台の赤外線カメラ（Oqus 300, Qualisys, Sweden）を用い、マーカーの 3 次元座標を取得した。さらにカメラと同期させた床反力計 2 台（9286BA, Kistler Inc., Winterthur, Switzerland）で各足に作用した床反力を計測した。カメラ、床反力計のサンプリング周波数はそれぞれ $200Hz$ 及び $1000Hz$ であった。

各試行でバランス保持時間が最も長かった区間の分析を行った。分析区間のマーカー座標は 2 から $6Hz$ 、床反力及び足趾への圧力データは $150Hz$ のカットオフ周波数でバターワースローパスフィルタを施した。フィルタ処理後のマーカー座標と、日本人アスリートの身体特性係数⁶⁾を用いて、全身の重心位置を算出した。また母指球の

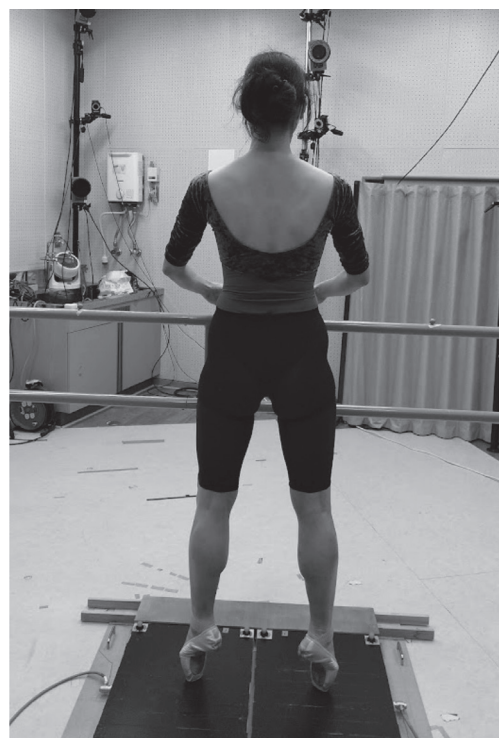


図3 ポアント動作分析実験の様子

反射防止用の黒いシートを貼った床反力計の上にバレエの一番ポジションでポアント姿勢を保持する。床反力計は足に作用する力やその圧力中心位置を求めることによって、全身に対してどのように力を作用させバランスを保持していたかを分析するために用いた。

内側（MP1）および第 5 趾中足骨骨頭（MP5）の側方、第二趾中足骨と基節骨の間隙（MP2）、および踵骨突起に貼付したマーカーから、MP2 を原点とする足の座標系を設定した。足の長軸（MP2 から踵骨突起へ向かうベクトル）、足の内外側軸（MP5 から MP1 へ向かうベクトル）及び足の甲－足底軸（長軸と内外側軸に直交するベクトル）に投影した床反力を算出した。

