

システム開発

14 - F 12

人体ダイナミクス特性計測機械システム
及び動作自動生成モデルの開発に
関するフィジビリティスタディ
報告書

要旨

平成15年6月

財団法人 機械システム振興協会

委託先 社団法人 人間生活工学研究センター



この事業は競輪の補助金を受けて実施したものです。

序

わが国経済の安定成長への推進にあたり、機械情報産業をめぐる経済的、社会的諸条件は急速な変化を見せており、社会生活における環境、都市、防災、住宅、福祉、教育等、直面する問題の解決を図るためには技術開発力の強化に加えて、多様化、高度化する社会的ニーズに適應する機械情報システムの研究開発が必要であります。

このような社会情勢の変化に対応するため、財団法人機械システム振興協会では、日本自転車振興会から機械工業振興資金の交付を受けて、経済産業省のご指導のもとにシステム技術開発調査研究事業、システム開発事業、新機械システム普及促進事業等を実施しております。

このうち、システム技術開発調査研究事業及びシステム開発事業については、当協会に総合システム調査開発委員会（委員長：放送大学教授 中島 尚正氏）を設置し、同委員会のご指導のもとに推進しております。

本「人体ダイナミクス特性計測機械システム及び動作自動生成モデルの開発に関するフィージビリティスタディ」は、上記事業の一環として、当協会が社団法人人間生活工学研究センターに委託し、実施した成果をまとめたもので、関係諸分野の皆様方のお役に立てれば幸いです。

平成15年6月

財団法人 機械システム振興協会

はじめに

我が国の産業力強化の観点から、開発リードタイム短縮化の重要性が指摘され、また高齢化が急速に進む中で、高齢者を含む生活者にフィットした製品の提供による質の高い生活が望まれている。このため、個人の人体特性に適合した製品設計のためのデジタルヒューマン開発に必要な、人体ダイナミクス特性を、精度良く、かつ簡便に計測するための機械システムを試作するとともに、動作自動生成デジタルヒューマン実用化の可能性を検討することが必要である。

デジタルヒューマンは、現在、主として人体寸法を中心に開発されており、さまざまな体型の人間の合成ができることが利点となっているが、実際の人間はさまざまな動作をし、それに伴って操作力が発生したり、重心が不安定になって転倒したりする。このようなダイナミクスを模擬できるデジタルヒューマンは、ニーズは高いものの実用化されていない。

人体ダイナミクス特性を生体から推定する方法としては、各個人について人体表面形状と医用断層画像を取得し、それを合理的に節に分割した上で、積分によって節ごとの重量や重心位置、慣性モーメントを計算するのが一般的である。しかし、実際の人間の関節は、デジタルヒューマンのモデルのような剛体リンクではなく、どこで切断すれば、モデルに一致するデータが得られるかは不明である。

ここでは、従来の生体計測とは発想を異にする動力的なアプローチで、個人の人体ダイナミクス特性を計測する方法を研究する。すなわち、最初から、デジタルヒューマンモデルを仮定して、そのモデルにおいて動力的な拘束を満足するような、モデル体節の人体ダイナミクス特性を最適化する。また、そのための計測機械システムを試作し、さらにその計測結果を用いて動作自動生成モデルの試作も行う。本方法が確立されれば、個人の運動特性に適合する機械システムのデジタル設計による製品開発が可能となる。

この結果、自動生成デジタルヒューマンが実現すれば、設計・開発段階での実験を大幅に減少することが可能となり、機械システムの開発リードタイムを大幅に減少する技術が確立される。また、高齢者をはじめとする生活者が満足度の高い製品を低価格で、かつ短期間の入手が可能になるとともに、産業競争力の強化が期待できる。

平成15年6月

社団法人 人間生活工学研究センター

序

はじめに

目次

1 . スタディの目的	1
2 . スタディの実施体制	3
2 . 1 実施体制	3
2 . 2 業務分担	3
2 . 3 調査委員会	4
2 . 3 . 1 総合システム調査開発委員会	4
2 . 3 . 2 人体ダイナミクス特性計測機械システム検討委員会	5
3 . スタディの内容	6
第1章 6軸反力計測フットウェアの試作開発	8
1 . 1 従来の研究と技術課題	8
1 . 2 センサ基本構造とフットウェアの形状設計	10
1 . 3 センサ部構造設計	15
1 . 4 性能評価	17
第2章 人体ダイナミクス特性データの計測	18
2 . 1 従来の研究と技術課題	18
2 . 2 姿勢計測・運動計測方法	20
2 . 3 実験結果	21
第3章 ダイナミクス特性計算最適化の検討	28
3 . 1 従来の研究と技術課題	28
3 . 2 シミュレーションによるパラメータ感度	30
3 . 3 推定方法と結果	31
第4章 動作自動生成モデルの試作	33
4 . 1 従来の研究と技術課題	33
4 . 1 . 1 運動学的方法 (Kinematic)	33
4 . 1 . 2 運動力学的方法 (Dynamic)	34
4 . 1 . 3 筋骨格系モデル (Masculo-Skeletal System)	36
4 . 1 . 4 本スタディのアプローチ	37
4 . 2 動作自動生成モデルの概要	40
4 . 3 生成した動作例	44
4 . スタディの成果	51

おわりに

1. スタディの目的

本スタディの目的は、個人の人体特性に適合した製品設計のためのデジタルヒューマン開発に必要な、人体ダイナミクス特性を、精度良く、かつ、簡便に計測するための機械システムを試作するとともに、製品開発の短縮化に資する動作自動生成デジタルヒューマン実用化の可能性を検討する。

多くの機械システム（自動車、生産機械、家電など）は、人間が操作するものであり、人間の体型や運動特性に適合するように設計されていなければならない。従来は、実際の機械システムを試作した上で、特定の被験者が操作して、そのときの人間特性データを計測・評価することにより、改良・製品化を進めることが一般的であったが、近年では、CAD上で設計した機械システムとコンピュータ上に合成した人間との整合性を、仮想空間内で事前評価する方法（デジタルヒューマン）が普及してきている。このようなデジタルヒューマンは、現在、主として人体寸法を中心に開発されており、さまざまな体型の人間を合成できることが利点となっている。ただし、実際の人間は、さまざまな動作をし、それに伴って、操作力が発生したり、重心が不安定になって転倒したりする。このようなダイナミクスを模擬できるデジタルヒューマンは、ニーズは高いものの実用化されていない。

一方、ロボットの分野では、人間型の体型と機構を有し、人間と同等の重量配分とサイズのヒューマノイドによる二足歩行が実現されている。実体のヒューマノイドでは、デジタルヒューマンのように体型を自在に変更することはできないが、運動生成という視点では、環境や自分自身との幾何学的干渉を避け、動力学的に安定する運動が合成できている。当然、これらの運動は、ロボットシミュレータと呼ばれる動力学シミュレータの中で検証されており、この段階においては、デジタルヒューマンと何ら変わりがない。しかしながら、ロボット分野で研究され、開発されてきた運動生成技術が、そのままデジタルヒューマンの運動生成技術として利用できるかという点、必ずしもそうではない。ヒューマノイドの動きは、ヒューマノイドの持つ（人間によく似た）体型と構造のものが、ヒューマノイドの有するアクチュエータのパワー限界内で実現しうる軌道であり、人間らしい動きとは限らないからである。

そこで、本スタディでは、実際の人間のダイナミクス特性を計測・分析し、それに応じて、人体運動を自動生成するモデルを開発することを目標とする。人体ダイナミクス特性の計測においては、ヒューマノイドの運動との比較が容易になるように、足裏にかかる6軸反力を直接計測できる足底装着型の専用計測装置を開発する。その装置を用いて、歩行動作における人体ダイナミクス特性を計測し、現在のヒューマノイドとの比較を行う。また、合わせて、さまざまな姿勢での計測を行って、人体各部の質量・慣性モーメント・重心位置などを従来の生体計測とは異なる方法で推定しうるかの検討を行う。最終的には、これらの知見に基づいて、人体、ないしは、人体型のロボットモデルの運動生成方法を改良し、より、人間に近い自然な運動を自動生成す

るモデルを試作する（図1 - 1）。

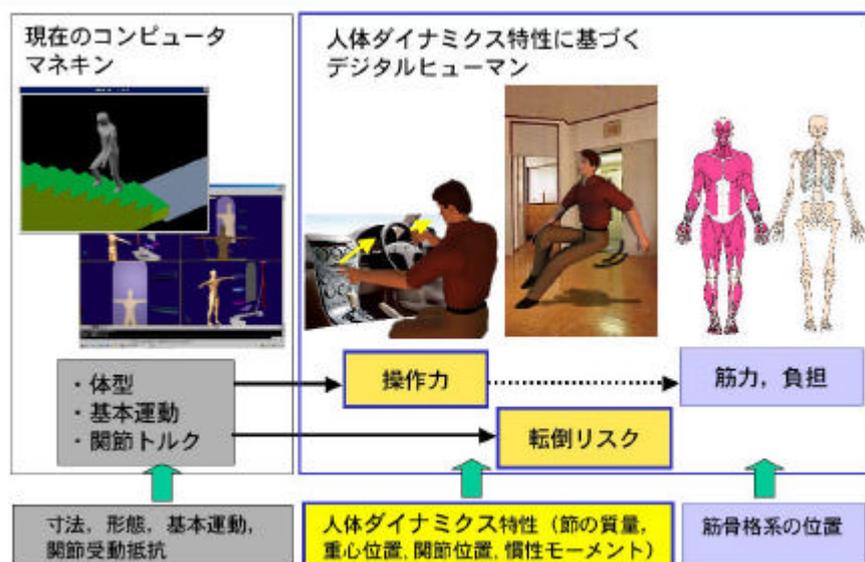


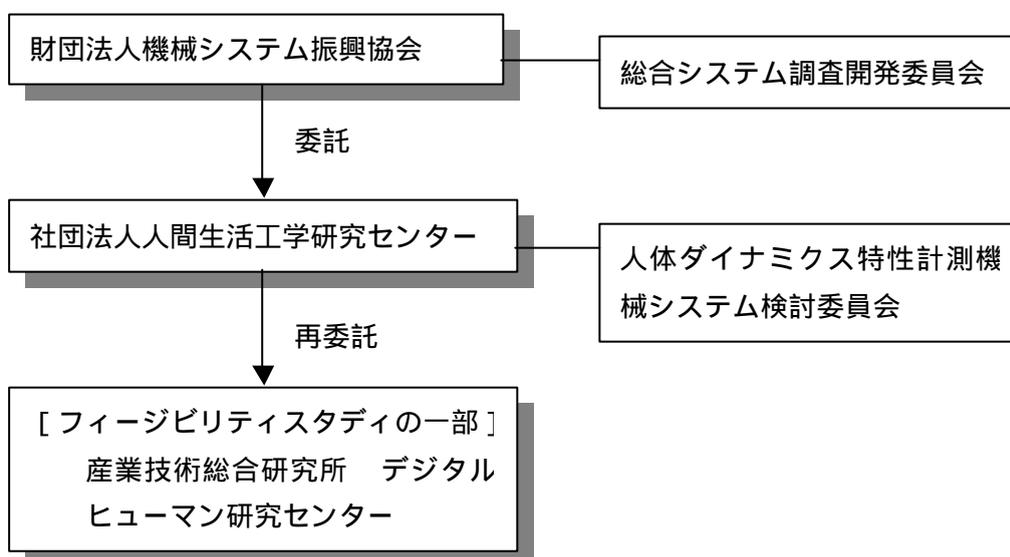
図1 - 1 デジタルヒューマン概念図

このような人体ダイナミクス特性計測装置を用いて、人体各部の質量・慣性モーメント・重心位置を推定する技術及びそれに基づく人体動作を自動生成する技術は、高齢者などの体力弱者の人体ダイナミクス特性に適合する機械システムのデジタル設計に繋がる基盤技術であり、今後の高齢社会対応の観点からも極めて重要である。

2 . スタディの実施体制

2.1 実施体制

(財)機械システム振興協会内に「総合システム調査開発委員会」を設置し、(社)人間生活工学研究センターにおいては、主体的にフィージビリティスタディを実施し、実施方針、実施内容等については、独立行政法人産業技術総合研究所 デジタルヒューマン研究センターの指導を受けるとともに、「人体ダイナミクス特性計測機械システム検討委員会」を設置して、審議、確認を受け推進した。



2.2 業務分担

6軸反力計測ソフトウェア及び動作自動生成モデル試作品の評価・試験については、独立行政法人産業技術総合研究所 デジタルヒューマン研究センターに再委託を行う。

2.3 調査委員会

2.3.1 総合システム調査開発委員会

総合システム調査開発委員会は以下の委員で構成した。

総合システム調査開発委員会委員名簿

(順不同・敬称略)

委員長	放送大学 教養学部 教授	中 島 尚 正
委 員	政策研究大学院大学 政策研究科 教授	藤 正 巖
委 員	東京工業大学 大学院総合理工学研究科 知能システム科学専攻 教授	廣 田 薫
委 員	東京大学大学院 工学系研究科 助教授	藤 岡 健 彦
委 員	独立行政法人産業技術総合研究所 つくば東事業所 管理監	野 崎 武 敏
委 員	独立行政法人産業技術総合研究所 つくば中央第2事業所 管理監	太 田 公 廣

2.3.2 人体ダイナミクス特性計測機械システム検討委員会

人体ダイナミクス特性計測機械システム検討委員会は以下の委員で構成した。

人体ダイナミクス特性計測機械システム検討委員会委員名簿

(順不同・敬称略)

委員長	独立行政法人産業技術総合研究所 デジタルヒューマン研究センター 副センター長	持丸 正明
委員	東京大学大学院 工学系研究科 精密機械工学専攻 助教授	太田 順
委員	松下電器産業株式会社 R&D 企画室 R&DD 推進グループ ユーザビリティ推進チーム 主任	大成 直子
委員	独立行政法人産業技術総合研究所 デジタルヒューマン研究センター 主任研究員	加賀 見 聡
委員	トヨタ自動車株式会社 第1開発センター 第1車両実験部 第13実験室 主査	金森 等
委員	電気通信大学 電気通信学部知能機械工学科 教授	下条 誠
委員	慶応義塾大学 医学部整形外科 助手	中村 俊 康

3. スタディの内容

人体ダイナミクス特性を生体から推定する方法としては、各個人について人体表面形状と医用断層画像を取得し、それを合理的に節に分割した上で、積分によって節ごとの重量や重心位置、慣性モーメントを計算するのが一般的である。しかし、実際の人間の関節は、デジタルヒューマンのモデルのような剛体リンクではなく、どこで切断すれば、モデルに一致するデータが得られるかは不明である。そこで、本スタディでは、最初から、デジタルヒューマンモデルを仮定して、そのモデルにおいて動力学的な拘束を満足するような、モデル体節の人体ダイナミクス特性を最適化する。この方法では、運動力学計算に必要な人体ダイナミクス特性を、実測した運動データそのものから計算するため、別種のデータ（形状計測や医用画像）から計算する方法に比べ、モデルとの合理性が高く、計算誤差が小さくなる。また、計測に使う装置も簡便になり、個別データの取得も可能となる（図3-0-1）。

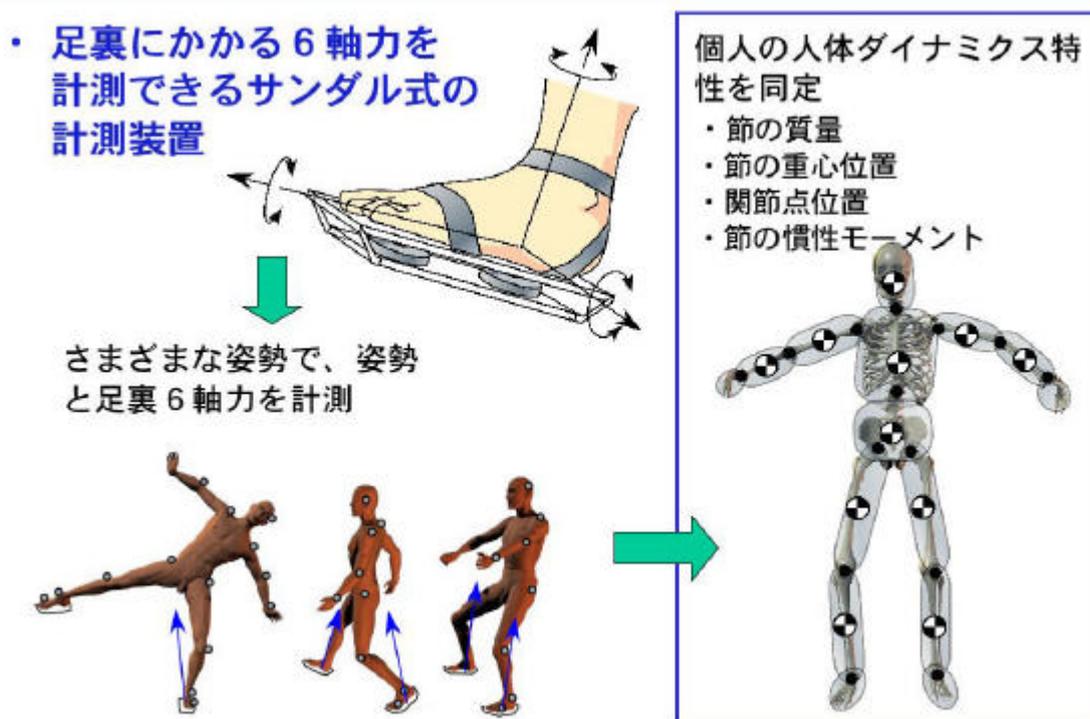


図3-0-1 フットウェア概念図

具体的には以下の内容について実施する。

(1) 6軸反力計測フットウェアの試作開発

運動中の足裏にかかる6軸反力（3方向の反力と、3軸まわりのモーメント）をリアルタイムで計測可能な着装式の「6軸反力計測フットウェア」を試作開発する。薄型（目標200mm）、軽量（目標500g）で、運動に支障を来さない靴底形状とする。

(2) 人体ダイナミクス特性データの計測

試作した6軸反力計測フットウェアを足に装着した被験者による歩行実験を行い、運動計測装置による全身運動を計測することにより、人体を分割した節毎の変位・速度・加速度及び足裏の6軸反力データを計測する。

(3) ダイナミクス特性計算最適化の検討

各節の変位、速度、加速度と人体ダイナミクス特性データから計算される足裏の6軸反力と、実際に計測された6軸反力が一致するように、個人のダイナミクス特性データ（節ごとの質量、重心位置、慣性モーメント）を最適化計算する方法を確立する。

(4) 動作自動生成モデルの試作

これらの結果から、人体ダイナミクス特性に基づく、運動力学的な制約を考慮した、さまざまな体型の動作や障害物を避ける動作等の動作生成を行う動作自動生成モデルの試作を行う（図3-0-2）。

