

# モーションキャプチャ、筋骨格系モデルによる 遠隔リハビリシステム

A Remote Rehabilitation System based on Musculoskeletal Model by  
use of Motion Capture technology

幸村 琢<sup>1)</sup> 黒田 篤<sup>2)</sup>  
Taku KOMURA Atsushi KURODA

- 1) 理化学研究所イメージ情報技術開発室 (〒351-0198 埼玉県和光市広沢 2-1  
E-mail:taku@ieee.org )
- 2) 株式会社ジースポーツ (〒111-0036 東京都台東区松が谷 1-9-12 E-mail:  
kuroda@gsport.co.jp )

**ABSTRACT.** ARMO system is very unique software to show rehabilitation training such as walking, sitting, etc. based on a musculoskeletal model. It is generally hard for medical students or patients to understand how human muscles work and tell patients before they acquire sufficient skills. The characteristics of ARMO system are the followings: 1) users can see the changes of muscle forces by their graphics. 2) muscle force is automatically calculated by motion data using inverse dynamics method. 3) system shows 3D human model from an arbitrary angle and the graphs of the motion data without advanced knowledge of dynamics or biomechanics. 4) system supports mutual data sharing by secure internet connection digital human database. 5) system has two types of motion generator by new walking simulation engines.

## 1. 背景

### はじめに

急速に少子高齢化が進行している我が国において、10年後には20%を越える国民が高齢になると予測されている。高齢化社会の進展に伴い、リハビリテーション医療の重要性がますます高まってきている。特に臨床歩行分析研究の発展により、障害者や高齢者などの歩行動作や日常生活動作などの身体運動が困難な患者に対して、運動分析システムなどの最新の技術を取り入れたリハビリ医療が注目されている。しかしながら、欧米に比べてその数はまだ非常に少なく、臨床歩行研究の成果を普及させるため、リハビリ医療を教育、研究、臨床の各分野から相互に質を高める技術の確立が不可欠である。例えば教育分野においては、人体の筋肉について学習するために分かり易い表示解析の手法が必要であるが、現在は専門家向けの高度な製品があるのみであり、研究分野ではモーションキャプチャで計測した人体の動作データから、力学的な値を表示させる製品が多いが、人体についての情報(筋肉、骨格、関節等にかかる力)を平易に表示するソフトウェアが求められている。また、臨床分野では、過去の症例や研究等を生かして効率的な訓練や診療を行うためには、筋肉等の立体感を表現でき、患者のインフォームドコンセントに利用できるソフトウェアが必要とされているが、現在はビデオなどの映像を利用した簡易的な製品に限られている。さらには、リハビリ医療患者の動作データ、症例情報等を蓄積、解析し、各分野の医療機関において共有するための技術は、リハビリ医療研究の各分野における知識や経験の相互ネットワークを作り上げることが、リハビリ医療分野の今後の発展に非常に重要であると認識されている。本事業は以上の背景を鑑み、理学療法士養成学校における教育支援及び研究支援、さらには臨床分野における利用

も可能なリハビリ医療支援ソフトウェア開発を主要な目的とするものである。具体的には、患者の個人差を表現するために最適な筋骨格モデルを開発することで、そのモデルを利用しながら、モーションキャプチャシステムを保有する学校や研究機関においてはそのデータを有効活用することによって、患者の動作、各関節や骨にかかる力を計算し、三次元表示により立体感のある筋骨格モデルの動作を表示、解析することを可能とする。また高価なモーションキャプチャシステムを保有しない医療機関等においても、キーフレーム取得機能及び、シミュレーション機能を用いることにより、患者の訓練過程に置ける動作や筋負担を可視化することを可能とする。更に、患者のプライバシーやセキュリティを考慮した上で、ネットワークを通じて人体情報やその統計情報を相互に通信することを可能とする。本成果物は商品に極めて近いプロトタイプとして開発された。

