

## 理研における生体力学シミュレーションの現状と今後（血流シミュレーションを中心に）

## Computational Biomechanics in RIKEN, its present status and future

○姫野龍太郎（理研）

Ryutaro HIMENO\*

\*Computational Biomechanics Unit, RIKEN Discovery Research Institute, RIKEN,  
Wako, Saitama 351-0198, Japan

We started Computational Biomechanics Research project at RIKEN in 1999. This project includes circulatory simulation, soft and hard tissue simulation and human motion analysis. In the circulatory simulation, we have developed several simulation codes, such as, a fluid-structure coupling simulation code, blood flow simulation codes for the left ventricle and the aorta, kidney artery, carotid artery and stenosis in the brain. In addition, we have also developed both image processing code to handle medical images to get the shape of the artery and mesh generation code for simulation. Using these codes, we can estimate the effects of surgical operation such as removing stenosis or the stent, etc. Parallel computation is usually used to increase computation speed of one simulation but it should be used to combine one component with others to simulate whole human body in biomechanical simulation.

## 1. 結論

イギリスの L.F.Richardson はまだコンピュータのない 1920 年頃、気象予報を手計算によって行おうと試みた。彼は 6 時間後の気象状態を一ヶ月以上かけて行ったが、非現実的な結果しか得られず、失敗した。しかし、彼はこの計算からホールに 6 万 4 千人を集めて計算すれば計算の高速化が可能で、事前に気象予報ができると自著に記した[1]。その後、コンピュータと計算方法の進歩で、今毎日の気象予報はコンピュータの求めた天気図を元に行われている。

このことは二つの教訓を与えてくれる。計算する人（あるいはコンピュータ）を増やすことで高速化が可能。（このため、Richardson は並列計算の元祖といわれている。）もう一つ、当時無謀と思われた試みも時代が来れば日常的なものとなるかもしれないということ。

このエピソードを思えば、私たちの描く、コンピュータ上に生きている人間を再現したいという夢も、荒唐無稽ではなくなる。とはいえ、人間の全ての営みを再現するには、我々は無知すぎる。とりあえず可能なところから手がけていこうと、常微分や偏微分方程式で記述できる構造力学や流体力学などがあてはまるどころから出発しようとした。

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 5 年間のプロジェクトを開始した [1]。このプロジェクトで取り組んだのは細胞レベルよりも大きなまとまりである、血管や骨、器官や臓器、循環器系、呼吸器系など、場合によっては体全体を対象として、場を記述する微分方程式や適応など生体反応をモデル化した計算モデルを作り、コンピュータを使って、生体の変化や反応、動きを予測するものである。その結果、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している。ここでは、循環器系シミュレーションを中心に、このプロジェクトの現状をまとめるとともに、今後の計画にも言及する。

## 2. 取り組んだ三分野

生体の営みは多岐にわたるが、実際にプロジェクトで取り組んだのは支配方程式が明らかな次の三分野である。

- (1) 循環器系シミュレーション
- (2) 硬・軟組織のシミュレーション
- (3) 運動シミュレーション

## 2. 1 循環器系シミュレーション

日本人の死因の上位を占める循環器系の疾患に対する診断や治療に貢献することを目指して取りあげた。計算手法から見ると、流体構造連成問題であり、流体も通常のニュートン流体ではなく非ニュートン流体となり、困難を伴う。

## 2. 1. 1 非ニュートン性と連成計算

まず、非ニュートン性の影響について見てみよう。図 1 は血管に狭窄のある場合をモデル化したもので、レイノルズ数 1000 の場合について定常な流れの様子を求めたものである。このケースでは式 1 のような非ニュートン性を反映した渡辺による粘性モデル[2]を組み込んでも図 2 の壁面上の剪断応力にはあまり変化が見られない。ニュートン流体との差は拍動を入れて計算した場合（図 3）でも小さく、レイノルズ数が低くなければ、非ニュートン性を考慮しなくても良いようだ。

$$\mu_k = \mu_k(e_{ij}) = \mu_0 + \frac{\mu_y - \mu_0}{\exp(\beta |e_{ij}|)} \quad (1)$$

