

筋骨格レベルでの詳細な負荷評価・シミュレーションを実現 する人体モデルプラットフォームの構築

寺田 健一† 高山 拓† 佐藤 貴子‡ 有澤 博‡

† 横浜国立大学大学院環境情報学府 〒240-8501 横浜市保土ヶ谷区常盤台 79-7

‡ 横浜国立大学環境情報研究院 〒240-8501 横浜市保土ヶ谷区常盤台 79-7

† E-mail:teraken@arislab.ynu.ac.jp ‡ arisawa@ynu.ac.jp

あらまし 本論文では、骨格レベルでのインバースキネマティクスや筋レベルでの負荷評価等、人体に関する詳細な負荷評価・シミュレーションを可能にするシステムを提案する。このシステムを実現するには次の3点を考慮する必要がある。

- i システムに必要とされる人体モデルの詳細度とそのスキーム
- ii 最大筋力、筋自然長等の人体内部のパラメータを現実世界から計算機上に取得する手法
- iii 姿勢、動作、外力等の人体外部のパラメータを現実世界から計算機上に取得する手法

以上3点についてそれぞれ具体的な手法を述べた後、それらを統合して構築したシステムにおいて実際に詳細な筋負荷評価の実験を行いその有効性を検証した。

Construction of Human model platform satisfy Musculoskeletal minute evaluation /simulation

Takako Sato Kenichi Terata Hiroshi Takayama Hiroshi ARISAWA †

This paper presented a human body motion evaluate/simulate system that can satisfy musculoskeletal minute estimate. For example, inverse kinematics detailed by skeletal level, or estimate muscle load about each muscle. To realize this system, we must consider these three essentials. i. Scheme of human model required by this system ii. Technique to acquire parameters of max force, max forced natural length, etc. on computer.

- iii. Technique to acquire parameters of posture, movement, and power, etc. on computer.

These concrete techniques are described respectively. Afterwards, It experimented on power to hang to the muscle by using the system that integrated them, and effectiveness was confirmed.

1. はじめに

人間とその周りの環境、すなわち道具、什器、機械との協調環境の設計や、より合理的な動作を行うための動作解析・評価は、これまで人間工学など様々な分野で研究が行われてきた。しかし、人間の複雑さゆえ、人体の構造や動きを分析し可能な限り簡略化したモデルによる評価や、作業現場でのアンケート調査による作業動作の苦痛の測定といった、大局的評価方法にとどまっていた。^{4)、5)}

コンピュータ上に個人の体格・体型に合わせた詳細な人体モデルを作成し、さらに、その人体モデルに関する可動域、最大筋力など、個人の体のさまざまな特性を反映させることができれば、これまで行うことのできなかった負荷や苦痛の原因の究明にもつながり、様々な分野で利用価値があると考えられる。例えば、スポーツにおいて熟練者と未熟者の筋肉の使い方の違いを解析しトレーニングに利用する、高齢者やハンディキャップ者にも快適で効率的な生活空間の設計など

が可能になる。その他、リハビリ・表現芸術など、身体を扱う多くの分野では、姿勢・動作の効率や快適性の定量的な評価など、人体モデルを用いた負荷評価・シミュレーションを行うことの有用性は計り知れない。

ここで、人体モデルに求められるのは、本物の人体の特性を可能な限りそっくりそのまま表せる表現能力である。人体の姿勢・動作は、脳からの指令に基づき筋が収縮し、骨格が動かされることによりもたらされる。そこで、人体の動きを正確に再現し評価するためには、人体を筋骨格レベルでモデル化する必要がある。また、個人の特性を反映したモデルであることも求められる。これは、体格や身体特性の個人差による姿勢・動作への影響を表現するために必要であると考えられる。

しかしながら、一方で、個人の体格、姿勢、動作を実世界から正確に取得してコンピュータ上に精密に再現し、かつさまざまな評価を加えることは、コンピュータ応用分野のなかでも難しい問題と目されてきた。なぜなら、体格に関しては、筋骨格は表皮や脂肪、他の臓器に覆われて直接測定することができないからである。

その上、動作の正確な取得に際しては、関節ひとつとっても単純な回転運動ではないことが大きな障害となる。関節位置のずれは、モーメント計算にも影響をおよぼすため、評価に必要なデータであるが、例えば、関節表面をすべりながら回転する運動（膝関節）や一方の骨の周りを他方の骨が回りこむように動く運動（肩関節）などは、その状況を外形から取得することは容易ではない。⁸⁾しかし、姿勢・動作に関しては、自然に近い状態でデータを取得したいため、姿勢・動作の妨げになるような装置をつけることはできない。

