筋毎に並列化された平衡方程式をもつ有限要素法解析による筋活動動力学推定法

Inverse Dynamic Estimation of Muscle Activities Based on Finite-Element-Analysis with Parallelized Equilibrium Equation for Each Muscle

○学 平澤 謙章(東大) 正 鮎澤 光(東大) 正 中村 仁彦(東大)

Kensho HIRASAWA, The University of Tokyo, hirasawa@ynl.t.u-tokyo.ac.jp

Ko AYUSAWA, The University of Tokyo, ayusawa@ynl.t.u-tokyo.ac.jp

Yoshihiko NAKAMURA, The University of Tokyo, nakamura@ynl.t.u-tokyo.ac.jp

In this paper, we propose a method to estimate muscle activity from joint angle data. We use a model which consists of elastic bodies as muscles and rigid bodies as bones and utilize finite element method and robotics technique. This method can consider change of muscle force accompanied by change of muscle fiber direction. Muscle activity is estimated by finding activity to generate the reference joint torque which is calculated by inverse dynamics. The estimation is executed as sequential quadratic programming and can be solved in parallel computation for each muscle. We compared execution time of parallel computation and sequential one, and estimated muscle activity. As a result, the efficiency of parallel computing was indicated and the muscle activity which generates reference joint torque was obtained.

Key Words : Muscle Model, Muscle Force Estimation, Finite Element Method, Inverse Dynamics

1. はじめに

医療やリハビリテーションでの応用を目指し、人体運動の仕組みを明らかにしようとする試みが広く行われている。運動は様々な要素の複雑な相互作用の結果として生じるため、人体運動の解明は難しい課題である。そこで、生理学や解剖学の知見に基づいた力学的モデルを作成し、人体運動の分析を行う研究が多く行われている。

数個の骨や筋に着目するような解析では、各要素を弾性体とし有限要素法を用いる研究がよく行われている。例えば、接触解析を行い股関節での応力分布を求める研究 [1] や筋の断面積変化の影響を考慮した筋収縮シミュレーション [2][3] などがなされている。有限要素法を用いることで任意の形状のモデル化や内部応力の解析などが可能になっている。ただし、有限要素法解析では計算量が大きくなる傾向にあり、全身運動の解析に用いることは難しい。

一方で、全身運動の解析にロボティクスの計算手法が応用されている。Nakamura ら [4][5] は、剛体とワイヤからなる筋骨格モデルを作成し、ロボティクスの計算手法を応用することで全身運動中の筋張力推定を行った。また、Delp ら [6] は全身のワイヤ・リンクモデルを用いた運動解析のためのシミュレータを開発した。いずれも、筋をワイヤとしてモデル化することで数百の要素からなる全身での解析を可能にしている。ただし、筋をワイヤとして扱った場合、筋線維の方向の変化によって生じる力の変化の影響や筋同士や筋と骨との干渉を考慮できないという問題がある。

本稿では、筋を三次元弾性体としてモデル化し、筋の幾何形状を考慮しながら運動の解析を行うことを目指す。弾性体の解析には有限要素法を用いる。これにより、筋の形状は解剖学に立脚したモデル化を行える。また、筋の三次元的な変形に伴う筋張力の変化を考慮することができ、筋同士の干渉による影響も視野に入れられるため、より正確な解析が期待できる。本稿ではこのモデルを用いた解析として関節角情報からの筋活動推定を行う。これは、剛体リンク系の逆動力学計算により関節トルクを求め、逐次二次計画法を用いて有限要素法解析により求められる平衡方程式を満たしながらこの関節トルクを発生する筋活動度を求めることによって行う。この計算は筋毎に独立に計算可能なため、並列計算により大幅に計算量が削減できる。

2. 逆動力学と有限要素解析に基づく筋活動推定

2.1 筋骨格モデル

骨を剛体、筋を三次元弾性体として筋骨格系をモデル化する。骨同士の接続関係は剛体リンク系として表現する。弾性体は有限要素メッシュとして表現し、解析には有限要素法を用いる。この筋骨格モデルの概念図を図 1 に示す。筋となる弾性体には物性はサンブナン体を仮定する。サンブナン体では歪と応力が線形な関係式を持つが、変位と歪の関係は非線形である。