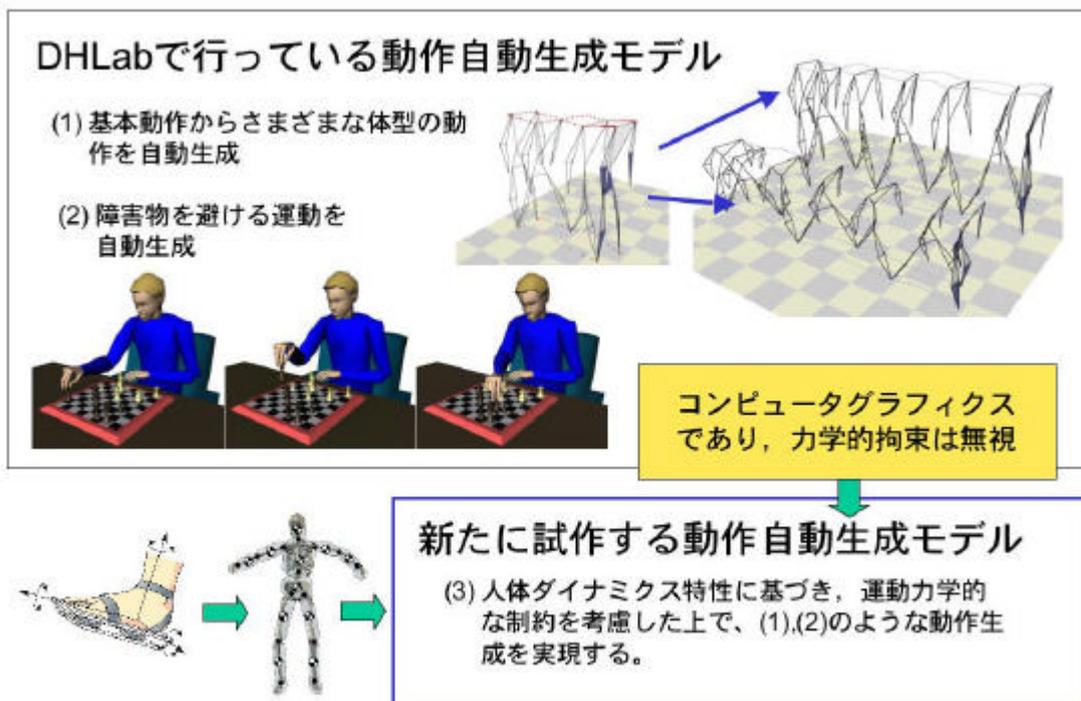


図3-0-2 動作自動生成概念図

第1章 6軸反力計測フットウェアの試作開発

1.1 従来の研究と技術課題

人体にかかる外界からの反力を計測する装置としては、床反力計と呼ばれる床面埋め込み型のロードセルが一般的である(窪田ほか, 1994)。床反力計は、3～4個のロードセルを、人体支持板の下に配置し、そのロードセルで検出された3軸方向の力から、床面に働く3分力と、モーメントの釣り合い位置(ZMP: Zero Moment Point、COP: Center Of Pressure)を計算する。原理的には、3軸まわりのモーメントを計算しうる。ただし、床反力計にはいくつかの欠点がある。第1には、床に固定されているという点である。さまざまな姿勢や広範囲の運動について計測するには、数多くの床反力計を設置しなければならない。第2は、左右足が別の床反力計に乗らなければならないという解析上の制約がある点である。人間の両脚が接地しているとき、それぞれの足裏に働く反力が、別々に計測できないと、いわゆる閉ループ問題となり、力学解析ができなくなる。そのため、左右の足は、別々の床反力計に乗っていないなければならない。歩行分析においては、そのような計測上の制約が大きな支障にはならないが、本研究のように、さまざまな姿勢での計測を行う場合には、この制約が大きな支障となる。第3は、固有振動数である。床面に敷設する大型床反力計は、その大きさ故、どうしても固有振動数が低くなりやすい。

床側ではなく、足側に力センサを取り付ける方策もある。圧力分布センサを薄いシート状に実装し、それを足の裏と靴の中敷きの間に装着して足裏にかかる力を計測する装置がある。センサとしては、力によって静電容量型、可変抵抗型、あるいは、ピエゾ方式などがある。それぞれ、計測解像度、直線性、ヒステリシス特性、耐久性、センサ厚さ、計測周波数に得失がある。一般に静電容量型は計測解像度・耐久性・計測周波数に優れる。可変抵抗式は、多くの場合センサ厚さを非常に薄くでき、耐久性に優れる。ピエゾ式は直線性とヒステリシス特性に優れ、計測周波数も高いが、静的計測に不向きである。これらのセンサを用いれば、床反力計の設置位置や踏み分けに制約されることなく、ZMP位置を計測できる。ただし、足裏接線方向の力を計測できないため、ZMP位置は正確ではない。

本研究では、足底に装着可能で、足裏にかかる3軸方向の力と、3軸まわりのモーメントを計測し、ZMP位置を正確に計算しうる「6軸反力計測フットウェア」を開発する。これは、剛性の高い金属で構成される、いわゆる「鉄ゲタ」のようなものであり、歪ゲージ式のセンサを用いる。装置自体は、圧力分布センサよりずっと厚く(一般的な圧力分布センサ: 1[mm]～5[mm]、本開発の6軸反力計測フットウェア: 200[mm]以上)、重量も大きい(一般的な圧力分布センサ: 100g、本開発の6軸反力計測フットウェア: 500g)。また、圧力分布センサがフレキシブルであるのに対して、本開発の6軸反力計測フットウェアには可撓性がない。これらの装置特性は、自然な歩行を計測する際に、装置が人体の運動に干渉しないために必要な要件であるが、本研究のように、人体ダイナミクス特性の導出を目的とする場合には、さほど重要な要件ではない。むしろ、足裏に垂直な方向の力だけでなく、足裏にかかる6軸反力を正確に計測できる必要がある。とは言え、可能な限り、

履きやすく歩きやすい形状設計が望ましいことは言うまでもない。そこで、できる限り違和感なく運動できるフットウェア形状と、装置と足を固定するストラップ形状について、木製の装置モックアップを試作して、実験的に検証した。その後、得られた形状設計指針に基づいて、基本設計を行い、それを実装した。さらに、完成した6軸反力計測フットウェアの基本性能を検証した。

【参考文献】

- ・窪田俊夫, 山崎信寿 (1994). 歩行分析データ活用マニュアル - 床反力編 - . 東京 , てらぺいあ.生命工学工業技術研究所 (1996), 設計のための人体寸法データ集, 東京, 日本出版サービス

1.2 センサ基本構造とフットウェアの形状設計

本開発の6軸反力計測フットウェアに内蔵する6軸反力センサの基本構造を図3-1-1に示す。人体に反力を伝達する足底接地面に固定された起歪体と床面に力を伝達するベース部からなり、起歪体に生じる歪を、歪ゲージで検出する。起歪体とベース部は、球体で連結されており、3軸方向力の相互干渉が起きないような構造となっている。球体ジョイントは3つ以上の箇所に配置され、それぞれのジョイントで検出した3軸方向力と、球体ジョイント中心の正確な位置情報から、3軸まわりのモーメントを計算しうる。また、モーメントの釣り合い点であるZMP位置も計算できる(図3-1-1)。

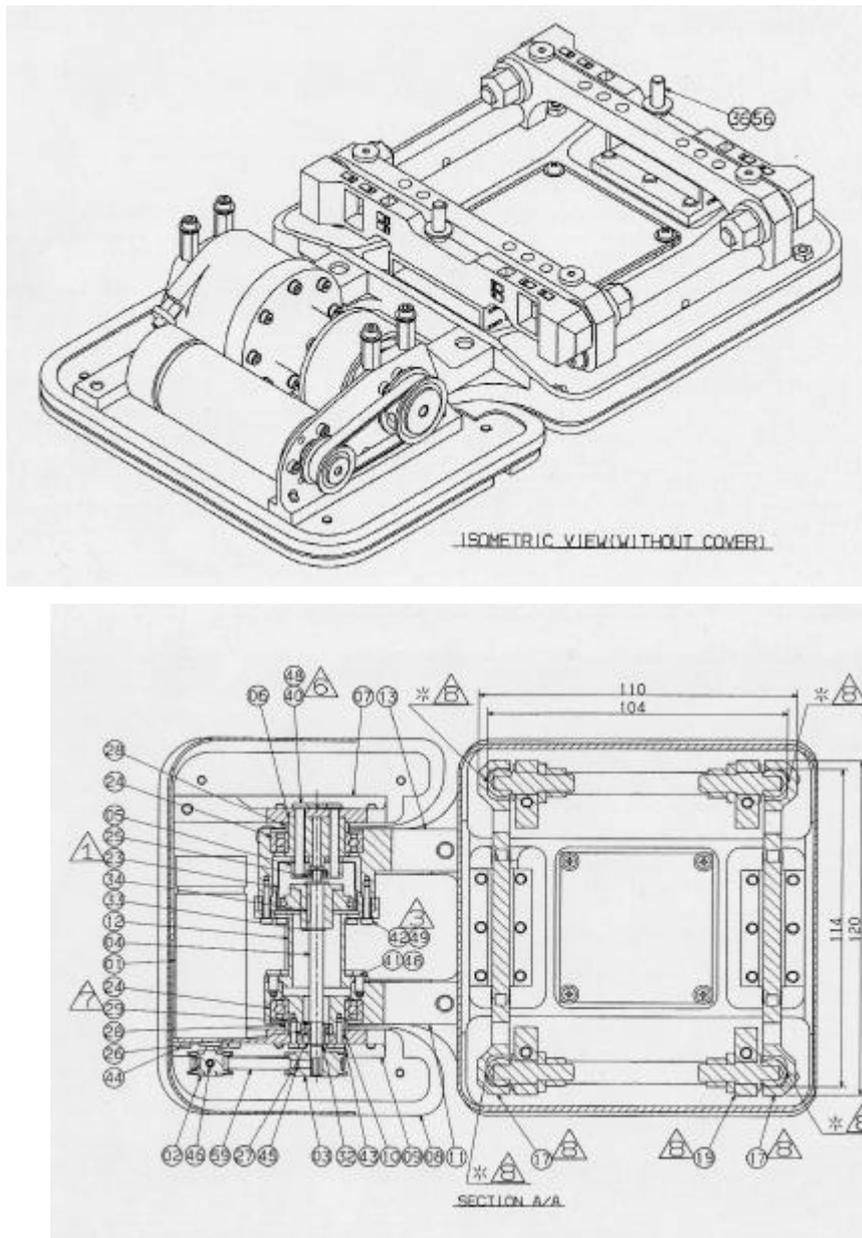


図3-1-1 センサ基本構造図

このセンサ構造と原理を踏まえ、6軸反力フットウェアの形状設計を行った。フットウェアを装着する被験者が、安定して運動できるためには、基本的に、足底接地板が、被験者の足のサイズより大きい必要がある。特に、本センサの構造上、球体ジョイント間距離をできるだけ大きくする方が、モーメントの計算精度を向上できる。一方、ジョイント間距離を大きくすると、それだけフットウェア自体が大型化し、自然な運動を妨げる。また、ジョイント間距離が大きくなれば、起歪体の剛性を保つために重量そのものも大きくなる。これも、自然な運動の妨げとなる。そこで、足底接地板は、球体ジョイント間距離が大きくとれる四角形状で、日本人の足の90パーセンタイルをカバーする大きさとした。具体的には、日本人足長90パーセンタイルである263.0[mm]と、足幅の90パーセンタイルである103.9[mm]を参考（生命工学工業技術研究所, 1996）に、260[mm]×120[mm]とした。

ストラップは、市販のサンダルのストラップを流用した。前足部のみを固定するタイプと、足首付近も合わせて固定するタイプの2通り考え得る。前足部のみで固定する場合、フットウェアが足から離れて前方に飛び出すことが予想されるが、本研究では、あまり激しい動きをするわけではないため、問題は少ない。これに対して、足首付近まで固定するタイプのものでは、ほとんど歩けないと考えられる。これは、足底接地板の剛性が高く、市販のスポーツサンダルのような可撓性がないためである。そこで、ストラップは前足部のみを固定するタイプを採用した。

可撓性のないフットウェア（木製履物など）では、爪先部分と踵部分の傾斜が歩きやすさと大きく関係することが知られている。そこで、上記の足底接地板寸法とストラップを有し、爪先部分の傾斜角度が90[度]、60[度]、45[度]の3つのモックアップを試作した（図3-1-2～図3-1-4）。

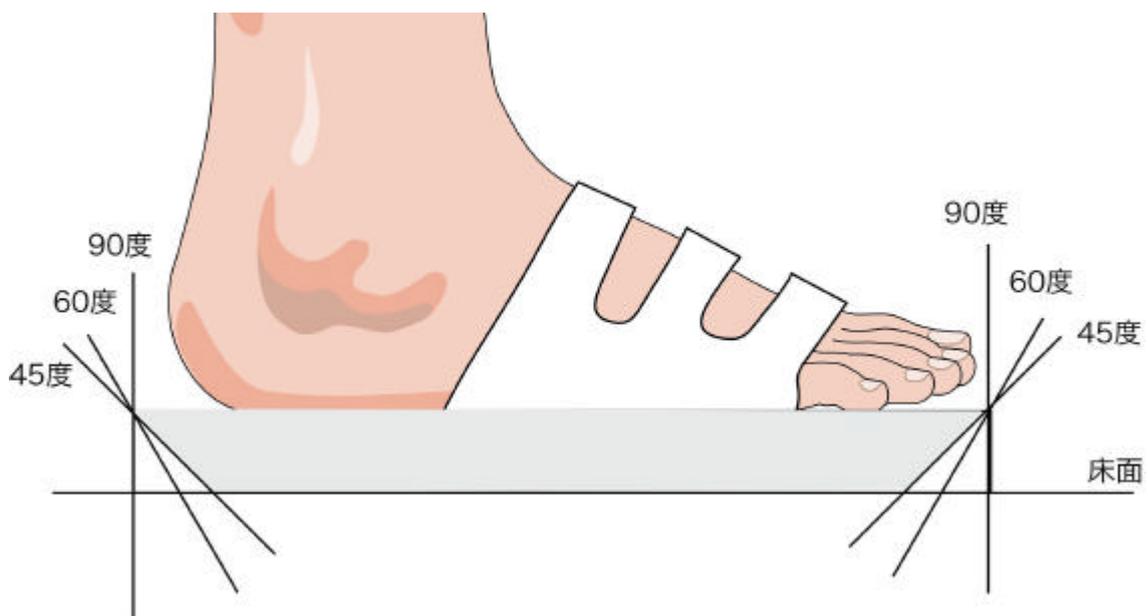


図3-1-2 6軸モック側面図



図3 - 1 - 3 6軸ゲタ-モック1



図3 - 1 - 4 6軸ゲタ-モック2

それぞれの、モックアップを実際に履いて、3名の被験者に歩行運動をさせ、歩きやすさを答えさせた。また、床面設置型の圧力分布計測装置（ドイツ・novel社 e-med、図3 - 1 - 5）を使用して、フットウェア底面と床面の間に働く圧力分布を計測し、裸足の場合と比較した。

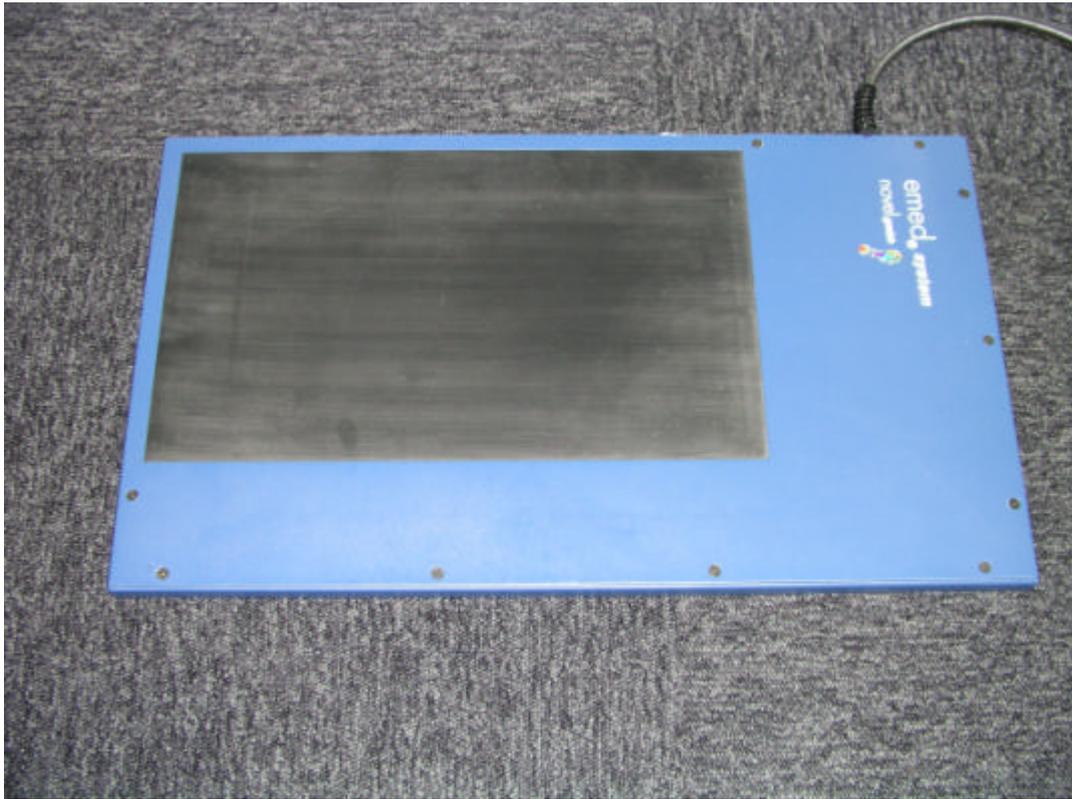


図 3 - 1 - 5 床面設置型圧力分布計測装置 (e-med)
計測結果の例を図 3 - 1 - 6、図 3 - 1 - 7 に示す。

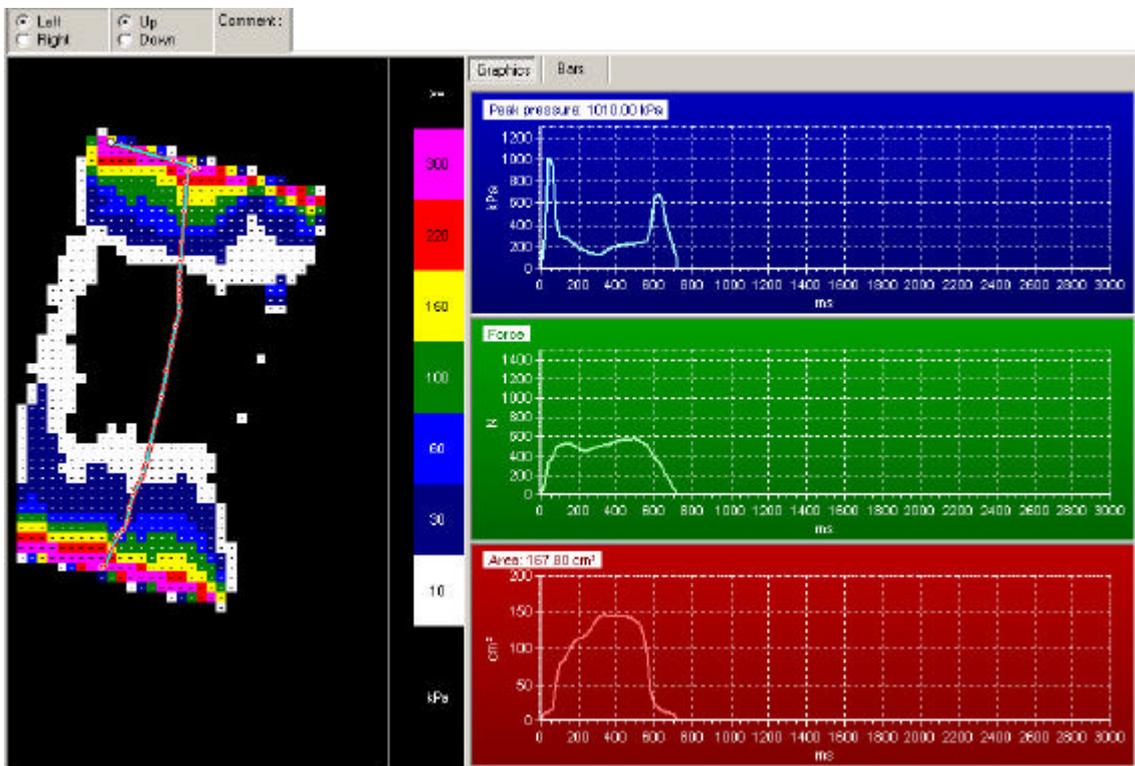


図 3 - 1 - 6 フットウェア底面圧力分布 (mock-emed)

