

## 「病を知るデジタルヒューマン」のためのデータベース設計

藤原 久志<sup>†</sup> 牧之内 顕文<sup>††</sup>

<sup>†</sup>九州大学大学院 システム情報科学府 〒812-8581 福岡県福岡市東区箱崎 6-10-1

<sup>††</sup>九州大学大学院 システム情報科学研究所 〒812-8581 福岡県福岡市東区箱崎 6-10-1

**概要** 歩行分析システムの構築に先駆け、歩行データベースの設計を行った。本発表では、デジタルヒューマン技術の医学への応用を目的として、「病を知るデジタルヒューマン」のためのデータベース設計について報告する。具体的には、3次元スキャナシステムにより人間の身体の3次元形状を記録する。また、モーションキャプチャシステム、筋電図記録装置、足圧計を用いて人間の歩行動作の収録実験を行い、それにより得られたデータをデータベース化する。このデータベースと連携した、歩行の違いや特徴をアニメーションにより表示し、分析が行える教育診断支援システムを構築することが本研究の到達目標である。本論文では、歩行動作収録実験の手順とそれにより得られるデータ、およびデータベース設計について述べる。

## Database Design for "Digital Patients"

Hisashi Fujiwara and Akifumi Makinouchi

Graduate School of Information Science and Electrical Engineering, Kyushu University

Hakozaki 6-10-1, Higashi-ku, Fukuoka-shi, 812-8581 Japan

**Abstract** We are now developing a database to apply digital human technology to medical areas. The system is called "Digital Patients". In the system, digital patients with neural diseases walk in virtual space. First, 3D shapes of patient's bodies are recorded by 3D scanner. Then patient's gait are recorded with EMG, foot pressure, and motion capture system. This paper presents a preliminary report on the project focusing on database design for the system.

### 1. はじめに

近年、人間の生理解剖学的機能、運動機能的機能、認知心理的機能の実測結果に基づき、人間の構造や特性をコンピュータ上に構築し、工学上の応用を目的として、人体や動作などをリアルに表現するデジタルヒューマン (Digital Human) 技術が注目を集めている。従来の仮想現実 (Virtual Reality) では、仮想人間に実写真のテクスチャを貼り付ける技術や、モーションキャプチャシステムのデータにより動作を再現する技術が開発され、成果をあげている。これらの研究開発は、個人の身体モデルに基づいた製品開発や、作業時における危険シミュレーションなど、

人の福祉安全に関わる応用が期待され、広範囲にわたって注目を集めつつある。

我々は、デジタルヒューマン技術の医学への応用を目的として、「病を知るデジタルヒューマン」の研究を進めている。被験者個人に基づいた身体モデルと、モーションキャプチャシステムにより得られた運動モデルを有するデジタルヒューマンを作成する。これを医療福祉介護へ応用するため、様々な運動障害を有する患者のデジタルヒューマンを作成し、データベースを構築する。

現在は上記の目標を達成するため、人間の基本的な動作である歩行に焦点を当て研究を行っている。人間の歩行動作を、モーションキャプチャシステム、筋電図記録装置、

足圧計を用いて計測する。疾患による歩行の違いを分析するため、実験で得られたデータをデータベース化する。また、これらのデータとアニメーションにより、収録した歩行を再現し、表示するシステムを構築することが現段階での目標である。

本論文では、研究で得られるデータのデータベース化に焦点を当てて現状報告を行う。2 節でモーションキャプチャを用いた研究や、歩行分析に関する関連研究について述べる。3 節では、本研究での歩行動作収録実験に用いる装置と、実験内容について述べる。4 節では、実験により得られるデータについて説明し、5 節では、データと歩行のXML での記述とデータベースの設計案について述べる。最後に6 節でまとめと今後の研究方針について述べる。

## 2. 関連研究

モーションキャプチャシステムを用いて人間の動作を記録し、3次元CGアニメーションでその動作を再現するシステムが種々開発されている。Web3D Dance Research Project[5,6,11]では、プロのバレエダンサーの動作をモーションキャプチャシステムを用いて採取し、データベース化している。蓄積したモーションデータをバレエの基本ステップに分類し、それらを編集表示させることで、バレエの振付支援システムを構築している。

