

201027022A

厚生労働科学研究費補助金

障害者対策総合研究事業（身体・知的等障害分野）

体幹保持機能障害のある身体障害者に対して生体内3次元解析システムを用いた脊椎骨構築および動態情報フィードバック型革新的体幹保持デバイスの開発に関する研究

(H22-身体・知的-一般-004)

平成22年度 総括研究報告書

研究代表者 菅本 一臣

平成23（2011）年 5月

研究報告書目次

目 次

総括研究報告

幹保持機能障害のある身体障害者に対して生体内3次元解析システムを用いた脊椎骨構築および動態情報フィードバック型革新的体幹保持デバイスの開発に関する研究 菅本 一臣	1
--	---

分担研究報告

脳性麻痺側彎症における体幹保持破綻に伴う脊椎変形の生体内3次元解析に関する研究 梶浦 一郎	2
--	---

正常脊椎における高精度3次元動態計測法と変形脊椎計測への応用に関する研究 山崎 隆治	3
---	---

研究成果の刊行に関する一覧表

研究成果の刊行に関する書籍	5
研究成果の刊行に関する雑誌	21

厚生労働科学研究費補助金（障害者対策総合研究事業（身体・知的等障害分野））
総括研究報告書

体幹保持機能障害のある身体障害者に対して生体内3次元解析システムを用いた脊椎骨構築および動態情報フィードバック型革新的体幹保持デバイスの開発に関する研究

総括研究者 菅本 一臣 大阪大学大学院医学系研究科寄附講座教授

研究要旨 身体障害者における体幹保持破綻に伴う脊椎変形に対して我々の施設で開発したコンピュータソフトを用いた評価システムを用いて、側弯における脊椎変形の3次元変形評価を正確でかつ詳細に行うことを目的とし、それを行った。

梶浦一郎・社会福祉法人 愛徳福祉会 南大阪療育園 理事長
山崎隆治・大阪大学臨床医工学融合研究教育センター 特任准教授

A. 研究目的

側弯症は一般に単一平面内での2次元変形ではなく、回旋を伴い複雑な変形をきたす3次元変形である。これまで側弯症の回旋変形に対し、レントゲン撮影を用いた2次元評価法が提唱されてきたが[Nash CL 1969]、レントゲン写真などを用いた2次元評価では、回旋や前後弯が強い場合に正確な評価が困難となり、このような2次元評価には限界が生じる。このため側弯症の回旋変形の正確な評価には3次元評価が必要となるが、これまで手法の限界からほとんどなされていない。脳性麻痺に伴う側弯症においても、脊柱変形のパターンを3次元的に検討した報告はこれまでは少ない。

B. 研究方法

骨関節の構築および動態を3次元的に解析できる様々なシステムを開発してきたという実績があるが、それを用いることにより骨の重心、長軸、短軸、骨構築状態の評価、移動距離など考えられる限りの様々なパラメーターを算出することで骨関節形態を評価することができる。今回脊椎側弯を有する身体障害者に対してCTにて頸椎より骨盤にかけて撮影を行い、脊椎骨構築異常の正確で詳細な3次元変形評価を行うことであった。

（倫理面への配慮）

CTでは被爆量を通常の1/10以下でも可能であり、全脊椎を撮影しても5mSv程度である。またそれは大学の倫理委員会にてすでに承認済みである。ただし被爆はゼロではなく、治療効果を正確に判定する目的があるとはいえ被験者に危険を及ぼす可能性があるために、インフォームドコンセントを得る必要がある。リスクなどを口頭で説明し同意書に署名された場合のみ解析を行う。同意が得られなかった場合にはCT撮影は行わない。また得られたデータは個人情報として扱われるべきものであるため、そのデータ管理にはセキュリティを十分考量する。

C. 研究結果

脳性麻痺側弯症8例、特発性側弯症8例を対象とした。これを撮影したものを共同研究者の梶浦らに解析を行わせた。

D. 考察

これまで考えられてきた以上に側弯における脊椎変形は平面的なものではなく、3次元的な変形が大きいことが明らかとなった。それをもとに最適のデバイスを作成する意義が改めて認識できた。

E. 結論

本研究では、側弯における脊柱変形の3次元評価を詳細に行い、従来の2次元評価指標との関係性を調べ3次元形態学的について明らかにした。側弯においては、特に回旋変形の生体内評価は本研究のような手法を用いなければ詳細な脊柱回旋変形の評価は、不可能であると考えられる。

F. 健康危険情報

CTでは被爆量を通常の1/10以下でも可能であり、全脊椎を撮影しても5mSv程度である。またそれは大学の倫理委員会にてすでに承認済みである。ただし被爆はゼロではなく、治療効果を正確に判定する目的があるとはいえ被験者に危険を及ぼす可能性があるために、インフォームドコンセントを得る必要がある。

G. 研究発表

1. 論文発表

In vivo Three-dimensional kinematics of the cervical spine during head rotation in patients with cervical spondylosis. Spine 36:778-83, 2011

2. 学会発表

脳性麻痺に伴う側弯変形の新しい装具療法
日本リハビリテーション医学会 2010年 鹿児島

H. 知的財産権の出願・登録状況（予定を含む。）

1. 特許取得

特願2007-328479

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

厚生労働科学研究費補助金（障害者対策総合研究事業（身体・知的等障害分野））
 分担研究報告書

脳性麻痺側彎症における体幹保持破綻に伴う脊椎変形の生体内3次元解析に関する研究

研究分担者 梶浦 一郎 社会福祉法人愛徳福祉会南大阪療育園理事長

研究要旨 脳性麻痺側彎症における体幹保持破綻に伴う脊椎変形に対して大阪大学で開発したコンピュータソフトを用いた評価システムを用いて、脳性麻痺側彎における脊椎変形の3次元変形評価を正確でかつ詳細に行うことを目的とし、それを行った。

A. 研究目的

側彎症は一般に単一平面内での2次元変形ではなく、回旋を伴い複雑な変形をきたす3次元変形である。これまで側彎症の回旋変形に対し、レントゲン撮影を用いた2次元評価法が提唱されてきたが[Nash CL 1969]、レントゲン写真などを用いた2次元評価では、回旋や前後弯が強い場合に正確な評価が困難となり、このような2次元評価には限界が生じる。このため側彎症の回旋変形の正確な評価には3次元評価が必要となるが、これまで手法の限界からほとんどなされていない。脳性麻痺に伴う側彎症においても、脊柱変形のパターンを3次元的に検討した報告はこれまでほぼない。

B. 研究方法

骨関節の構築および動態を3次元的に解析できる様々なシステムを開発してきたという実績があるが、それを用いることにより骨の重心、長軸、短軸、骨構築状態の評価、移動距離など考えられる限りの様々なパラメータを算出することで骨関節形態を評価することができる。今回脊椎側弯を有する身体障害者に対してCTにて頸椎より骨盤にかけて撮影を行い、脊椎骨構築異常の正確で詳細な3次元変形評価を行うことであった。

C. 研究結果

脳性麻痺側彎症8例を対象とした。
 ・側弯カーブは終椎付近で椎間の回旋変形が最も強く、頂椎付近で椎間の楔状変形が最も強い傾向をであった。
 ・従来の報告同様 Cobb 角と椎間の回旋、楔状変形はいずれも強い相関を示した(回旋： $r=0.83$ 、楔状変形： $r=0.90$)。
 ・Cobb 角あたりの椎間回旋角度、椎間傾斜角度はいずれも特発性側弯症に比べて大きくなる傾向が認められ、すなわち見かけの同じ Cobb 角に対する実際の椎間回旋、椎間楔状変形は、本症側弯症において特発性側弯症よりも大きくなっていた(回旋： $p=0.09$ 、楔状変形： $p<0.05$)。
 ・側弯形成への椎間および椎体の寄与率について考察し、両群とも椎体の寄与が大きかったが(CP: $p<0.05$, AIS: $p=0.09$)、2群間で有意差は認められなかった。

