

■ 結 果

体重当たり膝屈伸筋力について、角速度180°/秒では膝関節屈曲・伸展ともWBVT群においてトレーニング導入前に対する12週後の値は増加していたが、有意な差はみられなかった(図3)。一方、角速度60°/秒では12週後の値は両群とも減少する傾向がみられたが、有意な差はみられなかった(図4)。

体重当たり下肢筋量は、WBVT群においてトレーニング導入前に対する12週後の値は増加していたが、有意な差はみられなかった(図5)。

■ 考 察

全身振動刺激トレーニング(WBVT)では、筋収縮に対する身体の反射的な作用により、その効果が得られると言われている。微細振動が与えられた筋は感覚受容器からの信号によって緊張性の筋収縮を引き起こすと考えられており、筋緊張性反射や緊張性振動反射(Tonic Vibration Reflex: TVR)と呼ばれる。緊張性振動反射により、収縮筋の持続的収縮と、拮抗筋の筋活動の抑制が生じる⁸⁾。

これまで、WBVTによる即時的な効果として筋血流量の増加による柔軟性の向上や、筋出力の増加を認めるとする報告^{1,2)}、筋温上昇によるウォーミングアップ効果⁹⁾などが報告されている。また中・長期間の振動刺激トレーニング効果に対する先行研究では、健常男性に対する11週間のWBVT実施において、筋力・ジャンプ力に有意な変化を認めない⁶⁾との報告がある一方、運動習慣のない若年健常女性に対する12週間のWBVT実施において、筋力に有意な増加を認めたとの報告⁵⁾や、若年スキー選手に対する6週間のWBVT実施において、下腿後面筋力の有意な増加を認めたものの姿勢保持については変化を認めないとする報告¹⁰⁾などがある。これらは、対象者の性別、年齢や競技種目、全身振動刺激を伴うトレーニングの内容や種類、あるいは運動経験などにおいて様々であり、未だ見解の一致を見ない。

今回、運動部所属の健常成人男性に対し、12週間のWBVTの効果について筋力、筋量における検討を行った。まず、筋力では膝関節屈伸角速度180°/秒において、体重当たりの膝関節屈曲・伸

展筋力に若干の増加が見られたが、有意な差は認められなかった。角速度60°/秒よりも180°/秒の増加が大きかったことについて、振動トレーニングで生じる収縮は緊張性振動反射によるものであり、反射で優先的に用いられる組織は速筋線維であることから、速い動きに対応する筋出力が増加したものと考えられる。また、筋力トレーニングでは、その初期において筋収縮に参加する筋線維数の増加により神経筋活動が改善し、その後、筋線維の肥大により発揮筋力が増大するとされている¹¹⁾ことから、今回の結果はトレーニング強度と頻度が、筋肥大効果を得るための刺激に至らなかったものと考えられる。またトレーニング導入方法に関して、今回は時間帯の指定をせず、通常の練習内容にWBVTを加え実施したが、WBVT群では通常練習後にWBVTを実施する対象者が多かった。そのため、筋疲労後の振動刺激による微細血流量増加に伴う筋のリラクゼーション効果の影響が生じたことも考えられる。しかしながらWBVT群に若干でも増加が見られたことは、今後トレーニングの強度や頻度を検討することでスポーツ選手へのトレーニング効果が得られる可能性を示唆している。一方、筋量に関しては、著しい増加は認められなかった。筋量の増加は筋線維の肥大と筋線維数の増加によるとされており、筋肥大は6～8週以降に生じやすいとの報告があるものの、アイソメトリック筋活動の時間と強度の両者に依存する¹²⁾ことから、今回の設定はトレーニング期間として肥大が可能な期間であったが、強度や頻度の設定では筋量増加に対する影響が少なかったものと考えられる。

また、今回の測定において、トレーニング方法はクローズドキネティックチェーン(CKC)である一方、筋力測定はオープンキネティックチェーン(OKC)であり、単純な等速性・求心性筋力測定だけでは筋力増強効果が評価しにくいことも考慮する必要がある。したがって、今後、WBVTを用いたトレーニング方法や評価方法などを検討し、さらにWBVTが筋力と筋量に与える効果を検証する必要があると考える。

■ 結 語

健常男子大学生17名に対する12週間のWBVTの効果を検証した。筋量、筋力とも若干増加が見られたが、有意差は認めなかった。今後、トレー

ニング強度や期間を検討し、WBVTの身体効果を明らかにする必要がある。

謝 辞

今回の研究にあたり、(株)エルクコーポレーションのご協力を頂きましたこと、厚く御礼申し上げます。

文 献

- 1) Cochrane, D. J., Stannard, S. R. : Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *Br. J. Sports Med.* 39 : 860-865, 2005.
- 2) Abercromby, A. F. et al. : Vibration in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercises. *Med. Sci. Sports Exerc.* 39 (9) : 1642-1650, 2007.
- 3) Schlumberger, A. et al. : Strength training with superimposed vibrations. *Sportverletz Sportschaden* 15(1) : 1-7, 2001.
- 4) Torvinen, S. et al. : Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34(9) : 1523-1528, 2002.
- 5) Delecluse, C. et al. : Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35(6) : 1033-1041, 2003.
- 6) De Ruiter, C. J. et al. : The effect of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors. *Eur. J. Appl. Physiology* 90 : 595-600, 2003.
- 7) Delecluse, C. et al. : Effect of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *Int. J. Sports Med.* 26(8) : 662-668, 2005.
- 8) Cardinal, M., Bosco, C. : The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 31(1) : 3-7, 2003.
- 9) Cochrane, D. J. et al. : The rate of muscle temperature increase during acute whole-body vibration exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 103 : 441-448, 2008.
- 10) Nele, N. Mahieu, et al. : Improving strength and postural control in young skiers : Whole-body vibration versus equivalent resistance training. *Journal of Athletic Training* 41(3) : 286-293, 2006.
- 11) Steven, J. F., William, J. K. : レジスタンストレーニングのプログラムデザイン(長谷川裕監訳). ブックハウスHD, 東京, 96-99, 2007.
- 12) Gregory, S. K., Lynn, Snyder-Mackler : スポーヅリハビリテーション最新の理論と実践(守屋秀繁監訳). 西村書店, 東京, 105-110, 2006.

(受付：2009年5月29日, 受理：2010年3月18日)

Effect of whole body vibration training on muscle strength and lean body mass

Aoda, H. *¹, Omori, G. *², Yamazaki, K. *³, Tanaka, M. *⁴, Nishino, K. *⁴

*¹ Department of Physical Therapy, Niigata University of Health and Welfare

*² Center for Transdisciplinary Research, Niigata University

*³ Faculty of Education, Niigata University

*⁴ Niigata Health Promotion and Sports Medicine Center

Key words : whole body vibration, muscle strength, lean body mass

[Abstract] This study aimed to investigate 12 weeks of whole body vibration training (WBVT) in healthy subjects. Twenty subjects were divided into two groups at random : normal practice with the whole body vibration training group (WBVT group, n=10) and only normal practice group (control group, n=10). The WBVT group trained three times a week and continued for twelve weeks. After the exercise program, 8 in the WBVT group and 9 in the control group remained. For the subjects, lower muscle strength and lean body mass of the lower extremities were measured before the start of the experiment and after 12 weeks. No significant difference was observed though the numbers of the WBVT group increased slightly regarding muscle strength and lean body mass. In conclusion, effectiveness of the vibratory stimulation in increasing lower muscle strength and lean body mass could not be clarified. It is necessary to verify the effect continuously in the future.

関節鏡視下手術支援システムを用いた大腿骨孔位置の決定

織田 広司^{#1} 林 豊彦^{#1#2} 大森 豪^{#3} 渡邊 聡^{#4}
谷藤 理^{#5} 佐藤 卓^{#5} 古賀 良生^{#5}

Determination of the femoral tunnel placement using a navigation system for arthroscopic surgery.

