

国際医療福祉大学審査学位論文（博士）
大学院医療福祉学研究科博士課程

聴覚リズム刺激が下腿切断者の歩行に及ぼす影響

平成 28 年度

保健医療学専攻・福祉支援工学分野・福祉支援工学領域

学籍番号：16U1646 氏名：柴田 晃希

研究指導教員：山本 澄子教授

聴覚リズム刺激が下腿切断者の歩行に及ぼす影響

柴田 晃希

要旨

聴覚リズム刺激（RAS）は臨床場面で下腿切断者の歩行練習として用いられる。本研究の目的は RAS による下腿切断者の歩行変化について運動学的、運動力学的観点から明らかにすることとした。対象は片側下腿切断者 13 名と健常者 15 名（対照群）、計測は自由歩行と RAS とし、RAS で用いたペーシング音のテンポは各対象者の自由歩行のケーデンスとした。ペーシング音と歩行が同調した定常歩行の結果から下腿切断者、健常者ともに RAS で歩行速度が増加し、その要因はストライドの増加であることがわかった。下腿切断者を対象とした三次元動作解析の結果から、RAS による歩幅の増加は健側歩幅に比べて患側歩幅で大きく、歩幅の対称性は低下することがわかった。腕の振りは RAS により患側で大きく速くなった。この腕の振りの変化により、義足足部の機能、力源の一部を補ったことが示唆された。本研究の結果は、臨床場面での観察による歩行分析の一助となると考える。

キーワード：下腿切断者，聴覚リズム刺激，歩行速度，歩幅，歩行分析

Effect of rhythmic auditory stimulation on gait of transtibial amputees

Teruki Shibata

Abstract

Rhythmic auditory stimulation (RAS) is frequently used for gait training of transtibial amputees in clinical situation. The purpose of this study was to investigate the gait change caused by the RAS by kinematic and kinetic analysis. Thirteen transtibial amputees and fifteen healthy controls participated in this study. They were told to walk at self-selected speed and with the RAS. The cadence of the RAS was set to the cadence of each subject's self selected walking. Results from steady state walking test that is match cadence to prescribed metronome beat to gait showed that velocity and stride length were increased when subjects in both groups walked with the RAS. The gait of transtibial amputees was measured by 3D motion capture system. As the step length of prosthetic side was more increased than that of non-prosthetic side, the symmetry of step length was decreased with the RAS. The range and the speed of the arm swing of prosthetic side were increased with the RAS. It means that the transtibial amputees compensated insufficient power of prosthetic foot by increasing the range and the speed of the arm swing. Data obtained in this study will help the understanding of observational evaluation of the RAS in clinical situation.

Key words: transtibial amputees, rhythmic auditory stimulation, walking speed, step length, gait analysis

目次

第 1 章 序論	1
1-1. 本研究の背景.....	1
1-2. 本研究の領域における過去の研究.....	3
1-3. 本研究の目的.....	3
1-4. 本研究の課題.....	4
1-5. 本研究の仮説.....	4
1-6. 本研究の構成.....	5
1-7. 本研究における倫理的配慮.....	5
第 2 章 聴覚リズム刺激が歩行速度，エネルギー能率と時間距離因子に及ぼす影響	6
2-1. 本章の背景.....	6
2-2. 本章の目的.....	7
2-3. 計測方法.....	7
2-3-1. 対象者.....	7
2-3-2. 計測課題.....	9
2-3-3. 3 分間歩行の計測方法.....	10
2-3-4. 自由歩行のケーデンスの算出方法.....	12
2-3-5. 50m 歩行の計測方法.....	12
2-3-6. データ処理方法.....	14
2-3-7. 統計処理.....	16
2-4. 結果.....	16
2-4-1. Physiological cost index の結果.....	16
2-4-2. 歩行速度の結果.....	16
2-4-3. 単脚支持期と両脚支持期の割合の結果.....	17
2-4-4. 単脚支持期と両脚支持期の対称性の結果.....	17
2-5. 考察.....	19
2-5-1. 聴覚リズム刺激がエネルギー能率と歩行速度に及ぼす影響について.....	19
2-5-2. 聴覚リズム刺激が単脚支持期と両脚支持期の割合と対称性に及ぼす影響について.....	20
2-6. 小活.....	20

第3章 聴覚リズム刺激が下腿切断者の歩行に及ぼす影響についての運動学的，運動力学的検証	21
3-1. 本章の背景.....	21
3-2. 本章の目的.....	22
3-3. 計測方法.....	22
3-3-1. 対象者.....	22
3-3-2. 計測機器.....	22
3-3-3. 計測手順.....	24
3-3-4. データ処理.....	24
3-3-5. 統計処理.....	30
3-4. 結果.....	31
3-4-1. 歩行速度の結果.....	31
3-4-2. 歩幅と歩幅の増加率と対称性の結果.....	31
3-4-3. 歩幅と歩行速度に影響を及ぼす骨盤，下肢と上肢の関節角度変化，腕の振りの速度変化の結果.....	32
3-4-4. 歩幅と歩行速度に影響を及ぼす下肢関節モーメントと床反力前方成分の結果.....	32
3-5. 考察.....	34
3-6. 小活.....	35
第4章 結論	37
4-1. 本研究の総括.....	37
4-2. 今後の展望.....	38

謝辞

引用文献

第1章 序論

1-1. 本研究の背景

下腿切断者は切断により失った身体機能を下腿義足で補うことで歩行する。その歩行は膝離断者、大腿切断者、股離断者などの、より高位での切断と比べると運動レベルは高い。切断原因が外傷性や先天性の下肢形成不全であれば、患側の膝関節、股関節の機能や筋力はほぼ完全に残存しており、健側下肢や心肺機能は切断による影響を受けない。そのため、日常生活に制限のない歩行の獲得ができ、なおかつ、レクリエーションから競技の範囲でスポーツを行う者も多い。

下腿切断者の歩行は、残存機能と、残存機能に適した下腿義足の適合により決まる。適合はソケット・義足構成部品・アライメントがあり、義肢装具士の観察による歩行分析と、下腿切断者自身の主観的評価を相互に検討することで決定する。特に義足足部は健常の足関節機能と足部機能を補う役割があることから歩行に及ぼす影響は大きい。本邦における義足足部の選択肢は障害者総合支援法の補装具費の支給基準（平成28年度、改訂版）に101種類定められている。義足足部は構造によりSACH (Solid ankle cushion heel)足部・単軸足部・多軸足部・サイム用足部の4種類に分類されている。これらの4種類には、エネルギー蓄積足部とよばれる機能を有する義足足部が含まれる。エネルギー蓄積足部は立脚中期 (Mid stance 以下 MSt) から立脚終期 (Terminal stance 以下 TSt) にかけて義足前足部に吸収したエネルギーの一部を歩行時の推進力として利用する特性があり、高活動者に使うことが多い。義足足部の選択は対象者の残存機能や生活様式に適した機能を考慮することが重要である^{1,2)}。すなわち、高機能な義足足部が下腿切断者に必ずしも良い歩行をもたらすということではない。義足足部は下腿切断者の歩行に非常に重要な役割を持つ。しかし、全ての義足足部の力源は歩行に対して受動的に機能する。また、歩行時の足関節による底背屈可動範囲も健常の足関節と比べて小さい。そのため、患側では歩行に対する義足足部の機能および力源が健常の足部機能、足関節機能と比較して不足していることは明らかである^{3,4)}。

下腿切断者の歩行の特徴は、義足足部の機能、力源の不足を患側の残存機能や健側下肢などで補うことで起こる、左右肢の非対称な運動である。例えば、歩行観察により確認できる特徴は、健側に比べて患側の立脚期が短く、遊脚期が長い⁵⁾。また、患側歩幅（患側が一步踏み出し、前にある歩幅）が健側歩幅（健側が一步踏み出し、前にある歩幅）に比べて長い⁶⁻⁸⁾。これら非対称な身体運動は歩行速度の低下⁹⁾、歩行時のエネルギー消費量の増加¹⁰⁾の要因となることが報告されている。また、患側の歩行に対する機能、力源の不足を健側下肢で補うことで、健側の膝関節、股関節への負荷が増加し、関節炎発症リスクが増加するという報告がある¹¹⁻¹⁶⁾。Sellesら¹⁷⁾は「下腿切断者の歩行のゴールは正常歩行の歩容に近づけること、もしくは健側と患側の対称性の高い運動を得ることである」と述べている。下腿切断者の歩行は非生理的なものであり、左右肢の対称性が高い歩行を目指すことに関

して議論の余地はあると考える。それであっても対称性の高い歩行を得ることは、非対称な運動がもたらす問題点の改善となる可能性があることから、書籍¹⁸⁻²⁰⁾や研究開発における下腿切断者の歩行の目標は対称性の高い歩行である。臨床場面においても、下腿切断者自身から歩行時の非対称な運動を改善し、正常歩行の歩容に近づきたいとの要望を受けることが多い。その理由は「歩く姿（見た目）の改善」と「疲れにくい歩行」を得ることである。すなわち、下腿切断者の歩行を左右肢の対称性が高い歩行に限りなく近づけることは、下腿切断者自身の主観からも望まれている。

下腿切断者の歩行改善を歩行練習から試みる研究もある。Dingwell ら²¹⁾はトレッドミルと床反力計を用い、健側と患側の立脚期割合と、TStの床反力鉛直成分の対称性をリアルタイムに伝える歩行練習を行った。その結果、上記項目の対称性が改善したと報告している。Yang ら²²⁾はインソールタイプの感圧センサーを用い、健側と患側の立脚期割合の対称性の低下をビープ音でリアルタイムに伝える歩行練習を3週間行った。その結果、立脚期割合の対称性が改善したと報告している。以上の歩行練習は下腿切断者自身で対称性の高い歩行を学習する手法であり、対称性の改善について報告されている。しかし、歩行練習には計測機器が必要であることから限られた施設でのみ実施可能である。

臨床場面ではメトロノーム・手拍子・音楽などのリズムに合わせて歩行する練習が行われる。この歩行練習は聴覚リズム刺激（Rhythmic Auditory Stimulation 以下RAS）とよばれる。RASはリハビリテーションのための神経学的音楽療法（Neurologic Music Therapy）のなかの感覚運動領域における手法である。メトロノーム・手拍子・音楽などの「外的なリズム」をRASにおいて「ペーシング音」とよぶ。RASはペーシング音のリズムに歩行時の運動周期を引き込む（同調させる）ことで、歩行パターンの改善を促すことを目的として、歩行障害を認める患者に対して用いられる^{23,24)}。また、ペーシング音のリズムへの運動の引き込みを「同調効果」ともいう。下腿切断者に対するRASは歩行の再獲得を目指す歩行練習時や、下腿義足適合後の非対称な歩行パターンの改善を目的に行われる。歩行練習に必要な計測機器はなく、簡単に行うことができる。また、歩行観察により歩行変化が即時的に確認でき、歩行の対称性が改善したと評価される傾向がある。下腿切断者自身からは「歩きやすい」と評価されることが多い。すなわち、RASは臨床場面で活用できる歩行練習であると考えられる。しかし、下腿切断者の歩行練習に頻繁に用いられている手法にもかかわらず、RASが下腿切断者の歩行に及ぼす影響については客観的データから明らかとなっていない。

義足足部の機能・力源の不足が歩行にもたらす問題点は、日常生活の活動量が多い高活動者ほど影響が大きいと考える。そのため、下腿切断者の非対称な歩行パターンを改善させることは現状の課題である。歩行に対する義足足部の機能、力源に限界のある現状において、下腿切断者自身に対称性の高い歩行を学習させる歩行練習は、歩行改善に有効な手段として考えられる。特にRASは臨床場面で簡単に行うことができる利点がある。しかし、RASが下腿切断者の歩行に及ぼす影響について客観的データから十分な検討がなされておらず、歩行練習として用いる根拠は明確でない。そのため、RASを下腿切断者の歩行練習として有効に用いるための基礎を構築する必要があると考える。

1-2. 本研究の領域における過去の研究

RAS はペーシング音に合わせて歩くことを練習課題とする。ペーシング音は「リズム」と「テンポ」から構成される。リズムは時間経過の“刻み”であり、リズムを作るのは一定時間ごとに刻まれるところの“拍”という単位である。拍の速度がテンポ (tempo) である。一般にテンポは1分間に刻まれる拍の数として beats per minute (bpm) として表示される²⁵⁾。例えば1分間に刻まれる拍が120回であれば120bpmとなり、歩行で用いるケーデンス (steps/min) と同じ用途で用いられる。

Wittwer ら²⁶⁾は高齢者を対象にRASが歩行に及ぼす影響について検証し、自由歩行に比べてRASでストライドが大きくなると報告した。パーキンソン患者を対象とした研究では、自由歩行に比べてRASでケーデンス、ストライド、歩幅、歩行速度が増加したと報告されている²⁷⁻³⁰⁾。脳卒中片麻痺患者を対象とした研究では、自由歩行に比べてRASでストライドと歩行速度が増加したと報告されている。また、両側の歩幅が増加し、その対称性も改善したと報告されている³¹⁻³³⁾。Kwak³⁴⁾は脳性麻痺患者を対象にRASが歩行に及ぼす影響について検証し、RASにより歩行バランスが向上することで歩行速度とストライドが増加すると報告した。以上の研究からRASは高齢者、パーキンソン患者、脳卒中片麻痺患者、脳性麻痺患者のストライド、歩幅、歩行速度を増加させることがわかった。しかし、歩行を変化させた身体運動について詳しく論じた研究はない。

RASが下肢切断者の歩行に及ぼす影響について論じた研究は、筆者の調べた限りRowaら³⁵⁾の研究のみである。Rowaらは下腿切断者を対象にbrisk歩行とRASの比較を行っている。brisk歩行とは意図的に「きびきびと歩く」「元気よく歩く」を意味する歩行であり、歩行速度は自由歩行に比べてbrisk歩行で速い。すなわち、brisk歩行と自由歩行は異なる歩行である。ペーシング音は自由歩行のケーデンスの値にテンポを設定した音楽 (Instrumental / 器楽曲) を用いている。そのため、brisk歩行に比べてRASの歩行速度が遅く、エネルギー消費量はbrisk歩行に比べてRASで減少したと述べている。また、歩幅や立脚期割合の対称性は改善しない結果となり、これについてはペーシング音に音楽を用いたことで、ペーシング音の情報が対象者に適切に伝わらなかったと述べている。下腿切断者を対象にしたRASの研究において、自由歩行とRASを比較した研究はなく、その歩行がRASによりどのように変化したのかについて客観的データが示されていない。そのため、RASを下腿切断者の歩行練習として用いる根拠は明確でない。

1-3. 本研究の目的

本研究の目的は、下腿切断者に対するRASについて、歩行観察により評価している歩行変化について客観的データから明らかにすることである。そして、RASによる歩行変化はどのような身体運動によるものかについて、運動学および運動力学的観点から検討することとした。

1-4. 本研究の課題

RAS が下腿切断者の歩行に及ぼす影響について自由歩行と RAS を比較した研究はない。また、RAS の研究において歩行変化を三次元動作解析にて運動学的、運動力学的観点から検討した研究は筆者の調べた限り見当たらない。そのため、臨床場面で観察により評価している歩行変化についての分析項目の選択、さらには、身体運動の着眼点を見極めることが難しい。RAS の目的は、ペーシング音のリズムに歩行パターンを同調させることで歩行改善を促すことである。RAS が下腿切断者の歩行に及ぼす影響について検討するには、ペーシング音のリズムに歩行が同調した時期の計測が必要であり、なおかつ、その状態の定常歩行が計測出来る課題が必要であると考えた。そして明らかとなった歩行変化の要因となる身体運動を着眼点として、三次元動作解析による歩行分析を行うことが望ましいと考えた。本研究では以下の課題を設定した。

第1の課題は、ペーシング音のリズムに歩行が同調した定常歩行の計測を目的とした。分析項目はパーキンソン患者、脳卒中片麻痺患者、脳性麻痺患者を対象とした先行研究、および、RAS を下腿切断者に実施した臨床経験から決定した。歩行速度、エネルギー能率、単脚支持期と両脚支持期の割合とその対称性について、下腿切断者の自由歩行と RAS の比較を行う。また、健常者を対照群として同様の計測を行う。

第2の課題は、下腿切断者を対象に、第1の課題から明らかとなった歩行変化について、その要因となる身体運動を分析の着眼点とした。歩行分析は三次元動作解析装置を用いて運動学および運動力学的観点から検討する。

