

筋骨格モデルとCPGを用いた 自律的な人体動作生成に関する研究

岡崎 啓^{†1} 蔡 東生^{†1}

CGにおける重要な要素の一つにアニメーションがあるが、その中でも人体モデルの動作生成に関して多分野から強い需要がある。近年では作業量の軽減や、より自然な動作の実現を目的とした動作生成手法の研究が多く行われている。本研究でもそれらを踏まえ、筋骨格モデルとCPG(Central Pattern Generator)を用いた自律的かつ精密な人体の動作生成手法を提案する。また実際に歩行動作の生成を行う。

Research on Generating Human Motion Using Musculoskeletal Model and CPG

AKIRA OKAZAKI^{†1} and DONGSHENG CAI^{†1}

Animation is one of the key elements of the CG, and there is strong demand that is the generation of human motion from many sectors. Recently, the purpose of many existing studies is reducing labor costs and realization of a natural motion. Based on these, we propose method of generating human motion using musculoskeletal model and CPG, and our method aims at autonomous and precise. In addition, we generate a walking motion.

1. はじめに

現在コンピュータグラフィックス(CG)はエンターテインメント、医療、教育など幅広い分野で普及している。CGにおける主要な要素の一つにアニメーションがあるが、その中でも人体の動作をよりリアルに表現したいという強い需要がある。とりわけエンターテイ

メントの分野において、現在主流となっている人体の動作生成手法は、モーションキャプチャやインバースキネマティクスである¹⁾

モーションキャプチャは人体にマーカを装着し、実際に人体の動作をトラッカによってキャプチャすることで、動作をデータ化する手法である。実際の人体によって動作が作られるので非常に自然な動作が得られるが、データの再利用性に乏しく、また専用の設備やスタジオ等が必要となる。加えて人体以外のモデルの動作生成、人体においても危険を伴うような動作は生成が困難である。

インバースキネマティクス(IK)は人体のような多関節のモデルにおいて、モデルの末端部分の位置を先に決めて、その位置を実現するため関節角度をモデルの末端から中心に向かって計算する手法である。状況に応じた動作をリアルタイムに生成できるが、完全に意図した動作が生成されることは保証されず、複雑な動作においては物理的に正当でも視覚的には不自然な動作が生成されてしまう可能性がある。また、モーションキャプチャとは異なり直感的な動作生成手法ではない。

上記の背景から近年は、動作の多様化、より自然な動作の実現を目的とした動作生成手法の研究が多い傾向にある²⁾。そこで本研究では、物理学的手法に生理学的な仕組みを取り入れることで、自律的かつ精密な人体の動作生成手法を提案する。具体的には人体の筋骨格モデルを構築し、CPGと呼ばれる周期的な動作を生成する機構を加えることで実際の人体に近いモデルとする。またこれを用いて、周期的な動作の典型例である歩行動作の生成を目的とする。

本研究で提案する手法により、その歩行動作を元に速度の異なる歩行、静止や走行など別の状態へ遷移する動作などの動作の多様化が容易になることが期待できる。更に多くの動作生成手法で問題となる、人体と地面との接地問題の自律的対応を試みる。

2. 筋骨格モデル

2.1 概要

実際の人体では各筋肉の収縮に対して、対応する各関節が屈折・伸展、更にその関節の作用によって各骨が移動し、全体の動作が決定される。筋骨格モデルは動作を決定づける要素である骨格(骨及び関節)と筋肉を計算機上で扱えるようにそれぞれモデル化し、統合したものである。また筋骨格モデルにおける動作は順動力学計算(以下、この処理をFDと表記する)を行うことによって生成される。IKによって動作を生成する場合と比較すると計算コストが高くなるが、物理的により精密な動作の生成が可能になる³⁾

