

生体力学シミュレーションのための人体モデル構築(第2報)

横田秀夫*#, 深作和明*&, 西村将臣#, 西村将臣#, 中村佐紀子*,
覚正信徳*, 野田茂穂%, 重谷隆之%, 姫野龍太郎*%

* 理化学研究所 生体力学シミュレーション特別研究ユニット
埼玉県和光市広沢 2 - 1

理化学研究所 ものづくり情報技術統合化研究プログラム V C A T 開発チーム
埼玉県和光市広沢 2 - 1

& 碑文谷病院 脳神経外科
目黒区南 2-9-7

% 理化学研究所 情報基盤センター
埼玉県和光市広沢 2-1

e-mail:hyokota@riken.jp

1. はじめに

現在、我々は人体丸ごとを対象とした力学シミュレーションを目指した研究を進めている。その手法としては、力学解析が実用化されている工業製品の解析手法を基に、生体特有の事象を反映できる手法の開発を行っている。しかしながら、生体を対象とした力学シミュレーションでは、工業製品の力学シミュレーションにはない困難な点が多数ある。その中でも大きな問題は、工業製品では、その形状、物性情報が判明しているが、生体では不明なことが挙げられる。具体的には、ヒトが設計製作する工業製品では、設計図にその形状情報が、部品の材料から機械的特性が記載されており、3次元CADによる設計情報が存在するが、生体ではその設計情報が全くない。この問題に対して、人体モデル構築チームでは、設計図面が存在しない生体の解析モデル(設計図)を構築することを目的に研究を進めている。現在、人体全身を対象とした形状情報と力学的特性を持つ人体モデルの構築をおこなっている。本稿では、本チームでの取り組みと今後の予定について述べる。

2. 人体モデル

力学解析に用いる人体の全身モデルは、その内部の情報も内包する必要がある。また、医療の場において、患者個別の解析を目指していることから、個別の患者モデルを容易に構築する仕組みが必要となる。そこで、情報の取得法として、臨床の場で広く使用されているX線CT、MRIなどの医療診断装置とし、そこから得られる連続した断面画像群を元に構築可能なボクセルデータを対象とすることにする。図1に本チームでの情報の取り扱い方法を図示した物を示す。撮影した全身モデル

