

03 生体力学シミュレーションのためのボクセル人体モデルの開発



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
himeno@riken.jp

横田秀夫

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
hyokota@riken.jp

生体力学シミュレーションとは

1999年、私たちは理化学研究所で生体力学シミュレーション研究プロジェクトと名付けたプロジェクトを開始した¹⁾。この究極の目標はコンピュータ上に生きた人体を再現することである。それによって、人体の生命現象の理解を深め、病変のメカニズムを追ったり、診断や治療に役立てたりすることを目指そうとするものである。しかし、人体はまだまだ我々の知らないことが多い。そこで、我々が理解している力学現象である流体力学、構造力学、動力学に絞って取り組むことにした。これが生体力学シミュレーションという名前を付けた理由である。具体的には、循環器系、硬組織・軟組織、人体運動系の3つのシミュレーションに取り組んだ。循環器系シミュレーションは日本人の死亡原因の上位に循環器系の疾患があることから選んだものである。硬・軟組織のシミュレーションは眼球や骨などの治療で行われる手術を念頭においたものである。運動系シミュレーションはリハビリでの運動や補助・介助の方法や道具の検討に使えることを考えた。2004年3月までの5年間の研究の結果、動脈瘤や狭窄部の手術に関する血流シミュレーション(図-1, 2)や、眼球での網膜剥離の治療で行われる輪状締結手術のシミュレーション(図-3)、人工関節に置き換える場合の骨のリモデリング・シミュレーション(図-4)²⁾、カテーテル手術のトレーニング・シミュレータ(図-5)などの成果があがった。

第2期生体力学シミュレーションプロジェクト

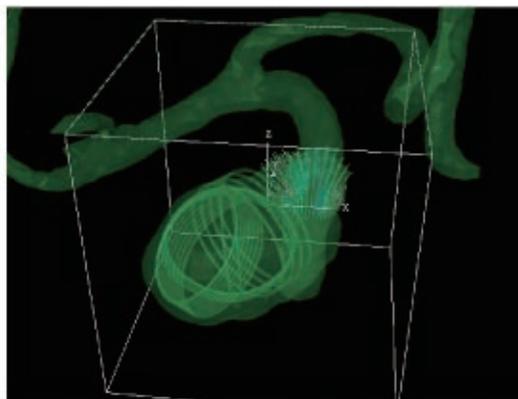
2004年3月までの第1期での計算方法は、血流に関して差分法、眼球では有限要素法、骨の場合はボクセル法と、

それぞれ異なり、計算用モデルの作り方も異なってしまった。このため、血流が他の組織に与える影響など、互いに関係した現象を計算することができなかった。たとえば、心臓は間欠的に血液を全身に送り出す、その反作用で力を受ける。ところが心臓はどこの骨にも固定されているわけではないので、体の中を動いてしまう。このように、周りにある組織を押しつけて心臓や血管が動いているような現象が、第1期の計算モデルでは求めることができなかった。そこで、2004年4月からの第2期のプロジェクトでは、次の2つの開発を行うこととした。

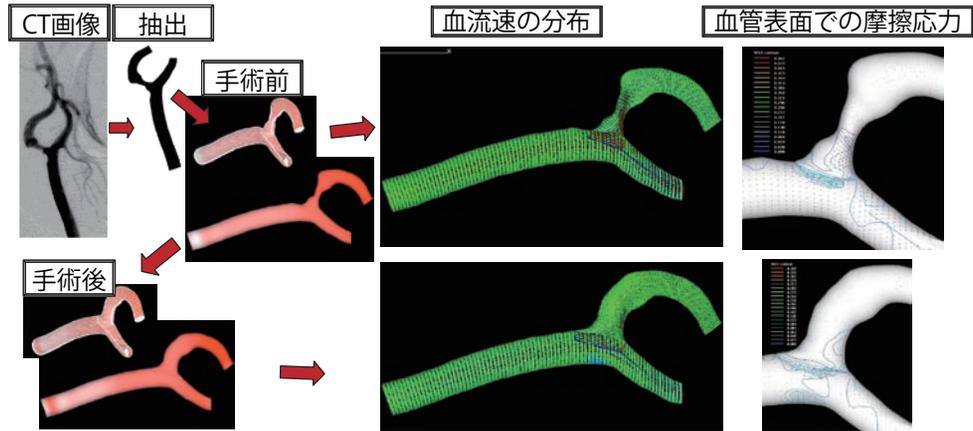
人体モデル：人体全体を隙間なく表現でき、血管、臓器や筋肉、骨が互いに接する状況を表せるもの