^{†1} 筑波大学
University of Tsukuba

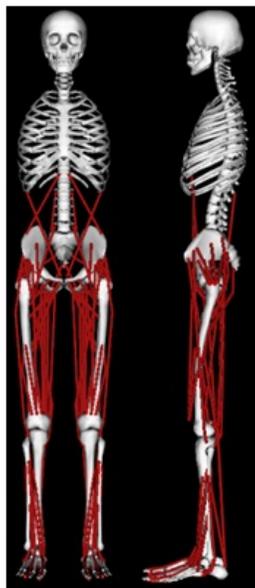


図 1 下肢を中心とした筋骨格モデル

Fig.1 Mainly the lower limb musculoskeletal model

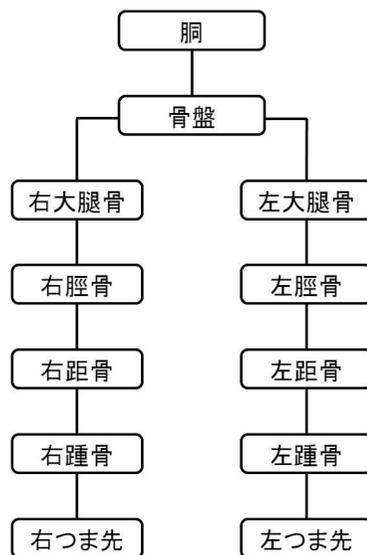


図 2 骨のリンク構造

Fig.2 Link structure of the bone

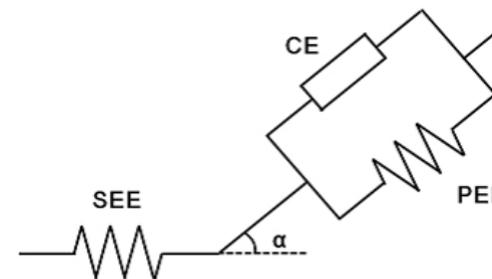


図 3 Hill の筋肉モデル
Fig.3 Hill's muscle model

なお本研究では、筋骨格モデルの構築及び動作シミュレーション環境として、OpenSim⁴⁾⁵⁾を用いる。

2.2 骨格モデル

今回は歩行動作を対象としているため、OpenSim で提供されている下肢を中心とした図 1 に示すモデルを用いる。またこのモデルを構成する骨は図 2 のようなリンク構造となっている。各骨を結ぶものが関節であり、胴・骨盤間と骨盤・大腿骨間の関節は 3 自由度の関節 (Ball Joint)、それ以外の関節は 1 自由度の関節 (Pin Joint) である。

2.3 筋肉モデル

本研究で用いる図 1 のモデルは、46 種の筋肉を左右対象に 92 本持つ。ここではこの筋肉を計算機上で表現するためのモデルについて説明する。

2.3.1 筋肉の構造

筋肉とは人間をはじめ動物が持つ組織の一つで、能動的な収縮や受動的な弾性力により力

を發揮するものである。中でも骨格筋は各骨に作用する筋肉で、多くの運動をもたらす機能を担っている。また骨格筋は腱と筋繊維という 2 つの部位から成り、腱は 1 つの関節に接続する 2 つの骨に付着することで、筋肉が生み出す力を各骨に与える部位である。

筋肉の大きな役割は、中枢神経系から送られる収縮の神経信号を受け取り収縮力を生み出すことであり、この収縮作用により対応する関節を屈曲させる。しかし筋肉は収縮作用のみを行うものであり、1 つの筋肉だけでは関節の伸展、即ち弛緩を行えないため、対となる筋肉が必要となる。収縮作用をもたらす筋肉を作動筋といい、これに対し弛緩作用をもたらす筋肉を拮抗筋という。簡単な例としては、人体の上腕と前腕を接続する肘関節が挙げられる。肘関節の屈曲動作は、作動筋である上腕二頭筋が収縮し、これと同時に拮抗筋である上腕三頭筋が弛緩することで実現される。逆に伸展する場合、上腕三頭筋が収縮し、上腕二頭筋が弛緩することで実現される。このように作動筋と拮抗筋の相互作用によって自由に関節を動かすことができる。また関節によっては複数の作動筋及び拮抗筋が作用する部位もあり、下肢の関節は全て複数の筋肉から影響を受ける。

なお筋肉本来の解剖学的構造を考慮するならば、分子動力学まで対象を広げる必要がある。しかし計算機上で筋肉モデルを表現する場合、分子動力学の要素は省き筋肉は収縮を發揮するアクチュエータとしてモデル化される。

2.3.2 Hill の筋肉モデル

前述した実際の筋肉の機能を計算機上で表現するためのモデルはいくつか考案されているが、ここでは最も基礎的なモデルとされる Hill の筋肉モデル⁶⁾ について説明する。Hill の筋肉モデルは各筋肉は図 3 に示すように、

- 収縮部 (Contractile Element:CE)