歩行分析の分野でも、モーションキャプチャシステムの技術が採用されている。また、得られたデータを元に歩行動作を再現し、歩行に関する筋肉活動を表示するシステムも存在する[3]。しかし、本研究では、3次元モーションデータに加え、筋電図、足圧力の情報も取り入れている点において、これらのシステムとは異なる。また、これらの情報を統合し、歩行の比較、表示が行えるシステムはまだ存在しない。我々は、まずモーションキャプチャ、筋電図記録装置、および足圧分布測定装置の同期をとる仕組みを考えることから始めた。これらのシステムはそれぞれ独立に開発されているため、同期をどのようにとるかは大きな課題であった。結局、全てを電氣的に同期させることは難しく、被験者の介在による手法を取らざるを得なかった。被験者が収録の開始に際して、手を挙げてから動作を開始することで、モーションキャプチャシステムと筋電図と同時に記録している動画で同期させる。

歩行分析に関する歩行データのデータベース化[2]は既に様々な研究者によりなされているが、本研究のように、3次元モーションデータ、筋電図、足圧力、ビデオ映像の情報を統合したものはまだ存在しない。また、[2]で提案されている歩行データベースに必要な情報である関節角度については3次元モーションデータから計算することによ

って求めることが可能である。

歩行分析においては、関節角度と筋放電活動の関係[1]や、足の運びを見ることにより歩行の良さを定量評価する研究[4]がなされている。そのため、本研究における歩行実験で得られる情報を統合した歩行データベースを構築することにより、このような歩行研究分野における貢献も期待できる。

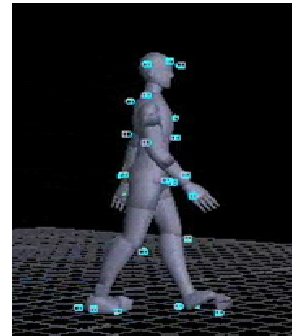


図1 モーションキャプチャ  
Fig.1 Motion Capture

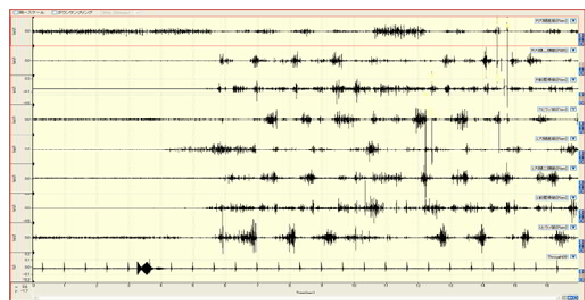


図2 筋電図  
Fig.2 Electromyogram(EMG)

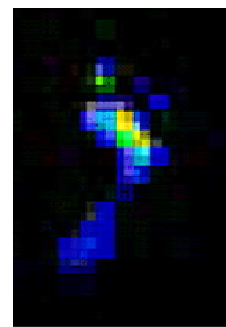


図3 足圧分布  
Fig.3 Foot Pressure Distribution

### 3. 歩行動作収録実験

本節では、歩行動作の収録実験に用いる装置と環境、および実験手順について説明する。

#### 3.1. 実験装置

歩行動作の収録実験においては、モーションキャプチャシステム、筋電図記録装置、足圧計を用いる。これらの装置により、歩行動作を3次元モーション、筋放電活動、足圧荷重および足の運びの観点から分析することが可能となる。また、被験者の3次元形状を記録するため、3次元スキャナシステムを用いて撮影を行う。

##### 3.1.1. モーションキャプチャシステム

歩行動作の4次元情報を得るために、モーションキャプチャシステムを用いる。これにより被験者の動作をデジタルデータに変換してコンピュータに取り込む。このデータを元に、リアルな人間の歩行を再現するデジタルヒューマンをアニメーションにより作成する。また、得られた3次元データから関節角度を計算することにより、関節の角変位と筋放電の観点から歩行の分析を行う。

本実験では、ASCENSION社のアクティブ赤外線方式モーションキャプチャシステム ReActor[8]を用いる。データの解析には同社のFusionCoreを、編集にはAlias社[7]のMoCap (Ver5.5)を用いる。周波数は60Hzである。

