

D-15

サッカーにおける第五中足骨疲労骨折に関する 力学的評価指標の検討

Mechanical Evaluation Index of Fifth Metatarsal Stress Fracture in Soccer

杉崎 墨^{*1}, ○学 宮崎 祐介^{*1}佐保 泰明^{*2}, 立石 智彦^{*3}Rui SUGIZAKI^{*1}, Yusuke MIYAZAKI^{*1}Yasuaki SAHO^{*2} and Tomohiko TATEISHI^{*3}^{*1} 東京工業大学 Tokyo Institute of Technology^{*2} 帝京大学 Teikyo University^{*3} 同愛記念病院 Doai Memorial Hospital

Fifth metatarsal stress fracture occurs frequently in soccer. Many researches about occurring the injury have been conducted, however, they mainly focus on structure of feet or plantar pressure under fifth metatarsal bone. Therefore, the value and occurring mechanism of stress on the bone has not been clear. In this study, we conducted finite element analysis of movements in soccer using a foot finite element model and clarified stress at fracture position. Then, some mechanical parameters which have correlation with stress were found. Firstly, we conducted subjects experiments of 8 movements which occur frequently in soccer to define boundary conditions for finite element simulations. Foot motion, reaction force and plantar pressure distribution of 2 Subjects were measured in the experiments. After that, finite element analyses were conducted in cases of 3 movements, which are inside step, acceleration, cross step, by inputting measured data as boundary conditions for the foot finite element model. As a result of simulations, max principal stress at fracture area showed higher in acceleration case. However, considering duration time, the inside step case showed the highest value in 3 movements. In addition, it was found that each movement had different physical parameters which showed high correlation with stress at the fracture area; forefoot internal rotation, plantar pressure under fifth metatarsal bone or thenar.

Key Words : Sports engineering, Bone and cartilage, Medical engineering, Muscle and skeleton, Injury biomechanics, Human engineering, Biomechanics, Fifth metatarsal stress fracture, Finite element method

1. 緒 言

サッカーは国際的に非常に人気の高いスポーツであるものの、競技によって発生するスポーツ傷害に苦しむ選手がいるという現状がある。その中の一つが疲労骨折である。疲労骨折とは、一度の強い衝撃によって起きる一般的な骨折とは異なり、繰り返しかかる弱い力によって発生する。そのため常に体重を支えている下肢に好発部位が集中しており、特にサッカーにおいては第五中足骨疲労骨折(図 1.1)が多く発生するという報告がなされている(Boulton, et al., 2009)。骨折箇所は近位骨幹部に集中しており、この位置の骨折は血液の供給が乏しく保存的療法で骨癒合しても再発するケースが多く、予後がより良好なスクリューによる内固定手術が推奨されている。しかし、術後のリハビリによって競技から長期間離れなければならず、手術を行っても再発するケースもあるため、本傷害の発生メカニズムの解明や適切な予防法が求められている。

本傷害の発生メカニズムに関する従来研究は数多く存在するものの、既往歴の有無によって静的な足部構造の特徴や動作中の足底圧分布にどのような差異が見られるかといったものが多く、シューズ内の足部変形挙動や

第五中足骨表面の応力分布を明らかにした研究は少ない。そこで本研究では、サッカー動作の計測実験を行い動作中の床反力、足底圧分布、足部運動を計測し、それらのデータを用いて有限要素解析を行うことで第五中足骨にかかる負荷を算出した。さらに、それらの負荷を発生させる要因となる力学的パラメータを複数同定し、負荷の発生メカニズムを明らかにした。



Fig.1.1 Fifth metatarsal stress fracture

2. サッカー動作計測実験

2・1 実験概要

3章で行うサッカー動作再現シミュレーションに境界条件として入力するデータを取得するために、競技中に頻繁に起きる動作を人工芝を設置した実験室で再現し計測を行った。2名の被験者を対象に、8種類のサッカー動作を計測対象とした。各試技について、モーションキャプチャによる動作計測、足底圧分布計測、床反力計測を行い、動作を行う様子をハイスピードカメラで撮影した。なお、本研究プロトコルは東京工業大学人を対象とする研究倫理審査委員会より承認されている。

2・2 被験者

既往歴のある大学生サッカー選手2名を被験者とした。表2.1に被験者の情報を示す。

Table2.1 Subjects list

Subject ID	Height [cm]	Weight [kg]	Age	Dominant foot	M.H.
Subject 1	170	58	20	Right	Right
Subject 2	170	62	19	Right	Left

