

研究内容

ヒューマンフィギュアの力学計算と行動計測 (中村グループ)

(1) 実施の内容

1. 研究の目的 ヒューマノイドは運動の自由度 (=関節数+腰の自由度 6) に対し駆動できる自由度数 (=関節数) が少ないため、任意の運動を実現できるわけではない。また 20 以上の自由度を持ち全身運動の作成は難しく、モーションキャプチャや数値的な生成法に頼っているのが現状であり、目的に応じて柔軟に運動を変更することはできない。そのため、直感的に多数の自由度を操作できるインタフェースや、力学的に実現可能な運動を自動的に生成する方法が望まれている。

脳型情報処理の研究においては、出力である運動だけではなく入力となる視覚・体性感覚などの感覚情報を同時に計測・計算することが重要となる。商用のモーションキャプチャシステムは運動を計測することを目的としており、感覚情報を計測できるものはない。また、計測されるデータはヒューマノイド程度の自由度のリンクモデルに適用されるのが普通で、体性感覚のような情報を計算することはできない。さらに、商用システムでは独自にハードウェアを追加したりソフトウェアを改良したりするのは難しい。

本研究では、以上の問題を解決するために以下の計算法・システムを開発した。

- 並列高速動力学計算法：力学を考慮した運動生成の基礎となる。また、これを高速化することによりヒューマノイドの動力学シミュレーションや制御のための計算も高速に行うことができる。
- 力学的整合性を考慮したヒューマンフィギュアの運動生成法：モーションキャプチャデータを使うことにより、人間の運動に近く、かつ力学的に実現可能な運動を生成できる。
- 逆運動学計算を用いた直感的な運動生成法：従来の逆運動学計算法を拡張し、1 個のリンクの軌道を指定するだけでヒューマンフィギュアの自然な全身運動を計算する方法を開発した。
- ビヘイビアキャプチャシステム：独自に開発したモーションキャプチャシステムに、フォースプレート、アイマークレコーダなどの計測機器を組み合わせ、同時計測できるようにした。
- ヒトの筋骨格モデルの力学計算法：ヒューマノイド用に開発した計算法を拡張し、多数の筋・腱と骨で構成されたモデルの力学計算を行い、体性感覚の計算を可能とした。

本報告では、以上の成果の概要をまとめる。

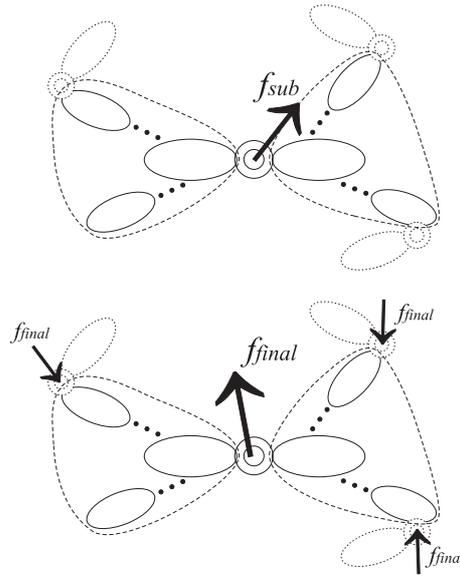


図 1: 手順 1.(上)と 2.(下)の概念図

2. 並列高速動力学計算法の開発 ヒューマンフィギュアは一般に 20 から 50 程度の自由度数を持つ。リンク機構の順動力学計算法の研究は従来から盛んに行われているが、自由度数を N としたとき N の 3 乗に比例する計算量が必要であることが多く、自由度数の多いヒューマンフィギュアでは計算量が膨大になる。本研究では並列計算を用いて、ヒューマンフィギュアにも適用可能で計算時間が $\log N$ に比例する高速計算法を開発した。

計算法の概要 本計算法は以下の 4 つの手順からなる。

1. 個々のリンクがばらばらの状態から図 1 上のように順次関節を追加していき、その時点でリンク間の関節において働く拘束力 f_{sub} を仮想仕事の原理によって求める。この処理中に現れるリンク機構をここでは部分リンク機構と呼ぶ。 f_{sub} は、最後に追加された関節を除いて部分リンク機構における拘束力であり、対象とするリンク機構におけるものではない。
2. 図 1 下のように 1. とは逆の順序で関節を除いていき、各関節における最終的な拘束力 f_{final} を計算する。これは先に計算された f_{final} の影響を f_{sub} に足しこんでいくことにより行う。
3. 以上で各リンクに働く外力はすべて求められたので、これを用いてリンクの加速度を計算する
4. 各関節の両側のリンクの加速度を用いて、関節加速度を計算する

手順 1, 2 において、独立した部分リンク機構を作成または分解する計算は並列に行うことができる。これを利用して並列計算を行うと、 N 個のリンクがあるとき全体の計算時間を $O(\log N)$ に短縮することができる。