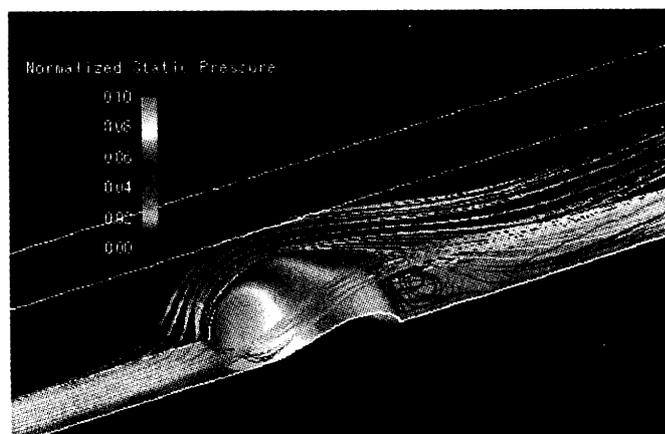


Fig.1 Pressure distribution and stream lines over stenosis (steady flow)

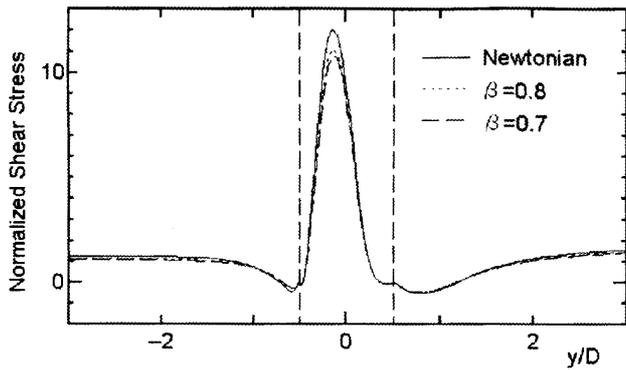


Fig. 2 Shear stress on the center line of the stenosis (steady flow).

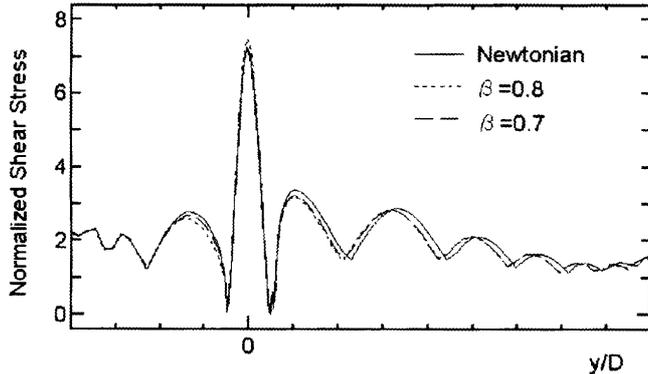


Fig. 3 Shear stress on the center line of the stenosis (pulsatile flow).

次に流体構造連成問題の計算方法について言及しよう。ここでは流体構造それぞれを別に解析し、互いに境界の速度と力をやりとりすることで近似的に解く方法 (弱連成法) を用いた。図 4 に計算例を示す。この計算例では連成計算の計算法のテストのため、実際の物性値よりも柔らかく設定してあり、ここまで大きな変形が実際にあるわけではない。