## 2. 目的

本システム開発の目的は、リハビリ教育、リハビリ研究、及び、将来のリハビリテーション医療の改善に必要と考えられる新たな動作解析・可視化技術の確立である。患者個人の定量的評価のために、最適化した筋骨格モデルを開発することである。また、モーションキャプチャシステムを保有する学校や研究機関等において、患者の動作、各関節や骨にかかる力を計算し、三次元表示により立体感のある筋骨格モデルの動作を表示、解析することによってデータに対する直感的な理解を可能とする。また高価なモーションキャプチャシステムを保有しない医療機関等においても、キーフレーム取得機能及び、シミュレーション機能を用いることにより、患者の訓練過程における動作や筋負担の数値計算による処理と可視化を可能とする。更に、患者のプライバシーやセキュリティを考慮した上で、ネットワークを通じて動作データ等

を相互に通信され有益な情報の発見・活用を可能とする。

### 3. 本システムの概要

#### (1) 動作環境

動作環境は、図1のように複数の(a) Digital Human Client から構成される生体情報処理ネットワークと、(b) Digital Human Database Server である。(a)および(b)の関係は図2のように(a) Digital Human Client からの臨床データを(b) Digital Human Database Server に集約し、それらを用いた人体機能のモデル化、力学・生理学解析、シミュレーション結果を生体情報処理ネットワーク内で共有する。

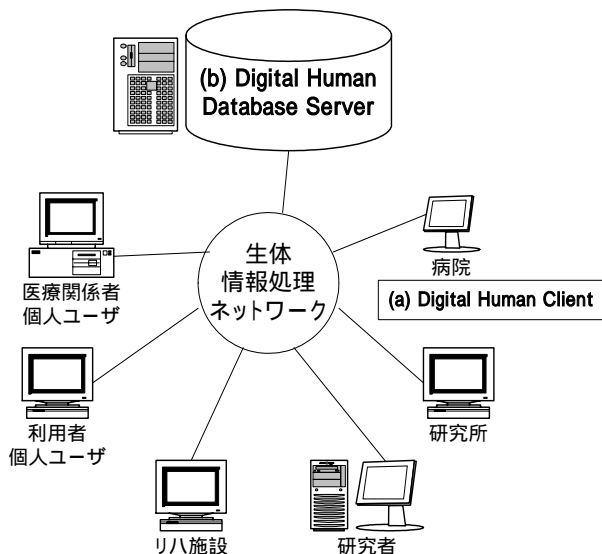


図1 生体情報処理ネットワーク

#### (2) 個体差を持つ歩行動作シミュレータのインターフェイス

個体差を持つ筋骨格系モデルを用意するために、以下のシミュレーションパラメータを入力するインターフェイスを作成し、歩行動作シミュレータへの入力とした。歩行者の筋力(筋断面積)、関節可動域、身長、体重、年齢、性別を考慮し、歩行者の特徴を反映した、以下のようなシミュレーションパラメータを作成した。

1. MMT (徒手筋力検査)
2. 筋肉生理断面積
3. 関節可動域
4. B S P (身体部分慣性特性)

#### (3) 動作シミュレーションによる歩行動作生成

リハビリテーション医療の研究において、モーションキャプチャ(三次元動作解析装置)を用いることにより、治療、教育、研究上で有用なデータを多数手に入れることが可能であるが、遠隔地にいる患者の評価、あるいは患者の訓練効果を評価するためには、現在の歩行動作が、身体の変化によってどのように変化するかを知る必要がある。本システムでは(i) 神経振動子による動作シミュレーション、(ii) 拡張倒立振り子モデルによる動作シミュレーションを行い、筋骨格系モデルの身体パラメータの変化により、動作がどのように変化するかを計算した。

### 4. シミュレーションパラメータ作成手法

歩行動作シミュレータで使用するパラメータの初期データを作成するために、歩行者の筋力(筋断面積)、関節可動域、身長、体重、年齢、性別を考慮し、歩行者の特徴を反映した、シミュレーションパラメータを作成した。

#### (1) MMT (徒手筋力検査) について

MMTは筋力測定法のひとつで、患者が重力や抗力に抗して、各関節ごとの筋または筋群の発揮する筋力を量的に測定する方法である。抗重力能力と外部からの抵抗に対する能力により、0から5までの6段階で評価する。本機能では、リハビリ現場で一般に取り入れられているMMT(徒手筋力測定)の値を基に筋生理断面積を変更できるようにしている。