弾性体は筋収縮を起こす領域と腱・靱帯に相当する筋収縮を起こさない領域とに分けてモデリングする。筋活動によって発生する収縮力は、一様な筋活動度により発生する連続的な収縮応力として表現し、筋線維方向の成分のみを持つものとする。筋線維方向は節点において定義した筋線維方向を補間して求める。筋線維方向は形状の変化に伴い変化する。筋収縮による力発生モデルには Johansson ら [2] のモデルを用いる。このモデルではある点で筋収縮により発生する Cauchy 応力の筋線維方向成分の大きさ p は次式のように表される。

$$p = a f_l f_v p_{iso} \frac{dA}{dA'} \quad (1)$$

ここで、 a は筋の筋活動度、 f_v は筋の速度-力関係を表す係数、 f_l は筋の長さ-力関係を表す係数、 p_{iso} は等尺性収縮時の最大筋応力である。 dA は注目している点近傍の変形前の筋線維方向の微小断面積であり、 dA' は対応する変形後の断面積である。すなわち、 dA/dA' は筋線維方向の変形前の微小断面積と対応する変形後の微小断面積の比である。 dA/dA' は変形の前後である領域内の筋線維の本数が変わらないことを表すための項である。この項により、変形の前後で微小領域の最大収縮力が一定となる。筋の速度-力関係 f_l 、長さ-力関係 f_v には Hill[7] と van Leeuwen[8] による関係式を用いた。 f_l や f_v の導出には筋の変形が必要となるが、本稿では 1 タイムステップ前の変形量を用いる。

筋の端と骨は接続しており、骨を表す剛体リンク系の関節角は筋の有限要素法解析では端の節点に対する変位境界条件となる。筋の発生する力を導出する際には、弾性体の変形解析を行う必要があるが、時間幅を小さくとした場合、

Fig.1 Muscular skeletal model which consists of elastic materials as muscles and rigid bodies as bones.

関節角の変化や筋張力の変化も十分小さくなると仮定して、準静的に変形解析を行う。

2.2 筋活動推定法の概要

関節角の時系列データから筋活動を推定する手法について述べる。本稿では筋活動推定を筋の弾性体解析から得られる関節トルクと逆動力学から得た関節トルクを一致させる最適化問題として次のように表す。

$$\min_{\mathbf{a}} \left(\frac{1}{2} \|\boldsymbol{\tau}(\mathbf{d}) - \boldsymbol{\tau}^*\|^2 + \frac{1}{2} w \|\mathbf{a}\|^2 \right) \quad (2)$$

$$\text{s.t. } \frac{\partial Z_i}{\partial \mathbf{d}_i}(\mathbf{a}_i, \mathbf{d}_i) = \mathbf{0}, \quad (3)$$

$$0 \leq a_i \leq 1 \quad (i = 1, 2, \dots, N_m) \quad (4)$$

ここで、 $\mathbf{a}$ は筋活動度を並べたベクトル、 $\mathbf{d}$ は弾性体の有限要素メッシュの節点変位を並べたベクトルである。 $\boldsymbol{\tau}$ は変位 $\mathbf{d}$ から弾性体解析を用いて求める関節トルクであり、 $\boldsymbol{\tau}^*$ は関節角情報から逆動力学を用いて得た関節トルクの参照値である。また、 w は適当な重みであり、式 (2) 第二項はなるべく小さい筋活動で目標の関節トルクを発揮させるための項である。二つの制約条件は各筋ごとの制約条件であり、 N_m は筋の個数を表す。 Z_i は外力を保存力と見なしたときの i 番目の筋を表す弾性体における全ポテンシャルエネルギーであり、式 (3) は有限要素法により導かれる弾性体の平衡方程式である。