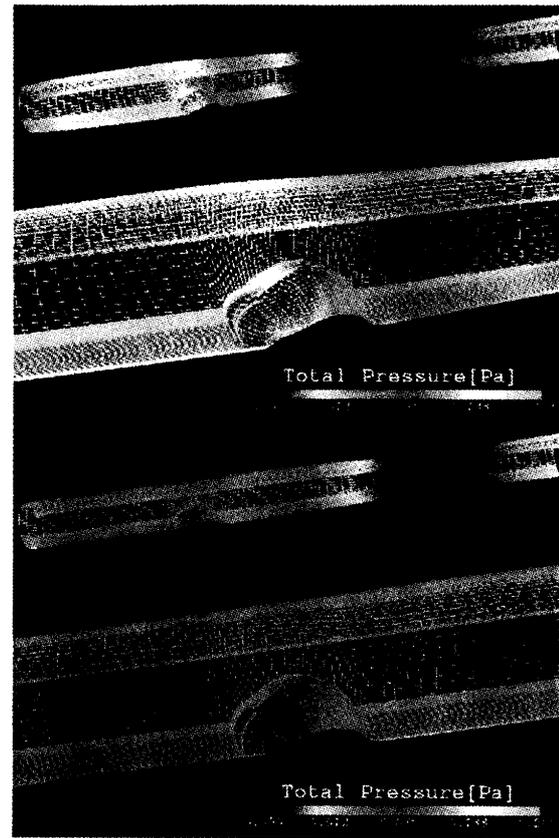


Fig. 4 Fluid-structure coupling analysis.

## 2. 1. 2心臓と大動脈弓のシミュレーション

心臓は自ら力を出して変形するとともに、弁によって流路が閉じられるなど、シミュレーションをするには大きな困難を伴う。ここでは超音波画像から左心室の変形していく様子をモデル化し、弁の部分では流量を境界条件として与えることで求めた例を図 5 に示す[3]。

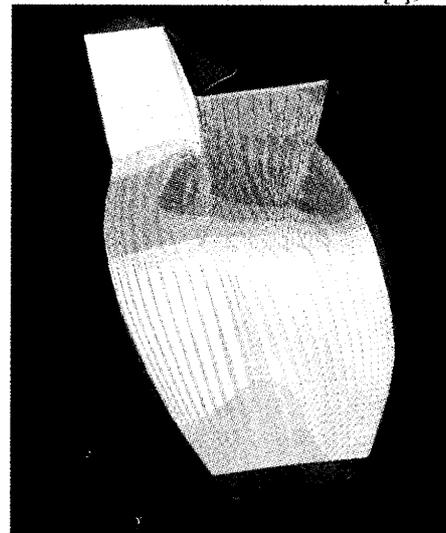
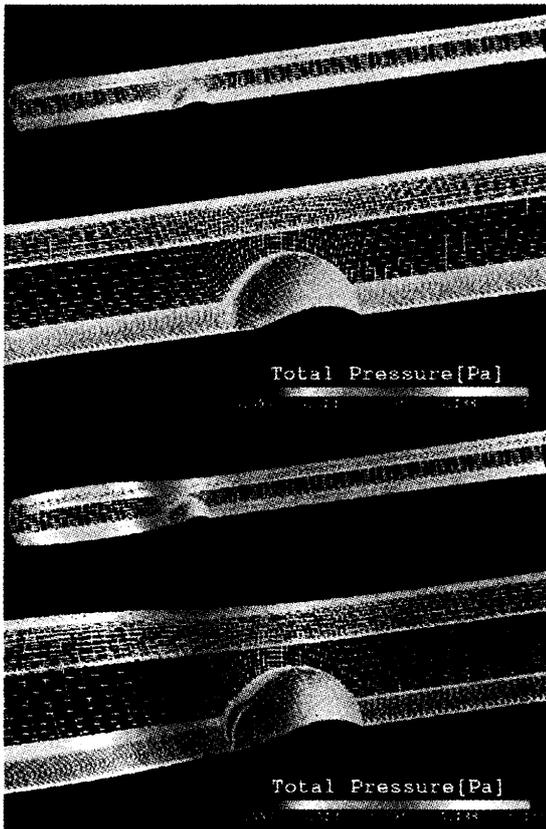


Fig. 5 Flow in left ventricle of the heart

シミュレーションする上では分岐する血管の境界条件が与えられないと血流の様子を求めることができない。そこで、まず心臓を出てから分岐を繰り返す、末梢部分では抵抗を持つとする 1次元モデルによるシミュレーション[1]を行って、3次元シミュレーションの境界条件を求めている。局所的に精密な 3次元モデルと、大局的なモデルとを組み合わせていることになる。このようにして求めた大動脈弓部分の計算例を図 6 に示す[4-7]。

