40S 3次元足部関節挙動計測によるシューズの安定性評価

The evaluation of shoe stability based on the measurement
of three-dimensional foot joints movements

○ 田中 孝敏 (東工大)

正 宇治橋 貞幸 (東工大)

正 持丸 正明 (産総研, CREST)

河内 まき子 (産総研, CREST)

Takatoshi TANAKA, Tokyo Institute of Technology, 2-12-1, Ohokayama, Meguro-ku, Tokyo

Sadayuki UJIHASHI, Tokyo Institute of Technology

Masaaki MOCHIMARU, Digital Human Research Center, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)
CREST, JST (Japan Science and Technology Corporation)Makiko KOUCHI, Digital Human Research Center, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)
CREST, JST (Japan Science and Technology Corporation)

In order to develop a kinematic/kinetic model of shoe stability, the relationship between the physical property of shoe sole material and the rearfoot movement must be known. To clarify this relationship, the 3D motion of the shank and the rearfoot was measured for the self controlled speed running on the hard and soft surface which imitated the shoes sole. Subjects were 4 volunteers. The 3D joint angles in the Joint Coordinate System were calculated and the differences between the 2 surface conditions were examined. The maximum eversion angle on the soft surface mat was significantly larger than that on the hard surface in all subjects. Two subjects were landing at the rearfoot, others were landing at mid or forefoot. It was found that the maximum abduction angle on the soft surface was significantly larger than the hard surface for mid/fore foot runners. It was speculated that the differences in rearfoot movements were caused by the loading to the calcaneus. The results of plantar pressure distribution during the running supported this speculation.

Key Words: Sports Engineering, Running Shoe, Stability, Foot Joint Movement, 3D Measurement

1. 緒 言

ランニング・シューズにはフィット性, 耐久性, 屈曲性, 通気性, 軽量性, 安定性, クッション性, 摩耗性等といった様々な性能がある。中でも安定性は, ランナーが不快に感じるようなぐらつきを防ぎ, 足部関節の過度な変形が原因で起こる傷害の防止の観点から重要な性能である。しかしランナーがどのような条件からぐらつきを感じているのか明らかになっておらず, シューズの安定性を客観的に評価することが難しい状況にある。シューズの安定性に関連した研究としては, 走行姿勢を後方から撮影した画像から得られるアキレス腱角度を指標とする研究がある⁽¹⁾。これは走行時の足部関節内外反角度の変化が安定性と関連することを示すものである。ただ, 足部関節は非常に複雑な構造をしており, 後方から観測した前額面内での内外反角度だけでは十分な解析とは言えない。そこで本研究ではモーションキャプチャシステムにより詳細な足部関節の3次元角度の変動を計測し, より多面的な分析を行うこととした。先行研究より, ミッドソールがかたいシューズをランナーが安定性がよいと感じることが明らかになっている⁽²⁾。そこで本研究では走行中の足部関節3次元角度がサーフエスカたさの違いによってどのように変わっていくかを明らかにし, それらをもとにシューズ安定性評価について検討を行った。

2. 足部3次元運動計測

2.1 実験方法

2種類のかたさのサーフエスを用意し, その上を走るとき

の足部関節3次元角度を計測した。運動計測には, 時分割発光型のマーカーを体表面に取り付け, 複数台のカメラでそれを検出するモーションキャプチャシステム (Visualize 3000, Phoenix Technologies 社) を用いた。実験は室内の走行路 (約10 m) で行った。走行路には EVA 材 (Asker-C Hardness 32 厚さ 15 mm) を敷き詰め, 運動計測装置の計測エリアの床材のみを変更した。計測エリアまでの助走距離は約 5 m である。やわらかいサーフエス条件は, 走行路と同一の EVA 材とし, かたいサーフエス条件は EVA 材の代わりに, 同一厚さの足圧分布計測装置 (emed-ST, novel 社, Asker-C Hardness 74) を設置し, その上に着床するようにした。ランニング速度およびランニングフォームについては特に指定せず, ランナーに好きなように走らせた。