##### 3.1.2. 筋電図記録装置

人間は、歩行動作を行う際に、主動筋と拮抗筋を交互に使うことにより、効率の良い動作を行っている。また、健常者の歩行では、左右対象の動作が周期的に行われる。しかし、疾病者の歩行では、主動筋と拮抗筋の協調運動が崩れ、また左右非対称の動作が引き起こされる。運動疾患患者の歩行においては、一見、健常者と同じように自然な歩行を行っているように見えても、本来使われるべき筋肉が使われていなかったり、協調運動を行っていなかったりすることもありえる。このような歩行動作と筋放電活動(EMG)の関係を分析するため、筋電図記録装置を用いて筋電図により観測する。

本実験では、筋電図記録装置にキッセイコムテック社のVitalRecorder[12]を用いる。また、SUNメディカルシステムズの生体アンプBA1104-CHおよびテレメータシステムTU-4を用いる。筋電図の記録と同期して、動画の撮影も行うのだが、動画の記録にはDVCapを使用する。これらの解析ソフトとして、キッセイコムテック社[12]のBIMUTAS-Videoを用いる。周波数は1kHzである。

##### 3.1.3. 足圧分布測定装置

歩行動作を足圧荷重および足の運び方の観点から分析するために、足圧計を用いる。正常な歩行においては、足

が踵から着地して、爪先で蹴り出すまでに、その足底にかかる荷重は踵から爪先まで連続的に移動していくはずである。また、片足支持の段階において、重心は身体の左右方向に対してやや外側を通過していくのが理想的な歩行であるとされる[4]。このような歩行における足底の使われ方を足圧計を用いることにより分析する。

本実験では足圧分布測定装置に、ニッタ株式会社BIG-MAT VIRTUAL[13]を用いる。周波数は60Hzである。

##### 3.1.4. 3次元スキャナシステム

アニメーションの身体モデルを作成するために、被験者の全身の3次元形状を3次元スキャナシステムを用いて撮影する。これにより、被験者個人の形状に基づいた身体モデルの作成が可能となる。

本実験では、Cyberware社の全身3次元スキャナシステムWB4[9]を用いる。

#### 3.2. 実験

現在は被験者に健常者とパーキンソン病患者を対象として実験を行っている。パーキンソン病とは、震顫(手の震え)、筋固縮、寡動、姿勢障害を特徴とする病気である。また、これらの症状に伴い、歩行障害を引き起こす。本研究では、健常者とパーキンソン病患者の歩行の特徴を有するデジタルヒューマンを作成するために、歩行に関する様々なデータを先に述べた実験装置を用いて採取する。

##### 3.2.1. 実験環境

歩行動作の収録実験は、九州大学大学院芸術工学研究院の総合研究棟2Fにあるスタジオにて行っている。モーションキャプチャシステムでは、合計30個のマーカを使用し、被験者の全身の動作を計測する。筋放電活動については、左右両方の足にディスプレイ電極(電極径10mm, 電極間距離30mm)を計8箇所、筋中央に取り付け計測を行う。被験筋には、外側広筋、大腿二頭筋、前頸骨筋、腓腹筋を選んだ。不関電極(アース)は大腿部外側上果に添付した。足圧計測に用いるセンサシートはBIG-MAT1300(440mm×480mm)を8枚使用し、全長約4mの実験用通路を設置した。

##### 3.2.2. 実験手順

実験は以下の手順で行う。

1. 身長体重測定
2. 3次元スキャナ撮影1
3. 写真撮影1
4. マーカ装着
5. キャリブレーション
6. 3次元スキャナ撮影2
7. 電極装着

8. 写真撮影 2
9. MVC 計測
10. 歩行計測

実験に際しては、被験者の身長体重測定から行う。これらの情報も、歩行分析において重要なデータとなる可能性があるため、計測しておく必要がある。また、後のアニメーション作成の際に身体形状やマーカ位置の目安となるべく、写真撮影とデジタイザによる全身の3次元形状を撮影しておく。デジタイザの撮影には、Cyberware社のWB4型を用いる。