Koji ODA, Toyohiko HAYASHI, PhD., Go OMORI, MD., Satoshi WATANABE, MD.,
Osamu TANIFUJI, MD., Takashi SATO, MD., Yoshio KOGA, MD.

Abstract

We developed a navigation system for arthroscopic surgery so that operators could intuitively understand preoperative planning during surgery. In order to establish such a system, we have been developing a system of superimposing 3D bone-models reconstructed from preoperative tomographic images upon the arthroscopic image on a real-time basis. Such superimposition facilitates visualization of surgical planning using the intraoperative arthroscopic image if it is incorporated into the bone model before surgery. The present study evaluated the overall accuracy of the superimposing system using a cadaveric knee. For accuracy verification, we placed a target point in the femoral tunnel for anterior cruciate ligament reconstruction. In experiments, a metal pin was used as the target point. The position of the pin superimposed upon arthroscopic image of the joint filled with saline was measured by using a measuring probe. Experiments showed that the error of the target evaluated as the distance between the actual point and the measured point was 1.95 mm on average, suggesting that our system has the potential to be applied to the navigation for arthroscopic surgery. Future challenges are to improve the overall accuracy and to introduce MRI models of the cartilage into the system.

Key words : arthroscopic surgery, computer-assisted orthopaedic surgery, accuracy verification, cadaveric experiment.

※ 1 新潟大学大学院 自然科学研究科
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

※ 2 新潟大学工学部 福祉人間工学科
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

※ 3 新潟大学超域研究機構

〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

※ 4 新潟大学大学院 医歯学総合研究科

〒951-8510 新潟県新潟市中央区旭町通一番町757

※ 5 新潟医療センター 整形外科

〒950-2022 新潟県新潟市西区小針3丁目27番11号

Corresponding Author : Toyohiko HAYASHI, PhD.

Department of Biocybernetics, Faculty of Engineering, Niigata University

2-8050 Ikarashi, Niigata 950-2181, JAPAN

Tel : 025-262-7339 Fax : 025-262-7778

E-mail address : hayashi@eng.niigata-u.ac.jp

はじめに

関節鏡視下手術は、低侵襲であり近年多くの手術に応用されている。しかし、カメラの視野範囲が狭い。カメラ辺縁部の歪みが大きいなどの制約があるため、術者には高い技術習熟度が要求される。そのため現在、術中に術者を支援するシステムが強く求められている。しかし、近年発展しているナビゲーション技術は、鏡視下手術の分野にはいまだ普及していない。そこで我々は「術者が感覚的に理解しやすい関節鏡視下手術ナビゲーション」をコンセプトとして、術中の鏡視画像に術前計画を可視化するシステムを開発してきた^{2), 5), 6)}。

先行研究では、切断肢を用いて実際の術場に近い環境を設定し、その中でシステムの精度を実験的に評価した²⁾。今回は、膝前十字靭帯(ACL)再建術における大腿骨孔位置を目標点に設定し、切断肢を用いてシステムの総合精度を評価した。

システム構成

1. システム概要

本システムは、30°斜視鏡 (Smith & Nephew 社, Germany)、LCDモニター、プローブ、トラッキング装置 (ProReflex MCU240, Qualisys 社, Sweden)、コンピュータ (LATITUDE D620,

DELL 社, USA)、オーバーレイ表示機能付ダウンコンバータ (Tempest SX PC VIDEO OVERLAY, ADTECHNO 社, 東京) からなる (図1)。関節鏡・大腿骨・プローブには、トラッキング用のマーカをそれぞれ4個固定した。事前にコンピュータに与えるデータは、関節鏡の内部・外部変数、3次元骨モデル、マーカ座標系に対する3次元骨モデルの位置・姿勢 (図4)、マーカ間距離である。術中における関節鏡・大腿骨・プローブの位置関係は、マーカ・トラッキングによりリアルタイム計測する。位置の計測誤差は、予備実験より 0.71 ± 0.09 mm であった。カメラ台数は2台とし、マーカの識別にはマーカ間距離を用いた。図1に示すように、骨マーカ位置から骨モデルの実空間における位置・姿勢を推定し、それを関節鏡に仮想投影すれば、骨モデルの仮想鏡視画像を得ること

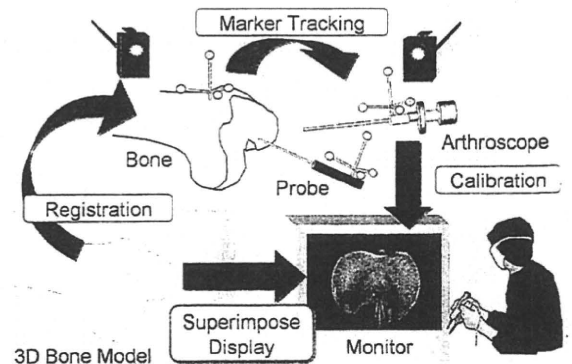


図1. System configuration.

ができる。それを実際の鏡視画像にオーバーレイ表示する(図2)。

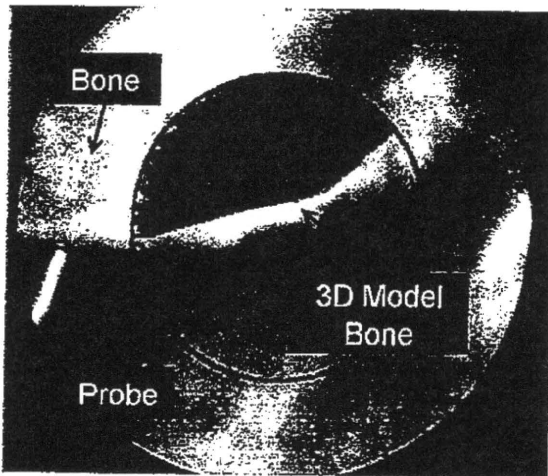


図2. Superimpose display in which a computer model of the bone was superimposed over the actual bone surface on a real-time basis.

2. 関節鏡カメラ校正

カメラ校正では、関節鏡の内部変数(焦点距離、画像の歪み)と外部変数(ワールド座標系に対するカメラの位置・姿勢)を求める必要がある。我々は、関節鏡先端と校正ボード間を水で満たした校正装置を製作した(図3)。校正ボードには、直径1mmの鋼球マーカを3mm間隔で7×7個配置した。校正用の3次元点列は7×7×6点とし、それらは、精密移動ステージでボードを面に垂直な方向に5mm間隔で25mm並進移動して作成した。ワールド座標系は、移動ステージ上に設定し、それに対する鋼球マーカの座標を三次元座標測定器(FALCIO-Apex707, MITUTOYO社, 神奈川)で測定した。3次元点列を関節鏡で撮影し、その鏡視画像をDVカメラ(DCR-TRV20, SONY社, 東京)を介してコンピュータに取り込んだ。次に画像中で鋼球マーカを手動デジタルサイズし、画像座標系における2次元座標を求めた。内部・外部変数の推定には、中村らのカメラ校正法⁷⁾を用いた。校正誤差(面内での2次元距離)は平均 $0.09 \pm 0.003\text{mm}$ であった。

3. 3次元骨モデルの作成と座標系の設定

3次元骨モデルは、CT撮像データから専用

ソフトウェアZed View (LEXI社, 東京)を用いて作成した。撮影装置はSENSATION16 (SIEMENS社, Germany)を使用し、スライス間隔は1.0mmとした。

