

歩行周期抽出による歩行変化の 可視化についての一検討

澤田尚大[†] 郡未来[†] 松田浩一[†] 滝川章子^{††}

歩行のリハビリ効果を見る一つの大きな要素として、歩行スピードの増加が挙げられる。歩行スピードが増加すると、それに伴い歩行周期が変化することが分かっており、それがどのように変化するかも分かっている。しかしながら、歩行周期は目視では判断しづらいため、その場でその知識を活用することが困難であり、定量化の手段が求められている。

本研究では、歩行周期の変化をとらえることを目的とし、無線センサを用いた取得および可視化手法を提案する。無線センサでは、加速度・角速度を取得でき、これらの情報から歩行周期を求めることを可能とする。提案手法を用いて歩行スピードの変化による歩行周期の変化について検証したところ、歩行理論と一致することを確認し、また、その可視化結果から、その違いを明確に見ることができた。

A visible examination of the walk change by the gait cycle extraction

Naohiro Sawata[†] Koichi Matsuda[†] Miki Kori[†]
and Akiko Takikawa^{††}

Nowdays, the increase in walking speed is nominated as one of the biggest factor for the rehabilitation judgement. it is thought that the walking period changes as soon as the walk speed changes. Meanwhile, it is also known how it is changing. However, the knowledge is not reflected on the site because the walk period is hard to acquire by naked-eyes.

Therefore, it is aimed at a visible examination to support the physical therapist to reflect their intention properly. In this research, to make the idea realized, it is proposed to measure the change of the walk period with a hybrid sensor to visualize it.

1. はじめに

平成18年の診療報酬改定に伴い、リハビリテーションの効果を正確に捉えるということが急務になっている。これまでではどのような診療をしたかによって報酬が決められていたが、改正後はどれぐらい効果があったかで報酬が決められる。そのため病院側はどのリハビリが患者に対して一番良い効果が出るのかを正確に知ることがこれまで以上に重要になってきている。

リハビリテーションには様々な種類があり、その一つとして運動器リハビリテーションがある。運動器リハビリテーションとは、基本的動作能力の回復などを通じて実用的な日常生活における諸活動の自立を図るために行うもので、種々の運動療法、実用歩行訓練、日常生活活動訓練、作業療法などがある。その中の実用歩行訓練に対して行われるリハビリテーション効果の評価というのは理学療法士が臨床の際に効果を目で見て主観で判断している。しかし、その判断要素の中で効果がどの程度であったか見るだけで分かりやすい評価要素と、分かりづらい評価要素がある。そのため、目では見えづらい評価要素における歩行の変化をグラフや数値として見ることによってリハビリの効果を定量的に見たいという要求がある。

捉えづらい要素の一つとして歩行周期の変化があげられる。歩行におけるリハビリ効果を測る主な指標の一つとして歩行速度の向上があり、歩行速度の向上に伴い歩行周期と呼ばれる評価要素が変化することがわかっている。さらに、それがどのように変化するかも分かっている。しかしながら、歩行周期の変化は主観では捉えづらいものであるため、臨床の現場においてその知識を活用することが困難である。

そこで本研究では、歩行のリハビリ効果の判断要素である歩行スピードの向上に着目し、スピード向上に到るまでに下腿が「どのタイミングでどう動いたか」を数値化・可視化することを目標とし、本稿では、その際重要となってくる歩行時の各相の検出するシステムの構築とそのシステムの検証を達成目標とする。

また、これまで多くの歩行動作の解析がモーションキャプチャ[1]や重心動揺計[2]などを用いて行われてきた。しかし、10m程度の歩行検査を想定しているため、モーションキャプチャでは測定範囲が狭く、重心動揺計は、歩行そのものを測定するものではないため、本研究の趣旨に合わない。

[†] 岩手県立大学大学院ソフトウェア情報学研究科
Graduate School of Software and Information Science, Iwate Prefectural University

^{††} 盛岡医療生活協同組合川久保病院
Kawakubo Hospital

本研究では、無線センサに着目し、加速度と角速度を同時計測できる機材を用いることによって歩行の周期の変化を捉え、それを可視化するシステムを構築する。これによって、他のシステムでは行えなかった理学療法士のリハビリ効果の評価の支援をしたいと考えている。