解析プログラム：この人体モデルを使って、連成計算を含む力学的なシミュレーションを可能とするもの

この2つの開発により、人間が姿勢を変化させたときに、体内部で臓器や組織がどのように変形するかを求めることができる。これによって、たとえば、体の深部

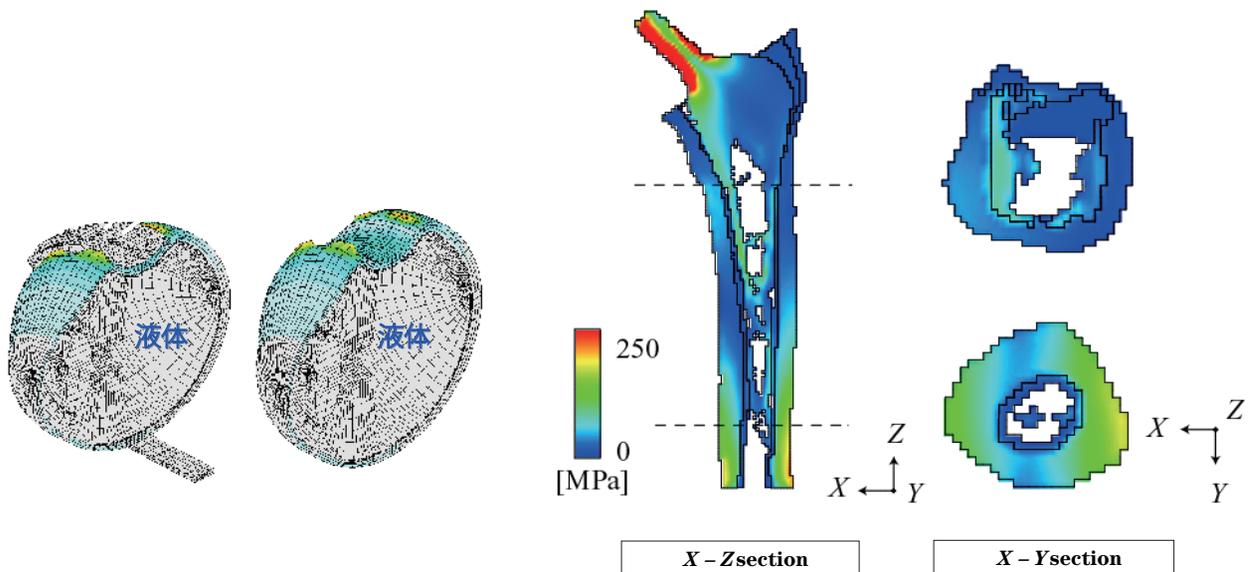


■図-1 脳動脈瘤内に治療のためコイルを挿入した場合の血流



手術によって摩擦応力が30%程度下がる

■図-2 頸動脈狭窄除去手術の効果のシミュレーション



■図-3 網膜剥離手術のシミュレーション

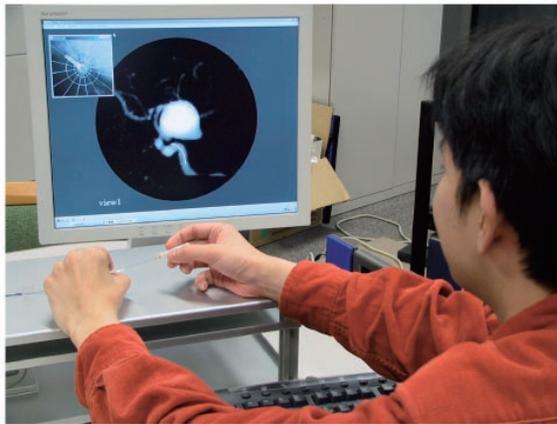
■図-4 人工股関節と大腿骨の接合時の応力分布

の静脈が圧迫を受けて血流が停滞することが引き金となっている深部静脈血栓症（いわゆるエコノミークラス症候群）や、同じような原因で起こる床ずれなどが検討できる。このほか、姿勢変化による内臓の動きが正しく予測できると、放射線や重粒子線の照射時のセッティングで患者の負担が軽減されると期待されている。さらに、体内での超音波伝播が計算できれば、超音波を収束してガンを焼く HIFU（High Intensity Focused Ultrasound）と呼ばれる治療方法を検討することもできるようになる。