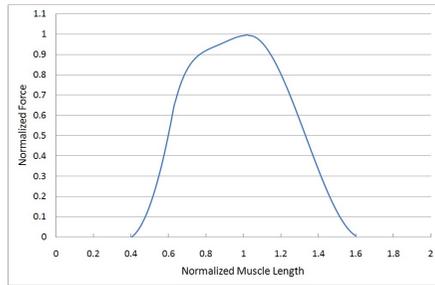


図 4 $f^{ce}, l^{\tilde{M}}$ 曲線
Fig. 4 $f^{ce}, l^{\tilde{M}}$ curve

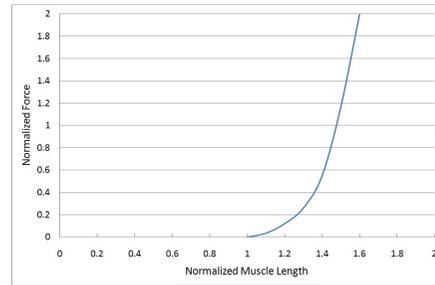


図 5 $f^{pee}, l^{\tilde{M}}$ 曲線
Fig. 5 $f^{pee}, l^{\tilde{M}}$ curve

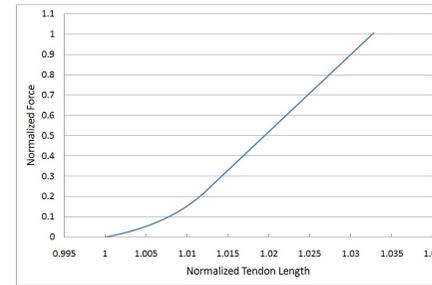


図 6 $f^T, l^{\tilde{T}}$ 曲線
Fig. 6 $f^T, l^{\tilde{T}}$ curve

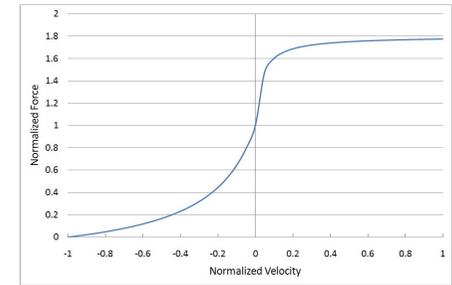


図 7 $f^{\tilde{M}}, v^{\tilde{M}}$ 曲線
Fig. 7 $f^{\tilde{M}}, v^{\tilde{M}}$ curve

- 並列弾性部 (Parallel Elastic Element:PEE)
- 腱部 (Series Elastic Element:SEE)

の 3 つの部位から構成される。CE が筋肉の収縮要素であり、アクチュエータの役割を担う。CE が収縮を行うことで筋力を発揮し、PEE 及び SEE はそれに応じて張力を発揮する非線形バネである。

全ての筋肉は同一のモデルで表現可能であるが、人体の筋肉は多種多様である。Hill の筋肉モデルでは、以下のパラメータを与えることで各筋肉の差異を表現する。

- α : 筋繊維が腱に付着する角度 (Pennation Angle)
- f_o^M : 筋の最大力量 (Muscle Maximum)
- l_o^M : 筋繊維の最適長 (Muscle Optimal Length)
- l_s^T : 腱の自然長 (Tendon Slack Length)
- v_o : 最大収縮速度 (Contractile Max Velocity)

OpenSim では、7) で用いられているモデルの他、数種類の筋肉モデルを扱うことが出来る。

2.3.3 筋肉モデルの特性

ここでは Hill の筋肉モデルにおける各部位の特性について詳しく見ていく。各特性は実際の筋肉の特性に基づいたものである。

(1) 収縮部

収縮部 (CE) は、筋繊維長 (l^M) がその最適長 (l_o^M) に近いほど収縮力を発揮する。図 4 にその関係を示す。グラフの横軸は正規化した筋繊維の長さ ($l^{\tilde{M}} = \frac{l^M}{l_o^M}$)、縦軸は正規化した

CE の発揮する収縮力 ($f^{ce} = \frac{f^{ce}}{f_o^M}$) である。 l^M と l_o^M が同値、即ち $l^{\tilde{M}}$ が 1 のとき、生じる収縮力が最大、即ち f^{ce} が 1 をとる。またその値からずれるに従い収縮力が減少する。

(2) 並列弾性部

並列弾性部 (PEE) は、筋繊維長 (l^M) がその最適長 (l_o^M) より長いときに力を発揮する。図 5 にその関係を示す。グラフの横軸は正規化した筋繊維の長さ ($l^{\tilde{M}} = \frac{l^M}{l_o^M}$)、縦軸は正規化した PEE の発揮する力 ($f^{pee} = \frac{f^{pee}}{f_o^M}$) である。 $l^{\tilde{M}} = 1$ を境に、 $l^{\tilde{M}}$ の増大に従い f^{pee} も増大する。