2. 歩行周期とは

歩行周期とは歩行の時間因子に含まれる要因で、観察肢の踵接地から同側の踵接地までのことを指し、1周期は1スライドと呼ばれる。歩行異常を見るためには、正常歩行の理解が必要であるため以下に歩行周期に関する基礎知識である、歩行周期における各相の定義と、歩行周期における各期とその割合について述べる。

2.1 歩行周期における各相の定義

歩行周期は、大きく立脚期と遊脚期に分けられる。さらにその中で細かな相に分けられ、各層で役割が違う。また第1～5相からなる立脚期、第6～8相からなる遊脚期から構成されており、以下に各相の始まり・終わり・役割の定義を示す[3]。

また各相において第1相のみが点となり残りの第2～8相は幅をもつ。

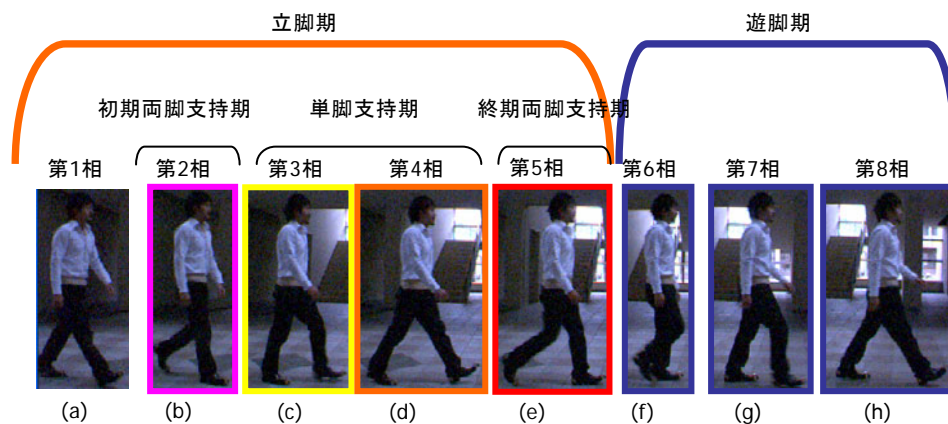


図 1: 歩行周期 (1 スライド) 観察肢=右足

【第1相】 初期接地 (イニシャルコンタクト) : 歩行周期の0% (図1:a)
観察肢の踵が接地する瞬間: 歩行周期の始まりと終わりはイニシャルコンタクトで定義される ※第1相は厳密には相ではなく点である

【第2相】 荷重応答期 (ローディングレスポンス) : 歩行周期の0~12% (図1:b)
始まり: 初期接地で始まる (第1相)
終わり: 反対側の脚が地面から離れた瞬間
役割: 衝撃吸収・加重を受け継ぎ安定性を確保・前方への動きの保持

【第3相】 立脚中期 (ミッドスタンス) : 歩行周期の12~31% (図1:c)
始まり: 反対側の脚が地面から離れた瞬間 (第2相の終わり)
終わり: 観察肢の踵が床から離れた瞬間
役割: 脚と体幹の安定性の確保・前方への動きの支持

【第4相】 立脚終期 (ターミナルスタンス) : 歩行周期の31~50% (図1:d)
始まり: 観察肢の踵が床から離れた瞬間 (第3相の終わり)
終わり: 反対側のイニシャルコンタクト
役割: 身体を支持足より前に運ぶこと

【第5相】 前遊脚期 (プレスイング) : 歩行周期の50~62% (図1:e)
始まり: 反対側のイニシャルコンタクト (第4相の終わり)
終わり: 観察肢のつま先が離れた瞬間
役割: 観察肢の第6相 (イニシャルスイング) の準備

【第6相】 遊脚初期 (イニシャルスイング) : 歩行周期の62~75% (図1:f)
始まり: 観察肢のつま先が離れた瞬間 (第5相の終わり)
終わり: 両側の下腿が矢状面で交差した瞬間
役割: 床から足を離すこと・観察肢を前に運ぶこと