2・3 計測動作

計測の対象とする動作は、プレー中に起きる頻度調査および既往歴のある選手へのインタビューを通して、傷害発生に影響を及ぼすと考えられるものを選定した。その結果、正面方向への助走から、ストップして後方に下がる動作(動作A)、5方向の切り返し動作(動作B,C,D,F,G)、前方向へ加速する動作(動作E)、単純なランニング動作(動作H)の計8動作について計測を行った(図2.1)。

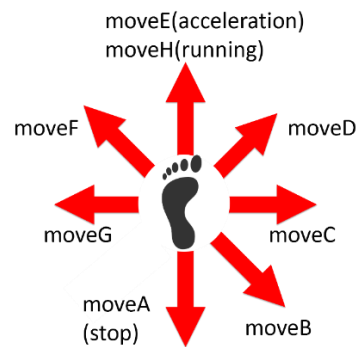


Fig.2.1 Measured movements

2・4 実験環境及び装置

本実験は、帝京大学のモーションキャプチャシステム (VICON MOTION SYSTEMS, VICON 社), 7 台のモーションキャプチャカメラ(MX3+, VICON 社)と 4 枚の床反力計(AMTI 社)からなる計測システムを備えた実験室に人工芝を敷設して行った(図 2.2). モーションキャプチャでは被験者の足部に貼付した 10 点のマーカ(図 2.3)の三次元座標を, 床反力計では床反力中心の平面位置, 3 軸方向の床反力, 自由モーメントを計測した. さらに, 足底圧分布を計測するためにインソールセンサ(pedar, novel 社)を用いた. このセンサは, 足底を 99 エリアに分割し, そのそれぞれで発生した足底圧を計測することが可能である(図 2.4).



Fig.2.2 Experiment condition



Fig.2.3 Markers position

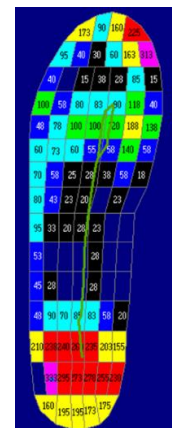


Fig.2.4 Insole sensor

3. サッカー動作再現シミュレーション

3・1 足部有限要素モデル

サッカー動作再現シミュレーションに用いるために足部有限要素モデルを構築した(図 3.1). このモデルは皮膚, 軟組織, 骨, 靭帯, 足底腱膜がそれぞれモデル化されており, 同愛記念病院から提供された患者の CT 画像から各パートの形状を, 文献から物性値を取得した. まず, 医用画像編集用ソフトウェアを用いて, 前額面のスライスから足部全体を図 3.2 のように指定することで足部全体の 3D 形状を取得し, 骨格形状を図 3.3 のように指定することで, 骨格の 3D 形状を取得した. 足部挙動を再現するために, 基節骨, 中足骨, 内側楔状骨, 中間楔状骨, 外側楔状骨, 立方骨と軟組織の間は節点共有を行わず, 接触定義を与えた. 接触定義のために骨と軟組織の間に空間が必要であったため, 基節骨, 第五中足骨以外の中足骨, 立方骨, 内側楔状骨, 中間楔状骨, 外側楔状骨, 立方骨を 1.1 mm 程度内側にオフセットしたメッシュを皮質骨のシェル要素(板厚 0.8 mm)とし, オフセット前のメッシュを接触用シェル要素とした. 第五中足骨は 1.1 mm 外側にオフセットし, オフセットしたメッシュを接触用シェル要素とした.

また、足部外周形状メッシュによって三角形シェル要素(板厚 1.5 mm)で皮膚の上皮をモデル化し、骨格外周形状メッシュによって三角形シェル要素で脛骨、腓骨、距骨、踵骨、舟状骨、中節骨、末節骨、種子骨の皮質骨をモデル化した。足部外周形状メッシュと基節骨、中足骨、内側楔状骨、中間楔状骨、外側楔状骨、立方骨の接触用シェル、脛骨、腓骨、距骨、踵骨、舟状骨、中節骨、末節骨、種子骨の皮質骨シェル要素との間を四面体ソリッド要素で軟組織をモデル化した。第五中足骨のみは、動作時の応力分布をより現実に近いものとするため、場所による皮質骨の厚みの変化を考慮したモデルを作成した。そのために、CT 画像から皮質骨と海綿骨の境界を取得し、それぞれの部分をソリッド要素でモデル化した(図 3.4)。

