

平成22年度  
順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科 修士論文

中高年下腿切断者の身体活動量に関連する因子の検討  
—歩行速度、膝関節トルク、断端長を中心に—

スポーツ科学領域  
スポーツ医科学分野  
富永 修一

論文指導教員 桜庭 景植 教授

合格年月 平成23年2月28日

論文審査員 主査 坂之内 和彦

副査 柳谷 登志雄

副査 杉度 卓哉

## 目次

	項
第1章 緒言 .....	1
第2章 関連文献の考証 .....	3
第1節 下肢切断部位 .....	3
第2節 下腿義足 .....	3
(1) 代表的な下腿義足と部位の名称 .....	3
(2) 体重支持方式 .....	3
(3) 懸垂方法 .....	3
(4) 足部 .....	4
第3節 健常者における生活習慣病と身体活動量 .....	5
第4節 下肢切断の疫学的特徴 .....	5
(1) 下肢切断の原因疾患の変遷 .....	5
(2) 末梢循環障害による切断と義足歩行 .....	5
第5節 健常者の身体活動と体力因子 .....	6
第6節 下腿切断者の身体活動と体力因子 .....	6
第7節 下腿切断者における歩行時の身体重心加速度 .....	7
第8節 歩行と周辺環境 .....	7
第3章 研究目的 .....	8
第4章 研究方法 .....	9
第1節 被験者 .....	9
第2節 測定項目と方法 .....	9
(1) 身体活動量 .....	9
(2) 歩行試験 .....	9
(3) 基本要素 .....	10
(4) 身体要素 .....	10
(5) 義足要素 .....	12
(6) 環境要素 .....	12
第3節 実験全体の手順 .....	12

第4節 統計処理方法 .....	12
第5章 結果 .....	13
第1節 被験者 .....	13
第2節 身体活動量と各因子について .....	13
(1) 歩行試験 .....	13
(2) 膝関節トルク .....	13
(3) 自宅周辺の歩行環境 .....	13
第3節 10m 歩行と各因子について .....	13
第4節 断端長と各因子について .....	14
第5節 10m 歩行と6分間歩行について .....	14
第6章 考察 .....	15
第1節 身体活動量に関連する因子 .....	15
(1) 歩行試験 .....	15
(2) 自宅周辺の歩行環境 .....	15
第2節 10m 歩行に関連する因子 .....	16
(1) 義足側の膝関節トルク .....	16
(2) 重心加速度 .....	16
第3節 断端長と身体活動量および各因子 .....	17
第7章 結論 .....	19
第8章 要約 .....	20
謝辞 .....	21
文献表 .....	22
英文要約 .....	25

図 1～7

表 1～7

資料 p1～5

## 第1章 緒言

近年の我が国は、急速な人口高齢化に伴い、疾病全体に占めるがんや虚血性心疾患、脳血管疾患、糖尿病等の生活習慣病の割合が増加している<sup>15)</sup>。そして、死亡原因でも生活習慣病が約6割（がん30.5%、虚血性心疾患15.7%、脳血管疾患13.0%、糖尿病1.3%、高血圧性疾患0.6%）を占めている<sup>15)</sup>。このような状況に対し厚生科学審議会 地域保健健康増進栄養部会は、「今後の生活習慣病対策に身体活動・運動施策の推進を望む」としている<sup>15)</sup>。従って、健康増進においては生活習慣病による死亡率低下のために、各個人の身体活動量を増加させる事は、社会的にも重要である。

平成18年の厚生労働省による障害児・者実態調査<sup>17)</sup>によると、下肢切断者の数(推計)は60,900人である。兵庫県総合リハビリテーションセンターによる兵庫県内の調査によると下肢切断者の48.3%が下腿切断であり、下肢切断の中で最も多い<sup>28)</sup>。この数値を先の実態調査に当てはめると、全国に約29,400人の下腿切断者が存在すると推計できる。

医学大事典<sup>9)</sup>によると「下腿切断者は、膝関節機能が残存するので、より近位の切断に比べて高齢者でも歩行を再獲得する可能性は高く、その能力も比較的高い」とされている。近年では糖尿病等の生活習慣病を原因疾患とした末梢循環障害による下肢切断が急速に増えており<sup>28)</sup>、病状が悪化するとさらに近位の切断に至るケースが多くみられる<sup>20)</sup>。このような状況に対し、渡辺ら<sup>34)</sup>は、義足歩行の可否が切断後の下肢機能に大きな影響を及ぼし、生命的予後も異なる事を指摘している。そのため、下腿切断例においては、義足歩行を目指すべきであると述べている。従って、近年の生活習慣病の社会的な問題と下肢切断とは密接な関係にある。

一方で、外傷や骨腫瘍による中高年下腿切断者においても生活習慣病は、重大な問題のひとつである。彼らのような下腿切断者は、切断という障害を除いた健康状態は健常者とあまり変わらない。従って、生活習慣病の問題は、健常者とほぼ同様である事が推測できる。さらに生活習慣病に起因する末梢循環障害での下腿切断者においては、生活習慣病に直面しており、前述したように活動性の低下がより近位での再切断や病状の悪化につながりかねない。このような現状に対し、下腿切断者も生活習慣病の予防および進行抑制のために身体活動量の増加が望まれる。しかし高ら<sup>14)</sup>は、下腿切断者は切断側だけでなく非切断側の筋力も健常者と比較して低下していたと報告している。さらに高らは、このような筋力低下の要因が日常の歩行不足にあると述べ、下腿切断者の身体活動量の低下を問題視している。また、高橋ら<sup>30)</sup>は障害者の歩行評価基準として、実社会に適応するために屋

外を自由に移動できる速さを持っていなければならないと述べ、歩行速度の低下が社会生活における活動性を制限する事を示唆している。しかし、歩行能力が高いとされている下腿切断者ですら、健常者と比べて歩行速度は低下しているとの報告もあり、この主な要因として下肢筋力の低下が挙げられている<sup>14)22)</sup>。従って、下腿切断者の筋力低下に伴う歩行速度の減少が実社会への適応を制限していると考えられる。

これらの事から、下腿切断者は身体活動量の低下により下肢筋力が低下し、これに伴い歩行速度が減少すると推測できる。その結果、外出を控える等、活動性の制限が起こり、さらに身体活動量が低下するという悪循環に陥っていると思われる。しかし、この悪循環の一部である身体活動量と歩行速度に関する研究は十分には行われていない。このような状況に対し、陳<sup>4)</sup>は「残念ながら、切断者の体力因子とそれらの機能予後との関係について調査した報告は極めて少ない」と述べ、今後の日本において切断者の体力や身体活動量に関わる研究がなされる事の重要性を訴えている。

以上より、本研究において下腿切断者の身体活動量と歩行速度の関連を調査する事で、歩行速度の増加に着目した義足の開発や下腿切断者への運動指導の必要性を考える契機となり、下腿切断者の身体活動の向上および健康の増進の一助になると考える。

## 第2章 関連文献の考証

文献の考証の前半では下腿切断および下腿義足の種類や構成要素について、後半では下腿切断者の歩行や身体活動に関する先行研究について述べる。

### 第1節 下肢切断部位<sup>5)</sup>

切断とは、四肢の一部が切離された状態を表す。この中で関節の部分で切離されたものを離断と呼んでいる。切断された身体部位を切断端、または断端と呼ぶ。

切断部位の名称を図1示す。近位側より片側骨盤切断、股関節離断、大腿切断、膝関節離断、下腿切断、サイム切断、ショパール離断、リスフラン離断、中足骨切断、足指切断と呼ぶ。なお、本研究の対象者は下腿切断である。

### 第2節 下腿義足<sup>25)35)31)</sup>

(1) 代表的な下腿義足と部位の名称を図2示す。

- a) ソケット：断端を収納し、体重を支持する部位である。一部の種類では、ソケット自体が懸垂機能を有している。
- b) 懸垂装置：義足と身体を結びつける部位である。歩行中の遊脚相において義足が脱落するのを防ぐ。
- c) 足部：健全な足関節と足部に代わって歩行および外観の機能を代償する部位である。
- d) ライナー：インナーソケットとして体重の支持および懸垂を行う。素材はシリコーン等様々なものがある。

(2) 体重支持方式

- a) PTB 式(Patella tendon weight bearing)：現在でも広く普及している体重支持の方法である。主な体重支持部分として、膝蓋靭帯部とそのカウンターとしての膝窩部を用いる方法である。他の部位でも耐圧性の大きい組織と小さい組織に分けて選択的に体重支持を行わせる。
- b) TSB 式(Total surface weight bearing)：耐圧性の大小に関わらず断端表面全体を体重支持部とする方法で、断端にかかる圧の分散や安定性の向上、歩行中のピストン運動の減少が図られている。

(3) 懸垂方法

- a) PTB カフベルト：PTB 式下腿義足の登場に伴って、その懸垂方法に採用された

現在最も広く普及している懸垂方法である。その機能および利点としては①懸垂、②膝関節の内外側の軽度動揺防止、③膝関節の過伸展防止、といった点が挙げられる。

b) PTS 式：ソケットと一体となった膝蓋骨や大腿骨顆部にまで延びる広い壁を利用し、懸垂を行う方法である。その機能および利点としては、①自己懸垂機能、②側方安定性が PTB ソケットに比べて優れる、③膝関節の過伸展防止、④ピストン運動が PTB ソケットより少ない、といった点が挙げられる。

c) KBM 式：大腿骨顆部を包み込む事で懸垂を行う。膝蓋骨が完全に露出している点で PTS 式と異なっている。機能および利点は、①自己懸垂機能、②側方安定性が PTB ソケットより優れる、③ピストン運動が PTB ソケットより少ない、④膝関節屈曲位でソケット前縁が突出しないため外観が良い、といった点が挙げられる。

d) キャッチピン式：インナーソケットにシリコンを用いた TSB ソケットの懸垂方法として広く採用されている。ライナーにピンアタッチメントと呼ばれるラチェット状のピンが付いており、ソケットの中に取り付けてあるライナーロックアダプタに接続する事で懸垂を可能にしている。

e) 吸着式：ソケット内の空気をバルブから排出して、ソケット内面と断端表面との間に吸着作用を発生させる事により義足の自己懸垂を行う方法である。ライナー(ピン無し)と、ソケット上部からの空気の流入を防ぐためのサクシジョンスリーブを併用する。

#### (4) 足部

a) 単軸：距腿関節にあたる軸により足関節の底・背屈の動きを可能にする足部である。底屈は踵についた後方バンパーで、背屈は前方バンパーで制動する。

b) 多軸：底背屈の動きに内外反や回旋の動きを可能にする足部である。不整路での使用に適し、回旋機能は、ゴルフ等の体をねじる動きを要する時に有効である。

c) 無軸：軸を有する足継手を持たない足部である。SACH 足部(Solid Ankle Cushion Heel foot)が代表的である。SACH 足部は PTB 式下腿義足システムの足部として開発された。踵部のクッションがたわむ事で衝撃を吸収する。軽量なものが多い。

d) エネルギー蓄積型：荷重が加えられる事によって足部にエネルギーが蓄積され、エネルギーの放出が蹴り出しと同様の働きを担う。エネルギー蓄積型足部とは、エネルギーの蓄積、放出を行う足部の総称であり、無軸、単軸、多軸とどの軸形態にも用いられ得る。義足使用者の体重、歩行能力によって様々な強度、効率のものが選ばれている。

