619 手指有限要素モデルの構築と骨折を考慮した衝撃シミュレーション

Finite Element Modeling of Human Finger and Impact Simulation Considering Bone Fracture

- 神谷 誠治 (東工大) 正 Jonas A. PRAMUDITA (東工大)
Hyung-Yun CHOI (Hongik University) 正 宇治橋 貞幸 (東工大)
渡邊 竜司 (パナソニック電工解析センター) 中村 俊康 (慶応大)

Seiji KAMIYA, Tokyo Institute of Technology, 2-12-1, Oh-okayama, Meguro-ku, Tokyo
Jonas A. PRAMUDITA, Tokyo Institute of Technology, 2-12-1, Oh-okayama, Meguro-ku, Tokyo
Hyung-Yun CHOI, Hongik University, 72-1, Sangsu-dong, Mapo-gu, Seoul, 121-791, Korea
Sadayuki UJIHASHI, Tokyo Institute of Technology, 2-12-1, Oh-okayama, Meguro-ku, Tokyo
Ryoji WATANABE, Panasonic Electric Works Analysis Center, 1048, Kadoma, Kadoma-shi, Osaka
Toshiyasu Nakamura, Keio University School of Medicine, 35, Shinanomachi, Shinjyuku-ku, Tokyo

In this study, finger bone fracture simulation method due to pinching was developed. Finger finite element (FE) model was created from CT images of a Japanese male. Material properties of the model were taken from data published previously. In order to realistically represent bone fracture patterns under various loading, EWK rupture model in PAM-CRASH was utilized. The EWK rupture model parameters were determined by comparing the finger model response to reported fracture patterns at long bone under tension, compression, torsion and bending loadings. Finger pinch simulations were conducted under three different conditions including different impactor position and impact direction. Possibility of predicting finger bone fracture patterns from impact conditions using the finger FE model was shown.

Key Words: Biomechanics, Finger injury, EWK rupture model, Bone fracture pattern, Finite element simulation

A 1. 研究目的

本研究では、手指有限要素モデルを構築し、そのモデルに骨折を表現できる破壊モデルを導入することにより様々な衝撃条件下における骨折を予測できる衝撃シミュレーション手法を構築することを目的とした。

A 2. 手指有限要素モデルの構築

日本人標準体型の男性 1 名の CT 画像から指骨とその周りの軟組織の外形状を抽出し、Fig.A1 のようにポリゴンモデルを作成した。そして、このポリゴンモデルからサーフェスモデルを作成し、要素分割を行うことにより、手指有限要素モデルを構築した。本研究では、指挟みによる骨折傷害を対象としているため、各関節については簡易的にモデル化することにした。骨モデルは皮質骨と海面骨に分け、皮下軟組織モデルの表面に皮膚モデルを作成した。各部位の材料特性については先行研究の値を参考にした。

Fig.A1 Finger FE model

A 3. 骨折を考慮したシミュレーション

骨折を予測するためにPAM-CRASH (ESI社)のEWK破壊モデルを用いた。EWK破壊モデルのパラメータを変更しながら中節骨の引張、圧縮、ねじり、曲げのシミュレーションを行った。シミュレーション結果を先行研究で報告された長骨の骨折モードとおおむね一致させることができた。

このように同定したパラメータを用いて指挟みの事故を模擬した衝撃シミュレーションを行った。このシミュレーションでは、Fig.A2 に示すように一定エネルギーをもったインパクターを指に衝突させた。また、インパクターの位置を変化させたシミュレーションも行い、シミュレーション結果の比較を行った。その結果、衝突条件の違いによる骨折モードの違いを表現することができた。また、同じ運動エネルギーをもったインパクターを衝突させても、インパクターと支持部との位置関係によっては骨折の程度が異なる可能性があることを示した。

Fig.A2 Finger pinch simulation

1. 緒論

日常生活の中で手指は大きな役割を果たしている。しかし、仕事や家事などの日常生活における様々な事故により指骨の骨折、軟組織の裂傷、関節の損傷などの様々な手指傷害が発生し、手指の機能を低下させる可能性が高い。最近では、折りたたみベビーカーや自動車のドアなどの日常品による指はさみ事故が頻発している⁽¹⁾⁽²⁾ため、手指傷害は大きな問題であると認識されるようになり、より高い安全性を有する製品が求められている。

そこで、手指傷害に対する製品の安全性を評価できる手法が求められているが、実際の人間の指での評価試験は困難である。従来、人体傷害に関する研究では、屍体を用いた実験、物理モデルによる実験、動物を用いた実験が行われてきたが、人体内部の応答を取得できないという問題があったため、傷害発生メカニズムを把握することが困難である。一方、近年のコンピュータの性能の向上に伴い、有限要素法を用いた傷害解析は盛んに行われてきており、手指傷害解析にも応用できると考えられる。有限要素法を用いた傷害解析により指内部の応力分布や変形などの物理量の調査および様々な条件下での解析が可能となる。