【第7相】 遊脚中期 (ミッドスイング) : 歩行周期の75~87% (図1:g)
始まり: 両側の下腿が矢状面で交差した瞬間 (第6相の終わり)
終わり: 遊脚肢 (観察肢) の下腿が床に対し直角になった瞬間
役割: 観察肢を引き続き前へ運ぶこと

【第8相】 遊脚終期 (ターミナルスイング) : 歩行周期の87~100% (図1:h)
始まり: 遊脚肢 (観察肢) の下腿が床に対し直角になった瞬間 (第7相の終わり)
終わり: 観察肢の足が床に触れた瞬間 (イニシャルコンタクト)
役割: 観察肢を前へ運ぶことの終了・観察肢の立脚の準備

2.2 歩行周期における各期とその割合

歩行周期は立脚期と遊脚期に分けられ、さらに立脚期の中で初期両脚支持期・単脚支持期・終期両脚支持期に分けられ、各相の対応する時期とおおよその割合は以下のとおりとなる[4].

また、歩行速度が増加すると立脚期が減少し、遊脚期が増加、初期両脚支持期・終期両脚支持期が共に減少することがわかっている.

- ・ 第1相～第5相まで：**立脚期** **60%**
 - 第2相：初期両脚支持期 10%
 - 第3・4相：単脚支持期 40%
 - 第5相：終期両脚支持期 10%
- ・ 第6相～第8相まで：**遊脚期** **40%**

3. 検出手法

3.1 加速度・角速度を用いた数値化

歩行周期の各相を捉える手法として、3軸加速度と3軸角速度を同時に取得できるハイブリッドセンサ4個とPC接続カメラ2台を用いた。ハイブリッドセンサでは、最大333Hzでサンプリングすることが可能である。また、PC接続カメラは、IEEE1394bによる接続で、640x480の画像を200fpsで撮影し、PC側に転送できる。また、複数カメラの映像の同期が可能である。

以下に本研究に用いたセンサ、カメラを示す。

- ・ ハイブリッドセンサ： WAA-006（ワイヤレステクノロジー株式会社製）
- ・ カメラ： Dragonfly Express（Point Gray Research社製）

3.2 装着位置

歩行周期取得において重要となっているのは各足のつま先と踵の離着床である。そのため、つま先と踵にハイブリッドセンサを装着した（図2）。また、図3に、センサの座標系を示す。

3.3 システムの構築

加速度・角速度波形だけ見てもその波形がどのような歩行動作を表しているかというのが捉えづらい。また、理学療法士は前と横から患者の歩行を見て評価している。



図2：センサ装着位置

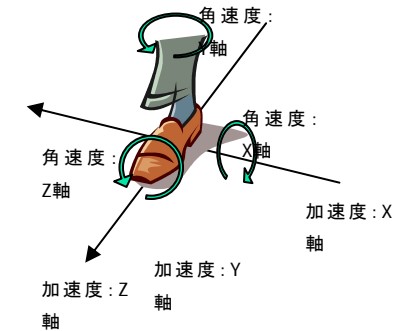


図3：センサの座標系

そこで加速度・角速度波形と映像との対応を分かりやすくする点と、理学療法士が実際に評価する際と同じ環境に近づけるという点から、歩行動作を前と横の二方向からカメラで動画撮影し（図4：左）、その映像と歩行時に取得した加速度・角速度波形（図4：右）を同期させるシステムを開発した。