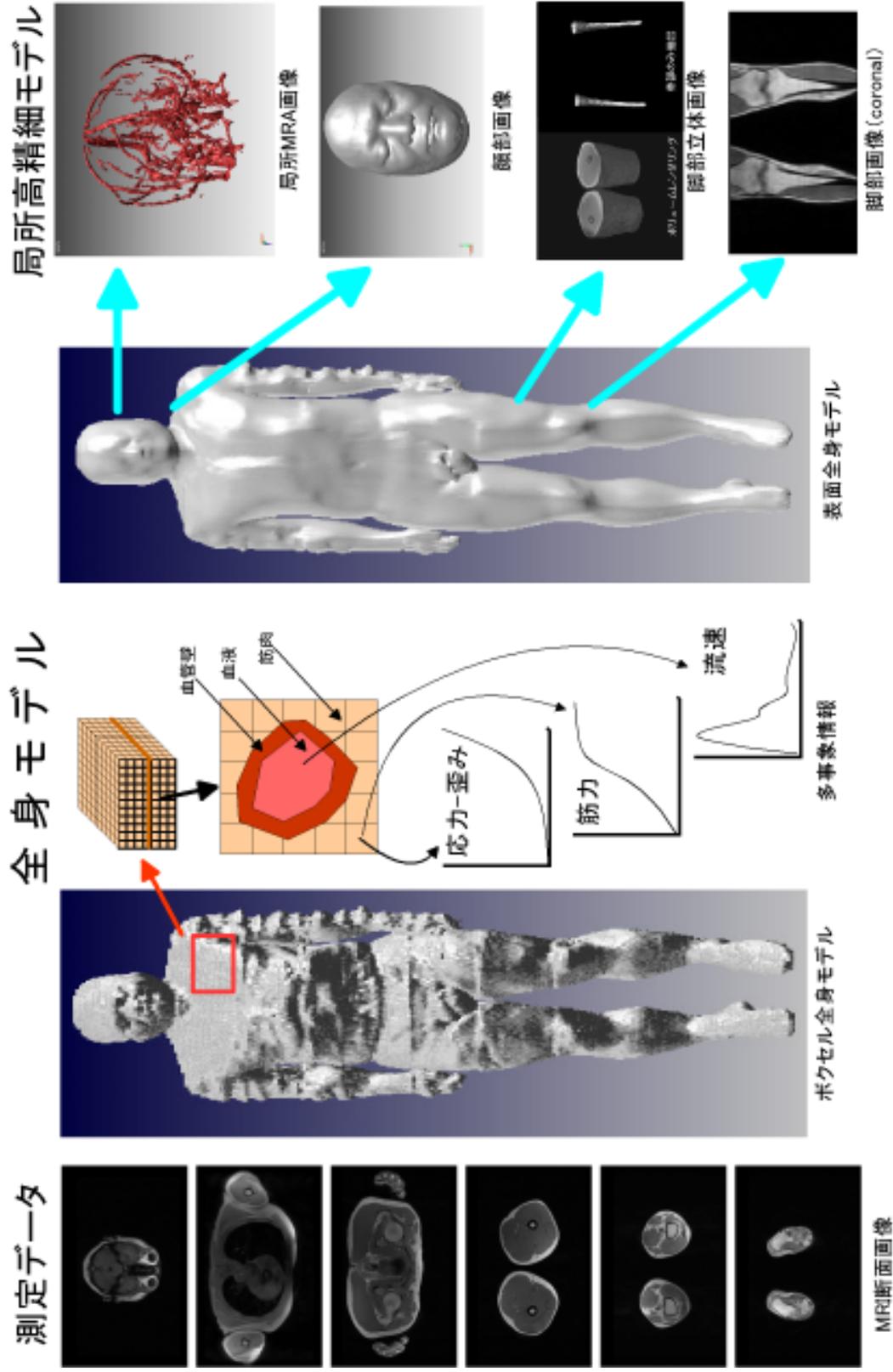


図1 人体モデルデータ

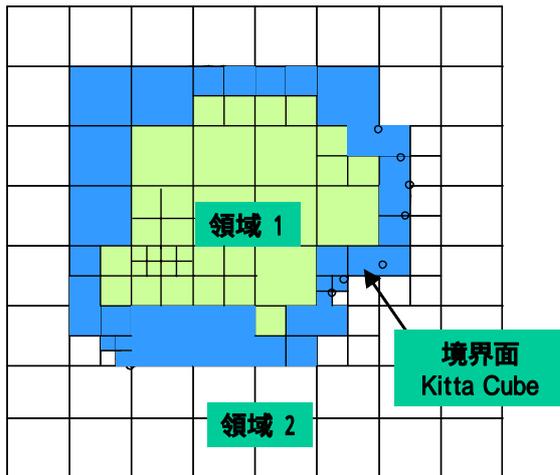


図2 V C A Dデータ

は全身が入る大きなボクセル空間に配置する。第1のステップとして構築しているモデルは全身を1mmの等方性ボクセルで構築するものである。このモデルでは人体全身で600X250X1800の2.7億ボクセルとなる。さらに、撮影手段により異なる情報を取得することから、4から5個程度の同じ配置を持つボクセル空間を用意する。これらの基情報より各ボクセルには、画像処理による判別した臓器や器官の属性情報を付加する。また、ボクセル空間は複数の事象に対応するために複数の同じ座標空間を持つ構造とする。対象

とする事象は、力学的な物性値、ある時間での流速ベクトル、筋力等の力学的な事象と共に、生理学的な事象をも入れ込める形式とする。

さらに、このボクセル空間は、対象領域に応じて高分解能や高精度での撮影に基づく情報を付加できるように、基のボクセル空間内に入れ子のように細かい情報を持たせる多重解像度のデータ構造とする。また、流体解析など、計算方法により、ボクセル表面のエッジが問題になることから、ボクセル情報と共に、界面の情報を持つ形式とする。これらの情報の形式として、理化学研究所内で別個に研究を進めている「ものづくり情報技術統合化研究プログラム」のV C A Dデータ構造を基に、生体に適応した構造を作製する予定である。図2に説明のために2次元に簡略化したV C A Dデータ形式を示す(1)。ボクセル空間内で局所的にボクセルサイズが異なっていること、ボクセルと境界面を有することを示している。