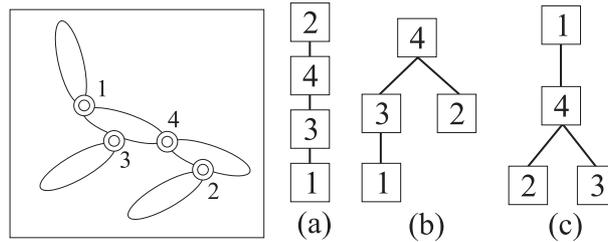


図 2: 関節追加の順序を表現する 2 分木

処理順序の最適化 本稿では手順 1.2 で関節を処理する順序を図 2(a)–(c) のような 2 分木で表現する。各ノードは、それより下にある関節すべてを含む部分リンク機構を表す。例えば、図 2(b) のノード 3 は関節 1, 3 で接続された 3 リンク機構を表し、これと関節 2 で接続された 2 リンク機構を関節 4 でつなぐことによって対象となるリンク機構を得る。

2 分木が与えられると、手順 1. では 2 分木の下関節から順に、手順 2. では上の関節から順に処理していけばよいので、計算の手順が一意に定まる。したがって、最適な 2 分木を得ることが計算時間を短縮するポイントとなる。全体の計算量とアルゴリズムの並列性それぞれの観点から 2 分木を最適化すると以下ようになる。

1. 総計算量：新しい関節を追加するときに必要な計算量は、その関節の両側のリンクに接している関節の数に依存するから、総計算量を最小化するにはリンク列の端から順に処理するのがよい。この方針で順序を決定すると、図 2(a) のように枝分かれをできるだけ少なくした 2 分木が得られる。シリアル計算時にはこのときもっとも計算時間が短くなる。
2. 並列性：処理順序を表す 2 分木において、ある関節から分岐している 2 つの関節以下の機構は力学的に独立であり、並列に処理することができる。したがって、十分な数のプロセスが存在するとすれば、並列計算時の総計算時間を最短にするにはできるだけ横に広がった 2 分木を構成すればよい。図 2(b)(c) の 2 分木は並列計算時にはほぼ同じ計算時間となる。

図 3 に、8 リンク 7 関節シリアル機構についてシリアル計算・並列計算それぞれに最適化された 2 分木を示す。一般に、理想的な 2 分木が構成されると並列計算を行ったときの総計算時間は $O(\log N)$ である。

シミュレーション例 上記計算法を 8 ノードのクラスタ上に実装し、8 から 32 リンクのシリアル機構の順動力学計算をさまざまなプロセス数で行ったときの計算時間を表 1 に示す。各ノードは PentiumIII 1GHz であり、高速ネットワーク Myrinet で接続されている。

図 4 に 40 自由度のヒューマンフィギュアが初め両手で、途中から左手だけでぶらさがり運動をシミュレートした様子を示す。シリアル計算を行ったとき 1 回の加速度計算に必要な計算時間は、何もつかんでいないとき約 5.1ms、片手でぶらさがっ

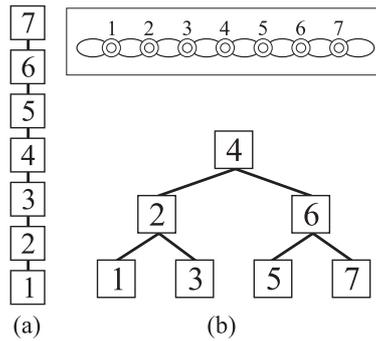


図 3: 7 関節シリアル機構に対して最適化された 2 分木; (a) 直列計算用, (b) 並列計算用

表 1: シリアル機構に対する計算時間 (ms)

links	8	16	32
1 procs	1.31	2.75	6.08
2 procs	0.984	1.87	3.93
4 procs	0.897	1.70	3.39
8 procs	—	1.57	2.90
4 procs*	—	1.58	3.16

ているとき約 6.3ms, 両手でぶらさがっているとき約 7.2ms(PentiumIII1GHz)であった。また, 片手でぶらさがっているときのシリアル計算に最適化された 2 分木を図 5 に示す。人間のような木構造では, 特に並列計算を意識した順序でなくともある程度の並列計算が可能であることがわかる。

3. 力学的整合性を考慮した運動生成法の開発

力学フィルタ 力学フィルタとは, ロボットに要求する運動が力学的に実現不可能であるとき, もとの運動に修正を加えることによって力学的整合性を満たす運動に変換する機能である。ある特定のロボットに対して力学的整合性を満たすように生成された運動は, 別のロボットに対しては力学的に実現不可能であるかもしれない。また, 複数の運動の補間などによってできた運動では力学的整合性が失われている可能性がある。このような場合に力学フィルタを用いて運動を修正し, 力学的整合性を満たす運動を生成することができれば, 既存の運動データの適用範囲が格段に広がることを期待される。

従来の研究でも力学フィルタの一形態とみなすことのできるものが実現されている。しかし, 人間やヒューマノイドのように自由度の大きい系の最適化問題は非常に複雑であり, 解を得るまでに長い時間がかかることが多い。実際の環境ではロボットの動作をあらかじめ決めておくことはできないため, 力学フィルタは汎用性と高