・最小椎弓根面積の左右比を求め、左右の非対称性は本症側弯症に比べ特発性側弯症で有意に強く認められた($p<0.01$)。

D. 考察

これまで考えられてきた以上に脳性麻痺側彎症における脊椎変形は平面的なものではなく、3次元的な変形が大きいことが明らかとなった。それをもとに最適のデバイスを作成する意義が改めて認識できた。

E. 結論

本研究では、脳性麻痺側彎における脊柱変形の3次元評価を詳細に行い、従来の2次元評価指標との関係性を調べ3次元形態学的について明らかにした。脳性麻痺側彎においては、特に回旋変形の生体内評価は本研究のような手法を用いなければ詳細な脊柱回旋変形の評価は、不可能であると考えられる。

G. 研究発表

1. 論文発表
なし
2. 学会発表
脳性麻痺に伴う側弯変形の新しい装具療法
日本リハビリテーション医学会 2010年 鹿児島

H. 知的財産権の出願・登録状況（予定を含む。）

1. 特許取得
特願2007-328479
2. 実用新案登録
なし
3. その他
なし

厚生労働科学研究費補助金（障害者対策総合研究事業（身体・知的等障害分野））
 分担研究報告書

正常脊椎における高精度3次元動態計測法と変形脊椎計測への応用に関する研究

研究分担者 山崎 隆治 大阪大学臨床医工学融合研究教育センター・特任准教授

研究要旨 正確な動態情報をフィードバックさせた新しい体幹保持デバイスを開発するためには、脊椎骨に特化した新たな3次元動態計測法の開発が必要となり、本研究では、脊椎骨における高精度3次元動態計測法を提案し、検証実験を行った。実験の結果、開発した手法は臨床応用において相当の3次元評価が可能であると考えられた。

A. 研究目的

我々はこれまでに、X線イメージ装置やCTまたはMRI装置を組み合わせることで骨関節の構築および動態を3次的に解析できる様々なシステムを開発し、脊椎骨についても生体内評価を可能にしてきた。一方で、“正確な動態情報”をフィードバックさせた新しい体幹保持デバイスを開発する点において、脊椎骨に特化した新たな3次元動態計測法の開発および改良が必要となり、本研究では、正常脊椎における高精度3次元動態計測法と変形脊椎計測への応用が目的となる。

B. 研究方法

まず、正常ボランティア1名を対象に、脊椎（主に胸・腰椎～骨盤）のCTを撮影し、各々の3次元骨モデル作成する。次に、動画対応型フラットパネルディテクタ装置（従来のX線イメージと異なり検出器が平面でかつ高解像度が得られる装置）を用い、変形脊椎の動きを模擬するために、乗馬型機器に被検者が騎乗し乗馬運動させた状態で脊椎を正面と側面から撮影する。最後に、各々正・側面の2次元動態画像から、2次元/3次元画像位置合わせ技術（画像認識技術）を用いて、全ての脊椎骨モデルの位置と姿勢を推定し、3次的な動態を計測・解析する。

実験として、1. 乗馬運動中の脊椎の3次元動態の可視化および観察、2. 第12胸椎～第1仙椎の棘突起の動きの解析、3. 回転パラメータ（側屈運動、前後運動、回旋運動）の解析、を実施した。

（倫理面への配慮）

新しい計測手法を用いた実験を行うにあたり、本研究機関における倫理委員会の承認を得、また被検者には検査目的の十分な説明を行って同意を得た。

C. 研究成果

実験1では、全ての画像において、各脊椎モデルの安定かつ高精度な位置・姿勢推定結果が得られ（検者間誤差で1mm、1°～最大2mm、2°程度）、スムーズな3次元動態の可視化結果が得られた。実験2では、棘突起の動き追跡・解析することにより、乗馬型機器運動に依存した脊椎の動きが反映された。実験3では、各回転パラメータの計測が、乗馬型機器運動（ここでは変形脊椎の動きを模擬していると仮定）を定量表現するのに改めて重要であることが分かった。

D. 考察

本研究における脊椎骨を対象とした3次元動態解析計測法は、安定かつ高精度な方法であり、変形脊椎の動きを模擬した実験結果からも、臨床応用において相当の評価が可能であると考えられる。

E. 結論

2次元/3次元画像位置合わせ技術を用いた正確な脊椎運動を3次的に初めて明らかにし、その有効性が確認された。これにより骨形態だけでなく、“正確な動態情報”をフィードバックさせた新しい体幹保持デバイスの開発を促進させる可能性がある。

G. 研究発表

- 1. 論文発表 なし
- 2. 学会発表

Three-dimensional determination of mobile-bearing total knee arthroplasty kinematics using X-ray fluoroscopy, Int J CARS Vol.5 Supple.1, 2010, Switzerland

A 3D spine kinematic measurement method on riding fitness machines using 2D/3D image registration, 日本生体医工学会 Vol.49 Supple.1, 2011年, 東京

H. 知的財産権の出願・登録状況 なし

研究報告書

別紙 4

研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ
菅本一臣、 山崎隆治	臨床医工学スキル アップ講座	倉智嘉久	臨床医工学・情報 学スキルアップシ リーズ	大阪大学 出版会	大阪	2010	312

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
長本行隆、菅本 一臣	In vivo Three-dimensional kinematics of the cervical spine during head rotation in patients with cervical s pondylosis	Spine	36	778-83	2011

2.3 医用画像による骨関節形態 および動態解析・予測

大阪大学大学院医学系研究科運動器バイオマテリアル学 菅本一臣
大阪大学臨床医工学融合研究教育センター 山崎隆治

● 1 ● はじめに ● ● ●

関節外科領域において、変形性関節症や関節リウマチなどの関節破壊を伴う慢性疾患は、高齢化社会に伴い、その患者数もますます増加し、新しい治療法の開発が社会的にも早急に求められている。形態・機能障害を受けた関節の機能再建には、人工関節置換術が現在最も有力な治療法であり効果的である。人工関節は近位・遠位骨に固定される金属コンポーネントと、摺動緩衝の役割を果たすポリエチレンインサートによって構成されており、部分的に解剖学的なデザインと工学的なデザインが取り入れられている。これらの工学的デザインには長期にわたる耐久性とさまざまな生体運動の制動性（拘束と許容）が要求される。一方、手術後の人工関節において、関節可動域の制限や不安定な動き、ポリエチレンインサートの磨耗や、術後疼痛などの障害が報告されている。それらは、一般に人工関節のデザインや手術操作に依存するところが大きく、人工関節の動態と密接にかかわっている。

このことから、術後人工関節の正確な動態を計測・解析することはきわめて重要課題となっており、精密かつ詳細な解析は、ヒトの機能的な特徴を考慮した人工関節の開発や新しい治療法（手術手技）を確立するために必須となっている。また、人工関節に置換されていない骨関節の詳細な運動機能評価を行うことは、人工関節との機能比較のみならず、骨関節機能病態の解析、診断支援、整形外科手術支援などさまざまな方面で応用が期待されている。