そこで著者らのグループでは、現実世界（リアルワールド）からとりこんだ体格や動作のデータをもとに、個人の体型・体格に合わせた筋骨格モデルによる人体動作評価・シミュレーションを行うシステムの開発を目標とし、要素技術の開発とトータルシステムの構築を進めてきた。^{3)、9)}このシステムでは、筋骨格レベルで体格・動作を用いた評価を行うため、事前準備として体格や身体特性に関わるパラメータを細大漏らさず取得し、これと医学的に知られている知識や統計値を用いて、人体モデルが個人の実態に対応できるように調整（アジャスト）することを考えた。以降、この

人体モデルを詳細人体モデルと呼び議論を進めていく。

本論文では、詳細人体モデルによる評価・シミュレーションシステムを実現するためのモデルの要件、すなわち、それぞれの段階で人体の体格や姿勢に関する情報をどのような詳細度でどのように形式化すべきかについての考察をした。また、そのように形式化された人体のパラメータを現実世界からどのように取得すべきかについての提案を行った。さらに、提案システムによる評価の妥当性・有用性を示すため、FDG-PETを用いた上腕部の詳細な筋負荷評価について実験を行い、有用性を検証した。

以下、2章では我々が目指す詳細人体モデルに基づく評価・シミュレーションシステムの概要と要素となる思想について説明し、3章でそれを実現する具体的な手法を述べる。4章では本研究の有用性を示すため、複数の被験者に対して行った評価・シミュレーションについて述べる。5章でまとめを述べる。

2. 詳細人体モデルによる負荷評価・シミュレーションシステムについて

人間と人間が使う道具・機械との関わり合い、さらに人間の動きそのものに関する研究が数多く行われている。その中の一つである人間工学では人間-機械系の研究と呼ばれることもあるが、人間工学では人間の身体特性（形状や重さ、関節可動域など）と作業時の人体の姿勢や動き、さらに作業時間などを測定し、それらを分析・力学的な近似を行うことにより定式化することが中心であった。このようなアプローチでは、どういう姿勢・動作が苦痛を伴うのか傾向を分析するだけで、何故その姿勢・動作が苦痛を伴うのか、という苦痛もしくは不快の原因にまで踏み込んだ分析は行われてこなかった。

これに対し、我々は、コンピュータ上に筋や骨格の構造・特性まで実際の人体にできる限り忠実かつ詳細に表現する能力を持つ詳細人体モデルを作ることで、ある姿勢・動作をとったときに体の内部で筋や骨格がどのようなメカニズムで動いているのかを解明することが可能であると考えた。このことで、これまで行えなかった負荷・苦痛の原因を究明できると考えた。さらには、この人体モデルが持つ特性を個別化することで、被験者ごとの個人差を表すことが可能であると考えた。

2.1 詳細人体モデルによる負荷評価・シミュレーションシステムの要素

詳細人体モデルによる負荷評価・シミュレーションシステムを実現する為には、

- i. 評価・シミュレーションのために必要とされる人体モデルの詳細度とそのスキーム
- ii. 最大筋力、筋自然長等の人体内部のパラメータを現実世界から計算機上に取得する手法
- iii. 姿勢、動作、外力といった、ある人体動作時における人体外部のパラメータを現実世界から計算機上に取得する手法

の3つを決定する必要がある。

i はすなわち、人体の組織や体格・姿勢をどのような形式でどこまで詳細に表すべきかといったモデリングの議論である。この議論は、求められる評価・シミュレーションをより正確に実現するためにはモデルはどうあるべきかという観点から進められるべきである。

我々は少なくとも筋骨格レベルで人体を作成したうえで、評価対象者の身体的な個人差、能力差を詳細人体モデルに反映して調整（アジャスト）する必要があると考えている。

次に ii は、評価対象者の体節長や関節の動き方・筋の特性といった、人体内部のパラメータをどのように測定すべきかの手法についてである。ここでいう人体内部とは、被験者毎によって違う、人体毎の値という意味であり、逆にいえば対象者が同じならば常に一定であるその固有の値である。そのためこの測定は評価対象者毎に行われるべきである。

最後に iii は、現実世界における人体にかかる外力や姿勢・動作といった人体外部のパラメータをどのように計算機上に取得すべきかの手法についてである。ここでいう人体外部とは即ち、被験者が同じでも動作を行なう度に違う値となる値のことである。そのためこのパラメータは評価対象となる動作毎に測定される必要がある。