3. 形状データの取得とモデル構築

人体の構造情報の収集法として、複数の異なる撮影方法を用いる。具体的には、対象とする事象に合わせて、X線CT、超音波ドップラー、外形形状スキャナーなどにより、全身、局所の詳細な撮影を行う。また、撮影した情報は数GBにも及ぶ情報であり、人の手による臓器の抽出作業は困難である。そのために、臓器や場所により、自動的に閾値を変化させる領域抽出法、界面を推定する方法などの画像処理技術の開発も合わせておこなう予定である。この作業のためのツールとして、マニュアル操作により領域を設定するV C A T(2)(3)(4)が「ものづくり情報技術統合化研究プログラムV C A T開発チーム」にてなされている。人体モデル開発チームでは、生体特有の情報に適した抽出法をR Vエディタにインプリメントするなど、密接な共同研究をおこなう。また、異なる撮影手法からの情報を位置合わせしながらはめ込むためのツールや位置決め方法の開発を行っている。

これまでに撮影した人体概略モデル構築の手法を述べる。モデルの構築には、空



図3 撮影ジグ製作法

間分解能に優れ、空間の歪みのないX線CTの情報と、軟組織や血管の検出に優れるが、空間分解能、空間の歪みに難があるMRIの情報を变形させて、軟組織や血管などの臓器にタグを付けた全身モデルを構築する。このときに、X線CTとMRIによる撮影は装置が異なることから、非検者の撮影情報の原点が異なること、体位が異なることから、その後の位置合わせが困難となる。また、MRIによる撮影では撮影時間が6時間と長時間に及ぶことから、非検者を拘束する必要がある。そこで、非検者が動かないように拘束する撮影用のジグを作製した。ジグは、MRI、X線CTの信号強度に影響を及ぼさないFRP素材を用いて、非検者毎にオーダーメイドで作製した。図3に作製の様子を示す。患者固定用ビーズマットにより、非検者の背部の形状を転写し、石膏により凸型を作製する。その後、石膏背面にFRPを積層して、非検者オーダーメイドのジグを作製した。作製したジグは、MRI、X線CT撮影には影響を及ぼさないことを確認している。

今回のモデル構築では、同一の非検者に対してMRI、X線CT撮影を行った。X線CT撮影は、東芝16列のAquilionを用い、ヘリカルスキャンにて全身を頭頂から膝関節、膝関節から脚部つま先までの2回に分けて撮影を行った。撮影は20秒程の息止め状態で、体動を抑制した状態で行った。撮影後再構築演算をおこない、1mm分解能の等方性ボクセルの情報を取得した。

MRI撮影は、T1、T2*、TOFにて全身を対象に行った。撮影はSiemens Magnetom Avantoを用い、アキシャル断面で、面内分解能1mm、断

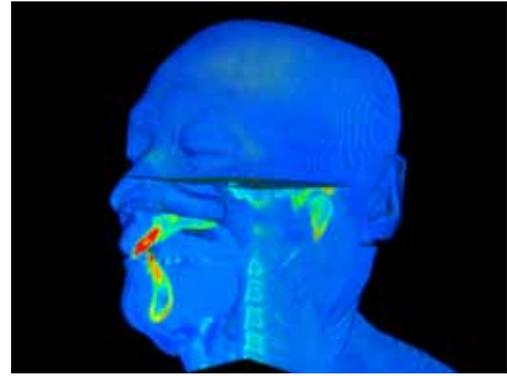


図4 X線CT頭部モデル



図5 X線CT + MRA(頭部)モデル

面間 2 mmピッチで行った。撮影した情報を基に、ボクセルデータを作製して人体形状モデルとした。撮影した X 線 CT の DICOM 情報を基に輝度情報の変換 (WindowsLevel 変換) により、骨とそれ以外部位の値を再設定し、輝度値から透明度と疑似カラー変換により全身データを作製した。作製したデータを対象に、ボリュームレンダリング (4D Visualizer) (5) により可視化した頭部の画像を図 4 に示す。さらに、MRI の T O F 撮影情報を基に、血管領域を抽出し、先の全身データに組み込んだデータを作成した。図 4 の X 線 CT + MRA モデルである。X 線 CT の骨と体表、臓器の疑似カラー情報と、血管 (MRA : T O F による血管撮影) の情報を同時に表示しており、体内の臓器の配置を見ることができる。