本章では、先進医用画像処理技術を用いた骨関節動態計測・解析法と、人工関節を含む各種骨関節の最新の解析データを中心にその臨床的意義について述べる。

● 2 ● 医用画像を用いた骨関節動態計測・解析法 ● ● ●

画像位置・重ね合わせ技術

近年の医用画像装置の急速な発展やコンピュータ処理技術の進歩に伴い、複数画像間の位置・重ね合わせ（レジストレーション）技術はコンピュータ支援診断やコンピュータ支援手術に応用されるようになった。医用画像処理の中でも、画像のレジストレーションは、セグメンテーション（対象領域抽出処理）と同様、重要な要素技術の一つである。たとえば、CT（Computed Tomography）や

MRI (Magnetic Resonance Image) 装置から得られる形態学的情報をもつ画像と、PET (Positron Emission Tomography) や SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) などの機能情報をもつ画像をレジストレーションし可視化することで、より多くの情報量をもった画像が得られ、診断精度の向上が期待できる。画像のレジストレーションは、2次元-2次元 (2D-2D) 画像どうしで行われるものから、ボリュームやサーフィスデータを用いる3次元-3次元 (3D-3D) 画像、手術ナビゲーション等に応用される3D-実空間画像といった目的・用途に応じてさまざまな形を取りうる。以下では、骨関節の精密動態計測・解析にきわめて有用であり、現在世界でもスタンダードになりつつある2D-3D および3D-3D レジストレーション手法について技術的側面から中心に述べる。

2D-3D レジストレーション

2D 画像と3D 画像を用いる2D-3D レジストレーションの技術は、近年、高精度医用画像が容易に取得可能となったことや、コンピュータの性能向上、およびレジストレーションアルゴリズム自身の改良により、医療への応用分野も幅広く広がっている。放射線治療の分野では、治療前の3D-CT 画像と治療中に得られる2D-X 線透視画像を用いてレジストレーションを行い、照射野の位置補正や患者の体動補正に応用されている^(1,2)。整形外科や脳外科などの領域では、手術支援や低侵襲手術などを目的として、術前の3D-CT やMRI 画像と術中の2D-X 線透視画像のレジストレーション技術が用いられる^(3,4)。また最近では、腹腔領域の内視鏡下手術においても、2D-内視鏡画像をベースに、同様の技術応用が試みられている。2D-3D レジストレーション技術の威力が大いに発揮されるのが、骨格系の運動バイオメカニクスの分野である。動態情報が取得容易な2D-X 線透視画像と解析対象の3D-既知形状モデルを用いることで、時間軸を含めた3D 動態解析が可能となる。

骨格関節部のようなダイナミックな3D 運動を解析対象とする場合、皮膚マーカを用いた3D センサーによる方法は、荷重時のダイナミックな動きを容易に計測可能であるが、動きに伴う骨部とのマーカ位置に大きなズレが生じ、正確な3次元位置情報が得にくいなどの問題が生じる。また、CT やMRI 装置を用いた直接計測法は、正確な3次元位置情報が得られる一方で、関節荷重時のダイナミックな運動を行うだけの物理的スペース・時間分解能がなく、詳細な動態情報を取得するのが困難である。さらに、人工関節が解析対象となると、金属アーチファクトの影響が生じ、画像解析は困難をきわめる。このような背景から、現在、特に人工関節の3D 動態解析においては、X 線透視画像を用いた2D-3D レジストレーション技術の適用が主流となっている⁽⁵⁻⁹⁾。

2D-3D レジストレーションには、大別して輪郭情報を用いる特徴ベースレジストレーションと画素値情報を用いる濃淡ベースレジストレーションの2つの手法があり、解析対象の形態、要求精度、計算時間 (リアルタイム性の有無) 等により目的に応じて適用が異なる。人工関節の3D 動態解析については、比較的複雑な形状を有するX 線投影画像が得られ、精度・計算時間の点から特徴ベースレジストレーションによる解析が好まれる傾向にある。ここでは、以降の節で取り上げる人工関節の3D 動態解析に適用される特徴ベースの2D-3D レジストレーション手法について概説する。

図1は、X 線透視撮影によって得られた人工膝関節のX 線投影画像を示す。取得された画像は、中心投影像と見なすことができ、X 線透視撮影系の幾何学的パラメータと人工膝関節モデルの3D 幾



図1 人工膝関節のX線投影画像
X線透視撮影により得られた人工膝関節の画像（膝内の黒い部分）を示す

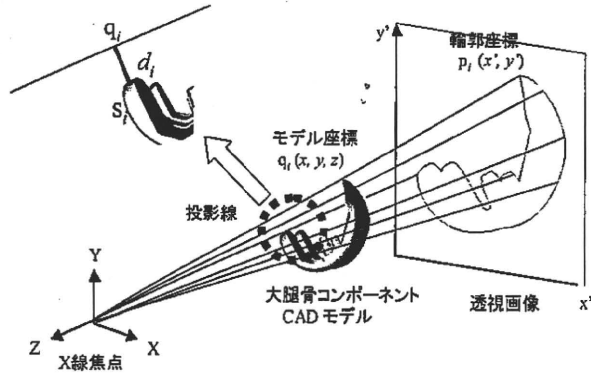


図2 X線透視画像（輪郭画像）からの人工膝関節の位置・姿勢推定
X線焦点と画像上の輪郭点を結ぶ全投影線に、CADモデルが当てはまるよう位置と姿勢を推定する

何学的形状が既知であれば、X線画像からの対象モデルの3D位置・姿勢を推定できる。一般に、X線透視撮影系の幾何学的パラメータは、キャリブレーションキューブを用いて算出し⁽¹⁰⁾、人工関節の3D幾何学的形状情報は設計図であるCAD（Computer Aided Design）モデルを利用する。人工関節の3D動態は、全ての連続X線画像に対して対象モデルの位置・姿勢推定を行うことで、解析が可能となる。位置・姿勢推定に用いる2D-3Dレジストレーションアルゴリズムの基本原理は、“X線焦点と画像上の輪郭点を結ぶ全投影線が、CADモデル表面と完全に接したところが、正確なモデルの位置・姿勢である”というコンセプトに基づいている（図2）。したがって、全投影線とモデル表面間の距離値の総和 d_i を評価関数 E と定義することで、モデルの位置・姿勢推定問題を、距離値の最小化問題として取り扱うことができる。

$$E = \sum_{i=1}^N d_i^2 \rightarrow \text{最小化}$$

つまり、各投影線から最短距離に位置するCADモデル表面上の3D座標点と、投影線上の3D座標点のペアを全て計算し、それらデータセットから剛体変換によってCADモデルを回転・移動させ、上記の評価関数 E が最小値となるまでこの過程を繰り返すことで位置・姿勢を推定する。この方法は、ICP（Iterative Closest Point）法⁽¹¹⁾による表面形状ベースレジストレーションによく類似している。

3D-3Dレジストレーション

3D-3Dレジストレーションとは、文字通り3D画像と3D画像どうしの位置・重ね合わせを意味しており、コンピュータ支援診断やコンピュータ支援手術に広く応用されている技術の一つである。3D画像とは、一般に、前述したCADモデル（三角パッチ等の多角形の面で構成されたサーフィスデータ）の他、CT画像やMRI画像などのスライス画像を積層して作成した画像を指し、濃淡情報（2D画像ではピクセル値に対して、3D画像ではボクセル値と呼ぶ。）をもつボリュームデータと、濃淡情報を除去して多角形の面のみで対象モデルの表面形状あらわしたサーフィスデータとがある。3D-3D

レジストレーション技術の応用例としては、近年、手術支援（手術ナビゲーション）や手術シミュレーション、放射線治療計画等へ積極的に導入されており、コンピュータの性能向上とともに、レジストレーションの高速化、更なる高精度化が可能となりつつある技術である。