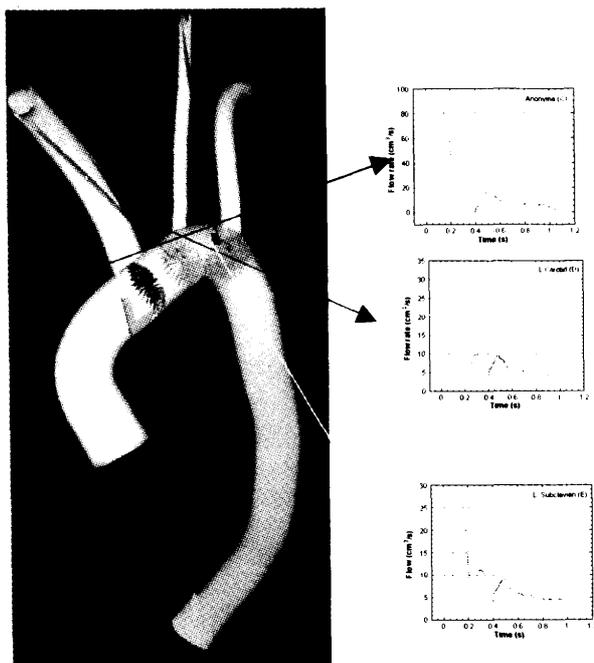


Fig. 6 Velocity vectors in aortic arch and pressure boundary conditions.

2. 1. 3 動脈分岐部のシミュレーション

大動脈弓における分岐ほどダイナミックな変形を伴うわけではないが、他の部分における分岐でも、境界条件は一次元の脈波伝搬シミュレーションにより決定する。また、血管形状はCTやMRIによる血管造影により抽出し、計算用モデルを作成する。図7はCTイメージから作成した血管モデルで、分岐部には一次元脈波シミュレーションから求めた境界条件を与えることで、計算ができる。

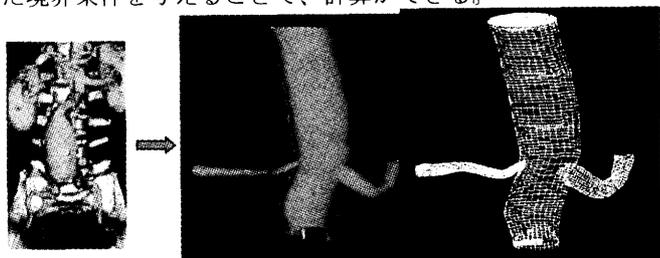


Fig. 7 Generating computation mesh from CT for kidney artery.

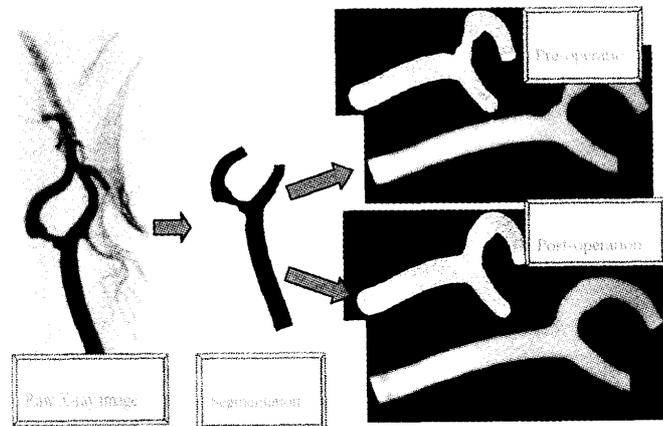


Fig. 8 Generating simulation meshes for carotid artery.