被験者は4名。年齢 21~22 歳, 成人男性, 被験者 2 は競技者であった。各被験者につき, ランニング動作 6 試行と静止立位 1 姿勢を計測した。ランニング動作時には 6 個のマーカーを発光させ, 238 Hz で計測した。運動中の下腿と足部の相対運動を知るには, 足部関節を構成する下腿部脛骨座標系と足部踵骨座標系の方向余弦が計測できればよい。このためには, 下腿部と足部に, それぞれ 3 つ以上のマーカーを貼り付ける必要がある。Fig.1 における●印は, ランニング動作時に計測したマーカーの位置である。一方, これらのマーカーから, 各座標系の方向余弦を精度良く計測するには, マーカーの隠れが起きず, かつ, マーカー間の距離が十分離れていてマーカーを貼り付けた部分での皮膚変形が小さくなければならない。さらに, 関節角度を個人間で比較するには, 解剖学的な対応付けも必要となる。これらをすべて同時に満足することは難しい。そこで, 運動中のマーカーには解剖学的対応関係を考慮せず, 精度と安定性のみを考慮するとした。

Fig.1 Definition of the calcaneus and tibia coordinate system (right foot)

Fig.2 The definition of the Joint Coordinate System in foot joint

そして、運動中のマーカと解剖学的特徴点との相対的位置関係を知るために、さらに解剖学的特徴点の位置に4個のマーカを加えた。計10個のマーカの3次元位置を、静止立位姿勢で計測した。Fig.1における○印は静止立位状態の計測で加えた4つのマーカの位置である。

2.2 足部関節3次元座標系定義

足部関節3次元角度を算出するための脛骨座標系、踵骨座標系を下記のように定義した。

脛骨座標系：Zt軸—内果・外果を結んだ直線方向

Xt軸—Zt軸と内果・外果中点と脛骨外側顆を結んだ直線の外積方向

Yt軸—Zt軸, Xt軸の外積方向

踵骨座標系：Xc軸—脛側中足骨頭・腓側中足骨頭の中点と踵点を結んだ直線方向

Zc軸—絶対座標鉛直方向上向きとXc軸の外積方向

Yc軸—Xc軸とZc軸の外積方向

2.3 足部関節角度算出方法

静止立位時のマーカの配置と脛骨座標系および踵骨座標系をFig.1に示す。足部関節は距腿・距骨下関節を一体と見なし、脛骨座標系と踵骨座標系の相対的な内反／外反(Inversion/Eversion), 内転／外転(Adduction/Abduction), 底屈／背屈(Plantar Flexion/Dorsi Flexion)方向の回転角度を算出した。関節角度は関節座標系(Grood, Suntay 1983)⁽³⁾⁽⁴⁾⁽⁵⁾を用いて算出した。Fig.2にその概念図を示す。脛骨座標系の単位方向ベクトルをEtx, Ety, Etz, 踵骨座標系の単位方向ベクトルをEcex, Ecy, Eczyとすると、関節座標系(Joint Coordinate System)の単位方向ベクトルEjx, Ejy, Ejzは次の通りである。

$$\begin{aligned} E_{jx} &= E_{jy} \times E_{jz} \\ E_{jy} &= E_{cy} \\ E_{jz} &= E_{tz} \end{aligned} \quad (1)$$

ここで, $\times$: Symbol for vector cross product.