靭帯、腱膜は、ビーム要素でモデル化した。靭帯は、深奥中足靭帯、中足趾節関節の関節包、底側中足靭帯、底側足根中足靭帯、底側立方骨靭帯、短足底靭帯、長足底靭帯、背側中足靭帯、背側足根中足靭帯、背側楔間靭帯、背側踵立方靭帯、背側楔舟靭帯、二分靭帯の踵骨-立方骨間をそれぞれモデル化している。また、腱膜として足底腱膜をモデル化している。

モデル全体で、各要素タイプの要素数はビーム要素 379、シェル要素 33594、ソリッド要素 165661 となった。

皮質骨は弾性体とし、密度 2000 kg/m^3 、ヤング率は 15 GPa (Yamada, 1970)、ポアソン比は 0.3 とした。海綿骨は弾性体として密度 1000 kg/m^3 、ヤング率は 100 MPa (Yamada, 1970)とした。また、海綿骨は組織内が骨髓液で満たされているため、体積弾性率が水と等しくなるようポアソン比を 0.49206299 とした。第五中足骨以外の骨は剛体としてモデル化した。皮膚は弾性体として密度 1100 kg/m^3 、ヤング率 0.72 MPa (松村他, 2003)、ポアソン比は 0.49206299 とした。軟組織は非線形変形挙動を再現するために Ogden モデルとした。Ogden モデルの次数および指数は、次数 1、指数 20 とし(宮崎他, 2011)、せん断係数は $1.1724 \cdot 10^{-3}$ とした(前野他, 1997)。また、軟組織の密度は 1000 kg/m^3 とした。靭帯は圧縮時に力が生じないよう弾性ケーブルモデルとし、応力 σ 、ひずみ ε が式(3.1)に示す関係を満たすようにした(Abe, et al., 1996)。

$$\sigma = 137.66\varepsilon - 0.6744 \quad (3.1)$$

足底腱膜は、文献より線形弾性ケーブルとして 203.7 N/mm の剛性をもつようモデル化した(Kitaoka, et al., 1994)。

このようにして構築したモデルを model A とし、足部の変形を抑えるために以下の 2 点について変更を加えたモデルを model B とする。1 点目は靭帯の剛性を 137.66 MPa から 400 MPa に変更した点、2 点目は第五中足骨の近位端を立方骨に完全固定した点である。両モデルの実現象の再現性については 3・3 において述べる。