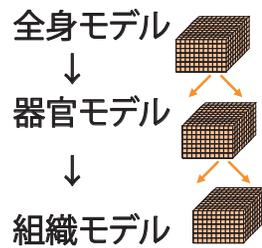
ボクセル・ベースの人体モデル

最終的に医療現場でシミュレーションすることを考え

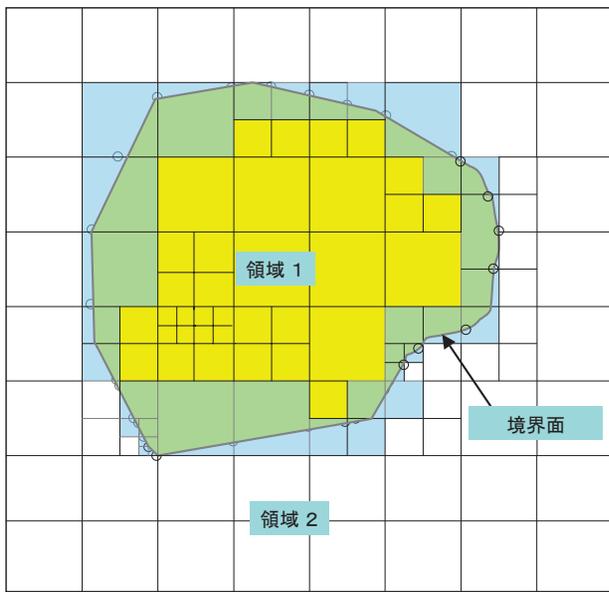
ると、個別の患者を表現するモデルが、特別の知識を必要とせず、短時間で作成できなければならない。このため、使用するモデルは、医療現場で広く使われている X 線 CT や MRI などの医療用画像と直接結びつくことが望ましい。これらの医療用画像は積層するだけでボクセルデータを構築することができるので、これがボクセルモデルを採用する大きな理由である。もう 1 つの理由は、筆者らも関係している、ものづくり情報統合化研究プロジェクト³⁾で、ボクセルをベースとした VCAD データモデルを開発しており、共通化することでメリットが得られるからでもある。このデータ形式は図-6 に示すように、必要な解像度のボクセルを階層的に構成することが可能である。これを利用して、図-7 に示すように全身モデ



■ 図-5 ガイドワイヤ操作シミュレータ



■ 図-7 人体多重解像度モデル



■ 図-6 VCAD データ形式の概念図

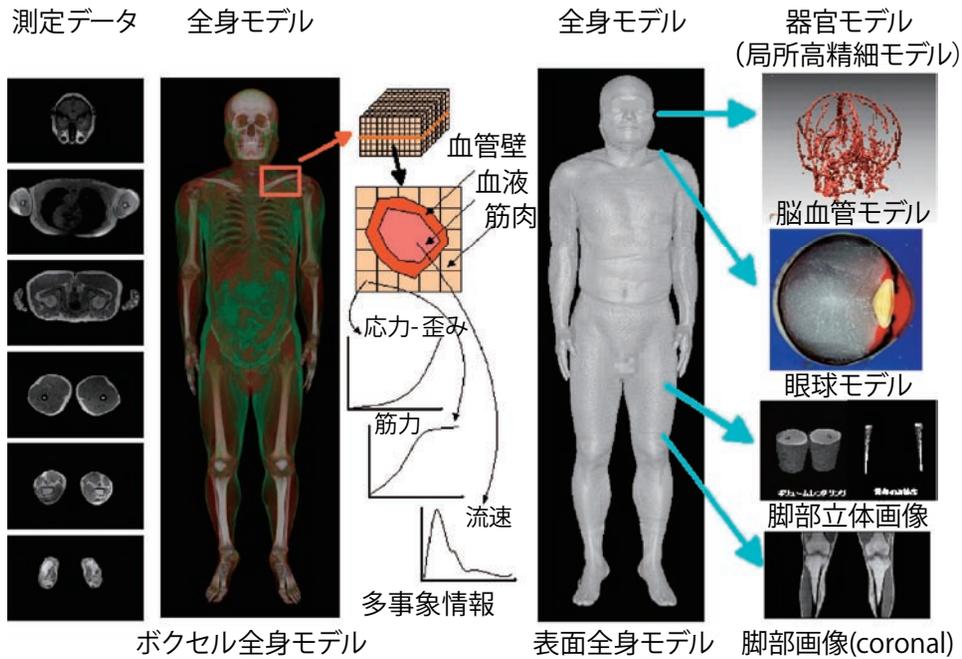
ルから、器官モデル、組織モデルと、それぞれに階層的に細くなる解像度で表現する。全身モデルレベルでは1つのボクセルに血管壁と他の組織とが入り交じって定義された場合の誤差が大きくても、さらに細かくした器官モデルや組織モデルのレベルでは1つのボクセルが小さくなるので誤差は小さくなる。図-8の右は全身モデルの中に埋め込んだ局所的な高精細モデル（器官モデルレベル）として、脳血管モデル、眼球モデルなどを例として示している。