4 . 力学的特性の測定

人体のシミュレーションモデルの構築には、その形状と共に力学的特性が必要である。そこで、生体の力学的特性、流速、筋力などの測定を実験によりおこなう。測定は、破壊試験によるものとさらに、患者個別のシミュレーションに対応するための非破壊の測定を開発する。その一部は本シンポジウムの別の研究者から発表がなされる予定である。

5 . 骨の物性形状モデル構築

人体のシミュレーションモデルのなかで骨に関しては物性値の推定が容易な可能な部位である。そこで、物性値を推定した全身の骨モデルの構築を試みた。ものづくり情報技術統合化研究プログラムの、既存の VCAT と共にいくつかのツールを作成して自動的な処理システムを構築した。処理の流れを、図 6 のフローチャートに示す。VCAT にて X 線 CT からのデータを取り込み、CT の濃淡値を基に骨領域 (皮質骨、海綿骨含む) を設定する。次に、骨領域に対して MarchingCube 法により 3 次元の表面データを作成し、VCAD の vobj 形式のデータを作成する。次に、抽出した領域に対して、骨の属性を有するボクセルデータを出力する。この属性とボクセル値を基に骨密度を設定し、各ボクセルにヤング率を設定する (6)。ヤング率の設定には、小関ら (V) による式を用いた。この行程により、自動的に表面情報とヤング率を持つ VCAD モデルを構築した。ボランティアによる正常人体を対象に、その右大腿骨を X 線 CT 撮影した。撮影には東芝 Aquilion16 列を用いて、ヘリカル撮影により、骨盤骨臼蓋部から膝関節の遠位端まで撮影した。撮影手法は臨床にて常用の設定で、撮影分解能は 1x1x1mm の等方ボクセル、撮影時間は 20 秒と非常に高速であった。撮影した 800 段面を対象に上記システムにより