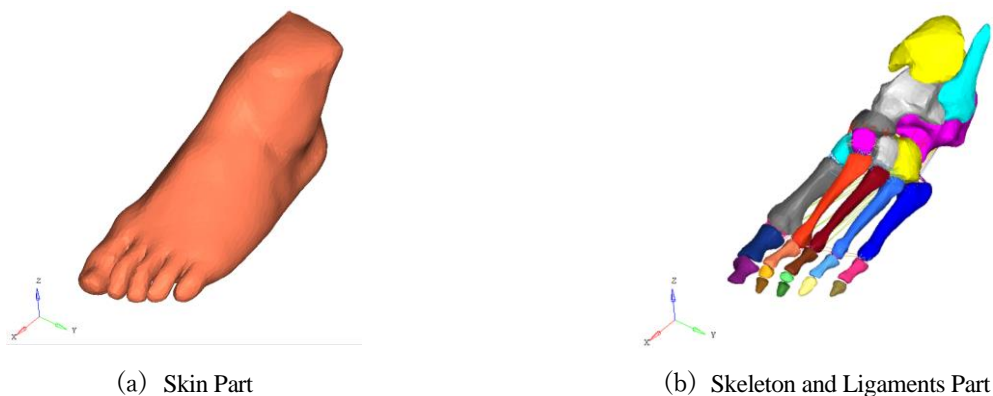


Fig.3.1 Foot Finite Element Model

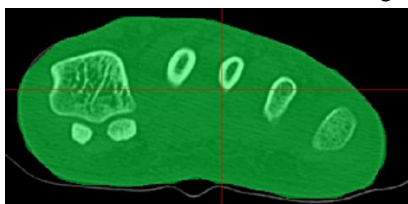


Fig.3.2 Outside shape of foot

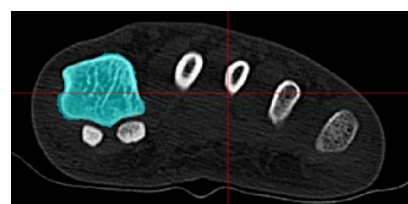


Fig.3.3 Outside shape of bone



(a) CT image of 5th metatarsal bone

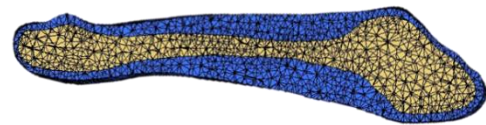
(b) FE model of 5th metatarsal bone;
blue is cortical, yellow is cancellous bone

Fig.3.4 Modeling 5th metatarsal bone

3・2 サッカー動作再現シミュレーションの境界条件

サッカー動作計測実験において取得したマーカの3次元座標、床反力、足底圧分布を足部有限要素モデルに入力するために、新たにシューズ座標系を定義する。シューズ座標系とは、まず踵骨後側部マーカから、母指MP関節の内側部マーカと第五中足骨遠位端外足部マーカの中点に向かってx軸を設定する。次に同じく踵骨後側部マーカから、踵骨後側部マーカ、母指MP関節内側部マーカ、第五中足骨遠位端外足部マーカの3点によって張られる平面に垂直で、かつ足首側を正とするようにz軸を設定する。最後に、右手座標系を成すようにy軸を設定した座標系である(図3.5)。接地瞬間の1フレームにおけるシューズ座標系をシミュレーションのグローバル座標系と一致させ、内果マーカ、外果マーカの中点の座標から並進運動を、任意の時刻に生成される新たなシューズ座標系との方向余弦を計算することで回転運動をそれぞれ取得し、その時刻歴を距骨にあたるパート(図3.6)に入力することで足部に強制変位を与えた。

また、計測された床反力および足底圧分布により足底に分布させる荷重について決定した。エリアごとの足底圧 P を、計測した足底圧の合計値で除し全体における各エリアの足底圧の比を求め、それに床反力の3分力 F を掛けることでエリアごとの荷重 L を求めた。この際、床反力が生じているにもかかわらず、足底圧が全エリアで0となる時刻がある。これは、測定に用いたインソールセンサの分解能が2.5 kPaであり、小さな足底圧を検知できていないことが原因だと考えられる。この対策として、全エリアの足底圧に分解能の5%である0.125 kPaの足底圧を加えた後に計算を行っている(式(3.2))。こうして求めたエリアごとの3方向の荷重を、99エリアに分けた足底の節点(図3.7)に与えた。サッカー動作計測実験で行った被験者1の動作C(以下、インサイドステップ)、動作E(以下、加速動作)、動作G(以下、クロスステップ)からモデルに入力する境界条件を取得し、サッカー動作再現シミュレーションを行った。

$$L_i(t) = \frac{P_i(t) + 0.125}{\sum_n^{99} (P_n(t) + 0.125)} F(t) \quad (3.2)$$