本研究の一連の結果から、RAS が下腿切断者の歩行に及ぼす影響について明らかにし、臨床場面で用いる RAS の基礎研究とする。

1-5. 本研究の仮説

これまでの調査結果から、パーキンソン患者、脳卒中片麻痺患者、脳性麻痺患者と同様に、RAS により下腿切断者の歩行速度が増加すると考えた。また、ペーシング音のリズムと歩行の同調効果により単脚支持期と両脚支持期の割合が変化し、その対称性が改善すると考えた。そして、歩行速度や時間因子の変化により、歩行時のエネルギー能率が改善すると考えた。

義足足部の機能、力源は健常の足関節、足部に比較して不足しており、歩行変化に対して能動的に機能することができない。そのため、RAS による歩行変化の影響により、歩行に対する義足足部の機能、力源の不足の割合が増加することが考えられる。その結果、患側の残存機能と健側下肢による代償運動が変化すると考えた。

1-6. 本研究の構成

本論文は以下の構成により成り立っている。

第1章 序論

本研究の背景，先行研究，目的，課題，仮説を提示した。また，倫理的配慮について記した。

第2章 聴覚リズム刺激が歩行速度，エネルギー能率と時間因子に及ぼす影響

ペーシング音のリズムに歩行が同調した定常歩行の計測が行える課題を設定し，歩行速度，エネルギー能率，単脚支持期と両脚支持期の割合とその対称性について自由歩行とRASの比較を行う。本章では健常者を対照群とした。下腿切断者および健常者のRASによる歩行変化について検討する。

第3章 聴覚リズム刺激が下腿切断者の歩行に及ぼす影響についての運動学的，運動力学的検証

三次元動作解析装置による歩行分析を行う。分析項目は第2章の結果に基づき，RASによる下腿切断者の歩行変化を着眼点とした。自由歩行とRASの比較から歩行変化の要因となる身体運動について運動学的，運動力学的観点から検討する。

第4章 総括

本研究で得られた結果をまとめた上で，今後の展望を述べる。

1-7. 本研究における倫理的配慮

本研究に参加した全ての対象者には，研究の目的や方法を事前に口頭，および紙面で説明した。そして，研究内容の理解と研究への協力に同意が得られた場合に同意書を締結した。なお，本研究は国際医療福祉大学倫理委員会の承認（承認番号：14-Ig-12）を得て行った。

第2章 聴覚リズム刺激が歩行速度，エネルギー能率と時間因子に及ぼす影響

2-1. 本章の背景

本章では，ペーシング音のリズムに歩行が同調した定常歩行の計測が行える課題を設定し，下腿切断者の自由歩行と RAS の比較を行った．計測は「3 分間歩行」と「50m 歩行」の 2 つの課題を行った．また，健常者を対照群として同様の計測を行った．3 分間歩行では心拍計を用いた計測，50m 歩行ではフットスイッチを用いた計測を行った．心拍計を用いた計測時に，計測機器の装着による身体拘束が心拍数に及ぼす影響を最小限にすることを考慮し，心拍計とフットスイッチを用いた計測を分けて行った．

RAS はペーシング音のリズムに合わせて歩くことを練習課題とする．そのため，ペーシング音のテンポ設定と，そのテンポ情報を明確に対象者に伝えることが重要である．畑山ら³⁶⁾は健常者を対象にペーシング音の違いがリズムと歩行の同調効果に及ぼす影響について検証した．ドラムとベースのリズムパートの音源を強調した音楽とメトロノームのクリック音を比較した結果，メトロノームのクリック音がテンポ情報を最も明確に示すことができることを明らかにした．また，ペーシング音は強拍と弱拍が交互に現れる「2 拍子」もしくは 4 拍ごとに強拍が現れる「4 拍子」を用いると良いとしており，その理由は小節のなかの拍子（アクセント）の位置が聞き手にテンポ情報を認知させると述べている^{24,37)}．Roerdink ら³⁷⁾はペーシング音のテンポと歩行の同調について検証した．7 種類の異なるテンポを比較した結果，歩行が最も同調しやすいペーシング音のテンポは自由歩行のケージデンスの値であることを明らかにした．また，歩行開始から同調までの歩数は 4 歩と報告している．これまでの研究から RAS に効果的なペーシング音とは ①メトロノームのクリック音を用い，②テンポは自由歩行のケージデンスの値に設定し，③2 拍子または 4 拍子を用いると良いことがわかった．

「3 分間歩行」は歩行速度と心拍数の計測を目的に行い，エネルギー能率の算出には Physiological cost index（以下 PCI）を用いた．PCI は 1979 年に MacGregor によって考案されたエネルギー能率の指標である³⁸⁾．活動中の酸素摂取量と心拍数との間に直線的な相関が認められることを利用して，一定時間歩行した際のエネルギー能率を心拍数を用いて間接的に測定する指標である．呼気ガス分析装置のような機材を必要とせず，比較的簡便に計測を行うことができることも特徴である．そのため，下肢切断者³⁹⁻⁴³⁾，脳性麻痺患者⁴⁴⁾，脳卒中片麻痺患者⁴⁵⁻⁴⁸⁾のように歩行障害を認める対象者のエネルギー能率の評価として臨床場面，研究で用いられている．「50m 歩行」は Initial contact（以下 IC）と Foot off（以下 FO）の計測を目的に行い，計測データから単脚支持期と両脚支持期の割合と，その対称性の算出を行った．対称性の算出には Symmetry index（以下 SI）を用いた．

2-2. 本章の目的

本章の目的は、ペーシング音のリズムに歩行が同調した定常歩行の計測が行える課題から、下腿切断者の自由歩行と RAS を比較し、その歩行の変化について検討することである。分析項目は歩行速度、歩行速度変化率、エネルギー能率、単脚支持期と両脚支持期の割合と、その対称性である。対照群として健常者を対象に同様の計測を行った。

2-3. 計測方法

2-3-1. 対象者

対象は下腿切断者 13 名である (表 2-1)。対照群として左右肢の対称性に問題のない若年健常者 15 名の計測を行った。下腿切断者の選定基準は ①片側下腿切断者、②Medicare Functional Classification Level : K3, K4 の対象者、すなわち、日常生活の移動に杖などの歩行補助具を必要とせず、様々なケーデンスで歩行可能で、階段や不整地などの歩行路の環境に対して制限を受けることがない、③現在の下腿義足を 6 ヶ月以上使用している、の①～③の条件を満たす者とした。除外基準は (1) 断端に創傷や疼痛がある、(2) 健側下肢に疼痛や関節可動域制限がある、(3) その他、歩行障害の原因となる疾患を持つ、の(1)～(3)の条件の内、1 つでも当てはまる者は除外した。下腿切断者の内訳について表 2-2、詳細について表 2-3 に示す。健常者の選定にあたり除外基準として、(1) 過去 6 ヶ月以内に下肢に整形外科的既往歴のある者、(2) 下肢関節疾患および神経学的疾患を有し、歩行が障害されている者とした。

表 2-1 : 対象者

	下腿切断者	健常者	p 値
人数 (名)	13 (男性 9 : 女性 4)	15 (男性 12 : 女性 3)	
年齢 (歳)	42.7±9.1	28.3±6.5	p<0.01
身長 (cm)	169.5±11.1	171.9±8.9	n.s
体重 (kg)	63.8±16.5	60.7±8.5	n.s

表 2-2 : 下腿切断者の内訳

切断原因	外傷 : 10 名	骨肉腫 : 2 名	末梢血管障害 : 1 名
患側	右 : 8 名	左 : 5 名	
健側下肢長に対する断端長の割合	30.0±7.9%	中断端 : 11 名	短断端 : 2 名
義足歴	20.7±15.6 年 (min2 年～max65 年)		
義足足部	SACH : 1 名	エネルギー蓄積型 : 12 名	

表 2-3：下腿切断者の詳細

	性別	年齢 (歳)	身長 (cm)	体重 (kg)	切断原因	患側	断端長 (%)	義足歴 (年)	義足足部
1	男	31	182	56	骨肉腫	左	短断端 (22)	2	トレイルブレイザー (OWW)
2	男	35	179	67	外傷	左	短断端 (15)	12	Vari-Flex (ossur)
3	男	33	161	67	外傷	右	中断端 (36)	24	J-Foot (Lapoc)
4	男	33	178	70	外傷	左	中断端 (28)	11	Renegade (Nabtesco)
5	男	38	181	80	外傷	右	中断端 (23)	2	Pathfinder (OWW)
6	男	42	178	54	外傷	右	中断端 (26)	20	トライアス (ottobock)
7	女	43	147	43	外傷	右	中断端 (31)	17	インパルス (OWW)
8	男	45	178	103	外傷	左	中断端 (27)	19	Pathfinder (OWW)
9	女	46	159	52	骨肉腫	右	中断端 (36)	22	C-Walk (ottobock)
10	女	47	164	53	外傷	右	中断端 (42)	42	シアトルライト (mind)
11	女	48	157	46	抹消神経障害	右	中断端 (34)	34	トライアス (ottobock)
12	男	49	167	79	外傷	右	中断端 (34)	22	Vari-Flex (ossur)
13	男	65	172	59	外傷	左	中断端 (41)	65	トレイルブレイザー (OWW)

2-3-2. 計測課題

3分間歩行では歩行速度，歩行速度変化率，エネルギー能率の算出を行った．50m歩行では単脚支持期と両脚支持期の割合と，その対称性の算出を行った．両方の計測課題ともに歩行条件は自由歩行とRASの2条件とした．

本研究における自由歩行は本人の至適速度での歩行とした．RASはペーシング音を聴きながらの歩行とした．ペーシング音の音源はメトロノーム，電子メトロノーム（コンピューターの音源を含む），MIDI（Musical Instrument Digital Interface）で加工した音楽などが用いられている．これらは歩行練習や研究課題により選択されている．本研究では，対象者が計測時にペーシング音を一定の音量で聴くことが出来る計測環境を考慮した．そのため，メトロノームは対象者が装着可能，または，ヘッドフォンで聴き続けることが出来る電子メトロノームを用いた．電子メトロノームの音源は他の計測機器と同期出来る利点もある．ペーシング音のテンポは各対象者の自由歩行のケーデンスの値で4拍子に設定した．自由歩行の計測時には「いつも通り歩いて下さい」と口頭で指示した．RASの計測時には「メトロノームのリズムをよく聴き，リズムに合わせて歩いて下さい」と口頭で指示した．歩行条件の計測順序はRASに対する慣れが自由歩行へ及ぼす影響を最小限にすることを考慮し，全ての計測課題で自由歩行の計測を先に行った．計測時にはTシャツに短パンと動きやすい服装に着替えた．下腿切断者の計測では普段の歩行を計測することを目的に，本人が日常で使用している下腿義足に，本人の使用頻度の高い運動靴を履いた状態で計測を行った．健常者の計測では本人の使用頻度の高い運動靴を履いた状態で計測を行った．

本研究で用いるRASのペーシング音のテンポは，各対象者の自由歩行のケーデンスの値である．この値の計測を3分間歩行（自由歩行）の計測実施時に行った．計測課題と歩行条件の計測順序は以下の通りとした（図2-1）．① 3分間歩行（自由歩行）×1試行，② 3分間歩行（RAS）×1試行，③ 50m歩行（自由歩行）×3試行，④ 50m歩行（RAS）×3試行．

計測手順

PCI の計測に必要な計測機器の装着，設定

10 分以上の安静座位で心拍数を安静時心拍数に整える

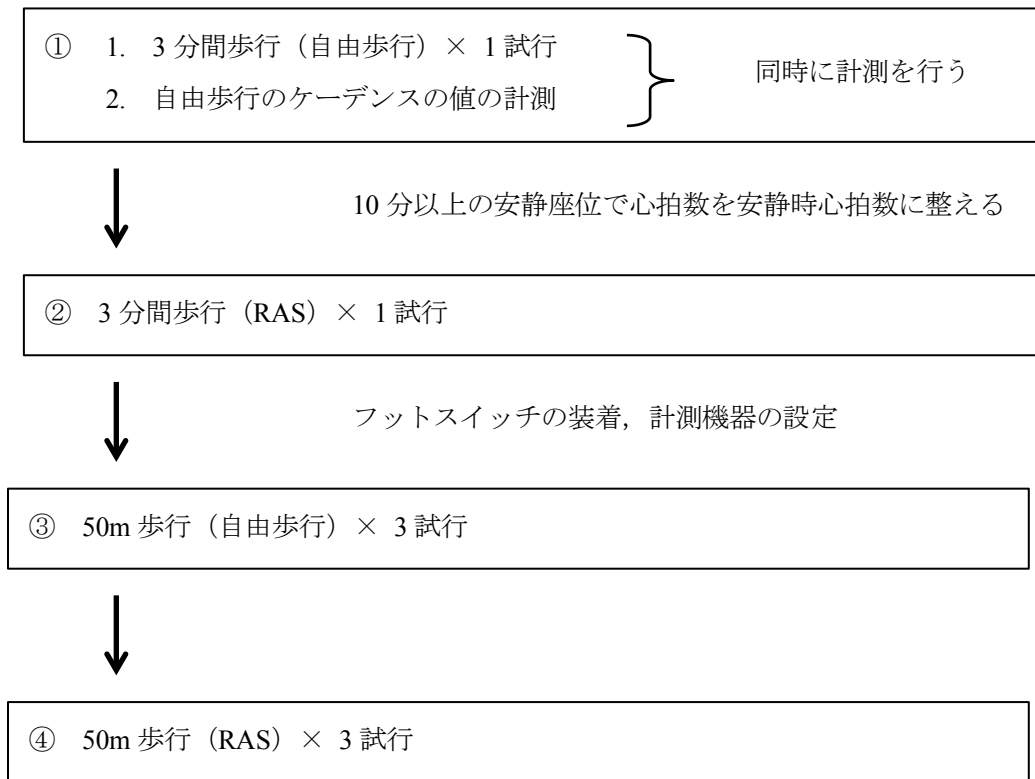


図 2-1 : 3 分間歩行と 50m 歩行の計測手順

2-3-3. 3 分間歩行の計測方法

PCI のオリジナルの運動課題は 1 周 20m の 8 字コースを 10 周歩くことである。PCI は対象者の属性や計測空間などで用いられる方法が異なるのも特徴である。例えば、円形や楕円などの歩行路やトレッドミルを用いることもある。変法として 3～8 分間の運動課題を設定する方法もある。葛西ら⁴⁹⁾は健常成人を対象に PCI での心拍数抽出方法について検証を行い、3 分間の歩行時間で PCI の結果の精度が十分満たされると報告した。先行研究から PCI の計測条件は ①計測の 2 時間前からの食事、喫煙の禁止、②試行間で十分な休息をとり、心拍数を安静時に戻すこと、③歩行時の心拍数が定常状態になること、④歩行の継続が可能な歩行路が必要であることが各研究者の見解である。

本研究における歩行課題は 44m 間隔に目印となるポールを設置した 1 周 100m の歩行路を 3 分間歩行する。心拍計は Polar 社製の H6 Heart rate を用いた。歩行距離の測定にはローラー距離計測を用いた。計測順序は自由歩行の計測を 1 試行行い、その後に RAS の計測を 1 試行行った。各対象者には計測実施 2 時間前からの食事、喫煙を禁止した。Segal ら⁵⁰⁾は健常者と下腿切断者の方向転換動作について、方向転換時に健側が内側にある歩行（以下：健側周り）および健常者の方向転換に比べて、

患側が内側にある歩行（以下：患側周り）で歩行速度が減少すると述べている。そのため、下腿切断者は健側周りに歩き、健常者は全ての対象者で反時計回りに歩いた。

始めに、心拍計を胸部にベルトで固定し、ソフトウェア（Polar Beat）との同期を確認した（図 2-2）。心拍計の計測は歩行開始 2 分前から開始し、歩行終了後 20 秒まで継続した。計測データは Polar Beat に Bluetooth 通信で転送され記録される。心拍計の設定後に歩行路に用意した椅子に開眼でリラックスした安静座位を 10 分間保ち、心拍数が安静状態になったことを確認した。「静かに立って、いつも通り歩いて下さい」という口頭指示を合図に歩行を開始した。計測終了の 5 秒前から口頭にてカウントダウンを行い、3 分間で歩行終了とした。歩行終了後は歩行が終了した場所に静止立位を 20 秒間保ち自由歩行の計測終了とした。自由歩行の計測終了後は椅子に戻り、10 分以上の安静座位にて安静時心拍数に戻ったことを確認した後、RAS の計測に進んだ。ペーシング音には小型でクリップにて固定できる電子メトロノーム（クリップ式ヤマハ電子メトロノーム ME55）を用い、計測時に対象者のシャツに固定した。ペーシング音は計測開始 10 秒前から開始し、計測終了後まで鳴らし続けた。RAS の説明は、休息時にペーシング音を対象者に聞かせながら、「メトロノームのリズムをよく聴き、リズムに合わせて歩いて下さい」と口頭で指示した。以後の RAS の計測手順は自由歩行と同じである。