手指有限要素モデルを用いた既存研究の中では皮膚の力学的応答を解析した研究が多く^{(3)~(6)}、傷害に関する研究はほとんど行われていない。唯一、靱帯などの軟組織傷害解析を行っている研究⁽⁷⁾はあるが、骨折を対象とした研究は見当たらない。

本研究では、手指有限要素モデルを構築し、指はさみによる骨折傷害を予測できる手指有限要素シミュレーション手法を開発することを目的とした。

2. 手指有限要素モデルの構築

日本人男性1名のCT画像より指骨とその周りの軟組織の外形状を抽出し、ポリゴンモデルを作成した。そして、このポリゴンモデルからサーフェスモデルを作成し、要素分割をすることにより手指の有限要素モデルを構築した(Fig.2.1)。要素分割の際にはHyperMesh(Altair Engineering社)を用いた。Fig.2.2に構築した手指有限要素モデルを示す。このモデルは末節骨、中節骨、基節骨の三つの骨及び、皮膚と皮下軟組織から構成されている。ほとんどの部位はソリッド要素でモデル化されているが、皮下軟組織モデルの表面の皮膚モデルはシェル要素を用いた。骨は、外側の皮質骨と呼ばれる硬い部分と、内側の海面骨と呼ばれる網目状の部分から成り立っており、外側の二層のソリッド要素は皮質骨とした。また、傷害の対象は指はさみによる骨折であるため、各関節は両側の軟骨を結合することにより簡易的に表現した。Table 2.1は各部位の要素数と節点数を示している。Table 2.2に使用した材料特性を示す。これらの材料特性は先行研究^{(3)(8)~(12)}を参考に設定した。

Fig.2.1 Process of developing finger FE model

Table 2.1 Number of nodes and elements of the finger FE model

Part	Element type	Number of nodes	Number of elements
Distal phalanx	Solid	1404	1056
Medial phalanx	Solid	1521	1152
Proximal phalanx	Solid	2691	2112
Subcutaneous tissue	Solid	8076	5994
Skin	Shell	2019	1998
Cartilage	Solid	525	276
Total		16236	12588

Table 2.2 Parts and their material properties of the finger FE model

Part	Density [kg/m ³]	Young's modulus [GPa]	Poisson's ratio	Yield strength [MPa]	Tangent modulus [MPa]
Cortical bone	1800	17	0.3	108	850
Trabecular bone	500	0.6	0.2	6.3	0.7
Subcutaneous tissue	900	3.4E-5	0.48	—	—
Skin	900	1.36E-4	0.48	—	—
Cartilage	1200	5.0E-3	0.49	—	—

Fig.2.2 Finger FE model

Fig.2.3 Cross sectional view of the finger FE model

3. EWK 破壊モデルとパラメータ同定

3.1 EWK 破壊モデルの概要

本研究では骨折を表現するために PAM-CRASH (ESI 社) の EWK 破壊モデル⁽¹³⁾を用いた。EWK 破壊モデルは塑性ひずみの蓄積を破壊の評価指標としたモデルであり、様々な破壊問題において破壊のプロセスを正確に予測することができたと報告されている⁽¹⁴⁾。このモデルには、静水圧引張によるボイドの成長、非対称ひずみによるボイドの合体および臨界体積によるボイドの寸法効果が考慮されている。EWK 破壊モデルにおけるダメージの蓄積 D_p は以下の式で表される。

$$D_p = \int W_1 W_2 \partial \varepsilon^p \dots \dots \dots (1)$$

$$W_1 = \left(\frac{1}{1 + aP} \right)^\alpha$$

$$W_2 = (2 - A)^\beta$$

$$a = -\frac{1}{P_{lim}} \quad A = MAX \left(\frac{S_2}{S_3}, \frac{S_2}{S_1} \right) \quad S_1 > S_2 > S_3$$

ここで、 W_1 は静水圧の重み係数、 W_2 は非対称ひずみの重み係数、 ε^p は相当塑性ひずみ、 S は主偏差応力、 P は静水圧力である。臨界体積 R_c において、 D_p が臨界ダメージ D_c を超えた時に亀裂が発生することとなる。

先行研究⁽¹⁴⁾において EWK 破壊モデルの D_c 、 R_c 、 P_{lim} 、 α 、 β の値を変化させることにより、破壊モードを変化させることができることが確認された。これを踏まえて、上記のパラメータの値を変更することにより指骨（長骨）の骨折モードを再現できる手指モデルを得ることができると考えられる。

