

すい外来患者の誘導方法提案のための調査（平成 20 年度実施）”に基づいて頻度の高い外来患者の動線のパターンからシミュレーション用のタスクを作成した。次に、タスクに沿って移設前の新病棟内を移動し、設計図面のチェックだけでは浮かび上がってこない問題（施設内サインの大きさ、設置場所の適切性等）の洗い出しをおこなった。浮かび上がった問題点については、改善提案書を作成し、日本赤十字社医療センターに送付した。並行して、WTS で新病棟の内部環境を再現し、その中を移動する実験をおこない、患者行動に影響を及ぼす施設要因（サインの大きさや配置場所）や、スタッフ要因（口頭での指示の仕方）について検討をおこなうために予備実験をおこなった。以下、予備実験について報告する。

目的： WTS を用いて外来患者行動のセンシングをおこなうために、WTS の特徴把握、再現性の確認をおこなうことが目的であった。

方法： 日赤新病棟の CG モデルを WTS 内に表示し、プロジェクト参加者を被験者として設定したタスクをおこない、WTS の特徴把握、再現性を把握した。

被験者： 3 名（男性 1 名、女性 2 名）。全員が建設中の新病棟内を調査で歩行した経験があった。

装置： WTS、視線計測装置（Nac 社製 EMR-9）、日本赤十字社医療センターで実際に配布している病棟マップ、日赤新病棟の CG モデル。

課題：

タスク 1 初診受付(1F)→内科(2F)→採血(2F)→会計(1F)

タスク 2 初診受付(1F)→外科(2F)→放射線科(1F)→生理検査(2F)→外科(2F)→会計(1F)

タスク 3 初診受付(1F)→外科(2F)→外来化学療法室（馴染みのない検査室）→会計(1F)

※タスク 1 のみアバタが初診受付と内科受付で登場する。

手続き： 被験者は、計測装置を装着した状態で病院の地図を持って WTS 内に入り各タスクを実施した。被験者は行動に先立ち、目的の診療科と最初に行く場所のみを告げられ、行った先々での指示に従って行動するように教示された。全員が異なる順番で 3 つのタスクをすべて行った。

結果：

#### 【歩行行動について】

図 2.3.6-7 の (a)～(c) は、各被験者が最終タスクで 1F を歩行した軌跡である。

1. 被験者の歩行軌跡：目的地に向かって最短経路ではなく、旋回したり、ジグザグ歩きになったり、大回りになっている。
2. 椅子の間やエスカレータのような狭い通路への侵入が困難：実環境では難しくない椅子の間の通路の歩行やエスカレータに乗る行動に支障がみられた。

#### 【アバタについて】

1. アバタが登場するタスクでは、アバタが目印となってそこへ向かって移動するので、施設内サインを見たり、探したりする行動が少なくなった。
2. アバタの顔を見て会話をおこなっていた。

考察： 現状の WTS では、視野の上側 37 度以上、下側 37 度以下の領域が表示領域外で死角となっているので、特に足元にあるはずのものが見えないという問題があり、被験者は欠落部分を想像し、補完しながら行動しなければならない（図 2.3.6-8、図 2.3.6-9）。このことが、狭い通路に入る、エスカレータに乗るなどの手前の領域に注意を払う必要がある歩行での難易度を高めていると考えられる。また、“半歩前進”や“カニ歩き”、“後退”などの歩幅のバラエティがなく、微調整が難しいことも難易度を高める要因となっていると思われる。