2. 研究結果・実験結果

荷重有りの撮影では、普段行うポアントの動作よりも長い時間制止する必要があるがわずかに被写体の足部が動いたが、解析上の問題はなかった。

荷重無し・荷重有りにおける撮影の画像を比較したところ、趾節間関節は伸展位、中足趾節関節

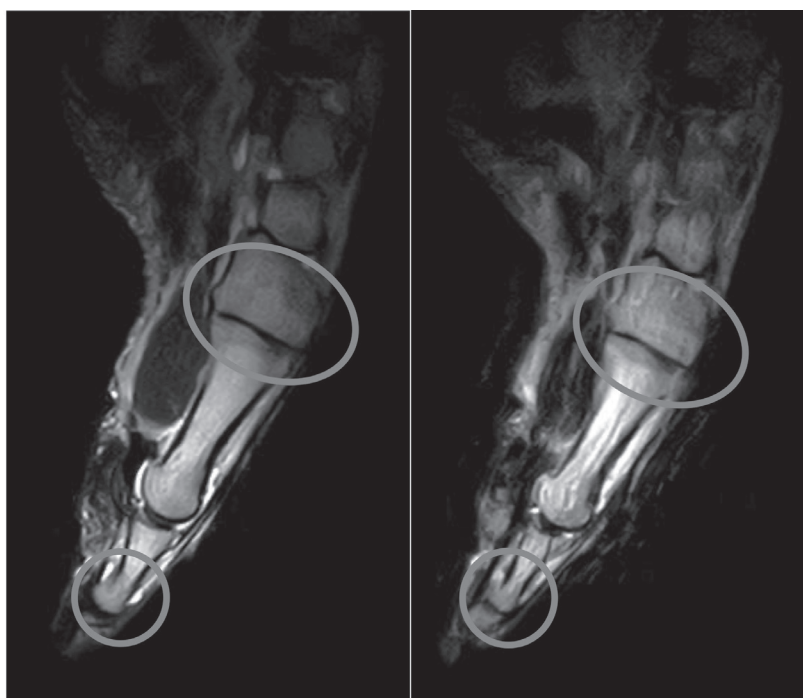


図4 第一中足骨中央レベルで撮影撮影された矢上面のMR画像. 左:荷重無し 右:荷重有り
丸内に示された関節では, 荷重有りの画像では, 荷重無しの画像よりも関節間距離が減少していることが確認できる.

は屈曲位, 足関節は底屈位となっていた (図 4)。

次いで, 有限要素解析の結果を見ると軟骨では趾節間関節軟骨の応力が大きく, x 軸負の方向に圧縮され変形した. 中足骨では, 端部に比べて細い中央部の応力が大きかった. 第二中足骨の応力が最も大きく (0.67MPa), 次いで第一中足骨, 第三中足骨の応力が大きかった (それぞれ 0.17, 0.07MPa). 足部全体は x 軸負の方向に大きく変位した. 特に趾節間関節軟骨や末節骨の変位が大きく, 同関節が屈曲位へと変化した.

バランス保持動作実験の結果について, 3 回のバランス保持時間の平均は 10.9 ± 7.9 秒であった. 好みの軸足である左脚の足圧中心を見ると, 足内外側方向では内方向, すなわち第一趾側に, 足甲-足底方向は負の値, すなわち足底側に位置していた (図 5 左). 足圧中心の 3 回分の平均位置は, 第二趾先端を原点に第一趾方向に 0.44 ± 0.3 cm, 足底方向に 1.3 ± 0.0 cm のところとなった.

左脚に作用した床反力は, 第二趾と第三趾の間を甲側に抜けるように作用していた (図 5, 左および中央). 3 回の平均では, 足の甲方向に 168.0 ± 5.2 N, 第一趾方向に 2.5 ± 4.9 N, 長軸方向に 245.9 ± 4.7 N 作用していた.

全身重心は合成足圧中心を前後するように動揺していた (図 5 右). 合成足圧中心と全身重心の相互相関分析の結果, 位相ずれなく正の相関が見られた ($r=0.91, p=0.02$) .

3. 考 察

荷重無し・荷重有りの MR 画像を比較すると (図 4), 荷重により軟骨が圧縮され変形し関節間の距離が減少していることや, 足部屈曲部がより底屈し足底の脂肪が圧縮されていた. 足部の各関節の動きやバレエのポアントの練習で行う甲出しの動作と同じ感覚であったという被験者の内省から, 荷重装置によってポアント時と同様に爪先に