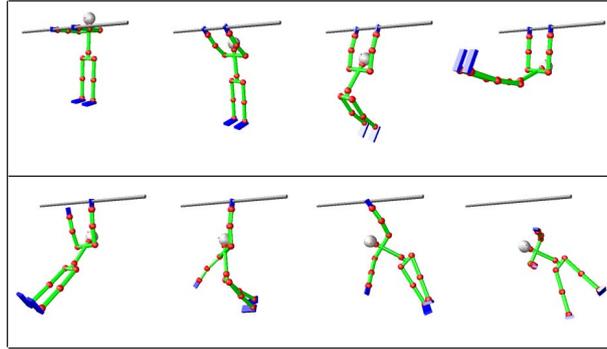


図 4: 40 自由度ヒューマンフィギュアのシミュレーション例

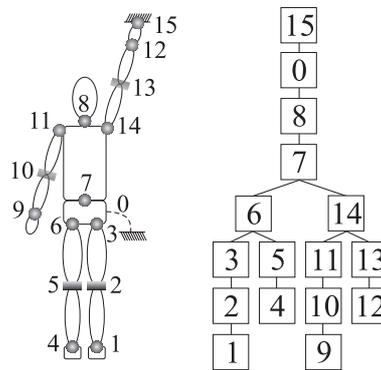


図 5: 図 4 のヒューマンフィギュアに対して最適化されたスケジューリング

速性を持っていることが望ましい．本研究では，モーションキャプチャなどにより得られた力学的に実現不可能な運動を実現可能な運動に変換する力学フィルタを開発した．この力学フィルタはグローバルな最適化を行わないため，運動を逐次リアルタイムで入力することができ，高いインタラクティブ性を持つ．

拘束運動の方程式 ヒューマノイドは接触などにより環境から拘束を受けながら運動することが多い．拘束力を考慮した運動方程式は以下のように表される．

$$\begin{pmatrix} \mathbf{A} & -\hat{\mathbf{H}}_C^T & -\mathbf{H}_J^T \\ \mathbf{H}_C & \mathbf{O} & \mathbf{O} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\boldsymbol{\theta}}_G \\ \boldsymbol{\tau}_C \\ \boldsymbol{\tau}_J \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\mathbf{b} \\ -\hat{\mathbf{H}}_C \dot{\boldsymbol{\theta}}_G \end{pmatrix} \quad (1)$$

A : リンク系の慣性行列
 b : 速度項, 重力項
 θ_G : リンク系の一般化座標
 τ_J : 関節トルク
 τ_C : 拘束力
 $H_J = \partial\theta_J/\partial\theta_G$
 $H_C = \partial\theta_C/\partial\theta_G$
 θ_J : 駆動関節の関節値
 θ_C : 拘束点の位置・姿勢

関節トルク τ_J が既知であるとすれば式 (1) は一意な解をもつので, 加速度を計算して動力学シミュレーションを行うことができる. ここでは同じ式を, 加速度 $\ddot{\theta}_G$ ・関節トルク τ_J ・拘束力 τ_C の空間の中で力学的に実現可能な運動の集合を与える式とみなし, これを用いて力学フィルタを実現する.

力学フィルタの実現 運動データから得られる加速度 $\ddot{\theta}_G^d$ は式 (1) を満たすとは限らない. そこで $\ddot{\theta}_G = \ddot{\theta}_G^d + \Delta\ddot{\theta}_G$ として式 (1) を満たすようにする. $\Delta\ddot{\theta}_G$ は以下の式を解いて求めることができる.

$$\begin{pmatrix} A & -\hat{H}_C^T & -H_J^T \\ H_C & O & O \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta\ddot{\theta}_G \\ \tau_C \\ \tau_J \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -A\ddot{\theta}_G^d - b \\ -H_C\ddot{\theta}_G^d - \dot{H}_C\dot{\theta}_G \end{pmatrix} \quad (2)$$

式 (2) を用いて力学フィルタを実現するための課題は, (A) 目標加速度 $\ddot{\theta}_G^d$ の決め方, および (B) 式 (2) を満たす $\Delta\ddot{\theta}_G, \tau_C, \tau_J$ の最適解を求めることの2つである.

(A) 目標加速度 $\ddot{\theta}_G^d$ の決定 各瞬間で加速度を修正するため, それを積分した結果はもとの運動から離れていく可能性がある. そこでまずベースボディの6自由度を含む全関節に resolved acceleration control [1] で用いられるフィードバック則を適用し, 目標加速度 $\ddot{\theta}_G^d$ とする. 次にグローバルな姿勢を考慮するため, 上半身に制御点を取り, その絶対位置・姿勢をフィードバックするスカイフック・コントロールを適用する. すなわち, 運動データから得られた制御点の位置・姿勢と現在の位置・姿勢から目標加速度を計算し, それを実現するようにベースボディからその点に至るリンク列上の各関節の目標加速度を修正する.