Fig.9 Comparison of surface shear stress

図8は頸動脈にできた狭窄部分のX線画像から、抽出した血管形状から、現状の血管形状のモデルと、狭窄を取り除いた場合のモデルとを作成したものである。これによって、狭窄がある場合の血管壁面での剪断応力を求め、手術によって狭窄を取り除いた場合の効果を事前に調べることができる(図9)。この例では剪断応力は狭窄部で30%低下することがわかった。

2. 1. 4 脳動脈のシミュレーション

脳動脈の疾患で多い脳動脈瘤に注目し、その治療で使われるカテーテル手術のようすをシミュレーションする技術を開発した。その一つは手術の状態を再現する流体シミュレーションで、理研で別に進めている“ものづくり情報技術統合化研究”で開発したV-CADシステムをモデリングに使用している。図10は動脈瘤の内部に充填率の違う2種類のコイルを挿入し、流れの様子を計算して比較したものである。この場合、流体計算のみしか行っていないが、構造計算も行くと充填による内圧の増加が求まり、コイルによる流速の低下と内圧の上昇の両方の相反する効果を計算することができる。今後、進めてゆきたい。

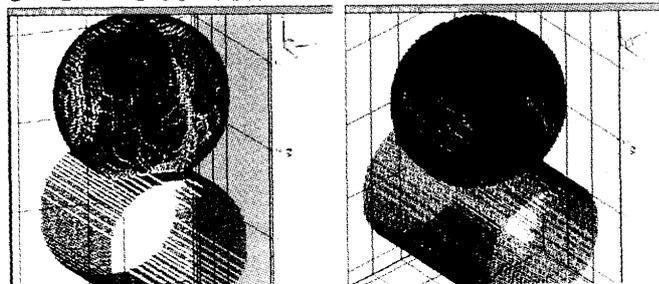


Fig.10 Flows in stenosis filled with coils

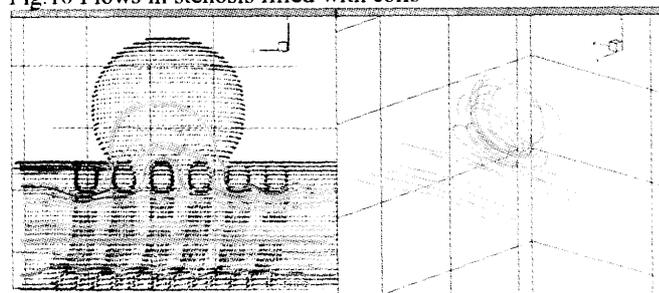


Fig.11 Flow in stenosis with stent

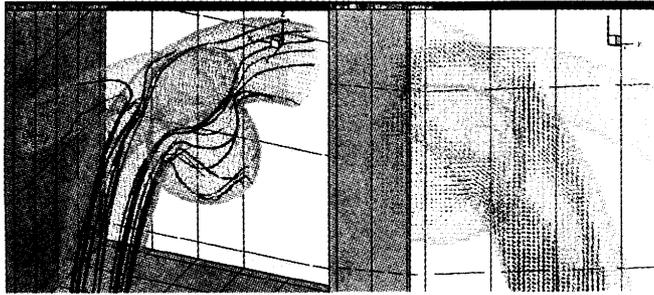


Fig.12 Flow around a balloon near stenosis

図11はステントを挿入したときの流れの様子で、単位ステンとだけ挿入しても瘤内部の流れは止まらないことがわかる。図12は狭窄部位を広げたり、瘤内部にコイルを挿入したときに押さえたりするバルーンが、瘤近くにある時の流れを示している。このように治療道具の複雑形状をV-CADを利用して取り込むことができ、血流の状態をシミュレーションすることができるようになった[7]。

もうひとつのシミュレーションはガイドワイヤの操作シミュレーションで、図13のようにガイドワイヤの前進後退運動と回転運動をパソコンに取り込み、MRIで取り込んだ患者の血管形状を使って、手術前に予行演習をすることができるものである[7]。



Fig.14 Input device and operation of guidewire simulator

2. 2器官の損傷治療シミュレーション

交通事故や衝突、転倒などの場合、人体の器官が損傷を受ける。このようなときの器官の損傷の様子や、治療における力学的なシミュレーションを行っている。この場合、それぞれの器官によって特性が異なるので、対象を眼球のシミュレーションと骨の骨折治療に絞って行っている。図15は網膜はく離の治療で行うシリコンバンドによる眼球の変形をシミュレーションしたものである[7]。