骨格関節部への3D動態計測・解析に応用する場合、目的とする動きを異なる時相でCTやMRI装置を用いて直接的に計測・解析する際に必須となる技術である。すなわち、連続的な異なる時間に同一モダリティによって3D画像を取得し、各画像を比較（3D-3Dレジストレーション）することにより、時系列的な3D動態の計測・解析が可能となり、静的な3D動態を正確に把握する際に威力を発揮する。以下では、濃淡情報をもつボリュームデータを用いたボクセル濃淡ベースレジストレーションと表面形状モデルのみを用いた表面形状ベースレジストレーションについて概説する。これら3D-3Dレジストレーション手法が、以降の節で取り上げる各骨関節の3D動態計測・解析に応用される。

ボクセル濃淡ベースレジストレーションは、2つの3D画像のボクセル値の類似度を調べることによってレジストレーションを行う。3D画像中のすべてのボクセル値情報を用いるため、比較的安定したレジストレーションを行うことが可能となる。類似度を計る尺度としてはいくつかの手法が提案されており⁽¹²⁻¹⁵⁾、ここでは2つの画像の相関係数を用いる手法について述べる。各々の画像のボクセル値を $A(i, j, k)$, $B(i, j, k)$ とすると、相関係数を表す以下の評価関数 R を定義することで、モデルの位置・姿勢推定問題を、相関係数を最大化する問題として取り扱うことができる。

$$R = \frac{\sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^L \left\{ (A(i, j, k) - \overline{A(i, j, k)}) \times (B(i, j, k) - \overline{B(i, j, k)}) \right\}}{\sqrt{\sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^L (A(i, j, k) - \overline{A(i, j, k)})^2 \times \sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^L (B(i, j, k) - \overline{B(i, j, k)})^2}} \rightarrow \text{最大化}$$

すなわち、剛体変換によって対象モデルを回転・移動させながら、相関係数 R が最も高くなるようなモデルの位置・姿勢を推定することになる。本手法は、二つの画像が比較的似ている画像や同一モダリティどうしのレジストレーションに向いており、コントラストが大きくことなる画像どうしではうまく実行しないなどの問題が生じる。

表面形状ベースレジストレーションは、2つの画像のサーフィス（表面）間が最も近い距離になるようなレジストレーション手法である。したがって、本質的には先に述べた特徴ベースの2D/3Dレジストレーションと類似しており、同様の評価関数 E を定義することになる。一方の3D画像は点群、他方の3D画像は三角パッチとしてデータをもたせ、点群と最も近い三角パッチ上の点を探索し、それらデータセットから剛体変換によって対象モデルを回転・移動させ、評価関数 E が最小となるまでこの過程を繰り返し位置・姿勢を推定する。この手法は、ボクセル濃淡ベースレジストレーションに比較して、高速にレジストレーションが可能であるが、精度・安定性については、対象モデルの形状に大きく依存するという欠点をもつ。

以上、2D画像と3D画像、および3D画像と3D画像のレジストレーション法について簡単に述べ

たが、以降の節ではこれらレジストレーション手法を用いた人工関節および各種骨関節の動態計測・解析データを示し、その臨床的意義について述べる。

● 3 ● 人工関節の動態 ● ● ●

本節では、まず「人工関節」について述べ、次に臨床医学的視点からその「対象疾患」および「問題点」を簡単に言及する。人工関節の3次元動態について、主として膝関節の計測・解析データとその臨床的意義を述べ、最後に他の人工関節への応用例も示す。

人工関節とは

人工関節とは変形性関節症や関節リウマチなどにより関節軟骨が変性もしくは破壊され、関節運動時の疼痛・可動域制限・不安定性・機能障害を生じた患者に行う手術術式の一つであり、疼痛の緩和に加え関節機能の再建を目的としている。2006年の統計では、日本全国で約9万件の人工関節置換術が施行されている。そのうち、膝関節の人工関節置換術は年間約5万件、股関節では年間約3万5千件行われており、共に10年前と比較するとおおよそ2倍の症例数となっている。新しい手術方法の開発や人工関節デザインの開発に伴い人工関節の症例数は年々増加の傾向を示している。

治療の方法は虫歯の治療方法と相重なる部分がある。すなわち、疾患により障害を受けている関節軟骨及び軟骨下骨を正確に削り取り、金属やセラミックからなる人工関節コンポーネントをはめ込むというものである。関節は通常2つの骨から構成されているため、その2つの骨双方に人工関節コンポーネントを挿入する。さらに2つの金属コンポーネント間には主に軟骨代替部となるポリエチレンでできたインサートを挟み込むことにより、スムーズな関節運動を可能としている(図3)。人工関節コンポーネントの内、関節摺動面と呼ばれるポリエチレンと接触する部分是对摩耗性に強いコバルトクロム合金やアルミナ・ジルコニウムといったセラミックが用いられている。ポリエチレンに関しても、対摩耗性を向上させるために製造過程で様々な工夫がなされている。

手術後は施設により異なるがおおよそ1か月のリハビリテーションが行われ、可及的速やかに歩行

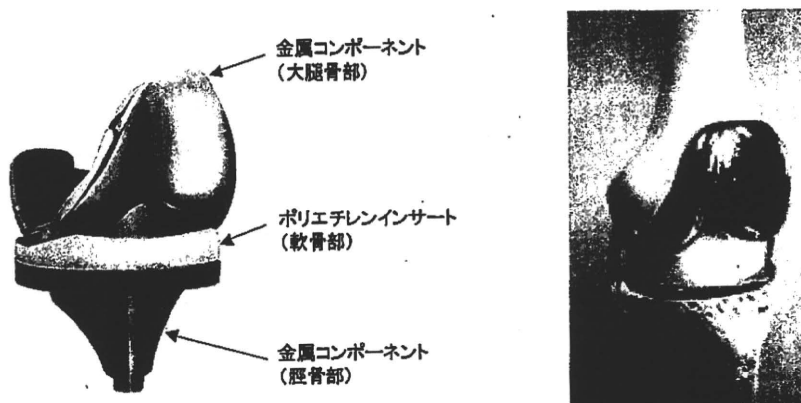


図3 人工膝関節(左図)と擬似骨に挿入・置換された人工膝関節(右図)の例

可能となる。費用に関しては3割負担患者が1ヶ月半入院した場合、約70～80万円の窓口負担となる。しかし、高額療養費の申請手続きを行えば、自己負担限度額を超えた額は支給される。

対象疾患

人工関節置換術が適応となる対象疾患は、主として変形性関節症および関節リウマチである(図4)。変形性関節症とは、軟骨の摩耗、骨棘形成、変形など関節構成体の退行性変化と増殖性変化を示す疾患であり、膝関節の場合、明らかな原因がなく加齢に伴い起こってくる一次性変形性膝関節症と、外傷や特発性骨壊死に引き続いて起こってくる二次性変形性膝関節症がある。一次性変形性膝関節症の場合、内側型の変形が多い。変形が高度であり(関節裂隙がほぼ消失しているなど)、保存治療にて除痛効果が乏しい場合、手術適応となる。年齢が比較的若く、関節破壊が片側だけであり、靭帯機能が残存している場合は、骨温存できる矯正骨切術を行うことがあるが、年齢が高い場合や関節破壊が大きい場合は人工関節置換術を行う。人工関節置換術には現在、大腿下腿関節の片側のみを置換する単顆片側関節置換術(UKA:Unicompartmental Knee Arthroplasty)と膝蓋大腿関節を含め大腿下腿関節の内側外側を置換する人工膝関節全置換術(TKA:total knee arthroplasty)がある。