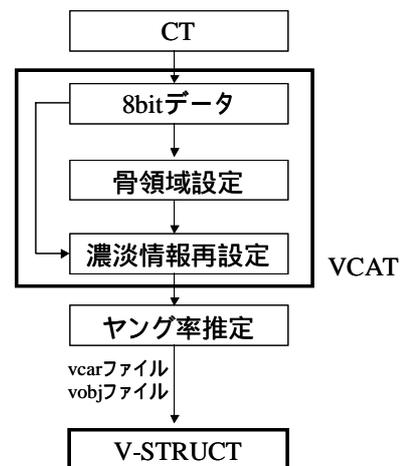


図 6 ヤング率推定法

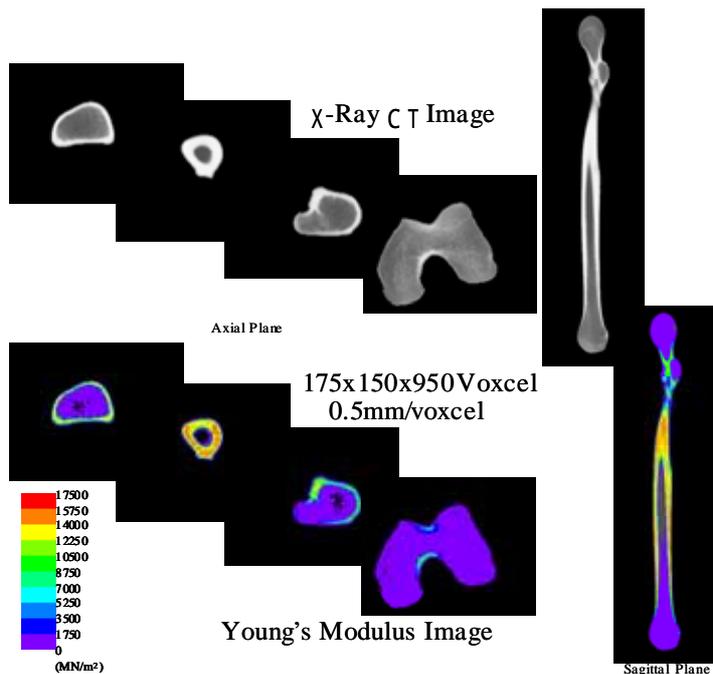


図7 大腿骨物性値推定モデル

VCAD モデルの構築を行った。構築したモデルは、骨領域の情報、ヤング率を設定した情報である。その結果の一部を示す。図7上段がX線CT画像である。図7下段にヤング率を可視化した画像である。ヤング率の可視化には擬似的に10段階の色情報を付加している。また、図7右の図は実際には切断していない骨軸方向の任意断面を示す。骨頭内部の海綿骨、骨髄と皮質骨に異なるヤング率が設定できたことが明らかとなった。

さらに、このシステムを用いて、先に記したX線CTによる全身撮影データを処理して、人体の全身骨密度モデルの構築を行った(図8)。頭蓋骨、長骨に骨密度が高いことが示唆される。

これらの作業は自動的に行われ、入力情報が変わっても作業の変更は生じない。このことから、患者個別の医療情報からシミュレーションモデルを自動的に作出することが可能になったと考える

6. まとめ

上記に述べた方法により、1mm分解能での人体の全身モデルを構築する予定である。現在の形状モデルに加えて臓器や血流、筋の発生する力などの情報を付加し、全身の運動、臓器の変形、血流解析を行うことが可能な統一モデルとして進化させていく予定である。

また、構築するシミュレーションモデルは力学シミュレーションの他にも多くの利用が考えられる。1例として、別プロジェクトとして研究を進めている「生体形



図8 全身骨ヤング率モデル

状情報の数値化及びデータベース構築研究」と共に、人体の標準解剖モデルを構築することが可能になると考えている。

今後、異なるモダリティによる撮影と共に、患者さんの情報を基にした形状モデルや力学的特性の測定をおこなう予定である。そのためには、理化学研究所単独では研究を遂行することが困難である。外部機関との共同研究により、それらの情報を収集し、実際に苦しんでいる患者さんに対して臨床の場で役立つシミュレーションモデルを提供する事を目指している。

謝辞

今回の撮影においては、ボランティアに対する撮影ならびに研究内容について、理化学研究所倫理委員会の承認の元に行われた。撮影に協力いただいた杏林大学放射線科、都立荏原病院放射線科、ならびに非検者に謝意を表す。

参考文献

- (1) 牧野内昭武、ボリュームCADシステムの意図するもの、理研シンポジウムものづくり情報技術統合化研究(第4回) 3-10(2004)
- (2) 横田秀夫、VCAT技術の開発、理研シンポジウムものづくり情報技術統合化研究(第4回) 49-51(2004)
- (3) 横田秀夫, 覚正信徳, 中村佐紀子, 西村将臣, 姫野龍太郎, 牧野内昭武, ボクセルエディタを用いた生物内部の3次元構造解析, 日本パライメーシング学会第13回学術集会要旨集 13-3, 103-104(2004)
- (4) http://www.riken.go.jp/lab-www/V-CAD/katsudo/vcat_team/rveditor/index.html
- (5) <http://ccr.riken.jp/HPC/4D/index.html>
- (6) Dennis R. Carter, Wilson C. Hayes, "The Compressive Behavior of Bone as a Two-Phase Porous Structure" Journal of Bone and Joint Surgery - Series A, Vol.59, pp.954-962, 197
- (7) 小関, 北川, 伊能, 楨: X線CT画像に基づく骨体の個別別モデリング手法に関する研究(パーシャルボリューム効果の補正手法の提案); 日本機械学会論文集A, 70-697, : 1170-1177, 2004