図2 シミュレーションパラメータインターフェイス (MMT)

#### (2) 筋生理断面積について

筋力と筋断面積の間には一定の比例関係があるものとした。筋生理断面積も直接変更可能なインターフェイスを用意した。

#### (3) 関節可動域について

関節可動域は、回復および低下の途中経過をパーセントで指定できるようにした。患者の関節可動域はリハビリ現場で一般に行われているROM (range of motion: ROM) の測定値を「現在角度」に設定し、リハビリにより最大回復時、または、障害により最大低下時の関節可動域角度を「回復時角度/低下時角度」に設定し、回復または低下過程をパーセントで指定します。図3のように、動作シミュレーションでは、この関節可動域を利用するものとした。

#### (4) B S P について

本システム開発では、シミュレーションパラメータとして、身体各部分の節質量、節重心位置、節主慣性モーメントを必要とする。これら身体部分慣性特性(B S P)をシミュレーション対象者(患者など)の身体的特徴を反映した値を用いるために、阿江ら[4]、横井ら[7]、岡田

ら[8]の論文を参考に算出した。図4のように、身体各部分の節質量、節重心位置、節主慣性モーメントを算出するために、シミュレーション対象者の年齢、性別、身長、体重および節長（身体標点のデジタイズデータ）を指定することが可能である。



図3 シミュレーションパラメータインターフェイス (ROM)

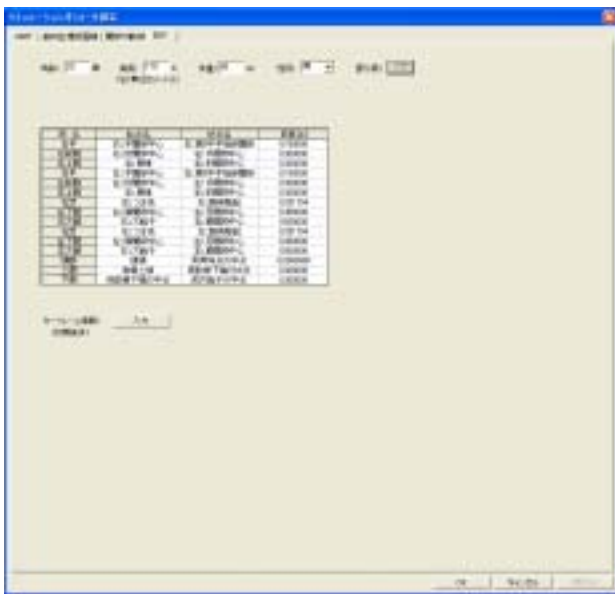


図4 シミュレーションパラメータインターフェイス (BSP)

## 5. 動作シミュレーションとその可視化

### (1) 神経振動子による歩行動作シミュレーション

4において作成したシミュレーションパラメータを初期データとして用い、長谷ら[6]の歩行動作シミュレータを用いて歩行動作シミュレーションを行った。青年のシミュレーションパラメータを作成し、右中殿筋のMMT評価値を5から4に低下させたケースでシミュレーションを行った。図5のように、股関節の外転モーメントを

作り出す筋肉である、右中殿筋の低下の影響のため、右側(進行方向左側)にそれていく歩行を示した。これは、現実の症例においても見られる現象であり、本シミュレーション結果の妥当性を示すものと考えられる。