関節リウマチは、免疫機能亢進を基盤とする慢性炎症性自己免疫疾患であり、全身の関節に生じる疾患である。膝関節は2番目に多い罹患関節であり、荷重関節のため罹患すると日常生活動作が著しく障害される。関節破壊は変形性膝関節症と異なり、外側や関節面全体に及ぶことが多い。保存治療を行っても関節破壊が進行し、機能障害や日常生活動作障害が改善しない場合、手術適応となる。膝に行う手術としては、関節破壊が小さい場合、除痛・炎症改善を目的として滑膜切除術を施行することがあるが、関節破壊が大きい場合には、人工膝関節全置換術を施行する。

問題点

現在、整形外科領域での手術において、人工膝関節、人工股関節などの人工関節置換術は一定の評

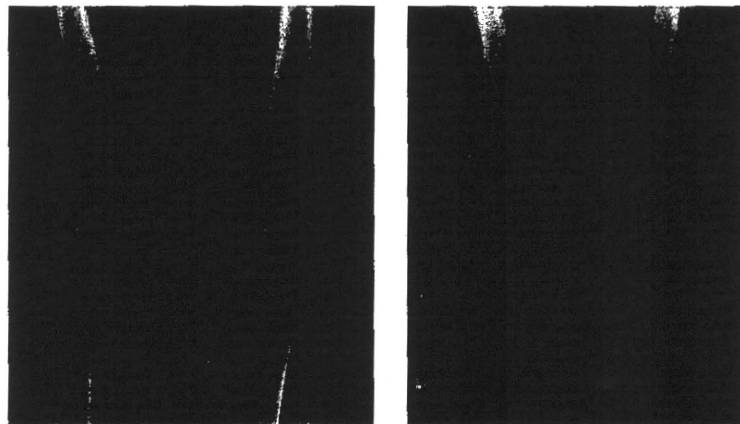


図4 変形性膝関節症(左図)および関節リウマチ膝(右図)の単純X線画像
変形性膝関節症については、外側型(右膝)と内側型(左膝)を示す。

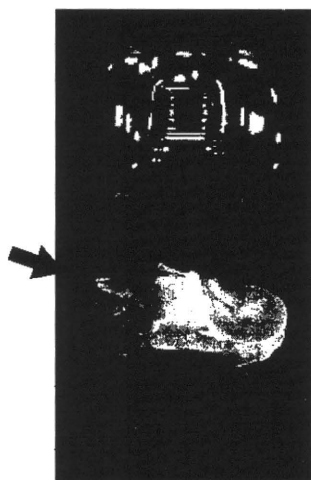


図5 人工膝関節のポリエチレン摩耗
種々の原因によって摺動面の材料となっている
ポリエチレン（軟骨代替部）に摩耗が生じる

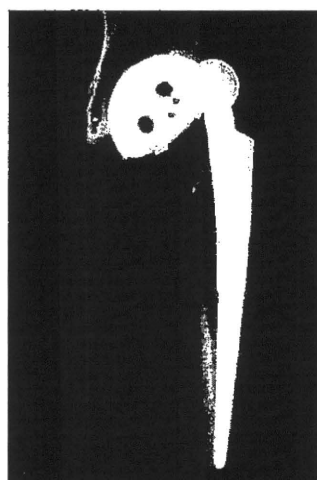


図6 人工股関節の脱臼
構造的な安全可動域を超える
と脱臼を起こすことがある

価を得たものとなっているが、未だ解決していない問題が多々存在する。まず人工関節コンポーネントは、最新の技術によって作られているが、人工物であるがゆえにその耐久性には限界がある。種々の原因により摺動面の材料となっているポリエチレンに摩耗（図5）が起こり、その摩耗粉が骨と人工関節コンポーネントとの界面に入り込むことによって骨融解を招き人工関節に緩みを生じる⁽¹⁶⁾。また、人工関節置換術後の関節可動域は、正常の関節可動域と比べて小さいことが多い。さらに人工股関節に関しては、その構造上、可動域の安全範囲があり、それを超えると人工関節の脱臼を起こすことがある（図6）。

これらの問題は、人工関節デザインや使用材質、手術操作等に依存するところが大きく、人工関節の動態と密接にかかわっていることが知られている。したがって、術後人工関節の正確な動態を計測・解析することはきわめて重要であり、精密かつ詳細な解析は、新しい人工関節の開発や手術手技を確立するために必要不可欠となっている。古くは、X線透視画像のみを使用した2次元的な関節の動態計測・解析が実施されてきたが、前述のような問題点を解決・改善するだけの十分正確な動態データが必ずしも得られないため、近年では3次元的な動態計測・解析が必須となっている。

人工膝関節動態解析

1990年代の後半から、生体内における人工膝関節の正確な3次元動態を計測・解析することを目指して、2次元動画情報が取得可能なX線透視画像と人工関節CADモデルを用いる2D-3Dレジストレーション手法の応用が数多く試みられてきた⁽⁵⁻⁹⁾。ここでは、前節で述べた2D-3Dレジストレーション手法を用いて得られた人工膝関節の3次元動態計測・解析結果の一例を示し、その臨床的意義について言及する。

図7は、人工膝関節術後患者（右膝）に対して荷重下屈曲動作（スクワット動作）を施行してもら

い、一連の3次元動態を可視化した結果（各X線画像に人工膝関節CADモデルをレジストレーションした結果）と、3次元動態の定量データを示したものである。人工膝関節の3次元運動をあらわす定量データは、脛骨に対する大腿骨コンポーネントの相対的な位置・姿勢で表記している。図に示す症例では、膝の最大屈曲可動域は、約130°まで認められ、膝屈曲運動に伴い最大約16°の大腿骨外旋と、約19mmの大腿骨後方移動（frame number: 19~111）を確認することができる。また、屈曲角度105°以降から大腿骨の外転運動（最大約5°）が観察される（frame number: 77~111）。図8は、この荷重下屈曲動作時において、任意のフレームでの脛骨に対する大腿骨コンポーネントモデルの相対的な位置・姿勢の変化を示したもの（図の上段）と、その間のポリエチレンインサートモデル表面の接触域を可視化したものである（図の下段）。このときの屈曲角度はそれぞれ、0°、32°、66°、88°、111°であり、インサート表面上の赤色部が擬似的な接触域の可視化結果である。接触域の位置の変化から、大腿骨コンポーネントの外旋運動が容易に判別できる。また、接触域は、屈曲運動に伴い減少

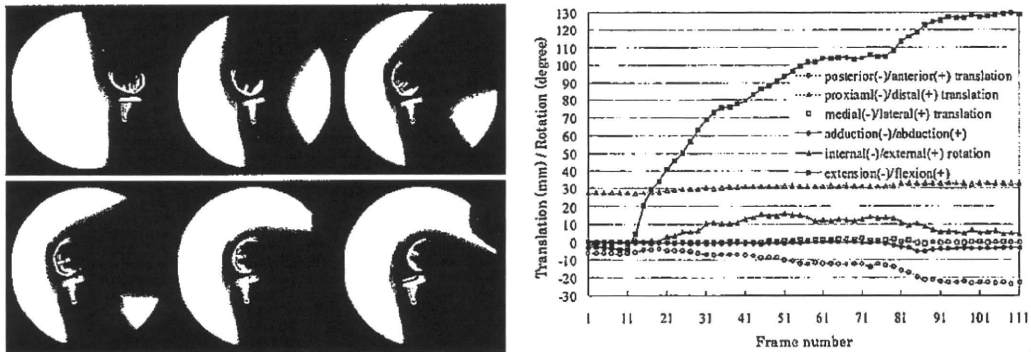


図7 人工膝関節術後患者（右膝）における3次元動態解析結果の一例（荷重下屈曲動作時）
各X線画像に人工膝関節CADモデルをレジストレーションした結果（左図）と、脛骨に対する大腿骨コンポーネントの相対的な位置・姿勢定量データ（右図）を示す。