これらの具体的な提案手法については、それぞれ 3 章で詳しく述べる。

2.2 詳細人体モデルによる負荷評価・シミュレーションシステムの概要

詳細人体モデルによる負荷評価・シミュレーション

システムの概略は図 1 のようになる。2.1 で述べた通り、ii の人体内部パラメータは個人ごとに異なり、iii の外部パラメータは動作ごとに異なる。そこで、ii の人体内部パラメータの測定に関しては被験者毎にモデルを調整（アジャスト）する段階で事前測定として行い、iii の外部パラメータは動作ごとに毎回測定を行なう。事前測定によって個人差を反映した i の詳細人体モデルに対して、評価対象となる動作時の iii. 外部パラメータを取得することで、人体の構造・個人差を反映した詳細な負荷評価・シミュレーションが可能となると考えている。

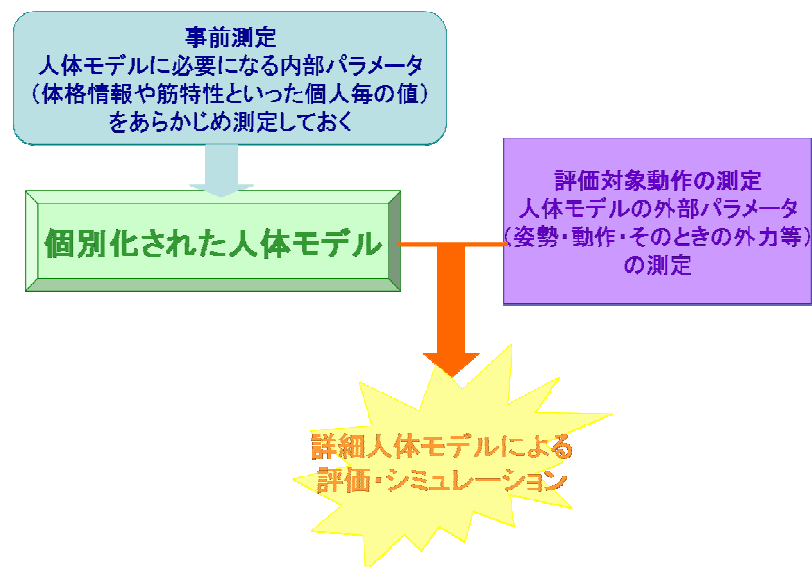


図 1 詳細人体モデルによる負荷評価・シミュレーションシステムの概略

3. 提案システムの詳細

この章では詳細人体モデルによる評価・シミュレーションシステムを構築するため、各要素についての詳細な提案手法を述べる。

3.1 詳細人体モデルのスキーム

人体モデルをどのように形式化し、どのような詳細度まで表現するかといった議論は、行いたい評価・シミュレーションによってなされるべきである。ここで我々が求める、人体内部の構造に基づく個人差を反映した筋骨格レベルでの負荷評価・シミュレーションを実現するモデルに必要な要素を改めて整理しなおすと、以下のようになる。

・骨のモデル化

人体の姿勢動作のほとんどは骨の動きにより決定される。また骨の衝突による可動域の制限を表現するこ

とができる。

・筋・腱

人体の運動はほとんどが筋の収縮によって実現している。姿勢・動作に対し筋肉の長さがどれ位で、その時筋力をどれくらい発揮しているかの推定を行うことができる。

・表面形状

周囲の物体と人体が衝突しないか検証が行える。可視化する際に、体内組織（骨・筋等）だけを可視化するより直観的に姿勢動作を表現することができる。

・時間軸を含んだ動作・姿勢表現

負荷の軽い動作の繰り返しや姿勢の持続による負荷の蓄積、疲労の度合いを推測できる。

このうち骨は人体の姿勢・動作のほとんどを決定する要因であり、また骨格に付着した複数の筋肉によって骨の運動が成されていることから、骨格に基づき筋肉が付着している個人カスタマイズが可能な筋骨格モデルを提案した。(付録 A)