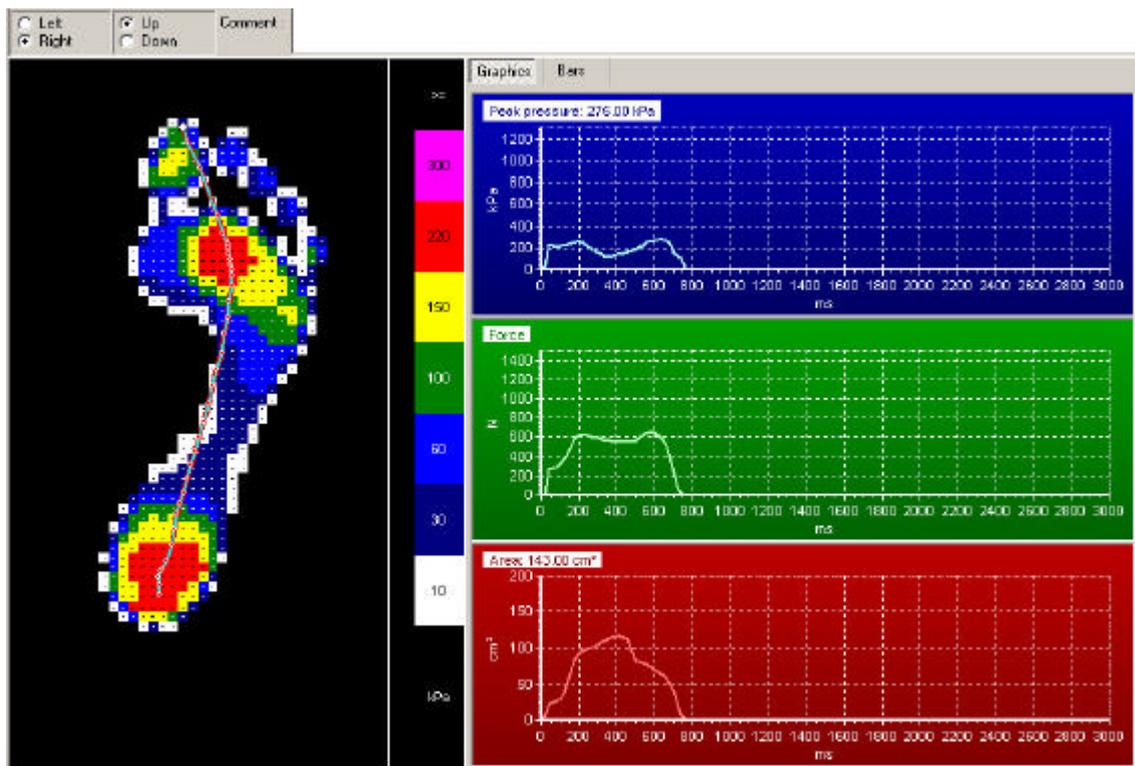


図 3 - 1 - 7 足裏圧力分布 (裸足)(barefoor-emed)

図中左側の白線は圧力分布計測装置で得られた ZMP 軌道、色分けは 1 歩行中期での最大圧力値を示している。右側のグラフは、上から足裏全体の中の最大圧力の時間変化、足裏全体にかかる力の時間変化、接地面積の時間変化である。なお、ここで得られている ZMP 軌道は、あくまでも床面に垂直な方向力のみから計算したものであり、厳密な ZMP ではない。健常歩行の場合、足裏全体にかかる力（鉛直方向床反力）の時間変化に二峰性が出るのが特徴である。踵が付いた直後に、一度、体重の 1.2 倍くらいまで加重し、その後、フットフラットと呼ばれるフェーズで、体重の 0.8 倍くらいまで減った後、爪先離地の直前に床面をけり出す力によって、再び、体重の 1.2 倍程度まで加重する。このとき、ZMP 軌道は踵から第 1 指になめらかに抜けるような軌道を取る。図 3 - 1 - 7 (barefoor-emed) の結果も、その知見と良く一致している。一方、本開発のフットウェアモックアップのような剛性の高い履物を履くと、ZMP 軌道のなめらかさは失われ、履物後端のエッジで着床してからしばらく ZMP はそのエッジ上にとどまり、次に、中足部を素早く抜けて、履物前端のエッジに到達する。最後に、履物の第 1 指側に曲がって抜ける挙動を取ることがわかる（図 3 - 1 - 6 mock-emed）。3 つのモックアップで比較した結果、60[度]の角度を付けたモックアップでの ZMP 挙動が、もっとも裸足歩行に近く、また、このモックアップでのみ、鉛直方向床反力に二峰性が認められた。被験者の答えた履きやすさのポイントも、60[度]の角度を付けたモックアップがもっとも高かった。以上のことから、前足部・踵部には床面に対して 60 度の傾斜を付けることとした。これにより、6 軸反力フットウェアの基本外形設計が完了した。

1.3 センサ部構造設計

並列支持機構を持つ6軸力センサの特徴は、支持部を複数点配置することで力を分散させる及び各支持部は並進力のみを受けることによりモーメント荷重に強い機構とし、耐加重に比して軽量に構成できるというものである。またX, Y, Z 方向の並進力のみが測定されるため、6軸力の計算が容易であり、複雑な校正式を求める必要がない。

図3-1-9は今回のセンサの外観と内部の写真であるが、支持部の配置は従来型(図3-1-8)のもと同様である。支持部は4箇所あり長方形に広く分布させ、それぞれの点で計測された3軸の並進力から6軸力を算出する。

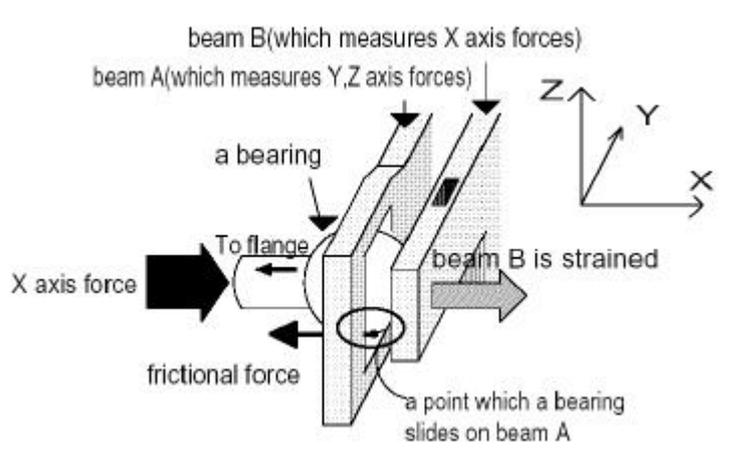


図3-1-8 従来センサ部構造

図3-1-8は従来のセンサの支持部の構造を示したものである。支持部は起歪部であるベアリングの球からの力を2本の梁部が受ける構造となっている。梁部 (beam A) はベアリングの球が穴の内側の面を押すことでy、z方向の並進力を受け、T字型の梁部 (beam B) はx方向の並進力を受ける。モーメント力は起歪部が滑ることにより受けない機構となっている。

次に、摩擦発生具体的な例を述べる。図3-1-8のようにX方向の力を受けた時、梁部 (beam B) はX方向に歪む。この時仮に-Z方向に一定の力がかかっているとすると、ベアリングは-Z方向に押しつけられているため、梁部 (beam A) の穴の下面と起歪部との間に摩擦力が生じる。梁部 (beam A) には摩擦力の方向の力を検出する歪み部がないため、X方向の力が実際より小さく検出される。

支持部が独立した2本の梁部によって構成されるために起こる問題は次の2点がある。

- (1) 2本の梁は独立に変形する。そのため起歪部が一方の梁部に力を与え、その梁の変形とともに移動するとき、もう一方の相対的に動いていない梁の表面を滑べるとい現象が生じ、摩擦が発生する。摩擦は、起歪部が摩擦の発生している面に押しつけられる力に比例して増大する。

(2)発生した摩擦力は本来別の方向の力を検出する梁にかかるため、力が別の軸に干渉するか、もしくはその摩擦力は計測されない。これにより力が本来の値より小さく出てしまい、計測誤差の原因になる。また別の軸に力が干渉する原因となる。2本の梁部が相対的に動かない場合でも起歪部にかかる摩擦力は存在する。しかし動く場合に比べるとその値は小さいと思われる。また発生する摩擦力を正しい方向の検出部に検出させることができれば摩擦が発生しても測定誤差は減少すると思われる。

図3-1-10に今回検討を行った梁部の図を示す。起歪部であるベアリングは凹型の穴にはまる形で支持されており、面に対して垂直に力を加える、もしくは摩擦力により並進力を梁部に伝達する。梁部には並行平板の原理を利用した、各軸力に対応した歪み部があり他軸力を打ち消すようにブリッジが組まれている。これにより摩擦力も並進力として正しい歪み部に加えられ、他軸への干渉は避けられると考える。支持部を1本の梁とすることにより起歪部の梁に対する並進運動が生じない。モーメント力は起歪部が梁部の穴で回転することにより受けない仕組みとなる。

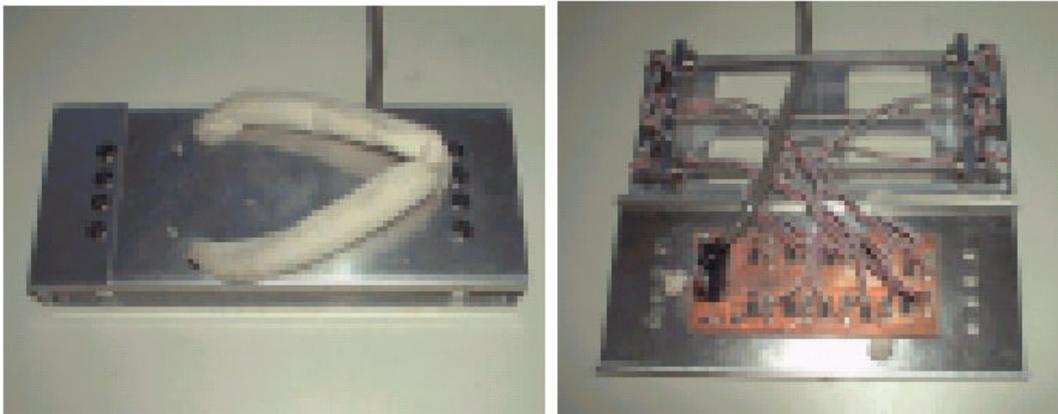


図3-1-9 6軸センサ外観

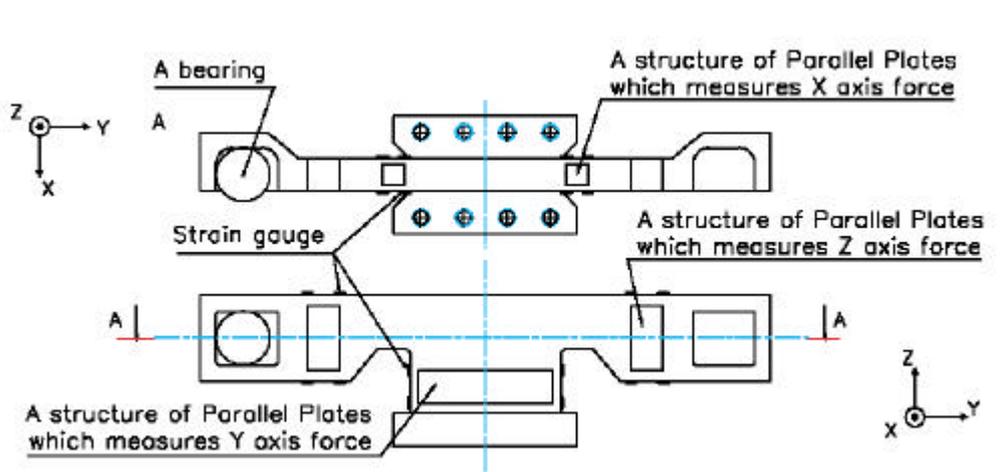


図3-1-10 6軸センサの梁構造

1.4 性能評価

図3 - 1 - 1 1は、従来と今回開発したセンサにデジタルフォースゲージを用いてX方向に力を加えた時のグラフである。左が従来のもので右が今回開発した梁部を持つセンサのものである。横軸はフォースゲージの値、縦は並進力の3成分である。摩擦を発生しうる加重がないため、正しい値が出力されるのが分かる。

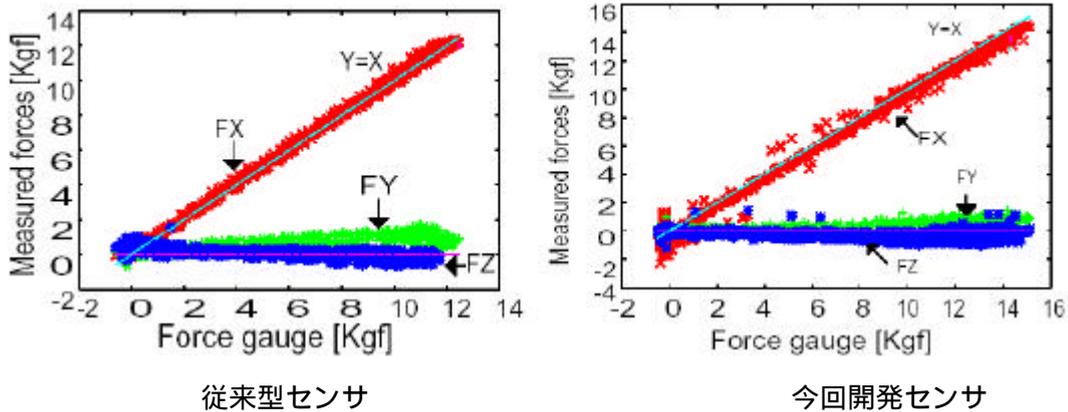


図3 - 1 - 1 1 3軸力実験結果（摩擦を生じる加重なし）

図3 - 1 - 1 2は、まずセンサの上に約1.2Kgfのおもりを載せ、Z方向の加重を加えた状態でX方向にフォースゲージで約1.5Kgfまで加重を加え、X加重を保った状態でセンサの上に載せたおもりを外し、その後X加重を0Kgfにするという実験を行った結果である。グラフの見方は、図3 - 1 - 1 1と同じである。従来センサのグラフは、Xの並進力に摩擦による計測誤差があることが分かる。またZ成分はおもりを外した後も、X加重により発生した摩擦により0Kgfまで戻らず、X成分がなくなるにつれ0Kgfに戻っているのが確認された。それに比べ今回開発したセンサのグラフより今回の改良によりどの成分も正確に値が出力されているのが分かる。

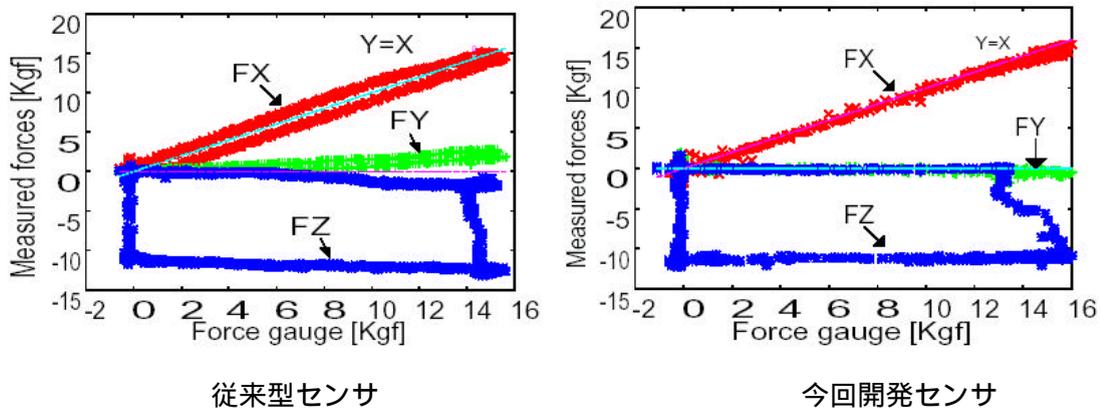


図3 - 1 - 1 2 3軸力実験結果（摩擦を生じる加重有り）

第2章 人体ダイナミクス特性データの計測

2.1 従来の研究と技術課題

人体ダイナミクス特性として、一般的には、人体の運動と、人体が外部から受ける力、モーメントを同時に計測する。人体にかかる外界からの反力を計測する装置については、第1章において概説したので、ここでは、人体運動の計測装置について概説する。人体運動の計測装置には、さまざまな方式のものがある。ここでは、主流である3つの方式について得失を述べる。

(1) 光学式標点計測法

人体の関節位置などにマーカを貼り、そのマーカの3次元位置をカメラで計測する方法である。計測精度は、理論的にはカメラの画素分解能と、カメラの光軸間角度で決まるが、実際には、その理論精度よりも優れた性能（3mの空間で数mmの精度）のシステムが多い（Ehara, 1997）。これは、輝度情報やマーカの形状情報を使うことで、精度を向上しているからである。計測周波数も高く、最近では、リアルタイムでマーカの3次元座標を計算し、それぞれのマーカがどの関節に取り付けられたものであるかを認識して、コンピュータの画面に表示できるシステムもある。システムが高額であること、カメラを使うため計測対象空間よりも、さらに大きな空間を必要とすること、カメラから隠れる部位の計測ができないことの3点を除けば、総合的にもっとも優れた運動計測方法であろう。マーカの貼り方を工夫すれば、体節の6自由度を計測することも可能である。

市販システムの多くは、反射式のマーカを使用する。マーカを自動的に追跡して3次元位置を計算するソフトウェア、個々のマーカがどの関節に付けられたものかを自動認識するソフトウェアを具備している。最近では、有線式の時分割発光マーカを用いるシステムが出てきている。これは、反射マーカ方式が主流になる前に使われていた方式であるが、当時よりもカメラや画像処理が進んだため、より優れたシステムになっている。マーカが時分割発光するため、マーカの認識が確実で、多くのマーカを狭い範囲に貼り付けるような対象（手の動作計測など）には便利である。

(2) 磁気センサ

バーチャルリアリティなどの分野では、光学式標点計測法よりも、磁気センサを用いる運動計測法を使う場合が多い。この方式は、計測空間に傾斜した静磁場を発生させ、その静磁場中に置かれたセンサユニットの位置と姿勢の6自由度を計測するものである。1つのセンサで6自由度の計測ができる点が特徴で、演算処理をほとんど必要としないため、リアルタイムの運動計測が可能である。光学式の計測システムに比べると、装置も低価格で、カメラの隠れの問題もない。問題は、同時に計測できるセンサの数が少ないことと（16～32個）、計測対象空間の磁性体や誘電体の影響を受けやすいこと。特に、後者の問題は重要で、建物床下の鉄筋によって精度が大きく劣化することもある。実験の目的から計測空間内に金属が多い場合（自動車のモックアップ内での動作計測など）には、あまり適切

な計測方法とは言えない。

(3) 超音波センサ・ジャイロセンサ・加速度計

超音波発信器を人体に取り付け、空間に固定した受信機との距離関係から、人体の運動を計測する装置である。ジャイロセンサや加速度計と併用して、センサを取り付けた人体節の姿勢を検出するものが多い。検出した角速度を積分して角度変化を得ることになる。人間の動きは全般にはゆっくりしたものであるが、時として非常に速く動くときがある。通常のゆっくりした動きに対して感度を上げると、速い動きに追従できないことになり、その積分誤差が角度ずれ（ドリフト）として現れる。そこで、この角度ずれ（ドリフト）を保障するために加速度計を取り付けている。実際には、加速度を積分しているのではなく、重力方向の絶対的な方向を検出して、角度を補正している。そのため、水平面内の角度だけは、ドリフトが解決できないことがある。超音波を使っているため、カメラよりは遮蔽物に強い。ただし、遮蔽物が、発信器（人体に付ける方）の直上にあるときは難しい。

本研究では、反力計測装置として金属製の6軸反力フットウェアを用いるため、磁性体の影響を受けやすい磁気センサ方式は不適である。計測対象は全身運動で、計測点数も多いことから、超音波センサやジャイロセンサでも不十分である。そこで、一般的に利用されている光学式標点計測法を利用することとした。

【参考文献】

- ・Ehara, Y.,Fujimoto, H.,Miyazaki, S.,Mochimaru, M.,Tanaka, S. et. al(1997) Comparison of the performance of 3D camera systems II, Gait andPosture, 5, 251-255.