図 2-2：3 分間歩行の計測機器

2-3-4. 自由歩行のケーデンスの算出方法

本研究で用いるペーシング音のテンポは各対象者の自由歩行のケーデンスの値である。自由歩行のケーデンスの計測は3分間歩行（自由歩行）の計測実施時に行った。定常歩行のケーデンスを計測することを目的に、歩行開始および方向転換後の20歩を除く、歩行路の直線を歩行している20歩に要した時間をストップウォッチで計測した。3分間歩行（自由歩行）の実施時間内に6回のケーデンスを計測し、その平均値を各対象者の自由歩行のケーデンスの値とした。

2-3-5. 50m 歩行の計測方法

歩行課題は直線50mの歩行路を歩行する。計測機器はフットスイッチ（DKH：荷重スイッチシステム：感圧センサーDKH：PH461φ5mm）を用いた。電子メトロノームにはiPadを用いた。電子メトロノームのクリック音はAudio Interface（Roland：Duo Capture MK2）を介してAD変換器（Measurement computing：USB-1608FS Series：サンプリング周波数500Hz）でフットスイッチと同期させた（図2-3）。フットスイッチの貼付位置は、健常者および下腿切断者の健側は第1中足骨頭と踵部とした。患側は義足足部の足底で健側と対称的になる位置とした（図2-4）。フットスイッチをテープで足底に固定した状態で靴下と本人の運動靴を履いた。フットスイッチのアンプ（DKH：4ch FS アンプ）は対象者の腰にベルトで固定した。RAS計測時にはオーバーヘッドタイプのヘッドフォンを装着し、計測時にペーシング音を聴くようにした（図2-3）。

対象者はフットスイッチ、アンプ、ヘッドフォンの計測機器を装着し、ケーブル類などによって身体を極力拘束しないように設定した状態で、直線50mの歩行路を歩いた。検査者は解析用PC、iPad、Audio Interface、AD変換器を搭載した台車を押しながら対象者後方について歩いた。計測順序は自由歩行の計測を3試行行い、その後RASの計測を3試行行った。自由歩行の計測では安静立位の状態から「いつも通り歩いて下さい」という口頭指示で歩き始めた。RASでは安静立位の状態で待機し、先にペーシング音を開始した。「メトロノームのリズムをよく聴き、リズムに合わせて自分のタイミングで歩き始めて下さい」と口頭指示し、歩行開始は対象者のタイミングで行った。

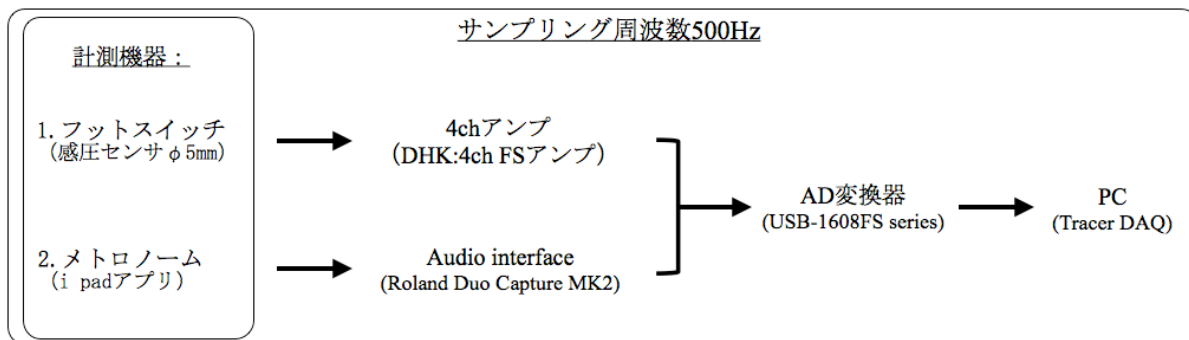
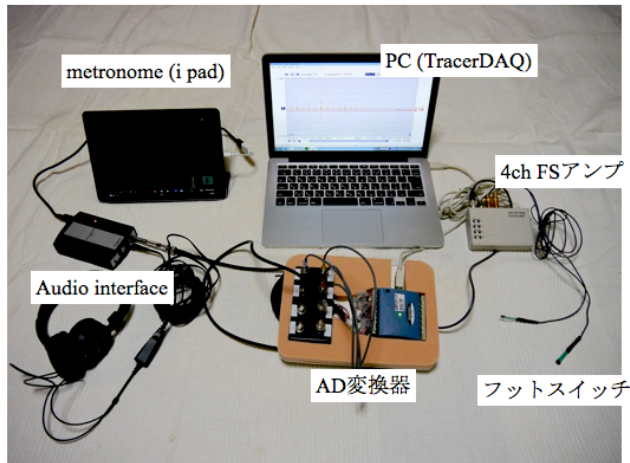


図 2-3 : 3 分間歩行で用いた計測機器

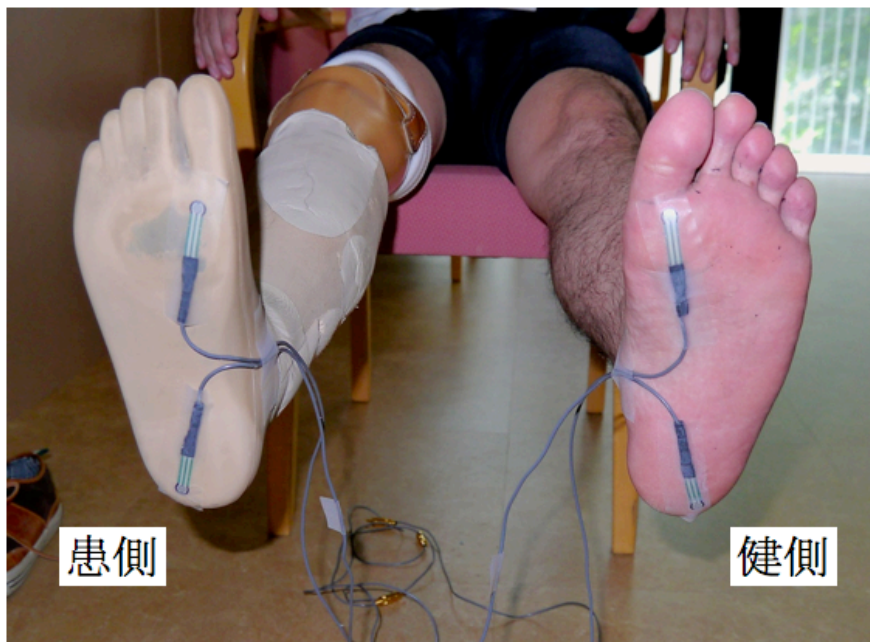


図 2-4 : フットスイッチの貼付位置

2-3-6. データ処理方法

3分間歩行の計測データから PCI に必要なパラメーターの算出を行った。PCI の算出は歩行時心拍数 (Walking heart rate) から安静時心拍数 (Resting heart rate) を減じた値を歩行速度 (Walking speed) で除することで求める (式 ①)。なお PCI の値が小さいとエネルギー能率が良いとされる。本研究における安静時心拍数は歩行開始直前までの 1 分間の平均心拍数とし、歩行時心拍数は歩行終了直後から 10 秒間の平均心拍数とした (図 2-5)。歩行速度は 3 分間の歩行距離から求めた。以上の計測データから各対象者の PCI を算出した。歩行速度変化率は自由歩行と RAS の歩行速度の結果から求めた。

$$PCI \text{ (beats/m)} = \frac{(\text{Walking Heart Rate}) - (\text{Resting Heart Rate})}{\text{Walking Speed}} \dots\dots\dots ①$$

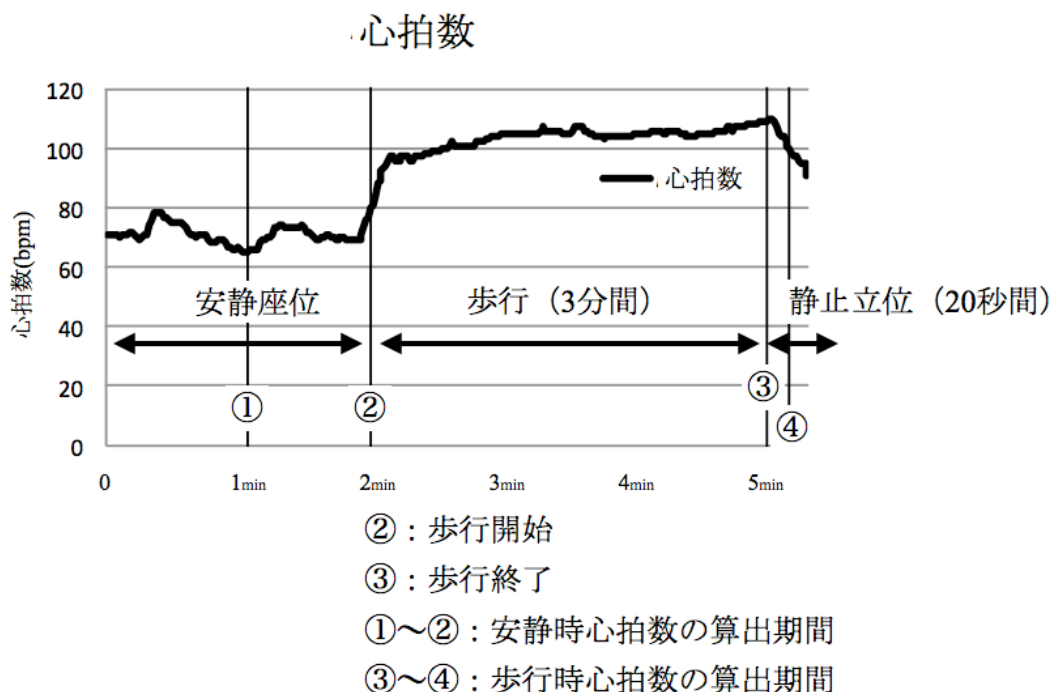


図 2-5 : PCI の算出方法

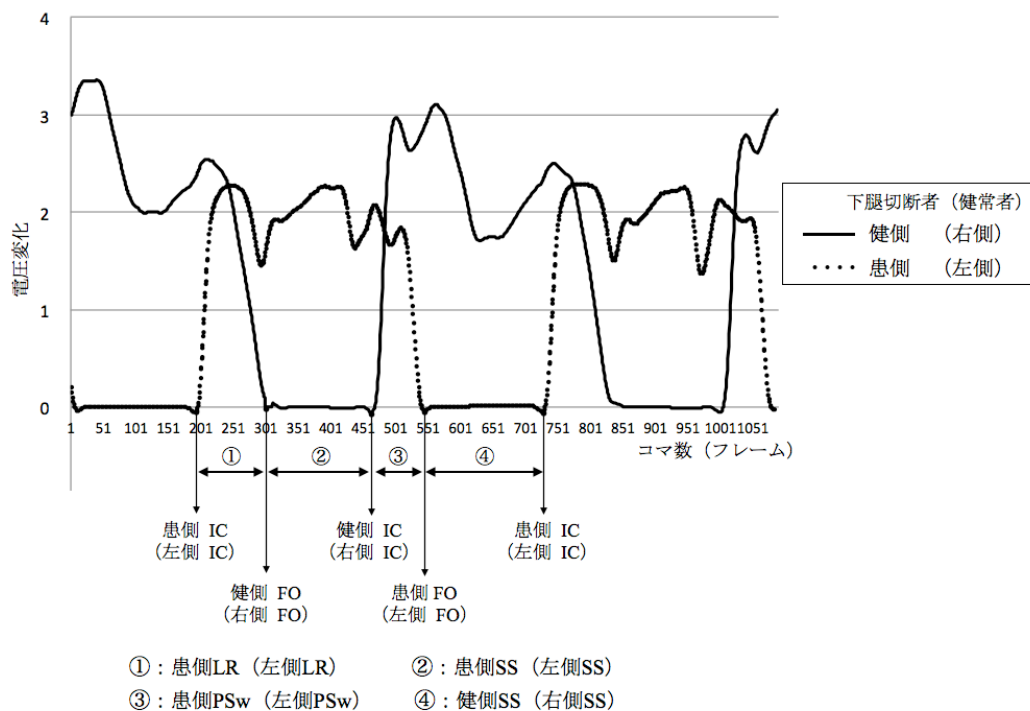
50m 歩行のフットスイッチで得られたデータはカットオフ周波数 18Hz の Low path filter をかけた。踵部のフットスイッチが ON になる瞬間を IC とし、第 1 中足骨底のフットスイッチが OFF になる瞬間を FO とした。計測データから単脚支持期と両脚支持期の時間を算出し、1 歩行周期における割合にて規格化した。対象者の定常歩行の算出を行うことを目的に、計測データの算出範囲は歩行開始 10 歩目から 40 歩目 (左右それぞれ 15 歩) の値とし、その平均値を分析に用いた。

健常者のデータは左下肢を観察肢とした。左側 IC から右側 FO を左側荷重応答期 (Loading response 以下 左側 LR) とし、これが 1 回目の両脚支持期である。右側 FO から右側 IC を左側単脚支持期 (Single

stance 以下 左側 SS). 右側 IC から左側 FO を左側前遊脚期 (Pre-swing 以下 左側 PSw) とし, これが 2 回目の両脚支持期である. 左側 FO から左側 IC を左側遊脚期 (Swing phase 以下 左側 SW) とした. また, 左側 SW は右側単脚支持期 (以下 右側 SS) となり, 本研究では左側 SW を右側 SS として示す (図 2-6).

下腿切断者のデータは患側を観察肢とした. 患側 IC から健側 FO を患側荷重応答期 (以下 患側 LR) とし, これが 1 回目の両脚支持期である. 健側 FO から健側 IC を患側単脚支持期 (以下 患側 SS). 健側 IC から患側 FO を患側前遊脚期 (以下 患側 PSw) とし, これが 2 回目の両脚支持期である. 患側 FO から患側 IC を患側遊脚期 (以下 患側 SW) とした. また, 患側 SW は健側単脚支持期 (以下 健側 SS) となり, 本研究では患側 SW を健側 SS として示す (図 2-6).

単脚支持期および両脚支持期の対称性の算出は Robinson の SI を用いた. SI の値が小さくなるほど対称性が高いことを示している. すなわち, SI の値が 0 であれば完全な対称である. 下腿切断者では SI が負の値では健側に比べて患側の値が大きいことを示している^{51,52}. SI の式を下記に示す. x_{intact} は健側の値, $x_{prosthetic}$ は患側の値を示している (式 ②). 健常者では x_{intact} は左側の値, $x_{prosthetic}$ は右側の値とした.