・性差や年齢による身体特性の違い

実際の人体は性別や年齢によって、構造や身体特性の違いを持つ。この違いは、性別・年齢によって分類できる集団間で見られる一般的な差であるため、前述してきた身体特性の個人差とはまた異なる。例えば、腰を曲げたときに腰椎1つ1つがどの割合で曲がるかは年齢によって異なる事が知られている。こういった分配率の違いは個人差ではなく、被験者の年齢差、性差によって現れる一般的な差と言える。そのためこれらの身体特性の差は、個人毎に測定するのではなく、知識・ルールとして蓄えておき、被験者個人の特性を推定するために用いられるべきと考えた。3.2で詳しく述べる、被験者毎に直接測定する人体内部パラメータを反映させる際にも、性差や年齢による身体特性の一般的な差の知識を用いることで、より正確に被験者の身体特性を反映することが可能となる。

この筋骨格モデルは以下のような特徴を持つ。

- ・個人や集団の標準に合わせて特性値（骨の形状、関節可動域、筋力など）をカスタマイズできる
- ・全身の運動に対し、骨格レベルでの姿勢・動作を表現でき、またそのときの筋の状態などの評価・シミュレーションを行うのに十分な自由度を持つ
- ・衝突検出により骨格による動きの制限を知ることができる

人間の全身にはおよそ200個の骨があるが、このうち、頭蓋骨のように骨同士が非可動性の接続によりつながっている部分については動作シミュレーションを行う上ではまとまりの部品として考えるべきである。逆に、外見からは前腕という1つの部位に見える部分でも、橈骨と尺骨という2つの骨により構成され、それぞれが動くことにより前腕が動いている。この様子を図2bに示す。このような部分は、動作シミュレーションのためには骨ごとに2つの部品として考えるべきである。

また骨格を表現した人体モデルを作成することにより、骨同士が衝突することにより運動が制限される様子を表現することができる。例えば人体は、つま先を前に向けた時と外に向けた時で脚を側方に上げられる量が異なる。この違いは大腿骨と骨盤との衝突により生じるものであり、骨格の形状や構造までをモデル化した3Dオブジェクトでなければ評価できない。この様子を図2aに示す。このような評価は、ダンスや新体操などの詳細度の高いシミュレーションを可能とする。

筋肉のモデルにはZajac(11)らによって完成されたHillの筋腱モデルを用いた。これにより、骨レベルでの全身の姿勢・動作が求められたときには、個々の筋腱が幾何学的にどのような位置関係・収縮関係にあり、どのくらいの筋張力を発揮しているのかの評価・シミュレーションが可能となる。

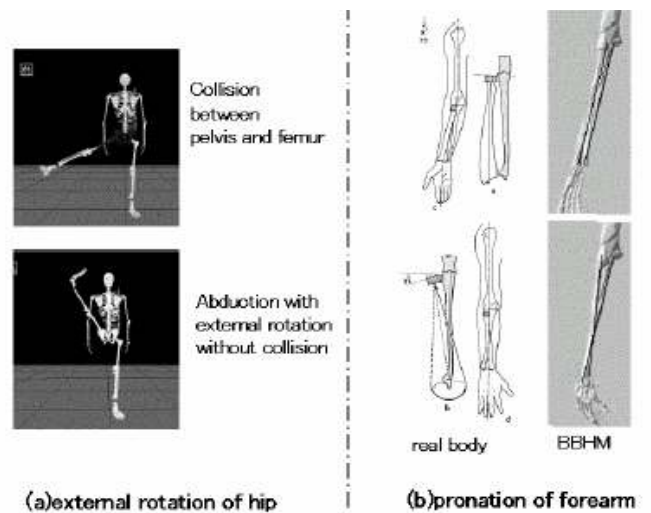


図2 大腿骨と尺骨・橈骨の骨の動き

3.2.人体内部パラメータの取得手法

3.1で述べた詳細人体モデルを実際に評価に用いるためには、筋骨格モデルのパラメータとして記述した、

骨格や筋の被験者毎の特性といったものを測定できる必要がある。これらの特性は、個人差を反映した評価・シミュレーションに必要と判断したパラメータなのだが、しかしながらいずれも人体内部の特性なので、容易には測定できないといった問題がある。

3.2.1 内部パラメータの重要性

今回我々が詳細人体モデルに必要とした個人毎の人体内部パラメータは以下の通りである。

1 骨格レベルでの体格情報

2 関節の運動特性

3 それぞれの筋の筋特性

(最大筋力、筋付着位置、腱長特性、筋粘弾特性、筋長特性、羽状角)