骨モデルの解剖学的座標系 Σ_{Ana} は、我々が従

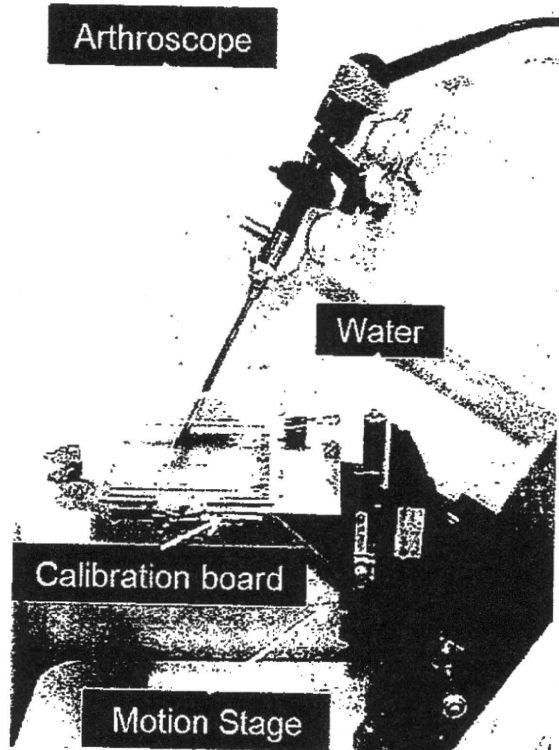


図3. Camera calibration unit

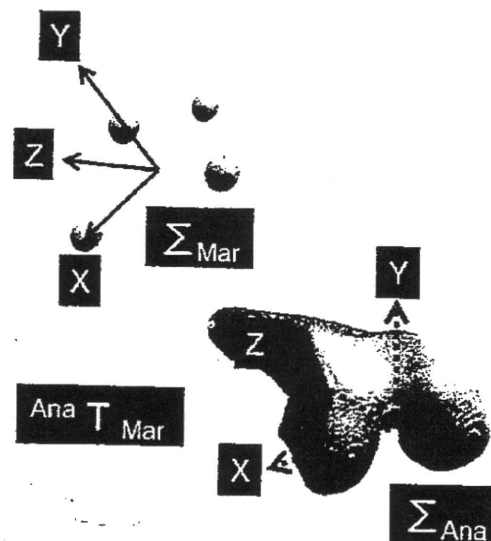


図4. 3D-bone model and coordinate systems : ${}^{Ana}T_{Mar}$ denotes the coordinate transform for Σ_{Ana} to Σ_{Mar} .

来から用いてきた座標系³⁾にできるだけ近くなるように任意に設定した(図4). 座標系の設定には, 専用ソフトウェアModel Viewer (LEXI社, 東京)を用いた.

4. レジストレーション

レジストレーションでは, 実空間における3次元骨モデルの位置・姿勢を推定する. そのためには, 前述の Σ_{Ana} から骨に設置したマーカ上に設定した座標系 Σ_{Mar} への座標変換 ${}^{Ana}T_{Mar}$ を求めればよい. レジストレーション手法は, 2方向透視X線画像と3次元骨モデルを用いた2D/3Dレジストレーションとした.

レジストレーション手順を以下に示す. まず骨及びマーカを2方向透視X線撮影 (ARTIS dTA, SIEMENS社, Germany) し, 撮影時を再現する仮想空間を設定する. 次に, マーカの3次元位置を2つの透視画像から推定し, Σ_{Mar} を設定する. 仮想空間に骨モデルを呼び込み, 2D/3Dレジストレーションを用いて透視X線像に骨モデルの仮想投影像を重ね合わせる¹⁾. 透視X線画像の骨輪郭は, 半自動抽出法を用いて抽出した⁴⁾. その結果, 仮想空間における骨モデルの位置・姿勢が得られる. これらの手順から, Σ_{Ana} から Σ_{Mar} への座標変換 ${}^{Ana}T_{Mar}$ が得られる. (図4). レジストレーション誤差は, 予備実験より屈曲伸展 $0.1 \pm 0.11\text{deg}$, 内反外反 $0.1 \pm 0.24\text{deg}$, 回旋 $0.4 \pm 0.32\text{deg}$, 内外方向 $0.1 \pm 0.51\text{mm}$, 前後方向 $0.1 \pm 0.25\text{mm}$, 遠近方向 $-0.3 \pm 0.26\text{mm}$ であった.

システム総合精度評価

1. 実験方法

対象は, 新鮮凍結右切断下肢1体とした. 実験手順を以下に示す. まず切断肢の関節を切開し, ACLを切除した. ACL附着部内に目標点となるピン (径:0.89mm, 材質:チタン・ニッケル合金)を刺入し, その後閉創した. 次に大腿骨にマーカを設置し, 2方向透視X線撮影及びCT撮影した. CT撮影データを用いて骨モデルを作成し, CTモデル上の目標点位置を設定した(図5). この3次元値を精度評価の「真値」とした. 最後に鏡視画像上に目標点を表示し,

表示された目標点をプローブでデジタル化した(図6). この3次元値を「測定値」とした. 誤差は「真値と測定値との距離」とした. 検者は整形外科医3名とし, デジタル化回数は7回とした.

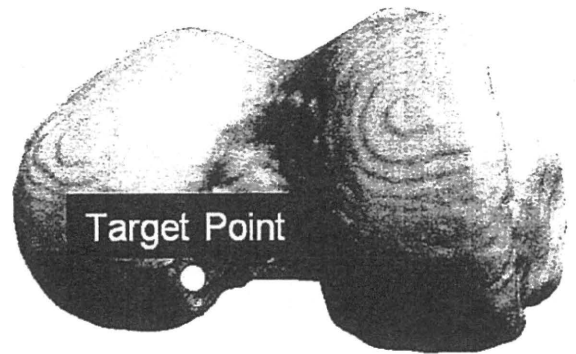


図5. Target point for total accuracy evaluation.

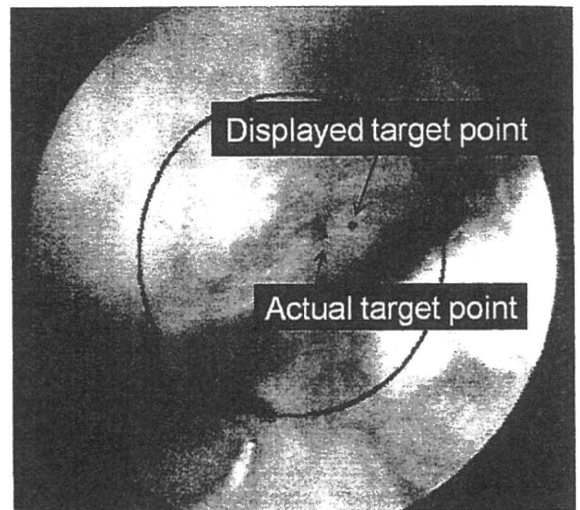


図6. Superimpose display of the target point.

2. 実験結果

図7にシステム総合精度評価の結果を示す. 誤差は検者Aで $2.01 \pm 0.067\text{mm}$, 検者Bで $1.94 \pm 0.117\text{mm}$, 検者Cで $1.90 \pm 0.147\text{mm}$ であった.

考 察

我々は関節鏡視下手術の支援を目的として, 骨モデルを術中の鏡視画像に重ね合わせて表示するシステムを開発してきた^{2), 5), 6)}. 今回はACL再建術における大腿骨孔位置を目標点に設定し, システムの総合精度を評価した. 本システムの特徴は, 術前計画を鏡視画像上にリア

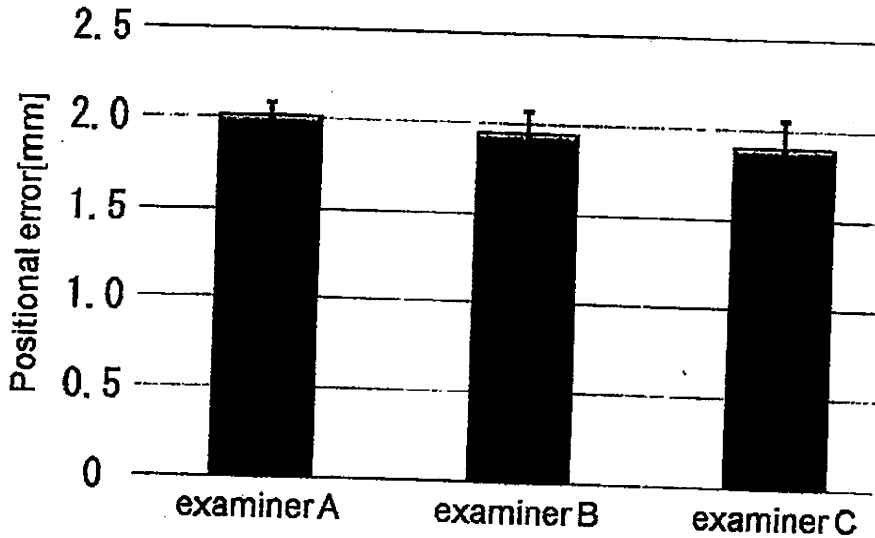


図7. Positional error of the target point : the error was evaluated as the distance between their actual position and corresponding measured position.