キャリブレーションは、モーションキャプチャシステムの座標位置を定義するために行う。

歩行動作の収録に移る前に、MVC (Maximum Voluntary Contraction:最大随意収縮) 時のEMG計測を行う。これは、筋電図における分析で、歩行の際にMVCの何%の筋放電がなされているのかを見るために行う。

歩行動作の収録は、モーションキャプチャシステムのフレーム内に設置した足圧計の通路の上を歩行することにより行う。被験者は、歩行開始の合図ブザーが鳴ると、右足から歩行を開始する。なお、歩行動作の収録においては、メトロノームを用いるものと、用いないものとの2種類の歩行を採取する。メトロノームなしでは、被験者の普段のリズムで自然歩行を行ってもらい、メトロノームありの歩行は、異なる被験者間で同じリズムによる歩行を行ったときの違いを分析するためである。また、パーキンソン病患者においては、音などの外的要因に反応して歩行動作の改善が見られる場合がある。このように、メトロノームの有無による歩行の違いを収録することで、後の分析の際に活用できる期待が持てる。普通歩行の収録は、メトロノームのあり、なしでそれぞれ3回ずつ行う。なお、メトロノームの拍子には、90BPM (Beat Per Minute)を用いる。

また、歩行動作とは直接の関係はないが、パーキンソン病患者においては、後方突進 (retropulsion) と呼ばれる現象についても収録する。これは、肩を後方に勢いよく引くことにより起こる現象で、健常者であれば難なく姿勢を立て直せるところを、パーキンソン病患者は後方へ突進するように、自分1人の力では止まれなくなるってしまう現象である。

この他、健常者においては、爪先立ち歩行や、継ぎ足歩行などについても収録を行う。

## 4. 実験データ

3節で述べた実験により、歩行に関する様々なデータが得られる。本節では、データの内容について述べる。

### 4.1. モーションデータ

モーションキャプチャシステムにより計測された3次元データは、身体に取り付けられたマーカの位置情報を表す。収録したフレーム毎に、各マーカの位置がx, y, zの座標で表される。

これらのデータは、後に作成したアニメーションのキャラクターに収録した歩行動作をマッピングするために使用される。

```
<?xml version="1.0" encoding="Shift_JIS"?>
<!DOCTYPE 実験 SYSTEM "実験データ-ex1.dtd">
<実験>
<実験環境>
<日付>2005/12/20</日付>
<時刻>
<開始>17:00</開始>
<終了>18:00</終了>
</時刻>
<使用器具></使用器具>
</実験環境>
<被験者>
<年齢>24</年齢>
<性別>男</性別>
<疾病>なし</疾病>
<身長>171</身長>
<体重>56</体重>
</被験者>
<3次元スキャナ>
<測定動作 動作名="普通歩行" メトロノーム="あり" 回数="1">
<モーション>
<フレーム 番号="1">
<マーカ 名称="LTOE" 番号="1" x="" y="" z=""/>
<マーカ 名称="LHEL" 番号="2" x="" y="" z=""/>
. . .
</フレーム>
. . .
</モーション>
<筋電>
<フレーム 番号="1">
<測定部位 名称="右外側広筋" 筋放電=""/>
<測定部位 名称="右大腿二頭筋" 筋放電=""/>
. . .
</フレーム>
. . .
</筋電>
<足圧>
<フレーム 番号="1">
<行 番号="1">
<列 番号="1"></列>
. . .
</行>
. . .
</フレーム>
. . .
</足圧>
</測定動作>
. . .
</実験>
```