2.2 姿勢計測・運動計測方法

本研究で利用した、運動計測システムの外観を図3 - 2 - 1、図3 - 2 - 2 (motion_analysis) に示す。

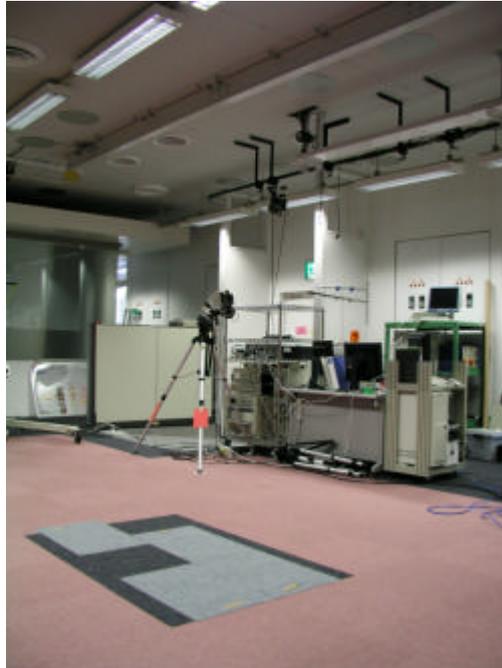


図3 - 2 - 1 motion_analysis 外観



図3 - 2 - 2 motion analysis 近影

デジタルヒューマン研究センター所有の Motion Analysis 社の運動計測システムは、10 台のカメラから構成されている。3000[mm] × 3000[mm] × 1800[mm](H)程度の空間を計測可能で、この空間内での標点位置誤差は2[mm]以下である。

2.3 実験結果

人間の歩行におけるダイナミクス特性の計測結果及び同等の条件下で計測したヒューマノイドロボットH7のダイナミクス特性計測結果を示す。

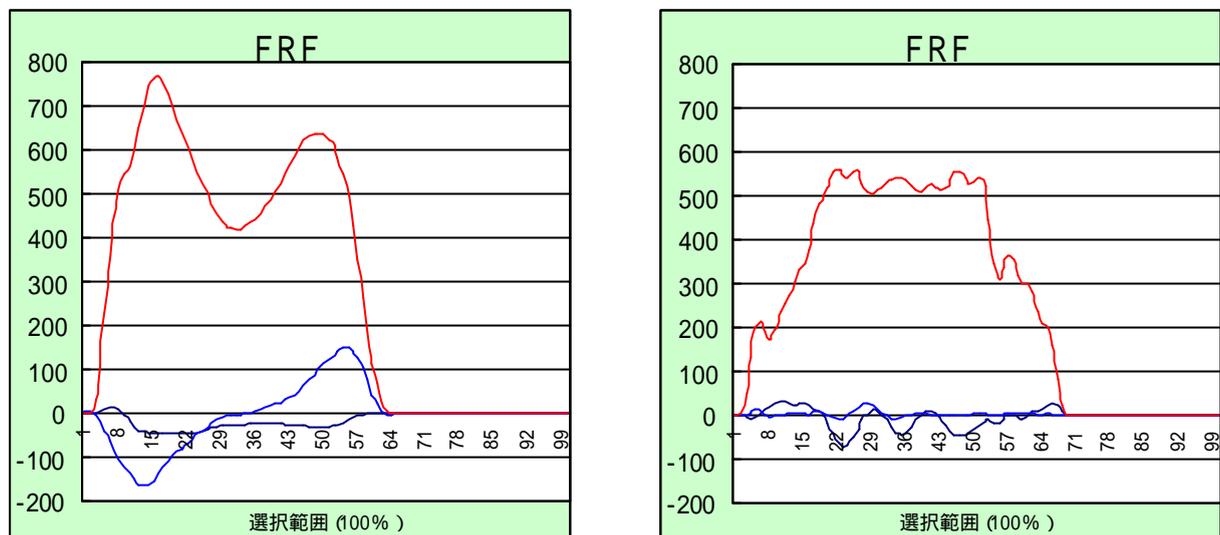


図3 - 2 - 3 3軸床反力(左:人間、右:ロボットH7)

図3 - 2 - 3は、6軸反力フットウェアで計測した床反力の3軸力波形である。横軸は時間で、単位は%。踵接地から、同側の踵接地までの1歩行周期を100%として正規化してある。縦軸の単位はNである。大きな変動を示しているのは上下方向の床反力で、踵接地直後に静時体重量の1.5倍程度のピーク力を示している。一方、踵接地のすぐ後には、床反力が減少し始め、フットフラットと呼ばれる足裏が床面に着いている時期には、静時体重量よりも小さな値となる。その後、蹴り出し動作に伴って、再び、上下床反力が増加を示し、蹴り出しとともにピークを迎えて、その後、蹴り出しにつれて減少し、遊脚中はゼロとなる。前後方向の床反力は、鋸歯状の波形であり、踵接地直後には、人体を後方に押し返す制動として働いている。その後、蹴り出しに向けて、今度は前方方向に押し出す力として働いていることが分かる。もう1つの波形は、左右方向の力であるが、一般的な歩行では大きな左右方向力は発生しない。これに対して、ヒューマノイドロボットの動きは、総体的には類似しているが、個々には異なる点が多く見られる。最大の相違は、上下方向床反力に2つのピーク(二峰性)が見られない点である。床に接地した後、上下方向に見かけ重量が増えることなく、静かに歩いている様子が分かる。

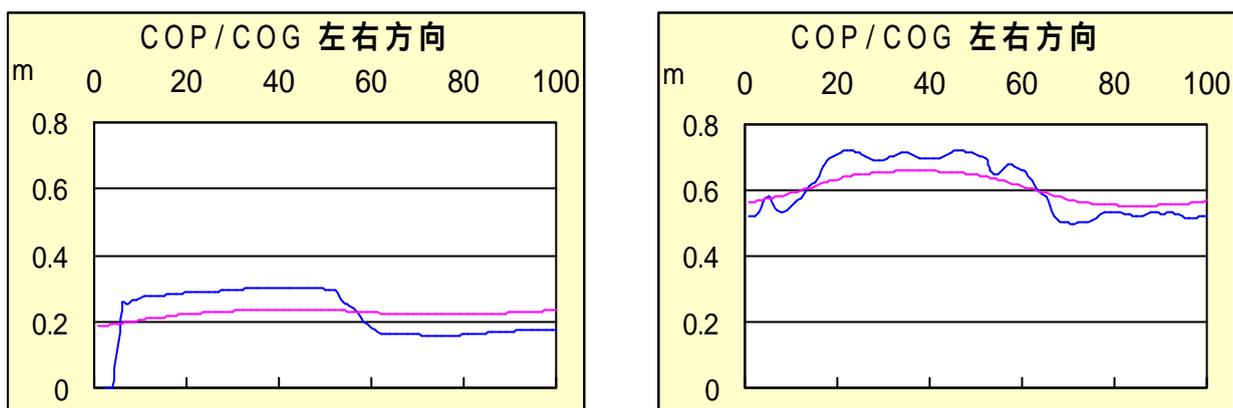


図3 - 2 - 4 矢状面内での重心移動 (左：人間、右：ロボット H7)

COP は床反力作用点 (Center Of Pressure) であり、本スタディにおける ZMP (Zero Moment Point) と同義である。COG は床面内での重心位置 (Center Of Gravity) である。横軸は歩行周期 (%) で、縦軸は左右位置である。人間でもヒューマノイドでも、ZMP(COP) は歩行とともに、左右に振れている。ZMP は、かならず、足裏にあるため、歩隔 (歩行中の左右の足幅) だけ左右動するのは当然である。興味深いのは COG の波形である。人間は、ZMP の左右動に比べ、COG の左右動が極めて小さいことが分かる。すなわち、モーメントの釣り合い点は、歩隔に合わせて左右に移動しても、重心をほとんど左右に揺らしていないことになる。これに対して、ヒューマノイドでは、ZMP と同じように COG が左右に変動していること分かる (図3 - 2 - 4)。

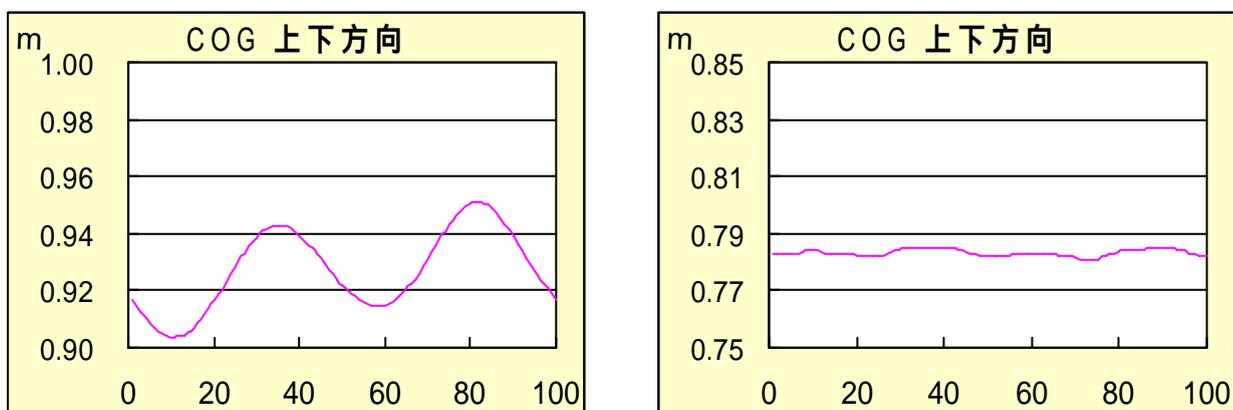


図3 - 2 - 5 矢状面内での重心移動 (左：人間、右：ロボット H7)

この原因に関連するのが、図に示した COG の上下動である。上下動は、6 軸反力フットウェアから直接計測できないため、運動計測装置で得られた人体ダイナミクス特性から、剛体リンクモデルを剛体特性を用いて計算したものである。人間とヒューマノイドの相違は、一目瞭然である。人間は 2cm 程度、重心を上下に動かしながら歩行しているのに対して、ヒューマノイドの生成動作では、重心が全く上下していない。人間は、重心の上下動が、図3 - 2 - 3の上下方向床反力とよく一致しているが、これは力学的に自明のことである。すなわち、重心の上下動は、上下方向の加速度を産み出し、それが床反力として作用するためである。また、ヒューマノイドの上下動がほとんど見られていないのも、当然の結果と言える。すなわち、本スタディ以前のヒュ

ーマノイド動作は、すべて、股関節部分の上下動が生じないという拘束を加えて、理想 ZMP 軌道を生成しうる全身運動を収束演算によって計算しているためである（図3 - 2 - 5）。ヒューマノイドの自動動作生成法については、4.3 章に詳述してあるので参照されたい。

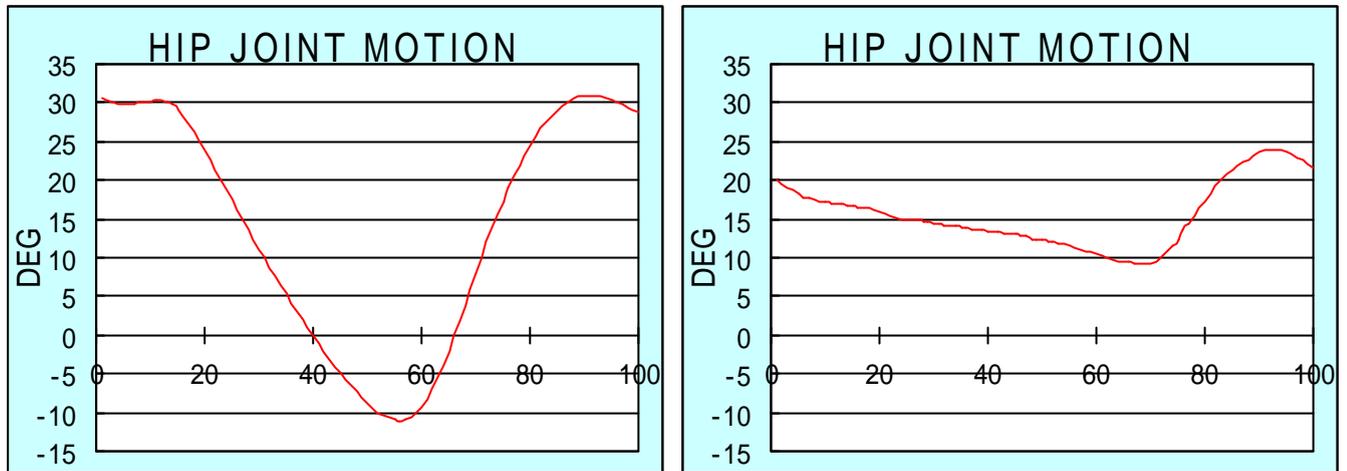


図3 - 2 - 6 股関節角の軌道（左：人間、右：ロボット H7）

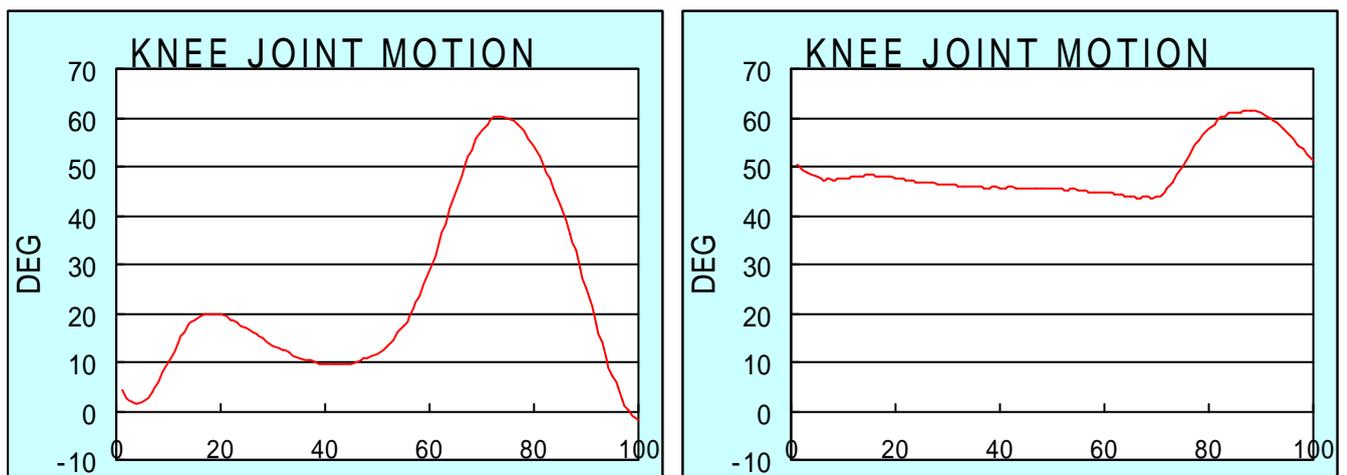


図3 - 2 - 7 膝関節角の軌道（左：人間、右：ロボット H7）

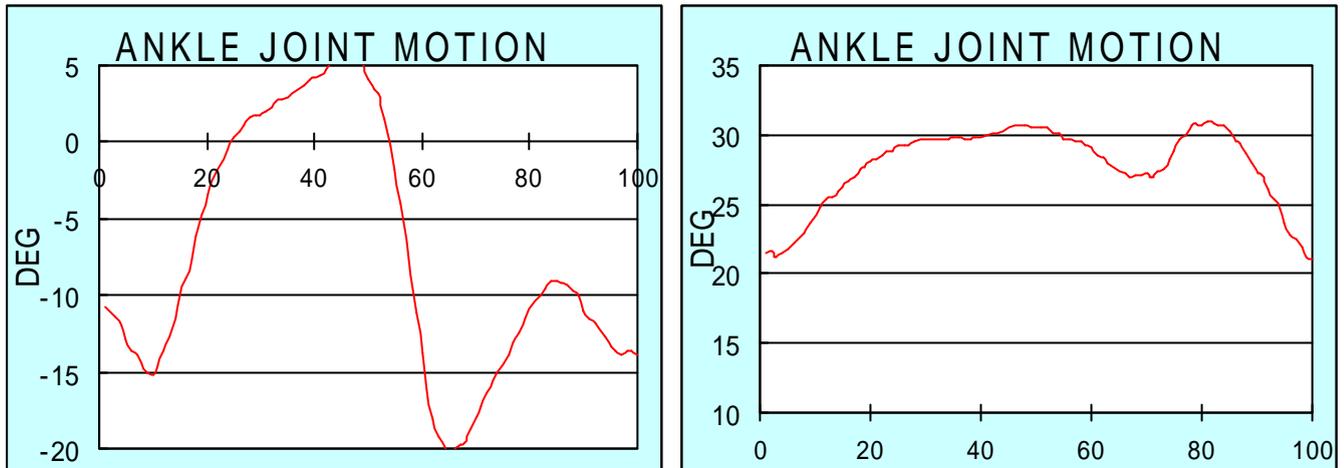


図3 - 2 - 8 足関節角の軌道 (左：人間、右：ロボット H7)

股関節、膝関節、足関節の関節角度変化を示した (図3 - 2 - 6 ~ 図3 - 2 - 8)。左右のグラフの縦軸のスケールは揃えてある。人間とヒューマノイドで、関節の可動範囲に大きな相違が見られるが、これは、人間の歩行速度 (歩幅) とヒューマノイドの歩行速度の相違に起因する。ここでは、波形パターンに着目して観察されたい。膝関節角度パターンに大きな相違がある。人間の場合、踵接地後、しばらくして、いわゆる膝折れが生じている。これは、後述するモーメントとパワーの計算結果を見ると明らかであるように、モーメントとパワーの符号が逆転する eccentric な運動となっている。膝関節を伸展させようとするモーメントを発生させながら、実際には膝関節は屈曲している。すなわち、膝関節の屈曲によって、エネルギーを吸収し、着地の衝撃を和らげているのである。これに対して、ヒューマノイドでは、このような関節挙動が見られない。これは、ヒューマノイドが、重心を上下させない動きで、そもそも、踵接地時の衝撃を小さくするように動作を生成していることによる。

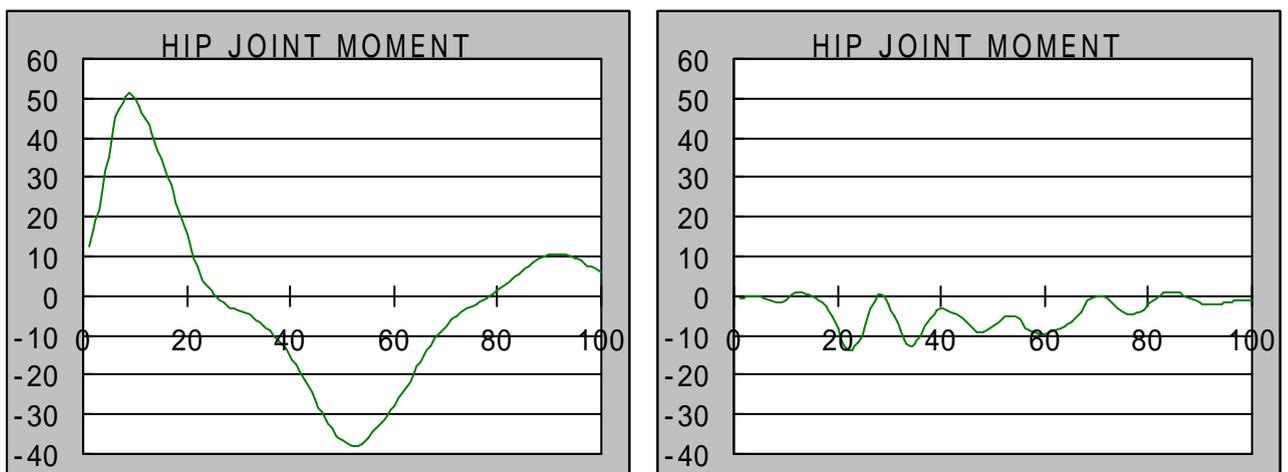


図3 - 2 - 9 股関節のモーメント (左：人間、右：ロボット H7)