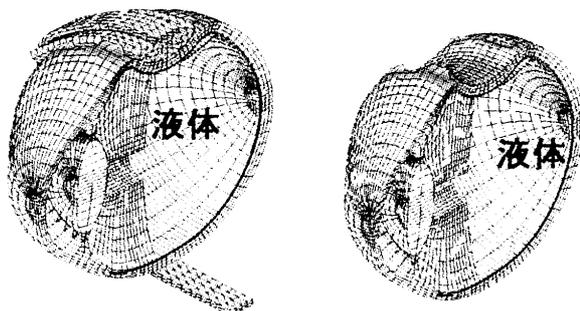


Fig.15 Replacement of eye ball by silicon band

骨は再生能力が高く、普通、骨折した部分を物理的にくっつけて固定しておけば、元に戻る。しかし、関節付近で複雑骨折した場合など、元のように戻らない場合もある。特に股関節など、大きな力がかかり、しかも、複雑な動きを可能にする関節では人工股関節などを埋め込んで治療することも行われている。ここで問題になるのは、このような人工物を骨に固定する部分である。骨は力がかかるとそれに耐えるように自分で自分を作る能力がある。逆に力がかかると、その部分で骨は密度が小さく、弱くなる。この非常に合理的な適応が邪魔をして、人工物を骨に固定するボルトが緩んだり、抜け落ちたりすることにつながっている。このようすを解析しようと言うのが、この骨の適応シミュレーションの目的である。図16は大腿部の骨頭部を人工股関節に置き換えた場合の、ステムと残りの骨に働く力を計算したものである[8]。

2. 3運動系シミュレーション

人体の運動を筋骨格モデル(骨・関節と筋肉からなるモデル)で再現するものである。テレビや映画、あるいはゲームでもCG(コンピュータ・グラフィックス)を使い、本物の人間のような動きが表現されている。この場合には、人間の動きをモーション・キャプチャリングによって、コンピュータに取り込み、その動きに合わせてCG映像を動かして合成している。われわれの運動器系シミュレーションでは、モーション・キャプチャリングを行うところまでは同じである。その後、筋骨格モデルと筋力モデル(図17)を使って、どの筋肉がどのような力を、いつ出しているか、求めている。こうすることによって、筋肉が疲労したときの動きや、どれかの筋肉が損傷を受けたときの動きなどを推定することができる[9]。これにより、個別の患者に適したリハビリの方法を検討することが可能になる。また、運動の最適化計算を行うことで、スポーツのフォームを改良することも可能である。

この運動シミュレーションはこれだけにとどまらず、リハビリやスポーツなどに広がる要素を持つ。ある運動を体得しようとするのは容易ではない。しかし、理想的な運動と現実との差を提示することで、より容易に体得することができるのではないかと考えている。

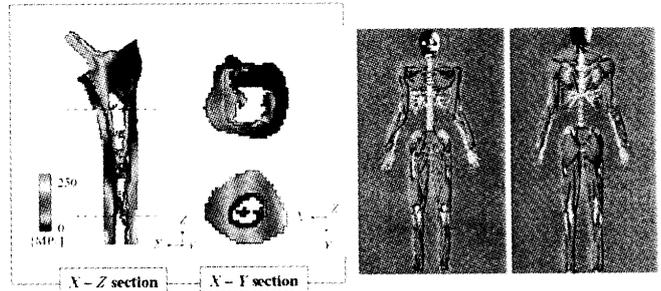


Fig.16 Implant simulation Fig.17 Musculoskeletal model

3. 並列計算

ここまでに取り上げた計算例ではほとんど並列計算を意識していない。プログラムの開発段階では理論通りの結果が得られるか、あるいは実験と一致するかということの方が重要で、高速化はこの次だからである。一般には並列計算の必要が出てくるのはRichardsonの気象予報の例でも分かるように計算が現実的な時間内に終わらなくなった時である。ところが、図4に示した血管と血流のようにそれぞれ別の方程式を持ち、それぞれの間では圧力や変位を情報としてやりとりすることで計算が可能なものがある。この