### 第3節 健常者における生活習慣病と身体活動量

平成 20 年国民健康・栄養調査<sup>16)</sup>によると、運動習慣のある者の割合は、男性 33.3%、女性 27.5%であり、平成 15 年に比べ男女とも増加している。しかし、健康づくりのための運動所要量が平成元年に策定されて 20 年経つにも関わらず、国民の 3分の2が運動習慣を身につけていない状態となっている。

メタボリックシンドローム診断基準検討委員会は、「メタボリックシンドロームが、動脈硬化性疾患の発症要因として、飽食と運動不足の現在社会のなかで急速に大きな位置を占めつつある」と報告しており、身体活動量とメタボリックシンドロームの関係、さらには動脈硬化症等の生活習慣病への発展について問題視している<sup>21)</sup>。

このような状況に対し、厚生科学審議会 地域保健健康増進栄養部会は、今後の生活習慣病対策に身体活動・運動施策の推進を望むとしている。さらに同部会は、「体力を高めるための運動強度には下限があり、必ずしも総エネルギー消費量 (kcal/day) で定量化された身体活動量と体力との相関関係は高くない。特に、日常生活における低い強度の身体活動量が多くても、体力が高いとは限らない」として、健康づくりのための身体活動・運動量の基準値を定めた。この具体的内容は、身体活動量については、23 メッツ・時/週 (強度が 3 メッツ以上の活動で 1 日当たり約 60 分。歩行中心の活動であれば 1 日当たり約 8,000~10,000 歩に相当) であり、運動量としては、4 メッツ・時/週 (例えば、速歩で約 60 分、ジョギングやテニスで約 35 分) であ<sup>15)</sup>。

### 第4節 下肢切断の疫学的特徴

#### (1) 下肢切断の原因疾患の変遷<sup>28)</sup>

以下は、兵庫県立総合リハビリテーションセンターによる調査である。

1968~1997 年までの年間切断者数には大きな変化が認められない。しかし、この間の原因疾患の変遷は極めて大きいである。外傷が原因の 70%を占めていた状態から減少しており、これに代わって閉塞性動脈硬化症、糖尿病による切断が著しく増加している。1970~2004 年のデータによると外傷による切断が 35 年間で 1/2 近くまで減少し、2000~2004 年の 5 年間では、末梢循環障害によるものが切断全体の 80%を占め、約 7 倍に増加している。

#### (2) 末梢循環障害による切断と義足歩行

松村ら<sup>20)</sup>の調査では、末梢循環障害による切断で大腿切断 20 例、下腿切断 4 例、足部



足趾切断 9 例のうち、後日再切断・創治癒遅延を認めた症例は 12 例 (36.4%) であった。このうち、下腿切断例 2 例と足部足趾切断 3 例では、より近位部での再切断を要し、大腿切断 5 例、足部足趾切断 2 例に創治癒遅延を認めたと報告している。また、渡辺ら<sup>34)</sup>の調査においても約 25% で再切断が行われたとされている。さらに渡辺らは、義足歩行の可否と生命的予後、機能的予後との関係について、義足歩行可能例は義足歩行不能例に対して機能的予後、生命的予後ともに良好となる傾向があったと述べており、特に下腿切断例では義足歩行を目指すべきであるとしている。

### 第5節 健常者の身体活動と体力因子

高齢女性の身体活動量と歩行速度について、石坂<sup>8)</sup>らは、最高歩行速度と総活動時間との間に有意な相関はみられなかったとしている。しかし、ゆっくりとした歩行の時間を総活動時間から除き、この値を「運動とみなせる時間」と定義すると、最高歩行速度と「運動とみなせる時間」との間には、強い相関がみられたと述べている。

西山ら<sup>24)</sup>は、軽度歩行障害を伴う高齢者を対象にした研究で、身体活動量と 10m 歩行時間に強い相関がみられたと報告している。しかし身体活動量と等尺性下肢筋力の間には相関がみられなかったとしている。

吉武ら<sup>36)</sup>は、高齢女性において 1 週間の運動量と乳酸性作業閾値(トレッドミルを用いた歩行試験にて計測)の間に有意な相関がみられたと報告している。また、1 週間の運動量が多い者において脚伸展パワーが高い傾向にあったとしている。

### 第6節 下腿切断者の身体活動と体力因子

下腿切断者の筋力評価に関する研究は古くからなされている<sup>3)18)27)</sup>。また歩行速度に関する研究<sup>14)22)23)</sup>も散見されるが、身体活動量に関する研究は見当たらない。

高ら<sup>14)</sup>は、下腿切断者の膝関節伸展筋力は切断側だけでなく非切断側の筋力も健常者と比較して、明らかに低下していたと報告している。この原因として日常の歩行不足が考えられ、下腿切断者の歩行能力を維持するためには筋力トレーニングの継続が必要であるとしている。盛合ら<sup>22)</sup>は、下腿切断者は切断側の筋力低下がみられ、最大歩行速度は正常者の半分以下に減少しているとの報告をしている。その一方で、Nolan ら<sup>18)</sup>は運動習慣のある下腿切断者は下肢筋力が高い事を報告している。

陳<sup>4)</sup>は、下肢切断者の義足歩行訓練、自立歩行を阻害している要因として、切断者の“体

力の低下”が重要な位置を占めている事を指摘している。下肢切断者の体力が向上し、義足歩行時エネルギー消費の相対的な軽減が図られれば、切断者（特に高齢切断者）は地域社会において自立した生活を送れる可能性が広がると述べている。さらに陳は、切断者の体力因子とそれらの機能予後との関係について調査した研究は極めて少ない事も指摘し、今後の我が国において、下肢切断者の体力や身体活動量に関わる研究がなされる事の重要性を訴えている。

### 第7節 下腿切断者における歩行時の身体重心加速度

香川<sup>11)</sup>らは、変形性股関節症患者に無線型小型加速度計を用いて、手術前後におけるリサージュ図形の左右近似性を評価し、臨床的な歩行評価の一つの手法となり得る事を示唆した。また田中ら<sup>32)</sup>は、小型加速度計によって得られた加速度は、正常歩行や対麻痺患者歩行ともに良好な再現性を有し、床反力とも高い相関がみられたため本法の信頼性および妥当性は高く、歩行分析の一手法として有用であるとしている。このように、加速度変化を用いた歩行評価は、臨床的にも有用な手段とされているにも関わらず、下腿切断者の重心加速度の変化に着目した研究は見当たらない。

### 第8節 歩行と周辺環境

井上ら<sup>10)</sup>は、世界的にみると米国、オーストラリアを中心に、近年、身体活動支援環境の研究は急速に増加してきていると述べ、日常の歩行に与える環境因子について、身体活動量と歩行環境の関連が注目されている事を指摘している。また、個人を対象にした行動変容戦略は労力が大きいとし、このような手法よりも歩行環境そのものを変えていく方が、長期的で大きな効果が期待できるであろうと述べている。

高橋ら<sup>30)</sup>は、北九州市の横断歩道の距離と歩行者信号の青色点灯時間を調査し、歩行速度の低下した障害者は実社会における迅速かつ安全な対応ができないと述べている。

このように、健常者においても日常の歩行に対しその環境が影響を与える事が示唆されており、障害者についてはなおさら歩行に関わる環境が重要である事が推測できる。

### 第3章 研究目的

本研究の目的は、歩行試験を用いて中高年下腿切断者の身体活動量を推定する事が可能であるかを検証する事である。また、身体活動量や義足歩行速度に関連すると考えられる種々の因子について、それぞれの影響を明らかにし、中高年下腿切断者の身体活動量の予測および身体活動量の向上に役立つ基礎データを提示する事も目的とした。

## 第4章 研究方法

### 第1節 被験者

被験者は日常的に義足を使用している 35 歳以上の下腿切断者 14 名（男性 8 名、女性 6 名）であった(表 1)。なお、両側下肢切断 および 多肢切断、呼吸循環器疾患、他の骨関節疾患、神経筋疾患を有する者は除外した。

全被験者には、実験に先立ち、本研究の目的、内容、手順を文書および口頭で説明し、理解を得た後、文書署名により同意を得た(資料参照)。また個人の自由意志による参加を前提とし、途中で実験を自由に離脱する事も可能である由も併せて伝えた。本研究は、順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科研究等倫理委員会の承認のもと行った（順天堂大学スポーツ健康科学等倫理委員会第 22-30 号）。

### 第2節 測定項目と方法

#### (1) 身体活動量

生活習慣記録機ライフコーダ EX(株式会社スズケン製)を用いて計測を行った。本製品は 1 軸(鉛直方向)の加速度センサを内蔵しており、上下動の頻度、強度、パターンにより歩数と強度を算出し、さらに体重を加味して消費エネルギー量に換算して記録するものである。計測後に得られたデータを PC ソフト、ライフライザー02 にて抽出した。

装着方法は、①朝起きてから寝るまで装着する事、②入浴、水泳等の水に入る場合以外は付けてもらう事の 2 点を口頭にて説明し依頼した。装着コンプライアンスが悪い場合には歩数および身体活動量を過小評価する可能性が考えられるため、有効データの基準は 1 日 8 時間以上の装着とした。装着時間の算出は 30 分間以上加速度信号が観察されない場合を非装着の時間として計算した。なお計測期間は 13 日以上とし、前述の条件を満たす 7 間の平均値を求めた。

本研究では、1 日の平均歩数 (step/day) と活動による消費エネルギー(以下、消費エネルギー)(Kcal/day)の他に、3 メッツ以上に相当する運動強度 4 以上を中等度以上の身体活動(以下、中等度以上の活動)とし、その回数 (count/day) を算出して身体活動量の評価指標とした。

#### (2) 歩行試験

- a) 10m 最大歩行速度 (以下 10m 歩行) : 臨床歩行分析研究会の推奨する方法に基づいて実施した<sup>12)</sup>。16m の直線コースを設け、最初の 3m を予備区間、最後の 3m を停

止区間とし、間の 10m を計測区間とした。

実験手順は、まず被験者に十分なウォーミングアップを行わせた。その後、歩行では空中相が認められない事を口頭および実演にて説明し、被験者自身が2回の練習を行い、5回の本測定を実施した。また、歩行路の周囲には緩衝マットを敷き被験者の転倒に備えた。

時間計測は、ビデオ映像を用いて、遊脚側のつま先が計測区間に入った瞬間から出た瞬間までのコマ数で算出した。この 10m の歩行時間から歩行速度(m/min)を算出し、本番 5 回分の平均値を評価指標とした。

b) 6 分間歩行距離(以下 6 分間歩行) : この持久力評価試験は American Thoracic Society (アメリカ胸部学会、以下 ATS) のステートメント (2002) で世界的なコンセンサスが得られている self-paced test であり、最大酸素摂取量との高い相関がみられている<sup>13)1)</sup>。