ルタイムで表示できることであり、過去に同様のシステムは開発されていない。実験よりACL再建術において術前に決定した大腿骨孔の位置を術中の鏡視画像に直接表示可能であり、術者にとって理解しやすい手術ナビゲーションシステムであると考えられる。さらに手術支援だけでなく、次に述べるように、関節鏡視下手術において様々な定量評価が可能になると考えられる。

3次元モデルを用いれば、局所の解剖などを反映した術前計画が可能となる。その計画結果、例えば骨孔の位置・姿勢などは、臨床で一般的に用いられるX線やCTなどの医療画像情報を用いて、多様に提示できる。例えば、関節鏡画像上に骨モデルと術前計画情報を同時に表示できるため、手術中にいくつもの画面でデータや状況を確認する必要がなくなる。関節鏡画像内での術者の判断は、経験や主観的な判断に依存しやすい。しかし、本システムを用いれば、術前計画や術後での定量評価が可能になり、さらに術式間あるいは術者間の客観的比較も可能になる。このように、本システムは関節鏡視下手術ナビゲーションに応用できる可能性が高いと考えられる。

システム総合精度は、検者3名の平均誤差で1.95mmであった。この結果は、いまだ臨床応

用には不十分であるため、さらなるシステムの改善が必要である。おもな誤差要因には、レジストレーション誤差、トラッキング誤差、関節鏡カメラ校正誤差、プローブでのデジタル誤差の4つがある。予備実験の結果などから、その中でもレジストレーション誤差が最も大きいと考えられる。そのため、レジストレーション手法の改善が当面の課題である。今後は、ACL再建術だけでなく、さまざまな関節鏡手術に応用を拡大したいと考えている。そのためには、軟骨や半月板といった軟部組織情報をもつMRIモデルも用いる必要がある。それも今後の課題である。

ま と め

我々は関節鏡視下手術の支援を目的として、骨モデルを術中の鏡視画像に重ね合わせて表示するシステムを開発してきた。今回、切断肢を用いてシステムの総合精度を評価した。その結果、誤差は平均1.95mmとなった。今後の課題は、レジストレーション手法の改善、軟骨を含むMRモデルの導入である。

文 献

- 1) 平澤信, 林豊彦 他: 3次元コンピュータモデルと2方向X線像との重ね合わせを用いた人工関

- 節置換膝の位置・姿勢の推定. 信学技報102(89): 37-40, 2002.
- 2) 石谷周一, 林豊彦 他: 3次元骨モデルの鏡視画像への重ね合わせ表示システム—水中におけるカメラ校正及び切断肢を用いた精度評価—. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 30: 509-514, 2009.
- 3) 古賀良生, 寺島和宏 他: 3次元膝運動解析結果の評価法. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 18: 383-386, 1994
- 4) 織田広司, 林豊彦 他: 膝の透視X線画像における骨輪郭の半自動抽出法. 信学技報108(52): 33-38, 2008
- 5) 織田広司, 林豊彦 他: 3次元骨モデルの鏡視画像への重ね合わせ表示システム—骨輪郭の半自動抽出法を用いた2D/3Dレジストレーション—. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 30: 501-507, 2009.
- 6) 佐々木俊行, 林豊彦 他: 関節鏡ナビゲーション手術における骨モデルの鏡視画像への重ね合わせ精度評価. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 29: 241-246, 2008.
- 7) Yasuo N, Toyohiko H et al.: Automatic head positioning system using PSD-equipped camera-based photostereometry and a 5-degree-of-freedom robotized chair: calibration and accuracy verification. *Frontiers Med Biol Engng* 8 (1): 47-63, 1997.

MRI骨・軟骨モデルを用いた3次元下肢アライメント 評価システムの精度評価

笹川 圭右^{*1} 坂本 信^{*2} 小林 公一^{*2} 古賀 良生^{*3}
田邊 裕治^{*4} 大森 豪^{*5} 佐藤 卓^{*3}

Accuracy Estimation of Three-Dimensional Lower Extremity Alignment
Assessment System Using MRI Models for Bone and Cartilage.

Keisuke SASAGAWA, PhD., Makoto SAKAMOTO, PhD., Koichi KOBAYASHI, PhD.,
Yoshio KOGA, MD., Yuji TANABE, PhD., Go OMORI, MD., Takashi SATO, MD.

Abstract

The objective of this study was to estimate the accuracy of the three-dimensional (3D) lower extremity alignment assessment system after a bone-cartilage model from MRI was applied. We devised an automatic construction algorithm that could set an intermediate coordinate system in femoral and tibial MRI models. This automatic construction algorithm was used in CT and MRI models reconstructed from scanning data of five volunteers. After 2D-3D image registration with 3D bone models and biplanar X-ray (CR) images, we compared the MRI model application with CT model application. Errors of image matching position between CT and MRI models were within 1.0 degree and 1.5 mm, respectively. The anatomical coordinate systems of a femur and a tibia were reconstructed with three reference points in the CR coordinate system. Errors of the anatomical coordinate system between CT and MRI model application were within 1.0 degree and 1.0 mm, respectively. It was indicated that 3D lower extremity alignment could be evaluated with his combination of an MRI model and biplanar X-ray images.

Key words : MRI model. Biplanar X-ray images. Lower extremity alignment. CT model. Knee.

-
- ※ 1 新潟大学 工学部機械システム工学科
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
※ 2 新潟大学 医学部保健学科
〒951-8518 新潟県新潟市中央区旭町通2-746
※ 3 新潟医療センター
〒950-2022 新潟県新潟市西区小針3-27-11

- ※ 4 新潟大学工学部附属工学力教育センター
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
- ※ 5 新潟大学超域研究機構
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

Corresponding Author : Keisuke SASAGAWA, PhD.
Faculty of Engineering, Niigata University
8050 Ikarashi-2-no-cho, Nishi-ku, Niigata 950-2181, Japan
Tel & Fax : 025-262-5487
E-mail address : ksasagawa@eng.niigata-u.ac.jp

はじめに

我々が開発した3次元(以下3D)下肢アライメント評価システム(Knee CAS, LEXI社製)は2方向(正面および60度斜角)でのコンピュータX線撮影(以下CR)像とCTデータを再構築して作成した3D骨形状モデル(以下CTモデル)を用いて、立位での下肢アライメントを解析、評価できる。しかし、CTモデルは骨形状のみの情報であるため、関節を構成する軟骨や半月板、靭帯などの軟部組織を考慮することはできず、さらに放射線被曝の問題もある。これらの点を考えると、3Dモデルには軟部組織が描出可能なMRIにより作成された3Dモデル(以下MRIモデル)が有用と考えられる。MRIを用いて膝関節の接触解析および運動解析が多くの研究者によって行われている^{1), 4), 8)}が、立位下肢のアライメント評価にMRIを利用した報告はない。