一方で、被験者があまりそのような制約を意識しない行動（あいさつ、会話）では、実環境と同じような様子（e. g., アバタの顔を見て会話をおこなう）が観察された。

これらのことから、WTS を用いた実験では、被験者の環境適応による行動変容に注意して計測をおこなう必要性が示唆された。



図 2.3.6-8 上りエスカレータに乗る場面

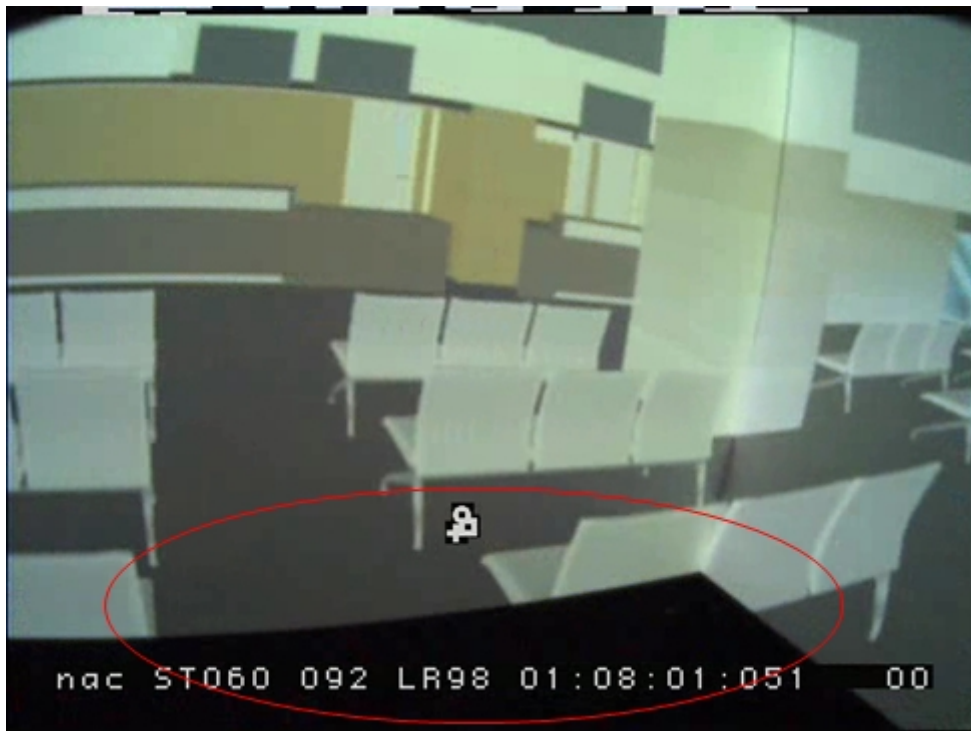


図 2.3.6-9 初診受付に行く通路を通る場面

以上、まとめると、WTS の評価実験より、WTS が高い没入感と絶対方位感覚維持を有していることを確認した。その反面、“半歩前進”や“カニ歩き”、“後退”などの歩幅のバラエティや、机の引き出しを開ける、エレベータのボタンを押す等の仮想環境に対するインタラクション機能など、今後の課題も明らかになった。さらに、WTS 内に日本赤十字社医療センター新病棟を仮想的に構築し、院内誘導に関する実験のための予備評価を行った。そして、設計図面のチェックだけでは浮かび上がってこない問題を洗い出した。

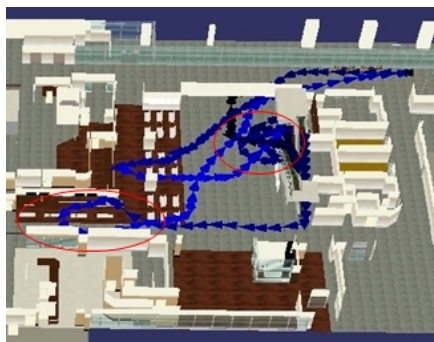
その結果、これらの具体的なフィールド研究を通じ、基盤技術として仮想空間での行動センシング技術に関する成果物ができた。成果物の具体的内容については3. 1. 3 節に記載した。



(a) 被験者 A



(b) 被験者 B



(c) 被験者 C



(d) 1Fにおける困難地点

図 2.3.6-7 各被験者における 1F の歩行軌跡(a)～(c)と 1F の困難地点(d)