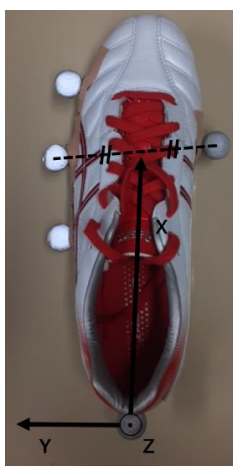


Fig.3.5 Shoes coordinate system

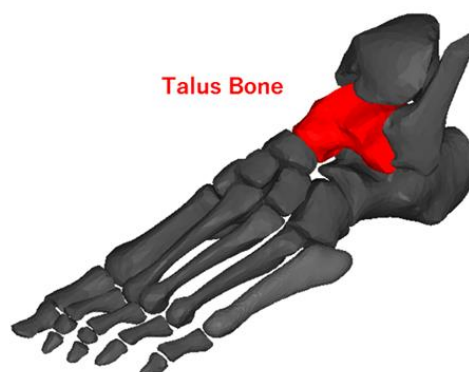


Fig.3.6 Talus bone position

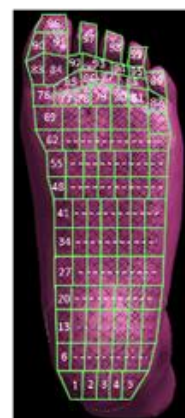


Fig.3.7 99 loading plantar areas of simulation model

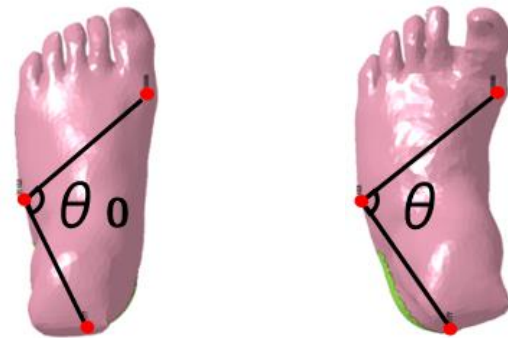
3・3 足部有限要素モデルの妥当性検証

本研究では動作時における足部の変形，特に前足部が内側に曲がる足部内旋運動(図 3.8)に着目してモデルの妥当性検証を行った．内旋運動の大きさを定量的に評価するために，内旋角 $\Delta\theta$ を式(3.3)のように定義した．ここで， θ_0 とは図 3.9 の3点(踵骨後側部，第五中足骨近位端外側部，母指 MP 関節の内側部)を結んだ際にできる角の接地前の， θ はその角の各時刻の大きさである．これら二つの差をとり内旋角 $\Delta\theta$ とした．

$$\Delta\theta = \theta_0 - \theta \quad (3.3)$$



Fig.3.8 Foot internal rotation



(a) Before landing (b) After landing

Fig.3.9 Define of internal rotation angle

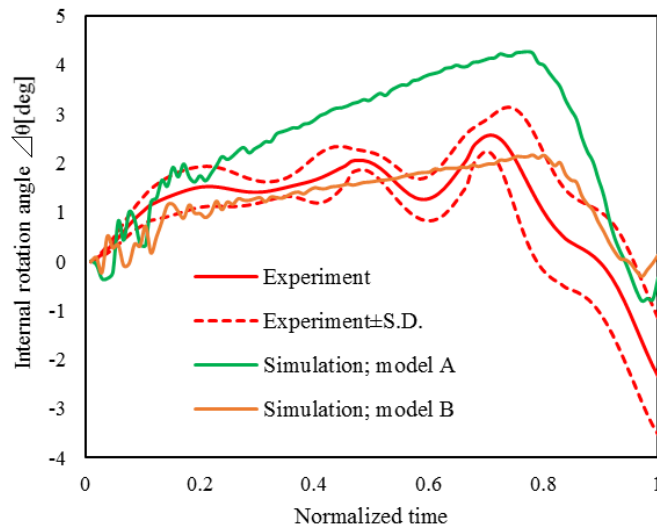
この内旋角に着目し妥当性検証用のシミュレーションを行うために，新たに計測実験を行った．この実験では足部の変形挙動を取得するために図 3.10 のように被験者の素足にマーカを貼付した．そのため，インソールセンサの代わりに，プレート型の足底圧分布計測器(emed, novel 社)を床反力計上に固定し，この上でステップを行うことで床反力および足底圧分布を計測した(図 3.11)．この計測によって得られたデータを境界条件としてシミュレーションを行い，シミュレーション上の内旋角と実験によって計測された内旋角を比較する．解析の対象は，大きな内旋運動が起きると考えられるインサイドステップとした．図 3.12 に，1人の被験者について行った5回の計測から求めた内旋角の平均値，平均値±標準偏差，model A・Bの2モデルを用いて行ったシミュレーションによって算出された内旋角を示す．これを見ると，model A を用いて行ったシミュレーションでは実際よりも大きな内旋運動が起きているが，model B では足部の変形が抑えられシミュレーション上の内旋角が実験値の標準偏差内に概ね収まった．この結果より，次項のサッカー動作再現シミュレーションは model B を用いて行った．



Fig.3.10 Position of markers



Fig.3.11 Experiment condition

Fig.3.12 $\Delta\theta$ of experiment and simulations

3・4 サッカー動作再現シミュレーション結果

足部有限要素モデルに、2章で計測した動作データを入力してサッカー動作再現シミュレーションを行った。境界条件として、被験者1のインサイドステップ、加速動作、クロスステップの3つの動作データを用いた。疲労骨折は、骨を覆う皮質骨表面が損傷を受けることで進展していく骨折であり、皮質骨は脆性材であることから、骨表面に生じた最大主応力を解析の出力とした。骨折が頻繁に起きる箇所にあたる要素(図 3.13)に生じた最大主応力を図 3.14 に動作ごとに示す。