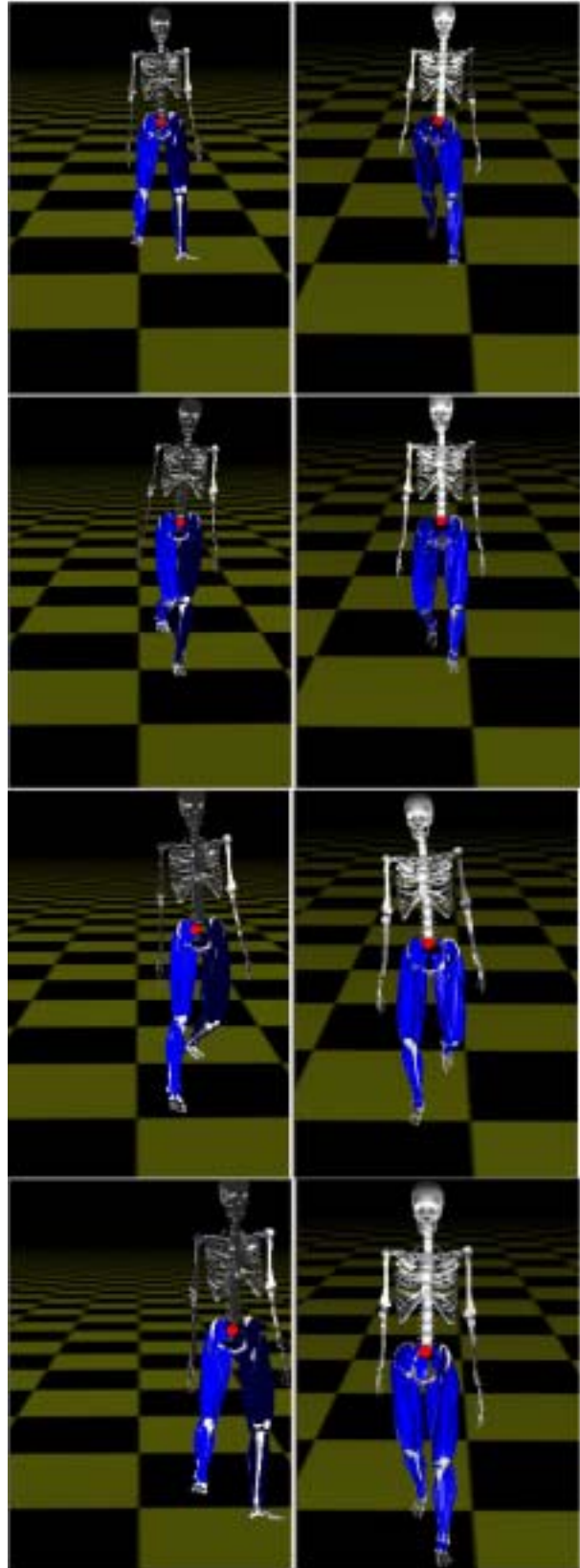


図5 左：右中殿筋低下、右：健常歩行

### (2) リアルタイム歩行動作生成のための拡張倒立振子



## モデル

物理アニメーションに基づいたリアルタイム歩行動作の生成は現在においても難しいとされているテーマである。コンピュータ・アニメーションにおける多くのリアルタイムシステム、例えば[9]などは、運動学に基づいている。力学に従うシステムの利点は、様々な用途に使えることである。1つの例として、CADという分野がある。CADにおいてデザインの段階で製品を物理的に評価する要求が多くあり、製品のデザインや形状、そして物理的属性に応じて人間の行動が如何に変わることを知る必要がある。このような評価をするため、力学的可能な動作が必要となる。医療は physical-based な人間のアニメーションが応用できるもう1つの分野である。理学療法士は、運動学や力学パラメータの一部分を変更した時に患者の動きが如何に変わるかを知りたいのである。

体のバランスは力学的可能な歩行動作を生成する際に重要な概念の1つである。重心の軌道、及び支える足の位置は歩行動作の安定性を決める。従って、歩行動作を生成する時に、これらの要素を考慮しなければならない。その結果、重心、及び足の位置を独立したパラメータとして扱うことは、歩行動作を生成する時の妥当なアプローチだと考えられる。

本システム開発では、力学の法則に従う人間の歩行動作をリアルタイムで生成する新しい手法を提案する。速度や歩幅のようなパラメータ値を変化することによって様々なモーションを生成できる。提案する方法は、ロボティクスにおける二足歩行を生成するためによく用いられる倒立振り子モデル(IPM)に基づいている。本研究に、人間の歩行動作に似ているモーションを生成できるようにIPMを改良する新しい概念を提案する。そして、改良したIPMをどのように人間の動作を説明できることについて述べる。