そこで著者らは先行研究において、骨幹端部のみを対象として作成されたMRIモデルに中間座標系を設定する半自動設定法を考案して、3次元下肢アライメント評価システムへの適用を試みた⁶⁾。しかし、設定した中間座標系の誤差やイメージマッチング誤差の影響のため、回転成分3.7deg、並進成分1.7mmの平均誤差があり、臨床応用への精度に達しなかった。そこで本研究では、中間座標系の設定法の改良を行い、その中間座標系をCTモデルとMRIモデルに設

定した。そのCTモデルとMRIモデルを用いて3次元下肢アライメント評価法^{3), 5), 10)}によるイメージマッチングでの比較を行い、下肢アライメント評価システムへのMRIモデルの適用を検討した。

実験方法

1. 対象と撮影条件

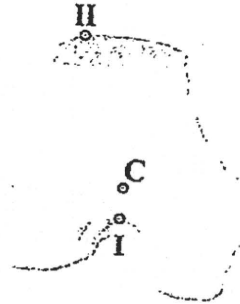
対象は健常ボランティア5名の7膝(L:2膝, R:5膝)で、各被験者に3次元下肢アライメント評価法^{3), 5), 10)}に従って2方向CR撮影とCT撮影およびMR撮影を行った。被験者には実験方法について十分に説明の上同意を得た後、実験を行った。なお、本研究は新潟大学における倫理委員会での承認を受けて実施した。CRおよびCTでは下肢全長を撮影し、MRIでは膝関節部の撮影を行った。撮影条件は施設の撮影装置や被験者の体格などにより決定した。CT撮影はslice thickness: 1.0~2.5mm, pixel size: 0.68×0.68mm², 横断面であり、MR撮影はslice thickness: 1.0~1.4mm, pixel size: (0.29×0.29)~(0.35×0.35)mm², 矢状断面とした。取得されたCT画像とMR画像から3次元再構築ソフトウェア(ZedView ver. 4.0, LEXI社製)を用いて大腿骨と脛骨の3D骨モデルを構築した。画像における骨領域の分割はCTでは閾値設定、MRIでは手動デジタイズで行った。CTモデルは骨全長の3Dモデル、MRIモデルは骨端・骨幹端部の3Dモデルである。

2. 骨端座標系 (Σ_{MO}) の自動設定法

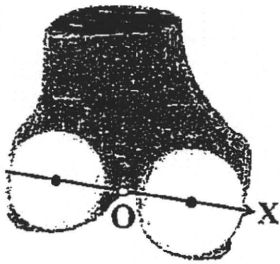
3D骨モデルに中間座標系を設定するために、骨端座標系の半自動設定法⁶⁾を改良して、3Dモデルの形状データを利用して自動的に骨端座標系 (Σ_{MO}) を設定できる自動設定法を新たに考案した。

大腿骨の3D骨モデルに対する骨端座標系 (Σ_{MO}) の自動設定法を図1に示す。はじめに構築された3D骨モデルの形状データから参照点3点を取得して、その3点から仮の座標系を構築する(図1-(a))。参照点3点は3D骨モデルの形状

データ群に対する重心と、重心からの最遠距離にある頂点、最遠点、そして最近距離にある頂点、最近点である。次に、3D骨モデルの重心と最近点を用いて、大腿骨の内外側後顆関節面の頂点群を抽出する。3Dモデルの重心は後顆よりも近位側、最近点は重心よりも後方側に位置しているため、重心よりも遠位側で最近点よりも後方側の頂点群を抽出する。抽出された内外側の頂点群にそれぞれ球をフィッティングする。そしてフィッティングした内外側の2つの球中心を通る直線をX軸、2つの球中心の中点



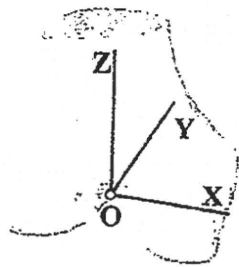
(a) Pre-coordinate system setting with 3 reference points. C: a gravity center of 3D bone model, I: the closest point of a gravity center of 3D bone model, H: the most far-off point for a gravity center of 3D bone model.



(b) Determination of X axis and point of origin (O).



(c) Determination of Z axis.

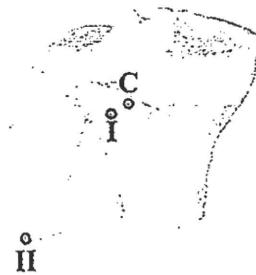


(d) Femoral model constructed model coordinate system (Σ_{MO}).

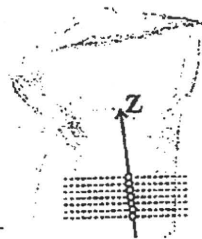
図1. Automatic coordinate construction algorithm for the distal metaphyseal model of femur.

を原点 (O) と決定する (図 1-(b)). その後、設定した X 軸に沿って大腿骨モデルを投影し、骨幹部の骨軸方向を Z 軸と決定する (図 1-(c)). 骨幹部のスライス画像を複数取得して、各スライス画像の骨輪郭に楕円近似を適用する。近似楕円の中心群を直線回帰することで骨軸方向を算出する。Y 軸は X 軸と Z 軸の外積によって決定することで座標系を設定する (図 1-(d)).

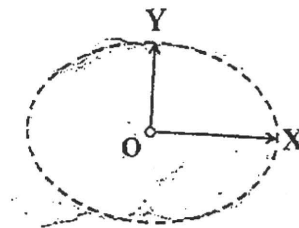
脛骨の 3D 骨モデルに対する骨端座標系 (Σ_{MO}) の自動設定法を図 2 に示す。大腿骨の場合と同様に 3D 骨モデルの参照点 3 点から仮の座標系を構築する (図 2-(a)). 次に、仮の Z 軸に垂直な骨幹部のスライス画像を遠位側から複数取得して、各スライス画像の骨輪郭を楕円に近似する。近似楕円中心を直線回帰した線を骨軸中心線、Z 軸に決定する (図 2-(b)). そして、その Z 軸に沿って脛骨関節面形状を投影し、脛



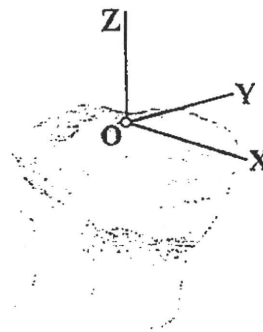
(a) Pre-coordinate system setting with 3 reference points. C: a gravity center of 3D bone model, I: the closest point of a gravity center of 3D bone model, II: the most far-off point for a gravity center of 3D bone model.



(b) Determination of Z axis.



(c) Determination of X and Y axes and point of origin (O).



(d) Tibial model constructed model coordinate system (Σ_{MO}).

図 2. Automatic coordinate construction algorithm for the proximal metaphyseal model of tibia.

骨の骨輪郭に楕円近似を適用することで、近似楕円の長軸・短軸をそれぞれX軸・Y軸に決定する(図2-(c))。さらに楕円の中心を原点(O)とし、原点をZ軸に沿って関節面に移動することで座標系を設定する(図2-(d))。

3. 評価方法

構築されたCTモデルとMRIモデルにそれぞれ骨端座標系(Σ_{MO})を設定する。座標系設定後、CTモデルとMRIモデルを2方向CR像にそれぞれ3回ずつ自動イメージマッチングを行う。マッチング後、CTモデルでの位置姿勢とMRIモデルでの位置姿勢を比較し、CTモデルに対するMRIモデルの位置姿勢誤差を求めた。マッチング後の位置姿勢は世界座標系における3D骨モデルの位置姿勢を示す。