最大主応力の最大値は、インサイドステップで 41.5 MPa、加速動作で 56.6 MPa、クロスステップで 41.0 MPa となった。また、疲労骨折は一度の強い衝撃で発生するものではないので、ピーク値のみならず応力の持続時間が重要だと考えられる。そこで、各動作における最大主応力の時間積分値を求めると、インサイドステップは 11 MPa・s、加速動作は 8.1 MPa・s、クロスステップは 7.9 MPa・s となった。

また、骨折発生箇所の最大主応力がピークをとる時刻における第五中足骨の応力分布を図 3.15 に示す。これを見ると、骨中央部と、疲労骨折が頻繁に起きるとされている近位底側部に応力が集中していることがわかる。

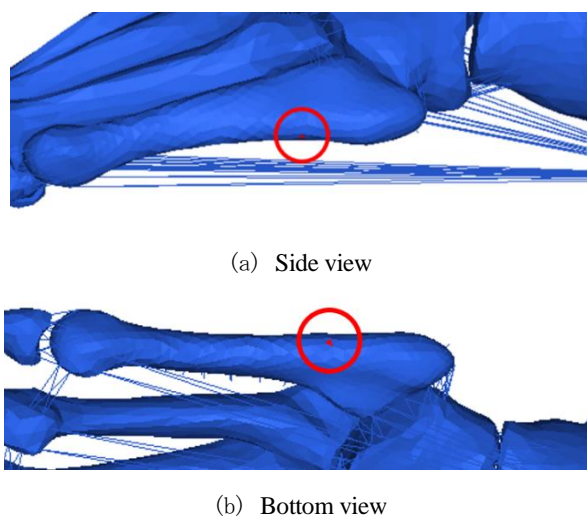


Fig.3.13 The element of fracture position

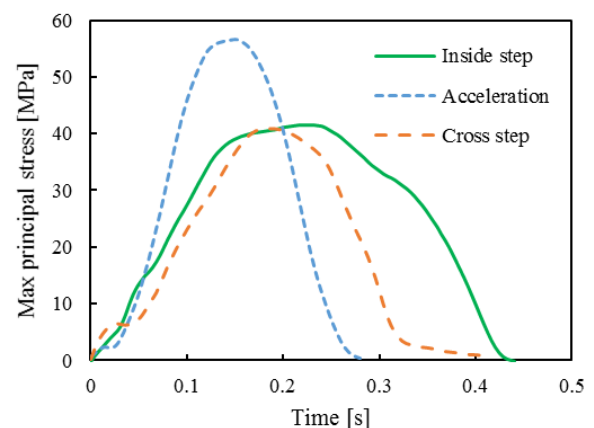


Fig.3.14 Max principal stress on fracture position

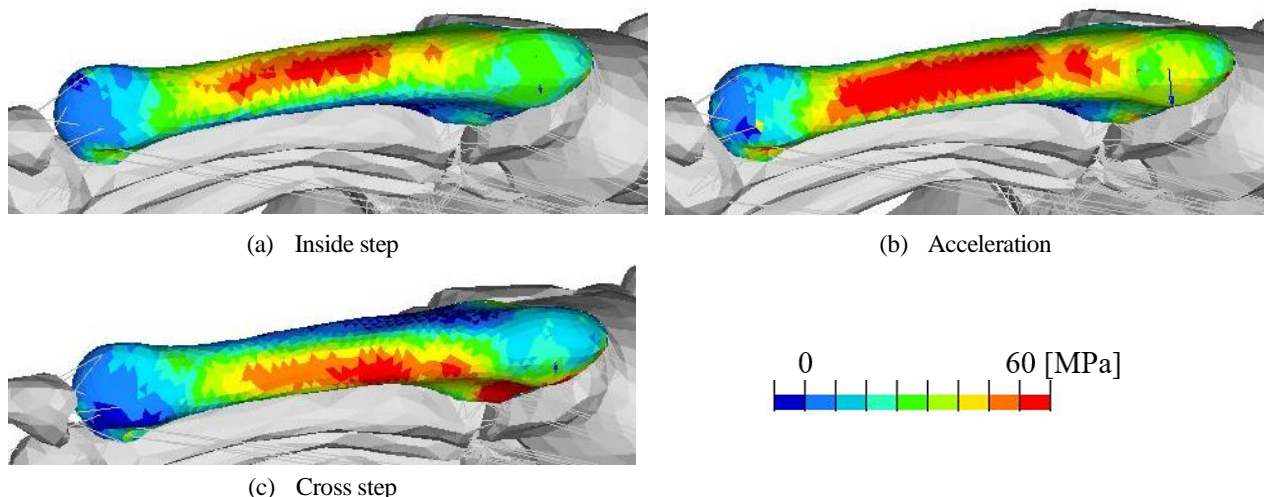


Fig.3.15 Distribution of max principal stress

4. 各力学的パラメータによる傷害発生への影響

4・1 インサイドステップ

サッカー動作再現シミュレーションを行った3つの動作において、骨折発生箇所に生じた最大主応力と関連の高い力学的パラメータは異なっていた。このことから、動作ごとに異なるメカニズムで骨に負荷が発生していると考えられる。インサイドステップのように、足部が内側への床反力を受ける動作においては内旋角 $\angle\theta$ と応力との間に高い相関がみられた(図4.1)。応力発生メカニズムとしては、足の内側方向への床反力を受けることで前足部が内旋運動を起し、軟組織、深横中足靭帯によって第五中足骨が引っ張られ、さらに近位端が靭帯によって拘束されているために骨折発生箇所に曲げによる応力が生じると考えられる。