(B) 最適化 最適化は以下の2段階で行う. まず重み付き擬似逆行列を用いて次式の一般解を得る.

$$\begin{pmatrix} \Delta\ddot{\theta}_G^T & \tau_C^T & \tau_J^T \end{pmatrix}^T = W^\sharp u + V y \quad (3)$$

ここで W は式 (2) 左辺の係数行列, u は右辺のベクトル, $V = E - W^\sharp W$, y は任意ベクトルである. 重みを変えることで, 加速度の修正量や関節トルクの相対的な

大きさを調整することができる．しかし，最小ノルム解では拘束力や関節トルクも最小化されているため，全体に怠惰な運動になる傾向がある．そこで，次に任意ベクトル項を用いて加速度の修正量をさらに小さくする．式 (3) から加速度の修正量に関する行を取り出す．

$$\Delta \ddot{\theta}_G = \Delta \ddot{\theta}_G^0 + V_G y \quad (4)$$

ここで $\Delta \ddot{\theta}_G^0$ は最小ノルム解における加速度の修正量である． $\Delta \ddot{\theta}_G$ を小さくするため，次式の誤差を最小化する y を求めて式 (3) に代入し，得られた解を修正後の運動とする．

$$V_G y = -\Delta \ddot{\theta}_G^0 \quad (5)$$

生成された運動の例を図 6 に示す．力学を考慮して運動を修正するため，ある環境でモーションキャプチャしたデータを別の環境に適用し，新たな運動を得ることもできる．ここでは水平面上で取得した歩行のモーションキャプチャデータを目標運動として，斜面上での歩行運動の生成を試みた．

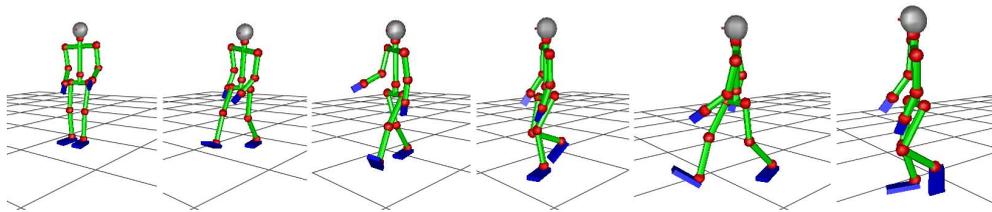


図 6: 力学フィルタにより生成された坂を下る歩行運動

4. 逆運動学計算による直感的な全身運動生成インタフェース 逆運動学計算とは，リンク機構の手先位置が与えられたときにそれを実現する関節角を求めるもので，ロボットのプランニングや CG アニメーションに応用されている．しかし，既存の方法は 6 自由度のマニピュレータに限定されたものや 1 本の腕または脚のみを扱うものがほとんどであり，ヒューマンフィギュアの全身運動を 1 回の操作で生成できるものはなかった．本研究では，従来の逆運動学計算法を拡張し，全身運動を 1 回のピン・ドラッグ操作で生成できるようにするとともに，関節可動範囲や目標関節値などの拘束を追加することにより自然な運動の生成を実現した．

概要 本研究で提案するインタフェースは，指定されたリンク (ドラッグリンク) の軌道を入力として，以下のような拘束条件を満たす運動を生成する．

1. 指定された複数のリンク (ピン止めリンク) の位置が変化しない
2. 各関節がそれぞれの可動範囲を逸脱しない
3. 各関節値がそれぞれ与えられた目標値にできるだけ近づく

ドラッグリンクの軌道の入力方法としてはマウスやジョイスティックがある．また，次節で示すようにモーションキャプチャのマーカを複数のドラッグリンクとして利用することができる．

ピン止めリンクの位置・関節目標値を固定値とするのではなく，あらかじめ得られた運動データを与えると，同じインタフェースを運動のリアルタイム修正に用いることができる．例えば，歩行運動中に手を挙げる運動を生成したいときは，両足にピンを設定して足の軌道が変化しないようにしたうえで，手をドラッグすればよい．また，あるリンクをドラッグして運動を生成したあと，それを再生しながら別のリンクをドラッグすることにより，複数のリンクを同時にドラッグした場合と同じ効果を得ることができる．

計算法 運動を計算する手順は以下のとおりである．

1. 全関節に関するドラッグリンクの位置のヤコビアン J_P を用いて，ドラッグリンクが指定された速度 \dot{r}_P^{ref} で運動するような関節速度 $\dot{\theta}$ の最小自乗解と零空間を次式により求める．

$$\dot{\theta} = J_P^\# \dot{r}_P^{ref} + (E - J_P^\# J_P) y \quad (6)$$

ここで $J_P^\#$ は J_P の重み付き擬似逆行列， E は単位行列， y は任意ベクトルである．表記を簡単にするため式 (6) を以下のように書き換えておく．

$$\dot{\theta} = \dot{\theta}_0 + W y \quad (7)$$

2. 現在の状態と上記の拘束条件を比較し，拘束条件を表す変数の目標速度 \dot{p}_{aux}^d を計算する．例えば，ピン止めリンクに関しては，現在の位置 r_{Fi} とピンの位置 r_{Fi}^{ref} からピン止めリンクの目標速度を以下のように計算して \dot{p}_{aux}^d に含める．