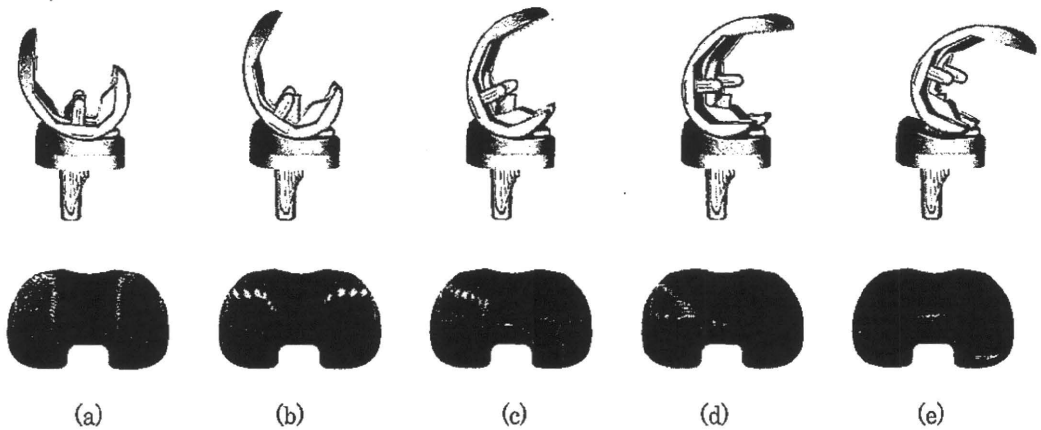


図8 図7の荷重下屈曲動作時における任意のフレームでの脛骨に対する大腿骨コンポーネントモデルの相対的な位置・姿勢の変化（図の上段）と、その間のポリエチレンインサートモデル表面の接触域の可視化結果（図の下段）（口絵11）

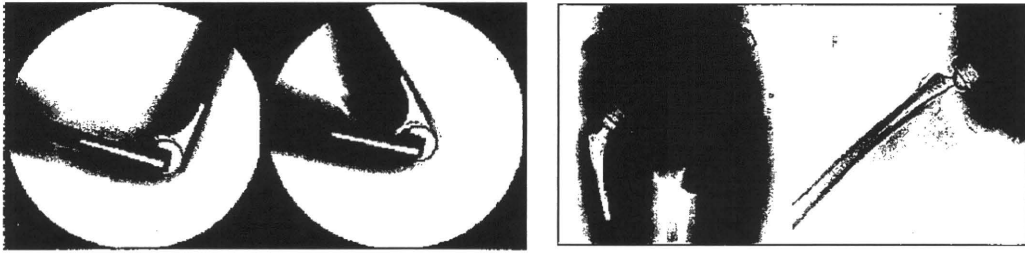


図9 人工肘関節（左図）および人工股関節（右図）における動態解析の例
各X線画像に人工関節CADモデルをレジストレーションした結果を示す。

傾向に見られるが、これは大腿骨コンポーネントが徐々にインサートのエッジ部に近づき、両コンポーネント表面間の一致度が減少しているからである。屈曲角度が最大付近に達したとき（図8(e)上段）、内側面の接触域は観察されていないが（図8(a)下段）、これは前述した大腿骨コンポーネントの外転運動（浮き上がり）によるもので、可視化によりそのような動きも容易に捉え理解することができる。さらに、インサート表面上の内外側面の接触域と同様に、中央の突起部（post-cam）に接触が見られたのは非常に興味深く（図8(c)-(e)下段）、これは膝の後十字靭帯に相当する部位であり、post-cam 機構の機能評価が行える可能性を示している。

このように、本例一つを取り上げてみただけでも、術後人工膝関節の3次元動態を計測・解析することは臨床的にきわめて意義が大きい。人工膝関節の問題点でも触れたが、そのデザインや手術操作等の違いにより、しばしば関節の不安定な動きや不良運動を引き起こし、結果としてインサートの磨耗や術後疼痛、再手術に至る場合が度々生じる。したがって、人工関節自身の改良や手術手技・治療法の改善、また術後経過観察の点から動態解析により過度の磨耗の可能性がないかなど、インサートの接触域のバランス等を含めた評価をしておくことは重要となる。異なる人工関節デザインによる動きの相違や、さまざまな日常動作における新しい知見など、今日においても非常に臨床的に有用な情報が提供されている⁽¹⁷⁻¹⁹⁾。

他の人工関節への応用

前述の人工膝関節置換術後の3次元動態解析に用いられている2D/3Dレジストレーション手法を応用して、現在、膝以外の他の人工関節の術後生体内動態解析も開発・実施されている。比較的小さな関節の代表として人工肘関節、大きな関節の代表として人工股関節の例を図9に示す。人工肘関節は屈曲動作に加えて、伸展動作や捻る動作等の解析が可能となっている。股関節は関節可動域の非常に大きな関節であり、歩行・しゃがみ込み・外開きなど、さまざまな動作の3次元解析が注目を浴びている。

● 4 ● 骨関節の形態・動態 ● ● ●

本節では、「骨関節のしくみ」について概略を述べたあと、肘関節を例にその3次元動態解析結果

を示す。また、骨関節の形態評価、術前計画シミュレーションの観点から、医用画像を用いた3次元解析結果を示し、その臨床的意義について言及する。

骨関節のしくみ

関節とは、相対する2つあるいはそれ以上の骨を連結する構造体を指し、骨・関節軟骨・関節包・滑膜・靭帯などから構成されている(図10)。以下では、関節構造の代表的な例を取り上げて説明する。

- 関節軟骨：相対する骨面は関節面といわれ、関節を形成する骨端は薄い硝子軟骨層、すなわち関節軟骨で覆われる。関節軟骨は関節面を平滑にし、よく適合させて摩擦を減じ、その弾性によって外力に対する緩衝帯となる。
- 関節包：関節をつくる骨の骨膜は互いに連続して関節包となる。骨の間にあつて関節包で囲まれる腔を関節腔という。相対する骨は関節包で互いに連結され、関節包は関節軟骨で覆われた骨端を包み込んでいる。関節包は外内2層からできる。外層は骨膜の表層につづく丈夫な繊維性膜で、繊維膜といわれる。内層は血管に富む柔らかな膜で、滑膜といわれている。滑膜は滑液という粘稠な液を分泌する。滑液は関節腔を満たし、関節腔の内面を潤滑にして摩擦を減じ、また関節軟骨に栄養を与える。
- 靭帯：靭帯は関節包を補強する紐状の結合組織繊維束で、一般に関節包に癒着する。靭帯は一般に関節包の外面にあるが(関節外靭帯)、ときに関節腔内にある(関節内靭帯)。靭帯は関節包を強化し関節の安定性に寄与するとともに関節の過度の運動を阻止して損傷を防ぐ。

このような関節構造をなす関節が運動を行うためには、主として筋肉が大きく関与し、筋肉の収縮により関節に動きをもたらす。筋肉の大部分は骨に付着しているため、筋肉は関節の運動・固定に重