## 2. 3. 7. フィットネスクラブでの歩行評価サービス

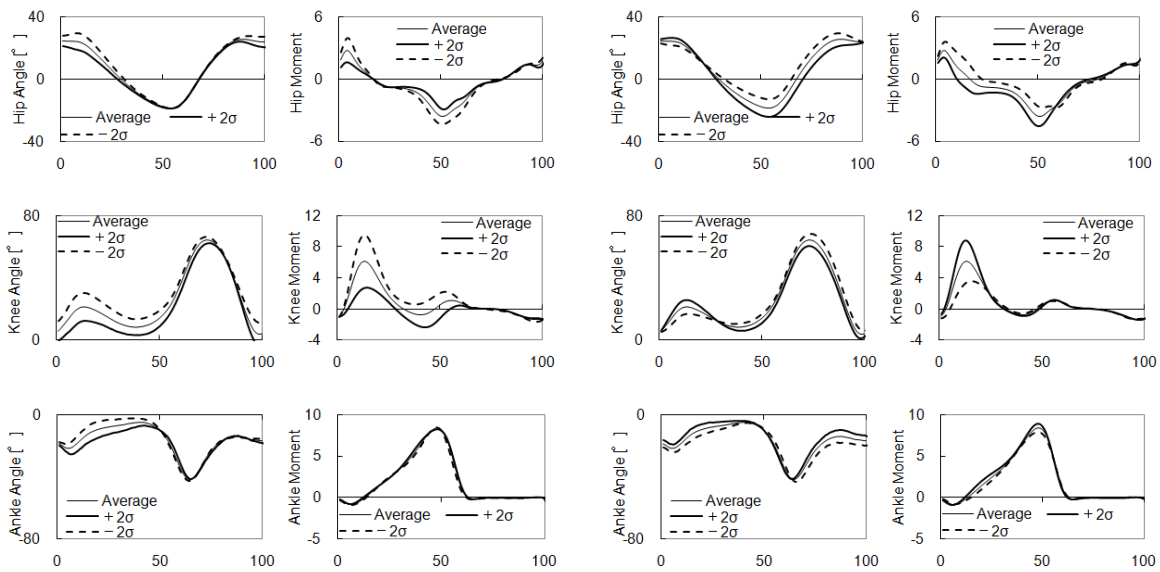
### (1) はじめに

近年、国内の健康サービス産業において歩行の重要性が見直されている。日常的な簡単な運動も含めたウォーキング人口も 4000 万人に達しており<sup>1)</sup>、フィットネスクラブやスポーツジムの需要も増えてきている<sup>2)</sup>。フィットネスクラブなどではトレッドミルを設置しているところが多く、現状でも歩行速度などユーザの基本的な歩行情報を取得でき、歩行の評価に用いられている。しかしながら、高価かつ広い場所を必要とするモーションキャプチャシステムや床反力計を導入することは難しく、研究室で行われているような従来の歩行計測手法を用いた歩行評価は困難である。さらに、ユーザへ指導を行うためには、その歩行評価のみを提示するだけでなく、現在と指導後の違いを歩行パターンの形で提示する必要がある。一方で、研究室での歩行計測データを健康サービス産業で活用するためには、データベース化して個人間の歩行の違いを表しうる特徴量を定義する必要がある。ここで、Raptopoulos ら<sup>3)</sup>や Wu ら<sup>4)</sup>は、主成分分析 (PCA) を用いて健常者の歩行中の下肢関節角度の分類を行っており、個人間の歩行の違いを主成分得点によって表している。これらは、主成分得点から歩行パターンを再構成できるため、健康サービス産業への活用が期待されるが、関節モーメントまで考慮されておらず、身体内負荷や筋の作用などの生体力学的評価は困難である。本研究では、研究室で計測された生体力学的な歩行のデータベースを持ち、トレッドミルから得られる歩行情報やユーザの身体情報を基にユーザの歩行を評価しうるシステムを提案する。ここで、トレッドミルに力センサを取り付けて床反力データを得ることは、運動データを得ることよりも容易であり、従来のトレッドミルによって得られる歩行情報に加え、床反力データも歩行情報に用いることができるものとする。これらの歩行情報を歩行データベースに照らし合わせることにより、大規模な運動計測装置を用いることなくユーザの歩行パターンや関節モーメントの変化を推定でき、歩行評価を行うことが可能になる。