(3) 腱部

腱部 (SEE) も PEE 同様、腱の長さ (l^T) がその自然長 (l_s^T) より長いときに力を発揮する。図 6 にその関係を示す。グラフの横軸は正規化した腱の長さ ($l^{\tilde{T}} = \frac{l^T}{l_s^T}$)、縦軸は正規化した SEE の発揮する力 ($f^T = \frac{f^T}{f_o^M}$) である。 $l^{\tilde{T}} = 1$ を境に、 $l^{\tilde{T}}$ の増大に従い f^T も増大する。

(4) 筋力と収縮速度

筋力とは筋繊維部の発揮する力、即ち CE と PEE の合力 ($f^{\tilde{M}} = f^{ce} + f^{pee}$) を指すが、これは収縮速度 (v_M) によって変化する。正規化した筋力 ($f^{\tilde{M}} = f^{ce} + f^{pee}$) と収縮速度 ($v^{\tilde{M}} = \frac{v_M}{v_o}$) との関係は図 7 のようになる。

2.3.4 興奮度による特性の変化

前述したとおり、筋肉の収縮は神経信号によって行われる。受け取った神経信号は筋肉の興奮度に変換され、対応した筋肉に与えられる。この興奮度の大小によって CE が発揮できる力が変化する⁸⁾

以後興奮度を a とし、とりうる値を $0.0 \leq a \leq 1.0$ とする。前小々節で示した特性は、全

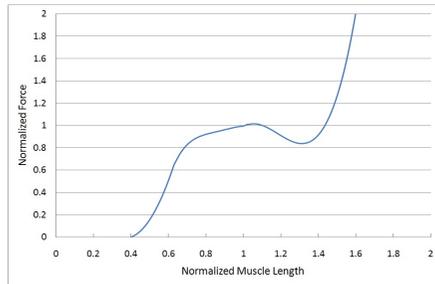


図 8 $f^{\tilde{M}}, l^{\tilde{M}}$ 曲線 ($a = 1.0$)
Fig. 8 $f^{\tilde{M}}, l^{\tilde{M}}$ curve ($a = 1.0$)

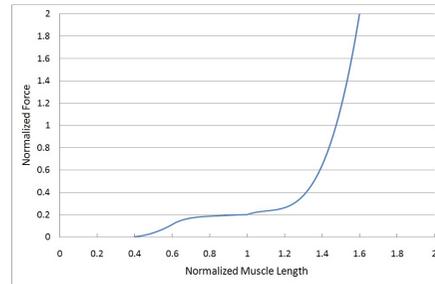


図 9 $f^{\tilde{M}}, l^{\tilde{M}}$ 曲線 ($a = 0.2$)
Fig. 9 $f^{\tilde{M}}, l^{\tilde{M}}$ curve ($a = 0.2$)

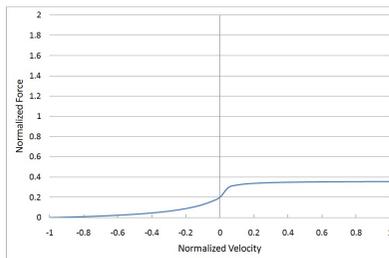


図 10 $f^{\tilde{M}}, v^{\tilde{M}}$ 曲線 ($a = 0.2$)
Fig. 10 $f^{\tilde{M}}, v^{\tilde{M}}$ curve ($a = 0.2$)

て興奮度が 1.0 の場合である．興奮度の変化によって収縮力がどう変化するのが，正規化筋力 ($f^{\tilde{M}}$) を用いて比べてみる．図 8 に興奮度 1.0，図 9 に興奮度 0.2 とした場合の筋力を示す．図 8 は単純に図 4 と図 5 の縦軸値を合計した値となっている．対して図 9 は図 8 の曲線と比べると，前半の山なり部分が大幅に減少していることがわかる．従って興奮度が減少するにつれ，発揮できる筋力が小さくなると言える．なお，後半部分にあまり変化が見られない．これは興奮度はあくまで CE の収縮力に影響を与えるためであり，PEE の作用が大きい後半部分にはあまり影響しないためである．同じく SEE も興奮度の影響を受けないため，興奮度の変化によって図 6 で示した特性が変化することはない．

また $f^{\tilde{M}}, l^{\tilde{M}}$ 曲線が変化するとともに， $f^{\tilde{M}}, v^{\tilde{M}}$ 曲線も興奮度によって変化する．興奮度 0.2 とした場合の収縮速度と筋力の関係を図 10 に示す．