図4 実験データのXML文書  
Fig.4 XML Document of Experiment Data

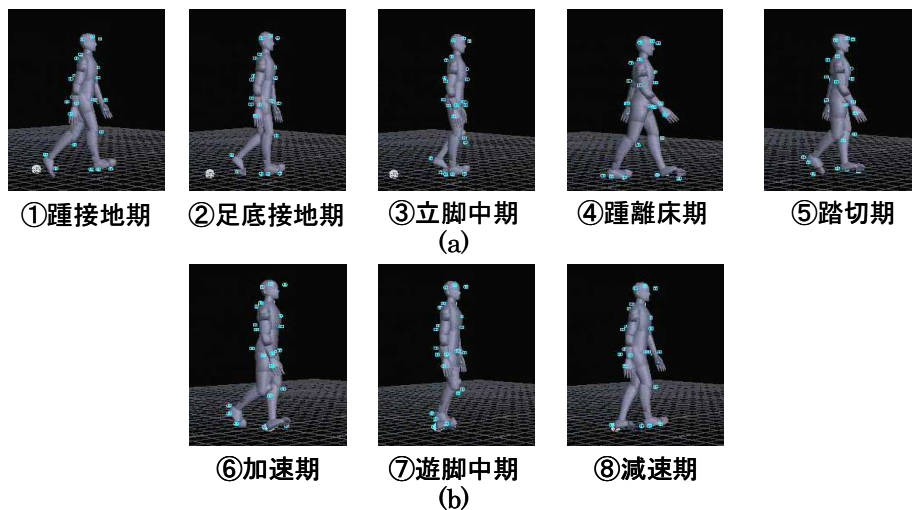


図5 歩行 (a)立脚相, (b)遊脚相  
Fig.5 Gait (a)Stance Phase, (b)Swing Phase

```
<?xml version="1.0" encoding="Shift_JIS"?>
<歩行>
<一歩行周期>
<立脚相>
<踵接地期></踵接地期>
<足底接地期></足底接地期>
<立脚中期></立脚中期>
<踵離床期></踵離床期>
<踏切期></踏切期>
</立脚相>
<遊脚相>
<加速期></加速期>
<遊脚中期></遊脚中期>
<減速期></減速期>
</遊脚相>
</一歩行周期>
</歩行>
```

図6 歩行の構造  
Fig.6 Structure of Gait

```
create table “環境”(
“日付”date,
“時刻”time,
“天候”nvarchar(5),/*”晴れ”,”雨”,”くもり”,”雪”*/
“使用器具”nvarchar(100),
);
```

図7 テーブル”環境”  
Fig.7 Table”環境”

```
create table”被験者”(
“年齢”char(2),
“性別”nchar(1),/*”男”,”女”*/
“疾病”nvarchar(20),
“身長”varchar(5),
“体重”varchar(5),
“被験者ID”integer
);
```

図8 テーブル”被験者”  
Fig.8 Table”被験者”

#### 4.2. EMG データ

筋電図のデータは、フレームごとに各計測部位の筋放電値 (mV) が得られる。先述の被験筋は、歩行の際に主動筋と拮抗筋として働く。正常歩行では、外側広筋と大腿二頭筋、前頸骨筋と腓腹筋においてそれぞれ交互に筋放電活動が観測される。

#### 4.3. 足圧データ

足圧のデータは、各マットのセル位置に荷重に対応した256段階の値が得られる。これは、各セルの最大荷重3kg/cm<sup>2</sup>を256とし、セルにかかる荷重を表現したものである。これにより、足圧分布を表示する際の色情報に対応させている。

```
create table”歩行”(
“動作”nvarchar(10),
/*”普通”,”継ぎ足”,”爪先立ち”,”後方突進”*/
“メトロノーム”nchar(2),/*”あり”,”なし”*/
“回数”char(1),/*それぞれの動作の実施回数*/
“日付”date,
“被験者ID”integer,
“実験ID”integer
);
```

図9 テーブル”歩行”  
Fig.9 Table”歩行”

```
create table”モーション”(
“実験ID”integer,
“フレーム”integer,
“マーカ”nvarchar(4),
/*”LTOE”,”LHEL”,”LKNE”,”LANK”,”LWRA”,”LFIN”
”LELB”,”LWRB”,”CLAV”,”RKNE”,”RHEL”,”RSH
O”,”RWRA”,”RFIN”,”RELB”,”RWRB”,”RTOE”,”RA
NK”,”LSHO”,”STRN”,”RBWT”,”LFWT”,”RFWT”,”L
BWT”,”C7”,”T10”,”RBHD”,”LFHD”,”LBHD”,”RFHD
”*/
“x”float(6),
“y”float(6),
“z”float(6)
);
```