注) 下腿切断者は患側を 健常者は左側を観察肢として示す

図 2-6: フットスイッチデータを用いた時間因子の算出方法

$$SI (\%) = \frac{(x_{intact} - x_{prosthetic})}{0.5 \times (x_{intact} + x_{prosthetic})} \times 100 \dots \dots \dots \text{②}$$

2-3-7. 統計処理

3分間歩行の結果から、健常者と下腿切断者の対象者ごとに PCI および歩行速度を自由歩行と RAS で比較した。有意差検定には対応のある t 検定を行った。歩行速度変化率について健常者と下腿切断者を比較した。有意差検定には対応のない t 検定を行った。

50m 歩行の結果から、単脚支持期と両脚支持期のそれぞれの割合について、健常者では左右肢の比較と、自由歩行と RAS を比較した。下腿切断者では健側と患側の比較と、自由歩行と RAS を比較した。有意差検定には 2 元配置分散分析（対応あり，対応あり）を用いた。2 元配置分散分析の結果，交互作用が認められない場合には主効果を検討した。交互作用がみられた場合は，単純主効果検定として，健常者では左右肢，下腿切断者では健側と患側に分けて自由歩行と RAS に有意な差が生じるかと，自由歩行と RAS に分けて健常者では左右肢，下腿切断者では健側と患側に有意な差が生じるかを対応のある t 検定を用いて分析した。単脚支持期と両脚支持期のそれぞれの SI について自由歩行と RAS を比較した。有意差検定には対応のある t 検定を行った。統計処理には IBM SPSS Statistics 22 を用い，すべての分析で有意水準は 5%とした。

2-4. 結果

2-4-1. Physiological cost index の結果

表 2-4 に健常者と下腿切断者の PCI の結果を示す。健常者の自由歩行と RAS の比較で，自由歩行に比べて RAS で PCI は有意に増加した ($p=0.01$)。すなわち，健常者は RAS でエネルギー消費量が増加した。下腿切断者の自由歩行と RAS の比較で PCI に有意差がなかった。

2-4-2. 歩行速度の結果

表 2-4 に健常者と下腿切断者の歩行速度の結果を示す。健常者の自由歩行と RAS の比較で，自由歩行に比べて RAS で歩行速度が有意に増加した ($p<0.01$)。下腿切断者の自由歩行と RAS の比較で，自由歩行に比べて RAS で歩行速度が有意に増加した ($p<0.01$)。すなわち，RAS により健常者，下腿切断者ともに歩行速度が増加した。

表 2-5 に健常者と下腿切断者の歩行速度変化率の結果を示す。健常者と下腿切断者の比較で，健常者に比べて下腿切断者で歩行速度変化率は有意に少なかった ($p=0.02$)。すなわち，歩行速度の増加の割合は健常者に比べて下腿切断者で小さかった。

表 2-4 : PCI と歩行速度の結果

		自由歩行	RAS	p 値
健常者	PCI (beats/m)	0.15±0.05	0.20±0.06	0.01*
	歩行速度 (m/min)	81.13±10.37	90.19±12.02	<0.01**
下腿切断者	PCI (beats/m)	0.29±0.09	0.32±0.08	n.s
	歩行速度 (m/min)	83.24±11.77	88.90±11.81	<0.01**

mean±SD 対応のある t 検定 *p<0.05 **p<0.01

表 2-5 : 歩行速度変化率の結果

	健常者 (n=15)	下腿切断者 (n=13)	p 値
歩行速度変化率 (%)	11.26±5.75	5.80±5.49	0.02*

mean±SD 対応のない t 検定 *p<0.05 **p<0.01

2-4-3. 単脚支持期と両脚支持期の割合の結果

表 2-6 に健常者と下腿切断者の単脚支持期と両脚支持期の結果を示す。健常者の単脚支持期の結果から、左右肢の割合と歩行条件の間に有意差がなかった。両脚支持期の結果から、左右肢の割合と歩行条件の間に有意差がなかった。

下腿切断者の単脚支持期の結果から、健側と患側の間で主効果があり、健側 SS に比べて患側 SS で有意に小さい値となった ($p<0.01$)。また、歩行条件の間に有意差がなかった。両脚支持期の結果から、歩行条件と患側 LR と患側 PSw の間で交互作用が認められた ($p=0.03$)。歩行条件に分けて患側 LR と健側 PSw で比較すると、自由歩行、RAS とともに患側 LR に比べて患側 PSw で有意に小さかった (自由歩行 $p<0.01$, RAS $p<0.01$)。下腿切断者は単脚支持期の割合は健側に比べて患側で小さく、両脚支持期の割合は健側 LR に比べて患側 PSw で小さかった。

2-4-4. 単脚支持期と両脚支持期の対称性の結果

表 2-7 に健常者と下腿切断者の単脚支持期と両脚支持期の SI の結果を示す。健常者では単脚支持期および両脚支持期の SI に有意差がなかった。

下腿切断者では単脚支持期の SI に有意差がなかった。両脚支持期の SI は自由歩行に比べて RAS で有意に減少した ($p=0.03$)。すなわち、下腿切断者は RAS により両脚支持期の対称性が改善した。

表 2-6 : 単脚支持期と両脚支持期の結果

		交互作用		主効果	主効果
		左右×歩行条件		左右	歩行条件
		(健側患側×歩行条件)		(健側×患側)	
		自由歩行	RAS	p 値	p 値
					p 値
健常者	単脚支持期の割合 (%)				
左 SS	37.8±1.9	37.6±2.3	n.s	n.s	n.s
右 SS	37.9±1.9	37.9±1.7			
健常者	両脚支持期の割合 (%)				
左 LR	12.2±1.9	12.3±1.9	n.s	n.s	n.s
左 Psw	12.1±1.9	12.3±2.1			
下腿切断者	単脚支持期の割合 (%)				
健側 SS	39.4±6.2	39.4±5.6	n.s	<0.01**	n.s
患側 SS	36.1±4.3	34.7±4.7			
下腿切断者	両脚支持期の割合 (%)				
患側 LR	14.9±5.2	14.7±4.3	0.03*		
患側 Psw	10.6±4.5 †	11.2±4.8 ‡			

mean±SD 2元配置分散分析 (対応あり, 対応あり) *p<0.05 **p<0.01 注)

† : p<0.01 (v.s 患側 LR) ‡ : p<0.01 (v.s 患側 LR)

観察肢は健常者は左側, 下腿切断者は患側

表 2-7 : 時間因子の対称性の結果

対象者		自由歩行	RAS	p 値
健常者	単脚支持期の割合の SI (%)	3.4±2.2	3.9±2.7	n.s
	両脚支持期の割合の SI (%)	8.2±7.5	9.9±7.4	n.s
下腿切断者	単脚支持期の割合の SI (%)	11.2±7.8	12.6±15.1	n.s
	両脚支持期の割合の SI (%)	34.0±18.3	33.3±20.3	0.03*

mean±SD 対応のある t 検定 *p<0.05 **p<0.01

2-5. 考察

2-5-1. 聴覚リズム刺激がエネルギー能率と歩行速度に及ぼす影響について

本章の結果から、健常者、下腿切断者ともに自由歩行に比べ RAS で歩行速度が増加し、仮説を支持する結果となった。また、歩行速度の増加の割合は健常者に比べて下腿切断者で小さいことがわかった。本研究で用いたペーシング音のテンポは自由歩行のケーデンスの値である。そのことから、歩行速度が増加した要因はストライドの増加であるといえる。また、RAS で増加した歩行速度の割合が健常者に比べて下腿切断者で小さいことから、ストライドの変化は健常者に比べて下腿切断者で小さいことがわかった。

PCI の自由歩行と RAS の比較から、健常者では自由歩行に比べて RAS でエネルギー消費量が増加することがわかった。下腿切断者ではエネルギー消費量が 8 名の対象者で増加し、5 名の対象者で変化しない、もしくは減少した。RAS が下腿切断者の PCI の結果に及ぼす影響は各対象者で異なり、仮説を棄却する結果となった。PCI は一定時間歩行した際のエネルギー能率を心拍数と歩行速度を用いて間接的に算出する指標である。健常者に比べて下腿切断者の歩行速度の増加割合が少ないことが、下腿切断者の PCI の結果に影響を及ぼしたと考える。

Thaut ら²³⁾は、ペーシング音のリズム情報が聴覚系に続いて運動系への入力となることをリズムによる引き込み（同調）現象と述べている。歩行のように周期的なリズムによる運動（内的リズム）を外的なリズムと同調させることにより、歩行を安定させる生理学的な事象を生み出すことが RAS の目的である。RAS により歩行に必要な順序だった筋収縮の系列をリズムカルに生み出し、運動のタイミングまたは歩行速度だけではなく、運動パターン全体を調整することになる。その結果として歩幅も増加すると述べている。RAS はパーキンソン病患者²⁷⁻³⁰⁾、脳卒中片麻痺患者³¹⁻³³⁾、脳性麻痺患者³⁴⁾の中樞神経疾患系による歩行障害に対して実施した報告を散見する。これら歩行障害を認める対象者の歩行速度、ストライド、歩幅が増加することが述べられている。本研究の結果から、下腿切断による歩行障害に対しても歩行速度が増加することがわかった。また、歩行速度の増加はケーデンスを統制した研究設定からストライドの増加であるといえる。

下腿切断者の歩幅は両側で非対称的であり、健側歩幅に比較して患側歩幅が長いことが特徴である⁶⁻⁸⁾。健常者を対象とした研究では、歩幅は足関節底屈モーメントと床反力前方成分の最大値に正の相関があることが報告されている⁵³⁻⁵⁸⁾。すなわち、TSt での足関節まわりの筋活動の働きには身体を推進させる役割とともに、一步踏み出した前脚をより前方に配置する役割があり、歩幅の大きさの要因となる。下腿切断者では義足足部の機能、力源が不足しており、歩行に対しても受動的に機能する³⁴⁾。患側の TSt では健側をより前方に配置するために必要な患側の機能、力源が不足しており、これが下腿切断者の歩幅の非対称性の要因と考えられる。また、RAS による歩行変化に、義足足部が能動的に対応出来ないことがストライドに影響を及ぼし、歩行速度変化率が健常者に比べて下腿切断者で小さい結果となると考えられる。本章の計測方法では左右別の歩幅の計測ができない。今後は RAS によ

る歩幅の変化について、健側と患側の変化の特徴について明らかにする必要があると考える。

2-5-2. 聴覚リズム刺激が単脚支持期と両脚支持期の割合と対称性に及ぼす影響について

健常者の単脚支持期、両脚支持期の割合ともに左右肢の対称性が高く、RASによる割合の変化がないことがわかった。すなわち、健常者ではRASにより単脚支持期、両脚支持期の割合を変化させることなく、ストライドが増加する。

下腿切断者では患側SSに比べて健側SSの割合が大きく、先行研究で述べられている下腿切断者の歩行の特徴と同様の結果が得られた⁵⁾。両脚支持期では患側LRに比べて患側PSwの割合が少ないことがわかった。RASによる両脚支持期の変化は、患側LRに比べて患側PSwの割合の増加が大きい傾向があり、両脚支持期の対称性が自由歩行に比べてRASで改善した。この結果、時間因子の対称性は単脚支持期については仮説を棄却する結果となり、両脚支持期では仮説を支持する結果となった。RASにより両側支持期の対称性が改善する要因は、患側FOが遅くなることと、健側ICが早期に行われることが考えられる。義足足部の機能、力源の不足と、歩行に対して受動的に機能する特徴を考えると、RASにより患側FOが遅くなるのではなく、健側ICが早期に行われたことで患側PSwの割合が増加したと推測した。

2-6. 小活

RASにより健常者と下腿切断者ともに歩行速度が増加し、その要因はストライドの増加であることがわかった。さらに、RASで増加した歩行速度の割合は健常者に比べて下腿切断者で小さいことから、ストライドの増加も健常者に比べて下腿切断者で小さいことがいえる。PCIについては、健常者ではRASによりエネルギー消費量が増加することがわかった。下腿切断者ではPCIの結果に対象者間で一様な傾向が見られなかった。時間因子については健常者では左右肢の対称性は高く、RASによりその対称性は変化しないことがわかった。下腿切断者では単脚支持期の割合が健側SSに比べて患側SSで小さく、両脚支持期の割合は患側LRに比べて患側PSwで小さい。また、RASにより両脚支持期の対称性が改善し、その要因として、RASにより健側ICが早期に行われることで、患側PSwの割合が増加することが示唆された。

下腿切断者の歩幅は両側で非対称的である。特に、歩行に対する義足足部の機能、力源の不足、歩行に対して受動的に機能することを考えると、RASによる歩幅の変化を着眼点とし、歩幅を変化させた身体運動と義足足部の機能、力源の不足を補う代償運動との関係を明らかにすることが必要であると考えた。本章の計測条件では左右別の歩幅の算出を行うことができない。次章の三次元動作解析にてRASにより増加した歩幅の特徴を明らかとする。さらに、歩幅を増加させた身体運動について運動学的、運動力学的観点から下腿切断者の歩行分析を行う。

第 3 章 聴覚リズム刺激が下腿切断者の歩行に及ぼす影響についての運動学的、運動力学的検証

3-1. 本章の背景

第 2 章では RAS により歩行速度が増加し、その要因はストライドの増加であることがわかった。本章では RAS により変化した下腿切断者の歩幅を明らかにすること、そして、RAS により変化した身体運動について三次元動作解析により運動学的、運動力学的観点から歩行分析を行う。

歩幅に影響を及ぼす身体運動は、前脚と後脚の運動に分けて考えられる。前脚に着目した運動は IC に前脚をより前方に配置しようとする運動であり、前脚の接地位置に着目した考えである。この運動について Rose ら⁵⁹⁾は遊脚期での骨盤の前方回旋（右側であれば骨盤が反時計回りに回旋、左側であれば骨盤が時計回りに回旋）を大きくすることで歩幅が大きくなると述べており、遊脚期での骨盤の水平面内の運動と歩幅に正の相関があると報告している。また、PSw での股関節屈曲筋群の活動の増加は、遊脚期へ下肢を強く振り出す力源となり、IC までの歩幅を増加させる要因となると報告している。後脚に着目した運動は TSt の後脚によって前脚をより前方に配置しようとする運動であり、後脚の機能、力源に着目した考えである。Nishimori ら⁶⁰⁾は PSw での骨盤の後方回旋（右側であれば骨盤が時計回りに回旋、左側であれば骨盤が反時計回りに回旋）、立脚期の股関節伸展角度および足関節底屈角度の増加が歩幅を増加させ、歩行速度が増加すると報告している。特に、TSt での足関節まわりの筋活動による蹴りだしの力源は身体の前方向移動への推進力となり、足関節底屈モーメントと床反力前方成分最大値は歩幅と歩行速度の増減と相関があることが報告されている⁵³⁻⁵⁸⁾。下腿切断者の歩行に対する義足足部の機能、力源の不足を考えると、後脚の運動に着目することで RAS により変化する身体運動について明らかにすることができると考える。

さらに、歩幅と腕の振りの関係に着目した研究も散見する。歩行時の腕の振りは下肢とは反対の向きの運動として観察できる。すなわち、IC から TSt にかけて股関節が伸展方向に運動するに対し、肩関節は屈曲方向へ運動する。歩行時の肩関節屈曲から伸展への運動変化は対側の IC で三角筋中部と後部の筋活動によって行われる^{61,62)}。Goudriaan ら⁶³⁾は健常者を対象に歩行速度と腕の振りについて検証し、歩行速度が増加することで腕の振りが増加すると報告している。一方で、歩行時に故意に腕の振りを大きくすることでも、歩幅と歩行速度が増加することが報告されている^{64,65)}。本章では RAS により歩幅を変化させた身体運動について、骨盤と下肢の運動と腕の振りに着目して歩行分析を行う。

3-2. 本章の目的

下腿切断者を対象に三次元動作解析を用いた歩行分析を行い、RASによる健側歩幅と患側歩幅の増加の特徴について明らかにすることを目的とする。さらに、歩幅の増加の要因となる身体運動を着眼点として、RASにより変化した骨盤および下肢の運動と腕の振りについて運動学的、運動力学的観点から検討する。

3-3. 計測方法

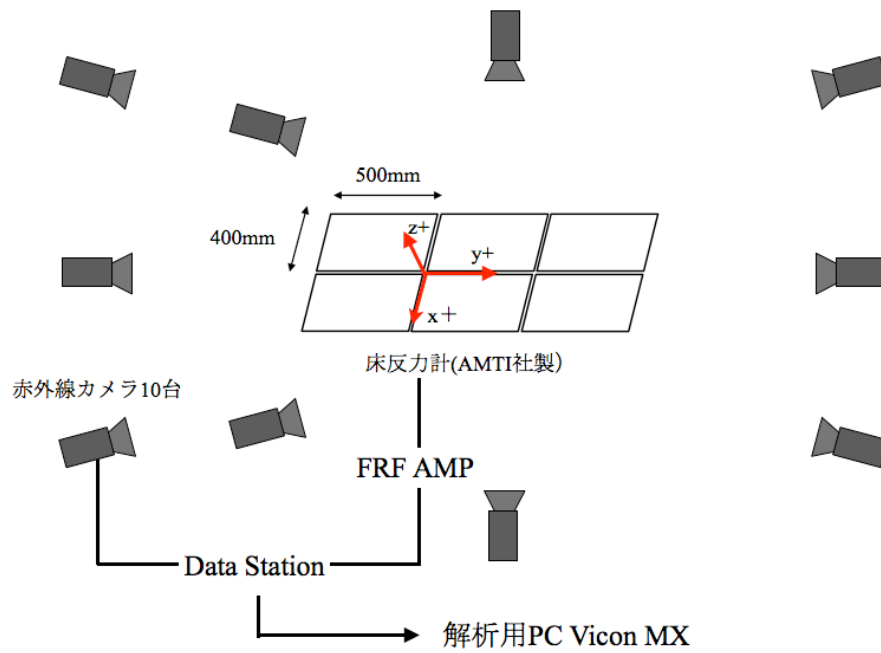
3-3-1. 対象者

対象者は第2章と同じ下腿切断者13名とした。

3-3-2. 計測機器

計測は国際医療福祉大学三田病院のリハビリテーション室内の計測空間で行った。歩行路は縦6.4m×横1.8mで、歩行路には床反力計（AMTI社製）6枚を3枚×2列（1枚の大きさ500mm×400mm）に設置した。計測課題動作の運動学および運動力学的データの計測には、三次元動作解析装置Vicon MX（Vicon Motion Systems社製、赤外線カメラ10台）に床反力計を同期させた計測システムを用いた。各計測機器のサンプリング周波数は赤外線カメラ、床反力計ともに100Hzにて計測データを取得した（図3-1）。