ATS のガイドラインでは、30m のコースを推奨しているが、コース長やコースの形状が結果に影響を及ぼすという報告があり、四角形や八の字、L 字型のコース等と原法との結果の比較がなされている<sup>33)37)</sup>。本研究では、実験施設の大きさに制限がある事から、杉山ら<sup>29)</sup>の報告をもとに 1 辺 7.5m の四角形で 1 周 30m のコースを用いて実験を行った。

実験手順は、基本的には ATS のガイドラインに従った。コースの周回方向(右回り、左回り)については被験者自身に決定させ、1 回目の試験を実施した。十分な休息を設け 2 本目の試験を行い、良い方の歩行距離(m)を採用した。また、歩行路の周囲には緩衝マットを敷き被験者の転倒に備えた。

### (3) 基本要素

年齢、性、切断年数(切断に至ってから現在までの年数)、切断原因を基本要素とし、被験者による調査用紙への記入によって調査した。

### (4) 身体要素

身長、体重、体脂肪率、基礎代謝、Body Mass Index(以下 BMI)、断端長、膝関節筋力、歩行時の身体重心加速度の簡易計測値を身体要素とした。

a) 体脂肪率及び基礎代謝：体脂肪計 HBF-306(オムロン社製)を用いた。下腿切断者は下肢を用いた体脂肪率の計測が不可能なため、インピーダンス法で上肢のみを用いて計測できる本製品を採用した。3回の計測値の平均値(%）、(Kcal/day)を評価指標とした。

b) 断端長：義肢装具士が行う計測方法を用い、義肢装具士が計測を行った。まず、膝蓋骨の下端と脛骨粗面を触知し、その中点である膝蓋靭帯中央レベルを特定し、専用の治具を用いて断端の末端までの距離(mm)を測定した。

c) 膝関節トルク：筋力測定装置 Cybex6000 (Cybex 社製)を用いて 60°/sec での等運動性膝関節伸展トルク(以下 膝関節伸展トルク)と屈曲トルク(以下 膝関節屈曲トルク)を測定し、最大値の体重比(N・m/kg)を評価指標とした。

実験手順は、まずウォーミングアップを自由歩行で5分間行い、大腿部のストレッチ運動を行った。続いて被験者を装置に座らせ、股関節屈曲 90°、膝関節屈曲 90°の肢位で身体を固定した。機械軸と被験側の大腿骨顆部の位置をそろえ、機械軸と膝関節軸を一致させた。健常者の計測では、被験肢に固定するレバーアームのパッドは、足関節のすぐ近位側に取り付けるが、本研究では各被験者の断端末の高さにパッドの中心が位置するようにした。また、健足側の測定も同じパッドの位置で行った。なお、測定は先行研究<sup>14)19)</sup>同様に義足を装着した状態で行った。実験は義足側から始め、準備動作として 120°/sec で膝関節伸展・屈曲を5回連続で行わせ30秒間休憩した後、60°/sec で数回の全力試行を行わせた。この間に膝関節や断端部に痛みや違和感が無いかを確認した。そして1分間の休憩後、60°/sec で最大努力の計測を3回行った。同じ手順で健足側も計測した。測定に際しては、被験者に対し声かけによる励ましを行った。

d) 歩行時の身体重心加速度の簡易計測値(以下重心加速度)：ヒト歩行定量化ツール LegLOG(バイセン株式会社製)を用いた。LegLOG は3軸の加速度センサを内蔵した機器である。10m 歩行の計測時に被験者の第二仙椎レベル背面に LegLOG を固定し計測を行った。パソコンに取り込まれたデータをカットオフ周波数 5Hz で平滑化した。続いて上下方向の加速度データが安定し定常歩行に入ったと認められる部分の義足側1歩行周期分のデータを左右方向の波形から判断し、抜き出した。この歩行周期の上下、左右、前後の各最大、最小値を抽出した。10m 歩行は5回計測を行っているため、5歩行周期分の加速度データ(m/sec<sup>2</sup>)の平均値を評価指標とした。

#### (5) 義足要素

義足要素として、日常使用している義足の構成要素(①懸垂方式、②体重支持方式、③足部の種類、④構造)および、義足の使用状況(①1週間の義足の使用日数、②1日の義足の使用時間)を調査した。

#### (6) 環境要素

Abbreviated Neighborhood Environment Walk ability Scale (簡易版近隣歩行環境質問紙、以下 ANEWS) : ANEWS は 57 問の質問で構成され、自宅から歩いて 10~15 分程度の範囲について、歩行に影響すると考えられる環境要因について尋ねるものである<sup>10)</sup>。下位尺度として「世帯密度」「土地利用の多様性」「サービスへのアクセス」「道路の連結性」「歩道自転車道」「景観」「交通安全」「治安」の 8 要因が含まれている。

実施方法は、面接法にて被験者と調査用紙を読み合わせながら回答する方法を用いた。各項目のスコアリングは井上ら<sup>10)</sup>の方法に従って行った。これは、数値が大きいほど歩行環境として良好と評価されるようにスコアリングされている。

### 第3節 実験全体の手順

実験は、被験者 1 人に対し、2 回に分けて実施した。1 回目に 10m 歩行と 6 分間歩行の計測を行った。まず 10m 歩行を行い、次に 6 分間歩行を実施したが 10m 歩行が 6 分間歩行に影響を及ぼさぬよう十分な休息時間を設けた。後日、膝関節トルクの計測を行ったが 1 回目の歩行試験が 2 回目の膝関節トルクの計測に影響を及ぼさぬよう 2 週間以上の間隔を空けて行った。そして 1 回目から 2 回目までの 2 週間で歩数計による身体活動量の計測を行った。本研究では多数の聞き取り調査およびアンケート調査があったため被験者の精神的負担の軽減を目的とし、これらにおいても 1 回目と 2 回目に分けて調査をおこなった。

### 第4節 統計処理方法

測定値は、平均値±標準偏差(mean±SD)で表した。統計分析には、Excel アドインソフトである Statcel ver.2(星雲社、2009)を用いた。各値の分布の正規性は  $\chi^2$  適合度検定によって調べた。因子間の相関については Pearson の相関係数を求め、他の因子の影響を除いた 2 因子間の相関については偏相関係数を求めた。2 群間の母平均の差の検定にはスチューデントの t 検定を用いた。各統計処理において有意水準は、5%および 1%未満とした。

## 第5章 結果

### 第1節 被験者

被験者は年齢：平均  $52.9 \pm 12.7$  歳、身長：平均  $163.3 \pm 8.8$ cm、体重：平均  $65.2 \pm 12.9$ kg、切断年数：平均  $27.5 \pm 16.4$  年、断端長：平均  $134.7 \pm 44.2$ mm であった。詳細は表 1 に示す。また、各被験者の日常的な義足の使用状況は、全被験者が毎日義足を使用しており、1 日あたりの使用時間は、平日： $14.5 \pm 2.9$ hour/day、休日： $12.8 \pm 3.9$ hour/day であった。使用状況の詳細および義足の構成を表 2,3 に示す。

### 第2節 身体活動量(歩数計による)と各因子について

#### (1) 歩行試験

消費エネルギーと 10m 歩行の間には、 $r=0.58(p<0.05)$ の有意な相関がみられ、中等度以上の活動との間には、 $r=0.70(p<0.01)$ の有意な相関がみられた(図 3)。また、6 分間歩行と消費エネルギーの間には、 $r=0.60(p<0.05)$ の有意な相関がみられ、中等度以上の活動との間には、 $r=0.63(p<0.05)$ の有意な相関がみられた(表 4)。

被験者を中等度以上の活動が多い群(以下高強度活動群)と少ない群(低強度活動群)に分けて 10m 歩行の結果を観察すると、高強度活動群は平均  $152.8 \pm 24.2$ m/min で、低強度活動群は平均  $122.6 \pm 28.2$ m/min であった。この結果について t 検定を行ったが有意差はみられなかった(図 4)。

#### (2) 膝関節トルク

消費エネルギーおよび歩数と膝関節トルクとの間に有意な相関はみられなかったが、中等度以上の活動と義足側屈曲トルクとの間に  $r=0.64(p<0.05)$ 、義足側伸展トルクとの間に  $r=0.59(p<0.05)$ の有意な相関がみられた。なお、身体活動量と健足側膝関節トルクとの間に相関はみられなかった(表 5)。

#### (3) 自宅周辺の歩行環境

身体活動量と自宅周辺の歩行環境については、中等度以上の活動と治安についてのみ  $-0.56(p<0.05)$ の有意な相関がみられた。(表 6)。

### 第3節 10m 歩行と各因子について(表 7)

年齢については、 $r=0.80(p<0.01)$ の有意な相関がみられた。また膝関節トルクについては、義足側屈曲トルクとの間に  $r=0.58(p<0.05)$ 、義足側伸展トルクとの間に  $r=0.66(p<0.05)$



の有意な相関がみられた。なお、健足側膝関節トルクとの間に相関はみられなかった。

重心加速度については、健足側立脚初期の上向き重心加速度との間に  $0.69(p<0.01)$ 、健足側立脚中期の下向き重心加速度との間に  $r=-0.70(p<0.01)$  の有意な相関がみられた。また、義足側立脚初期の後向き重心加速度との間に  $r=-0.59(p<0.05)$ 、健足側立脚初期の後向き重心加速度との間に  $r=-0.55(p<0.05)$  の有意な相関がみられた。さらに、義足側立脚後期（蹴り出し）による前向きの重心加速度との間に  $r=0.72(p<0.01)$  の有意な相関がみられた。なお、左右方向の重心加速度との間に有意な相関はみられなかった。

被験者をエネルギー蓄積型足部を使用している群(以下:エネ畜足部群)とその他の足部を使用している群(以下:一般足部群)に分け、義足側の前後方向の重心加速度について t 検定を行ったが、有意差はみられなかった(図 5,6)。

#### 第4節 断端長と各因子について

断端長と身体活動量や歩行速度、その他の各因子との間に相関はみられなかった。

切断年数の影響を取り除いた偏相関係数において、断端長と身体活動量との間に有意な相関はみられなかった。また、断端長の影響を取り除いた偏相関係数において、身体活動量と切断年数との間に有意な相関はみられなかった。

#### 第5節 10m 歩行と 6 分間歩行について

10m 歩行と 6 分間歩行との間には、 $r=0.84(p<0.01)$  の有意な相関がみられた(図 7)。

## 第6章 考察

### 第1節 身体活動量に関連する因子

#### (1) 歩行試験

日常生活で低い強度の身体活動が多くても、体力が高いとは限らない<sup>15)</sup>。従って、本研究では1日の活動による消費エネルギーの他に、体力の維持・向上に効果があるとされている3メッツ以上の運動の回数を中等度以上の活動として評価指標にした<sup>15)</sup>。結果として、消費エネルギーおよび中等度以上の活動と10m歩行および6分間歩行の間には、有意な相関がみられた。なかでも中等度以上の活動と10m歩行の間には高い相関がみられた(図3、表4)。これらは、石坂ら<sup>8)</sup>が高齢健常者で、西山ら<sup>24)</sup>が軽度歩行障害を伴う高齢者で行った研究と同様の結果となり、先行研究を支持した。