ものつくり情報統合化プロジェクトの方で、このような階層的ボクセルを使った解析に対応するプログラムを

開発している。現在は流体解析用と構造解析用のプログラムが開発済みで、構造流体連成解析用プログラムは開発中である。この解析プログラムによる計算結果は後で紹介することとして、まずは人体モデル作成の話をしよう。

人体モデルの作成

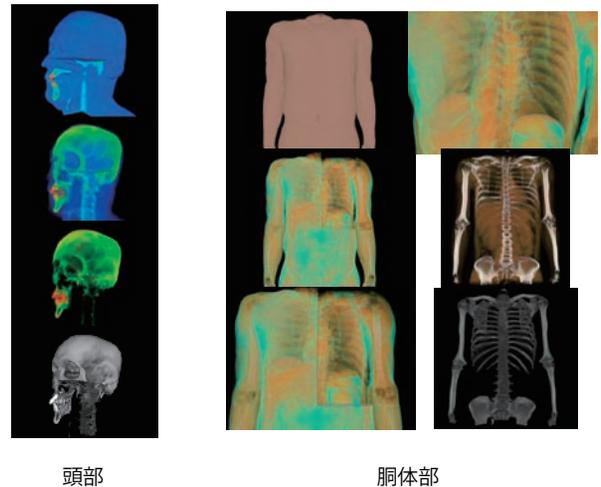
最終的には個別患者の人体モデルが短時間に作成できることを目指しているが、現在は数体の人体を測定し、モデルを作成している。同時に、測定方法や画像処理方法などの開発も行っている。医療用X線CTは放射線の被曝を伴う難点はあるが、測定時間が短く、形状が正確に測定できる長所がある。一方、MRIでは各種の撮影シーケンスにより、脂肪や血流などを強調して撮影することができるなど、身体内部の差が分かりやすいという長所がある。しかし、形状のゆがみや撮影断面ごとのコントラストの変化が大きいという難点もある。このため、CTによる撮影画像に、MRIによる情報を付加してモデルを作成している。このとき、被験者の姿勢は計測するたびに変わるので、体を固定できるジグを図-9のように作成した。形状を転写するマットを使い、石膏で形を再現、FRPで型を作成してジグとした。CTでの全身1mm分解能の計測には臨床用X線CT（16列ヘリカルCT、東芝製 Aquilion16）を使用、頭頂部から大腿までと、大腿から足先までの2回に分けて撮影、1回の撮影は40秒程度であった。一方、MRIによる同じく1mm分解能の撮影には約6時間を要した。このようにして作成した1mm分解能のボクセルデータを元に、ボリュームレンダリングしたのが図-10である。