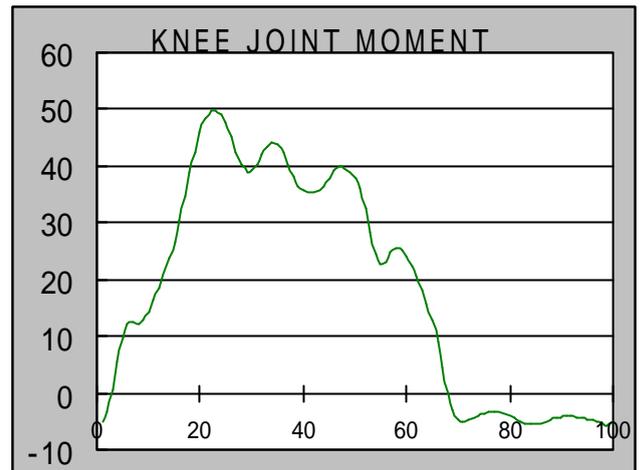
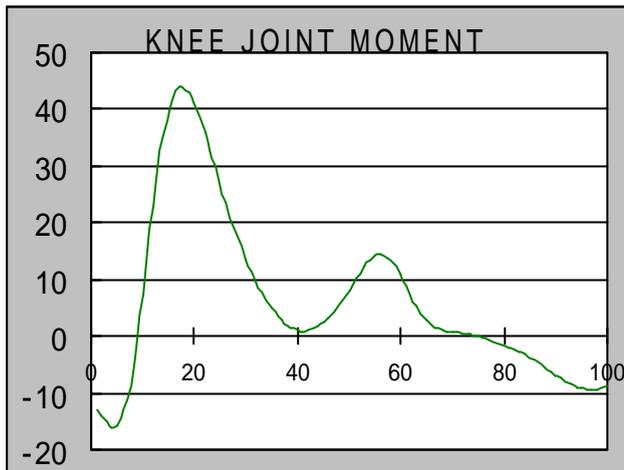


図3 - 2 - 1 0 膝関節のモーメント (左 : 人間、右 : ロボット H7)

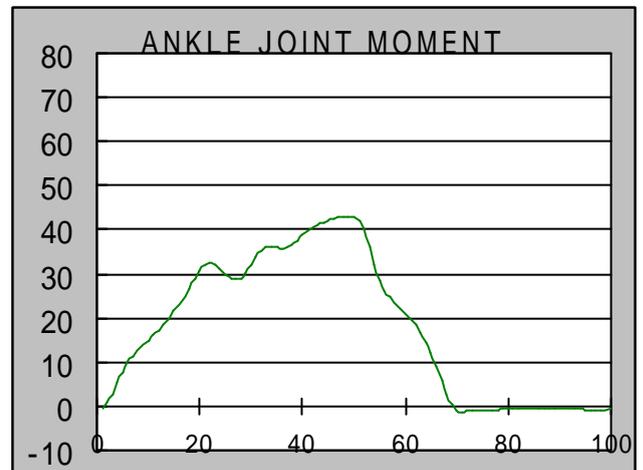
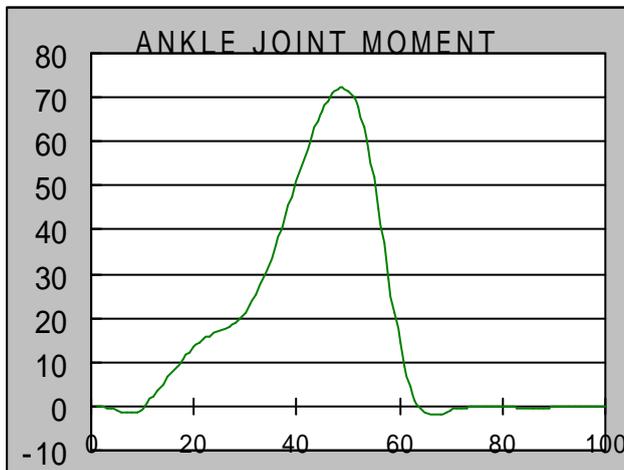


図3 - 2 - 1 1 足関節のモーメント (左 : 人間、右 : ロボット H7)

股関節、膝関節、足関節における関節モーメントの計算結果を示した(図3 - 2 - 9 ~ 図3 - 2 - 11)。関節モーメントは、剛体リンクモデルにおいて、全ての節の運動と、床面に働く6軸力、さらに、全ての節の剛体特性が明らかになれば、単純な力学方程式によってユニークに計算できる。モーメント波形の違いがもっとも顕著であるのは、股関節である。人間が、股関節と足関節に大きなモーメントを発生させながら、歩行しているのに対して、ヒューマノイドは主として膝関節を使い、補助的に足関節を使うものの、股関節をほとんど活用せずに歩行していることが分かる。

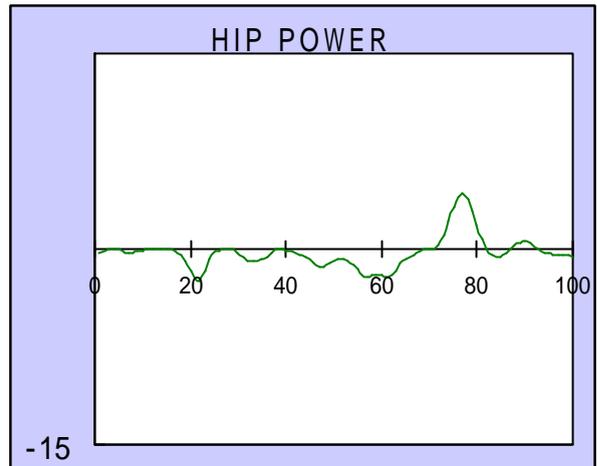
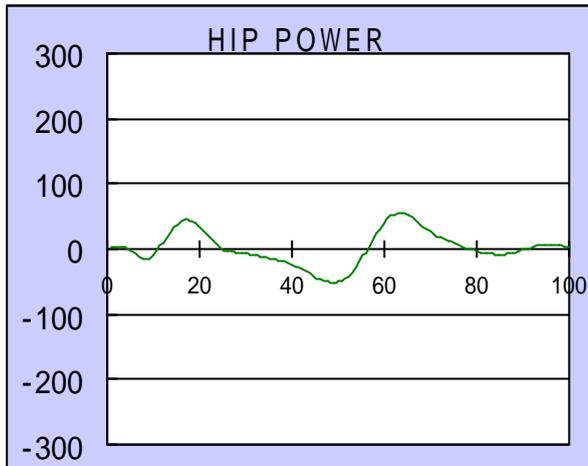


図3 - 2 - 1 2 股関節パワー (左 : 人間、右 : ロボット H7)

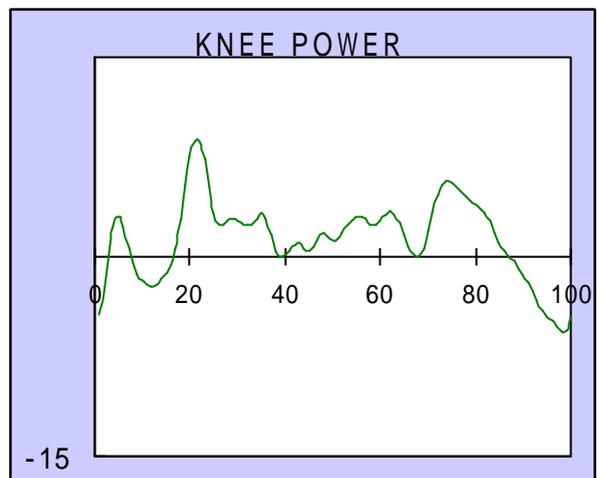
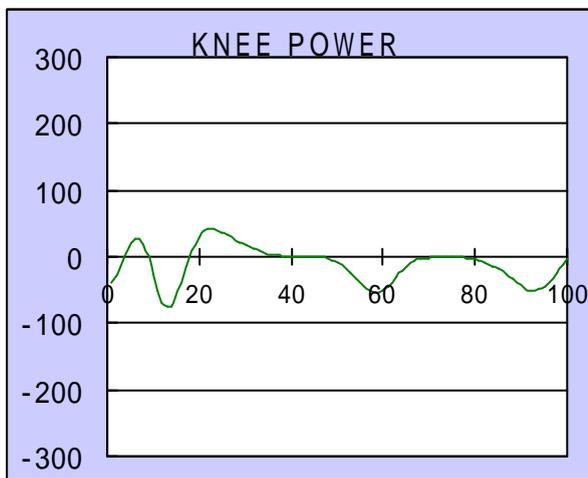


図3 - 2 - 1 3 膝関節パワー (左 : 人間、右 : ロボット H7)

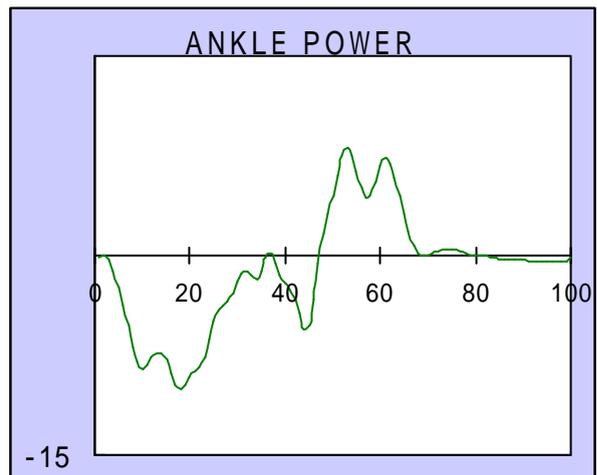
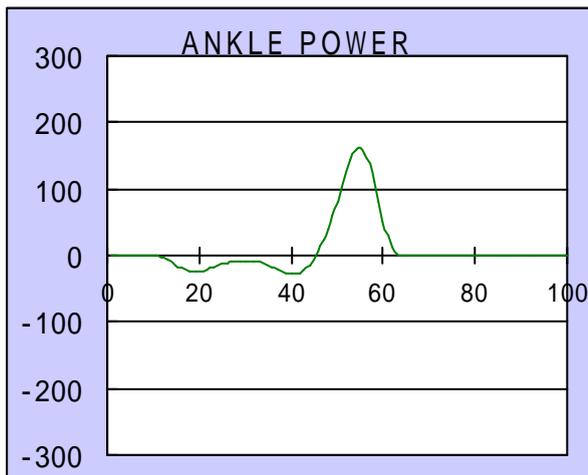


図3 - 2 - 1 4 足関節パワー (左 : 人間、右 : ロボット H7)

股関節、膝関節、足関節における関節パワーの計算結果を示した(図3 - 2 - 12 ~ 図3 - 2 - 14)。関節パワーは、関節モーメントに関節角速度を乗ずることで計算できる(次元は仕事率となる)。正の関節パワーが発生しているときは、エネルギーの発散が、負の関節パワーが発生しているときは、エネルギーの吸収が起こっている。股関節において、多少、パターンの相違が見られるが、総体的に人間のパワーとヒューマノイドのパワーが人体ダイナミクス特性に大きな相違が見られるのに対して、パワーのパターンがよく一致していると言うことは、関節におけるエネルギー発生と衝撃吸収の制御パターンがよく一致しているということになる。

第3章 ダイナミクス特性計算最適化の検討

3.1. 従来の研究と技術課題

人体ダイナミクス特性データから、人体を剛体リンクと見なしたときの、各節ごとの寸法、形状、質量、重心位置、慣性モーメントなどの剛体特性を最適化計算によって求める方法を検討する。生体からこれらのデータを実測することは、事実上不可能であるため、実測可能な計測量から、推定する方法論がいくつか提案されている。大きく3つのアプローチがある。第1は、人体の形状特性から計算する方法、第2は体積から計算する方法、第3は重心位置と姿勢から計算する方法である。第1の方法については、Clauser や、Jensen らの方法 (Chandler, 1975; Clauser, 1963,1969; Jensen, 1989, 1993, Pearsall,1994) が知られている。基本的には、人体形状を幾何学的形状でモデル化し、内部の密度分布を均一と仮定して、重心位置と慣性モーメントを計算する方法である。2方向のシルエット画像から幾何学モデルを構成する方法や、より精密な3次元形状データを利用する方法、さらには、医用画像を併用して内部の密度分布を骨、筋肉、その他の組織の3種に分けて計算する方法などが提案されている。第2の方法については、Park らが、水置換法によって人体各部の体積を計算し、それに応じて、全身体質量を配分することで節ごとの質量を計算している (Park, 1999)。第3の方法は、人体の姿勢と重心位置を利用することで、より合理的に節ごとの重心位置を決定する方法である。岩崎らは、第1の方法と併用することで、解析に用いる剛体リンクモデルに合理的な節質量や重心位置を最適化している (岩崎, 1992)。

第1の方法や、基本的に生体の構造を積分することで、人体節の剛体特性を推定するという方策である。人体のマクロな解剖学構造や、個々の組織の密度、表面形状などは個別に観測可能な量であり、もっとも合理的で一般的なアプローチである。しかし、厳密なモデルを立てると、それが解析モデルと合致しなくなることに気づく。現在、一般的に利用されている運動計測システムによる逆動力学解析では、人体はピンジョイントで連結された剛体リンクモデルとして表現されることになる。この場合、実際の人体のどの部分で切り分けているのか、どこに仮想的なピンジョイント関節があるのかの、解剖学的な対応は必ずしも明瞭ではない。むしろ、厳密な解剖学的対応を考えずに、マクロな機構としての剛体リンクモデル表現と考える方が合理的である。その場合、解剖学的観測量に基づく積分手法が、マクロな機構としての剛体リンクモデル表現と適合しなくなる。むしろ、解析に用いる剛体リンクモデルを積極的に利用して、その剛体リンク表現をしたときに、もっとも誤差の小さい人体剛体特性の最適値を得る方が合理的であると言える。第3のアプローチは、そのような発想による。解剖学的観測量だけでなく、力学的観測量を併用して、解析モデルにもっとも合理的な特性値を計算することになる。ただし、上記の岩崎の方法は、あくまでも静的な姿勢計測データと重心位置データの利用にとどまり、動力学的なデータを積極的に利用しているわけではない。

本研究では、姿勢計測だけでなく、運動計測による動力学データを併用することで、重力項では現れにくい慣性項のパラメータである体節の慣性モーメントなどを、より精度良

く推定する。

【参考文献】

- CHANDLER, R. F., CLAUSER, C. E., MCCONVILLE, J. T., REYNOLDS, H. M. and YOUNG, J. W. (1975), Investigation of inertial properties of the human body,
- CLAUSER, C. E. (1963), Moments of Inertia and Centers of Gravity of Living Human Body,
- CLAUSER, C. E., MCCONVILLE, J. T. and YOUNG, J. W. 1969, Weight, volume, and center of mass of segment of the human body,
- JENSEN, K. R. (1989), Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years, *Journal of Biomechanics*, 22, 529-536.
- JENSEN, R. K. (1993), Human Morphology: Its Role in the Mechanics of Movement, *Journal of Biomechanics*, 26, 81-94.
- PEARSALL, D., J. and REID, J. G. (1994), The Study of Human Body Segment Parameters in Biomechanics, *Sports Medicine*, 18, 126-140.
- PARK, S. J., KIM, C.-B. and PARK, S. C. (1999), Anthropometric and Biomechanical Characteristics on Body Segments of Koreans, *Applied Human Science*, 18, 91-99.
- 岩崎利昭, 山崎信寿. (1992), 体重心位置と体形モデルを用いた身体各節剛体的特性の推定手法, 第13回バイオメカニズム学術講演会, 13, 49-52.

3.2 シミュレーションによるパラメータ感度

ヒト型の節分岐構造（中央に胴体節があり、頭部、左右上肢、左右下肢の5つに分岐する構造）を持つ剛体リンクモデルにおいて、個々の節のダイナミクス特性データ（節の質量、重心位置、慣性モーメント、隣接する節との関節点位置ベクトル）が与えられ、個々の節の運動（節座標系の6自由度の時間変化）が計測されたとき、これらのデータに基づいて、足部下面に働く床反力ベクトルとその作用点（ZMP）を計算するソフトウェアを開発した。さらに、このソフトウェアを用い、個々の節のダイナミクス特性データが変化するとき、ZMPがどの程度変動するかをシミュレーションした。これは、本研究で推定する人体ダイナミクス特性の推定精度が、最終的なZMPの推定精度にどの程度影響するかというパラメータ感度を調べるものである。パラメータ感度の高い特性データは、より慎重に精度良く同定する必要がある。この結果、胴体部分の質量を10%変動させたとき、ZMPの軌跡が左右方向に最大約10[mm]、前後方向に最大約5[mm]変動した（図3-3-1）。

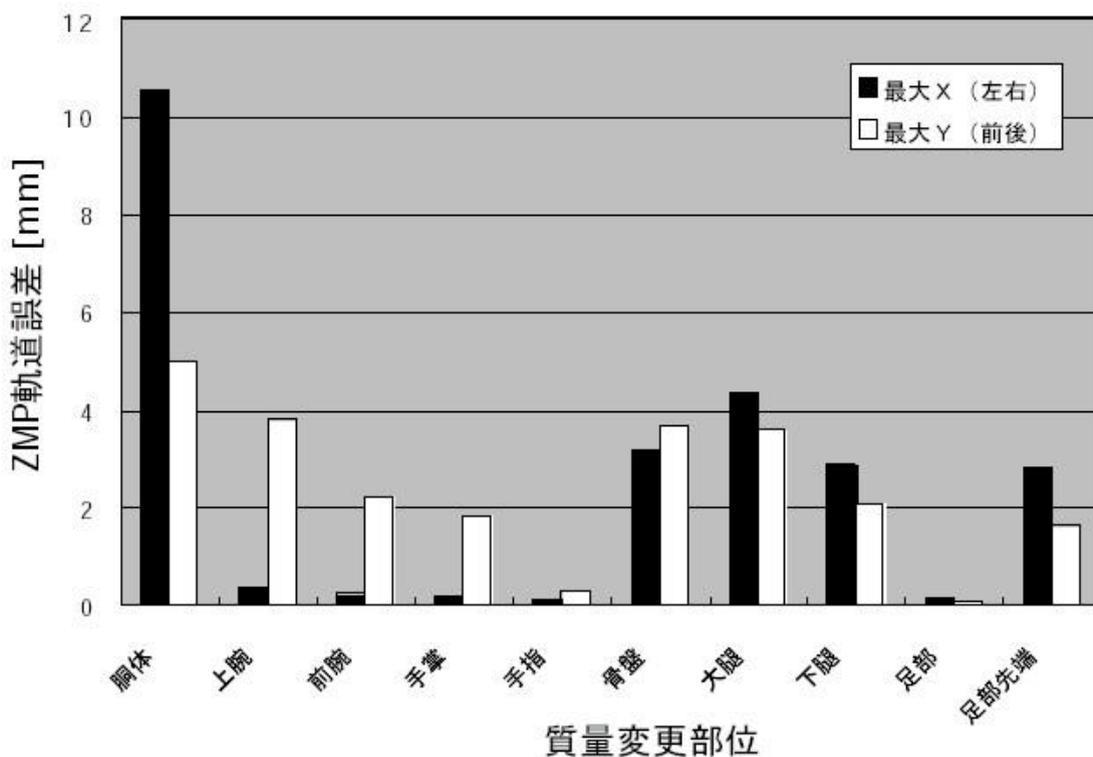


図3-3-1 パラメータ感度

ZMP 軌道における 10[mm]のずれは、歩行安定性を大きく乱すもので、これほどのずれが生じると安定歩行ができない（ほぼ転倒する）ことが知られている。したがって、歩行安定性を評価できるような人体運動の生成のためには、胴体部分の人体ダイナミクス特性が重要であると言える。

3.3 推定方法と結果

人体の運動は、第2章に示した運動計測装置を用いて計測した。生体内の関節点位置は、米国の Helen Hayes Hospital で開発された Helen Hayes Markerset (Kadaba, 1990) と呼ばれるマーカセット (図3 - 3 - 2) を使用した。



図3 - 3 - 2 Helen Hayes Markerset

静的に安定する（静止できる）さまざまな姿勢で、そのときの運動（姿勢）と、足裏にかかる6軸反力を同時計測した。6軸反力と運動の座標系を一致させるため、6軸反力フットウェア上に、別途、運動計測用のマーカを装着した。

得られた6軸反力と関節中心データ、関節の角度データから、3軸方向の力の釣り合い式とモーメントの釣り合い式が、計測した姿勢の数だけ得られる。ここで、剛体リンクモデルにおける各体節の重心位置と質量を未知数とし、異なる姿勢条件においても、各体節の重心位置（体節座標系）と質量は不変であるとして、式の誤差を最小にするような非線形最適化問題を解くことになる。姿勢が似通ったものばかりであると、いくら方程式の数が、未知数の数より多くても、事実上、従属な式ばかりになり、最適化がうまくいかない。そこで、本実験では、個々の体節を独立に動かしたり、できるだけ、四肢を上げた姿勢を取ったりして、最適値を求めやすいよう配慮した。

しかしながら、最適解によって得られた節質量は、3.1で示した文献値と、平均で20%以上の誤差を持っており、信頼性に足る結果には至らなかった。この最大の問題は、運動計測における関節中心位置の推定精度に起因するものと考えられる。今回の実験では、先に述べたとおり、Helen Hayes Markersetを用いて、体表面上のマーカ座標から、生体内

の関節点位置を推定した。このマーカセットは、バイオメカニクス分野で広く利用されているものであるが、その関節中心推定方法は、あくまでも欧米人の解剖学的データに基づくものであり、日本人には適用しないという指摘がある（倉林, 2003）。この関節中心の推定誤差が、そのまま、質量の推定誤差として影響したものと考えうる。

【参考文献】

- ・ Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E. (1990) Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking, *Journal of Orthopaedic Research*, 8, 383-392.
- ・ 倉林準, 持丸正明, 河内まき子 (2003) 股関節中心推定方法の比較・検討", *バイオメカニクス学会誌*, 27(1), 29-35.