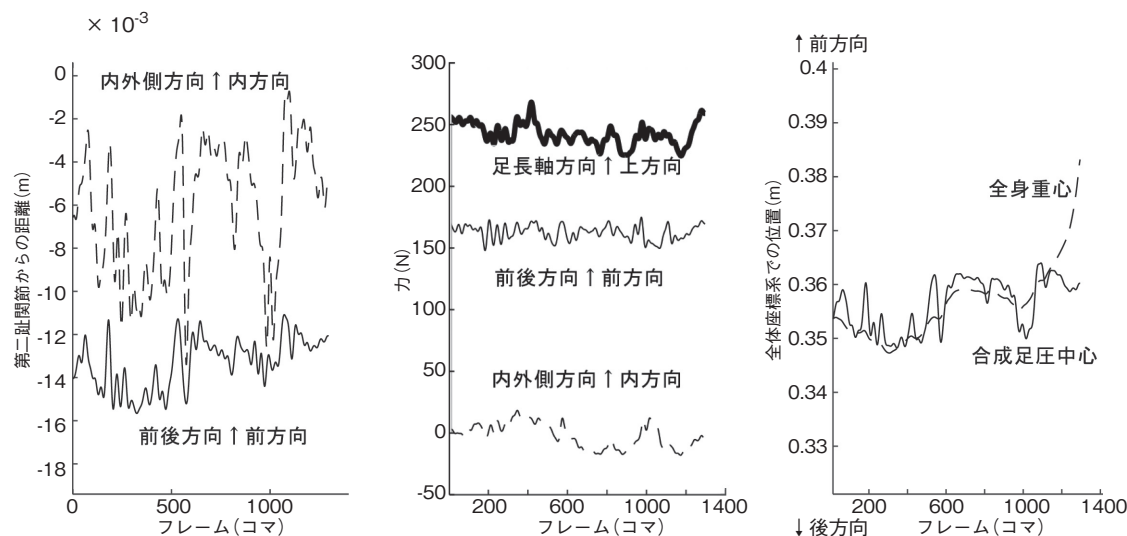


図5 左足に作用した床反力の解析結果. 左: 第二趾先端を原点とした左脚足圧中心位置. 中央: 左足座標系に投影した同足部への床反力. 右: 合成足圧中心位置と全身重心位置. 各図の横軸のフレーム(コマ)数は200Hzのサンプリング周期で測定した離散時間のデータ数を表す.

力が作用し、ポアント姿勢を模擬できていたと考えられる。

次いで、有限要素解析結果について検討する。応力の結果から、中足骨はアーチ状に足の甲方向へ凸に曲がるように変形する力が作用していることが観察された。また第二中足骨にかかる応力が最も大きかった。中足骨は足部の骨の中で最も長く、中央部が端部に比べて細い形状をしている。今回の被験者は第二趾が最も長くその先端に荷重を受けやすいことや、ポアント時の足部の変形、骨形状などの原因により、第二中足骨中央部への応力が大きくなったと考えられる。このことが同中足骨骨折の原因となる可能性が推測される。

変位の結果から、ポアント姿勢保持時は荷重位置に近い足趾が屈曲と圧縮の力を受け足部が変形することがわかった。ポアント姿勢保持時は足部が外旋した状態であるため第一・二趾が屈曲すると、足関節内反捻挫に繋がる可能性が推測される。

有限要素解析の結果はMR装置内での荷重実験時に撮影された足部組織の変形・変位と一致した。本研究の足部有限要素モデルはポアントモデルとして適正であると考えられる。

さらにポアント姿勢計測結果について検討する。図5に示すように両脚支持によるポアント姿勢保持時は、第二趾と第三趾の間で足を甲側に押し広げるように体幹の腹側で床反力が作用していることが観察された。また体重の約半分である鉛直方向の力は、足の長軸方向だけでなく、甲側へ押し出す力、第一趾へ横ずれさせる力としても作用した。これらのことから、ポアント時に第二中足骨長軸方向に作用する力は、体重の半分以下となることが推測された。

足圧中心位置は図5右に示すように、全身重心位置の周囲を振動的に移動していた。このとき、波形平滑化のカットオフ周波数は足圧中心と全身重心の両信号で同一とする。また、重心と足圧中心の動きに位相ずれがないことから、体幹をできるだけ固定するため、小さい足部接地面の中で大きな圧力を振動的にかけて微調整を行うという姿勢保持戦略を取っていることが推察された。

ポアントシューズは先端部が中足趾関節回りよりも狭い。実験結果から、爪先部では全身の重心が後方へ動揺したときに約25Nの力が第二・三趾の間から第一趾側に向かって作用していた(図