赤外線反射マーカー（以下：マーカー）は直径14mmを用いた。マーカーの貼付は全て同一検査者が行った。貼付位置は、頭頂部（以下：THO）、左右側頭部（以下：Lhead, Rhead）、第7頸椎棘突起（以下：c7）、第10胸椎棘突起（以下：t10）、胸骨柄（以下：clav）、剣状突起（以下：strn）、左右肩峰（以下：LSHO, RSHO）、左右上腕骨外側上顆（以下：LELB2, RELB2）、左右上腕骨内側上顆（以下：LELB, RELB）、左右橈骨茎状突起（以下：LWRI, RWRI）、左右尺骨茎状突起（以下：LWRI2, RWRI2）、左右上前腸骨棘（以下：LASI, RASI）、左右上後腸骨棘（以下：LPSI, RPSI）左右股関節（以下：Lhip, Rhip：上前腸骨棘と大転子を結ぶ線上の大転子から1/3の位置）、左右膝関節外側（以下：Lkne, Rkne：外側の膝関節裂隙の高さで膝蓋骨を除いた前後径の中間の位置）、左右膝関節内側（以下：Lkne2, Rkne2：内側の膝関節裂隙の高さで膝蓋骨を除いた前後径の中間の位置）、左右外果（以下：Lank, Rank）、左右内果（以下：Lank2, Rank2）、左右踵骨隆起（以下：Lhee, Rhee）、左右第1中足骨頭（以下：Lmp1, Rmp1）、左右第5中足骨頭（以下：Lmp, Rmp）、右大腿部外側（以下：RTHI：ダミーマーカー）の計38点とした（図3-2）。患側膝関節より遠位部のマーカー貼付位置は、健側と同じ位置に下腿義足の上に貼付した。本計測では運動靴を履いた状態で行ったため、足部へのマーカー貼付は靴の上から触診にて位置を確認し、靴表面に貼付した。



床反力計と赤外線カメラの座標系は
 左右方向：x（右方向+），進行方向：y（進行方向+），鉛直方向：z（上方向+）とした

図 3-1：三次元動作解析システムの概略

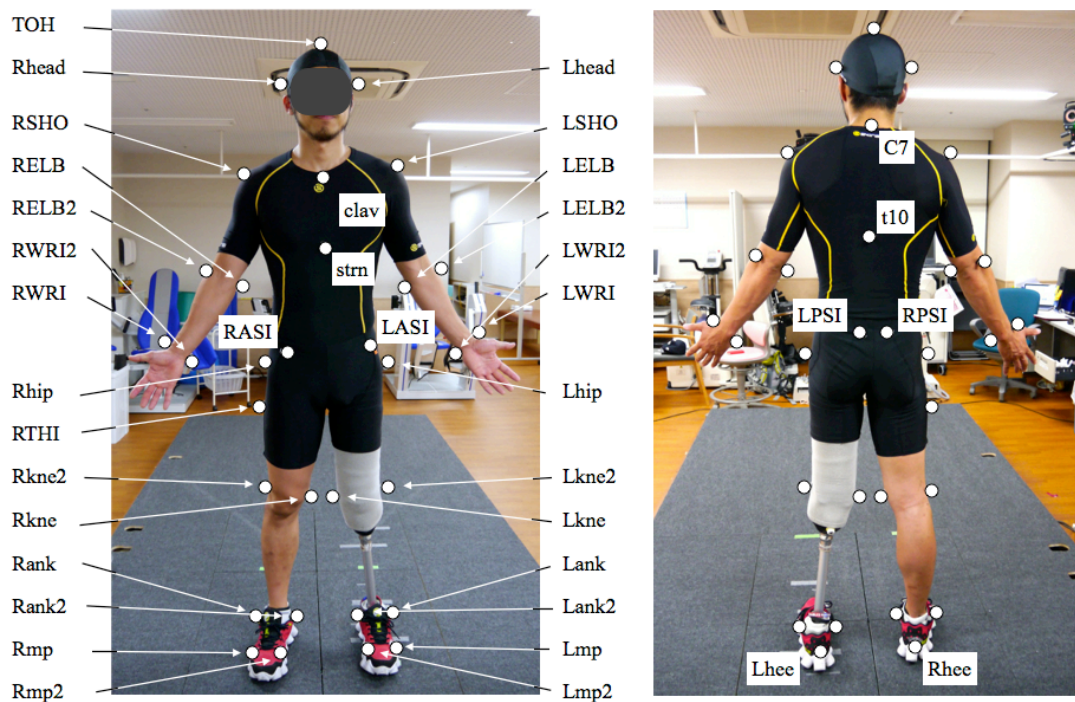


図 3-2：マーカー貼付位置

3-3-3. 計測手順

歩行条件は自由歩行と RAS の 2 条件とした。ペーシング音は電子メトロノーム（クリップ式ヤマハ電子メトロノーム ME55）を用い、そのテンポは第 2 章で決定した各対象者の自由歩行のケーデンスの値で 4 拍子に設定した。自由歩行の計測時には「いつも通り歩いて下さい」と口頭で指示した。RAS の計測時には「メトロノームの音をよく聴き、リズムに合わせて歩いて下さい」と口頭で指示した。自由歩行の計測では、歩行開始地点に安静立位姿勢で待機し、検査者の合図で歩行を開始した。RAS の計測では、ペーシング音を RAS の計測課題の開始から終了まで鳴らし続けた。対象者は歩行開始地点に安静立位姿勢で待機し、ペーシング音をよく聴き、対象者自身のタイミングでペーシング音に合わせて歩行を開始した。歩行路の距離と床反力計の計測範囲に制限があり、歩行開始地点はペーシング音のリズムに歩行が同調する歩行開始後 4 歩目が床反力計に入るように調整を行った。また、健側と患側のそれぞれの 1 歩行周期の計測を行うために、歩行開始一歩目の振り出し脚の調整を行った。計測データは床反力計の左右の列をまたいで接地した試行や、一歩行周期の計測ができなかった試行は除外し、健側、患側の各 1 歩行周期の 5 試行の計測を行った。歩行条件の計測順序は全ての自由歩行の計測終了後に RAS の計測を行った。

3-3-4. データ処理

三次元動作解析装置から得られた各標点の座標データと床反力データは Vicon Nexus 1.7.1（Vicon Motion Systems 社製）を用い、座標データには 6Hz、床反力データは 18Hz の Butterworth low pass filter を用い高周波成分を除去した。空間および床反力座標軸は、左右を x 軸（右方向+）、前後を y 軸（進行方向+）、上下を z 軸（上方向+）と定義した。得られたデータは歩行解析ソフト Vicon Body Builder 3.6.1（Vicon Motion System 社製）を用いて計算処理を行い、時間距離因子、関節角度、関節モーメントの算出を行った。骨盤角度は絶対空間に対する角度とした。足関節・膝関節・股関節・肩関節・肘関節は隣接する各セグメント間の相対角度とした。関節角度は静止立位時を 0° として、歩行時の関節角度データを補正した。算出項目は歩行速度と、上述した歩行速度と歩幅の関係性について調査した先行研究から決定した。検討した項目について以下に示す。

- ① 歩行速度（自由歩行 vs. RAS）
- ② 歩幅（健側 vs. 患側 と 自由歩行 vs. RAS）、歩幅の増加率（健側歩幅 vs. 患側歩幅）と対称性（自由歩行 vs. RAS）
- ③ 歩幅と歩行速度に影響を及ぼす骨盤、下肢と腕の振りの運動学的変化（健側 vs. 患側 と 自由歩行 vs. RAS）
- ④ 歩幅と歩行速度に影響を及ぼす下肢の運動学的変化（健側 vs. 患側 と 自由歩行 vs. RAS）

以下に各項目の詳細を示す。

① 歩行速度

歩行速度は健側と患側のそれぞれの1歩行周期に進行方向へ進んだ体重心の速度から算出した。健側と患側の5試行の平均値を求め代表値とした(図3-3)。

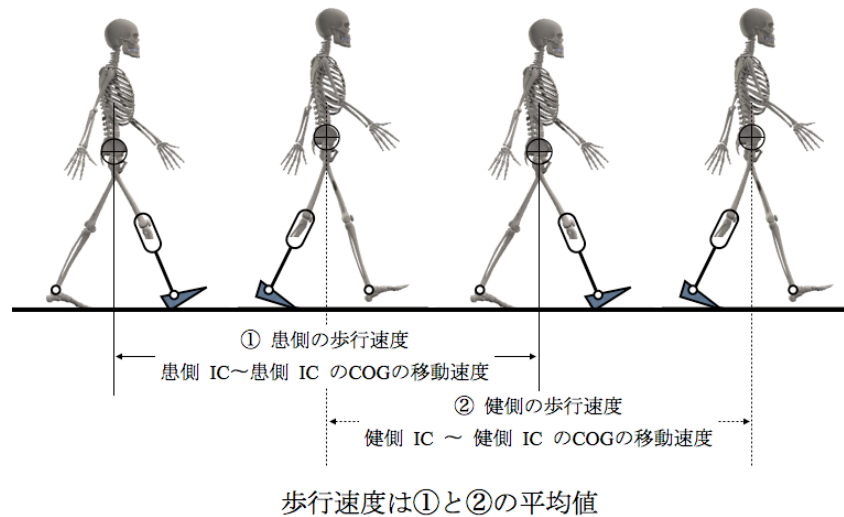


図3-3：三次元動作解析を用いた歩行速度の算出方法(イラストは右下腿切断者をイメージ)

② 歩幅, 歩幅の増加率と対称性

歩幅は健側ICと患側ICのそれぞれのLankとRankのy座標の距離を算出した。健側が患側の前にある時を健側歩幅, 患側が健側の前にある時を患側歩幅と定義した(図3-4)。算出した歩幅は身長で規格化し, 対象者の5試行の平均値を求め代表値とした。歩幅の代表値からRASで増加した健側歩幅と患側歩幅の増加率と, 自由歩行とRASの歩幅の対称性を求めた。対称性の算出はSIを用いた。

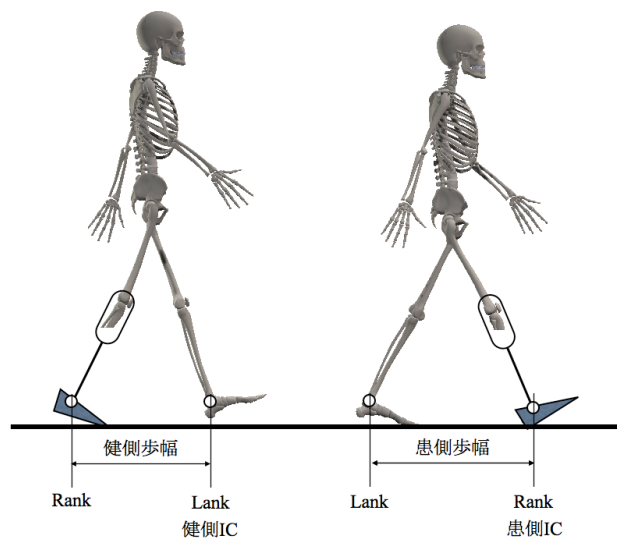


図3-4：歩幅の算出方法(イラストは右下腿切断者をイメージ)

③ 歩幅と歩行速度に影響を及ぼす骨盤、下肢と腕の振りの運動学的変化

以下に示すグラフの横軸は IC を開始点とした一歩行周期を 100% に規格化した時間である。図 3-5 は代表的な対象者 1 例の健側、患側の一歩行周期における骨盤回旋角度の時系列変化を示したもので、縦軸は角度である。骨盤回旋角度の算出は、両側の PSIS の中点から両側の ASIS の中点に向かう軸を骨盤 Y 軸とした。絶対空間の y 軸に対して骨盤 Y 軸のなす水平面内の角度を骨盤回旋角度とし、骨盤前方回旋を (+) とするよう計算した。すなわち、観察肢が右側であれば骨盤の反時計回りを (+) とし、左側であれば骨盤の時計回りを (+) とした (図 3-6)。計測データから健側、患側の FO 時の骨盤回旋角度の算出を行った。なお、FO の検出には床反力計のデータを用いた。算出した値は対象者の 5 試行の平均値を求め代表値とした。

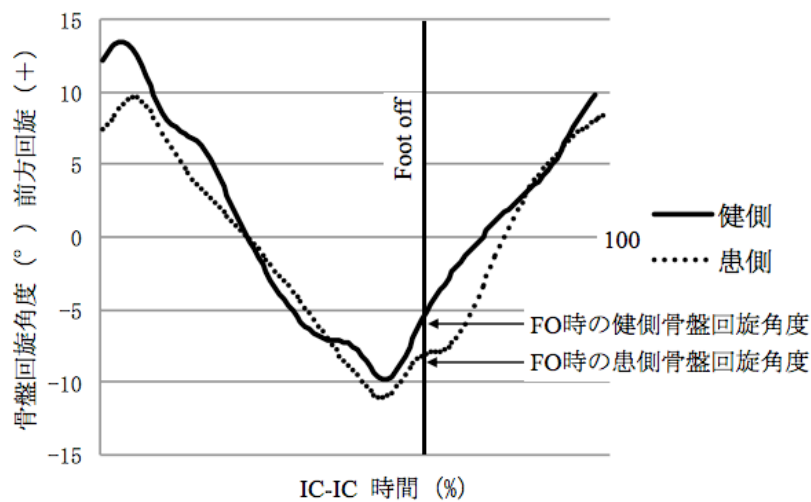


図 3-5 : FO 時の骨盤回旋角度の検出

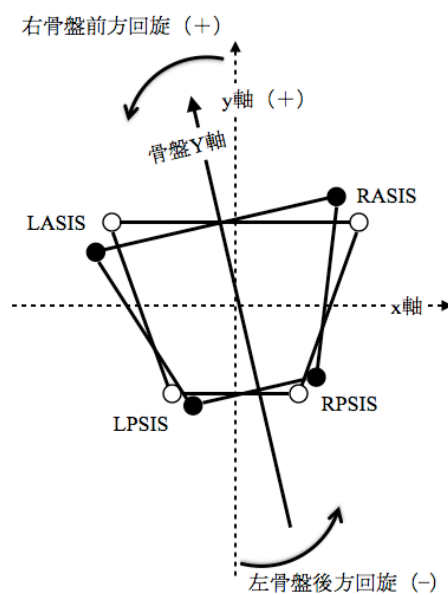


図 3-6 : 骨盤回旋角度算出方法

図 3-7 は代表的な対象者 1 例の健側，患側の一歩行周期における股関節屈伸角度の時系列変化を示したもので，縦軸は角度で屈曲を (+) とした．計測データから健側，患側の立脚期における股関節最大伸展角度の算出を行った．算出した値は対象者の 5 試行の平均値を求め代表値とした．