筋骨格モデルにおける動作シミュレーションでは，各筋肉への興奮度を入力として全体の

動作を出力する．しかし筋骨格モデルにおいては入力する興奮度の組み合わせ次第で，現実には不可能な動作が生成されてしまう可能性がある．そこで OpenSim では，筋骨格モデルの動作シミュレーションを行う際，各筋肉に興奮度の理想値を与える．この理想興奮度を元に，関節や他の筋肉との兼ね合いを受けて実際に与える興奮度が決まる．

3. CPG

3.1 概要

CPG(Central Pattern Generator) とは，実際の人体や四足歩行動物の脊髄に存在するニューロン回路網であり，歩行や呼吸運動などの周期的な動作パターンを生成する役割を担っている．更に感覚器からのフィードバックを受けて，動作パターンを変更し周囲の環境に対応することが可能である．

CPG の機能を示す実験として，柳原⁹⁾ による除脳ネコの実験がある．この実験では，複数のトレッドミルの上に除脳ネコを吊るし歩行を行うかを検証する．全てのトレッドミルを等速で動作させると，CPG によって除脳ネコは健常なネコと同様の歩行パターンを生成し歩行を行う．またその後各トレッドミルの速度を異なるように変更すると，数回の試行の後に関節角度や足裏からの感覚刺激情報を元にしてその速度に応じた歩行パターンが確立される．この実験より，CPG と関節角度や足裏から受ける感覚のフィードバックにより，周期的な動作と周囲の環境に対応する動作が可能であることが言われている．

CPG は二足及び四足ロボットの動作制御の研究においてよく用いられている．一般的には，ロボットの関節一つ一つにそれぞれニューロンを割り当て，適切な関節角度を出力する CPG を構成することで動作制御を行う．これによりロボットは接地面の状況に応じた動作を自律的に行うことが出来る．本研究でもこれに基づき，CPG を筋骨格モデルに組み込むことで，接地面に自律的に対応できる動作生成を目指す．

3.2 CPG の構成例

CPG を構成するためには，複数のニューロンによるパターン発生器が必要となる．このニューロンをモデル化した例として，松岡¹⁰⁾ によるモデルがある．このモデルでは，個々のニューロンを次の 3 つの式で表現する．

$$T_r \frac{dx_i}{dt} = -x_i + s_i - b_i f_i - \sum_{j=1}^n a_{ij} y_j \quad (1)$$

$$y_i = \max(0, x_i) \quad (2)$$

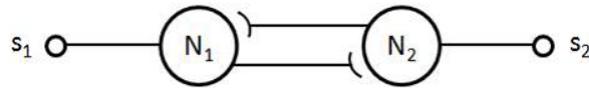


図 11 2つのニューロンの CPG
Fig. 11 CPG of two neurons

表 1 CPG に与えるパラメータ
Table 1 parameters of CPG

parameter	value
s_1, s_2	5.0
T_r	1.0
T_a	10.0
b_1, b_2	2.5
a_{12}, a_{21}	1.5

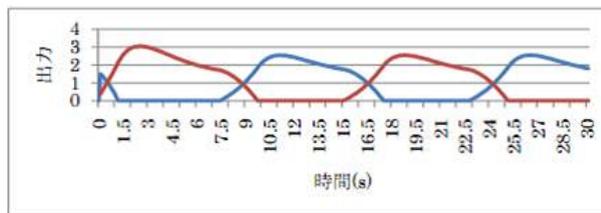


図 12 CPG の出力
Fig. 12 Output of CPG

$$T_a \frac{df_i}{dt} = -f_i + y_i \quad (3)$$

ここで i はニューロンの番号, x_i は i 番目のニューロンの内部状態, s_i は i 番目のニューロンへの入力, f_i は i 番目のニューロン適応度, y_i は i 番目のニューロンの出力をそれぞれ表している. また T_r と T_a はそれぞれ x_i と f_i に対する時定数であり, ニューロンの出力信号の立ち上がり時間に影響する. 更に b_i は定常状態になる間隔, a_{ij} は i 番目のニューロンが j 番目のニューロンから受ける抑制信号の重み係数である.