そこで、中等度以上の活動が多い高強度活動群と少ない低強度活動群について10m歩行の結果にt検定を行ったが、歩行速度に有意な差はみられなかった(図4)。しかしながら、高強度活動群が速い傾向にあり、日常生活において活動的な下腿切断者ほど歩行試験において速く歩く事ができると推測できる。

また、10m歩行と6分間歩行との間には、 $r=0.84(p<0.01)$ と非常に高い相関がみられた(図7)。これは、10m歩行の計測によって持続的な歩行能力を示す6分間歩行の結果をある程度推定できる事を示している。以上の事と10m歩行が簡易的に試験を実施できる事を踏まえると、10m歩行は下腿切断者の身体活動量を推定する一指標として有用である。

#### (2) 自宅周辺の歩行環境

身体活動量と環境要素のうち、治安についてのみ有意な負の相関がみられた(表6)。しかし、この結果は、活動的な下腿切断者ほど、自宅周辺の治安が悪いと感じているという事を示しており、このような相関が得られるに至った因子間の因果関係は不明である。いずれにしても、治安以外の様々な環境要素と身体活動量の関連はみられなかったため、本研究においては、自宅周辺の歩行環境が下腿切断者の身体活動量に与える影響は少ないという事が示唆された。

以上の事から、下腿切断者の10m歩行を測定する事で彼らの健康や体力に有意な身体活動量のある程度推定できると言える。そして、下腿切断者の身体活動量を増加させるためには、10m歩行試験の成績向上、すなわち最大歩行速度を高めるようなトレーニングの実施や義足パーツの選択が重要である。

## 第2節 10m 歩行に関連する因子

前節において、重要性が示された 10m 歩行に関連する因子として、相関係数から判断すると義足側の膝関節トルクと前後、上下方向の重心加速度が重要である事が示された。

### (1) 義足側の膝関節トルク

下腿切断者の 10m 歩行の速度の決定因子の一つとして、義足側の膝関節伸展トルクが挙げられている<sup>14)</sup>。本研究も同様の結果を示し、義足側の膝関節伸展トルクと 10m 歩行の間で相関がみられた。さらに屈曲トルクでも相関がみられ、下腿切断者の歩行速度には、義足側の膝関節伸展の筋力だけでなく、屈曲の筋力も重要である事が示された(表 7)。また、中等度以上の活動と膝関節トルクとの間に相関がみられたため、膝関節トルクは歩行速度と身体活動量の両方に影響を及ぼしている事が推測できる。なお、歩行試験と膝関節トルクとの間には、義足側にのみ相関がみられ、健足側のトルクにはみられない。従って、特に義足側の膝関節周囲筋力を増加させる事が、最大歩行速度の向上に重要である。

### (2) 重心加速度

ヒトの歩行は、加速と減速の繰り返しによって定常歩行が保たれている<sup>6)</sup>。健常者は、この加速と減速を下肢三関節の協調動作によって行う。しかし下腿切断者は、このうち足関節を失っており、義足で機能を代償している。

本研究で、10m 歩行と重心加速度の相関をみたところ、前後方向の重心加速度において加速、減速ともに義足側との相関が高い事が示唆された。従って、義足側の加速および減速が歩行速度に影響を与えていると推測できる(表 7)。

義足足部による蹴り出しは、前足部が荷重によって「たわむ」事でエネルギーを蓄積し、「たわみ」が戻る事でそのエネルギーが放出されて行われる<sup>35)</sup>。特にエネルギー蓄積型と呼ばれる足部は、カーボン製繊維強化樹脂によって、通常の足部よりもこの作用を高め、歩行の効率を高めると考えられている。本研究の被験者は、エネルギー蓄積型足部を使用している者とそれ以外の足部を使用している者の両者がいた。そのため足部の相違が前後方向の重心加速度へ影響していると考え、t 検定を行ったが有意差はみられなかった(図 5,6)。このような結果が得られた要因として、下腿切断者は義足足部による蹴り出しの相違を膝や股関節およびその他の部位を使って代償しながら歩行している事が推測される。

一方、健足側の上下方向の重心加速度にも 10m 歩行との相関がみられた。これは、義足足部が荷重によって受動的に力を発生させている事に起因すると考える。つまり、下腿切断者は、足関節の底背屈に関与する重心の上下動に対して積極的に影響を与えられない

ために、健足側のみに相関がみられたと推測する。

なお、左右方向の重心加速度については、10m 歩行との間に相関はみられなかった。従って、義足による左右方向の重心動揺への影響は少ないと思われる。これは歩行における足関節の役割は、底背屈による加速・減速の制御が主であり、内外反による左右方向の安定性への関与が少ないためであると考えられる。

以上の事から、最大歩行速度の向上には、膝関節筋力を増加させ膝関節の発揮トルクを高める事が重要である。また、身体を的確に加速・減速させつつ、上下方向の重心の制御も行う事が重要であると思われる。しかし、これらに影響する因子は、本研究では明らかにならなかった。今後この点を明らかにするために、義足足部の相違やその他の身体機能が膝関節トルクや重心加速度に与える影響を調査する事が必要であろう。

### 第3節 断端長と身体活動量および各因子

Moirenfeld ら<sup>19)</sup>は、下腿切断者の膝関節トルクと筋持久性を測定し、下腿切断者は切断側の大腿部の筋力トレーニングをすべきであると述べている。また Isacov ら<sup>7)</sup>は、下腿切断者の膝関節トルクを測定し、切断側における膝関節筋力は著しく低下し、これは断端長が短いとより顕著であると報告している。さらに Isacov らは、下腿切断者の断端長と切断側の膝関節筋力は、義足のリハビリテーションの結果に大きく影響を与える因子であると述べている。また、高ら<sup>14)</sup>の研究では、下腿切断者は切断側の膝関節筋力だけでなく、非切断側の筋力も健常者と比較して明らかに低下していた事が報告されている。そして、これは日常生活での歩行活動性の低下に起因する廃用性筋萎縮によるものであると推定している。さらにこの研究では、断端長と膝関節トルクとの間には有意な相関がみられ、10m 歩行の結果とも有意な相関がみられた事が報告されている。

以上のように、多くの先行研究で、断端長と切断側の膝関節筋力の関係が報告されている。しかし、本研究においては断端長と歩行速度、膝関節トルク、さらには身体活動量とも有意な相関はみられなかった。このような結果の要因として、近年の義足パーツの進化や義足適合技術の進歩が考えられる。これらにより、大腿部の筋萎縮があっても、歩行などの動作にその影響が現れにくく、ひいては身体活動量への影響も少なくなっていると推測する。

断端長と身体活動量について、切断してからの年数の影響を取りの除いた偏相関係数には有意な相関はみられなかった。つまり断端長が長い切断者は切断してからの年数が短く

ても活動的であるといった事や、断端長が短い切断者は切断してからの年数が長くても活動的にはなれない、といった関係は示されなかった。さらに切断してからの年数と身体活動量について、断端長の影響を取り除いた偏相関係数にも有意な相関はみられなかった。これらの事から、身体活動量は断端長や切断年数の影響をあまり受けていない事が示唆された。

従って、適切な義足を用いると共に日々のトレーニングを続ける事で、断端長や切断年数に関わらず下腿切断者は身体活動量を維持・向上できる可能性があると考ええる。

## 第7章 結論

中高年下腿切断者において、健康の維持・向上に有意義な強度の身体活動と 10m 最大歩行速度の関連が示された。従って、10m 最大歩行速度は、彼らの身体活動量を推定する方法として有用である。そして、義足歩行速度の向上には、義足側膝関節筋力の増加が重要であり、身体重心の的確な制御も関与している事が示唆された。

一方、従来から下腿切断者の活動性と関わりが深いとされていた断端長については、身体活動量との関連がみられなかった。従って、中高年下腿切断者は、断端長に関わらず健康的な身体活動量を維持できる可能性がある。

## 第8章 要約

【緒言】近年の我が国は、生活習慣病対策として身体活動・運動の推進を施策としている。ところが、生活習慣病を原因疾患とした末梢循環障害による下肢切断は急速に増えている。一方で、外傷や骨腫瘍による中高年下腿切断者においても生活習慣病は重大な問題である。彼らは、切断を除くと健常者と同様な健康状態であるため、下腿切断者も生活習慣病対策として身体活動量の増加が望まれる。しかし、多くの先行研究は、下腿切断者の活動性の低下を危惧している。また、下肢切断者の体力因子と機能予後に関する報告は極めて少ない。従って、下腿切断者の身体活動量の向上に有用なデータが必要である。そこで本研究は、歩行試験で中高年下腿切断者の身体活動量が推定できるかを検証する事を目的とした。また、身体活動量や歩行速度に関連する種々の因子の影響を明らかにする事も目的とした。

【方法】被験者は、義足を常用する35歳以上の下腿切断者14名（男性8名、女性6名）とした。多肢切断や他の疾患を有する者は除外した。身体活動量は、加速度センサ付き歩数計で計測した。歩行速度は、10m最大歩行速度と6分間歩行距離を計測した。他の要素として、年齢、性、切断年数、切断原因、身長、体重、体脂肪率、断端長、膝関節トルク、歩行時の重心加速度、義足の構成および使用状況、自宅周辺の歩行環境を調査した。なお、歩行時の重心加速度は、3軸の加速度センサで、膝関節トルクは、筋力測定装置で60°/degの等運動性最大筋力を測定した。環境要素は簡易版近隣歩行環境質問紙で調査した。

【結果】中等度以上の活動と10m最大歩行速度との間には、 $r=0.70(p<0.01)$ の有意な相関がみられた。10m歩行と各因子との間では、年齢に $r=0.80(p<0.01)$ 、義足側屈曲トルクに $r=0.58(p<0.05)$ 、義足側伸展トルクに $r=0.66(p<0.05)$ の有意な相関がみられた。重心加速度も、健足側の上下方向と健足および義足側の前後方向で10m歩行との間に有意な相関がみられた。また、断端長と身体活動量や歩行速度などの各因子では、相関がみられなかった。10m歩行と6分間歩行との間には、 $r=0.84(p<0.01)$ の有意な相関がみられた。

【考察および結論】中高年下腿切断者において、健康の維持・向上に有意義な強度の身体活動と10m最大歩行速度の関連が示された。従って、10m最大歩行速度は、身体活動量を推定する方法として有用である。さらに、10m最大歩行速度は、持続的な歩行能力も予測できる。歩行速度の向上には、義足側膝関節筋力の増加が重要であると言え、身体重心の的確な制御も関与すると示唆された。一方、従来から下腿切断者の活動性と関わりが深いとされていた断端長は、身体活動量との関連がみられなかった。つまり、中高年下腿切断者は、断端長に関わらず健康的な身体活動量を維持できる可能性がある。

## 謝辞

本論文の作成において、多大なご指導を賜りました櫻庭景植教授、スポーツ医科学研究室の皆様には深く感謝いたします。また、本研究の被験者として協力していただいた下腿切断者の皆様には心からお礼申し上げます。そして、実験場所および設備を使用させていただいた早稲田医療技術専門学校 義肢装具学科および理学療法学科の先生方には多大なご理解とご協力をいただき、深く感謝申し上げます。