第4章 動作自動生成モデルの試作

4.1 従来の研究と技術課題

デジタルヒューマンの運動を模擬・生成する研究は、コンピュータグラフィクス、バイオメカニクス、ロボット工学、人間工学などの分野で行われている。それぞれ目的に応じて方法論の得失も異なっている。ここでは、既存の研究方法を運動学的方法、運動力学的方法、筋骨格系モデルによる方法の3つに分けて整理する。

4.1.1.運動学的方法 (Kinematic)

人体を剛体リンクモデルとしたとき、人体の運動は関節角度によって記述できる。しかしながら、人体運動の場合の動作目的の多くは、末端の節の空間位置によって決まっている。立つ、歩くなどでは足先が床に接地する必要があるし、ものを取るのであれば、手先がものに到達する必要がある。むしろ、関節角度は、この末端節の空間位置を実現するために決定されるものと考えの方が自然である。代表的なものが逆運動学法 (Inverse Kinematics) である。逆運動学法は、基本的に、リンク構造、リンク長と、時刻 $t=t_1$ におけるリンク両端の空間位置が与えられていて、そのときのすべてのリンクの姿勢を決定する問題である。多くの問題では、これに加えて、同一のリンク構造・リンク長のものが構成している「時刻 $t=t_0$ でのすべてのリンクの姿勢 (人間らしい姿勢)」が与えられている場合が多い。すなわち $t=t_0$ での既知解をベースに、 $t=t_1$ でのリンク両端の空間位置を満足する解を求める問題に帰着する。逆運動学法の中でも、もっともシンプルな (市販ソフトウェアで多用されている) 方法は、屈曲平面を固定して、2リンク系の両端の位置を与えるものである (Phillips,1991)。たとえば、股関節の位置と足関節の位置を与え、大腿と下腿のリンク長を決めれば、膝関節の角度が一意に解が決まる。ただ、実際の問題では、これだけの制約条件を定められない場合が多い。人体の関節や節構造は、そもそも冗長であり、多くの場合、末端節の空間位置を決めても、中間節の位置と姿勢が一意に決定できるわけではない。そこで、この冗長自由度を、自然な人間の姿勢に近づくように決定する研究がなされている。逆運動学法で、多く用いられるのが、疑似逆行列解を用いる方法である。決定すべき関節角度が未知数になり、リンク長などによって両端の空間位置が行列で記述でき、その逆行列を計算するものである。そのままではうまく解けない場合が多く、たとえば、関節角度の変化の2乗が最小になるというような制約を加えて解くことが多い (Gleicher,1998; Lee,1999; Tak,2000; Bindiganavale,1998)。疑似逆行列解による逆運動学法では、人体関節の可動範囲や動力学的な実現性は保証されない。これらについては、別途考慮する必要がある (Monzani,2000; Koga,1994)。ただ、多くの場合、 $t=t_0$ での姿勢を変形して $t=t_1$ での姿勢を合成しているため、極端に不自然な姿勢にはならない。

Motion Retargetting という方法があり、逆運動学法と混用されるケースがあるが、前者は目的を示したもので、後者は実現する方法を示したものであり、本質的に同義ではない。Motion Retargetting とは、あるリンク構造用に作成された (あるいは測定された)

運動データを他のリンク構造や制約条件での運動に変換するための手法をさす。既知解が与えられていて、別の解を出す点では、逆運動学法に似ているが、既知解と求める解とで、リンク構造が異なる点が大きな相違である。わかりやすく言えば、背の低い人の運動データから、背の高い人の運動データを合成する方法ということになる(川地,2002)(図3-4-1 Kawachi-walkSource、図3-4-2 Kawachi-walkSynth)。

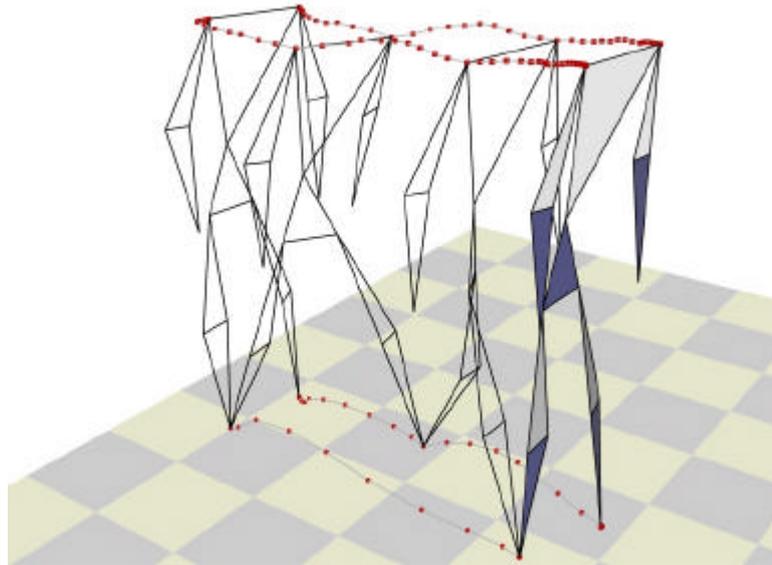


図3-4-1 Kawachi-walkSource

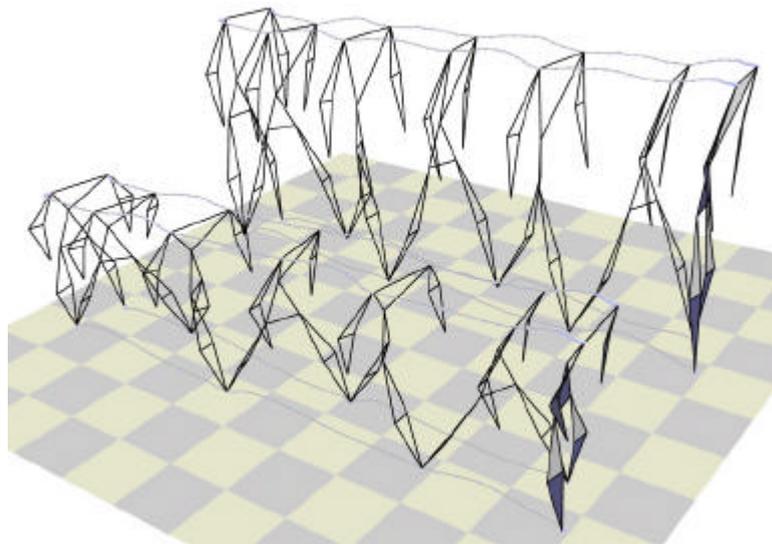


図3-4-2 Kawachi-walkSynth

4.1.2.運動力学的方法 (Dynamic)

運動学的方法は、あくまでも関節の角度 (kinematics) を考慮するもので、その運動において節にかかる慣性力や反力などの運動学 (kinetics) を考慮しているわけではない。厳密に言えば、運動学的方法で合成した動作を、実世界で実際に実現しようとしても、実

現できない場合がありえる。そこで、動力的なバランスが保てるように、運動データを变形する技術が研究されている。「Motion Balance Filter (Tak,2000)」や「Dynamic Filter (Yamane,2000)」と呼ばれるものである。前者は、運動中の ZMP (Zero Moment Point) の軌道を計算し、支持面から外れていればそれを移動するように姿勢を变形する方法 (Tak,2000) で、後者はリンク結合を仮想的に閉ループと考えることで、リンク構造変化を統一的に扱い、動力的な運動方程式を満足するように、運動データを修正する方法 (Yamane,2000) である。他にも、動力学シミュレーションを利用して、PD 制御 (Hodgins,1997) や MARC (Model Reference Adaptive Control) によって末端節の軌道が目標軌道に合致する (Kokkevis,1996) あるいは、運動計測データに近い軌道になるような運動を合成する方法 (Zordan,1999) が提案されている。ロボット工学の分野でも、人間型のモデルに対して、動力的拘束を満足する運動生成 (軌道計画) の方法が提案されている。特に、ロボット応用では、自分自身の体や周辺の物体との幾何学的干渉 (衝突) を避けることが重要であり、動力的な拘束条件と、幾何学的な拘束条件を同時に満足する動作を生成しなければならない。全身の姿勢を多自由度関節角度からなる多次元空間のベクトルであるとして、初期姿勢と終端姿勢が与えられたとき、多次元超空間内の軌道を探索する問題として解く方法が提案されている。探索には、ランダム探索アルゴリズムを活用し、時々刻々の動的バランスを維持しながら、幾何学的干渉が生じない空間内を探索する (Kuffner,2001,2002) (図 3 - 4 - 3)。

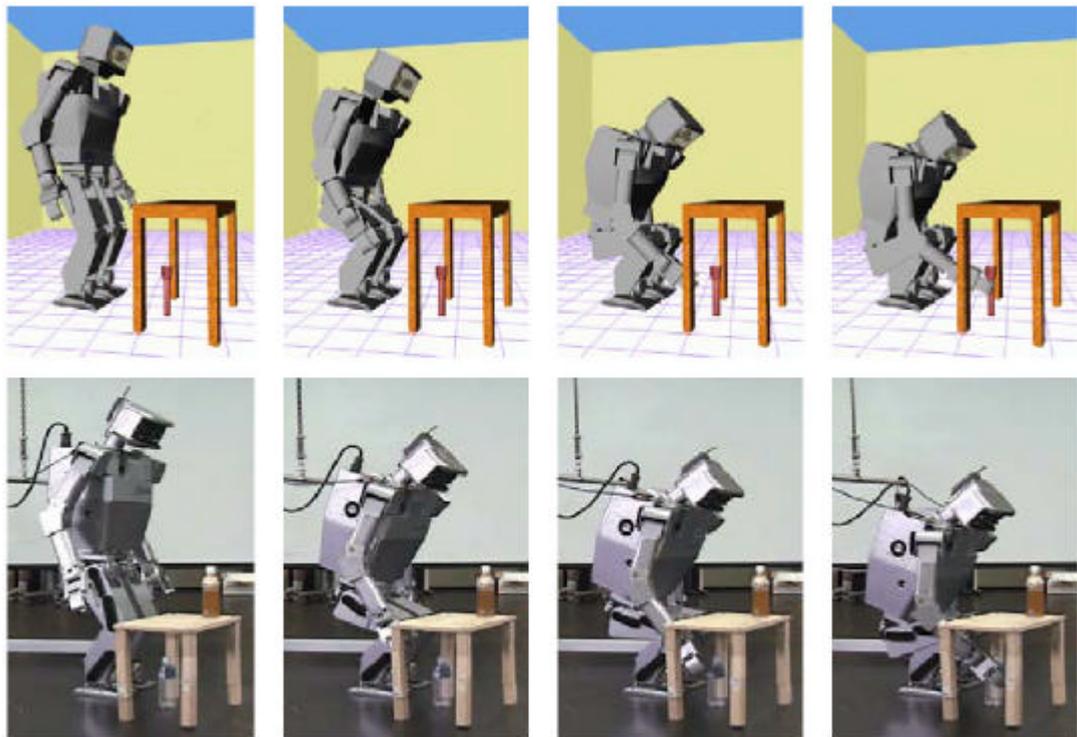


図 3 - 4 - 3 Kuffner,2001,2002

これらの方法の多くは、既知情報として、リンク構造モデルのすべての体節の力学的パラメータ (質量、重心位置、慣性モーメントなど) が必要であり、さらに、末端節の空間軌道データを必要とするものが多い。すべての体節の運動 (時系列の姿勢) データを使う

場合には、すでに合成すべき解（体節の運動）に近いものが得られていることになるが、実測データの誤差を取り除き、動力学的な拘束を満足する運動データに成形し直すという意味を持っている。また、動力学シミュレーションに基づく場合は、リンク構造が同一であっても、体節の力学パラメータ（たとえば質量）が変化すれば、それに応じて、運動が変化することになる。

4.1.3.筋骨格系モデル（Musculo-Skeletal System）

上記で紹介した方法は、基本的に、剛体リンクモデルのみから運動を合成している。一部、筋力に相当するような関節モーメントを考慮しているものもあるが、実際の筋力を模擬しているわけではない。人間の筋は、関節以上に冗長で、しかも、屈筋（関節を曲げようとする筋肉）と伸筋（関節を伸ばそうとする筋肉）が同時に働くようなことも多い。エネルギー的には、明らかに無駄であり、関節モーメントとしてはその差分しか評価できないが、人間はこのように筋肉を拮抗させることで、関節のスティフネスを調整している。このような人間らしいアクチュエータの挙動を考慮して運動を生成するには、剛体リンクモデルだけでなく、筋骨格系モデルも用いる必要がある。筋骨格系モデルの利用の仕方には、大きく2通りあり得る。第1は、逆運動力学（Inverse Dynamics）に基づくもので、動力学シミュレータを用いて剛体リンクモデルで合成した運動の、関節モーメントを、関節に付着する筋群に分配する方法である。先に述べたように、関節回りの筋数は関節自由度に対して冗長であって、単純には筋張力を決定できない。そこで、生理学的に同期（一緒に動作する）ことが分かっている筋の同期関係を加えたり、筋力分配を筋の生理断面積に関係づける（たとえば筋応力の3乗に比例するなど）ことで筋張力を決定することが多い（長谷,1995）。この逆運動力学に基づく筋力計算を繰り返しながら、筋力が最小になる、あるいは、人体の持つ筋力限界で運動できるような運動に収斂させていくことで、運動を合成する方法が研究されている（Komura,1997）。第2は、順運動力学（Forward Dynamics）に基づくもので、本当に筋張力を働かせて、体を動かしてしまおうという方法である。PD制御を用いて、筋骨格系モデルの動力学シミュレーションを実現し、目標軌道を実現するためのすべての節の運動を合成した研究がある。また、筋制御に神経振動子を用い、その神経振動子の制御パラメータ調整に遺伝的アルゴリズム（Genetic Algorithm）を使った方法（Hase,2002）や、同様の神経振動子ネットワークのパラメータ決定を、強化学習を用いて行った方法（Morimoto,2001）などがある。神経振動子を用いた運動合成では、目標軌道や初期運動データなどを与えることなく、運動を規定する基本的な基準（たとえばエネルギー消費を最小化するなど）を与えるだけで、自律的に運動を合成できる（図3-4-4、Hase）。その反面、パラメータの調整が煩雑で、周期的な運動しか発生できないと言う問題もある。ただし、銅谷らの研究による後者の方法では、歩行周期運動だけでなく、起き上がり運動の合成にも成功している。

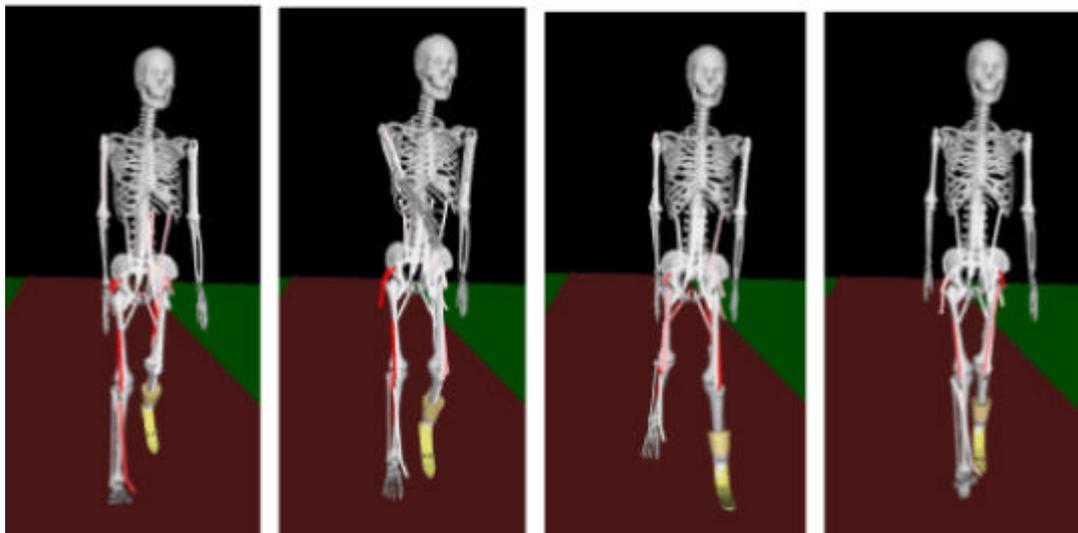
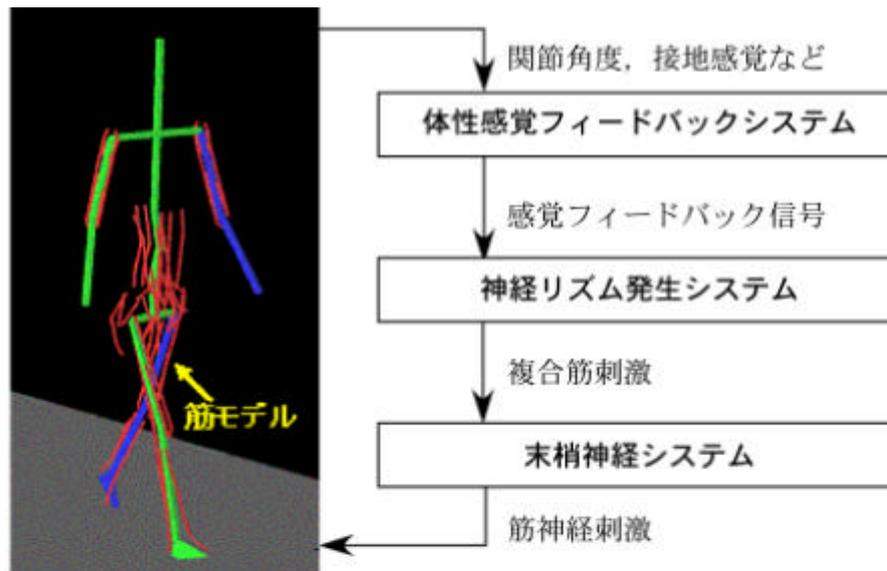


図3 - 4 - 4 神経振動子を用いた運動合成

4.1.4.本スタディのアプローチ

動作生成の3つのアプローチについて現状の技術動向を概説した。このうち、第1のアプローチは、人体のダイナミクスを全く考慮していないため、はじめに掲げた人体特性に即したデジタルヒューマンの動作生成という目的には合致しない。第3のアプローチは、詳細な人体特性（筋力や神経回路網まで）に応じた動作生成が可能である反面、それらの人体特性を個別に取得したり、統計的な数値を得る技術がなく、また、生成できる動作にも限りがある。以上のことから、本スタディでは、第2のアプローチを中心として、動作自動生成モデルを開発することとした。

【参考文献】

- Phillips, Cary B., Badler, N. I. (1991), Interactive Behaviors for Bipedal Articulated Figures, SIGGRAPH 91, 359-362.
- Gleicher, M. (1998), Retargetting Motion to New Characters, SIGGRAPH 98, 33-42.
- Lee, J., Shin, S. Y. (1999) A Hierarchical Approach to Interactive Motion Editing for Human-like Figures, SIGGRAPH 99, 39-48
- Tak, S., Ko, H.S. (2000), Example Guided Inverse Kinematics" In the Proceedings of the International Convergence on Computer Graphics and Imaging (CGIM).
- Bindiganavale, R., Badler, N.I. (1998), Motion Abstraction and Mapping with Spatial Constraints" International Workshop on Modelling and Motion Capture Techniques for Virtual Environments (CAPTECH'98), 70-82.
- Monzani, J.S., Baerlocher, P., Boulic, R., Thalmann, D., (2000) Using an Intermediate Skeleton and Inverse Kinematics for Motion Retargeting, Eurographics 2000, Computer Graphics Forum, Vol.19, No.3, 11-19.
- Koga, Y., Kondo, K., Kuffner, J., Latombe, J-C. (1994) Planning Motions with Intentions", SIGGRAPH 94, 395-408.
- 川地克明, 鈴木宏正 (2002) モーションデータベースによる実時間モーション合成手法, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 7(4), 453-458,.
- Tak, S, Song, O-Y., Ko, H-S. (2000) Motion Balance Filtering, Eurographics 2000, Computer Graphics Forum, Vol.19, No.3, 437-446.
- Yamane, K., and Nakamura, Y. (2000), Dynamic Filter - Concept and Implementation of On-Line Motion Generator for Human Figures" Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation, 688-695, San Francisco, CA.
- Hodgins, J.K., and Pollard, N.S. (1997) Adapting Simulated Behaviors For New Characters, SIGGRAPH '97 Proceedings, 153-162.
- Kokkevis, E., Metaxas, D., and Badler, N.I., (1996) User-Controlled Physics-Based Animation for Articulated Figures, Proceedings of Computer Animation '96.
- Zordan, V.B., and Hodgins, J.K., (1999) Tracing and Modifying Upper-body Human Motion Data with Dynamic Simulation, Computer Animation and Simulation '99 (Proceedings of the Eurographics Workshop on Animation and Simulation '99).
- Kuffner, J.J., Nishiwaki, K., Kagami, S., Kuniyoshi, Y., Inaba, M., Inoue, H. (2002) Proc. IEEE Int'l Conf. on Robotics and Automation (ICRA'2002), Washington DC, 2265--2270.
- Kuffner, J.J., Nishiwaki, K., Kagami, S., Inaba, M., Inoue, H. (2001) Motion Planning for Humanoid Robots Under Obstacle and Dynamic Balance Constraints, Proc. of International Conference on Robotics and Automation (ICRA'01), 692--698.
- 長谷和徳, 山崎信寿 (1995) 汎用3次元骨格モデルの開発" 日本機械学会論文誌, C-61(591), 295-300.
- Komura, T., Shinagawa, Y., and Kunii, T.L. (1997) A Muscle-based Feed-forward Controller

of the Human Body, Computer Graphics Forum (Proceedings of Eurographics '97), Vol.16, No.3, 165-176.