$$\dot{r}_{Fi}^d = K_{Fi} (r_{Fi}^{ref} - r_{Fi}) \quad (8)$$

ここで K_{Fi} は正定値のゲイン行列である．また，関節可動範囲を逸脱している関節については，可動範囲内に戻るように目標速度を設定する．

3. 拘束条件を表す変数の関節角に関するヤコビアン J_{aux} を計算する． J_{aux} は次式を満たす行列である．

$$\dot{p}_{aux} = J_{aux} \dot{\theta} \quad (9)$$

例えば，ピン止めリンクに関しては全関節角に関するリンク位置のヤコビアンを用いる．

4. 1. で得られた零空間の中で 2. の目標速度をできるだけ実現する関節速度を以下のようにして計算する．式 (7) を式 (9) に代入すると

$$\dot{p}_{aux} = J_{aux} \dot{\theta}_0 + J_{aux} W y \quad (10)$$

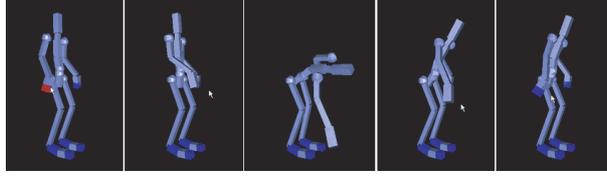


図 7: 1 回のピン・ドラッグ操作により得られた運動の例

となる． \dot{p}_{aux} をできるだけ \dot{p}_{aux}^d に近くする y を求めるのがここでの課題である．まず式 (10) を次のように変形する．

$$S y = \Delta \dot{p}_{aux} \quad (11)$$

ここで $S = J_{aux} W$, $\Delta \dot{p}_{aux} = \dot{p}_{aux}^d - J_{aux} \dot{\theta}_0$ である． S はほとんどの場合フルランクではないので，本研究では特異点低感度運動分解行列 (SR-inverse) [2] を用いて以下のように y を計算する．

$$y = S^* \Delta \dot{p}_{aux} \quad (12)$$

ここで S^* は S の特異点低感度運動分解行列を表す．このようにして y が求めると，これを式 (7) に代入して関節速度が得られる．

本手法は以下のような特徴を持つ．

- 1 回のドラッグで全身を動かすことができる
- 任意のリンクをドラッグリンク・ピン止めリンクとすることができる
- ピン止めリンクの数は任意である
- ドラッグリンク・ピン止めリンクをリアルタイムで切り替えることができる
- 手順 4. において特異点低感度運動分解を用いているため，拘束条件間に矛盾がある場合でも解が発散することはない
- 手順 1. および 4. において重み付き擬似逆行列の重みを変えることによって，関節の動きやすさや拘束条件間の優先順位を調整することができる
- 計算速度は，通常の PC 上での実時間の運動生成が可能な程度に高速である

生成例 提案する計算法を CG アニメーション制作ソフトウェア AnimaniumTM の計算エンジンとして実装した．このソフトはドラッグ・ピン止めリンクの切り替え・選択，各種パラメータの設定のためのインタフェースを備えている．

図 7 に，両つま先・かかと・左手にピンを設定し，右手をさまざまな位置に動かしたときに生成された運動を示す．

表 2: モーションキャプチャシステムで使われているカメラ

name	number	resolution	rate (frame/sec)
Adimec1000	10	1000×1000	30-50
Dalsa	8	512×512	252

5. ビヘイビアキャプチャシステムの開発 ビヘイビアキャプチャシステムは，独自に開発したモーションキャプチャシステムとその他の計測機器と接続したシステムである．

モーションキャプチャシステム モーションキャプチャの方式としては，システムの拡張性，速度を考慮して受動光学式を採用した．被験者に取り付けられた再帰反射性マーカをモノクロカメラで撮影し，再構成して被験者の運動データを得る．

開発したモーションキャプチャシステムの概要を図 8 に示す．複数台のカメラがそれぞれ 1 台の PC に画像を送り，各 PC で画像からマーカを検出する処理を並列に行う．画像中のマーカ位置データは再構成 PC に集められ，再構成 PC がマーカ三次元位置計算とラベリングを行う．PC 間を Myrinet で接続することにより通信のオーバーヘッドを最小にしている．また，現在表 2 に示す 2 種類のカメラがあり，対象となる運動の速度や要求される精度に応じて適したものを選択することができる．

受動光学式モーションキャプチャにおいて問題になるのがラベリングである．ラベリングとは，三次元再構成された各マーカがあらかじめ定義されたマーカセット中のどのマーカに対応しているかを判別する作業であり，リアルタイムで実行するのはきわめて難しい．本研究では，非対称なマーカ配置を取ることでマーカの判別を容易にし，ほぼ実時間でラベリング可能なソフトウェアを開発した．それを用いてリアルタイムで取得された運動の例を図 9 に示す．