それぞれについて簡単に説明すると1は被験者毎の身長、手足の長さ、脊柱の長さ等の体格データである。

2は膝関節や肩関節のように、関節運動によって一方の骨が、もう一方の骨に対して滑るように移動したり、回り込んで移動したりするときの骨の軌跡である。これを無視して関節運動を固定された関節中心による回転運動として表現してしまうと実際の人体から10~20cmと大きく誤差が出てしまう。3に関しては、被験者毎によって異なる筋肉の性能のことである。この個人差を表現できていないと、全く異なる能力をもった被験者による筋負荷評価を行っても動作が似ていると、推定される筋負荷も同等といったような、現実と全く違う結果が出てしまう(実際には優れた筋特性をもった被験者のほうが負荷は少なくなっているはずである)。

3.2.2 具体的な取得手法

前述した人体内部パラメータを現実世界からどのように取得するのかについて述べる。

1に関しては骨特徴点(ランドマーク)と呼ばれる、触れる事でわかる皮膚表面の凹凸を用いて、外部から各体節の長さを測ることで取得する。そして計測した体節の長さから、詳細人体モデルが予め保持している標準的な人体の骨格を被験者と同じ体格の骨格へと変形させる。この際にただ長さに対して線形に変形させるのではなく、医学的な知識に基づき人体として不自然でないよう、且つ被験者本人の骨格に近くなるように変形を行う。

2に関しては、膝や肩といった関節中心が大きくずれる関節を成す2つの骨に対して、それぞれ骨に対して固定された位置にマーカーをつけ、関節の角度に対して2つの骨の位置関係がどのように変化していくかをマーカーから測定し、関節角度に対する2つの骨の位置関係の特性を測定することで実現した。

3に関しては、最も測定が困難なパラメータではあるがいくつかの手法を提案する。まず簡易な手法として、表面筋電計という測定機器を用いた手法を提案する。この機器は皮膚表面に現れる神経から筋への活動電位(どれだけその筋が頑張っているか)を非侵襲に測定する事ができる。予備測定として、筋パラメータを求めたい部位の筋肉に既知の負荷をかけながら活動電位を測定することで、測定された活動電位から筋特性(最大筋力)を推定計算することが可能となる。また、より詳細に筋の特性を求める手法としてPET画像を用いた筋パラメータの取得手法を提案する。これは筋使用時に、消費エネルギーに応じた筋肉への糖の集積を観測することで、それぞれの筋肉の筋特性をより詳しく求める手法である。4章で詳しく述べる。

筋特性に関しては、パラメータの取得にコストや手間がかかる事があるので、目的に応じてパラメータを個人毎に調整(アジャスト)できるよう、標準的な人体の筋特性を予め詳細人体モデルに持たせておく。これによって、腕の筋負荷・筋活動を詳しく知りたいときは腕部のみの筋パラメータを取得しておくといったように、目的に応じたコストで評価・シミュレーションを行うことが可能となる。

3.3 人体外部パラメータの取得手法

3.1、3.2で述べた手法により、評価・シミュレーションに必要な詳細人体モデルを個人カスタマイズする事までが可能となる。実際に評価・シミュレーションを行うためには、姿勢・動作・外力・荷物といった人体外部のパラメータが取得できればよい。

3.3.1 姿勢・動作の表現と取得手法

詳細人体モデルは骨格レベルでの詳細度で構成されているので、この詳細度のまま姿勢・動作を現実世界から取得したり、シミュレーションの為に動作を作成したりするのは現実的ではない。

一方で、医学分野においては、人体の大局的な動き

に対して各関節がどのように動くかの割合が研究されている。このような医学的知識を用いることにより、例えば脊椎では、脊椎1つ1つの間の角度を脊椎全体の動きから求めることが出来る。さらに、腰に対する肩の位置や、肘、膝の動きといった表面形状からも分かるような大局的な動きに関しては、映像から各関節の角度を取得する研究がなされている。

そこで我々は、人体の大局的な動作データを、関節の複雑な動きを考慮しつつ表現できる簡易化された人体モデルと、この簡易人体モデルを用いて定義した動きを詳細人体モデルにマップする手法として、マッパーを提案する。以後、この簡易人体モデルを SHM' とする。

SHM'は、全身を 27 関節 59 自由度と全身の大局的な動作を十分に表現でき、さらに映像からの解析で動作データを取得できると考えられる範囲の自由度をもつ。

また、肩や膝といった関節中心が大きくずれる部位に関して、関節角度に対して関節中心がどうズレるのかといった情報を SHM'が保持しておくことで、簡易なモデルながら人体の関節の複雑な動きを表現できるようにした。これによって、現実世界の被験者個人の人体の動作をより正確に表現した簡易モデルによる動作取得が可能となる。