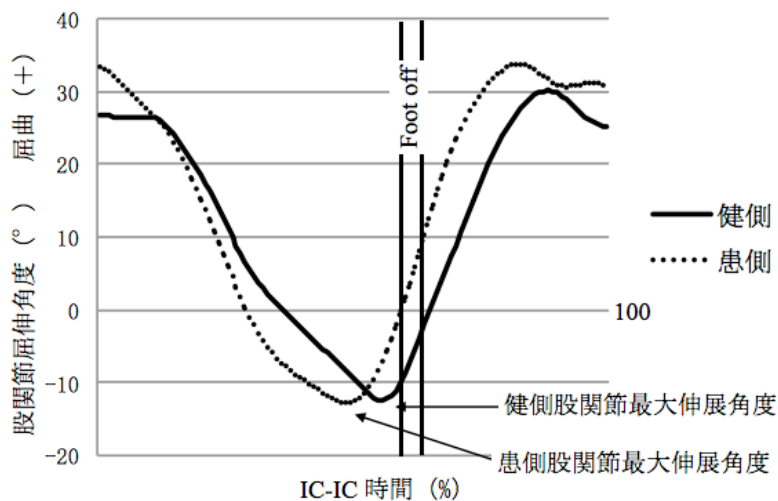


図 3-7 : 股関節最大伸展角度の算出

図 3-8 は代表的な対象者 1 例の健側，患側の一歩行周期における足関節底背屈角度の時系列変化を示したもので，縦軸は角度で背屈を (+) とした．本研究の対象者で足関節軸を有す単軸足部を使用しているものはいない．そのため，患側の角度変化は立脚初期では義足足部の踵部の沈み込みによる形状変化，MSt から TSt では前足部の撓みによる形状変化が足関節角度変化として示される．計測データから健側，患側の FO 時の足関節底屈角度の算出を行った．なお，FO の検出には床反力計を用いた．算出した値は対象者の 5 試行の平均値を求め代表値とした．

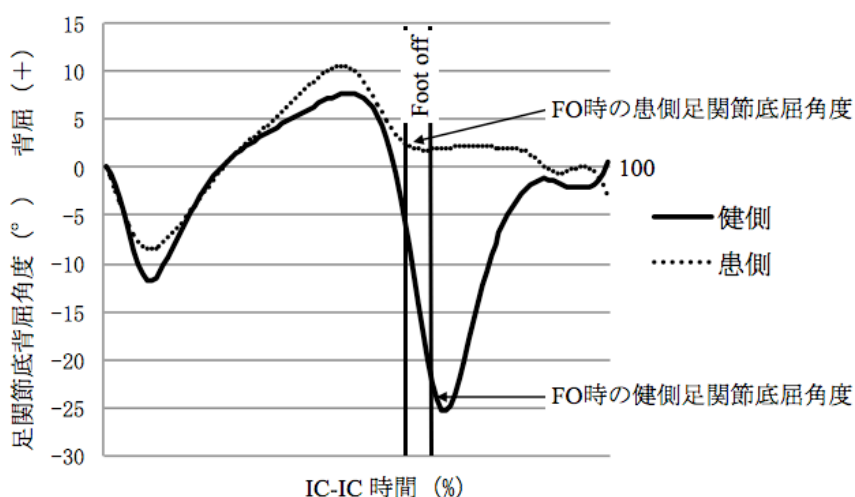


図 3-8 : FO 時の足関節底屈角度の算出

図 3-9 は代表的な対象者 1 例の健側，患側の一歩行周期における肩関節屈伸角度の時系列変化を示したもので，縦軸は角度で屈曲を（+）とした．計測データから健側，患側の肩関節伸展角度と屈曲角度の最大値を算出し，その角度変化の値を一歩行周期における肩関節屈伸角度範囲と定義した．算出した値は対象者 5 試行の平均値を求め代表値とした

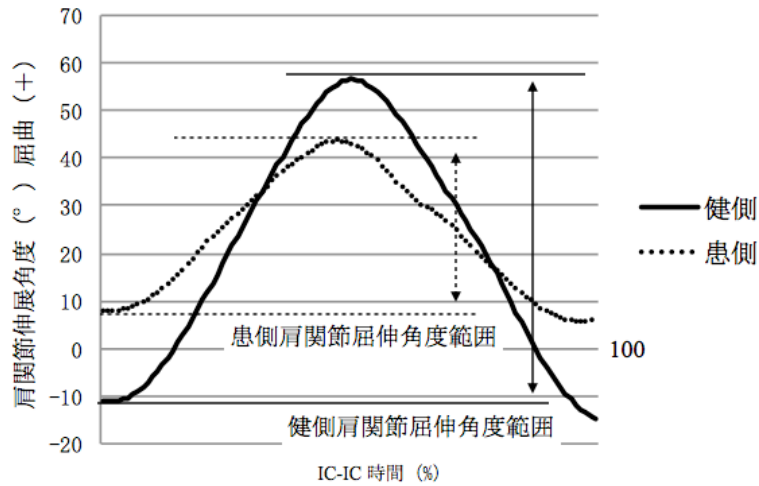


図 3-9：肩関節屈伸角度範囲の算出

図 3-10 は代表的な対象者 1 例の健側，患側の一歩行周期における肘関節屈伸角度の時系列変化を示したもので，縦軸は角度で屈曲を（+）とした．計測データから健側，患側の肘関節伸展角度と屈曲角度の最大値を算出し，その角度変化の値を一歩行周期における肘関節屈伸角度範囲と定義した．算出した値は対象者 5 試行の平均値を求め代表値とした．

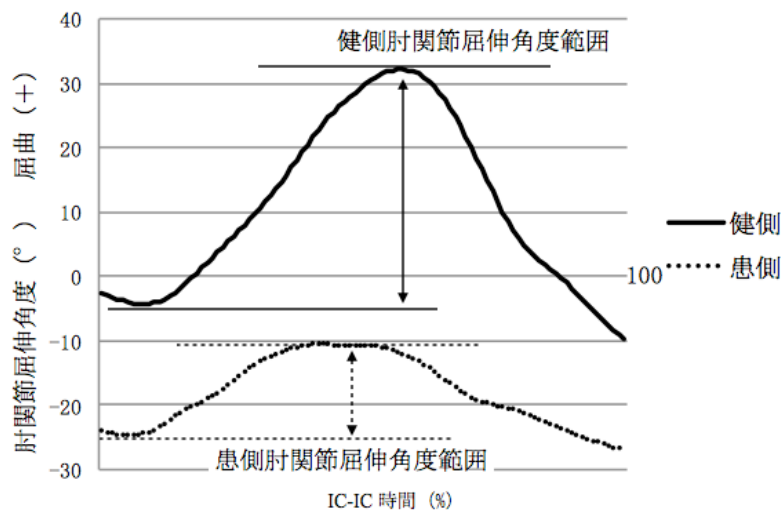


図 3-10：肘関節屈伸角度範囲の算出

図3-11は代表的な対象者1例の健側, 患側の一歩行周期における上腕骨外側上顆に貼付したLELB2, RELE2のマーカーク (以下: 肘関節マーカーク) の前後方向への速度の時系列変化を示したもので, 縦軸は速度である. 肘関節マーカーク速度は身体の進行方向への移動を差し引くために, 肩関節に貼付したLSHO (RSHO) に対する, LELB2 (RELB2) のy軸座標の変位を求め, その値の1階差分により矢状面における肘関節マーカーク速度とした. すなわち, 肩関節屈伸運動により生じる肘関節マーカークの前後方向の速度である. 肩関節伸展時における健側, 患側のマーカーク最大速度の算出を行った. 算出した値は対象者5試行の平均値を求め代表値とした.

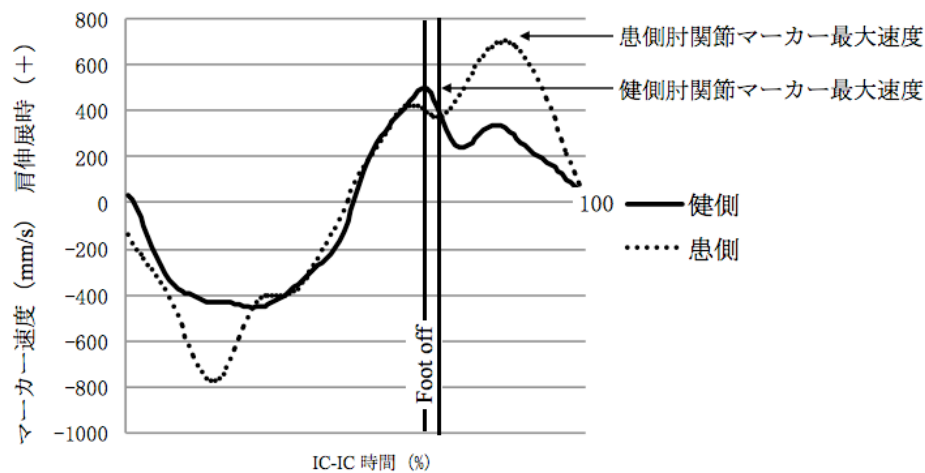


図 3-11 : 肩関節伸展時の肘関節マーカーク最大速度の算出

④ 歩幅と歩行速度に影響を及ぼす下肢の運動力学的変化

図 3-12 は代表的な対象者 1 例の健側, 患側の一歩行周期における足関節底背屈モーメントの時系列変化を示したもので, 縦軸は体重と身長で規格化したモーメントである. 底屈モーメントを (+) とした. 計測データから健側, 患側の立脚期における足関節最大底屈モーメントの算出を行った. 算出した値は対象者の 5 試行の平均値を求め代表値とした.

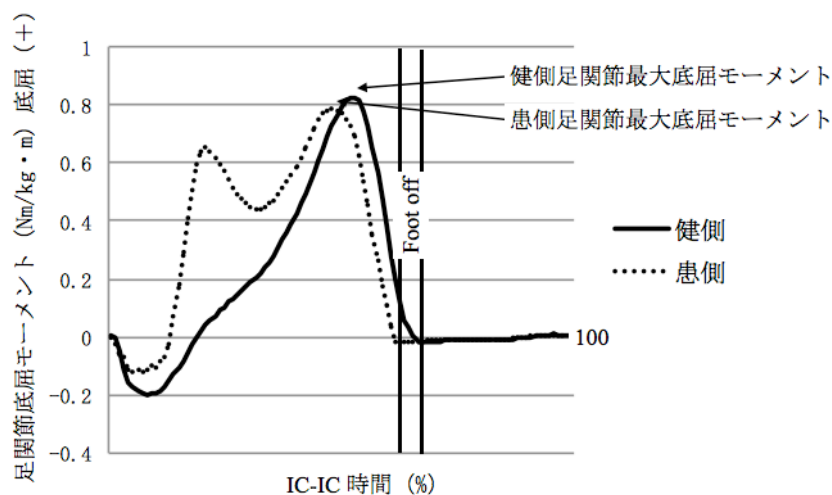


図 3-12 : 足関節最大底屈モーメントの算出

図 3-13 は代表的な対象者 1 例の健側，患側の一歩行周期における床反力前後成分の時系列変化を示したもので，縦軸は体重で規格化した床反力前後成分である．前方成分を（+）とした．計測データから健側，患側の立脚期における床反力前方成分の最大値の算出を行った．算出した値は対象者の 5 試行の平均値を求め代表値とした

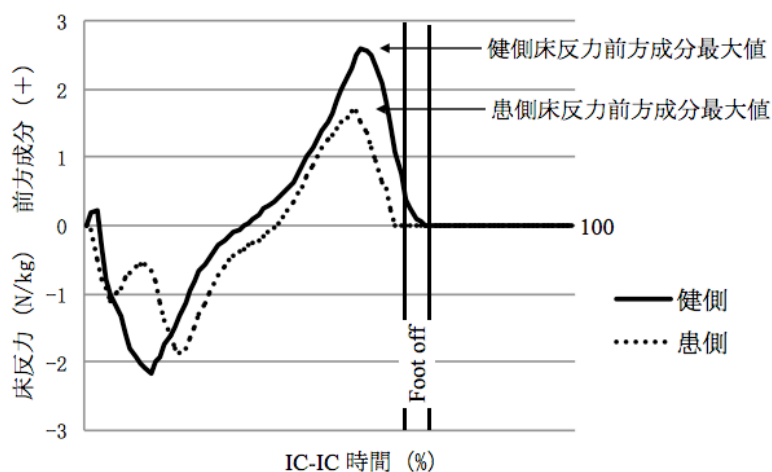


図 3-13 : 床反力前方成分最大値の算出

3-3-5. 統計処理

歩行速度，歩幅の対称性を自由歩行と RAS で比較した．歩幅の増加率を健側歩幅と患側歩幅で比較した．有意差検定には対応のある t 検定を行った．歩幅，FO 時の骨盤回旋角度，股関節最大伸展角度，FO 時の足関節底屈角度，足関節最大底屈モーメント，床反力前方成分最大値，肩関節屈伸角度範囲，肘関節屈伸角度範囲，肘関節マーカー最大速度について，健側と患側の比較と，自由歩行と RAS を比較した．有意差検定には 2 元配置分散分析（対応あり，対応あり）を用いた．2 元配置分散分析の結果，交互作用がみられない場合には主効果を検討した．交互作用がみられた場合は単純主効果検定として，健側と患側に分けて自由歩行と RAS に有意な差が生じるかと，自由歩行と RAS に分けて健側と患側に有意な差が生じるかを対応のある t 検定を用いて分析した．全ての分析で有意水準は 5%とした．統計処理には IBM SPSS Statistics 22 を用いた．

3-4. 結果

3-4-1. 歩行速度の結果

表 3-1 に歩行速度の結果を示す。歩行速度は自由歩行に比べて RAS で有意に増加した ($p=0.01$)。すなわち、三次元動作解析においても RAS により歩行速度が増加した。

3-4-2. 歩幅と歩幅の増加率と対称性の結果

表 3-2 に歩幅の結果を示す。歩幅は歩行条件と健側歩幅・患側歩幅に交互作用が認められた ($p=0.03$)。自由歩行と RAS に分けて健側と患側で比較すると、自由歩行、RAS ともに健側歩幅に比べて患側歩幅で有意に大きかった (自由歩行 $p=0.03$, RAS $p<0.01$)。表 3-1 に歩幅の SI の結果を示す。歩幅の SI は自由歩行に比べて RAS で有意に増加した ($p=0.01$)。表 3-3 に歩幅の増加率の結果を示す。歩幅の増加率は健側歩幅に比べて患側歩幅で有意に大きかった ($p=0.02$)。すなわち、RAS による歩幅の増加は健側歩幅に比べて患側歩幅で大きく、RAS により歩幅の対称性は低下した。

表 3-1 : 歩行速度と歩幅の対称性の三次元動作解析の結果

	自由歩行	RAS	p 値
歩行速度 (m/min)	79.1±9.3	82.8±10.6	0.01*
歩幅の SI (%)	-4.7±9.2	-6.5±7.9	0.01*

mean±SD 対応のある t 検定 * $p<0.05$ ** $p<0.01$

表 3-2 : 歩幅の結果

分析項目	自由歩行	RAS	交互作用 健側患側×歩行条件		主効果 健側患側		主効果 歩行条件	
			F 値	p 値	F 値	p 値	F 値	p 値
歩幅 (%)								
健側歩幅	35.2±3.5 †	35.2±3.4 ‡	6.52	0.03*				
患側歩幅	37.0±3.5	37.7±3.6						

mean±SD 2 元配置分散分析 (対応あり, 対応あり) * $p<0.05$ ** $p<0.01$

† : $p=0.03$ (v.s 患側歩幅) ‡ : $p<0.01$ (v.s 患側歩幅)

表 3-3：歩幅の増加率の結果

	健側歩幅	患側歩幅	p 値
歩幅の増加率 (%)	0.2±4.9	2.0±4.7	0.02*

mean±SD 対応のある t 検定 *p<0.05 **p<0.01

3-4-3. 歩幅と歩行速度に影響を及ぼす骨盤、下肢と上肢の関節角度変化、腕の振りの速度変化の結果

表 3-4 に関節角度変化と肘関節マーカー最大速度変化の結果を示す。

- ① FO 時の骨盤回旋角度の結果は健側患側と歩行条件に交互作用が認められず、主効果も認められなかった
- ② 股関節最大伸展角度の結果は健側患側と歩行条件に交互作用が認められず、主効果も認められなかった
- ③ FO 時の足関節底屈角度の結果は健側患側と歩行条件に交互作用が認められず、健側患側で主効果が認められた。FO 時の足関節底屈角度は健側に比べて患側で有意に小さかった (p<0.01)
- ④ 肩関節屈伸角度範囲の結果は健側患側と歩行条件に交互作用が認められず、主効果も認められなかった
- ⑤ 肘関節屈伸角度範囲の結果は健側患側と歩行条件に交互作用が認められず、歩行条件に主効果が認められた。肘関節屈伸角度範囲は自由歩行に比べて RAS で有意に増加した (p<0.01)
- ⑥ 肘関節マーカー最大速度の結果は健側患側と歩行条件に交互作用が認められた (p=0.04)。健側と患側に分けて歩行条件で比較すると、健側は自由歩行と RAS の比較で有意差がなく、患側は自由歩行に比べて RAS で有意に増加した (p=0.04)