式 (3) より、筋活動度 $\mathbf{a}$ から変位 $\mathbf{d}$ が得られるため、評価関数 (2) は筋活動度 $\mathbf{a}$ のみの関数として扱える。さらに、この最適化問題を逐次二次計画問題とすると次のように表せる。

$$\min_{\Delta \mathbf{a}} \left(\frac{1}{2} \|\boldsymbol{\tau}^{(k)} + \frac{\partial \boldsymbol{\tau}^{(k)}}{\partial \mathbf{a}} \Delta \mathbf{a} - \boldsymbol{\tau}^*\|^2 + \frac{1}{2} w \|\mathbf{a}^{(k)} + \Delta \mathbf{a}\|^2 \right) \quad (5)$$

$$\text{s.t. } -a_i^{(k)} \leq \Delta a_i \leq 1 - a_i^{(k)} \quad (i = 1, 2, \dots, N_m) \quad (6)$$

k は反復回数を表し、 $\boldsymbol{\tau}^{(k)}$ 、 $\partial \boldsymbol{\tau}^{(k)} / \partial \mathbf{a}$ はそれぞれ筋活動度が $\mathbf{a}^{(k)}$ のときの $\boldsymbol{\tau}$ 、 $\partial \boldsymbol{\tau} / \partial \mathbf{a}$ を表す。この二次計画問題を解き $\Delta \mathbf{a}$ を求め、適当なステップサイズを選択し $\mathbf{a}^{(k)}$ と $\Delta \mathbf{a}$ から $\mathbf{a}^{(k+1)}$ を求めていくことで、式 (2) を極小とする $\mathbf{a}$ が求められる。式 (5)、(6) で表される二次計画問題を解くためには関節トルク $\boldsymbol{\tau}$ とその筋活動度に対する勾配 $\partial \boldsymbol{\tau} / \partial \mathbf{a}$ を求める必要があるが、これらの導出には弾性体ごとの並列計算を利用することができる。以上の筋活動推定法の概要は図 2 のようになり、弾性体ごとの並列順計算を用い二次計画問題

Fig.2 Outline of muscle activity estimation.

を逐次的に解いていくことで関節角の時系列データからの筋活動推定が行える。

2.3 関節トルクの導出法

次に、筋活動度と関節角を用いて、筋収縮により発生する力と関節トルク $\boldsymbol{\tau}$ の導出法について述べる。この計算は 2.2 節の逐次二次計画問題に利用される。 i 番目の筋から j 番目の骨に伝わる合力 $\mathbf{f}_{ij}$ と合モーメント $\mathbf{m}_{ij}$ は各筋の変形量 $\mathbf{d}_i$ から求めた変形勾配テンソル $\mathbf{F}$ 、第 2 Piola-Kirchhoff 応力テンソル $\mathbf{S}$ を使って、次のように表される。

$$\mathbf{f}_{ij} = - \int_{\Gamma_{ij}} \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{N} d\Gamma \quad (7)$$

$$\mathbf{m}_{ij} = - \int_{\Gamma_{ij}} \mathbf{y} \times \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{N} d\Gamma \quad (8)$$

ここで、 $\mathbf{N}$ は変形前の面の法線方向単位ベクトルであり、 $\mathbf{y}$ はモーメントの中心から積分点までのベクトルである。また、 $\int_{\Gamma_{ij}} \dots d\Gamma$ は i 番目の筋と j 番目のリンクの接続面における面積分を表す。

$\mathbf{m}_{ij}$ を求めた際のモーメントの中心における基礎ヤコビ行列を $\mathbf{J}_{ij}$ とすると、全身の剛体リンク系にかかる一般化力 $\boldsymbol{\tau}$ は以下のように表される。

$$\boldsymbol{\tau} = \sum_{(i,j)} \mathbf{J}_{ij}^T \begin{pmatrix} \mathbf{f}_{ij} \\ \mathbf{m}_{ij} \end{pmatrix} \quad (9)$$

以上のように、関節トルクの導出は、まず弾性体の変位を導出し、その後各端点における力・モーメントを求め、これを剛体リンク系の一般化力に直すことで行う。これらの計算の中では変位の導出に最も時間がかかるが、各筋の変形量 $\mathbf{d}_i$ は各筋の筋活動度 a_i と、各筋に与えられる変位境界条件にのみ依存するため、 $\mathbf{d}_i$ の導出は図 3 のように各筋ごとに並列に実行することができる。一つの筋の変形の詳しい導出法については次節で述べる。

2.4 変形の導出法

上記のモデルを用い、関節角と筋活動が与えられた際に、筋の変形を求める方法について述べる。弾性体の平衡状態を求める問題は、弾性体の全ポテンシャルエネルギー Z の停留値を与える変位を求める問題として表すことができ、ポテンシャルエネルギーを極小化する変位を求める最適化問題として解くことができる [9]。弾性体の全ポテンシャルエネルギー Z は、弾性体の持つ歪エネルギーを W_s 、筋収縮力

Fig.3 Derivation of joint torque with parallel computation.