図10 テーブル”モーション”  
Fig.10 Table”モーション”

```
create table”筋電”(
“実験ID”integer,
“フレーム”integer,
“測定部位”nvarchar(10),
/*”右外側広筋”,”右大腿二頭筋”,”右前頸骨筋”,”右腓腹
筋”,”左外側広筋”,”左大腿二頭筋”,”左前頸骨筋”,”左腓
腹筋”*/
“筋放電”float(4)
);
```

図11 テーブル”筋電”  
Fig.11 Table”筋電”

```
create table”足圧”(
“実験ID”integer,
“フレーム”integer,
“行”integer,
“列”integer,
“圧力”integer
);
```

図12 テーブル”足圧”  
Fig.12 Table”足圧”

## 5. データベース設計

本節では、実験により得られるデータを、歩行に関する1次データとし、データベースを設計する。1次データはXMLとリレーショナルデータベースの2種類で記録することにした。データをXMLで記述することにより、ネットワーク上などでの他者とのデータのやりとりがスムーズに行える期待ができる。しかし、データの分析を行う時に、検索などの操作を円滑に行うために、データベースでの情報管理もあわせて行う。

なお、2次データとしては、1次データを加工して得られるデータ、すなわちモーションデータから算出した関節角度の情報や、アニメーションデータなどを考えている。この点については、今後詳細を検討する。

### 5.1 XMLでの記述

リレーショナルデータベースとは別に、実験で得られた1次データをXML文書として記述する。歩行動作収録実験は、1日に1人の被験者を対象とし、複数の動作を記録

する。この1日の記録をすべて1つのXML文書で記述し、情報を保存しておく。これは、今後アプリケーションなどを開発した際に、データのやりとりを効率的に行うためである。また、使用するデータベース管理システムには、HITACHI HiRDB[10]を考えているのだが、HiRDBではテーブルの任意の属性にXMLデータマッピングを行うことが可能である。このため、データベース管理システムとXML文書がうまく連携したシステムの開発が期待できる。作成したXML文書のサンプルを図4に記す。

実験データとは関係ないが、歩行動作をXMLで構造的に記述する。歩行動作を見るときに、一方の足の踵が地面に着地してから、再びその踵が地面に着くまでを“一歩行周期”と呼ぶ。また、一方の足を基準として、着地している間を立脚相、浮いている間を遊脚相と表現する。さらに、これらの相の中にもその状態においていくつかの時期に分類される(図5)。これらの状態をXMLで構造化し記述する(図6)。これは今後の課題になるが、上述の歩行動作の状態と実験により得られたデータの対応する部分に関係を持たせることが狙いである。

## 5.2. テーブルの設計

1次データのデータベースに関しては、得られたデータをそのまま格納する。これにより、データから2次データを加工することや、他の研究者によって歩行に関する違う観点からの分析が可能となる。

1次データとして6つのテーブルを以下の内容で、作成した。

- ・環境：日付，時刻，天候，使用器具（図7）

テーブル”環境”では、実験時の情報を格納する。実験の日時はもちろん、天候や使用した器具などについても記録しておく。

日付が候補キーとなる。

- ・被験者：年齢，性別，疾病，身長，体重，被験者 ID（図8）

テーブル”被験者”では、被験者の情報を格納する。また、これらの情報を一意の識別子、被験者 ID として表す。被験者 ID が候補キーとなる。

- ・歩行：動作，メトロノーム，回数，日付，被験者 ID，実験 ID（図9）

テーブル”歩行”には、歩行動作収録実験に関する情報を格納する。属性”動作”は、歩行の種類や後方突進を値として持ち、”メトロノーム”はあり/なしの値を取る。一度の実験において、同じ歩行動作を3回ずつ収録するので、これらの動作を属性”回数”で、何回目なのかを区別する。また、これらの情報と、前述の日付，被験者 ID を一意の識別子実験 ID として定義することで、任意の日時，被験者での収録動作が区別されることになる。これが候補キーとなる。

- ・モーション：実験 ID，フレーム，マーカ，x，y，z（図10）

テーブル”モーション”では、先に定義した属性”実験 ID”と”フレーム”によって、各データを定義する。各動作，フレームにおける各マーカの3次元の位置情報を属性”x”，”y”，”z”に記録する。