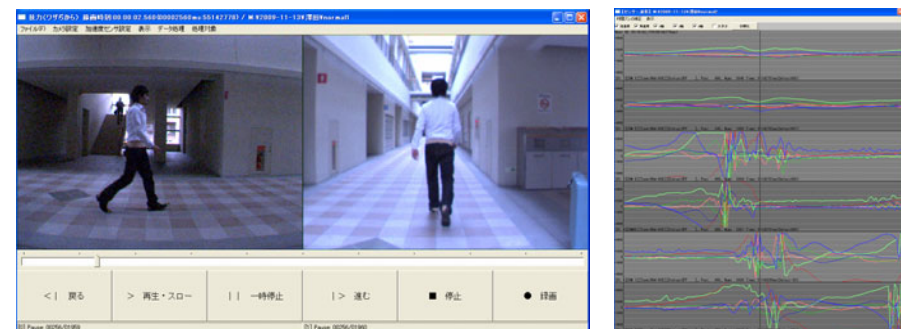
・実装環境

記述言語：C

OS：Windows XP

開発環境：Visual Studio 2005

ライブラリ：PGR FlyCapture SDK



※中央黒線が同期位置

図4：二方向から撮影した映像（左）と取得したデータ（右）

3.4 波形と動作の対応付け

取得した映像と波形から各相における波形の特徴を見つけ出し、各相と波形の特徴を対応付けた。

【第1相】

- ・ 観察肢踵のY軸に出る衝撃（加速度）

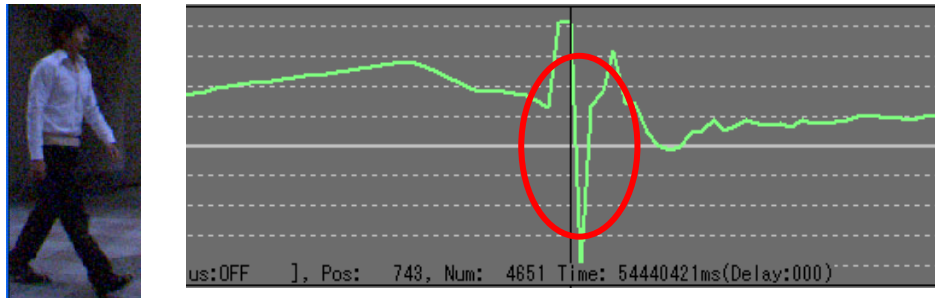


図 5：右足踵のY軸加速度（緑太線）

第1相は観察肢の踵が着床した瞬間であるため踵に装着したセンサに着床時の衝撃が加速度波形に大きく凹みとして表れる（図5）。その凹みの現れる瞬間を第1相と対応付けた。

【第2相】

- ・ 観察肢の逆足におけるつま先のX軸（角速度）の山なりの波形の中間付近かつZ軸（加速度）に出来る波形の谷

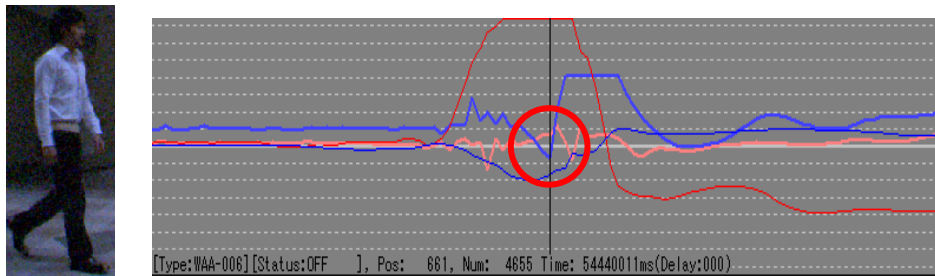


図 6：左つま先のX軸角速度（赤細線） 左つま先のX軸加速度（赤太字）
左つま先のZ軸角速度（青細線） 左つま先のZ軸加速度（青太線）

第2相はつま先が離れる瞬間である。この瞬間をつま先の回転運動によって起こる角速度の変化から取得しようとしたが通常歩行のスピードでもつま先離れの瞬間の数値が振り切れてしまった。そこで加速度波形も取り入れることで対応付けを行った。

つま先離れの動作においてつま先は回転運動の後に平行移動に移る。そこで回転運動中に表れる角速度の山なりの波形の間かつ、平行運動が始まる瞬間に表れる加速度の凸の始まる瞬間（図6）をつま先離れの瞬間と対応付けた。