## 文献表

- 1) American Thoracic Society : ATS Statement: Guidelines for the Six-Minute Walk Test, Am J Respir Crit Care Med ,Vol166, 111-117,( 2002)
- 2) 青山孝：足継手と足部,澤村誠志編 義肢学,第 1 版,146-148, 医歯薬出版株式会社：東京(2001)
- 3) Bäcklund L, Lemperg R, Ottosson LG : Leg muscle strength in below-knee amputees,Acta Orthop Scand,39,(1),107-16,(1968)
- 4) 陳隆明：障害と体力 切断者：総合リハ,31,(8),739-743,(2003)
- 5) 陳隆明,澤村誠志：下肢切断部位,伊藤利之,赤居正美編 義肢装具のチェックポイント,第 7 版,46,医学書院：東京(2007)
- 6) 江原義弘,山本澄子：ボディダイナミクス入門 歩き始めと歩行の分析,第 1 版,医歯薬出版株式会社,111,2002
- 7) Isakov E, Burger H, Gregoric M, Marincek C : Stump length as related to atrophy and strength of the thigh muscles in trans-tibial amputees, Prosthet Orthot Int,20(2),96-100,(1996)
- 8) 石坂 徹,平野 裕一：高齢女性の歩行速度と身体活動量の関係, 日本体育学会大会号,第 53 号,307,(2002)
- 9) 伊藤正男,井村裕夫,高久史磨：医学書院 医学大事典,第 1 版,医学書院：東京(2003)
- 10) 井上茂,大谷由美子,小田切優子,高宮朋子,石井香織,李廷秀,下光輝一：近隣歩行環境簡易質問紙日本語版(ANEWS 日本語版)の信頼性,体力科学,第 58 号,453-462,(2009)
- 11) 香川真二,千田廉,木村愛子,前田真依子,眞淵敏,急転和久：リサーチ用図形を用いた歩行加速度データの可視化評価の開発と臨床的有用性,理学療法学,36(1),18-23,(2009)
- 12) 金承革,江原義弘：ストップウォッチによる歩行計測,江原義弘,山本澄子編 臨床歩行計測入門,第 1 版,医歯薬出版株式会社,25-26,2008
- 13) 黒木裕士：6 分間歩行距離,奈良勲,内山靖編 図解理学療法検査・測定ガイド,第 2 版,545-547, 文光堂：東京(2009)
- 14) 高懷民,鈴木堅二：下腿切断者における最大歩行速度の決定因の研究,東北医誌,第 106 号,1-6,(1993)

- 15) 厚生労働省 運動所要量・運動指針の策定検討会：健康づくりのための運動基準 2006  
～身体活動・運動・体力～報告書,1-4,  
[www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/undou01/pdf/data.pdf](http://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/undou01/pdf/data.pdf), (2006)
- 16) 厚生労働省健康局総務課生活習慣病対策室：平成 20 年国民健康・栄養調査結果の概  
要,11,<http://www.mhlw.go.jp/houdou/2009/11/dl/h1109-1b.pdf>,(2008)
- 17) 厚生労働省社会・援護局障害保健福祉部企画課：平成 18 年 障害児・者実態調査結  
果,<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/shintai/06/dl/01.pdf>,(2008)
- 18) Lee N: Lower limb strength in sports-active trans tibial amputees, *Prosthet Orthot  
Int*, 33(3), 230–241, (2009)
- 19) Moirenfeld I, Ayalon M, Ben-Sira D, Isakov E : Isokinetic strength and endurance  
of the knee extensors and flexors in trans - tibial amputees, *Prosthet Orthot Int*,  
24(3), 221–225, (2000)
- 20) 松村陽介,古市格,村田雅和,宮田倫明,穂積晃,久芳昭一,前田和政：下肢切断術後の予後,  
*整形外科と災害外科*,58,(3),460-463,(2009)
- 21) メタボリックシンドローム診断基準検討委員会：メタボリックシンドロームの定義と  
診断基準, *日本内科学会雑誌*,94,(4),188-203,(2005)
- 22) 盛合徳夫,佐直信彦,小島忠志,中村隆一,鈴木堅二,高懐民,小住兼弘:下腿切断者の最大歩  
行速度と膝伸展・屈曲トルクについて, *リハビリテーション医  
学*,29(12),1078-1079,(1992)
- 23) 盛合徳夫,佐直信彦,小島忠志,中村隆一,鈴木堅二,高懐民,小住兼弘:下腿切断者の最大歩  
行速度と切断側膝伸展 motor time との関連, *リハビリテーション医  
学*,30(12),929,(1993)
- 24) 西山保弘,中園貴志,工藤公晴,矢守とも子,工藤義弘,佐藤義則：3 軸加速度計を用いた身  
体活動測定・軽度歩行機能障害を伴う高齢者の身体機能と身体活動量-, *理学療法  
学* ,33(Supplement\_2),66,(2006)
- 25) 根岸和諭,赤居正美：下腿義足, 伊藤利之,赤居正美編 義肢装具のチェックポイント,  
第 7 版,154-158,医学書院：東京(2007)
- 26) Renström P, Grimby G, Morelli B, Palmertz B: Thigh muscle atrophy in below-knee  
amputees,*Scand J Rehabil Med Suppl*,vol9,150-62,(1983)

- 27) Renström P, Grimby G, Larsson E : Thigh muscle strength in Below-knee amputees, *Scand J Rehabil Med Suppl*, vol9, 163-73, (1983)
- 28) 澤村誠志 : 切断と義肢, 第 1 版, 1-4, 16-17, 医歯薬出版株式会社 : 東京(2007)
- 29) 杉山沙希 : 歩行コース・距離の違いによる 6 分間歩行テストの検討, 三重県理学療学会, 第 19 号, 37-38, 2008
- 30) 高橋精一郎, 鳥井田峰子, 田山久美 : 歩行評価基準の一考察 - 横断歩道の実地調査より -, *理学療法学*, 16, (4), 261-266, (1989)
- 31) 田沢英二, 大石暁一 : 下腿義足, 澤村誠志編 義肢学, 第 1 版, 174-211, 医歯薬出版株式会社 : 東京(2001)
- 32) 田中尚文, 園田茂, 村岡慶裕, 富田豊, 千葉直一 : 小型加速度計による歩行分析の再現性および妥当性の検討, *リハビリテーション医学*, 33(8), 549-553, (1996)
- 33) 田邊康二, 鶴見政明, 永島知明, 箕輪都志美, 川邊寿代, 米原紀子, 高橋真希子, 高尾敏文, 斉藤秀之, 鈴木祥司, 飯田啓治, 飯田要, 小関 迪 : 6 分間歩行試験の歩行コース形態による比較検討, *理学療法学*, 第 32 号(supplement 2), 602, (2005)
- 34) 渡辺隆洋, 富田文久, 羽場等, 田崎悌史, 佐藤達也, 多胡秀信 : 虚血性足部壊死症例に対する切断術の治療成績およびその予後に関する検討, *臨整外*, 39(11), 1403-1407, (2004)
- 35) 山崎伸也, 赤居正美 : 義足の構造と部品, 伊藤利之, 赤居正美編 義肢装具のチェックポイント, 第 7 版, 121-123, 医学書院 : 東京(2007)
- 36) 吉武裕, 島田美恵子, 樋口満, 太田 壽城, 小林 修平, 岩岡 研典, 高齢女性の体力と日常の身体活動量の関係, *体力科学*, 42, (6), 631, (1993)
- 37) 吉田和代, 金澤浩, 岩本久生, 出口直樹, 矢部友博, 浦辺幸夫, 白川泰山 : 10m コースを用いた 6 分間歩行テストは持久力評価方法として妥当であるか, *理学療法学*, 第 32 号(supplement 2), 70, (2005)

## 英文要約

### Prediction of Physical Activity Volume with Walking Test in Trans-Tibial Amputees of Middle Age

Shuichi Tominaga

#### Summary

**【PURPOSE】** Latest Japanese policy is promotion of the physical activity which reduce the life style-related disease. However, this disease which cause lower-extremity amputation is increasing quickly. This disease is important problem in Amputees of middle age who had trauma or bone tumor. They need to increase the physical activity for their health. Because they have good physical health. if they had removed an amputation. However, researchers are having misgivings because several studies have reported that the physical activity is decreasing. In addition, it is very rareness that the study of physical ability for lower-extremity Amputees in Japanese. we should research to have useful data which can increase physical activity. The primary objective of this study was to show the correlation between the physical activity and the walking velocity in trans-tibial Amputees of middle age. The other objectives were to describe that some factors have effect to the physical activity and walking velocity.

**【METHOD】** The fourteen trans-tibial Amputees (6 females, 8 males) were subjects for this study. All participants were over 35 years of age. they didn't have multiplex amputation and other disease. The physical activity was measured with pedometer which have a acceleration sensor. The walking velocity was measured by the 10m maximum walking velocity test(10mMWVT) and the 6minuities walking distance test(6minWD). Age, sex, number of years after amputation, height, weight, percent body fat, stump length, torque of knee joint, acceleration of center of gravity with walking, component of artificial leg and using conditions, and neighborhood environment walking were measured. The acceleration of center of gravity with walking was measured with acceleration sensor of tri-axial. The torque of knee joint was measured by dynamometer, set at velocities of 60°/sec. The neighborhood environment walking was researched by the Abbreviated Neighborhood Environment

Walkability Scale into Japanese.

**【RESULTS】** This study showed a significant correlation between the higher than middle-strength physical activity and 10mMWVT ( $r=0.70(p<0.01)$ ). There were significant correlation between 10mMWVT and the age of the subjects ( $r=0.80(p<0.01)$ ), and the flexion torque of knee joint by artificial leg side ( $r=0.58(p<0.05)$ ), and the extension torque of knee joint by artificial leg side ( $r=0.66(p<0.05)$ ). The results in the present investigation suggest that there were association between 10mMWVT and the acceleration of center of gravity (vertical of sound leg side, antero-posterior of sound and artificial leg side). There was no significant correlation between the stump length and the all factors. There is a significant correlation between 10mMWVT and 6minWD ( $r=0.84(p<0.01)$ ).

**【DISCUSSION&CONCLUSION】** This study evidenced correlation between the physical activity which have a good effect to health and 10mMWVT in trans-tibial Amputees of middle age. Therefore, 10mMWVT can predict their physical activity. 10mMWVT can predict walking ability of the endurance. Because there was a high correlation between 10mMWVT and 6minWD. To strengthen the thigh muscle of amputation side is important to increase the walking velocity. And this study suggested that to control to the center of gravity is important. The typical theory said, the stump length was important factor for physical activity, but our study didn't describe correlation between the stump length and the physical activity. The results in the present investigation suggest that trans-tibial Amputee's of middle age have a probability which they can keep healthy physical activity regardless of stump length.