■ 図-8 ボクセルモデルとボクセルの持つ情報



■ 図-9 測定用ジグの作成

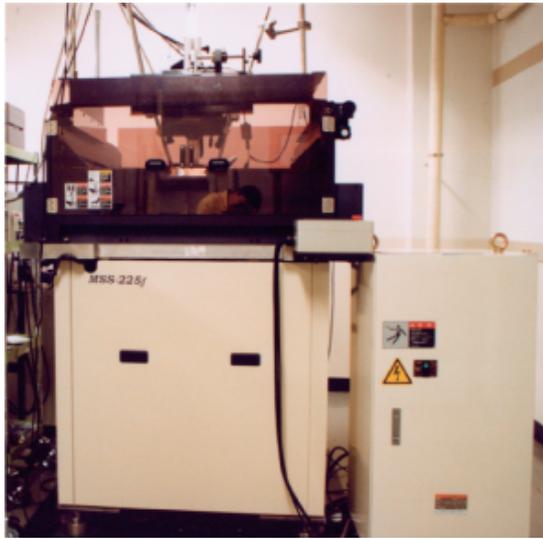


■ 図-10 1mm 分解能ボクセルデータでのボリュームレンダリング

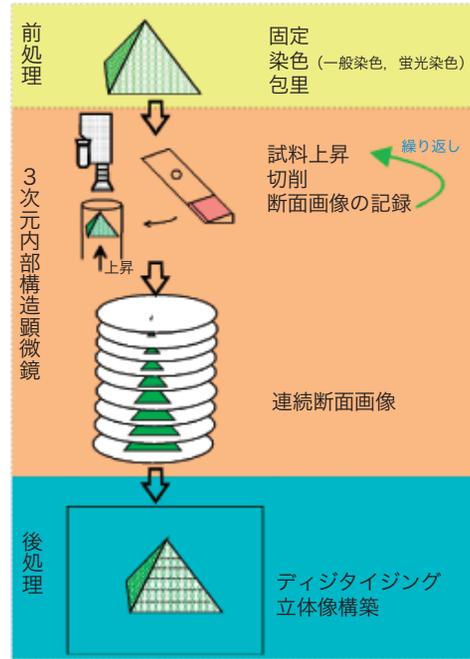
局所高解像度モデル

全身モデルレベルで表現された 1mm の分解能では形状表現に不足がある場合、局所的にさらに高解像度のモデルを用いる。たとえば、血流は一般に、血管壁近くで速度が遅くなり、中心付近では速くなる。このため、血流のシミュレーションを行うには直径数 mm の血管の断面に数十ボクセル程度は必要となる。また、眼球の構造解析の場合でも、強度を保っているのは強膜と呼ばれる薄い膜なので、やはり 1mm では不十分である。局所高解像度モデルは 2 種類の方法で測定し、作成している。1 つは、全身レベルと同じ医療用 X 線 CT や MRI を使っ

て、部分的にさらに細かく測定する方法である。この場合は全身レベルを測定したのと同じ被験者で行える。もう 1 つは摘出された臓器を使って、3次元内部構造顕微鏡あるいはマイクロ CT で測定する方法である。この場合、摘出臓器であるため、同一の個体のものではないが、高精度の測定が可能である。3次元内部構造顕微鏡は我々が開発したもので、図-11 に示すように、測定する試料を水とともに凍結させ、回転するカッターで薄く削ぎ、その断面を高解像度カメラで連続的に撮影するものである。分解能は 20 ミクロンで、図-8 の眼球モデルはこの 3次元内部構造顕微鏡によるものである。マイクロ CT は日立製 MCT-CB100MF を使用しており、約 20