- Hase, K., Yamazaki, N. (2002) Computer simulation study of human locomotion with a three-dimensional entire-body neuro-musculo-skeletal model. I. Acquisition of normal walking, JSME International Journal, Series C, 45-4, 1040-1050.
- Morimoto J., Doya K. (2001) Acquisition of stand-up behavior by a real robot using hierarchical reinforcement learning, Robotics and Autonomous Systems, 36, 37-51.

4.2 動作自動生成モデルの概要

図3 - 4 - 5にヒューマノイドロボットH7と人間の歩行計測の様子を示す。H7は身長147cm、体重55kgであり、比較の対象とした人間は身長168cm、体重61kgであった。歩行は2枚のフォースプレートを両足で別々に踏みながら歩きぬける運動をVicon社製モーションキャプチャシステムのカメラ7台で計測し、その右足1サイクル（着地から立脚期を経て離陸し遊脚が終わるまで）分を床反力、COP、重心位置、関節角軌道、関節のモーメント、上体の姿勢などのデータとして整理した。マーカー位置の計測精度は約1mmである。

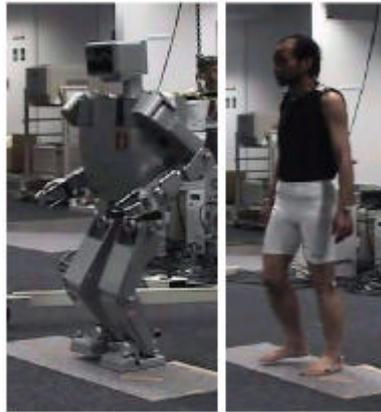
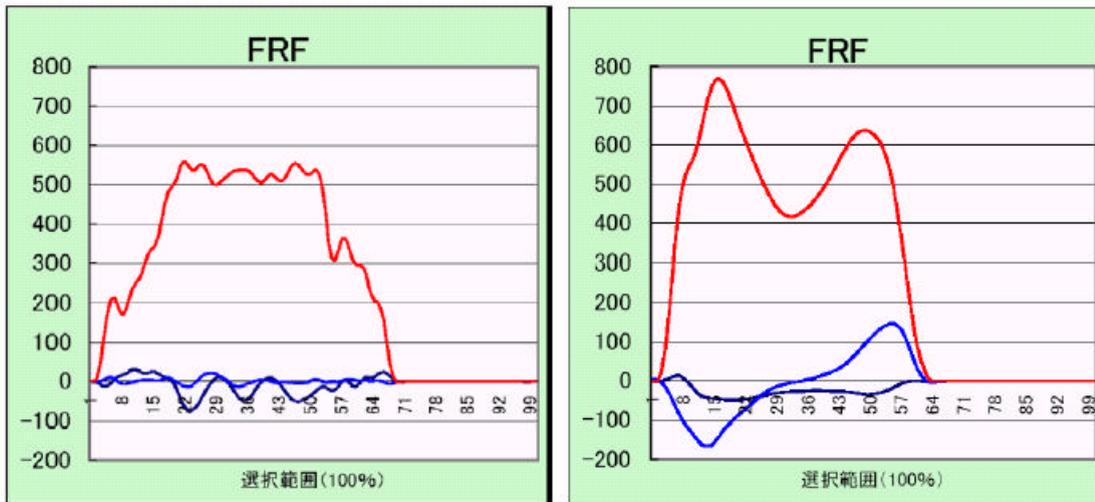


図3 - 4 - 5 ヒューマノイドH7と人間の歩行中のモーションキャプチャ

(1)床反力

床反力の3軸力を図3 - 4 - 6に示す。左がH7、右が人間のデータである。人間は着地の瞬間に体重の約1.2~1.4倍のZ方向反力が発生し、いったん体重の約0.6~0.7倍まで減った後に離陸の直前にほぼ体重程度の力が発生している。

これに対して、H7ではほぼ体重と同程度の力が一貫して働いていると共に、床に平行な2軸の力は人間に比べて比較的小さく抑えられている。



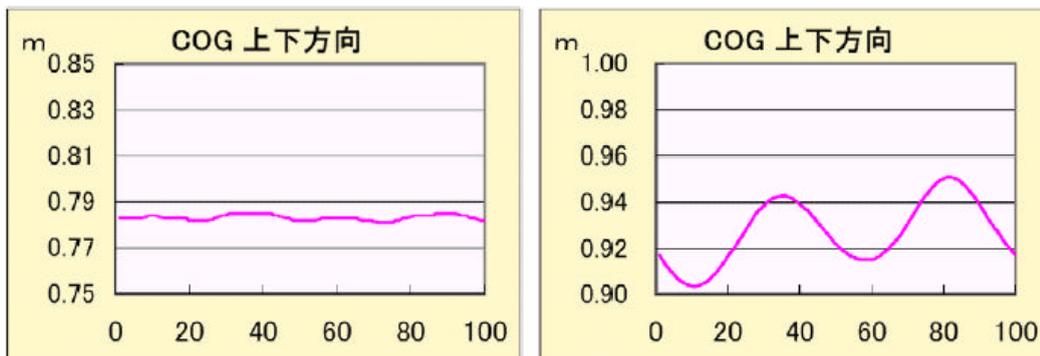
H7 右足

人間右足

図 3 - 4 - 6 3軸床反力

(2) 矢状面内での重心の移動

図 3 - 4 - 7 に矢状面での重心の移動を示す。H7 はほぼ一定の高さを保つように軌道計画されているのに対して、人間は着地の直後に重心が最下点となり、両足立脚期に床反力の増大に同期して重心を上へ押しあげ、片足期にピークを迎えた後、再び次の両足立脚期に下に降りるといふ軌道を進んでいる。



H7 ロボット

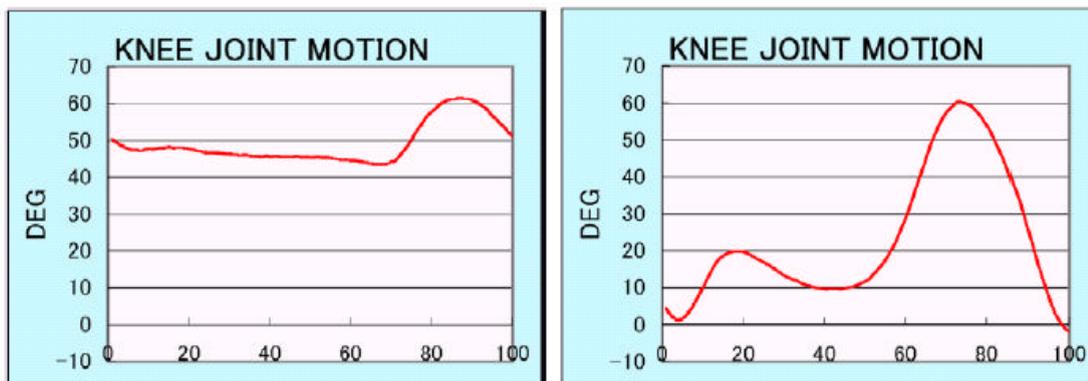
人間

図 3 - 4 - 7 矢状面内での重心の移動

(3) 膝関節の軌道

図 3 - 4 - 8 に膝の関節角軌道を示す。H7 の場合には遊脚期の初期に足を持ち上げるために膝関節が大きく用いられている。人間の場合には着地と共に膝が一度伸びてから次に重心が降下す

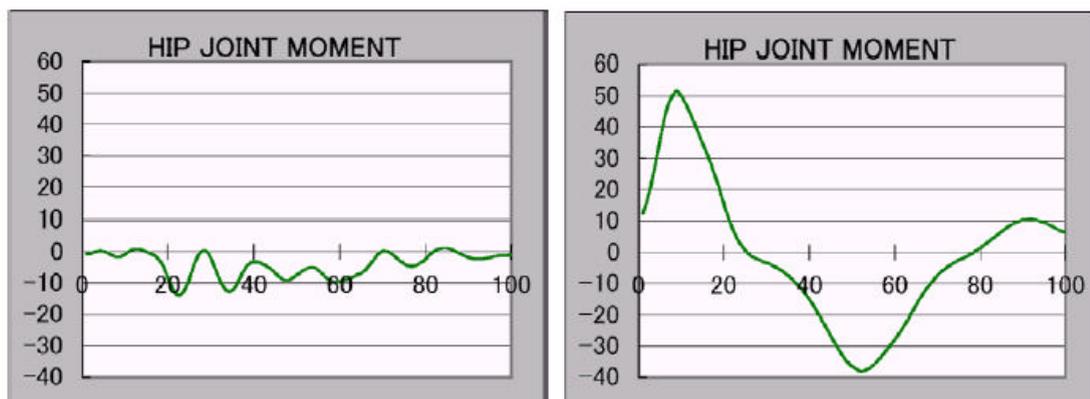
るのに伴って膝が曲がり、もう一度離陸期に伸びた後に遊脚期に大きく曲がるダブルニーアクションと呼ばれる運動を行っている。



H7ロボット

人間

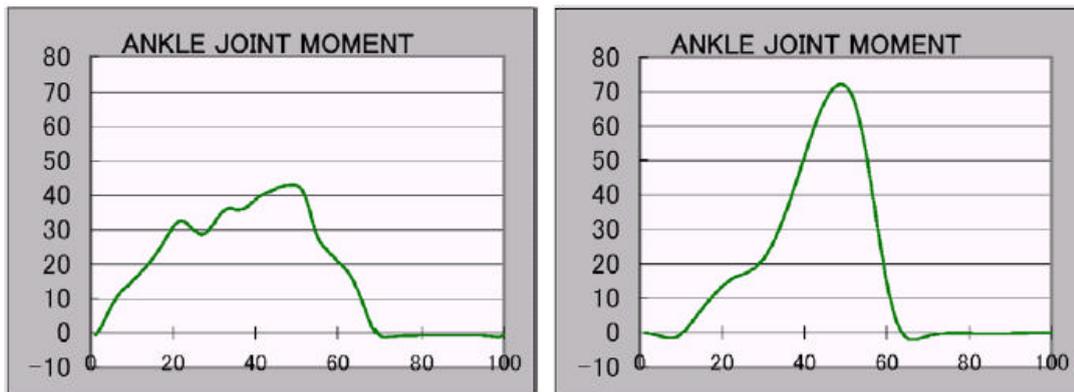
図3-4-8 膝関節の軌道



H7ロボット

人間

図3-4-9 股関節のモーメント



H7 ロボット

人間

図3 - 4 - 10 足首関節モーメント

(4)考察

得られたデータからロボットは設計上のパラメータを用いて、人間は各節の力学的パラメータを回帰式により推定し、関節位置は人体上の特徴点から得られた値を用いて解析した。今回の実験により、遊脚を前に運ぶ動き及び重心の上下動の2点でロボットと人間とが大きく異なっていることが観察された(図3 - 4 - 9)。

ロボットは遊脚を膝の関節を用いて遊脚期に持ち上げて降ろしている(図3 - 4 - 8左)。しかし人間は前述の腰の上下動に伴って両足立脚期の最後に、次の立脚で重心を上を持ち上げると共に、次の遊脚の足首でモーメントを発生させ、前上方に蹴ることにより足を前に運んでいる(図3 - 4 - 10右)。併せて腰をロール角方向に最大2度程度回旋させることにより遊脚を持ち上げている現象が観察された。

ロボットは重心を上下動させていないが、人間は数cm重心を上下させており(図3 - 4 - 7)、これが床反力にも現れている(図3 - 4 - 6右)。このような動作は、1)視覚や三半規管を担う頭部が動いてしまう、2)エネルギー的には無駄である、といった欠点がある。床反力の2つのピークでは床面への摩擦が最大化されており、それぞれのピークが股関節ピッチ軸周りの筋肉が最も仕事をしている瞬間と一致する(着地時と離陸時には逆方向に最大力がかかる)ことから、特にヨー軸周りのモーメントを打ち消すのに役立っていると考えられる。

【引用文献】

- ・ヒューマノイドロボットH7の歩行計測と人間の歩行との比較
(産業技術総合研究所, CREST・JST) 加賀美聡、宮田なつき、倉林準、持丸正明、
帝京大学 江原義弘、東京大学 西脇光一、井上博允

4.3 生成した動作例

(1) 目標 ZMP 追従運動軌道的高速生成法

目標 ZMP 追従型動作生成

一般に、ロボットの運動軌道から ZMP 軌道を解析的に求めることはできるが、その逆問題である、ある ZMP 軌道を満たす運動軌道を求めることは、非線形で、干渉のある 2 階微分方程式を解くこととなり、解の冗長性、関節による各リンクの運動の高速等の問題もあり、困難である。そこで、従来、目標 ZMP 軌道を満たす運動軌道を生成するために、遺伝的アルゴリズムや最急降下法等、探索手法に基づく方法が採用されてきた。また、運動軌道と ZMP の関係式を近似的に解く手法としては、近似により、線形・非干渉化した後にフーリエ級数展開により微分方程式を解く手法が提案・実装されている。

ZMP 導出式の線形・非干渉化

ロボットの運動状態から ZMP 位置を求める式は、床面が x - y 平面となる座標系で ZMP 位置を $\mathbf{P} = (x_p, y_p, 0)^T$ とすれば、ロボットのリンク i の位置、質量、慣性テンソル、角速度ベクトルをそれぞれ $\mathbf{r}_i = (x_i, y_i, z_i)^T, m_i, \mathbf{I}_i, \boldsymbol{\omega}_i$ 、重力加速度を g として、

$$x_p = \frac{\sum m_i z_i \ddot{x}_i - \sum \{m_i(\ddot{z}_i + g)x_i + (0, 1, 0)^T \mathbf{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i\}}{-\sum m_i(\ddot{z}_i + g)} \quad (1)$$

と表される (y_p についても同様)。

ロボットの運動軌道が、次式のように表されるとする。

$$\mathbf{A}(t) = (x_1(t), y_1(t), z_1(t), \theta_1(t), \phi_1(t), \psi_1(t), \dots, x_n(t), y_n(t), z_n(t), \theta_n(t), \phi_n(t), \psi_n(t)) \quad (2)$$

すると、式(1)を用いて、この運動軌道による ZMP 軌跡 $\mathbf{P}_A(t) = (x_{p_A}(t), y_{p_A}(t), 0)^T$ が求められる。このとき、目標とする ZMP 軌跡 $\mathbf{P}_A^*(t)$ を $\mathbf{A}(t)$ の $x_i(t), y_i(t)$ のみを $x'_i(t), y'_i(t)$ に変更することにより実現することを考える。すなわち、

$$x_p^* = \frac{\sum m_i z_i \ddot{x}'_i - \sum \{m_i(\ddot{z}_i + g)x'_i + (0, 1, 0)^T \mathbf{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i\}}{-\sum m_i(\ddot{z}_i + g)} \quad (3)$$

を満たす x'_i を求めればよい (y'_i についても同様)。

式(1) - 式(3)は、

$$x_p^e = \frac{\sum m_i z_i \ddot{x}_i^e - \sum m_i(\ddot{z}_i + g)x_i^e}{-\sum m_i(\ddot{z}_i + g)} \quad (4)$$

但し、 $x_p^e = x_p^* - x_{p_a}$, $x_i^e = x_i^i - x_i$ である。

ここで、式(4)を解くために、 $x_i^e = x^e$ とすることを考える。すなわち、式(4)の解は無数に存在するため、各リンクの各時刻の位置を水平並進方向に同量だけ変更する場合の変更量を求めることとする。実際には、幾何拘束により接地動作においてこのような運動は、不可能であるが、例えば、歩行において、上体（体幹・腕・頭）を並進方向に修正するような場合には、このように近似できる。上体を並進方向に修正する場合には上体部リンクについては、並進方向に同量変位する。脚部リンクについては、対象としている脚が6自由度の非冗長系であるため、上体を水平方向に変位させた場合の、垂直変位、回転変位は小さく、水平変位に関しては、上体の水平変位にほぼ比例する。

微分方程式の数値求解

式(4)に、 $x_i^e = x^e$ を代入すると、

$$-\frac{\sum m_i z_i}{\sum m_i (\ddot{z}_i + g)} \ddot{x}^e + x^e = x_p^e \quad (5)$$

となるが、時刻を $0, \dots, t_m$ に間隔 Δt で、離散化し、各時刻における加速度 \ddot{x}^e を

$$\ddot{x}^e(t_i) = \frac{x^e(t_{i+1}) - 2x^e(t_i) + x^e(t_{i-1}))}{\Delta t^2} \quad (6)$$

として求めれば、 $x^e(t_i)$ に関する3項方程式として、解くことができる。(このとき、境界条件として、始終点における変位量 $x^e(0), x^e(t_m) = 0$ を与え、 $i = 1$ から $m - 1$ について、上式を解く。)この結果より、目標 ZMP 軌道 $P_A^*(T)$ を満たす運動軌道を求めることができる。

(2)歩行軌道高速生成システムの実装

(1)で述べた目標 ZMP 追従動作軌道の高速生成法を用いて、ヒューマノイドのための歩行軌道生成システムを作成した。

歩行軌道生成システムは、各足の一步ずつの設置姿勢を与えることにより、歩行軌道を生成する。1)初期姿勢、初期速度、最終姿勢、最終速度、腕の運動軌道、各足の一步毎の設置姿勢、遊脚期、両脚支持期の時間及び支持脚交換時における体幹の姿勢（水平成分は目標 ZMP を満たすよう変更される）を指定する。2)これらを元に、高速生成手法に与える全身の初期軌道及び転倒しないための目標 ZMP 軌道を生成する。3)(1)で述べた手法により初期軌道から上体の水平位置を変更することにより、目標 ZMP 軌道を満たす運動軌道を生成する。運動軌道を与えた際の ZMP 軌道の算出等の動力学演算には、動力学演算ライブラリを用いた。