場合、血流の計算は一つのコンピュータで行い、血管形状の方は別のコンピュータが担当し、互いに圧力と変位を通信すると、並列に計算ができる。もともと生体シミュレーションのように、多数のコンポーネントから成り立っているシミュレーションの場合、それぞれのコンポーネントをそれぞれ担当するコンピュータに割り振ることで自然に並列計算が可能なのである。もっとも現実にはそれぞれのコンポーネントの計算時間を同一にするために、計算時間のかかるコンポーネントでは内部で並列化する必要が出てくる。これまで開発してきたそれぞれのシミュレーションはワークステーションかパソコン、あるいはスーパーコンピュータと呼ばれるベクトル計算機（富士通 VPP700E）で実行しているが、長いもので20-40時間、平均的には数時間という計算時間である。それぞれのコンポーネントを同時に動かし、全身をシミュレートするにはせいぜい数百から千台程度の並列化を考えればよいことが分かる。

理化学研究所で2004年3月稼働を予定しているのは上記の全身シミュレーションが現実的な時間で行えることを想定したコンピュータシステムで、32CPUのベクトル計算機と2048CPUのPCクラスタの複合したシステムとなっている。

#### 4. 今後の予定とまとめ

ここでは理研での生体力学シミュレーション研究の現状を、循環器系シミュレーションを中心に紹介し、並列計算との関係にもふれた。現状では眼球や骨、血流とそれぞれが関連性を持たず、ばらばらで研究を行ってきた。運動にしても同じである。これらをそれぞれのコンポーネントとしてコンピュータ上に並列化すると全身のシミュレーションが可能になるが、まだまだコンポーネントが足りない。理研でのプロジェクトの第一期は来年3月で終わるが、その後、第二期に入る予定である。この第二期では運動する人間の内側に骨筋肉の他に臓器や血管など、実際の人間と同じ構造を持ち、運動により内部の構造が変形してゆく様子をシミュレーションしてゆきたいと考えている。

#### 5. 謝辞

理研での生体力学シミュレーションプロジェクトでの成果はこのプロジェクトに属する研究者だけでなく、千葉大学、神戸大学、東北大学、東邦大学、東京大学、奈良県立医大、春日部中央病院など、多くの研究者の協力を得ています。また、理研でのものづくり情報技術統合化研究プロジェクトにも協力頂きました。ここに感謝の意を表します。

#### 引用文献

- [1]Richardson, L.F., *Weather Prediction by Numerical Process*, Cambridge University Press, London, U.K., 1922
- [2]生体力学シミュレーション研究、理研シンポジウム予稿集、理化学研究所、1999
- [3]渡辺他、血管病巣を模した非軸対象狭窄管内流の数値解析、第13回数値流体力学シンポジウム講演論文集、1999、D03-3
- [4]岩瀬英仁他、左心室内の血流動態の数値解析、第13回バイオエンジニアリング講演会予稿集、日本機械学会、2001、62-63
- [5]生体力学シミュレーション研究、理研シンポジウム予稿集、理化学研究所、2000
- [6]生体力学シミュレーション研究、理研シンポジウム予稿集、理化学研究所、2001
- [7]Computational Biomechanics Simulation, Proceedings of RIKEN Symposium, RIKEN, 2002

[8]生体力学シミュレーション研究、理研シンポジウム予稿集、理化学研究所、2003

[9]Adachi, T. et al., *Trabecular Surface Remodeling Simulation for Cancellous Bone Using Microstructural Voxel Finite Element Models*, Trans. ASME, J. Biomech. Eng., 123-5, 2001, 403-409

[10]Komura, T. et al., *Creating and Retargetting Motion by the Musculoskeletal Human Body Model*, The Visual Computer, Volume 16, issue 5, 2000, 254-270