次に、イメージマッチング後の世界座標系において、従来から3次元下肢アライメント評価法^{2), 5), 10)}で用いている解剖学的座標決定に従い、大腿骨と脛骨でそれぞれ参照点3点を取得して、その3点により解剖学的座標系を設定する。参照点は大腿骨の場合、大腿骨頭中心と内外側後顆関節面形状への近似球中心2点とし、脛骨の場合では脛骨遠位関節面中心と内外側脛骨関節縁点2点とした。CTモデルは骨全長モデルであるため、参照点は3D骨モデルから取得する。MRIモデルは骨幹端モデルであるため、骨端・骨幹端部の2点は3D骨モデルから取得し、大腿骨頭中心と脛骨遠位関節面中心をそれぞれCR画像から取得する(図3)。そしてCTモデルに対するMRIモデルの解剖学的座標系誤差を求めた。

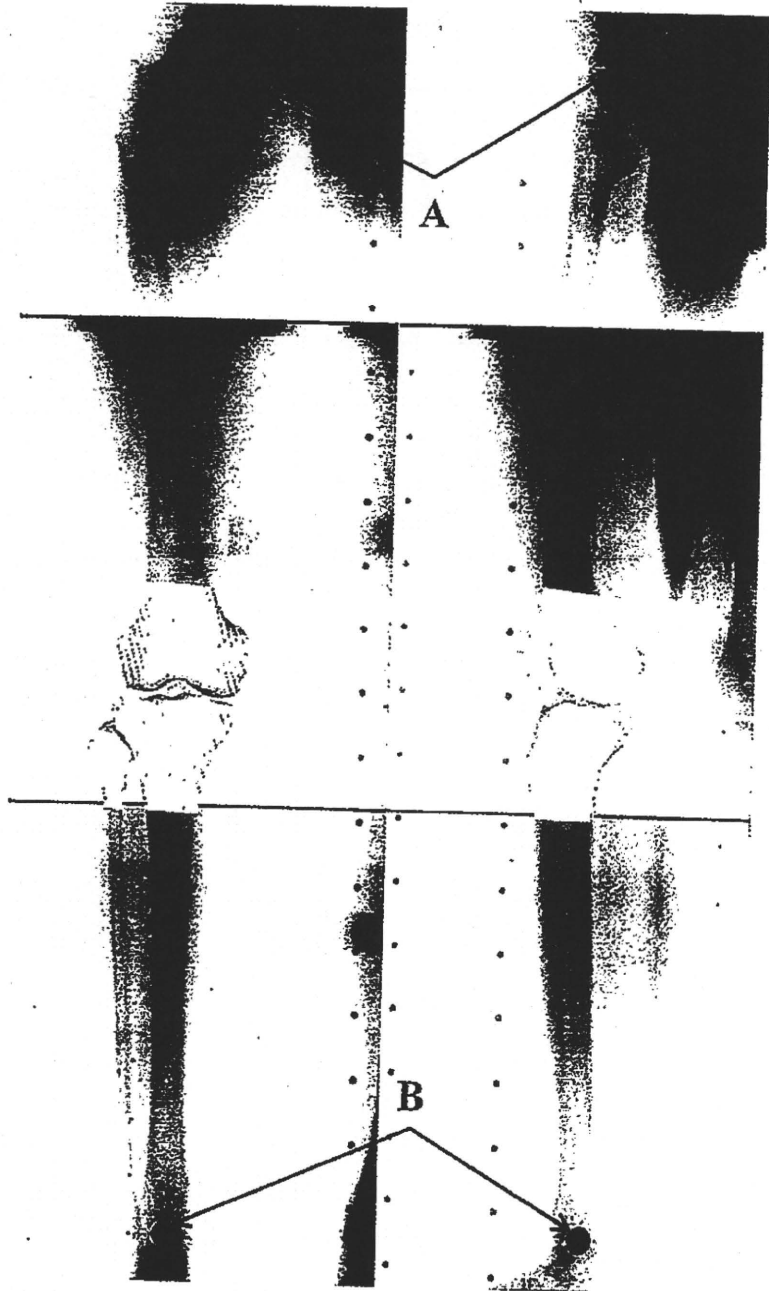


図3. Automatic image matching with the MRI model. For anatomical coordinate system setting, the center of femoral head (A) and the center of distal articular surface of tibia (B) were acquired on CR images.

結 果

CTモデルとMRIモデルを2方向CR像に自動イメージマッチングした際のCTモデルを基準としたMRIモデルの位置姿勢誤差を図4に示す。位置姿勢誤差は、大腿骨では平均で1 deg.

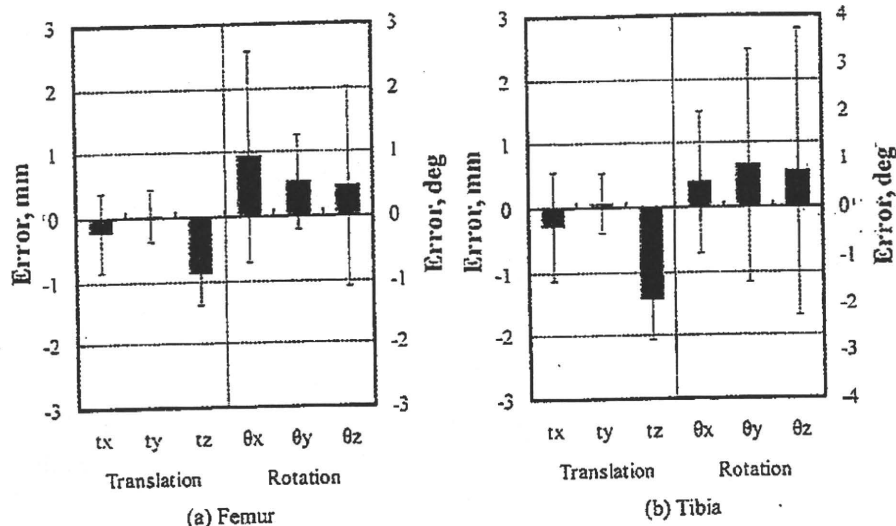


図4. Error of image matching positions of the metaphyseal coordinate system between CT model and MRI model.

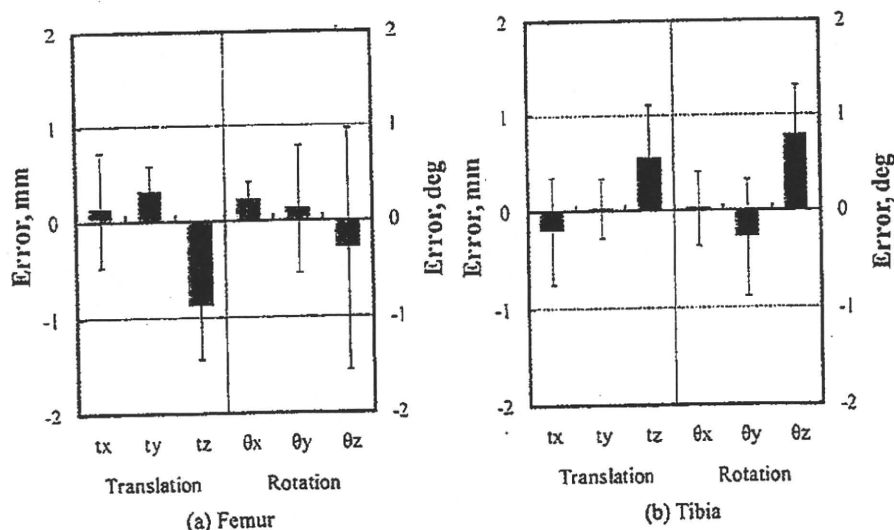


図5. Error of the anatomical coordinate systems between CT model and MRI model after correction by detection of the position of femoral head and ankle.