また，マーカ位置から関節角を計算するために，前節で述べた逆運動学計算法を用いる．これにより，任意のマーカ配置で任意の自由度数を持ったモデルの関節角を計算することのできる柔軟なシステムが実現されている．

ビヘイビアキャプチャシステム 上記モーションキャプチャシステムに以下の計測機器を接続し，複数のデータを同時に取得できるようにしたのがビヘイビアキャプチャシステムである．

- フォースプレート：床反力
- アイマークレコーダ：視線方向
- ハイブリッドモーショントラッカ (IS600)：リンクの三次元位置・姿勢
- 筋電位計 (EMG)

モーションキャプチャシステムを含め，各計測機器からデータを取得するプログラムはすべて CORBA サーバとして実装され，ユーザはクライアントプログラムを作

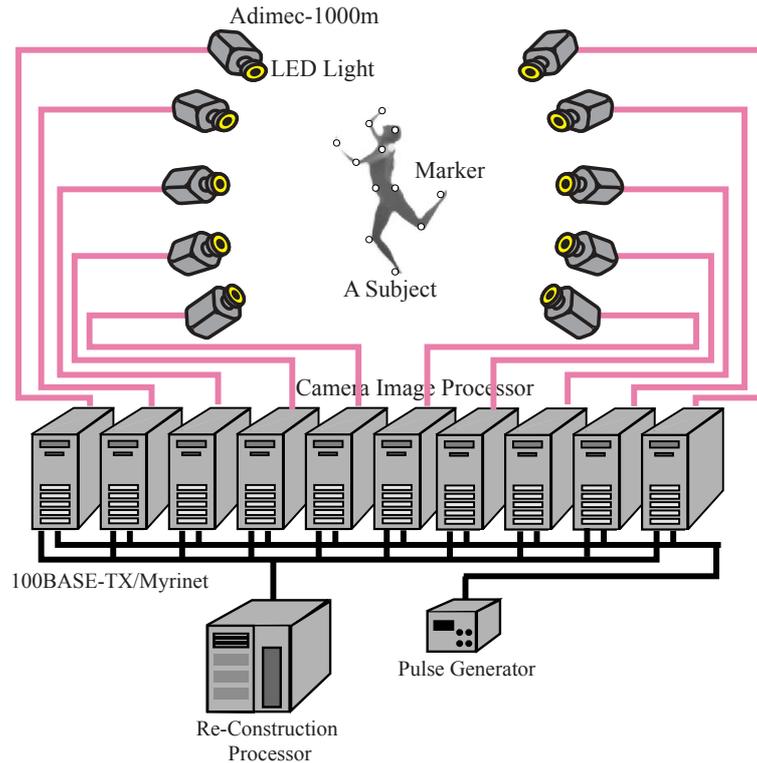


図 8: モーションキャプチャシステムの概要

成することによりネットワークを介して接続，計測を行うことができる．フォースプレート，アイマークレコーダ，IS600 およびモーションキャプチャシステムを同時に使用して計測されたデータの例を図 10 に示す．

6. ヒトの筋骨格モデルの力学計算法

筋骨格モデルの構成 まず，図 11 に示す筋骨格モデルを作成した．このモデルは 51 個の骨群，366 本の筋，91 本の腱，34 本の靭帯からなり，155 自由度を持つ．それぞれの筋・腱・靭帯はワイヤとしてモデル化され，上腕二頭筋のように枝分かれのある筋も 12 仮想的なリンク (virtual link) を用いて忠実にモデル化されている．

逆動力学計算 逆動力学計算を行うことにより，モーションキャプチャで計測された運動を実現するのに必要な筋力や，骨・靭帯にかかる力などの体性感覚情報が計算できる．筋骨格モデルの逆動力学計算は以下のように定式化される．

$$\tau = J^T f \quad (13)$$

ここで τ は通常逆動力学計算により得られた関節トルク， f は筋が発生する力， J は筋の長さの関節角に関するヤコビアンである．一般に f は τ より多くの要素を持つので，式 (13) は無数の解を持つ冗長な方程式である．本研究では，線形計画法ま

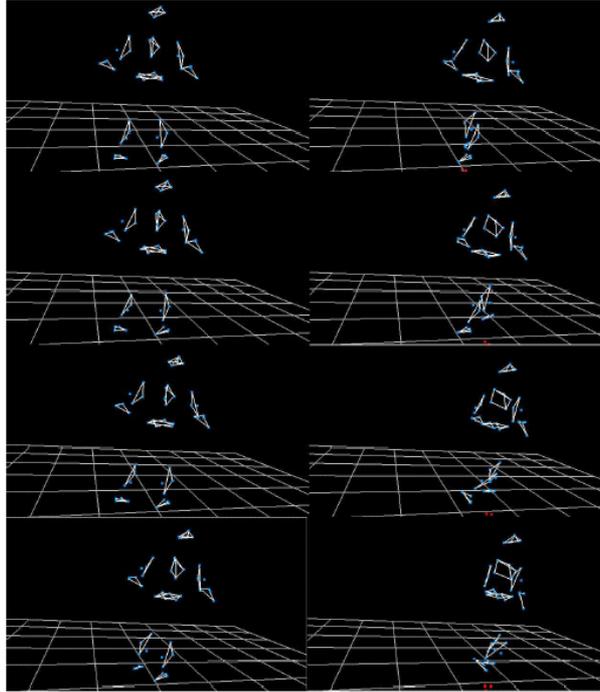


図 9: 非対称マーカ配置を利用したリアルタイムモーションキャプチャ

たは 2 次計画法を用いて筋力の総和を最小化する解を求める方法を開発した．図 13 に蹴り運動に対する逆動力学計算の結果を示す．発生力の小さい筋は黄色，大きい筋は赤色でそれぞれ表示されている．