3-4-4. 歩幅と歩行速度に影響を及ぼす下肢関節モーメントと床反力前方成分の結果

表 3-4 に関節モーメントと床反力前方成分の結果を示す。

- ① 足関節最大底屈モーメントの結果は健側患側と歩行条件に交互作用が認められず、健側患側、歩行条件に主効果が認められた。足関節最大底屈モーメントは、健側に比べて患側が有意に小さく (p=0.04)、自由歩行に比べて RAS で有意に大きかった (p=0.03)
- ② 床反力前方成分最大値の結果は健側患側と歩行条件に交互作用が認められず。健側患側、歩行条件に主効果が認められた。床反力前方成分最大値は、健側に比べて患側が有意に小さく (p<0.01)、自由歩行に比べて RAS で有意に大きかった (p=0.03)

表 3-4 : 下腿切断者の結果

分析項目	自由歩行	RAS	交互作用		主効果		主効果	
			健側患側×歩行条件		健側患側		歩行条件	
			F 値	p 値	F 値	p 値	F 値	p 値
FO 時の骨盤回旋角度 (deg)								
健側	0.8±4.1	0.2±4.9						
患側	-0.8±8.5	-0.9±8.5		n.s		n.s		n.s
股関節最大伸展角度 (deg)								
健側	-12.4±5.9	-13.2±5.4						
患側	-11.4±4.7	-11.7±4.1		n.s		n.s		n.s
FO 時の足関節底屈角度 (deg)								
健側	-23.5±8.6	-23.7±8.1						
患側	0.7±2.8	0.7±2.8		n.s	144.48	<0.01**		n.s
肩関節屈伸角度範囲 (deg)								
健側	34.0±10.7	33.0±12.5						
患側	32.0±14.4	34.9±20.5		n.s		n.s		n.s
肘関節屈伸角度範囲 (deg)								
健側	35.2±18.9	40.1±19.5						
患側	33.5±17.0	37.0±14.8		n.s		n.s	14.44	<0.01**
肘マーカー最大速度 (mm/s)								
健側	495.9±134.8	497.7±138.1						
患側	525.8±215.4	579.5±283.6†	5.71	0.04*				
足関節最大底屈モーメント (Nm/kg・m)								
健側	0.8±0.1	0.8±0.1						
患側	0.7±0.2	0.7±0.2		n.s	5.37	0.04*	6.07	0.03*
床反力前方成分最大値 (N/kg)								
健側	2.5±0.4	2.8±0.5						
患側	1.6±0.3	1.7±0.3		n.s	38.81	<0.01**	6.75	0.03*

mean±SD 2元配置分散分析 (対応あり, 対応あり) *p<0.05 **p<0.01

† : p=0.04 (v.s 自由歩行)

3-5. 考察

本章では RAS による下腿切断者の健側歩幅、患側歩幅の増加の特徴について明らかとすることを目的とした。また、歩幅の増加要因となる身体運動を着眼点として、RAS により変化した骨盤、下肢と腕の振りの運動について、三次元動作解析を用いて運動学および運動力学的観点から検討した。

本章における計測方法は歩行路の距離に制限があり、計測の歩行距離が短い点は第 2 章の計測課題と異なる点である。そのため、本章の計測においても自由歩行に比べて RAS で歩行速度が増加することの確認を三次元動作解析の導入点とした。その結果、歩行速度は自由歩行に比べて RAS で増加することが確認できた。

RAS による歩幅の増加は健側歩幅に比べて患側歩幅で大きいことから、RAS による歩行速度の増加は主に患側歩幅の増加によるものであることがわかった。下腿切断者の歩幅の特徴は健側歩幅に比べて患側歩幅で大きく、RAS により健側歩幅に比べて患側歩幅がより大きくなることで、歩幅の対称性は低下することがわかった。歩幅の増加には、TSt において足関節まわりの筋活動の身体を推進させ、踏み出した足を前方に運ぶ機能が関与している。下腿切断者の歩幅の非対称性は、義足足部の機能、力源の不足と、歩行に対して受動的に機能することが要因である^{5,6)}。本章の結果、自由歩行において FO 時の足関節底屈角度、立脚期の足関節最大底屈モーメントおよび床反力前方成分最大値が健側に比べて患側で小さいことがわかった。義足足部に能動的な底背屈機能はなく、三次元動作解析において示される患側の足関節角度変化は、義足足部に貼付したマーカーから算出した義足足部の形状変化である。MSt から TSt に向けて義足前足部が背屈方向に撓むことにより義足足部にエネルギーが蓄積され、TSt から Psw に向けて形状が戻ることでエネルギーの一部を前方移動の推進力の力源として使う⁶⁶⁻⁶⁸⁾。この時の足関節底屈は、前足部形状が戻る以上に底屈しない。本章の結果からも、義足足部の機能、力源の不足により患側歩幅に比べて健側歩幅が小さい結果となった。

Selles ら¹⁷⁾は下腿義足の質量が歩行時の下肢の運動に及ぼす影響について検証を行い、下腿義足の質量変化が影響を及ぼす膝関節周り、股関節周りの慣性モーメントの変化に対して、筋活動などの運動力学的な要素で対応することで、関節角度、歩行速度、歩幅、ケーデンスなどの運動学的な変化を最小限にする「Kinematic invariance strategy」を提言している。本章の結果、RAS による下肢の運動変化は、健側、患側ともに骨盤と下肢関節の角度に変化は見られず、一方で立脚期の足関節底屈モーメント最大値は健側、患側ともに RAS で増加した。すなわち、下腿切断者の自由歩行と RAS の違いにおいても「Kinematic invariance strategy」の理論を示唆する結果となった。しかしながら、RAS による歩幅の増加は健側歩幅に比べて患側歩幅で大きいことから、RAS による患側の足関節底屈モーメントと床反力前方成分で示された推進力の増加は、健側歩幅を患側歩幅と同量に増加させるには不足していたと考える。

RAS による腕の振りの変化は健側、患側ともに肘関節屈伸角度範囲が大きくなり、腕を振る速度が患側で速くなることがわかった。すなわち、RAS により患側の腕の振りが大きく、速くなった。歩行時の腕の振りは基本的には受動的であるが、対側の IC で三角筋中部と後部の筋活動によって、肩関

節屈曲から伸展方向への運動の向きの変化と腕の振り幅を調整している^{61,62)}。Nakakubo ら⁶⁵⁾は歩行時に腕の振りを強調して行うことは体幹の安定性の向上と、歩行速度の増加となると報告している。ogawa ら⁶⁹⁾は歩行時の腕の振りにより前脛骨筋の遠心性収縮が賦活化すると報告している。Ferris ら⁷⁰⁾は神経損傷のリハビリテーションにおける下肢運動の改善において、リズムカルな上肢運動を組み合わせると効果的であると報告している。すなわち、腕の振りと下肢運動には関係がある。RAS により歩行速度が増加することで、歩行に対する義足足部の機能、力源の不足の割合は増加し、患側の残存機能や健側下肢による代償運動の割合が増加することが考えられる。代償運動の増加は身体運動の非対称性を増加させる要因となり、歩行時の非対称な運動がもたらす問題点を拡大させると考える。患側の腕の振りが三角筋の活動により能動的に行われるのは健側 IC であり、患側では義足足部の機能、力源の不足の影響を最も受ける患側 PSw の開始点となる。患側の腕の振りを大きく速く変化させることにより、患側 PSw で不足する身体の前方移動の推進力と、スムーズな遊脚期への移行のための運動を補ったと考える。RAS により患側 PSw の割合が増加したこと、そして、患側上肢の運動によりその不足の一部を補ったことが、臨床場面において下腿切断者の RAS に対する感想が「歩きやすい」と評価される要因であると推測した。

下腿切断者に対する RAS は歩行観察により評価されている。すなわち、評価基準は自由歩行と比較した RAS による歩容の変化である。本章の結果、RAS が下腿切断者の歩容に及ぼす影響は ①歩行速度の増加、②患側歩幅の増加、③両側の肘の振りの増加、④患側の腕の振りの速度の増加であることがわかった。そして、以上が臨床場面の歩行観察で評価している運動変化であると考えられる。

3-6. 小活

RAS による下腿切断者の歩幅の増加は健側歩幅に比べて患側歩幅で大きく、RAS により歩幅の対称性は低下した。RAS により健側歩幅の増加が少ない要因は、患側 TSt での義足足部の機能、力源の不足により健側歩幅を患側歩幅と同量に増加させることができなかつたと考える。上肢の運動では、RAS により患側の腕の振りが大きく速くなった。この腕の振りの変化により、患側 PSw で不足する身体の前方移動の推進力と、スムーズな遊脚期への移行を補ったと推測する。臨床場面で観察による歩行分析で評価している歩容の変化は、以上に述べた RAS による下腿切断者の運動の変化であると考えられる。

本章では、ペーシング音のリズムに運動が同調する歩行開始後 4 歩目の分析を行った。三次元動作解析装置の計測空間に制限があり、定常歩行の計測が出来なかつたことは本研究の限界である。今後は RAS による歩行変化について運動学的、運動力学的データの計測に適した計測課題や計測機器を再検討し、本研究で得られた結果について追加計測、検討を行うことが課題である。

RAS により歩行速度が増加することで、歩行に対する義足足部の機能、力源の不足の割合が増加することが考えられる。そのため、患側の残存機能、健側下肢による代償運動の一部を腕の振りが補う

考察については推測にとどまっている。今後は腕の振りと、下腿切断者の下肢の運動との関係について詳細にするとともに、本研究で得られた結果について追加計測，検討を行う必要がある。

対象者の数が少ない点は本研究の限界である。対象者を増やして本研究で得られた結果の普遍性を示すことが今後の課題である。

第4章 結論

4-1. 本研究の総括

下腿切断者に対する RAS は、臨床場面において観察により歩行変化が即時的に確認出来、その歩行の対称性は改善したと評価されている。また、下腿切断者自身の感想は「歩きやすい」と評価されることが多い。本研究の目的は、下腿切断者に対する RAS について、歩行観察により評価する歩行変化を客観的データから明らかにし、その歩行変化はどのような身体運動の変化によるものかについて、運動学および運動力学的観点から検討することとした。

本研究では自由歩行と RAS を比較した。ペーシング音のリズムに運動が同調した定常歩行の計測を目的とした課題を設定し、RAS が下腿切断者の歩行に及ぼす影響について検討した。また、対照群として左右肢の対称性に問題のない若年健常者を対象に同様の計測を行った。

結果、RAS により下腿切断者、健常者の歩行速度が増加した。そして、歩行速度の増加は健常者と比べて下腿切断者で小さいことが明らかとなった。RAS のペーシング音のテンポは各対象者の自由歩行のケーデンスであることから、歩行速度増加の要因はストライドの増加である。時間因子の割合は健常者では左右肢の対称性が高く、RAS による変化は見られない。下腿切断者では、単脚支持期は健側 SS に比べて患側 SS の割合が小さい。両脚支持期は患側 LR に比べて患側 PSw の割合が小さく、RAS により両脚支持期の対称性が改善した。その要因は、健側 IC が自由歩行に比べて RAS で早期に行われることで、健側 PSw の割合が増加することが示唆された。PCI の結果から、健常者では RAS によりエネルギー消費量が増加した。下腿切断者では RAS が PCI の結果に及ぼす影響は各対象者で異なる結果となった。上記課題の結果から、RAS による下腿切断者のストライドの増加を着眼点として、健側と患側の歩幅の増加の特徴について明らかにすること、さらに、RAS により変化した身体運動について、歩幅を変化させる要因である骨盤、下肢と腕の振りの運動に着目して運動学および運動力学的観点から検討した。結果、RAS による歩幅の増加は健側歩幅に比べて患側歩幅で大きく、RAS により下腿切断者の歩幅の対称性は低下した。

RAS による骨盤、下肢の運動変化は健側、患側ともに関節角度で見られず、足関節底屈モーメントで見られた。歩行条件の変化に対して運動学的要素の変化を最小限にし、運動力学的要素で対応したことは Kinematic invariance strategy の理論を示唆する結果となった。また、患側歩幅に比べて健側歩幅の増加が少なかったことは、健側歩幅を患側歩幅と同量に増加するには、義足足部の機能、力源が不足していたと考えた。

RAS による上肢の運動変化は、両側ともに肘関節屈伸角度範囲が大きくなり、腕を振る速度が患側で速くなることがわかった。RAS により増加した歩行速度に対して、歩行に対する義足足部の機能、力源の不足の割合が増加することが考えられる。そのため、患側の残存機能、健側下肢による代償運

動の一部を、患側の腕の振りにより補ったことが示唆された。

臨床場面において、下腿切断者に対する RAS は義肢装具士または歩行訓練に携わるセラピストにより実施されている。本研究の結果、RAS が下腿切断者の歩容に及ぼす影響は ①歩行速度の増加、②患側歩幅の増加が主となるストライドの増加、③両側の肘関節屈伸角度範囲の増加、④患側の腕の振りの速度の増加であることがわかった。そして、以上の運動変化による自由歩行と RAS の歩行の違いを歩行観察により評価していると考ええる。RAS を用いた下腿切断者に対する歩行練習は、歩行観察による客観的評価と下腿切断者の主観的評価を練習効果の根拠としている。本研究により RAS が下腿切断者の歩行に及ぼす影響について、客観的データから明らかとすることができた。また、その歩行変化の要因となる身体運動の変化について運動学的、運動力学的観点から示すことができたことは、臨床場面で下腿切断者の歩行練習に RAS を用いる根拠の一助となると考える。

4-2. 今後の展望

本研究で対象者に聞き取りを行った RAS に対する感想は、健常者では「歩きにくい」と回答した者もいた、それに対して下腿切断者では全員が「歩きやすい」と回答していた点については大変意義深いと考える。本研究の結果、RAS により下腿切断者の歩幅の対称性は低下した。しかしながら、臨床場面において対象者の主観も重要な評価項目の一つと考える。本研究では、対象者の主観について評価スケール等を用いた検討を行っていない。RAS に対する対象者の主観的評価の検討については今後の課題である。

本研究の RAS で用いたペーシング音のテンポは各対象者の自由歩行時のケーデンスの値とし、その他のテンポについては検討していない。今後は「遅いテンポ」から「速いテンポ」と段階的に歩行条件の設定を行い、各テンポに対する健側、患側の歩幅の変化や、対称性について検討し、さらに、身体運動の変化についても運動学的、運動力学的観点から検討することが必要と考える。その過程を経て下腿切断者の非生理的な歩行に「最適」とされる RAS の手法を導きだす一助とすることが今後の課題である。

RAS を用いた歩行練習はペーシング音のリズムと運動の同調効果により、歩行障害を認める対象者の歩行改善を促すことが目的である。そのため、ペーシング音のテンポ設定とテンポ情報が RAS の基盤である。本研究では、ペーシング音のテンポを適切に対象者に伝えることを優先し電子メトロノームのクリック音を用い、そのテンポ設定は各対象者の自由歩行時のケーデンスの値とした。Thaut²³⁾ は RAS を臨床場面で用いるプロトコルについて「リミットサイクル」について述べている。リミットサイクルとは、あらゆる運動システムが最適に行われる周波数のことである。すなわち、歩行時の身体運動が最適に行われるペーシング音のテンポのことである。RAS の導入段階のリミットサイクルは各対象者の自由歩行時のケーデンスの値としている。この歩行練習にて歩行の安定性が獲得された後、新しいリミットサイクルに変更する。変更は対象者がその変化を明確に聴き取ることができる 5%