図表

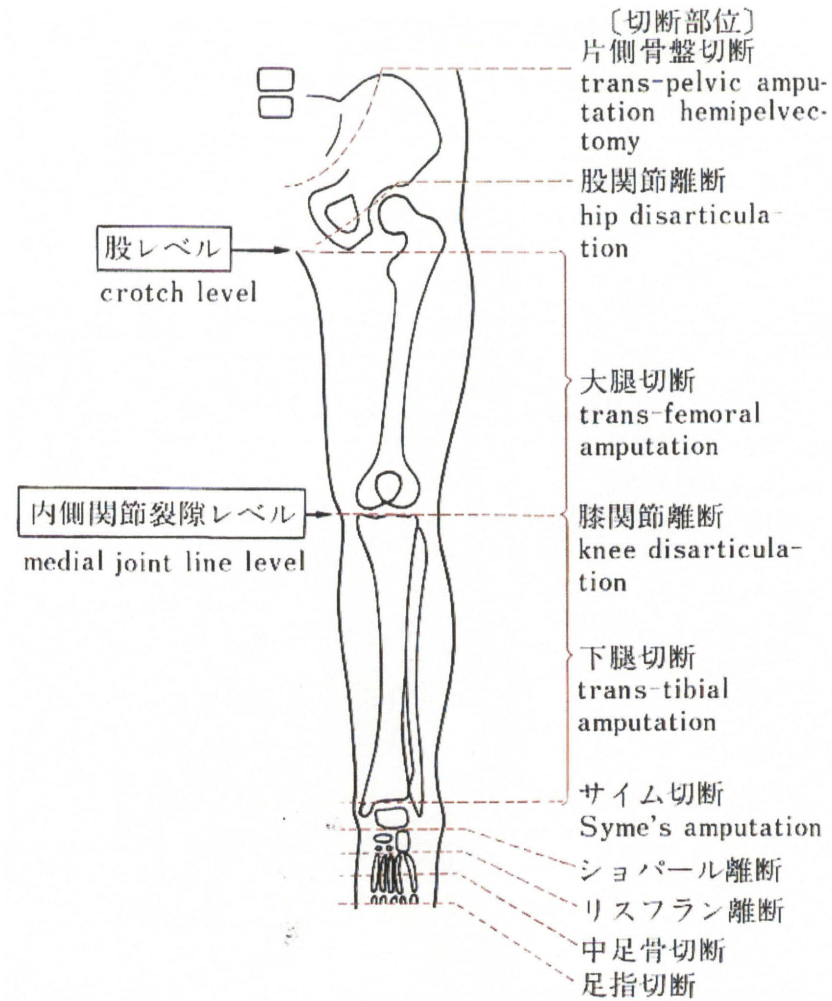


図 1 下肢切断の部位と名称

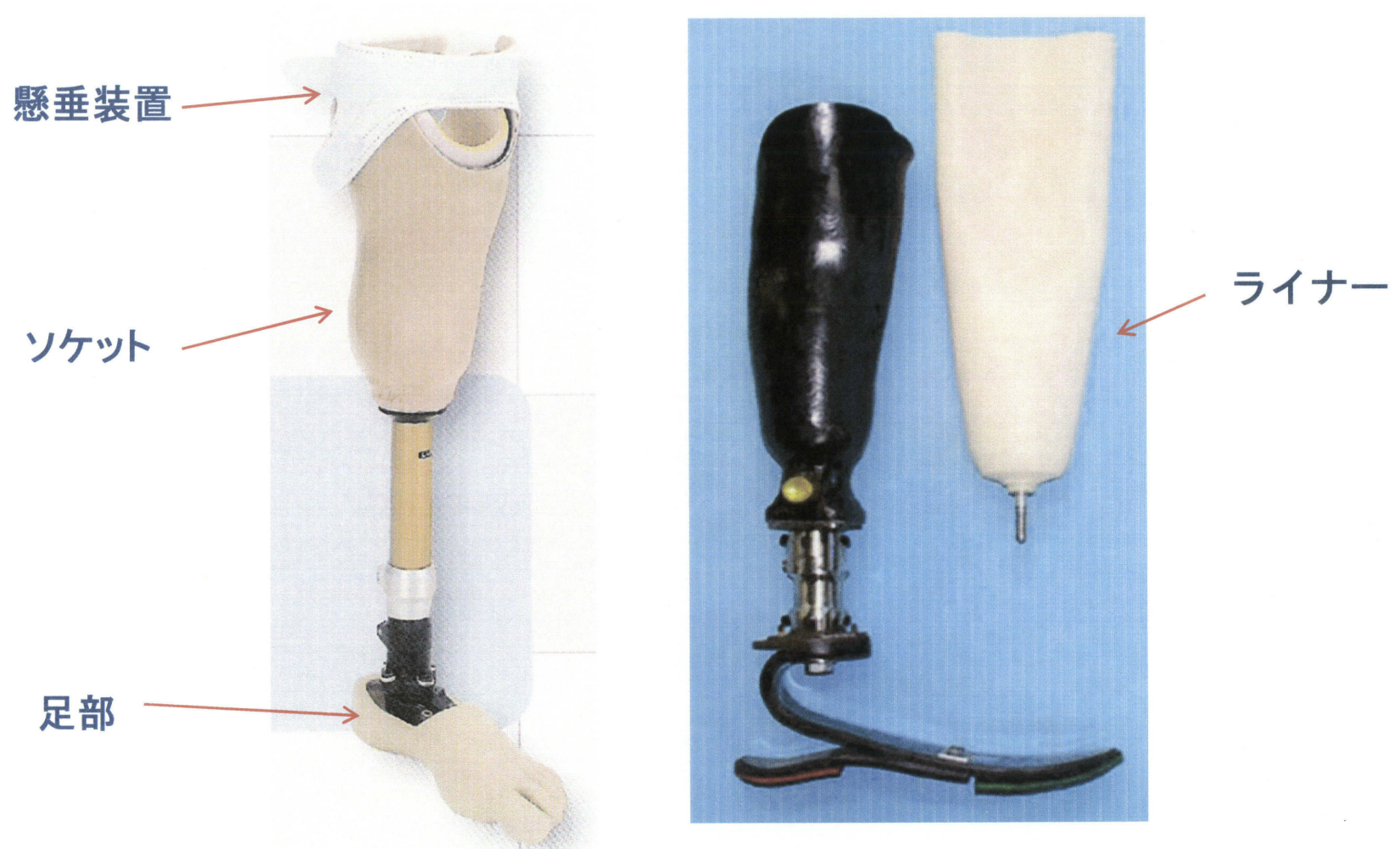


図 2 代表的な下腿義足の各部位の名称

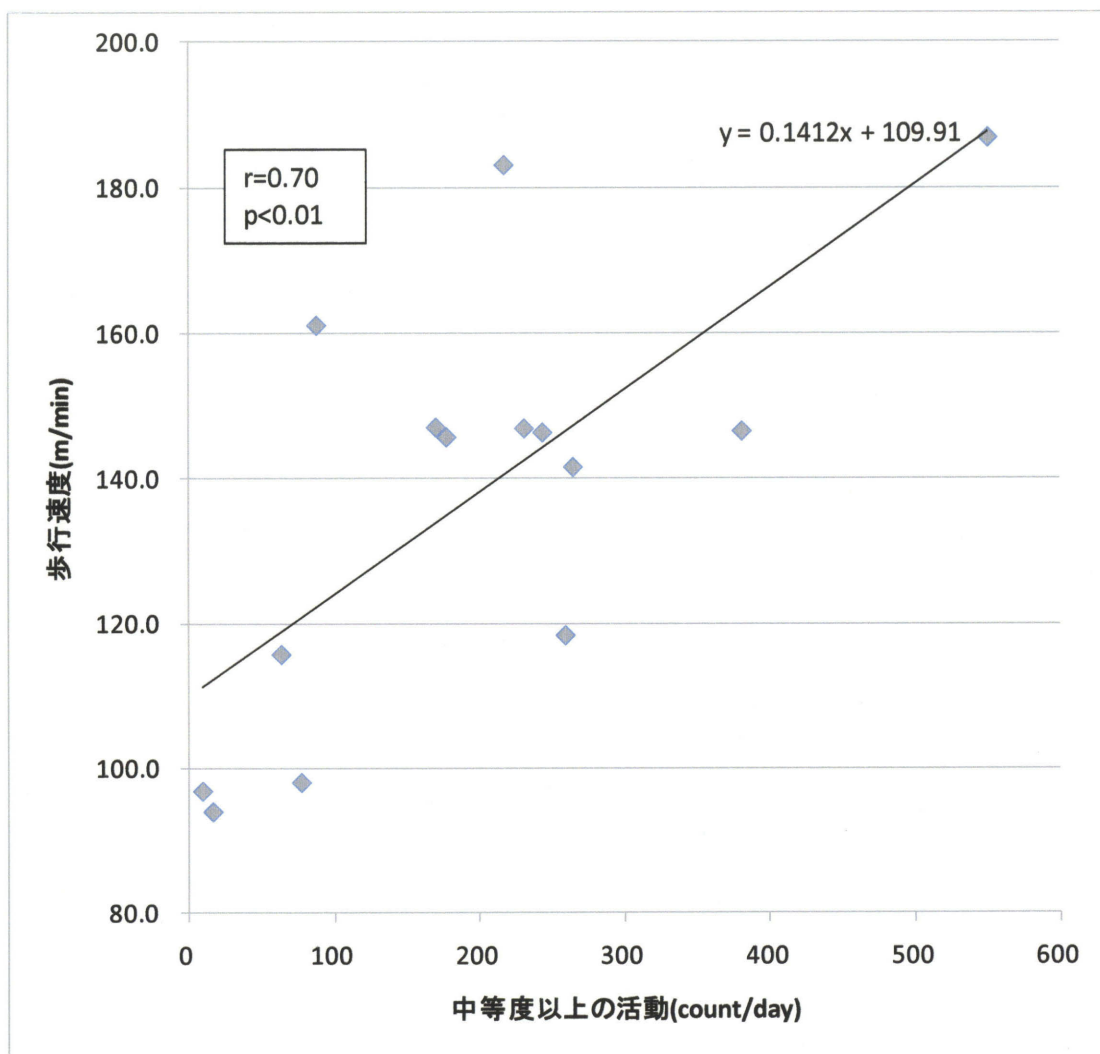


図 3 中等度以上の活動と 10m 歩行の相関



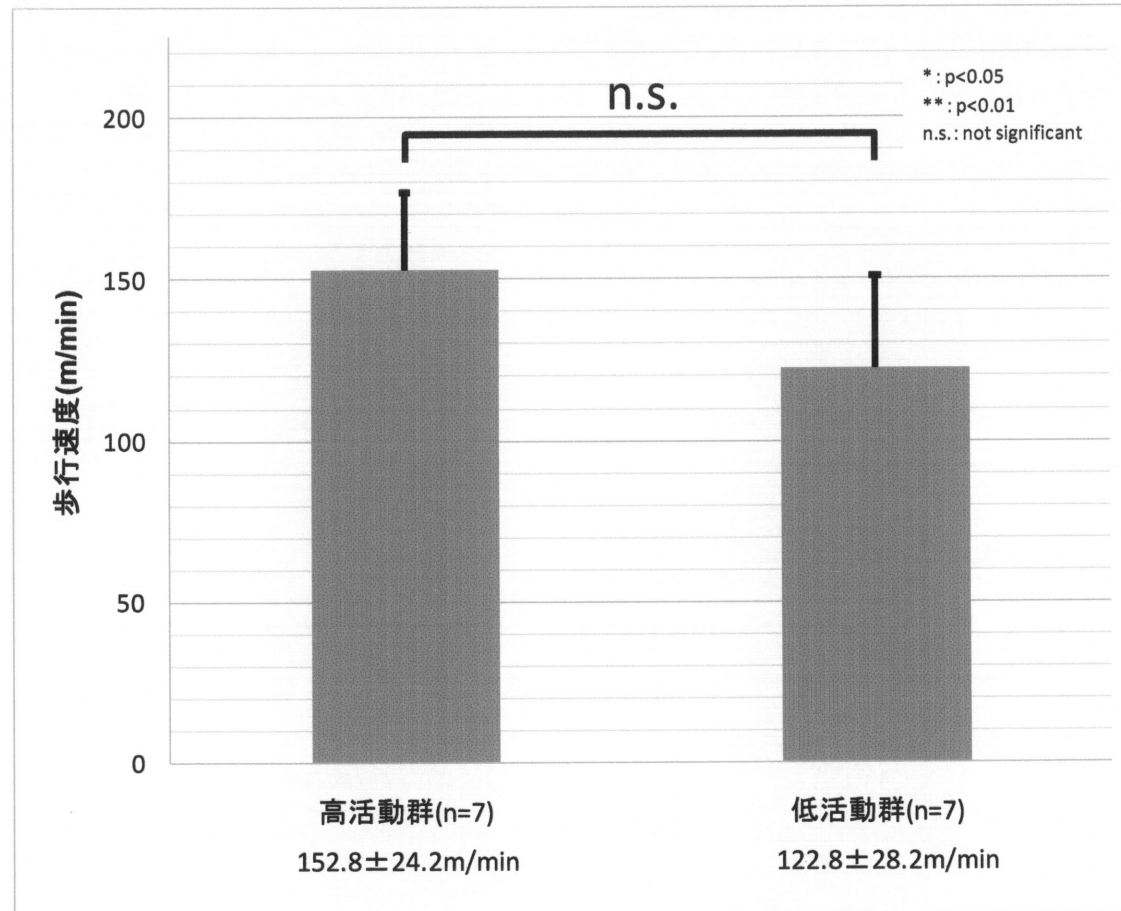


図 4 中等度以上の活動量による歩行速度の違い

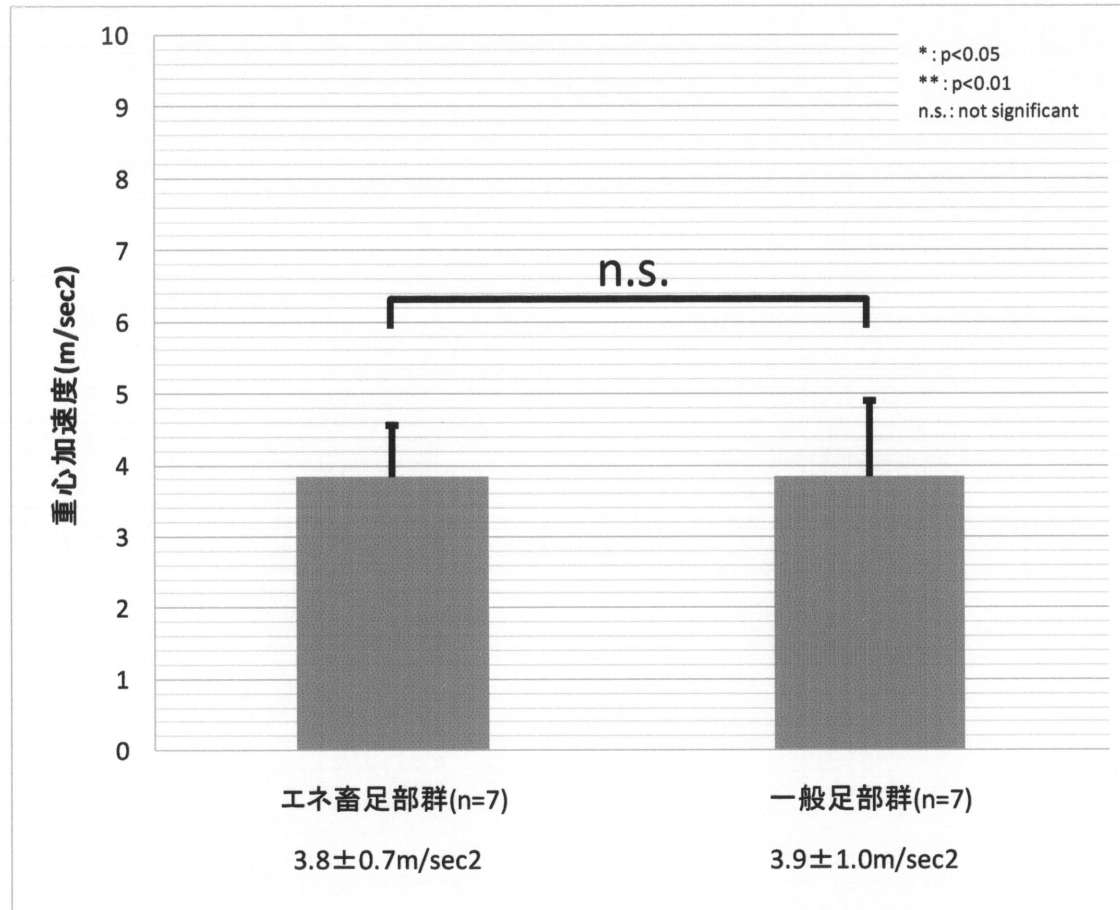


図 5 足部の違いによる前方向重心加速度の変化

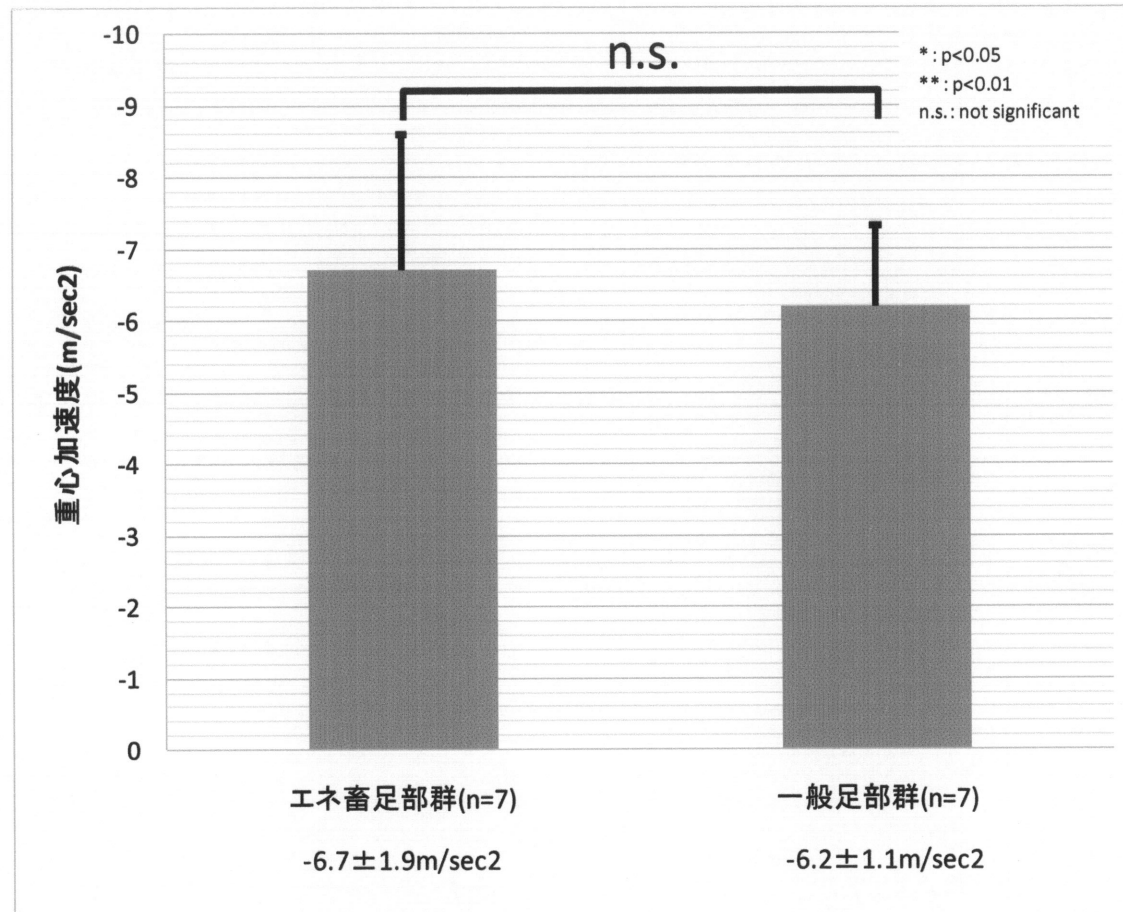


図 6 足部の違いによる後ろ方向重心加速度の変化

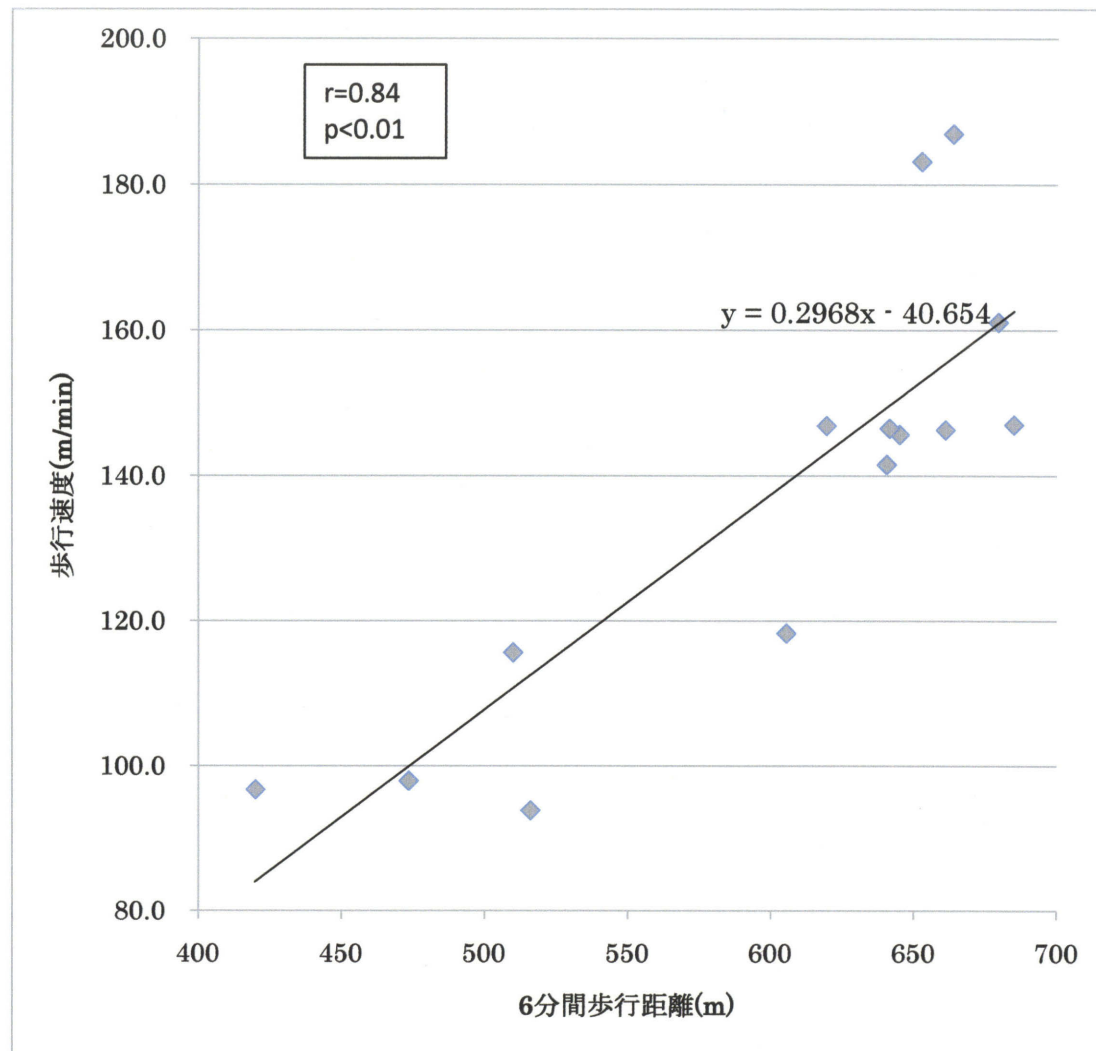


図 7 10m 歩行(歩行速度)と 6 分間歩行距離の相関

表 1 被験者の基礎データ

男性

被験者	年齢(age)	身長(cm)	体重(kg)	体脂肪率(%)	基礎代謝(kcal)	BMI	切断年数(year)	断端長(mm)	切断原因
A	44	168.0	80.8	18.0	1706	28.0	17	123	交通事故(労災)
B	44	175.1	68.4	20.4	1530	21.6	9	122	交通事故
C	48	166.3	78.0	25.2	1682	27.6	29	140	交通事故
D	70	166.0	65.4	26.3	1301	23.0	48	73	鉄道貨車からの落車(労災)
E	74	162.0	59.2	26.9	1204	21.9	48	250	作業中の事故(労災)
F	41	169.0	90.0	25.4	1858	30.8	11	133	交通事故(労災)
G	37	180.0	62.8	11.4	1377	18.6	15	123	スポーツ外傷の遷延治療による
H	43	170.0	74.6	14.2	1595	25.2	23	88	交通事故
平均値	50.1	169.6	72.4	21.0	1531.6	24.6	25.0	131.5	
標準偏差	13.9	5.6	10.3	5.9	223.0	4.0	15.6	53.0	

女性

被験者	年齢(age)	身長(cm)	体重(kg)	体脂肪率(%)	基礎代謝(kcal)	BMI	切断年数(year)	断端長(mm)	切断原因
I	42	157.0	53.6	27.6	1133	21.0	18	133	骨肉腫
J	44	156.0	48.6	23.8	1056	19.4	22	170	先天性下肢動静脈奇形
K	59	159.0	50.4	22.7	1025	19.2	23	121	外傷による義関節
L	67	153.0	63.8	35.8	1239	26.5	14	89	4歳で災害による外傷→骨髄炎→53歳で切断
M	59	156.5	70.0	37.5	1332	27.7	56	140	交通事故
N	68	148.6	47.0	24.7	967	20.4	52	181	列車事故→複雑骨折→切断
平均値	56.5	155.0	55.6	28.7	1125.3	22.4	30.8	139.0	
標準偏差	11.1	3.7	9.3	6.4	138.3	3.7	18.3	33.4	

男女

	年齢(age)	身長(cm)	体重(kg)	体脂肪率(%)	基礎代謝(kcal)	BMI	切断年数(year)	断端長(mm)