ヒューマンフィギュアから筋骨格モデルへの写像 筋骨格モデルは非常に多数の自由度を持つ複雑なシステムであり，そのままでは運動生成や制御が難しい．一方，20 から 50 程度の自由度を持つヒューマンフィギュアの運動生成や制御はよく研究されている．このことから，ヒューマンフィギュアの運動から筋骨格モデルの運動への写像関係が導出できれば，ヒューマンフィギュアに対する各種の計算法が筋骨格モデルにも適用できることになり，有用であると考えられる．

本研究では，多項式近似を用いて以下のように写像関数を表現する．

$$\phi = Mf(\theta) \quad (14)$$

$$\theta = Ng(\phi) \quad (15)$$

ここで ϕ は筋骨格モデルの関節角， θ はヒューマンフィギュアの関節角， $f(\theta)$ ， $g(\phi)$ はそれぞれ θ ， ϕ の多項式項からなる列ベクトルであり， M ， N は両モデル間の写像を行う係数行列である． M ， N はいくつかの姿勢のサンプルから擬似逆行列を用いて近似的に計算する．このとき，実際に使用する特異値の数を変化させることにより，近似の精度を調整することができる．図 14 にヒューマンフィギュアの姿勢を筋骨格モデルへ写像した例を示す．左側 3 つが写像行列を求めるために使用したサンプル，右側 3 つはサンプル以外の姿勢に対して写像を行った結果である．数字は写

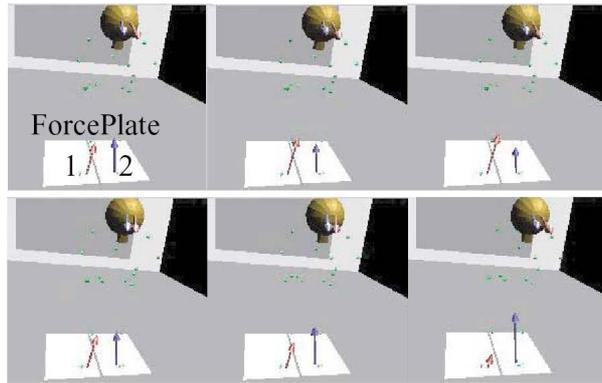


図 10: ビヘイビアキャプチャシステムによる同時計測の例

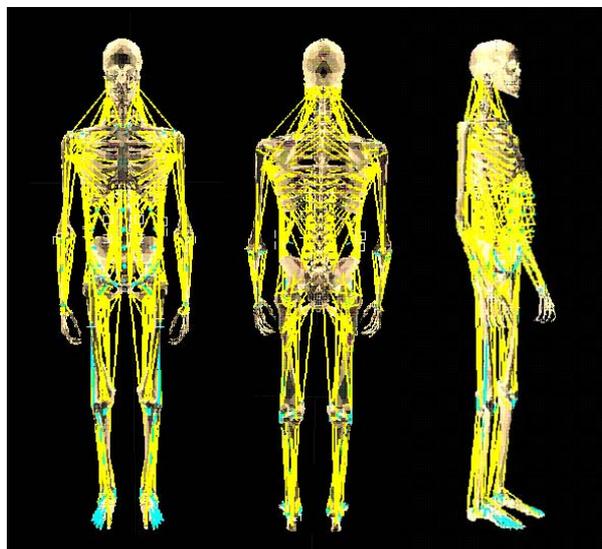


図 11: ヒトの筋骨格モデル

像を求めるために使った特異値の数を示す．多数の特異値を使うと一般に近似の精度は上がるが，構造の特徴よりもサンプルに使った姿勢の特徴がより強く現れるため，サンプル以外の姿勢において誤差が大きくなることわかる．

(2) 得られた研究成果の状況及び今後期待される効果

本研究では以下のような成果が得られた．

1. 並列計算による高速な動力学計算法を開発した．この計算法は力学を考慮した運動生成の基礎となるだけでなく，ヒューマノイドの動力学シミュレーションや制御のための計算にも応用することができる．
2. 力学的整合性を考慮したヒューマンフィギュアの運動生成法であるを力学フィルタを開発した．モーションキャプチャデータを使うことにより，人間の運動