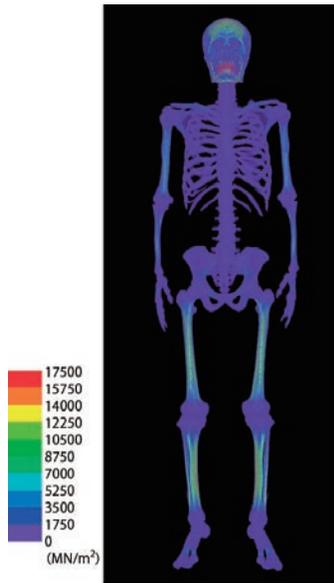


(1)装置外観

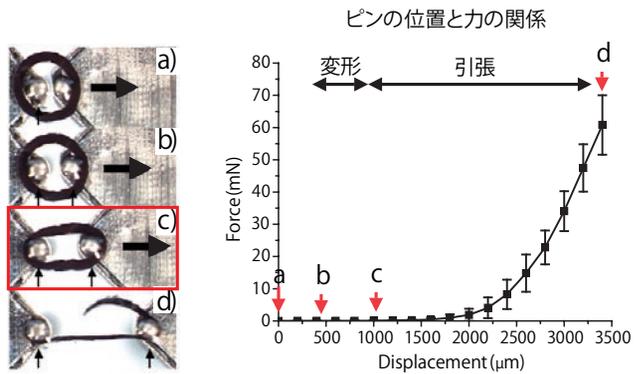


(2)原理

■ 図-11 3次元内部構造顕微鏡とその原理



■ 図-12 X線画像から推定したヤング率の分布



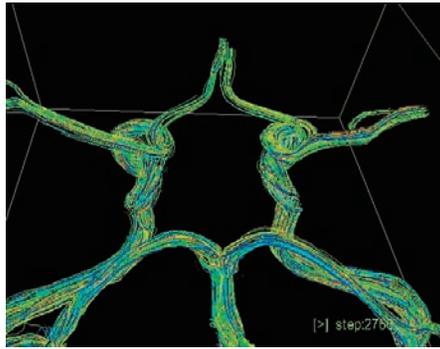
■ 図-13 眼球強膜の引張試験の例

ミクロンの分解能で、主に骨の内部構造を測定するのに使っている。

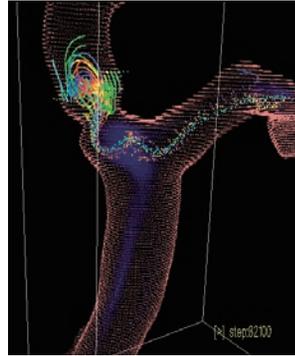
材料特性の計測

力学的なシミュレーションをするには、生体組織が力を加えられたときにどのように変形するかという特性(材料特性と呼ばれる)を知っておく必要がある。骨の

場合は特性が単純なため、X線の透過率から材料特性が推測できる。図-12はX線画像から骨密度を推定してヤング率を計算したものである。しかし、生体組織は一般に力を受ける方向により特性が異なることが多く、体外からの測定は困難である。このため、我々は生理食塩水下で、生体組織から切り出した試験片による引張試験で測定を行っている。図-13は眼球の強膜から切り出した試験片で測定した例である。



(1) 脳動脈での血流の様子



(2) 頸動脈の狭窄のカテーテル手術時のシミュレーション

■図-14 ボクセル法による血流シミュレーション

ボクセルモデルによるシミュレーション

ここでは我々が開発した流体解析用ボクセルプログラムを使った例を示す。単純にボクセル法を使うと血管の壁面が階段状に近似されてしまうので、壁面近くの流れが精度良く求まらない。このため、我々はボクセル内に占める流体の割合を表す体積占有率を使い、精度を高めている。図-14はこの適用例で、(1)は脳動脈のウィリス動脈環と呼ばれる部分の血流の様子を解析し、流線を表示したものである。

図-14の(2)は頸動脈に生じた狭窄部(Y字型に分岐した分岐付け根の左上側)を、カテーテルで治療する過程をシミュレーションしたものである。狭窄部側の動脈をバルーンで塞いだ場合に、どのように血が流れるかを示している。血管を塞いだ側では血流は起きないと予想していたのに、渦によって流れが起きている。その結果、狭窄部で何か固形物が血管から剥がれて出てくると、塞いでいない方の血管から脳に運ばれ、脳梗塞を起こす可能性があることを示している。

このように現状でもカテーテル手術の事前検討が可能レベルに達している。現在、さらに大規模な流体解析や構造解析を計画している。

今後の計画

これまで男性3体の計測を行い、全身モデルを作成してきた。今後は各モデルで内臓や血管などを特定してゆく予定である。このとき、人手で特定してゆく方法では限界があるため、1体は手作業をベースに進め、他は画像処理による自動化を行う予定である。今後、解析プログラムの方も、連成計算を中心にさらに解析アルゴリズムの開発を行う。これにより、カテーテルや内視鏡を使った各種の手術シミュレーションや、床ずれの起こりにくいベッド、エコノミークラス症候群の起きにくい椅子などの開発、さらには放射線治療における照射時の姿勢による影響の検討などに結びつけてゆきたい。そして、その次には超音波伝播の方程式に取り組み、前述のHIFUの事前検討が行えるようにしたいと考えている。

参考文献

- 1) 理化学研究所生体力学シミュレーション研究 Web ページ, <http://www.comp-bio.riken.jp/1/>
- 2) Adachi, T. et al.: Trabecular Surface Remodeling Simulation for Cancellous Bone Using Microstructural Voxel Finite Element Models, Trans. ASME, J. Biomech. Eng., 123-5, pp.403-409 (2001).
- 3) 理化学研究所ものづくり情報統合化プロジェクト Web ページ, <http://www.riken.jp/r-world/research/lab/vcad/>

(平成 17 年 11 月 13 日受付)