平均値	52.9	163.3	65.2	24.3	1357.5	23.6	27.5	134.7
標準偏差	12.7	8.8	12.9	7.1	278.7	3.9	16.4	44.2

表 2 被験者の義足の使用状況

男性			
被験者	day/week	平日 hour/day	休日 hour/day
A	7	15	8
B	7	16	16
C	7	8	6
D	7	13	13
E	7	15	15
F	7	17	16
G	7	16	16
H	7	16	12
平均値	7.0	14.5	12.8
標準偏差	0.0	2.9	3.9

女性			
被験者	day/week	平日 hour/day	休日 hour/day
I	7	17.0	17.0
J	7	18.0	18.0
K	7	19.0	19.0
L	7	16.0	16.0
M	7	17.0	16.0
N	7	18.0	18.0
平均値	7.0	17.5	17.3
標準偏差	0.0	1.0	1.2

男女			
被験者	day/week	平日 hour/day	休日 hour/day
平均値	7.0	15.8	14.7
標準偏差	0.0	2.7	3.8

表 3 被験者の義足の構成

被験者	懸垂方法	ソケット		構造	足部 分類	外装	
		体重支持方式	インナー			フォームカバー	リアルソックス
A	ソケット適合と摩擦による	PTB	ソフトインサート、シリコーン系断端袋	骨格	エネルギー蓄積型	無し	無し
B	ライナーピン式	TSB	シリコーンライナー	骨格	単軸	有り	無し
C	ライナーピン式	TSB	シリコーンライナー	骨格	多軸	有り(足関節部のみ)	無し
D	ライナーピン式、ニースリーブ	TSB	シリコーンライナー	骨格	エネルギー蓄積型	有り	無し
E	カフベルト	PTB	断端袋 ソフトインサート	骨格	単軸	有り	無し
F	ライナーピン式、ニースリーブ	TSB	シリコーンライナー、分圧パッド	骨格	多軸	無し	無し
G	ニースリーブ	TSB	シリコーンライナー	骨格	エネルギー蓄積型	有り	無し
H	ライナーシールイン	TSB	シリコーンライナー、断端袋	骨格	エネルギー蓄積型	無し	無し
I	ライナーピン式	TSB	シリコーンライナー	骨格	エネルギー蓄積型	有り	無し
J	ニースリーブ	TSB	シリコーンライナー	骨格	エネルギー蓄積型	有り	無し
K	ライナーピン式、PTS	TSB	シリコーンライナー	骨格	単軸	有り	有り
L	カフベルト、ライナーピン式	TSB	シリコーンライナー、分圧パッド	骨格	SACH	有り	無し
M	ライナーピン式	TSB	シリコーンライナー、分圧パッド	骨格	エネルギー蓄積型	有り	有り
N	吸着、ニースリーブ	TSB	シリコーンライナー	骨格	単軸	有り	無し

表 4 身体活動量と歩行試験の相関

	10m歩行	6分歩行
エネルギー消費	0.58 *	0.60 *
中等度以上の活動	0.70 **	0.63 *
歩数	0.28 n.s.	0.50 n.s.

\*: p<0.05

\*\* : p<0.01

n.s. : not significant

表 5 身体活動量と膝関節トルクの相関

	膝関節トルク			
	義足側		健足側	
	屈曲	伸展	屈曲	伸展
エネルギー消費	0.52 n.s.	0.39 n.s.	0.09 n.s.	-0.07 n.s.
中等度以上の活動	0.64 *	0.59 *	0.30 n.s.	0.16 n.s.
歩数	0.51 n.s.	0.16 n.s.	0.11 n.s.	-0.20 n.s.

\*: p<0.05

\*\* : p<0.01

n.s. : not significant