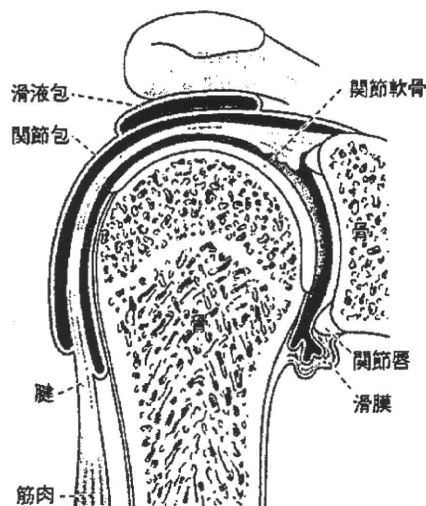


図10 可動関節の構造(肩関節の例)
<標準整形外科, 第10版, 医学書院, P.36より転載>

要な役割を果たしている。関節が運動を行う際には、一方で運動が一定の範囲を超えないように制限され安定化の機構が働いている。関節包・靭帯・筋肉は安定化に寄与し、特に靭帯は関節包を補強するとともに、運動を一定の方向だけに制限し、過度の運動を防いで関節を安定化し保護する。このような骨関節のしくみのもと、関節は3次元運動として実に巧妙にさまざまな環境に適応的に働いていると言える。

骨関節の動態解析

整形外科領域における骨関節疾患は、動態の異常が原因となるケースが多く、これら疾患を治療する上で高精度な生体3次元骨関節動態を知ることが重要であると考えられている。しかしながら、これまで生体内における3次元動態解析は困難とされており、主に単純X線画像による2次元解析や屍体標本を用いた非生理的な解析がなされてきた。ここでは、肘関節を対象として、前節で述べた3D-3Dレジストレーション手法による3次元動態計測の例を示し、その解析結果について述べる。

肘関節の運動は、図11に示すように関節運動を4～5分割に静的な状態に分け、各肢位を3次元MRI装置で撮像することにより、連続的な時相の異なる3D画像として取得することができる。取得された画像に対して、各画像どうしをボクセル濃淡ベースレジストレーション（MRI画像における各骨要素のintensity（輝度値）はCT画像でいうCT値に相当する）することにより、画像内における3次元空間での位置・姿勢、すなわち3次元動態が求まる。また、得られた3次元動態データをコンピュータ上で視覚化・再現化し、さらに種々の定量データとして処理しやすい形にするため、輝度値情報をもつ3D画像から、骨要素内の骨表面のみを抽出した3次元骨表面形状モデルを作成する。ここでは、肘関節の3次元動態解析を、回転軸表記（スクリュウ（螺旋）法）⁽²⁰⁾を用いて行った結果の例を示す。

図12（下段）に示されるように、肘関節の屈伸運動は一軸性の回転運動ではなく、肘関節伸展位を基準とした各肢位間の回転軸は、上腕骨（肘関節）内側にある側副靭帯附着部に回転中心（回転軸の交点）が存在する多軸性の運動であることが分かる。また、図13は、前腕部での回内外運動（前腕を捻じる運動）におけるその回転軸が、手関節部に存在する尺骨頭の基部（Fovea; 尺骨小窩）および肘関節部に存在する橈骨頭の中央部に集中し、比較的一軸性に近い運動であることを示している。