関節座標系を用いた内反/外反方向 (α), 内転/外転方向 (β), 底屈/背屈方向 (γ) の回転角度は, 次式で算出される.

$$\begin{aligned} \alpha &= \arccos(E_r \cdot E_{jy}) \cdot \text{sign}(E_{jy} \cdot E_{jz}) \\ \beta &= \arccos(E_{jx} \cdot E_{cx}) \cdot \text{sign}(E_{jx} \cdot E_{cz}) \\ \gamma &= \arccos(E_{tx} \cdot E_{jx}) \cdot \text{sign}(E_{ty} \cdot E_{jy}) \end{aligned} \quad (2)$$

ここで, E_r : E_{jx} と E_{jz} の外積方向

$\text{sign}(x)$: $x < 0$ のとき -1

$x > 0$ のとき 1

3. 実験結果

それぞれのサーフェス条件に対して, 各試技の全フレームの平均角度を算出し, それら全試技の値について平均値を求めこの平均値に近い試技のデータを中央値(Median)として作図した⁽⁶⁾. 中央値は, おおよその踵接地点をマーカー 1 の絶対

座標 および関節角度曲線の挙動から判断し, その 0.04 秒前から示した.

3.1 サーフェスカたさと最大外反角度

Fig.3は被験者1の走行中におおよその足部が接地したところから離地するまでの足部関節角度曲線および踵骨の床座標系に対する角度曲線を示したものである. やわらかいサーフェスに着床した際の方が踵接地から最大背屈が起こるまでの間の最大外反角度(Maximum Eversion)が大きいことがわかる. この傾向は他の被験者についても共通の傾向であった. この観察結果を統計的に検証するために1元配置の分散分析を行った. Table1はその検定結果である. この結果, どの被験者でも2条件下で最大外反角度が有意に異なっていた. Fig.3より床座標系に対する踵部側方傾斜角の着床直後における振幅の大きさは足部関節角度の内反/外反方向の振幅にほぼ一致していることがわかる. このことから着床直後の外反方向の回転は踵骨が側方に傾斜することによっておこり, サーフェスのかたさを変化させた際に足部関節の最大外反角度が変化する現象は踵骨下面に働く荷重が内側が外側より大きくなっているためであると考えられる.

Fig.3 Overall median trial for subject 1

3.2 サーフェスカたさと最大外転角度

被験者 2 および 4 についてやわらかいサーフェスに着床した場合の方が最大外転角度(Maximum Abduction)が大きくなっていることが観察された。Table 1 に示すように、この傾向は統計学的にも検証された。Fig. 4(a)のように、被験者 4 は着床直後に大きく外転している。しかし、Fig. 4(b)より床座標に対する着床直後における踵部水平面内回転の振幅は明らかに小さい。同様の傾向は被験者 2 にもみられた。このことから両被験者の着床後の外転は脛骨が水平面内内側に回転することにより生じていることが分かる。またやわらかいサーフェスに着床した場合の方が脛骨が大きく回転していることから、より大きい回転トルクが脛骨に働いているものと考えられる。

Table 1 Results of analysis of variance

Rotative Direction	Result of F-test			
Maximum Eversion	**	**	*	**
Maximum Abduction	ns	**	ns	*
Maximum Plantarflexion	ns	ns	ns	*

subject 1 subject 2 subject 3 subject 4

**: $p<0.01$, *: $p<0.05$

3.3 走行中の踵骨挙動に関する力学的考察

Fig. 3 (a), (c)より、被験者 1 は着床直後に大きく底屈方向、外反方向に回転している。踵骨の床座標系に対する角度曲線からも着床直後に後方向、外側方向に傾斜し、その後、前方向、内側方向に回転していることがわかる。被験者 3 にも同様の傾向が見られた。

このことから、着床時に大きな荷重が踵部に働いており、長足底靱帯、三角靱帯脛踵部といった部分に大きな引っ張り荷重が働いているものと考えられる。

Fig. 6 に被験者 1, および 2 の着床時の圧力分布中心の軌跡を示す。この図から被験者 1 が踵部分から着床し、大きな荷重が踵部に働いていることが分かる。すなわち、被験者 1 および 3 は踵から着床する走法(Rearfoot Running)をしていると考えられる。

Fig. 5 のように被験者 4 は被験者 1, 3 のような着床直後の踵部側方傾斜、踵部前後方向傾斜は見られない。この被験者は着床時に踵部に働く衝撃荷重は非常に小さく、その代わりに他の被験者に比べて大きな衝撃荷重が中足部に働いているものと考えられる。このことから被験者 4 は前足部から着床する走法(Forefoot Running)をしていると考えられる。