予防策としては、シューズ内での足部の変形を抑えることが有効であると考えられるため、よりフィット性の高いシューズの設計や選手自身が足の形に適したシューズを使用するといったこと等があげられる。

4・2 加速動作

加速動作は接地の仕方でも他の動作と大きく異なり、踵を接地せずにステップを行っていた。これにより、足部前方、特に母指球で体重を支えていた。この動作においては、母指球周辺の足底圧と骨折発生箇所の最大主応力に高い相関がみられた(図4.2)。これは、母指球側が鉛直上向きの床反力を受けることと踵が浮くことによって足部がねじれるような変形を起し、軟組織、深横中足靭帯によって第五中足骨が引っ張られ、近位端が靭帯によって拘束されているために骨折発生箇所に曲げによる応力が生じると考えられる。

急な動作の多いサッカーの競技性上、パフォーマンスを落とさないためには母指球周辺に足底圧が集中する現象は避けられないため、今後は足の着き方や重心移動にも注目し、動作を少しでも安全に行う方法を検討していくことが必要である。

4・3 クロスステップ

クロスステップのように、動作の際に足部の外側で体重を支える動作においては他の動作に比べ第五中足骨直下の足底圧が高くなった。そして、この足底圧と骨折発生箇所の最大主応力との間に高い相関がみられた(図4.3)。第五中足骨直下の足底圧によって骨に上向きの荷重がかかり、近位端が靭帯によって拘束されているために骨折発生位置に曲げ応力が生じているというメカニズムが考えられる。

このメカニズムによって発生する骨の負荷を減少させる方法としては、先行研究においてスタッドを変更することで第五中足骨直下の足底圧に差が出たことから(内田, 2016)、スタッドの調整が有効であると考えられる。

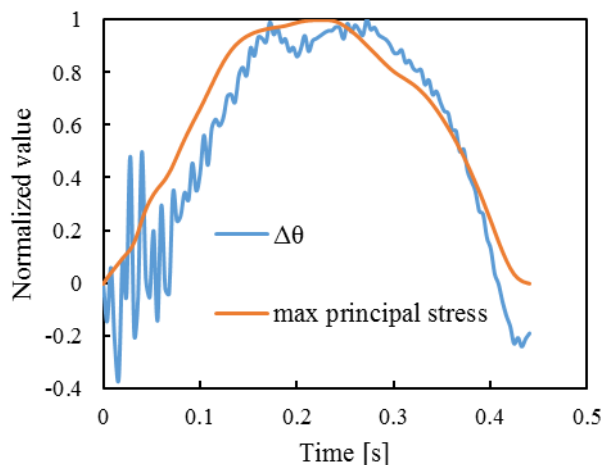
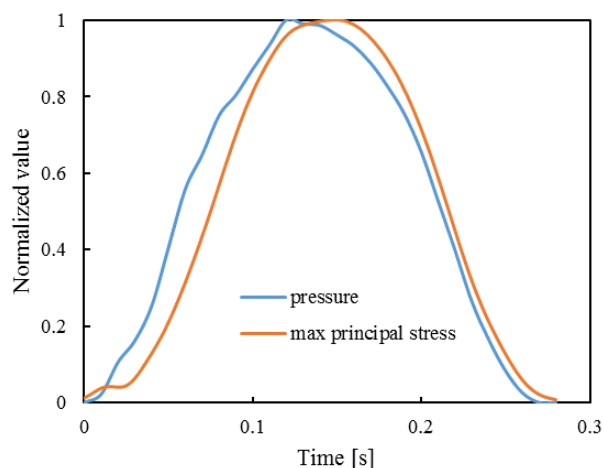
Fig.4.1 Correlation between stress and $\Delta\theta$ 