【第3相】

- ・ 観察肢における踵のX軸にできる山なりの波形の始まり（角速度）

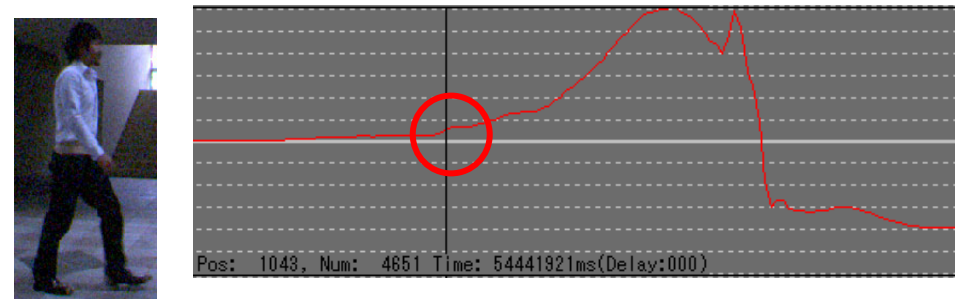


図 7：踵X軸加速度（赤細線）

第3相は踵が上がる瞬間であるため踵の回転運動によって角速度に山なりの波形が現れる（図7）。その山なりの波形が始まる瞬間を第3相と対応付けた。

【第4相】

- ・ 観察肢の逆足における踵のY軸に出る衝撃（加速度）
- 第4相は捉える動きは第1相と同じであるため1相と同じ要領で観察肢における着床時の加速度波形の大きな凹みを第4相と対応付けた。

【第5相】

- ・ 観察肢におけるつま先のX軸（角速度）の凸波形の中間付近かつZ軸（加速度）に出来る波形の谷
- 第5相も捉える動きとしては第2相と同じであるため2相と同じ要領で観察肢のつま先における回転運動中に表れる角速度の山なりの波形の間かつ、平行運動が始まる瞬間に表れる加速度の凸の始まる瞬間を第5相と対応付けた。