実験 ID，フレーム，マーカが候補キーとなる。

- ・筋電：実験 ID，フレーム，測定部位，筋放電（図11）

テーブル”筋電”でも”モーション”と同様に、”実験 ID”と”フレーム”，”測定部位”によって、一意の”筋放電”を定義する。

実験 ID，フレーム，測定部位が候補キーとなる。

- ・足圧：実験 ID，フレーム，行，列，圧力（図12）

テーブル”足圧”においては、”実験 ID”，”フレーム”に加え、”行”と”列”で足圧センサシートの位置を特定する。荷重値は属性”圧力”に格納する。

実験 ID，フレーム，行，列が候補キーとなる。

## 6. まとめと今後の研究

歩行動作収録実験によって得られたデータを元に、歩行データベースの設計を行った。実験によって得られるデータは、歩行を様々な角度から捕らえることができるものであり、これをデータベース化することにより、歩行分析の分野において貢献できることが期待される。

しかし、本研究では、歩行データベースを構築することはあくまで準備段階であり、今後これらのデータからデジタルヒューマンを作成し、アニメーションによる歩行の再現を行うことが課題となる。

最終的には、様々な運動障害を有する患者の動作を集めて、病を知るデジタルヒューマンデータベースの構築を目指す。

### 【謝辞】

本研究は、九州大学大学院 医学研究院 飛松省三教授、九州大学大学院 芸術工学研究院 源田悦夫教授、河野央先生、および源田研究室の皆様、医療福祉大学 桐本光先生との共同研究であり、研究を進める上での多くのご助言とご協力に感謝します。

本研究費の一部は、科研番号 16200005、研究種目 基盤研究（A）、研究課題名 「病を知るデジタルヒューマン」研究開発—医学応用のためのコンテンツ作り—による。

### 【文献】

- [1] Hiroshi Mitoma, Ryoichi Hayashi, Nobuo Yanagisawa, Hiroshi Tsukagoshi: “Characteristics of parkinsonian and ataxic gaits: a study using surface electromyograms, angular displacements and floor reaction forces”, Journal of the Neurological Sciences, 2000, Volume 174, Issue 1, Pages 22-39
- [2] Prem Kuchi, Raghu Ram Hiremagalur, Helen Huang, Michael Carhart, Jiping He, Sethuraman Panchanathan: “DRAG: A Database for Recognition and Analysis of Gait”, Proceedings of International Society for Optical Engineering(SPIE), Vol.5242, pp.115-124, Nov 2003
- [3] 幸村 琢, 黒田 篤: “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”, 情報処理振興事業協会(IPA), 平成 13 年度成果報告集
- [4] 数藤 恭子, 寫田 聡, 飯田 行恭, 高橋 裕子, 大塚 作

- 一：“足圧中心の時間的な移動と空間的な移動軌跡に基づく歩行の良さの定量評価”，電子情報通信学会論文誌，D-II Vol.J87-D-II No.10 pp.1951-1962, 2004
- [5] 曾我 麻佐子, 海野 敏, 安田 孝美：“Web ベースの対話型バレエ振付シミュレーション・システムの試作と評価”，芸術科学会, Vol.1, No.1, pp.30-38 (2002)
- [6] 曾我 麻佐子, 海野 敏, 安田 孝美：“クラシックバレエの振付を支援する Web ベースのモーションアーカイブと 3DCG 振付シミュレーションシステム”，情報処理学会論文誌, Vol.44, No.2, pp.227-234 (2003)
- [7] Alias  
<http://www.alias.co.jp/>
- [8] Ascension Technology Corporation  
<http://www.ascension-tech.com/products/reactor.php>
- [9] Cyberware  
<http://www.cyberware.com/products/wbInfo.html>
- [10] HITACHI  
<http://www.hitachi.co.jp/Prod/comp/soft1/hirdb/>
- [11] Web3D Dance Research Project  
<http://pinakes.soc.toyo.ac.jp/BIN/webdance/index.html>
- [12] キッセイコムテック株式会社  
<http://www.kicnet.co.jp/>
- [13] ニッタ株式会社  
[http://www.nitta.co.jp/product/mechasesen/sensor/tactile\\_product\\_medical.html](http://www.nitta.co.jp/product/mechasesen/sensor/tactile_product_medical.html)