### (2) 歩行データベースの構築

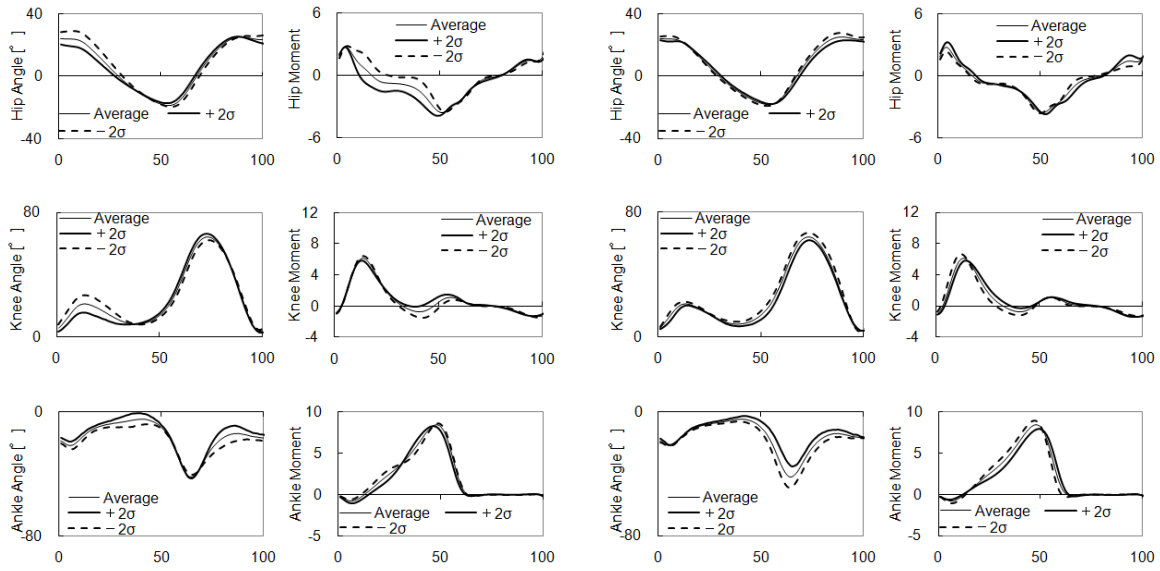
歩行データベース構築のために、研究室内での歩行計測が必要である。本研究では、研究室内で 20~39 歳の健常者男性 19 名について、「歩行路の上を普段歩いているように歩いて下さい」と指示し、その歩行パターンを計測した。歩行路の中央には床反力計 (BP400600-1000PT、AMTI 社) を設置し、床反力データを計測周波数 1000Hz で取得した。また、その時の関節位置の変位はモーションキャプチャシステム (Vicon Nexus、Vicon 社) を用いて計測した。マーカセットは臨床歩行分析研究会で提案されている 15 点マーカセットを用い、左右爪先、左右踝、左右膝、左右上前腸骨棘、左右肩、左右肘、左右手首、頭頂にマーカを取り付けた。なお、本計測は被験者の同意のもと、当研究所の倫理委員会の承認を得た上で行われた。計測された運動データから、運動解析ソフト DIFF Gait (臨床歩行分析研究会) によって下肢関節角度および下肢関節モーメントが計算される。さらに関節モーメントについては、(身長×体重) で基準化を行った。また、踵接地を歩行周期のスタートとし、次に同側の脚が踵接地するまでを 1 周期とし、1 周期を 100% とするよう歩行周期で正規化した。これを正規化歩行周期とよぶ。

歩行データベースを統計データとして扱うために、歩行データの各波形について、正規化歩行周期の 1% ごとのデータに分割すると、それぞれの波形は 101 個の値に離散化される。本研究では、股・膝・足関節の屈曲伸展方向の関節角度だけでなく、股・膝・足関節の屈曲伸展方向の関節モーメントの波形についてそれぞれ離散化した。これにより、1 被験者の歩行データは 606 個の値で表されるものとした。これらのデータについて主成分分析を行った。その結果、歩行パターンの変化の例として、第 1、2、3、4 主成分得点について、それぞれ独立に  $\pm 2\sigma$  分変化した時の関節角度および関節モーメントの違いを図 2.3.7-1 に示す。ここで、対象となる主成分得点以外の主成分得点は 0 とした。また、各々の  $\sigma$  は、19 名の被験者から得られる主成分得点の標準偏差である。



(a) 歩行第1主成分得点 (寄与率 20.5%)

(b) 歩行第2主成分得点 (寄与率 17.5%)



(c) 歩行第3主成分得点 (寄与率 12.6%)

(d) 歩行第4主成分得点 (寄与率 12.0%)

図 2.3.7-1 歩行主成分による歩行パターンの変化

### (3) 合成床反力と歩行主成分得点の関係

トレッドミルによる床反力データの計測を行う場合、市販のトレッドミルは歩行のベルトが1本であるものがほとんどである。すなわち、トレッドミルを用いて床反力を計測する場合、左右脚による床反力データが合成されて計測される。本研究では、この合成された床反力データを歩行情報として用いることにする。トレッドミルで計測する場合、連続して床反力データを計測することができるため、青木らの手法<sup>5)</sup>を基に踵接地タイミングを推定し、1周期の床反力データを切り出した。この手法によると、踵接地タイミングの誤差は  $0.3 \pm 3.2$  [ms] で検出できる。検出された踵接地タイミングを1つおきに切り出すことによって、片脚が踵接地してからその同側が再び踵接地するまでの歩行1周期の合成床反力データを取得することができる。

この合成床反力を歩行情報とするために、歩行に対して影響が大きいと考えられる鉛直方向と前後方向の床反力データから床反力特徴量を定める。本研究では、予め前節で計測した各被験者の合成床反力データを主成分分析することにより、床反力主成分得点変換行列を作成した。まず