【第6相】

- 映像より観察肢の膝から下が地面と垂直になったとき（波形では特定できず）

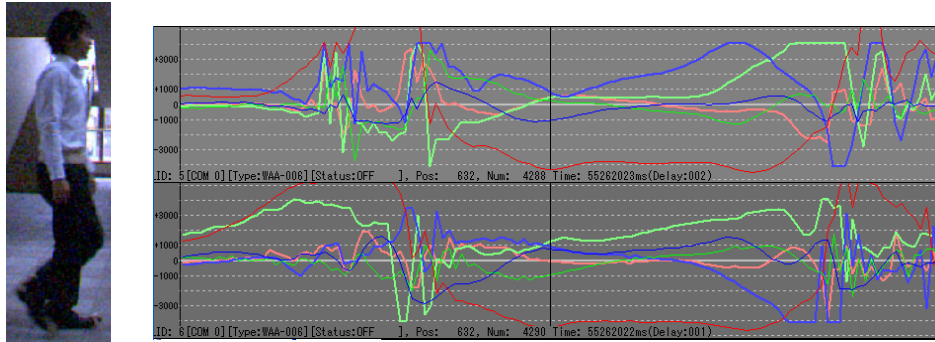


図 8： 上 つま先加速度・角速度波形 下 踵加速度・角速度波形

第6相は両側の下腿が矢状面で交差した瞬間であるが加速度・角速度のどちらの波形でも6相を示唆する傾向が表れなかった（図8）。

【第7相】

- 映像より観察肢の膝から下が地面と垂直になったとき（波形では特定できず）

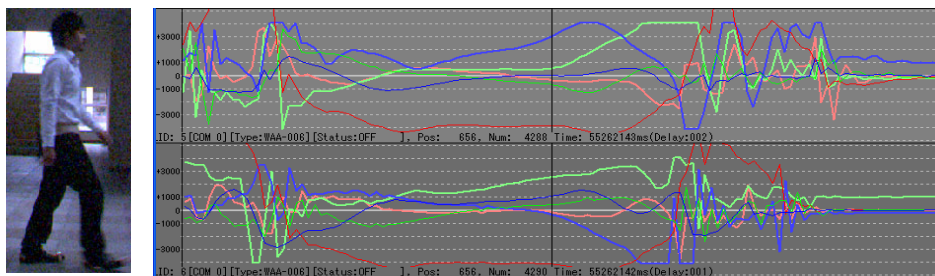


図 9： 上 つま先加速度・角速度波形 下 踵加速度・角速度波形

第7相観察肢の膝から下が地面と垂直になったときであるが第6相と同様に加速度・角速度のどちらの波形でも7相を示唆する傾向が表れなかった（図9）。

【第8相】

- 観察肢踵のY軸に出る衝撃（加速度）

第8相は動きとしては第1相と同じであるため1相と同じ要領で観察肢における着床時の加速度波形の大きな凹みを第8相と対応付けた。

これらの結果で第6～7相は取得が不可能であった。しかしながら、理学療法士はリハビリの効果を見る際にこの相は重視していない相であった。実際の臨床の場では遊脚期の各相の動きは、反対側の単脚支持期を見て判断している。そのため今回の波形と動作の対応付けにおいて重要な部分は第1～5相・第8相となり第6・7相は対応付けしなくてもよいものとした。

4. 検証実験・結果

3章で行った波形の対応付けが正しいものかどうか検証する実験を行った。

4.1 検証方法

健常者11名（男性9名 女性2名）に対し普段歩く早さ（通常歩行）と自分が歩ける最大速での歩行（高速歩行）において表れる波形から各相を検出し、その変化が理学療法士の主観と一致するかどうかという方法をとった。

各相の割合の算出方法は以下の通り。（1）一歩ごとに対応付けた各相の波形の特徴を抜き出し、1スライドにおける各相の実時間を出す。（2）1スライドにおける各相の割合を算出する。（3）取得できるスライドを全て求めて、各相の平均値を求める。（4）積み上げ式の横棒グラフを作成する。

4.2 動作取得環境

屋内の廊下にて靴を指定せず、片道直線距離約15mの往復を被験者が「普通」と感じる速度で行った。通常歩行と高速歩行時につま先・踵のそれぞれ三軸の加速度・角速度(200Hz)を取得。同時に二方向から映像(100fps)を取得した。また、各被験者の歩行計測の実施はそれぞれ2回とした。

ここで、歩行動作において歩き始めと歩き終わりでは通常の歩行動作は行われておらず、純粋な歩行動作を計測できない。そのため、歩き始めと歩き終わりの1スライド分を抜いたものを今回検証対象とした。