この方法はボトムアップである。まず、動作の間における体の重心や角運動量を計算する。それから逆運動学によって定義された軌道を満たす体節のモーションを算出する。逆運動学的概念を重心[10]及び力学[11]を併用すればやや真実なモーションが生成できることは既に知られている。そこで、より真実な歩行動作を生成するためにIPAを1)角運動量の生成することを可能にした、2)重心の垂直位置を正弦的に動けるようにした、という2つの方法で拡張した。

本手法を使うことによって、リアルタイムで真実な歩行動作を生成することができる。力学的な面を考慮したため、本研究は人間のアニメーションだけでなく、ロボティクスやバイオメカニクス、及びCADにも応用できる。

### (3) 拡張倒立振り子モデルによる可視化と考察

本手法では、二足ロボットが人間と異なる歩き方をする理由として角運動量を利用しないことを仮定している。その上、人間はCOG(重心)を正弦的にコントロールする。ここで行った実験より、このような概念をIPMに追加することにより、動きがより自然になった。このように体をコントロールする利点は、動いている間に関節に働くトルクが少なく済む点である。COGが地面に平行して動き、かつ床反力が常にCOGを通過しているため、床反力ベクトルはCOGがZMPの上を通る時のみCOGの速度ベクトルに直交し、片脚支持期において大きく加速・減速を繰り返す必要がある。本方法ではCOGが人間の場合と同様にコントロールされるため、2つのベクトルが直交するケースが多くなり、体の加速と減速が

少なくなる。

IPMは質点に基づいたモデルである。この概念は直観的であり、またロボットの動きを生成するための便利な方法だが、人が剛体のセグメントの集まりになっているため、それを使って自然な人間のモーションを生成することは困難である。従って、角運動量の概念を使わなければ、人体モデルをコントロールするために沢山のエネルギーを失うことになる。このような動きは人間にとって不自然であり、その理由は、様々な研究によって示したように人間の歩行動作はエネルギーに強く関係する目的関数を最小化するためである。

### (4) 拡張倒立振り子モデルによる可視化と考察

本手法を用い、変形股関節疾患患者の歩行動作と、同疾患の拡張倒立振り子モデルによる歩行動作シミュレーションとを比較した。デフォルトの筋骨格モデルを対象者にフィッティングさせるのに筋肉の付着位置等をスケリングによって推定し、筋肉の太さ、体の関節間の長さ、各セグメントの慣性モーメント等も被験者のサイズにスケリングで合わせている。