このニューロンモデルを複数抑制結合することで, 周期的な信号の発生を実現する. ここで最も単純な例である, 同一な 2 つのニューロンが相互抑制する CPG を図 11 に示す. このモデルではフィードバックは考慮していないため, 一定のパターンを繰り返し発生する機能のみを持つ. また図 11 の CPG に表 1 に示す各パラメータを与えた時の CPG の出力を図 12 に示す. 図 12 より, 2 つのニューロンが交互に周期的なパターンを維持した信号を

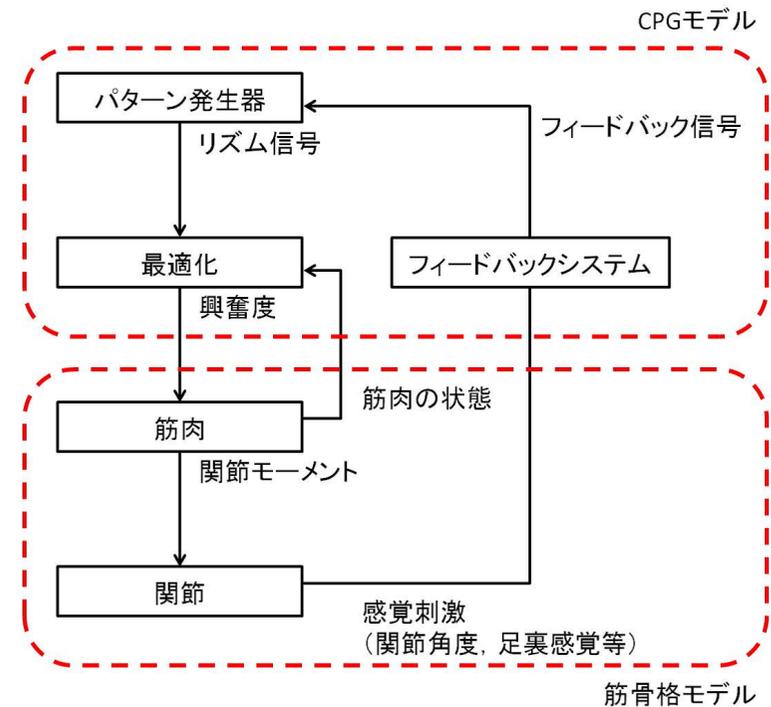


図 13 長谷らによるモデル
Fig. 13 Hase's Model

出力していることが確認できる.

4. 既存手法

人体の筋骨格モデルに CPG を適用したよく似た研究として, 長谷ら¹¹⁾ による研究がある. この研究では図 13 に示すように, 筋骨格モデルと CPG モデルを構築し, 歩行動作の生成を行なっている. 具体的な手法としては, まず CPG を用いて歩行における理想的な各関節角度を出力し, その関節角度を実現するように筋肉を動作させる. 次に理想と実際の関節角度の差異を検知し, CPG にフィードバックを行い, 理想な歩行パターンになるよう調整を行う. このモデルによって, ある程度の時間の歩行に成功している.

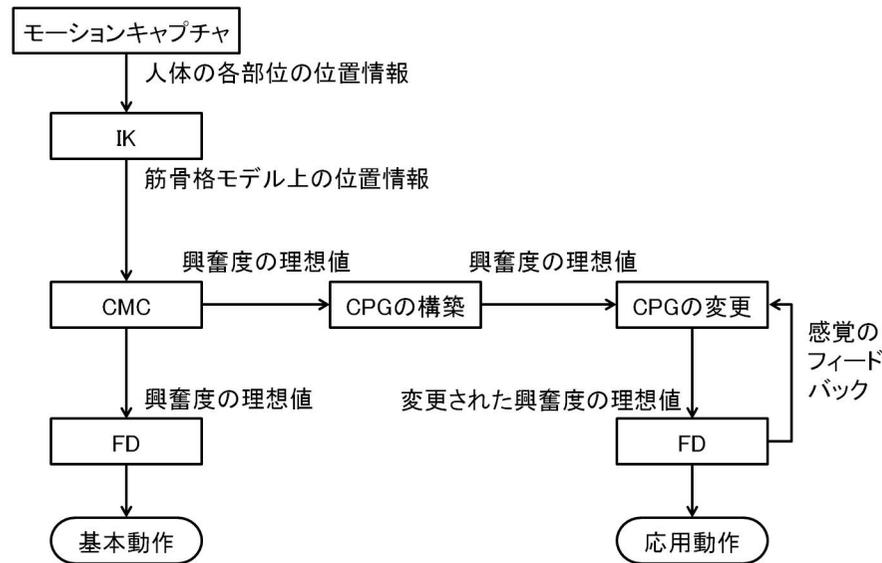


図 14 提案手法における処理手順
Fig. 14 Procedure in the proposed method

本研究でもこの研究を参考に、ほぼ同様な実装を行うが幾つかの差別化を図る。まず OpenSim のフレームワークに適したモデルとし、筋肉数においても約 1.5 倍の本数の筋骨格モデルを用いることで生成される動作をより精密なものとする。更にモーションキャプチャを利用するなど、現在主流となっている手法との適合を行い利便性の向上を目指す。