マッパーは、SHM'で定義された人体の大局的な動きを、医学的な知識に基づき、筋骨格レベルの詳細な動作データに変換するものである。関節数の少ないモデルから多いモデルに動作データを変換することを考える場合、当然ながら変換前の動作データが実際の人体の動きを忠実に表現できていたとしても、変換した後の動作データが実際の動作と異なってしまうのではないかと懸念される。

しかし、医学的知識、重さ、可動域、筋や腱など、人体の運動を制約するさまざまな要因を基に個々の関節の動きを算出することにより、変換後の動作データで実際の骨格の動きを再現することは可能である。

3.3.2 姿勢以外の外部パラメータ

動作時に人体にかかる外力を測定する必要がある。人体に外から加えられる力を測定するためにはフォープレートや耐圧分布測定システムといった測定機器から測定できる。

ダンベルを持ち上げるといったような動作に関しては、対象となる物体の質量（重心位置）とその物体がどのような運動をしたか、その物体と人体がどのように接していたかがわかれば計算から求める事も可能である。

4. 実験による提案システムの検証

4.1 提案システムの概略図

3章で述べた提案手法をまとめると、詳細人体モデルによる負荷評価・シミュレーションシステムの概略図は図3のようになる。このシステムを用いる事で、目的とする評価・シミュレーションの詳細度に応じた様々な事前測定を行い、その評価・シミュレーションに適切な詳細人体モデルに調整（アジャスト）する事が可能となると考える。このシステムを実際に構築し、実験を行った。

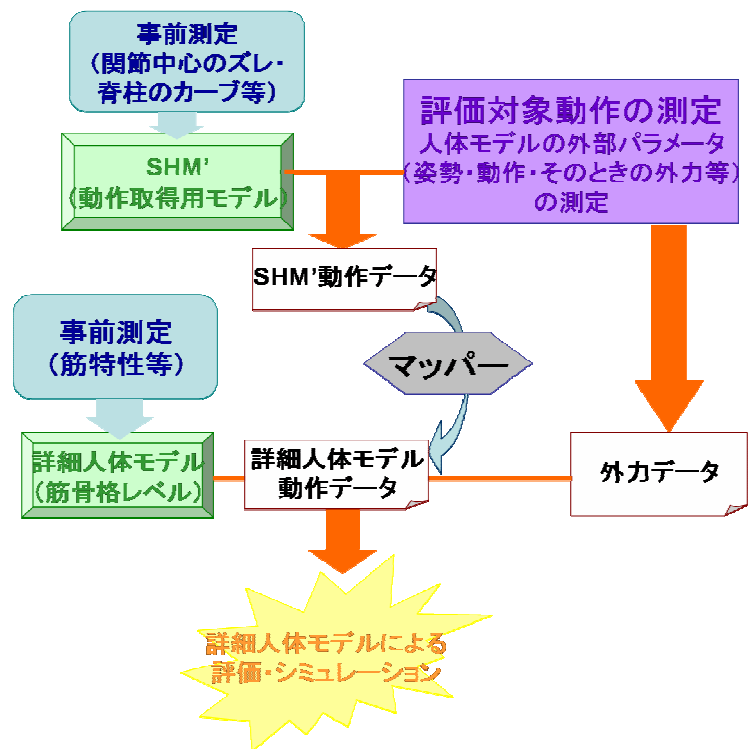


図3 詳細人体モデルによる負荷評価・シミュレーションシステムの概略

4.2 実験・評価

今回の提案システムを用いて、詳細人体モデルの事前測定において FDG-PET 画像と MRI 画像を用いることで、腕部に関して筋特性の個人差の高精度の調整（アジャスト）を行うことで、詳細な筋力推定を行う筋負荷評価器を実装し、実際に実験を行った。事前測定において個々の筋肉への FDG の集積から、各筋肉の消費エネルギーの比を求めることで、個々の筋特性を