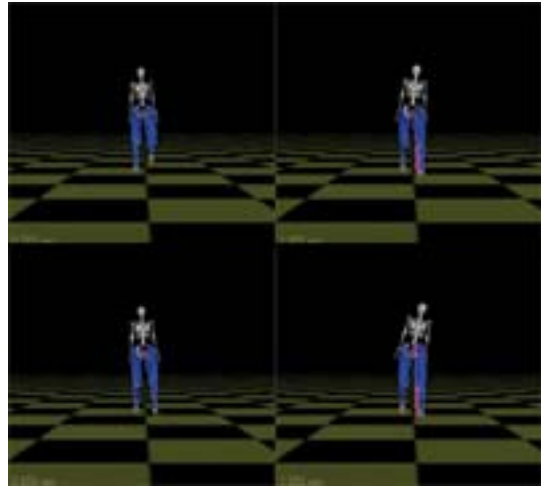


図6 変形股関節症の歩行動作

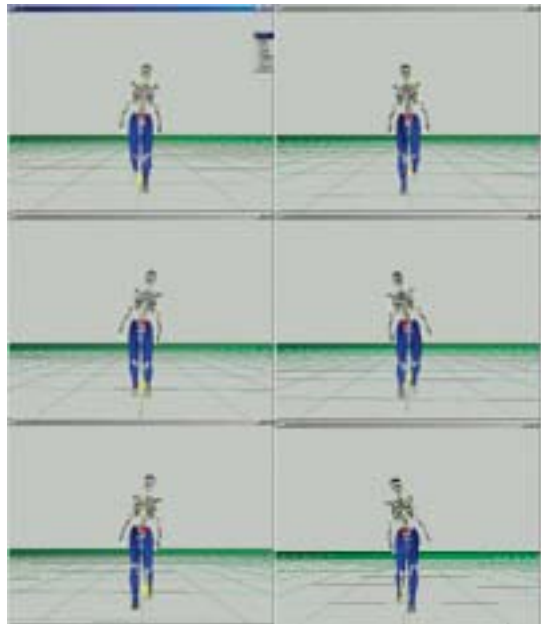


図7 拡張倒立振り子モデルによる変形股関節症の歩行動作シミュレーション

## 6. 考察：動作シミュレーションと遠隔リハビリシステム

本システム開発では、我々は力学の法則に従う人間の歩行動作を計算するボトムアップのアプローチを提案した。この手法はロボティクスにおいて二足歩行ロボットをコントロールするためによく使われるIPMに基づいている。さらに、角運動量を生成できるような改良したIPM、そしてこれを利用して矢状面と前額面における人体モデルのCOGの軌道をモデルする方法を提案した。得られた床反力とCOGの軌道によって生成された角運動量は、逆運動量を使って一般化された座標によって生成される。今後の課題として、歩行動作ジェネレーターを使ってさらに多くの歩行動作を近似し、そして本研究で定義したパラメータによってモーションの特徴を分類する。これは、データベースからいくつかのパラメータを選択することで異なる種類の歩行動作を生成するために役立つ。その結果、多くの病気・疲労や怪我のような身体的要素の変化を筋骨格系モデルの動作として可視化することが可能になると考えられる。本システム開発により、三次元動作解析装置と動作シミュレーションの組合せにより、特定の疾患に限らない、より実用的な遠隔リハビリシステムとしての運用が可能になったと考えられる。

## 7. 参加企業及び機関

本システム開発には、以下の先生方をはじめ、臨床、教育、研究の各方面から、多くの先生方にご教授を頂きました。謹んで感謝の意を表します。

- 神奈川リハビリセンター 江原先生
- 産業総合研究所 長谷先生
- 昭和大学医療短期大学 金先生
- 吉備国際大学 畠中先生
- 国立リハビリテーション研究所 山崎先生

## 8. 参考文献

[1] Walker, M.W. & Orin, D.E:Efficient dynamic

computer simulation of robotic mechanisms ,  
Trans.ASME J. Dyn. Syst. Meas. And Control, 104,  
205-211, (1982).

- [2] 藤本康孝、河村篤夫：床との衝突および摩擦を考慮した2足歩行ロボットの三次元運動シミュレーション、日本ロボット学会誌、15(6),857-863,(1997)
- [3] Hatze, H.:A myocybernetic control model of skeletal muscle, Biol. Cybern., 25, 103-119,(1977).
- [4] 阿江通良、湯海鵬、横井孝志：日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定、バイオメカニズム11、23-33,東京大学出版会、(1992).
- [5] Winter, J. M. & Woo, S. L.:Multiple muscle system, Springer Verlag,(1990)
- [6] 長谷和徳、西口純也、山崎信寿：3次元筋骨格系と階層的神経系を有する2足歩行モデル、バイオメカニズム15,187-197
- [7] 横井孝志、渋川侃二、阿江通良：「日本人幼少年の身体部分係数」体育学研究、第31巻第1号昭和61年6月 P53-66
- [8] 岡田英孝、阿江通良、藤井範久、森丘保典：「日本人高齢者の身体部分慣性特性」第14回バイオメカニズムシンポジウム(1995年7月) p363-374
- [9] Harold C. Sun and Dimitris N. Metaxas. Automating gait generation. Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series, pages 261-269, 2001.
- [10] R. Mas, R. Boulic, and D.Thalmann. A robust approach for the control of the center of mass with inverse kinetics. Computers and Graphics, 20(5):693-701.
- [11] Katsu Yamane and Yoshihiko Nakamura. Dynamics filter - concept and implementation of on-line motion generator for human figures. Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 688-94, 2000.