5. 提案手法

本節では、本研究における動作生成の流れを説明する。本研究の動作生成手法は、基本動作の確立と応用動作の生成という 2 つの大きなプロセスに分けることができる。これにより一度基本動作の確立ができれば、応用動作生成プロセスにて自律的に動作を変更することができ、動作生成の低コスト化が期待できる。提案手法における処理手順と入出力関係の全体図を図 14 に示す。

5.1 基本動作の確立

基本動作の確立プロセスでは、以下の手順で処理を行う。

- (1) モーションキャプチャを用いて、基本動作における人体の各部位の位置情報を取得する。
- (2) 人体の各部位の位置情報を元に、IK によって筋骨格モデルの各部位の位置情報を計算する。
- (3) 筋骨格モデルの各部位の位置情報を元に、OpenSim の機能である CMC(Computed Muscle Controls) 処理によって筋骨格モデルで基本動作を実現するための各筋肉の興奮度の理想値を求める。
- (4) 各筋肉の興奮度の理想値を入力として FD を行い、筋骨格モデルで動作を再現する。これを基本動作として確立する。

5.2 応用動作の生成

応用動作の生成プロセスでは、以下の手順で動作を生成することを考えている。

- (1) CMC によって求められた、基本歩行動作における各筋肉の興奮度の理想値を出力する CPG を構築する (CPG の各パラメータを求める)。
- (2) 生成したい動作に応じて CPG のパラメータを調整し、FD を行う。
- (3) 上記において、関節角度や足裏の感覚のフィードバックを考慮する場合は、FD を繰り返し行うことで応用動作を生成する。

6. 結論と今後の予定

現在までに前節の基本動作の確立プロセスに従って、実際に数歩歩行する動作を生成した。その動作の 1 周期分を約 0.25 秒間隔で撮影したものを図 15 示す。

また、各筋肉においてある程度周期的な興奮度のパターンが形成されていることについても確認できた。具体例として、歩行において主要な筋肉とされる大腿直筋 (大腿四頭筋の一つ) と大腿二頭筋・長頭の興奮度の遷移を、それぞれ図 16 と図 17 に示す。

今後はまず、図 11 及び図 12 で動作が確認できている CPG を筋骨格モデルに組み込み、応用動作の生成プロセスに従っていくつかの異なる動作の生成を試みる。その上で図 16 及び図 17 のような周期的なパターンを生成できるようにする。