5 中央, 250 フレーム付近). よってギリシャ型の足形状のダンサーは母趾外転筋が適切な力を発揮できていなければ, 外反母趾を招く可能性があるといえる. トウシューズ着用によって外反母趾が引き起こされるエビデンスはないとされているが¹⁰⁾, 本研究結果からその可能性がないとはいえない. また, 先行研究ではトウシューズ着用に向き足型では足圧中心の横方向の動揺が大きいとされていたが¹¹⁾, 本研究では前後方向の動揺が明らかに大きかった. 足型によってバランス保持戦略や足部への力学的負荷が異なることが示唆された.

4. まとめ

本研究では, ポアント姿勢保持時の足圧中心位置及び足に作用する力の測定, MR 画像を撮影し, その画像から有限要素モデルの構築及び骨や軟骨の応力・変位解析を行った. ギリシャ型のダンサーについて, ポアント姿勢保持時の爪先部に作用する力の場所やその作用方向, 中足骨や関節軟骨での圧縮や屈曲の負荷, さらに母趾外転筋の適切な力発揮の必要性や, 大きな前後方向の動揺の問題が明らかとなった. これらの知見はポアント姿勢による障害の予防にも役立つであろう. 今後は他の足型の被験者に対しても研究を行い, 足型の違いによるバランス保持動作戦略や足部への力学的負荷の違いを検討することが必要だと考える.

謝 辞

本研究に対して研究助成を賜りました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に心よりお礼申し上げます.

文 献

- 1) Weiss D.S., Rist R.A., Grossman G.: When can I start pointe work? Guidelines for initiating pointe training, *Journal of Dance Medicine & Science*, **13** (3), 90-92 (2009)
- 2) Smith T.O., Davies L., de Medici A., Hakim A., Haddad F., Macgregor A.: Prevalence and profile of musculoskeletal injuries in ballet dancers: A systematic review and meta-analysis, *Physical Therapy in Sport*, **19**, 50-56 (2016)
- 3) Albisetti W., Perugia D., De Bartolomeo O., Tagliabue L., Camerucci E., Maria Calori, G.: Stress fractures of the base of the metatarsal bones in young trainee ballet dancers, *International Orthopaedics*, **34**, 51-55 (2010)
- 4) Kahle W., Leonhardt H., Platzer, W.: 越智淳三 (訳), 解剖学アトラス, 文光堂, 8-14, 108-115 (1998)
- 5) Schunke M., Schulte E., Schumacher, U.: 坂井建雄, 松村譲児 (訳), プロメテウス解剖学アトラス 解剖学総論／運動器系, 医学書院, 448-465 (2011)
- 6) Ae M., Tang H., Yokoi, T.: Estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes, Society of Biomechanics (Ed.), *Biomechanisms*, **11**, 23-33 (1992)
- 7) Nakamura S., Crowninshield R.D., Cooper R.R.: An analysis of soft tissue loading in the foot--a preliminary report, *Bulletin of Prosthetics Research*, **18** (1), 27-34 (1981)
- 8) Schreppers G.J.M.A., Sauren A.A.H.J., Huson A.: A numerical model of the load transmission in the tibio-femoral contact area, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: *Journal of Engineering in Medicine*, **204** (1), 53-59 (1990)
- 9) Siegler S., Block J., Schneck, C.D.: The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint, *Foot and Ankle International*, **8** (5), 234-242 (1988)
- 10) Davenport K.L., Simmel L., Kedal N.: Hallux valgus in dancers: a closer look at dance technique and its impact on dancers' feet, *Journal of Dance Medicine & Science*, **18** (2), 86-92 (2015)
- 11) Kizawa M., Yasuda T., Shima H., Mori K., Tsujinaka S., Neo M.: Effect of toe type on static balance in ballet dancers, *Medical Problems of Performing Artists*, **35** (1), 35-41 (2020)