以上のテンポの変化としている。遊脚期および歩幅の対称性についてはペーシング音のテンポを速くすることで良好な結果が得られるとされている。また、安定性に欠ける歩行パターンを示す傾向にある対象者については、ペーシング音のテンポを遅くすることが有効であるとされている。本研究ではRASが下腿切断者の歩行に及ぼす即時的効果について検討した。体幹のコントロール、バランス、腕の振りは、受傷前のリミットサイクルに強く影響を受けるとされており、下腿切断者のリミットサイクルは切断前後で異なることが考えられる。今後の課題として切断前のリミットサイクルにペーシング音のテンポを接近させることが必要である。そのため、ペーシング音のテンポを段階的に変化させ、長期的な歩行練習にて下腿切断者の歩行改善を行う必要があると考える。その歩行練習の過程を経て、下腿切断者の歩幅の対称性の改善も含め、非対称な歩行がもたらす問題点の改善となる可能性は十分にあり得ると考える。

長期的なRASの歩行練習を行うにあたり課題となるのは、ペーシング音のテンポ情報の提示方法である。畑山³⁶⁾らは「メトロノームのクリック音を長時間聴き続けるのは、聴くことへの集中力を低下させる」と述べている。Moore⁷¹⁾は「定常的な刺激に対する受容器の反応は時間の経過とともに下降していく」と述べており、この過程を「聴覚順応」としている。聴覚順応は通常1～2分間と早い時期に生じることがわかっている。ペーシング音のテンポ情報の提示方法の工夫として、対象者が好む音楽をペーシング音として用いることで、聴くことへの集中力を長時間保つことができる可能性がある。その際には音楽をデジタル情報として扱うことが可能なMIDI (Musical Instrument Digital Interface) を利用し、音楽をペーシング音として加工することで、長期的な歩行練習や日常生活の中にRASを取り入れることが可能になると考える。

RASを下腿切断者の歩行練習として用いるためには、第1の課題として、ペーシング音のテンポ設定を対象者の自由歩行のケーデンスの値にして、歩行とリズムの同調効果により歩行の安定を得ることである。次にペーシング音のテンポを切断前のケーデンスに変更していくことになるが、RASのプロトコルに沿うのであれば、ペーシング音のテンポを速くすることで歩幅や遊脚期の対称性について良好な結果が得られると考える。また、長期的な歩行練習には単調なリズムを刻むメトロノームのクリック音ではなく、ペーシング音として加工した対象者の好みの音楽を用いると良いと考える。

謝辞

本研究の計画立案から論文作成に至るまで、国際医療福祉大学大学院 保健医療学専攻 福祉支援工学分野の山本澄子教授には多大なご指導を頂いた。修士課程から博士課程を経て研究生となった現在に至るまで、データの分析方法から、論文執筆の方法など様々な面で多くのご助言を頂いた。修士課程から数え 12 年間、山本澄子教授の研究者、教育者としての姿勢に学び、素晴らしい人柄に学んだことは何事にも変えられない貴重な経験となった。山本澄子教授への感謝、そして恩義に報いるためにも、今後も自身に驕らず、感謝の気持ちを忘れずに、臨床家、そして研究者として義肢装具を必要とする人々に全身誠意をもって相対していきたい。

株式会社田沢製作所の田澤英二先生には博士課程在籍時には副研究指導教員として、また、義肢装具士として貴重なご助言をいただいた。

西部学園医療学技術専門学校 義肢装具学科の大崎保則先生そして株式会社田沢製作所の亀山昇一郎氏には、下腿切断者の対象者の募集に困難を極める中、多くの対象者をご紹介いただいた。

本研究を進めるにあたり、多くの方に被験者として協力していただいた。

山本澄子研究室に在籍する院生、また卒業生からも多くのご指導をいただき、研究を進めていくことができた。論文内容を高めることが出来たのは皆様のおかげである。

株式会社田沢製作所の田澤泰弘氏を始め、社員の皆様には、本研究を進めるにあたり理解、協力していただいた。特に、越前谷務氏は休日、夜間問わず計測を手伝っていただいた。

最後に、現在の自分があるのは、家族の協力・理解のおかげであること深く心に思う。特に、本研究を成し遂げることが出来たのは妻と二人の子どもの支えがあつてのことである。心の底からの感謝を伝えたい。

本研究は、皆様のご理解とご協力のおかげで完遂することができた。ここに記して皆様への感謝の意を表す。

文献一覧

- 1) Ehara Y, Beppu M, Nomura S, et al. Energy storing of so-called energy-storing prosthetic feet. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 1993; 74: 68-72
- 2) Klood E, Hansen A, Fatone S, et al. Effects of prosthetic foot forefoot flexibility on oxygen cost and subjective preference rankings of unilateral transtibial prosthesis users. Journal of rehabilitation research & development 2010; 47: 543-552
- 3) 大橋正洋, 江原義弘, 高橋茂. 足部の選択-いわゆるエネルギー蓄積型足部の性能比較-. 総合リハビリテーション 1995; 23: 951-957
- 4) Agrawal V, Gailey R, O'Toole C, et al. Symmetry in external work (SEW) : a novel method of quantifying gait differences between prosthetic feet. Prosthetics and Orthotics International 2009; 33: 148-156
- 5) Breakey J. Gait of unilateral below-knee amputees. Orthotics and Prosthetics 1976; 30 (3) : 17-24
- 6) Roerdink M, Roeles S, Van der pas SC, et al. Evaluating asymmetry in prosthetic gait with step-length asymmetry alone in flawed. Gait and Posture 2012; 35: 446-451
- 7) Howard C, Wallace C, Stokic DS. Stride length-cadence relationship is disrupted in below-knee prosthesis users. Gait and Posture 2013; 38: 883-887
- 8) Hak L, van Dieen JH, Houdijk H, et al. Stepping asymmetry among individuals with unilateral transtibial limb loss might be functional in terms of gait stability. Physical Therapy 2014; 94: 1480-1487
- 9) Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, et al. Gait in male trans-tibial amputees: a comparative study with healthy subjects in relation to walking speed. Prosthetics and Orthotics International 1994; 18: 68-77
- 10) Gailey RS, Nash MS, Atchley TA, et al. The effects of prosthesis mass on metabolic cost of ambulation in non-vascular trans-tibial amputees. Prosthetics and Orthotics International 1997; 21: 9-16
- 11) Burke MJ, Roman V, Wright V. Bone and joint changes in lower limb amputees. Annals of the rheumatic diseases 1978; 37: 252-254
- 12) Norvell DC, Czerniecki JM, Reiber GE, et al. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2005; 86: 487-493
- 13) Lloyd CH, Stanhope SJ, Davis IS, et al. Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait. Gait and Posture 2010; 32: 296-300
- 14) Ephraim PL, Wegener ST, Mackenzie EJ, et al. Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2005; 86: 1910-1919
- 15) Morgenroth DC, Segal AD, Zelik KE, et al. The effect of prosthetic foot push-off on mechanical loading associated with knee osteoarthritis in lower extremity amputees. Gait and Posture 2011; 34: 502-507

- 16) Struyf PA, van Heugten CM, Hitters MW, et al. The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2009; 90: 440-446
- 17) Selles RW, Bussmann JB, Klip LM, et al. Adaptations to mass perturbations in transtibial amputees: Kinetic or kinematic invariance?. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 85: 2046-2052
- 18) Lusardi MM, Nielsen CC. *Orthotics and prosthetics in rehabilitation*. Wildwood: Butterworth-heinemann, 2000: 437-490
- 19) 澤村誠志. (日本義肢装具学会監修). *義肢学* 第2版. 東京: 医歯薬出版株式会社, 1988: 125-236
- 20) Pitkin MR. *Biomechanics of lower limb prosthetics*. New York: Springer, 2010: 39-100
- 21) Dingwell JB, Davis BL, Frazier DM. Use of an instrumented treadmill for real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and trans-tibial amputee subject. *Prosthetics and Orthotics International* 1996; 20: 101-110
- 22) Yang L, Dyer PS, Carson RJ, et al. Utilization of a lower extremity ambulatory feedback system to reduce gait asymmetry in transtibial amputation gait. *Gait and Posture* 2012; 36: 631-634
- 23) Thaut MH (三好恒明, 頼島敬, 伊藤智他訳). *新版リズム, 音楽, 脳 神経学的音楽療法の科学的根拠と臨床応用*. 東京: 共同医出版社, 2011: 127-149
- 24) De l'etoile SK, 阿比留睦美, 吉井文均. *神経学的音楽療法: 研究の現状と臨床への応用*. *神経治療学* 2007; 24: 473-479
- 25) 石桁真礼生. *楽典 理論と実習*. 東京: 音楽之友社, 1965: 38-72
- 26) Wittwer JE, Webster KE, Hill K. Music and metronome cues produce different effects on gait spatiotemporal measures but not gait variability in healthy older adults. *Gait and Posture* 2013; 37: 219-222
- 27) McIntosh GC, Brown SH, Rice RR, et al. Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry* 1997; 62 (1) : 22-26
- 28) 林明人, 大越教夫. *パーキンソン病における歩行とリズム-音リズム刺激の臨床応用*. *総合リハビリテーション* 2004; 32: 847-851
- 29) 林明人. *パーキンソン病に対する音楽療法*. *総合リハビリテーション* 2011; 39: 595-597
- 30) 林維菊, 林明人, 伊藤直子ら. *パーキンソン病の歩行障害に対する音リズム刺激の効果の検討*. *運動障害* 1998; 8 (1) : 1-7
- 31) Thaut MH, McIntosh GC, Rice RR. Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation. *Journal of the neurological sciences* 1997; 151 (2) : 207-212
- 32) Prassas S, Thaut MH, McIntosh GC, et al. Effect of auditory rhythmic cuing on gait kinematic parameters of stroke patients. *Gait and Posture* 1997; 6: 218-223
- 33) 阿比留睦美. *脳卒中のリハビリテーションにおける神経学的音楽療法*. *神経治療* 2007; 24 (6) : 711-717
- 34) Kwak EE. Effect of rhythmic auditory stimulation on gait performance in children with spastic cerebral

- palsy. *Journal of music therapy* 2007; 44: 198-216
- 35) Rowa DA, McMinn D, Peacock L, et al. Cadence, energy expenditure and gait symmetry during music-prompted and self-regulated walking in adults with unilateral transtibial amputation. *Journal of physical activity and health* 2014; 11: 320-329
 - 36) 畑山由佳, 天賀典彦, 市江雅芳. 健常歩行実験による MIDI ペーシング音楽の評価. *バイオメカニズム学会誌* 2006; 32 (2) : 83-89
 - 37) Roerdink M, Bank PJ, Peper CL, et al. Walking to the beat of different drums : Practical implications for the use of acoustic rhythms in gait rehabilitation. *Gait and Posture* 2011; 33: 690-694
 - 38) MacGregor J. The objective measurement of physical performance with long term ambulatory physiological surveillance equipment (LAPSE) . *Proceedings of the Third International Symposium on Ambulatory Monitoring* London Academic Press 1979; 29-39.
 - 39) 鈴木堅二, 中村隆一, 今田元ら. PCI測定による切断者の歩行能力評価における問題点. *リハビリテーション医学* 1992; 29: 637-639
 - 40) Chin T, Sawamura S, Fujita H, et al. The efficacy of physiological cost index (PCI) measurement of a subject walking with an intelligent prosthesis. *Prosthetics and Orthotics International* 1999; 23: 45-49
 - 41) 原和彦, 久保田章仁, 西原賢ら. 義足の足部特性と歩行効率に関する研究. *埼玉県大学紀要* 2003; 5: 7-12
 - 42) Jepson F, Datta D, Harris I, et al. A comparative evaluation of the adaptive knee and catech knee joints: a preliminary study. *Prosthetics and Orthotics International* 2008; 32: 84-92
 - 43) Vllasolli TO, Orovcanec N, Zafirova B, et al. Physiological cost index and comfort walking speed in two level lower limb amputees having no vascular disease. *Acta informatica medica* 2015; 23 (1) : 12-17
 - 44) 大須田祐亮. 運動発達障害児の体力特性とその測定方法に関する研究-全身持久力の測定方法について-. *Human Developmental Research* 2008; 22: 95-106
 - 45) 安藤正志. 片麻痺者における麻痺側回りと非麻痺側回りの歩行因子およびPCIの検討. *埼玉医科大短期大学紀要* 1991; 2: 45-48
 - 46) 今田元, 鈴木堅二, 中村隆一. Physiological cost index による脳卒中片麻痺患者の歩行機能評価. *リハビリテーション医学* 1991; 28: 491-494
 - 47) Danielsson A, Willen C, Sunnerhagen KS. Measurement of energy cost by the physiological cost index in walking after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2007; 88: 1298-1303
 - 48) Fredrickson E, Ruff RL, Daly JJ. Physiological cost index as a proxy measure for the oxygen cost of gait in stroke patients. *Neurorehabil Neural Repair* 2007; 21: 429-434
 - 49) 葛西弘司, 岩館裕美, 平山麻子ら. Physiological cost index の測定方法の比較検討-心拍数抽出法による PCI への影響-. *理学療法研究* 2011; 28: 33-36
 - 50) Segal AD, Orendurff MS, Czerniecki JM, et al. Comparison of transtibial amputee and non-amputee biomechanics during a common turning task. *Gait and Posture* 2011; 33:41-47

- 51) Robinson RO, Herzog W, Nigg BM. Use of platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 1987; 10 (4) : 172-176
- 52) Caroline HB. Measures of symmetry in gait. Dissertation for the degree philosophiae doctor at the University of Bergen. 2012:16-35
- 53) Mueller MJ, Minor SD, Schaaf JA, et al. Relationship of planter-flexor peak torque and dorsiflexion range of motion to kinetic variables during walking. *Physical therapy journal* 1995; 75: 684-693
- 54) Allet L, IJzerman H, Meijer K, et al. The influence of stride-length on planter foot-pressures and joint moment. *Gait and Posture* 2011; 34: 300-306
- 55) Kim WS, Kim EY. Comparing self-selected speed walking of the elderly with self-selected slow, moderate, and fast speed walking of young adults. *Annals of rehabilitation medicine* 2014; 38 (1) : 101-108
- 56) Orendurff MS, Bernatz GC, Schoen JA, et al. Kinetic mechanisms to alter walking speed. *Gait and Posture* 2008; 27: 603-610
- 57) 中村隆一, 斎藤宏. 基礎運動学.第4版.東京: 医歯薬出版, 1976: 310-336
- 58) Gotz-Neumann K. (月城慶一,山本澄子,江原義弘ら訳) .観察による歩行分析.東京.医学書院, 2005: 5-81
- 59) Rose J, Gamble JG. Human walking. third edition. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2006: 1-21
- 60) Nishimori T, Ito A. Correlation of walking speed with pelvic and lower limb movements of healthy young males. *Journal of physical therapy science* 2011; 23: 883-887
- 61) Ballesteros ML, Buchthal F, Rosenfalck P. The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking. *Acta physiologica* 1965; 63: 296-310
- 62) Barthelemy D, Nielsen JB. Corticospinal contribution to arm muscle activity during human walking. *The journal of physiology* 2010; 588: 967-979
- 63) Goudriaan M, Jonkers I, van Dieen JH, et al. Arm swing in human walking: What is their drive? . *Gait and Posture* 2014; 40: 321-326
- 64) Eke-Oloro ST, Gregoric M, Larsson LE. Alternations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase. *Clinical biomechanics* 1997; 12: 516-521
- 65) Nakakubo S, Doi T, Sawa R, et al. Does arm swing emphasized deliberately increase the trunk stability during walking in the elderly adults?. *Gait and Posture* 2014; 40: 516-520
- 66) Ann E Barr, Karin Lohmann Siegel, Jerome V Danoff, et al. Biomechanical comparison of the energy-storing capabilities of SACH and carbon copy II feet during the stance phase of gait in a person with below-knee amputation. *Clinical perspective*.1992; 72 (5) : 344-354
- 67) 江原義弘, 別府政敏, 野村進ら. 義足足部のエネルギー放出量の計算方式. 日本義肢装具学会

誌 2001, 17 (4) : 265-268

- 68) 江原義弘, 別府政敏, 野村進ら. 義足足部に吸収および放出されるエネルギー放出量. 日本義肢装具学会誌 2002, 18 (2) : 152-158
- 69) Ogawa T, Sato T, Ogata T, et al. Rhythmic arm swing enhances patterned locomotor-like muscle activity passively moved lower extremities. *Physiological reports* 2015; 3 (3) : 1-10
- 70) Ferris DP, Huang HJ, Kao PC. Moving the arm to activate the legs. *Exercise and sport sciences reviews* 2006; 34 (3) : 113-120
- 71) Moore BCJ. (大串健吾訳). 聴覚心理学概論. 東京. 誠信書房. 1994: 50-89