長骨の骨折モードは引張、圧縮、曲げ、ねじりの負荷条件下において Fig.3.1 のとおりである⁽¹⁵⁾。中節骨モデルの骨折モードがこれらの骨折モードに一致するようにパラメータスタディを行い、 D_c 、 R_c 、 P_{lim} 、 α 、 β の値を Table 3.1 のように決定した。

Table 3.1 Mechanical properties of bones used for fracture modeling (EWK in Pam-Crash⁽¹³⁾)

Material properties	Cortical	Trabecular
EWK critical damage (D_c)	1	1
EWK critical distance (R_c)	1	1
EWK pressure limit (P_{lim} , MPa)	259.2	15.12
Target failure strain (ε_f)	0.015	0.078
EWK pressure exponent(α)	49.05	39.11
EWK asymmetric exponent (β)	33	3.68

Fig.3.1 Fracture modes of long bone

3.2 EWK 破壊モデルを用いた骨折シミュレーション

シミュレーションでは、Fig.3.2 のように中節骨モデルの両端を剛体とし、下端の全自由度を拘束し、上端に変位または回転を与えた。引張および圧縮については一定の速度 (0.1mm/ms) で変位を与えた。ねじりについては一定の角速度 (0.03rad/ms) を与えた。解析ソルバーとして PAM-CRASH を用いた。

曲げシミュレーションでは、Fig.3.3 に示すように三点曲げを行った。支持部およびインパクトを剛体とした。支持部は直径 8mm の円筒であり、支持間隔は 18mm である。支持部の全自由度を拘束し、インパクトに一定速度 (0.04mm/ms) を図の矢印方向に与えた。

Fig.3.4 にシミュレーション結果を示す。消去された要素は EWK 破壊モデルの破壊閾値に達した要素である。(a)は引張のシミュレーション結果である。亀裂が骨の中央で発生し、骨の長軸方向に対して垂直に進展した。この結果は Fig.3.1 に示した骨折モードとよく一致した。(b)は圧縮のシミュレーション結果である。亀裂が最大せん断応力方向に進展し、報告された骨折モードをよく表現できた。しかし、一部の亀裂が骨の長軸方向に対して垂直方向に生じている。この原因としては骨の形状により、曲げも同時に発生したためであると考えられる。(c)はねじりのシミュレーション結果である。骨の長軸方向に対して斜めおよび同方向に亀裂が生じ、ねじりによって生じるらせん骨折を表現できた。

Fig.3.2 Simulation conditions of tension, compression and torsion simulation

Fig.3.3 Condition of bending simulation

Fig.3.4 Simulation results of tension, compression and torsion simulation

Fig.4.1 Simulation condition

4.2 衝撃シミュレーションの結果と考察

シミュレーション結果を Fig.4.2 に示し、それぞれの条件について以下に考察する。

<シミュレーション (A) >

インパクターと支持部が同一面内にあるシミュレーションでは、インパクターが衝突した箇所の付近の要素が破壊閾値に達し、粉碎骨折を示した。この衝撃条件では完全骨折が発生しなかった。

<シミュレーション (B) >

インパクターの位置をずらしたシミュレーション結果では、最初に掌側から破壊が発生し、その後亀裂が背側へ進展していった。これは第 2 章で述べた曲げによる骨折と同様の傾向を示した。また、この衝撃によって完全骨折が発生した。

これらの結果から手指有限要素モデルを用いた衝撃シミュレーションにおいて衝撃条件の違いによって骨折モードが変化することがわかり、Pierce ら⁽¹⁶⁾が報告したことと一致している。また、同じ運動エネルギーをもったインパクターを衝突させても、インパクターと支持部との位置関係によっては骨折の重症度が異なる可能性のあることがわかった。

Fig.4.2 Simulation results

Fig.3.5 Simulation result of bending simulation

Fig.3.4 は曲げ試験のシミュレーション結果である。骨は圧縮より引張のほうが弱いという特性があるため、初めは引張による軸方向に対して垂直方向に進展する亀裂が生じ、その後圧縮による最大せん断応力方向への破壊が発生する。シミュレーションではこのような傾向を表現することができた。

以上より、EWK 破壊モデルを用いて様々な負荷条件下における骨折モードを表現できることを示した。

4. 手指有限要素モデルを用いた衝撃シミュレーション

4.1 衝撃シミュレーションの概要

前章で同定した EWK 破壊モデルを用いて Fig.4.1 に示すように指を挟むような衝撃シミュレーションを行った。シミュレーションでは、中節骨を含んだ指全部を、固定された支持部の上に置き、その上からインパクターを衝突させた。衝撃条件によって骨折モードにどのような変化があるかを調べるために、インパクターと支持部の位置を変化させて以下のシミュレーションを行った。