1 mm以内であったが、脛骨では1 deg. 1.5mm以内であった。しかし大腿骨と脛骨の両方において回転成分誤差の標準偏差が大きかった。

イメージマッチング後に構築された解剖学的座標系のCTモデルを基準としたMRIモデルでの座標系誤差を図5に示す。並進成分では、イメージマッチングでの位置姿勢誤差と同様にXとY方向よりもZ方向で大きな誤差が見られたが、平均1 mm以内であった。回転成分では大腿骨と脛骨の両方で標準偏差が小さくなり、平均1 deg以内になった。

考 察

骨全長のCTモデルを用いた2方向CR像へのイメージマッチングは下肢アライメントを3次元的に評価するために有効な方法であり、この方法の有用性や推定精度が良好であることは報告されている^{3), 5), 10)}。Kobayashiら³⁾はこの方法による大腿骨と脛骨の相対位置関係が0.7 deg, 0.5mmの平均誤差であることを示した。MRIモデルの使用は放射線被曝を低減するとともに軟部組織情報の利用が可能になるため、著

者らは下肢アライメント評価へのMRIモデルの適用を検討した⁶⁾が、2方向CR像へのイメージマッチングにおいてCTモデルと比較した設置位置姿勢の平均誤差は3.7deg, 1.7mmであった。臨床への応用には1deg, 1mm以内の空間精度が要求される⁹⁾ことから、臨床応用できる精度には達しなかった。その要因には半自動で設定されたCTモデルとMRIモデル間の中間座標系誤差と、骨幹端部のみによるマッチング誤差が挙げられた。そこで中間座標系の半自動法⁶⁾を改良して、手動操作をなくした自動設定法を考案した。そしてイメージマッチングの結果、CTモデルと比べてMRIモデルの位置姿勢誤差は平均1deg, 1.5mm以内となり、特に回転成分誤差の標準偏差が高かった(図4)。設置位置姿勢誤差の並進成分は設置された3Dモデル間の原点位置の差異を表しており、並進成分誤差が平均1.5mm以内であることからMRIモデルの原点位置がCTモデルとほぼ同じ位置にあると考えられる。CTモデルとMRIモデル間にはモデル形状の違いが存在する⁷⁾ため、中間座標系設定を自動化しても中間座標系誤差をなくすのは困難であり、依然として中間座標系誤差はマッチング後の位置姿勢誤差の要因となる。

中間座標系の自動設定法はCTモデルとMRIモデルの中間座標系誤差を改善できたと考えられるが、MRIモデルによるイメージマッチングに限界があると思われた。そこでCTモデルとMRIモデルによる結果の比較において、双方で共通使用のCR画像に着目した。イメージマッチング後に、世界座標系での3次元下肢アライメント評価法^{2), 5), 10)}に準じた参照点から解剖学的座標系を設定することを考えた。CTモデルではそれら参照点がCTモデルに含まれているので、マッチングした時点で解剖学的座標系の設定が可能であるが、MRIモデルでは膝関節から離れている大腿骨頭中心と脛骨遠位関節面中心がMRIモデルに含まれていない。そのため、CR画像から参照点を取得することで解剖学的座標系の設定を可能にした。その結果、新たに設定された解剖学的座標系のCTモデルとMRI

モデル間の比較は平均で1deg, 1mm以内となり、臨床応用に十分な結果となった(図5)。この解剖学的座標系はマッチング後の参照点を使用するため、その設定精度はマッチング誤差に影響される。したがって設定精度をより高めるには骨幹端部のみによるマッチング誤差が小さいことが求められ、それにはイメージマッチングに影響を与える3Dモデルの形状精度を高める必要がある。そのためにはMRI画像から高精度で3Dモデル化する手法の検討も必要である。

本研究手法は、MRIモデルと2方向CR像を用いることで下肢アライメントの3次元評価の可能性を示唆した。MRIモデルの使用は骨情報に軟骨情報を追加することができ、MRIモデルによる立位下肢のアライメント解析を可能にするとともに、立位における膝関節の関節軟骨接触の評価も可能になる。本研究は健康者を対象としたため、今後の臨床応用に向けて、変形性膝関節症(膝OA)などの患者を対象とした術前・術後評価などの検討を行う必要がある。

まとめ

MRIモデルの3次元下肢アライメント評価システムへの応用について検討した。MRIモデルのイメージマッチング後に構築した解剖学的座標系の誤差は、平均で1deg, 1mm以内であった。MRIモデルと2方向CR像を用いることで下肢アライメントの3次元評価の可能性を示唆した。

<謝 辞>

本研究は日本学術振興会科学研究費補助金(基盤研究(B) No. 21360050)の助成を受けて行われた。ここに記して謝意を表する。

文 献

- 1) Johal P, Williams A et al : Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI. *J Biomech* 38 : 269-276, 2005.

- 2) 解農, 古賀良生 他: 3次元下肢アライメント評価における解剖学的座標の半自動化による精度向上. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 30: 493-500, 2009.
- 3) Kobayashi K, Sakamoto M et al.: Automated image registration for assessing three-dimensional alignment of entire lower extremity and implant position using bi-plane radiography. *J Biomech* 42: 2818-2822, 2009.
- 4) Kozanek M, Hosseini A et al.: Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait. *J Biomech* 42: 1877-1884, 2009.
- 5) Sato T, Koga Y et al.: Three-dimensional lower extremity alignment assessment system. Application to evaluation of component position after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 19: 620-628, 2004.
- 6) 笹川圭右, 石谷周一 他: MRIモデルの3次元下肢アライメント評価システムへの応用. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 30: 479-486, 2009.
- 7) 笹川圭右, 渡辺聡 他: MRIとCTを用いた3次元骨形状モデルの精度に関する検討. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 29: 397-402, 2008.
- 8) Scarvell JM, Smith PN et al.: Comparison of kinematics in the healthy and ACL injured knee using MRI. *J Biomech* 38: 255-262, 2005.
- 9) 鳥脇純一郎: X線像のコンピュータ支援診断—研究動向と課題. 電子情報通信学会論文誌 83: 3-26, 2000.
- 10) 山崎芳裕, 根本篤志 他: 3次元下肢アライメント評価システムのモデルイメージマッチングによる臨床評価の精度検討. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 25: 291-296, 2004.

イメージレジストレーション法による膝関節の接触動態解析

小田川健一^{#1} 豊田 貴嗣^{#2} 小林 公一^{#3} 谷藤 理^{#5}
笹川 圭右^{#2} 佐藤 卓^{#5} 坂本 信^{#3} 古賀 良生^{#5}
田邊 裕治^{#4} 大森 豪^{#6}

Analysis of contact behavior of knee joint using image registration method.

Kenichi ODAGAWA, Takatsugu TOYODA, Koichi KOBAYASHI, PhD.,
Osamu TANIFUJI, MD., Keisuke SASAGAWA, PhD., Takashi SATO, MD.,
Makoto SAKAMOTO, PhD., Yoshio KOGA, MD., Yuji TANABE, PhD., Go OMORI, MD.

Abstract

This study investigated in-vivo contact kinematics of the tibiofemoral joint during standing, walking and knee flexion. Two male subjects with no history of injury in the lower extremities participated in this study. Each subject's lower limbs were examined by computed tomography (CT) scan and magnetic resonance imaging (MRI) to reconstruct 3-dimensional (3D) bone and articular cartilage models of the femur and tibia. Each bone model was combined with the corresponding cartilage model with accuracies of 0.54 mm and 0.66 deg. Each subject underwent biplanar X-ray while standing and single-plane X-ray during heel-contact to toe-off and knee flexion. Ground reaction force was measured simultaneously with a force plate. The 3D positions of the femur and tibia were determined using a 2D-3D image registration technique. The 3D mechanical axis was measured using biplanar standing radiographs. An occluded area between the femoral and tibial cartilage models was defined as the contact area. In the standing posture, the contact area depended on directions of the mechanical axis and ground reaction force. During heel-contact to toe-off, the contact area increased as the ground reaction force increased. As the flexion angle increased, the contact area tended to decrease while the ground reaction force remained constant.

Key words : Knee motion, Contact, Alignment, Image registration.