また CPG にフィードバックを実装し、大きな目的といえる接地面に対して自律的に対応するような動作生成モデルを目指す。さらに評価方法についても検討したい。

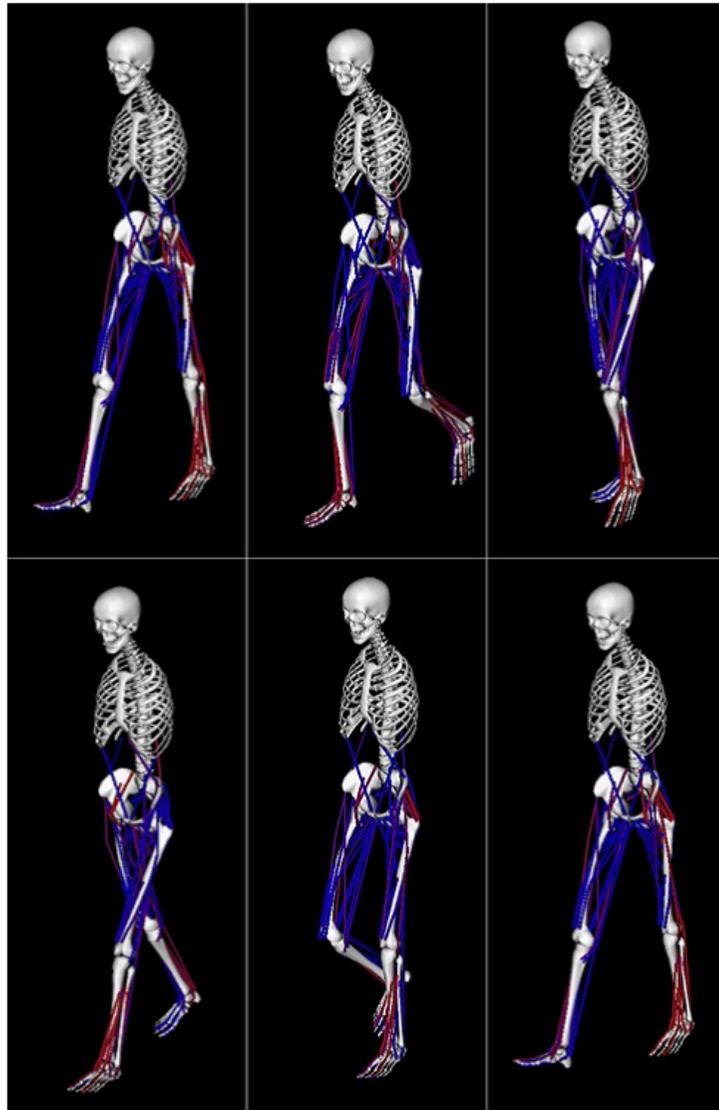


図 15 基本動作確立プロセスによって生成された基本となる歩行動作
Fig.15 Generated basic walk motion

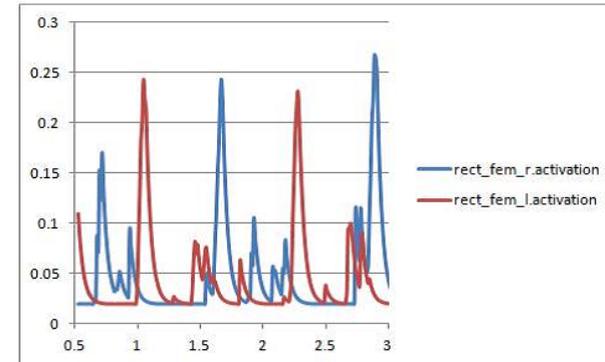


図 16 大腿直筋の興奮度遷移
Fig.16 Activation of biceps femoris muscle

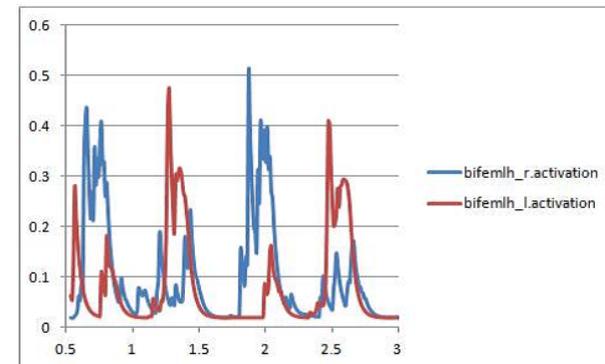


図 17 大腿二頭筋・長頭の興奮度遷移
Fig.17 Activation of Long head of the biceps femoris muscle

参考文献

- 1) コンピュータグラフィックス編集委員会：コンピュータグラフィックス，CG-ARTS 協会 (2009).
- 2) Wei, X., Min, J. and Chai, J.: Physically-valid Statistical Motion Models for Hu-

- man Motion Generation, *ACM Transactions on Graphics*, Vol.30, No.3 (2011).
- 3) 高倉朗裕：筋骨格モデルと GA を用いた人体動作の生成，修士論文，筑波大学 (2011).
 - 4) Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T. and et al: OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol.54, No.11, pp.1940–1950 (2007).
 - 5) Simbios: OpenSim Developer’s Guide, Simbios (online), available from (<https://simtk.org/home/opensim>) (accessed 2011-12-31).
 - 6) Winters, J.M.: *Hill-based muscle models: A systems engineering perspective*, Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization, chapter 5, pp. 69–93, Springer-Verlag (1990).
 - 7) Schutte, L.M., Rodgers, M.M., Zajac, F.E. and Glaser, R.M.: Improving the efficacy of electrical stimulation-induced leg cycle ergometry: an analysis based on a dynamic musculoskeletal model, *IEEE Trans. Rehabilitation Eng.*, Vol.1, No.2, pp. 109–125 (1993).
 - 8) Zajac, F.E.: Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control, *CRC Critical Rev. in Biomed.*, Vol.17, No.4, pp. 359–411 (1989).
 - 9) 柳原 大：歩行運動における小脳の動き，*神経進歩*，Vol.44, No.5, pp.793–800 (2000).
 - 10) Matsuoka, K.: Mechanisms of Frequency and Pattern Control in the Neural Rhythm Generators, *Biological Cybernetics*, Vol.56, No.5-6, pp.345–353 (1987).
 - 11) Hase, K. and Yamazaki, N.: Computer Simulation Study of Human Locomotion with a Three-Dimensional Entire-Body Neuro-Musculo-Skeletal Model, *The Japan Society of Mechanical Engineers*, Vol.45, No.4, pp.1040–1050 (2002).