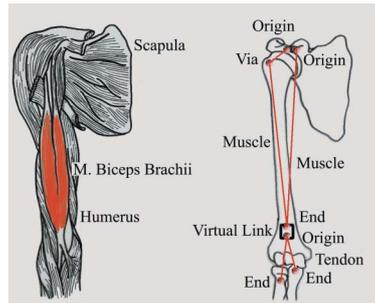


図 12: 上腕二頭筋のモデル

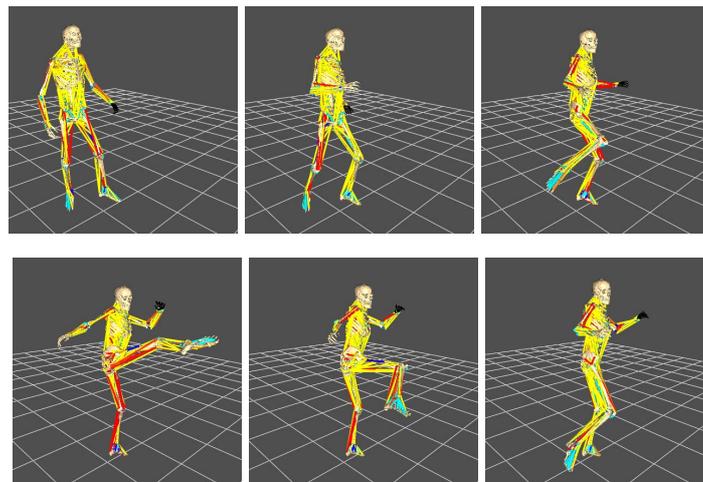


図 13: 筋骨格モデルの逆動力学計算例

- に近く、かつ力学的に実現可能な運動を生成できる。
3. 逆運動学計算を用いた直感的な運動生成法を開発した。この方法は従来の逆運動学計算法を拡張したもので、1個のリンクの軌道を指定するだけでヒューマンフィギュアの自然な全身運動を計算することができる。
 4. ビヘイビアキャプチャシステムを開発した。独自に開発したモーションキャプチャシステムに、フォースプレート、アイマークレコーダなどの計測機器を組み合わせることで、同時計測を可能とした。
 5. ヒトの筋骨格モデルを構築し、その力学計算法を開発した。ヒューマノイド用に開発した計算法を拡張し、多数の筋・腱と骨で構成されたモデルの力学計算を行い、体性感覚の計算を可能とした。

本研究で開発したヒューマンフィギュアの動力学シミュレーション、運動生成および運動・感覚計測に必要な技術は、ヒューマノイド、認知行動科学などにおける研究の基礎となるものである。実際、本プロジェクトの他のグループにおいて運動生成法やビヘイビアキャプチャシステムが活用されているほか、ヒューマノイドシミュレータやCGアニメーション生成ソフトウェアとして実用化されている技術も

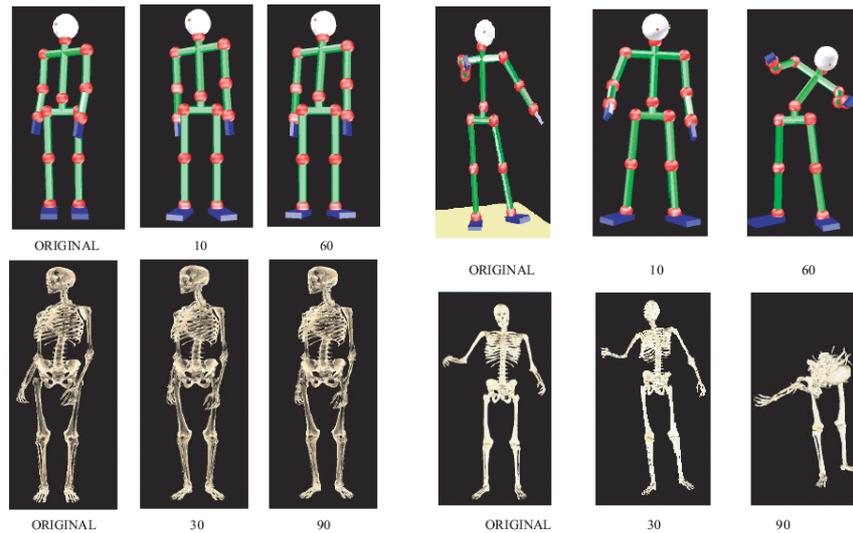


図 14: ヒューマンフィギュアから筋骨格モデルへの写像

ある。

筋骨格モデルへの拡張を行ったことから、今後はヒューマノイド以外の分野への応用が可能であると期待される。例えば、体性感覚情報を用いたヒトの運動制御メカニズムの研究や新たなヒューマンインタフェースの開発、医療・スポーツ医学分野への応用などが考えられる。

参考文献

- [1] J.Y.S. Luh, M.W. Walker, and R.P.C. Paul. Resolved Acceleration Control of Mechanical Manipulators. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 25(3):468–474, 1980.
- [2] 中村, 花房. 関節形ロボットアームの特異点低感度運動分解. 計測自動制御学会論文集, 20(5):453–459, 1984.