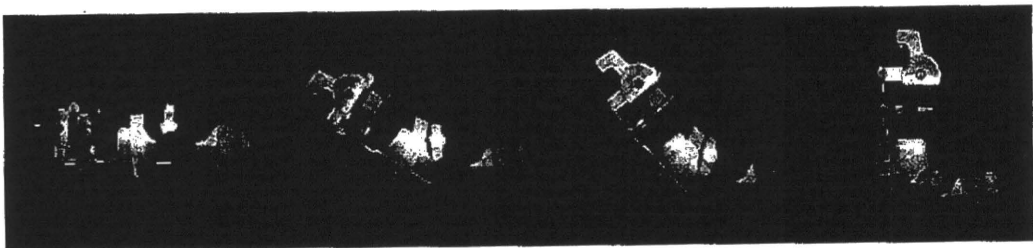


図11 肘関節の運動例
運動を4～5分割し、各肢位画像を3次元MRI装置にて取得する。

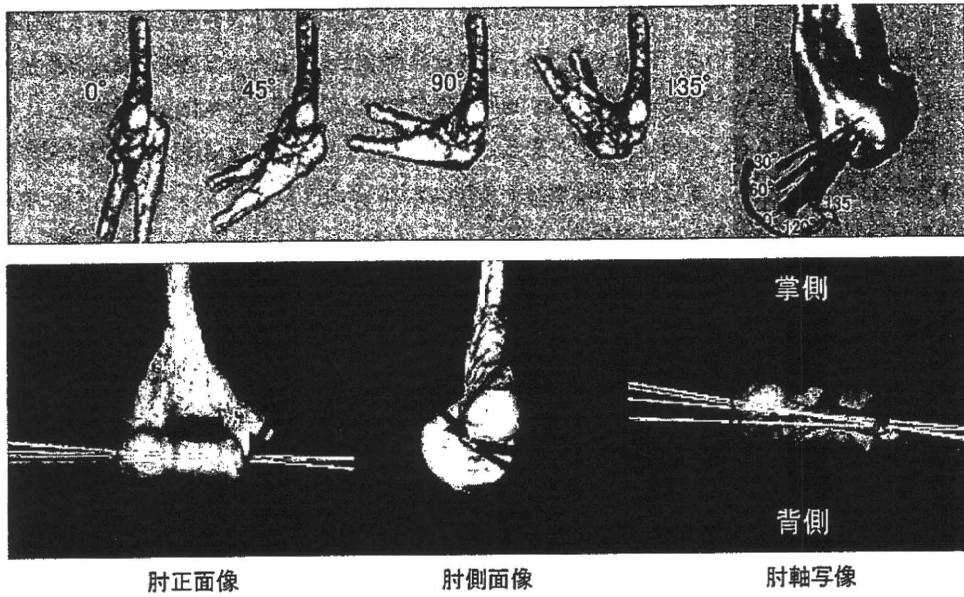


図12 生体内3次元動態解析による肘関節屈伸運動（上段）とその屈伸運動における回転軸の動き（図の下段）

図は、肘関節部の屈伸運動は一軸性の回転運動ではなく、上腕骨（肘関節）内側にある側副靭帯附着部に回転中心（回転軸の交点）が存在する多軸性の運動であることを示す。

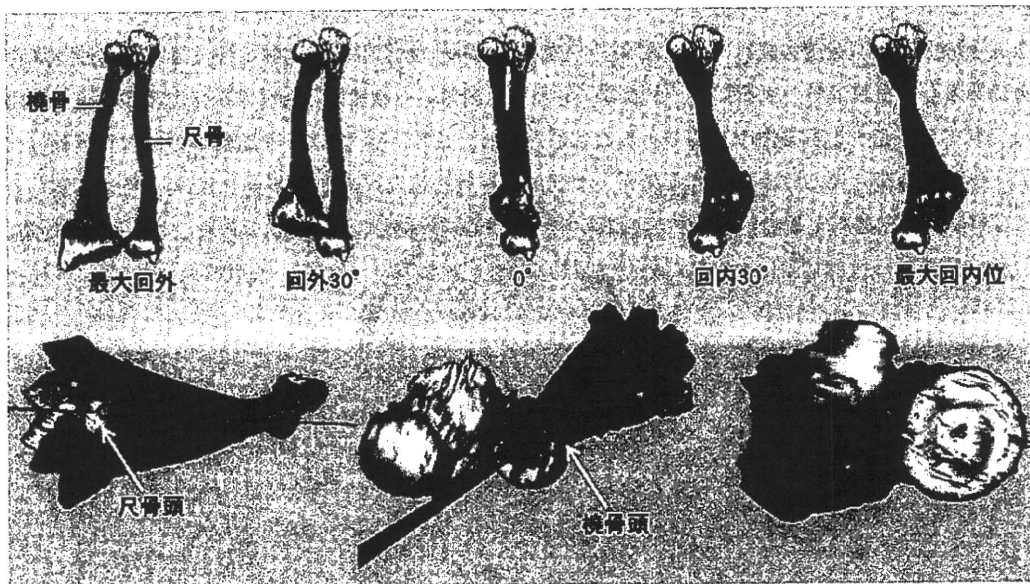


図13 前腕回内外運動（前腕部を捻じる運動）

回転軸は手関節部に存在する尺骨頭の基部（Fovea; 尺骨小窩）および肘関節部に存在する橈骨頭の中央部に集中し、比較的一軸性に近い運動であることを示す。

このように本例では静的な3次元動態解析であるものの、これまで行われてきた単純X線画像による2次元解析や屍体標本を用いた生理的筋緊張がない状態（非生体実験）での3次元動態解析法に比べて遥かに生理的かつ正確な動態解明ができるため、臨床的にも多くの知見が得られ、新しい治療戦略を立てる上でも大変有効であることが分かっている。また正常のみならず病的な動態の異常も容易に解析できるため、臨床応用が即期待でき、さらなる病態異常の原因追及等が可能になると考えられている。

骨関節の形態評価・術前計画シミュレーション

骨変形に対する矯正手術では医用画像を用いた術前評価、計画が重要である。しかしながら、従来の単純X線・CT画像を用いた2次元評価では、角状変形に回旋、短縮・延長を伴う3次元的に複雑な変形を正確に評価することは極めて困難である。にもかかわらず、過去の骨折変形治療に対する変形解析の報告のほとんどが単純X線画像やCT断層画像を用いた評価法に基づいており、正確な3次元定量的解析が望まれている。以降では、肘関節を対象とした3D-3Dレジストレーション手法による形態評価・術前計画シミュレーションの手順例を取り上げ、その臨床的意義について述べる。

まず、対象となる肘関節の罹患骨全長および罹患骨に対応する健側骨全長のCT画像を撮影・取得し、骨表面のみを抽出した3次元骨表面形状モデルをそれぞれ作成する。次に、健側骨モデルから、患側に適合するように健側鏡像骨モデルを作成し、これを患側骨モデルに表面形状ベースレジストレーションによって重ね合わせる（図14左図）。具体的には、患側データの變形していない部分を基準側、變形している部分を変形側とし、健側データを患側データの基準側に重ね合わせ、その際の回転・移動マトリックス $M1$ を得る。同様にして、健側データを患側データの變形部分にも重ね合わせ、回転・移動マトリックス $M2$ を得る。以上から、健側データが患側まで變形する回転・移動マトリックス M は、

$$M = M2 \times M1^{-1}$$

と表すことができ、求められた M が罹患骨の3次元変形量と見なすことができる（図14右図）。実際の患側の変形量は、近位側で重ね合わせた健側鏡像に基準軸を設定し、オイラー角によって6自由度評価を行うことになる。これら一連の手順によって、屈伸方向、内外反方向、回旋を含めた骨の回転・移動量を定量化でき、骨形態を含めた正確な術前計画シミュレーションが可能となる。以下では、実際の症例の解析結果を示す。

図15（上段）は、橈骨遠位端骨折における骨折変形治療後のX線画像を示す。骨折変形治療とは、骨折の転位が正確に整復・矯正されていない場合や、固定が不十分なために整復後転位が生じ、骨が変形を残したまま適合したものを指す。本症例において、CT画像より両側橈骨3次元骨表面形状モデルを作成し、健側鏡像と患側骨モデルを近位で表面形状ベースレジストレーションによって重ね合わせた結果、健側と比較して橈屈8°、背屈25°、回旋11°の變形を認めた（図15の下段）。したがって、このシミュレーション結果によって得られた變形量を、実際の手術時に正確に再現すれば、健側鏡像とほぼ同一形態での整復が可能となる。ここでは、變形量を正確に再現する手術手技については触れ

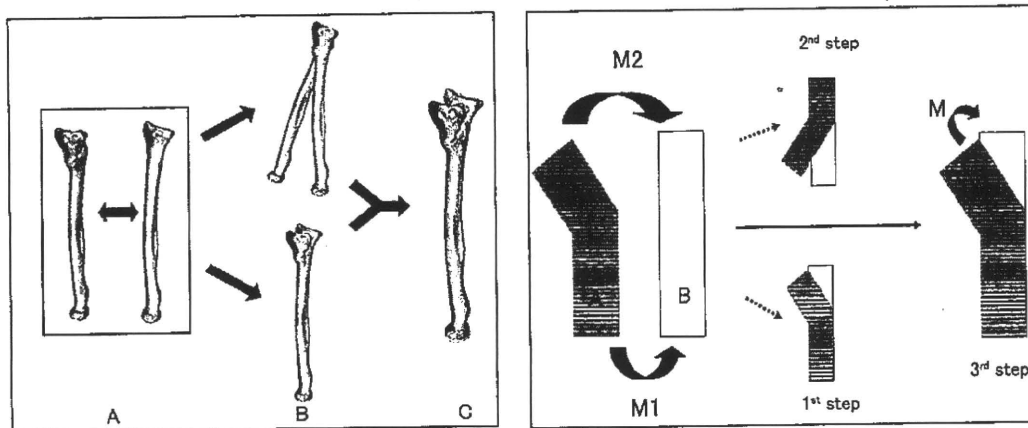


図14 罹患骨モデル（黄色）と正常骨モデル（白）のレジストレーション（左図），およびその模式図（右図）
 左図では，罹患骨モデル（黄色）と正常骨モデル（白）を比較し(A)，変形部の近位と遠位でレジストレーションを行うこと(B)で変形量を定量化する(C)。右図では，近位部分の移動マトリックスをM1，遠位部分の移動マトリックスをM2とすれば，変形マトリックスMは，M2とM1の差分として計算される。(口絵12)

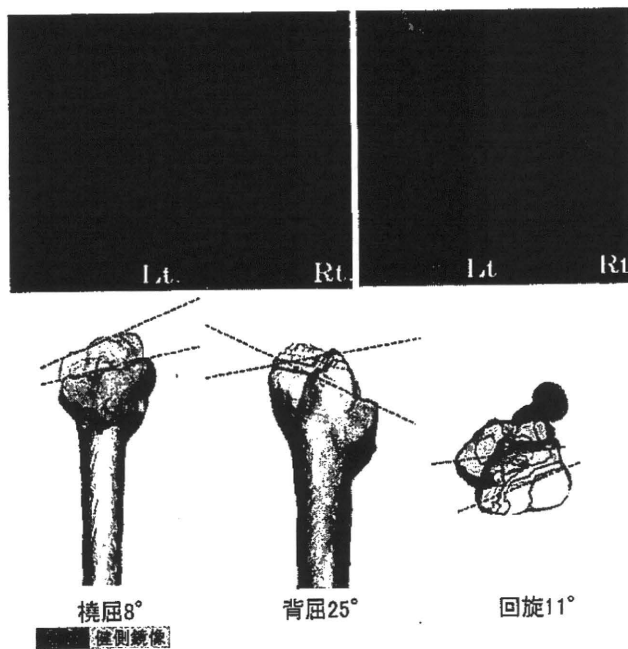


図15 橈骨遠位端骨折における骨折変形治癒後のX線画像（上段），および健側鏡像と患側骨モデルのレジストレーションによって得られた回転における変形量（下段）(口絵13)

ないが，3次元的な変形解析（形態評価・術前計画シミュレーション）が臨床的に非常に重要であることが十分推察されるであろう。