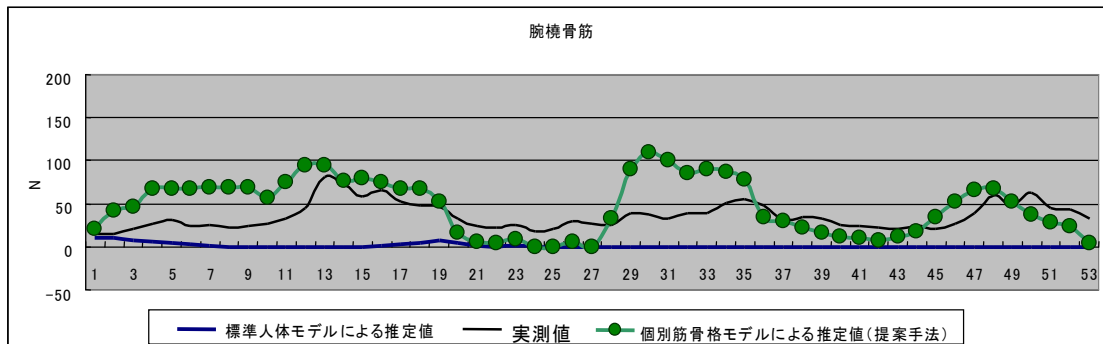


図4 腕頭骨筋の筋活性度の推定結果

求めて、個人差を詳細に反映した詳細人体モデルを作成するという評価器になっている。検証には表面筋電位計により測定した筋活性度を用いた。

4.2.1 実験手法

被験者は健康な20代の男性3名、女性1名の計4名である。今回は肘の屈曲に関わる筋肉に関する事前測定を行った。

- ・ 手のひらを裏に向けた180度内旋した腕に3kgの重りをかけた屈曲伸展運動(40度~90度)と、手のひらを表に向けた標準姿勢で手首に3kgの重りをかけた屈曲運動(40度~90度)の複合動作を対象動作とする。
- ・ 表面筋電位計を付着しながらこの動作を行い、動作データと同期して筋電位のデータを取得した
- ・ 動作後にPET撮影を行い、FDGの集積を取得した。
- ・ FDGの集積比から被験者毎に各筋肉の使い方をモデル化して、詳細人体モデルの筋パラメータを被験者毎に調整する。
- ・ これにより作成した詳細人体モデルによる筋負荷(筋活性度)の推定値と、表面筋電位計による実測値を比べて検証を行った。

4.2.2 実験結果

図4に、ある被験者の腕頭骨筋の実験結果を示した。緑色の線で示されているのがFDGの集積比を用いて調整を行った人体モデルによる推定値(提案手法)、青色の線が調整を行わず標準人体モデルによる推定値、黒色の線が表面筋電位計による実測値(正解のグラフ)である。

一切個人差の調整を行っていない標準的な人体モデル

による推定値は、実測値と全く違う値となっており、筋の負荷の変化をほとんど表せていない。一方、FDG集積による個々の筋肉の使い方を測定して筋パラメータを調整(アジャスト)した人体モデルによる推定値は実測値と似た変動を示しており、絶対値も時点によってはかなり近いものとなった。

4.2.3 考察

取得が困難である個人毎の筋特性といった人体内部のパラメータも、測定機器・手法によっては取得できることが示せた。本実験に用いた手法は、体内深部の筋肉の筋特性まで詳細に測定することが可能となるが、PET画像の撮影やMRI画像の撮影と非常に手間やコストがかかるため、実験環境や目的によっては使用できないこともある。しかしながら、事前測定において被験者毎の個人差を測定し、詳細人体モデルを調整する事によって詳細な負荷評価・シミュレーションが可能となる事は示せた。

5. まとめ

本論文では、筋骨格レベルでの詳細な負荷評価・シミュレーションを実現するための、自由に個人カスタマイズ可能な詳細人体モデルのスキームを決定し、実装を行った。また、このモデルに必要な各パラメータの取得手法の提案を行った。これによって目的とする評価・シミュレーションの詳細度を考慮した上で様々な事前測定を行い、その評価・シミュレーションに適切な詳細人体モデルに調整(アジャスト)する事が可能となった。

また、これらの評価・シミュレーションシステムを用いて、実際にPET画像とMRI画像を事前測定に用いた詳細な筋負荷評価器を作成し、その有用性を検証した。

今後は、より様々な目的・詳細度による負荷評価やシミュレーションをこのシステムを使って実装してい

きながら、システムの向上を目指す。

文 献

- [1] Taku Koumura, Yoshihisa shinagawa “creating and retargetting motion by the musculoskeletal human body model”
The Visual Computer(2000)16:P254-P270
- [2]Ernest J. Cheng1 and Stephen H. Scott2
“Morphometry of *Macaca mulatta* Forelimb. I. Shoulder and Elbow Muscles and Segment Inertial Parameters” JOURNAL OF MORPHOLOGY
245:P206-P224
- [3]佐藤貴子 坂木和則 有澤博“筋骨格レベルの人体記述に基づく動作評価・シミュレーションシステムの構築”情報処理学会論文誌 vol.46 No.3
- [4]長町三生: 現代の人間工学,朝倉書店(1986)
- [5] 林喜男:人間工学 改訂版 (経営工学シリーズ 11), 日本規格協会(1987)
- [6]渥美浩章:コンピュータマネキンへの期待,バイオメカニズム学会誌,Vol.23,No.1,pp.3-7(1999)