Fig.4 Median trial(Ad./Ab.,Int./Ext.) for subject 4

Fig.5 Median trial (Lat./Med.,Ant/Post) for subject 4

被験者2は着床直後に大きく外反し、踵骨も外側方向に傾斜している。しかし底屈方向への回転、踵部前後方向傾斜は見られなかった。内転/外転方向の振幅は被験者1および3より大きなものとなった。このことから、被験者2は着床時に踵部、中足部の両方に衝撃荷重が分散して働いているものと考えられる。Fig. 6から被験者2の圧力分布中心の軌跡が中足部外側からはじまり、軌道が踵骨下部と母子球下部の間を通っていることから荷重が中足部、踵部に分散していることが分かる。すなわち、被験者2は足全体で着床する走法(Midfoot Running)をしていると考えられる。

3.4 足部関節角度と衝撃吸収

以上の結果から足部関節角度はやわらかいサーフェスに着床した方が大きくなる傾向がみられた。

しかし、足部に伝わる衝撃エネルギーはかたいサーフェスに着床した場合の方が大きい。一般に着床時の衝撃は筋収縮による力と逆方向に筋肉が伸び、負のエネルギーを発生させることにより吸収されていると言われている。すると足部に働く衝撃エネルギーが大きいかたいサーフェスに着床した際の方が関節角度の振幅は大きいはずである。しかし結果からはそのような傾向は見られなかった。

この結果から足部関節周りの靱帯が着床時の衝撃エネルギーを吸収する能力は、膝関節周りの筋肉などに比べて小さいのではないかと考えられる。つまり、足部関節は衝撃吸収の機能をあまり含んでおらず、足部のぐらつきは、傷害の要因になると考えられる。このぐらつきや傷害を防ぐことがランニング・シューズに求められる安定性である。このことから、足部関節角度はランニング・シューズの安定性を判断する指標として有効であると考えられる。

4. 結論

本研究では、足部に関節座標系を定義し、解剖学的意味を持つ足の姿勢を表す3次元角度を定義し、この定義に基づきランニング動作時における足部関節の姿勢を計測した。その結果、着床するサーフェスのかたさを変化させると、足部関節の3次元角度が変化することが分かった。この足部の3次元角度の変動は踵部のぐらつきを表しており、シューズあるいはサーフェスの安定性評価指標として有効であることが示唆された。このことから、どのようなメカニズムで足部関節3次元角度の変動が起こるのかを明らかにすることができ、足部の傷害メカニズムの解明にもつながることが期待できる。

Subject 1 Subject 2
Fig.6 The Truck of Center of Pressure

文献

- (1) Benno M.Nigg, M.Morlock, The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact force, *Medicine and Science in Sports and Exercise* Vol.19 No.3 (1987) 294-302.
- (2) Katsumasa Tanaka, Hayata Uwai, Sadayuki Ujihashi, A method of measurement and evaluation of the mechanical properties on the stability of running shoes, 6th Symposium on Footwear Biomechanics(2003), 93-94.
- (3) E.S.Grood, W.J.Suntay, A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee, *Journal of Biomechanical Engineering* Vol.105 (1983) 136-144.
- (4) Robert W.Soutas-Little, Glenn C.Beavis, Mary C.Beavis, Mary C.Verstraete, and Trena L.Markus, Analysis of foot motion during running using a joint co-ordinate system, *Medicine and Science in Sports and Exercise* Vol.19 (1987) 285-293.
- (5) Nigg, B.M., Cole, G.K., Wright, I.C., Optical Methods, *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*, WILEY (1999), 302-331.
- (6) M.C.Carson, M.E.Harrington, N.Thompson, J.J.O'Connor, T.N.Theologis, Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis, *Journal of Biomechanics* Vol.34 (2001) 1299-1307.