による仕事 W_m 、筋収縮力以外の外力による仕事を W_f とおくと次の式で表せる。

$$Z = W_s - W_m - W_f \quad (10)$$

弾性体をサンブナン体と仮定し、筋収縮力以外の外力は一定の体積力 $\mathbf{b}$ と表面力 $\mathbf{t}$ のみと仮定した場合は、 W_s 、 W_f は以下のように表現できる。

$$W_s = \int_{\Omega} \frac{1}{2} \epsilon^T D \epsilon d\Omega \quad (11)$$

$$W_f = \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma} \mathbf{u}^T \mathbf{t} d\Gamma \quad (12)$$

ここで、 ϵ は Green-Lagrange 歪テンソル E のベクトル表記であり、 $\epsilon \equiv (E_{11}, E_{22}, E_{33}, E_{12}, E_{23}, E_{31})^T$ とした。 D 、 $\mathbf{u}$ はそれぞれ応力-歪行列、点の変位を表す。また、 $\int_{\Omega} \dots d\Omega$ は弾性体領域での基準配置における体積分を表し、 $\int_{\Gamma} \dots d\Gamma$ は弾性体の全表面での基準配置における面積積分を表す。

W_m の導出には、まず式 (1) により求められた応力成分 p から筋収縮により加わる第 2Piola-Kirchhoff 応力テンソル $\hat{\mathbf{S}}$ を求める。このテンソルのベクトル表記 $\hat{\sigma} \equiv (S_{11}, S_{22}, S_{33}, S_{12}, S_{23}, S_{31})$ を用いることで W_m は次のように表される。

$$W_m = \int_{\Omega} \hat{\sigma}^T \epsilon d\Omega \quad (13)$$

大きな変位を表す境界条件が指定された際に負の体積を持つ要素が表れ、物理的に不自然な解に収束することを避けるため、以下のように評価関数にペナルティ項を追加する。

$$Z = W_s - W_m - W_f + W_p \quad (14)$$

$$W_p \equiv \frac{1}{2} w \int_{\Omega} \{\min(\det(F), 0)\}^2 d\Omega \quad (15)$$

F は変形勾配テンソルであり、 $\det(F)$ は変形後の微小体積の対応する変形前の微小体積の比を意味する。また、 w は適当な重みである。ペナルティ項 W_p を追加することで、負の体積となるような領域が存在しないようにする効果が期待できる。

2.5 関節トルクの筋活動度に対する勾配の導出

最後に、関節トルクの筋活動度に対する勾配 $\partial \tau / \partial a_i$ の導出法について述べる。この計算は 2.2 節で述べた逐次二次計

画問題に利用される。 $\partial \tau / \partial a$ の導出では、まず $\partial \mathbf{d}_i / \partial a_i$ を求め、式 (7) から式 (9) を a_i で偏微分した式に順次代入していく。これにより $\partial \tau / \partial a_i$ が求められ、これを並べることで $\partial \tau / \partial \mathbf{a}$ が導出できる。 $\partial \mathbf{d}_i / \partial a_i$ の導出法は以下の通りである。ポテンシャルエネルギー Z_i を停留値とする状態が平衡点であるため、 $\mathbf{q}_i \equiv (\partial W_{s,i} / \partial \mathbf{d}_i)^T$ 、 $\tilde{\mathbf{q}}_i \equiv (\partial W_{m,i} / \partial \mathbf{d}_i)^T$ 、 $\mathbf{r}_i \equiv (\partial W_{f,i} / \partial \mathbf{d}_i)^T$ とすると平衡状態においては常に次の式が成り立つ。