- [7]長谷和徳:コンピュータマネキンにおける身体動作の生成, バイオメカニズム学会誌,Vol.23,No.1,pp.18-23(1999)
- [8]大村功,長尾信一,波通隆,堤大祐,倉秀治,小原昇,宮野須一,佐々木鉄人:人体関節診断用 3 次元計測システムの開発, 北海道立工業試験場報告 No.292,pp.139-148(1993)
- [9]佐藤,永野,富井,有澤,酒井:骨格モデルを用いた人体動作データベースの構築,情報処理学会論文誌,Vol.42,No.SIG1(TOD8),pp.92-102(2001)
- [10]野呂影勇:図説エルゴノミクス,日本規格協会(1990)
- [11]Gary T Yamaguchi, Felix E Zajac “Restoring Unassisted Natural Gait to Paraplegics Via Functional Neuromuscular Stimulation: A Computer Simulation Study” IEEE Transactions on Biomedical Engineering Vol.37 No.9 Sep 1990

付録 a

表 1 取得体格データ記述
Table 1 Description of Human Body Model

データ名	形式	サンプル	意味
VRTCLENGTH	float	483.5	垂直軸方向スケール
SGTLENGTH	float	181.6	矢状-水平方向スケール
FRNTLENGTH	float	169.2	前額-水平方向スケール
NXTVECTORn	float x 3	-10.25 -4.35 -47.05	次部品の関節中心位置 (n=この部品の子になる部品の数)
ROMFLEX	float	125	屈曲側可動域
ROMEXTN	float	16	伸張側可動域
ROMABDC	float	45	外転側可動域
ROMADDC	float	20	内転側可動域
ROMEXTROT	float	45	外旋側可動域
ROMINTROT	float	45	内旋側可動域

表 2 詳細人体モデル記述 (骨)
Table 2 Description of Precise Human Body Model (bone)

データ名	形式	サンプル	意味
SEGID	four digit (<1000)	0003	部品 ID 番号
SEGNAM	string	right shinbone	部品名称
VRTNUM	int	1082	頂点の数
VRTn	float x 3	0.1282 0.343 1.849	n 番目の頂点のローカル座標 (0<n≤VRTNUM)
SRFNUM	int	1254	面の数
SRFLOOPr	float x (X+1)	487 486 489 -1	頂点の結び方 (0<r≤SRFNUM, X>2)(CCW)
LENGTH	float	8.3 4.8 48.2	長さ (軸, 軸, 軸方向)
NXTSEGNUM	int	2	次の部品の数
NXTSEGIDm	four digit	4	m 番目の部品の ID (0<m≤NEXTSEGNUM)
NXTSEGCRDm	float x 3	-63.3 -39.6 -23.43	m 番目の次の部品のローカル座標 (0<m≤NEXTSEGNUM)
MSLVRTNUM	int	4	この部品に筋肉が付着する数
MSLVRTCRDp	float x 3	-59.2 -64.9 -19.23	p 番目の筋肉が付着する座標 (0<p≤NEXTSEGNUM)

表 3 詳細人体モデル記述 (筋)
Table 3 Description of Precise Human Body Model (muscle)

データ名	形式	サンプル	意味
SEGID	four digit (SEGID≥1000)	1002	筋肉 ID 番号
SEGNAM	string	right quadriceps	筋肉名称
VRTNUM	int	4	起始, 停止, 中継点の数
BONEIDq	four digit (<1000)	0001	参照する部品 ID(0<q≤VRTNUM)
MSRVRTIDq	int	3	BONEIDq の参照する座標 ID(=表 2 MSLVRTCRDp の p)
MAXFORCE	float	10.52	自然長での最大筋力
LENGTH	float	28.3	基本的立位股位での筋肉の長さ

表 5 詳細人体動作記述
Table 5 Motion Description of Precise Human Body Model

データ名	形式	サンプル	意味
TIMEPOINT	float	1.333	時点
SEGID	four figures int (<1000)	0003	部品 ID 番号
MOVEMENT	float x 3	0.02, 0.01, 0	部品のずれ
ROTATION	float x 4	0.866, 0.354, 0.25, 0.25	部品の角度 (ローカル座標のクォータニオン)