Fig.4.2 Correlation between stress and plantar pressure; under thenar

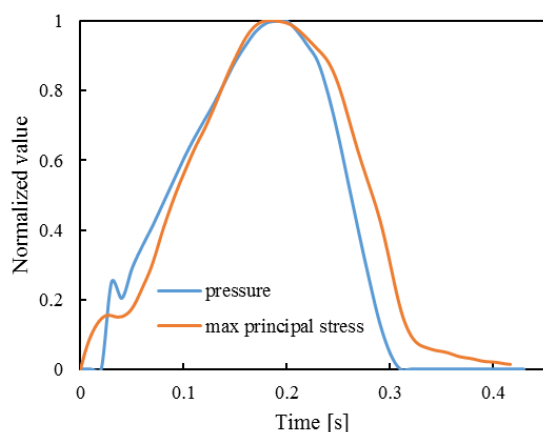


Fig.4.3 Correlation between stress and plantar pressure; under 5th metatarsal bone

5. 結言

本研究では、有限要素法を用いてサッカー動作再現シミュレーションを行い、インサイドステップ、加速動作、クロスステップにおいて第五中足骨表面に生じる応力を求めた。その結果、骨折発生箇所が生じる最大主応力のピーク値は加速動作が最も高かったが、応力の時間積分値はインサイドステップが最も大きかった。今後、被験者、試技数を増やしより詳細な傾向を調査していく必要がある。

さらに、それらの応力発生に寄与していると考えられる力学的パラメータを動作ごとに選定し、そのメカニズムを考察した。その結果、内側への床反力を受けるインサイドステップでは内旋角、母指球で体重を支える加速動作では母指球周辺の足底圧、外側に重心が移動するクロスステップでは第五中足骨直下の足底圧が骨折発生箇所の最大主応力の時刻歴と強い相関があることが明らかになった。今後は、骨への負荷をより精度よく見積もれるように力学的パラメータの定義の見直しを行うことや具体的な予防法の提案などが課題として挙げられる。

文 献

- (1) A. Hiroyuki, H. Kozaburo, S. Masaaki, "Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues, and Organs", Springer-Verlag (1996)
- (2) H. Yamada, "Strength of Biological Materials", The Williams & Wilkins (1970)

- (3) Kitaoka HB, Luo ZP, Growney ES, Berglund LJ, An KN, “Material properties of the plantar aponeurosis”, *Foot Ankle Int*, Vol.15, No. 10 (1994), pp.557-560
- (4) 前野隆司, 小林一三, 山崎信寿, “ひと指腹部構造と触覚受容器位置の力学的特性”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 63, No. 607 (1997), pp. 881-888
- (5) 松村淑子, 生田直子, 長山和亮, 松本健郎, “モルモットの角質・表皮・真皮の単軸引張特性”, 日本機械学会 2003 年度年次大会講演論文集, Vol. 5 (2003), pp. 39-40
- (6) 宮崎祐介, 山崎剛, 坂本二郎, 多田充徳, 持丸正明, “非線形弾性特性を有する指有限要素モデルの構築と指はさみシミュレーションへの応用”, *Mechanical Engineering Congress, Japan 2011* (2011), J021033-1-J021033-4
- (7) 内田忠宏, “サッカーにおける第五中足骨骨折の発生メカニズムと予防法に関する研究”, 東京工業大修士論文 (2016)
- (8) W. M. V. Shuen, C. Boulton, M. E. Batt, C. Moran, “Metatarsal fractures and sports”, *Surgeon*, Vol. 7, No. 2 (2009), pp.86-88