4.3 結果

以下に被験者の内の代表的な4名（被験者A, Bは男性、被験者C, Dは女性）の結果を記載する。

通常歩行でのスライド長（1スライドで進む長さ）が150cmだった被験者Aは、15mの往復で左右各11スライドを計測し、高速歩行ではスライド長が長くなったため左

右各 9 スライドの検証となった。また、被験者 B～D は、通常歩行、高速歩行共に左右各 6 スライドを使用した。

グラフの色と各期の対応は、青が遊脚期、赤系統が立脚期となり、さらにピンクが初期両脚支持期、黄色とオレンジが単脚支持期、赤が終期両脚支持期となる。

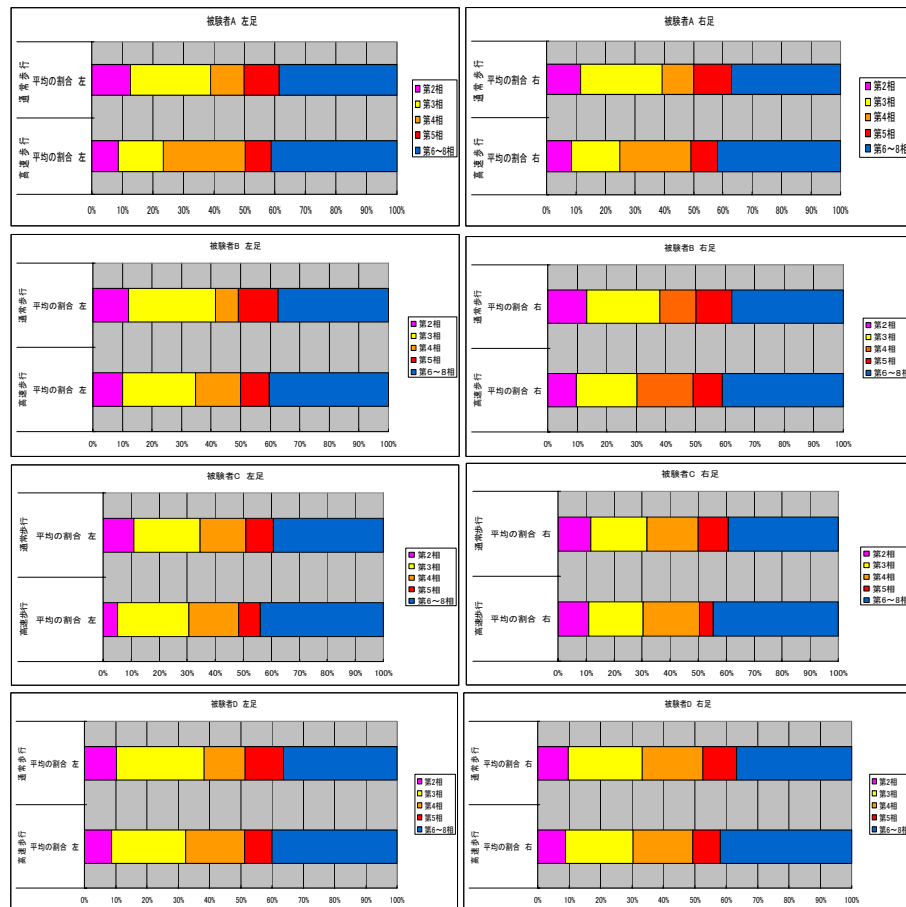


図 10： 被験者 A～D の各相の割合の平均

被験者 A～D 共に、歩行速度が増加するにつれて、

- ・ 立脚期の減少 (A～D 以外の被験者も 2～5% 減少した)
- ・ 遊脚期の増加 (A～D 以外の被験者も 2～5% 増加した)
- ・ 両脚支持期の減少 (A～D 以外の被験者も 1～10% 減少した)
- ・ 単脚支持期の増加 (A～D 以外の被験者も 2～5% 増加した)

の傾向が見られた。

5. 考察

取り上げた被験者同様に他の被験者も立脚期と遊脚期がほぼ 6:4 に分かれており、歩行速度が上がると立脚期が減り遊脚期が増え、さらに両脚支持期が減少する傾向が見られた。この傾向は理学療法士の主観や専門書と一致している。しかし割合のグラフで見た場合単脚支持期が増加しているのがわかる。

これについて理学療法士からは、「立脚期が減少することは分かっており、初期両脚支持期・単脚支持期・終期両脚支持期が一様に減少すると思っていた。しかし、割合のグラフでは単脚支持期は増加していることが分かる。これは新しい知見で、歩行速度の増加による各期での時間減少の仕方が違うことがわかる。これはリハビリを患者に適應する際にどの期に効果がでているかが分かりやすくなりリハビリ計画の参考になる」との意見を頂いた。

6. おわりに

本研究では、ハイブリッドセンサを用いて歩行周期の各相を取得することができ、さらに歩行速度の増加によって表れる歩行周期の変化も捉えることができた。今後このシステムをもちいて実際の患者に対して歩行周期の変化を捉え、リハビリの効果の定量化につなげていきたいと考えている。

参考文献

- 1) 幸村琢, 品川嘉久: 筋骨格系モデルを用いた人体動作の生成・変形, 情報処理学会研究報告, グラフィックスと CAD 研究会報告, IPSJ SIG Notes, 115(2000)
- 2) 渡辺博史, 飯田晋, 阿部真由美, 菅原治美, 浜辺政晴, 丸山潤: 高齢者における大腰筋の筋量と重心動揺の関係, スポーツ障害 (J. sports Injury) Vol.14.;11-13 (2009)
- 3) Kirstin Gotz-Neumann, : 観察による歩行分析, 医学書院,(2005)
- 4) 米本恭三, 石神重信, 岩谷力, 西村尚志, 宮野佐年, : リハビリテーションにおける評価 Ver.2, 医歯薬出版株式会社 (1996)