(1)でも言及したとおり、上体位置を水平面内で修正することは、全リンクを水平面内で同量並進させることの近似であること、離散化による加速度計算誤差等により、得られる運動軌道を評価すると目標 ZMP 軌道から誤差がある。

そこで、(1)の計算により得られる修正値に $K < 1$ を乗じて運動軌道を修正することとし、(1)の手法による運動軌道の修正を離散点における ZMP 軌道からの誤差の平均が設定した値以下 (1mm を採用) となるまで、繰り返すこととした。

(3)歩行生成における手法の評価

(2)で述べた歩行システムにより、水平面内前進 4 歩の歩行軌道を生成し、評価した。パラメータ K は 0.6、離散化の時間間隔は 50msec とした。5 回の計算の後、目標 ZMP からの平均誤差が 1mm 以下となり、計算を打ち切った。その際、ZMP 軌道が目標軌道に収束していく様子を図 3 - 4 - 1 1 及び図 3 - 4 - 1 2 に示す。離散化された各制御点における、目標からの誤差は、初期軌道、1 回目の修正後、計算打ち切り後で、平均それぞれ、28.0mm、11.8mm、0.46mm、最大ではそれぞれ、83.3mm、31.6mm、2.1mm であった。

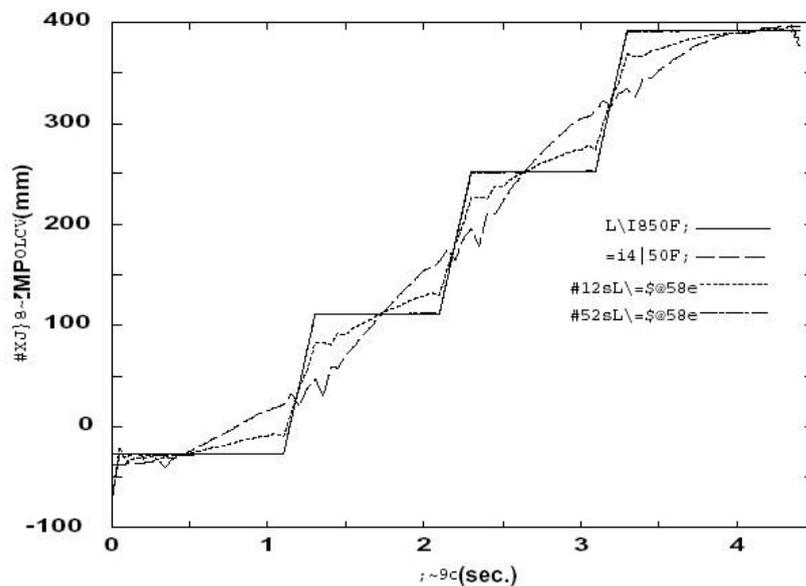


図 3 - 4 - 1 1 ZMP 軌道の目標への追従の様子 (x 方向)

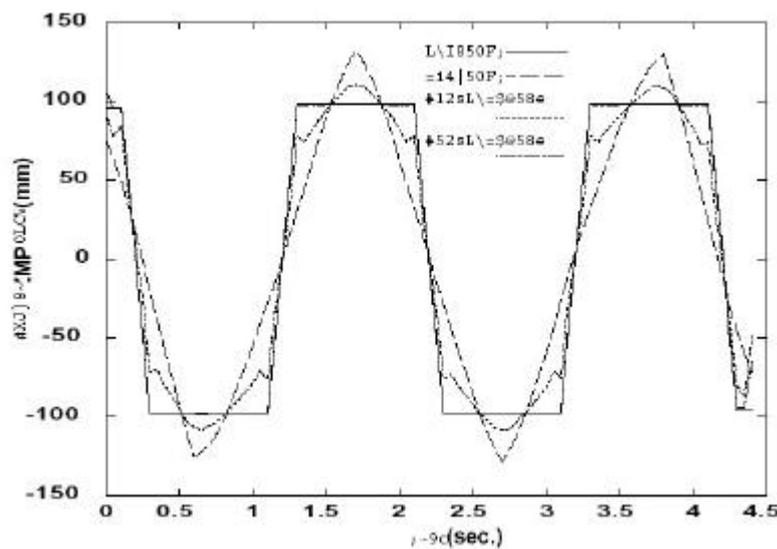


図 3 - 4 - 1 2 ZMP 軌道の目標への追従の様子 (y 方向)

【引用文献】

「ZMP 導出の線形・非干渉化、離散化によるヒューマノイドの動力学安定軌道の高速生成
- 感覚行動統合全身型ヒューマノイド H6 での実現」 西脇光一（東京大学）、北川知伸（株）
キーエンス）杉原知道（東京大学）加賀美聡（東京大学）稲葉雅幸（東京大学）井上博允（東京
大学）、第 18 回日本ロボット学会学術講演会

(4)検討結果

従来のH7ロボットの歩行及び胴体上下動、ZMP 前進、つま先上げ効果を加えたH7の歩行について、体幹軌道及び ZMP 軌道の前後方向、横方向、上下方向を比較した結果を図3 - 4 - 13 ~ 図3 - 4 - 15に示す。

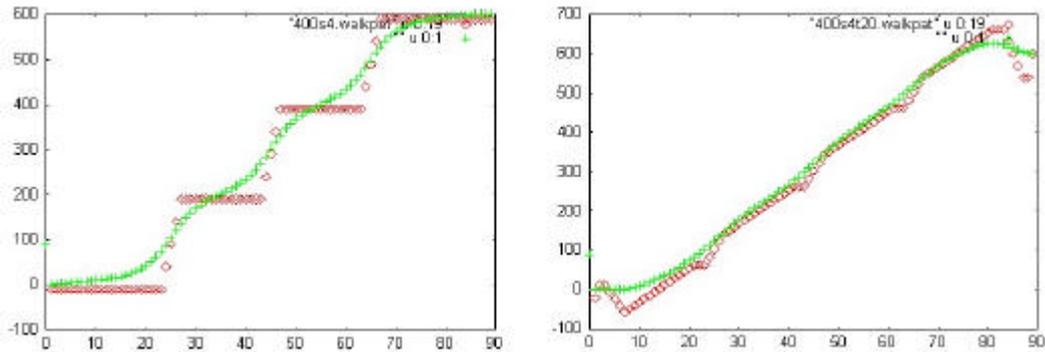


図3 - 4 - 13 H7ロボット体幹軌道及び ZMP 軌道（前後方向）

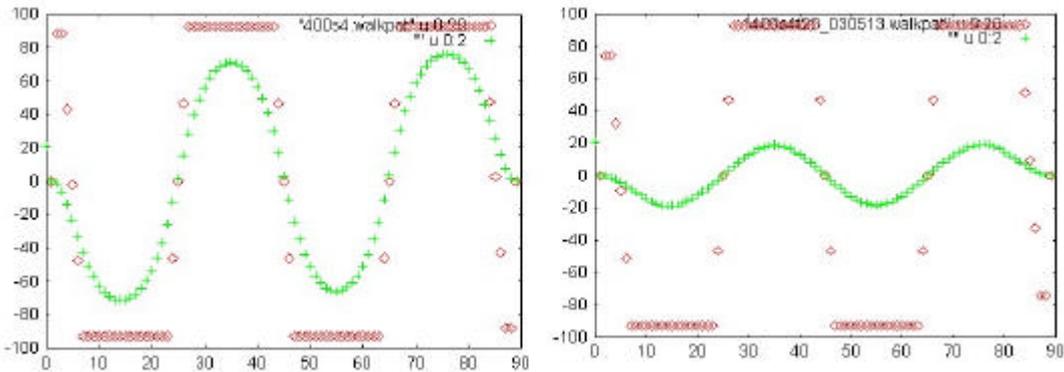
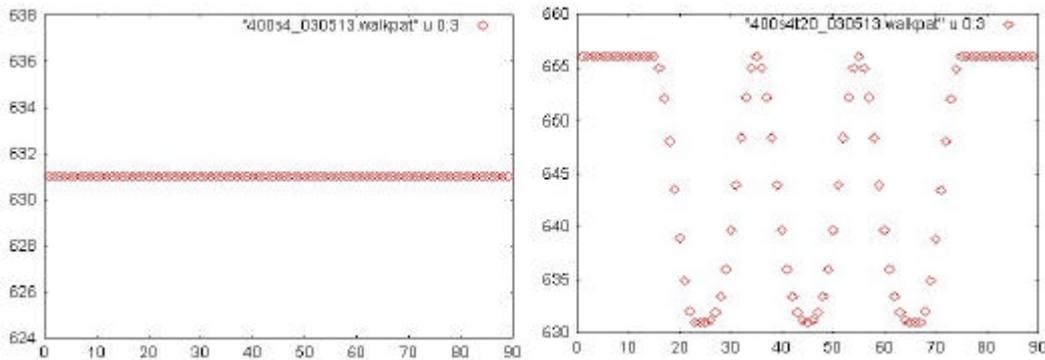


図3 - 4 - 14 H7ロボット体幹軌道及び ZMP 軌道（横方向）



従来歩行

胴体上下動，ZMP 前進，つま先上げ
効果を加えた歩行

図3 - 4 - 15 H7ロボット体幹軌道及び ZMP 軌道（上下方向）

3つの効果を加える前は、胴体は水平に移動し、その分横方向の揺れが大きかった。さらに体幹が加減速しながら前方に移動しており、エネルギー効率的にも安定性からも、良くなかった。3つの効果を加えた後は、胴体が等速で前方に移動するようになり、またトータルとしての胴体

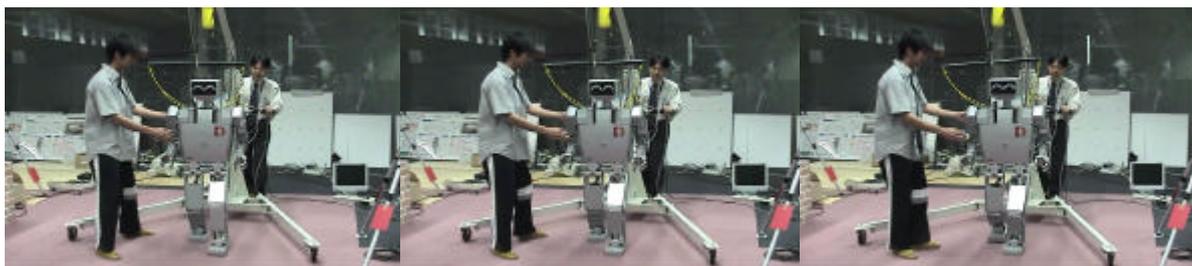
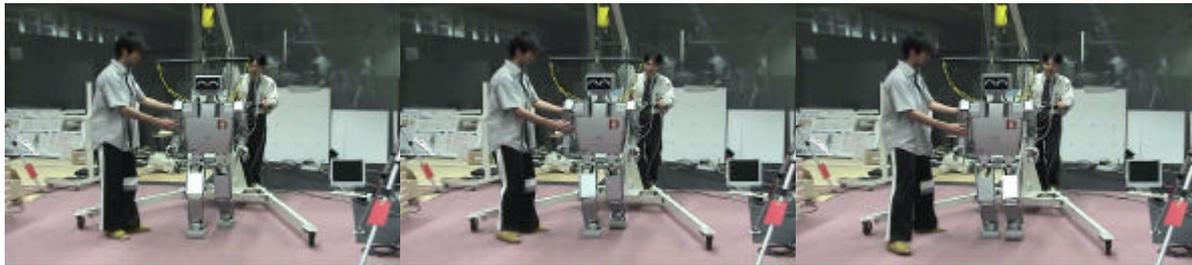
の揺動が $\pm 70\text{mm}$ から $\pm 25\text{mm}$ まで減らすことができた。

以上、6軸反力フットウェアを用いて人体ダイナミクス特性を計測・分析し、得られた知見を、胴体の上下動、ZMPの滑らかな前進、つま先あげ効果としてヒューマノイドH7に追加した結果、ヒューマノイドのエネルギー消費は20~30%向上し、さらに、歩行速度も従来より20%以上速くなった。体幹の揺動も1/3程度まで低減することができ、歩行の安定性向上に寄与できた。

図3-4-16にヒューマノイドロボットによる歩行検証写真を示す。

【参考】ヒューマノイドロボットによる動作検証結果

歩幅	一歩	踵上げ角	足内でのZMP前進距離	股関節ピッチ軸最大速度
40cm	0.8s 周期	20度	120mm	220度/s



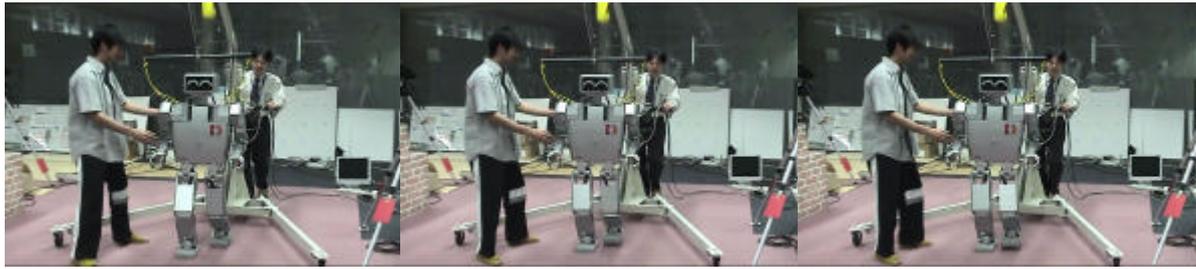


図3 - 4 - 16 ヒューマノイドロボットによる歩行検証

4 . スタディの成果

我が国の産業力強化の観点から、開発リードタイム短縮化の重要性が指摘され、また高齢化が急速に進む中で、高齢者を含む生活者にフィットした製品の提供による質の高い生活が望まれている。このため、個人の人体特性に適合した製品設計のためのデジタルヒューマン開発に必要な人体ダイナミクス特性を、精度良く、かつ簡便に計測するための機械システムを試作するとともに、動作自動生成デジタルヒューマン実用化の可能性を検討することを目的として、このために必要な計測装置の開発と、計測で得られた知見に基づく動作自動生成モデルの試作を実施した。

計測装置としては、人体の足裏に装着し、運動中に人体から床面にかかる3軸方向の反力と、3軸まわりの回転モーメントを計測できる6軸反力フットウェアを開発した。これは、剛性の高い金属性の薄板2枚の間に力を検知するセンサモジュールを内蔵したもので、上面の金属薄板が足底接地面となり、下面の薄板が床接地面となる。市販のサンダルストラップにより足部に固定する。足底接地面の寸法は260mm×120mm、片足分の重量は約500gとなった。センサモジュールは独自開発のもので、梁状の起歪体に歪ゲージを貼って力(による起歪体の歪)を検出する。3つの軸方向力を独立して検知するために、梁部支持構造に球状ベアリングを使用した。この結果、直線性が高く、干渉が小さいことが確認された。この構造であれば、起歪体を非常に小さく設計でき、フットウェア内部に納めることが可能である。また、検出した歪をノイズを受けずに伝送するために、6軸力フットウェアには、独自開発の動歪アンプを内蔵した。これにより、歪信号は±10Vの電圧信号として有線伝送される。

開発した6軸反力フットウェアを装着し、市販のモーションキャプチャ装置と合わせて、全身の運動とそのときの6軸反力を同時計測した。本スタディとは別に独自開発した、人体型動作の自動生成モデルで生成した結果と、本スタディで開発した装置によって得られたダイナミクス特性とを比較した結果、生成した歩行動作は、実際の人体動作に比べて、足裏の力の釣り合い点であるZMP (Zero Moment Point) が左右に大きく振れ、それに伴って、水平面内の重心位置も大きく左右動していることが分かった。一方、人間は重心を上下動させながら歩行し、その結果、6軸力フットウェアで検出される床反力が、1歩行周期に2つのピークを持った波形として現れる。このような特徴は、人間の歩行特性としてよく知られたことではあるが、上下動の意義は明らかになっておらず、また、それを動作自動生成に活かすことも行われてこなかった。

本スタディでは、上記の計測結果に基づいて、重心を上下動させることで、ZMPの左右ぶれを低減し、自然な動作を自動生成するモデルを試作した。ZMPとは、水平面内の力成分を鉛直方向の力成分で除したものであるため、左右方向の力成分が変わらなくとも、重心が上下動することで分母が変わり、ZMPを変えることができる。重心の上下動、足部MP関節の関節運動(蹴り出し)を加え、動的に安定な歩行運動を自動生成した結果、従来の生成動作に比べてZMPの左右ぶれは1/4~1/5程度まで低減し、実際の人間の歩行により近い動作となった。本スタディの結果に基づいて、生成した動作を、ヒューマノイドに実装し再現した。この結果、従来の生成動作に比べ、歩行速度が30%程度高速化したほか、1歩行周期に消費するエネルギーも低減できるなど、有効な結果を得ることができた。

以上、人体ダイナミクス特性を計測するための、6軸反力フットウェアを開発し、それを装着

して計測したデータから得られた知見により、人間型動作を自動的に生成するモデルを新たに開発した。この結果、重心位置の上下動を積極的に利用することで、ZMPの左右揺動を低減し、歩行速度が速く、安定した動作を生成できることが明らかになった。このような、人体動作生成に関するモデルは、さまざまな機械システムの人間親和性を、コンピュータ上で事前評価するための基盤技術をなすものである。

おわりに

製造業においては、「デジタルモックアップ」と呼ばれるコンピュータによるシミュレーション評価ツールの活用が盛んである。これは、実体としてのモックアップ開発をできるだけ低減し、コンピュータ上の設計段階で、可能な限りの強度・性能試験を行おうとするものである。このデジタルモックアップの中で、もっとも立ち後れている試験のひとつが、人間適合性評価試験である。設計対象そのものの強度・性能を計算的に評価するのと異なり、人間適合性では設計対象と人間との相互作用を計算論的に再現しなければならない。また、人間の方にはさまざまなばらつき（個人差）があり、それらを統計的に再現することも求められる。デジタルヒューマンは、まさしく、これを具現化し、人間適合性試験を仮想化するためのブレイクスルーポイントなのである。

デジタルヒューマンモデルの中でも、人体寸法のような特性は、計測・統計処理が容易であり、かつ、その再現の技術的困難もない。一方、人体ダイナミクス特性である、人間の動きや力を計算論的に再現するのは非常に難しい。特に、エンターテインメントで利用されるような「もっともらしい」動きではなく、人間適合性評価に資する「統計的に信頼性のある」動きを生成することは容易ではない。エンターテインメントとの最大の相違は、動力学的な拘束条件（運動方程式）を満足しなければならない点にある。

本スタディでは、このような動力学的な拘束条件を満足する人体型動作の自動生成モデルの開発を目指し、そのために必要となる計測装置の開発を行った。人間の足裏に装着することで、さまざまな運動中の力データ計測が可能となった。さらに、この装置を用いて計測したデータから、より人間の運動に近い動作自動生成モデルを試作することができた。

このような、人体動作生成に関するモデルは、さまざまな機械システムの間親和性を、コンピュータ上で事前評価するための基盤技術をなすものである。自動生成デジタルヒューマンが実現すれば、設計・開発段階での実験を大幅に減少することが可能となり、機械システムの開発リードタイムを大幅に減少する技術が確立される。また、高齢者をはじめとする生活者が満足度の高い製品を低価格で、かつ短期間の入手が可能になるとともに、産業競争力の強化が期待できる。

- 禁無断転載 -

システム開発 14 - F - 12

人体ダイナミクス特性計測機械システム及び動作自動生成モデルの
開発に関するフィージビリティスタディ報告書
要旨

発行 平成15年6月

発行者 財団法人 機械システム振興協会
〒108-0073 東京都港区三田一丁目4番28号
電 話 03 - 3454 - 1311

社団法人 人間生活工学研究センター
〒541-0047 大阪府中央区淡路町三丁目3番7号
電 話 06 - 6221 - 1660

本報告書の内容を公表する際は、あらかじめ上記にご連絡下さい。