$$\mathbf{q}_i - \tilde{\mathbf{q}}_i - \mathbf{r}_i = \mathbf{0} \quad (16)$$

$\mathbf{q}_i$ 、 $\tilde{\mathbf{q}}_i$ 、 $\mathbf{r}_i$ はそれぞれ離散化された歪による内力、筋収縮による外力、それ以外の外力を意味する。これを筋活動度 a_i で偏微分し整理すると次の式が導かれる。

$$\left(\frac{\partial \mathbf{q}_i}{\partial \mathbf{d}_i} - \frac{\partial \tilde{\mathbf{q}}_i}{\partial \mathbf{d}_i} - \frac{\partial \mathbf{r}_i}{\partial \mathbf{d}_i} \right) \frac{\partial \mathbf{d}_i}{\partial a_i} = \frac{\partial \tilde{\mathbf{q}}_i}{\partial a_i} \quad (17)$$

変位境界条件が指定されている場合は、変位境界条件の指定された点において外力が未知となるため、 $\mathbf{r}_i$ に未知の項が表れる。このような場合、 $\mathbf{r}_i$ の既知の項を使う式のみを抜き出して解く。 $\partial \mathbf{d}_i / \partial a_i$ の変位が規定された点に対応する成分は 0 となるため、抜き出した式を解くことで $\partial \mathbf{d}_i / \partial a_i$ が求められる。 $\partial \mathbf{d}_i / \partial a_i$ の値は変位境界条件と筋活動度 a_i にのみ依存するため、導出は $\mathbf{d}_i$ の場合と同様に各筋ごとに並列に実行することができる。

3. 実験

3.1 利用したモデル

本稿では 3D 人体モデル Zygote[10] のポリゴンモデルをもとに筋の有限要素モデルを作成し解析を行った。骨格として、膝部から上と膝部から下の二つのリンクを回転関節により結んだものを作成した。筋に関しては内側広筋、中間広筋、外側広筋、半腱様筋、半膜様筋の計 5 種の筋を弾性体としてモデル化し、膝関節の伸展・屈曲に着目して実験を行った。メッシュの生成には TetGen[11] を用い、四面体一次要素からなるメッシュを作成した。筋の物性については人体力学シミュレーション物性値データベース[12]の値を参考に筋部の物性をヤング率 $3.65 \times 10^{-2} \text{MPa}$ 、ポアソン比 0.49 とし、腱部の物性をヤング率 $4.5 \times 10^2 \text{MPa}$ 、ポアソン比 0.3 として設定した。

3.2 実行時間

作成した膝関節のモデルを用いて、一回の二次計画問題を導出するための計算、すなわち τ と $\partial \tau / \partial \mathbf{a}$ を求める計算を逐次計算と並列計算の二種類で実行し、それぞれ実行時間を調べた。並列計算においてはスレッド数を筋の数と同じ 5 とし、Intel Core i7 880、8GB の RAM を用いて実行した。また、問題の条件は膝関節角を $1.75 \times 10^{-5} \text{rad}$ 、全ての筋の筋活動度を 1.00×10^{-4} とした。

逐次計算と並列計算における実行時間を表 1 に示す。並列計算をした場合、逐次計算をした場合のおよそ 2.4 倍の実行速度が得られた。並列実行では一つの筋についての実行速度は低下するが、逐次計算に比べ効率よく計算が行われていることが確認できる。並列計算における全実行時間は、最も時間のかかった半腱様筋の計算時間と一致しており、各筋の計算が完全に並列に実行できていることが確認できる。

Table 1 Expired time in preparation of quadratic programming.

muscle name	expired time [s]	
	sequential	parallel
Vastus Medialis	2.084×10^3	2.868×10^3
Vastus Intermedius	8.346×10^2	1.272×10^3
Vastus Lateralis	3.241×10^3	4.152×10^3
Semitendinosus	4.177×10^3	5.058×10^3
Semimembranosus	2.413×10^3	3.272×10^3
All	1.275×10^4	5.058×10^3

Table 2 Input angle data of muscle activity estimation. θ means by joint angle of the knee joint.

time[s]	t=0.0000	t = 0.01667
θ [rad]	0	6.4359×10^{-5}
$\dot{\theta}$ [rad/s]	0	7.6577×10^{-3}
$\ddot{\theta}$ [rad/s ²]	0.47124	0.44768