※ 1 新潟大学大学院 自然科学研究科
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

※ 2 新潟大学 工学部機械システム工学科
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

- ※ 3 新潟大学 医学部保健学科
〒951-8518 新潟県新潟市中央区旭町通2-746
- ※ 4 新潟大学工学部附属工学力教育センター
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
- ※ 5 新潟医療センター 整形外科
〒950-2022 新潟県新潟市西区小針3-27-11
- ※ 6 新潟大学超域研究機構
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

Corresponding Author : Koichi KOBAYASHI, PhD.

Department of Health Sciences, Niigata University School of Medicine
2-746 Asahimachi-dori, Chuo-ku, Niigata 951-8518, Japan
Tel & Fax : 025-227-0935
E-mail address : kobayasi@clg.niigata-u.ac.jp

はじめに

近年、膝関節の2D-3Dレジストレーションによる運動解析が行われている。その多くがX線とCT画像からの3次元骨形状モデルを用いた遠位大腿骨形状、近位脛骨形状の相対位置変化の検討である⁶⁾。しかし、運動に伴う接触状態の検討には軟骨情報が必要である。また、OA膝などの異常運動の解析において大腿脛骨間の軟骨接触を推察することの意義は大きい。MRIを用いることで軟骨を含む関節状態の検討が可能であるが、MRIから作成した骨モデルには形状精度やレジストレーション精度に課題が残されている^{1), 2), 4)}。そこで本研究は、膝関節に作用する荷重状態の解析方法として、CT骨モデルを用いた2D-3Dレジストレーションによる運動評価を行い、CT骨モデルにMRIから作成した軟骨モデル情報を付加することで、運動時の関節軟骨接触状態の推定を試みた。

実験方法

1. 骨・軟骨モデル作成

健康男子2名(23, 26歳)に対し、下肢全長CT撮影(TOSHIBA社製 X-Vision, Slice thickness : 1.0 [mm], Matrix size : 640×512 [pixels],

Pixel size : 0.35×0.35 [mm])と膝MRI撮影(Philips社製 INTERA Achieva 1.5 [T], Slice thickness : 1.0 [mm], Matrix size : 512×512 [pixels], Pixel size : 0.31×0.31 [mm])を行った。3次元再構成ソフトウェア(LEXI : Zed View DB 4.0)を用い、3次元骨形状モデルと3次元軟骨形状モデルを構築した。MRI画像における骨および関節軟骨のセグメンテーションは手動で行った。再構築した3次元骨形状モデルには、解剖学的参照点を基に左右方向をX軸、前後方向をY軸、上下方向をZ軸とする局所座標系を構築した。

2. 骨-軟骨フィッティング

CT骨モデルとMRI軟骨モデルの前額面、横断面、矢状面スライス画像情報を用い、骨輪郭と軟骨輪郭の手動によるフィッティングを行った(図1)。これより、大腿骨と大腿骨軟骨、脛骨と脛骨軟骨の座標系の相対位置を算出した。また、骨モデルと軟骨モデルのフィッティング精度は、ブタ切断肢(大腿骨遠位部・脛骨近位部)を用いた実験により検証した。その結果、大腿骨遠位部において、並進成分の最大RMSEが0.39 [mm] (内外側方向)、回転成分の最大RMSEが0.66 [deg] (屈伸方向)であり、脛骨近位部において、並進成分の最大RMSEが0.54

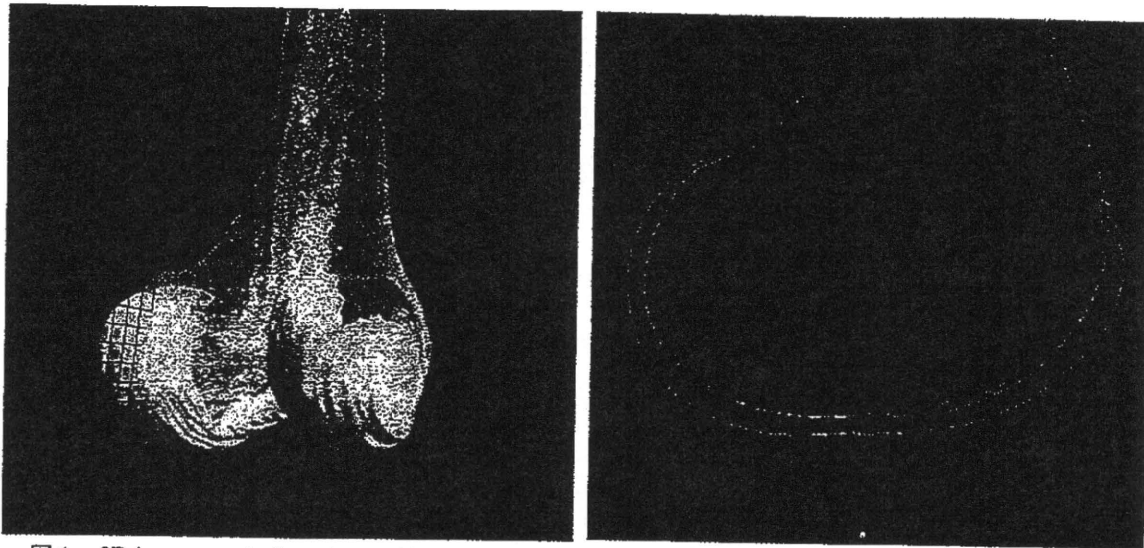


図1. 3D images and slice views of bone and cartilage models obtained from the model fitting method.

表1. RMSE for model fitting method of femur-femur cartilage and tibia-tibia cartilage.

	Translation [mm]			Rotation [deg]		
	<i>Medial-Lateral</i>	<i>Posterior-Anterior</i>	<i>Proximal-Distal</i>	<i>Flexion-Extension</i>	<i>Adduction-Abduction</i>	<i>External-Internal</i>
Femur relative to Femur Cartilage	0.39	0.2	0.38	0.66	0.61	0.41
Tibia relative to Tibia Cartilage	0.54	0.18	0.2	0.47	0.32	0.54

[mm] (内外側方向), 回転成分の最大RMSEが0.54 [deg] (内外旋方向)であった(表1).

3. 透視X線撮影

フラットパネルディテクタ (シーメンス社製 AXIOM Artis dTA, Matrix size : 1240×960 [pixels], Flame rate : 30 [f/s]) を用い, フラットパネルディテクタの撮影範囲を考慮して, Heel Strike~Toe offまでの歩行動作と, 膝屈曲動作を側面より連続透視X線撮影した. 撮影時にフォースプレート (キスラー社製 A9261) を設置することにより, 動作時の床反力を測定した(図2). また, 対象の3次元立位下肢アライメント算出のため, 立位荷重下における正面と60度斜角の2方向X線撮影と床反力の同時測定を行った.

4. 2D-3Dイメージレジストレーション

連続透視X線撮影で取得した画像に対し, CT骨モデルの輪郭情報を用いたイメージレジ

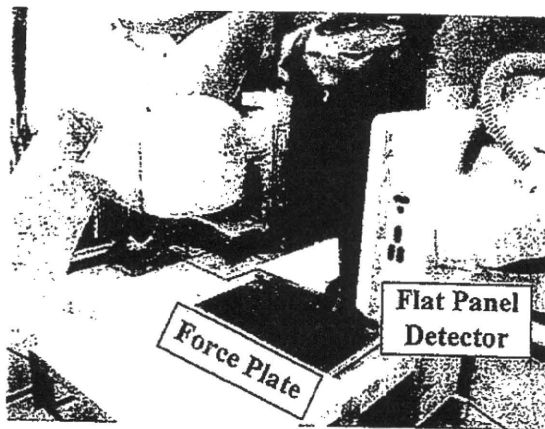


図2. Experimental circumstance.

ストレーションを行うことで, 各画像における大腿骨と脛骨の3次元位置関係を取得した. そして, 予め算出しておいたCT骨モデルとMRI軟骨モデルの相対位置情報を付加することで, 各画像におけるMRI軟骨モデルの3次元位置関係を取得した(図3). また, 2方向X線撮影