<シミュレーション (A) >

インパクターを支持部に向けて背側から掌側へ垂直に衝突 (Fig.4.2(a))。

<シミュレーション (B) >

(A)の条件から支持部を近位方向へ 8mm 移動し、インパクターを背側から掌側へ垂直に衝突 (Fig.4.2(b))。

インパクターと支持部はともに剛体の丸棒とした。インパクターには質量 0.5kg と初速度 3m/s を与え衝突させた。支持部は全自由度拘束とし、インパクターは鉛直方向のみ移動可能とした。また、指の付け根の要素は全自由度拘束としたことにより、実際の指はさみ事故の条件に近づけた。

本研究では PAM-CRASH の EWK 破壊モデルを用いた手指有限要素モデルにより、衝撃条件の違いによる骨折モードの違いを再現することができた。このようにシミュレーションにより骨折モードが再現できれば、どのような外力が作用していたかを知ることができ、指はさみによる骨折傷害を軽減させる技術・対策の開発に役立つと考えられる。

より正確に骨折を予測するためには、実際の骨を用いた実験とこれと対応したシミュレーションとを比較することが必要であるが、本研究の成果により骨折の定性的な表現はできたと考えている。

5. 結論

本研究で得られた成果を以下に述べる。

- 指はさみ事故を解析するために、日本人成人男性の CT 画像から形状忠実性の高い手指有限要素モデルを構築することができた。
- PAM-CRASH の EWK 破壊モデルを用いて、骨の引張、圧縮、ねじりおよび曲げシミュレーションを行い、長骨における骨折モードを再現し、EWK 破壊モデルのパラメータ同定を行った。
- 取得した EWK 破壊モデルのパラメータ値を手指有限要素モデルに導入し、指はさみの衝撃シミュレーションを行った。その結果、衝撃条件の違いによって骨折モードが変化し、また骨折の重症度も変化する可能性があることを示した。

参考文献

- (1) 松本 浩司, 折りたたみ式ベビーカーの安全性: 折りたたみ可動部分の安全の考え方を中心に(<特集>子どもの安全とバイオメカニズム), バイオメカニズム学会誌, Vol. 33, pp. 42-47, 2009
- (2) 国民生活センター, 商品テスト・注意報(国民生活センター) 自動車のドアに挟む事故--ドアに関する事故の分析とスライドドアのテスト, 月刊国民生活, Vol. 36(3), pp. 48-54, 2006
- (3) Maeno, T., et al., Relationship between the Structure of Human Finger Tissue and Location of Tactile Receptor, JSME international journal. Series C, Mechanical systems, machine elements and manufacturing, Vol. 41, pp. 94-100, 1998
- (4) Wagner, M.B., et al., Validation of a 3-D Finite Element Human Fingerpad Model Composed of Anatomically Accurate Tissue Layers, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems 2008, pp. 101-105, 2008
- (5) 島脇 聡 他, CT 画像から構築した三次元ヒト指部モデルの有限要素法による力学的変形解析, 日本機械学会論文集(C編), 71 巻, 704 号, pp. 204-209, 2005
- (6) 吉田宏昭 他, 三次元有限要素モデルを用いた指先の摩擦挙動解析, 日本機械学会 第 19 回バイオエンジニアリング講演会 講演論文集, pp. 158-159, 2007
- (7) 沼賀 翼 他, 有限要素法による指外傷のシミュレーション, 日本機械学会関東支部ブロック合同講演会 2007 さいたま講演論文集, pp. 249-250, 2007
- (8) Fung, Y.C., Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues, Springer-Verlag, 1981
- (9) Helgason, B., et al., Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review, Clinical Biomechanics, Vol. 23, pp. 135-146, 2008
- (10) Wirtz, D.C., et al., Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur, Journal of Biomechanics, Vol. 33, pp. 1325-1330, 2000
- (11) Bayraktar, H.H., et al., Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue, Journal of Biomechanics, Vol. 37, pp. 27-35, 2004
- (12) Choi, H.Y., et al., Thorax FE model for older population, ジョイント・シンポジウム 2009(スポーツ工学シンポジウム)(シンポジウム: ヒューマン・ダイナミクス), pp. 367-372, 2009
- (13) VP Solutions: Explicit and implicit solver reference manual, ESI Group, 2008
- (14) Kamoulakos, A., The ESI-Wilkins-Kamoulakos (EWK) Rupture Model, Continuum Scale Simulation of Engineering Materials, pp. 795-804, 2005
- (15) Paul, G., et al., Finite element modelling of fracture in long bones, International Journal of Crashworthiness, Vol. 4, No.1, pp. 93-110, 1999
- (16) Pierce, M.C., et al., Evaluating long bone fractures in children: a biomechanical approach with illustrative cases, Child Abuse & Neglect, Vol. 28, pp. 505-524, 2004