Table 3 Result of muscle activity estimation. τ and τ^* represents joint torque calculated by finite element analysis and that by inverse dynamics, respectively.

time[s]	t=0.0000	t = 0.01667
τ [Nm]	4.7123×10^{-2}	4.4765×10^{-2}
τ^* [Nm]	4.7124×10^{-2}	4.4768×10^{-2}

3.3 筋活動推定

作成したモデルを用いて、関節角を入力として複数の筋の筋活動度を推定する実験を行った。表2に入力とした関節角情報を示す。関節角の正の方向は屈曲する方向である。初期状態は無変形の状態とした。また、解析は5スレッドで並列実行し、Intel Core i7 880, 8GBのRAM上で実行した。

筋活動推定の結果を表3に、各フレームにおけるトルクの収束の様子を図4に示す。図の縦軸は有限要素解析と逆動力学から求められる二つの関節トルクの差である。実行時間は1フレーム目($t = 0.0000$ s)で15時間37分、2フレーム目($t = 0.01667$ s)で8時間27分であった。反復回数の増加に伴い関節トルクの差は減少しており、入力した運動を実現する筋活動度が求められることを確認できた。また、1フレーム目と2フレーム目の計算時間から、反復計算開始時の関節トルクの誤差が小さいほど早く収束することが伺える。

4. おわりに

本稿で得られた結論は以下の通りである。

1. 筋を弾性体、骨を剛体とした筋骨格モデルを利用し、有限要素解析と逆動力学を組み合わせることで関節角情報から筋活動度を推定する方法を提案した。提案した筋活動推定法では筋の材料物性として本稿で利用した以外の様々な物性も扱うことができ、より正確な筋活動

Fig.4 Convergence of torque in iterative computation.

解析のために汎用的に利用可能である。

2. 筋活動推定の計算過程について、筋毎の並列計算によって逐次計算の約2.4倍の実行速度が得られた。
3. 詳細な筋形状モデルを用いて筋活動度推定実験を行った結果、目標関節トルクに十分近い関節トルクを発生する筋活動度が求められることができた。

本研究は、平成23年度文部科学省HPCI戦略プログラム戦略分野1「予測する生命科学・医療および創薬基盤」(総括責任者：柳田敏雄)課題3「予測医療に向けた階層統合シミュレーション」(代表者：高木 周)の助成を受けた。

文献

- [1] F. Bachtar, X. Chen and T. Hisada. Finite element contact analysis of the hip joint. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 44, No. 8, pp. 643–651, 2006.
- [2] T. Johansson, P. Meier and R. Blickhan. A finite-element model for mechanical analysis of skeletal muscles. *Journal of Theoretical Biology*, Vol. 206, No. 1, pp. 131–149, 2000.
- [3] 山村 直人, Luis Alves, 小田 俊明, Cristian Teodosiu. J0102-2-1 ヒト骨格筋力学解析のための有限要素シミュレータの開発. *JSME annual meeting*, pp. 29–30, 2009.
- [4] Y. Nakamura, K. Yamane and I. Suzuki. Somatosensory computation for man-machine interface from motion-capture data and musculoskeletal human model. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, Vol. 21, No. 1, pp. 99–105, 2005.
- [5] K. Yamane, Y. Fujita and Y. Nakamura. Estimation of physically and physiologically valid somatosensory information. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2624–2630, 2005.
- [6] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman and D. G. Thelen. Opensim: Open-source software to create analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 54, No. 11, pp. 1940–1950, 2007.
- [7] A. V. Hill. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B*, Vol. 56, pp. 19–41, 1938.
- [8] J. L. van Leeuwen. Optimum power output and structural design of sarcomeres. *Journal of Theoretical Biology*, Vol. 149, pp. 229–256, 1991.
- [9] O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor and J. Z. Zhu. *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals, Sixth Edition*. Butterworth-Heinemann, 2005.
- [10] Zygote — 3D Human Anatomy for Animation, Illustration, CAD and Software Development. www.zygote.com.
- [11] TetGen: A Quality Tetrahedral Mesh Generator. <http://wias-berlin.de/software/tetgen/>.
- [12] 人体力学シミュレーション 物性値データベース. <http://cfd-duo.riken.go.jp/cbms-mp/database.php>.