表 6 身体活動量と環境要素の相関

	世帯密度	土地利用の 多様性	サービスへの アクセス	道路の連結性	歩道・自転車道	景観	交通安全	治安
エネルギー消費	0.18 n.s.	0.09 n.s.	0.21 n.s.	0.26 n.s.	0.26 n.s.	0.06 n.s.	0.12 n.s.	-0.50 n.s.
中等度以上の活動	0.39 n.s.	0.17 n.s.	0.39 n.s.	0.19 n.s.	0.07 n.s.	0.08 n.s.	0.06 n.s.	-0.56 *
歩数	0.19 n.s.	0.25 n.s.	0.25 n.s.	0.33 n.s.	0.38 n.s.	0.03 n.s.	-0.18 n.s.	-0.49 n.s.

\*: p<0.05

\*\* : p<0.01

n.s. : not significant

表 7 10m 歩行と各因子の相関

	年齢	膝関節トルク			
		義足側		健足側	
		屈曲	伸展	屈曲	伸展
10m歩行	-0.80 **	0.58 *	0.66 *	0.43 n.s.	0.50 n.s.

	重心加速度									
	左右方向(立脚中期)		上方向(立脚初期)		下方向(立脚中期)		後ろ方向(立脚初期)		前方向(立脚後期)	
	義足側	健足側	義足側	健足側	義足側	健足側	義足側	健足側	義足側	健足側
10m歩行	0.45 n.s.	0.36 n.s.	0.37 n.s.	0.69 **	-0.30 n.s.	-0.70 **	-0.59 *	-0.55 *	0.72 **	0.51 n.s.

\*: p<0.05

\*\* : p<0.01

n.s. : not significant



# 研究説明書

## 1. 研究テーマ

中高年下腿切断者の身体活動量に関連する因子の検討 一歩行速度、膝関節トルク、断端長を中心に一

## 2. 研究の背景と目的

近年、生活習慣病の問題が深刻になっています。厚生労働省は、国民の健康増進、生活習慣病による死亡率低下のために身体活動量増加、つまり日々の運動や歩行の増やすことが重要であるとしています。

下腿切断の皆さんにおいても生活習慣病の予防やその進行を抑えるために身体活動量を増やすことが望まれます。しかし下腿切断の皆さんは、太ももの筋肉が落ちることによって、日々の歩く量が少なくなるという研究報告があります。また、下腿切断の皆さんは歩行速度が低下しているという研究報告もあり、歩くスピードが落ちることにより、街中で人々の歩く流れについて行けないことや大きな横断歩道を渡りきれないなど、実社会への適応を制限していると考えられています。

したがって下腿切断の皆さんは、歩行速度が低下すると外出を控えるなどし、身体活動量が低下すると思われる。その結果、筋肉が落ち、歩くスピードがさらに低下するという悪い連鎖が考えられます。しかし、この連鎖の一部である身体活動量と歩行速度に関する研究はありません。

そこで私の研究目的は、下腿義足を使っている皆さんの身体活動量と歩行速度との関わりを調べることです。また身体活動量や歩行速度に関係する様々な要素について検討して行きたいと思っています。

## 3. 計測場所と日程

3 ページ<場所と日程>をご参照ください。

## 4. 計測方法

4 ページ<計測の流れ> をご参照ください。

## 5. リスク

- ・ 10m 歩行速度の計測は、可能な限り速い速度での計測になります。転倒の危険性を感じた場合は直ちに実験を中止を申し出てください。
- ・ 6 分間歩行距離の計測は、数百メートルの連続歩行となります。強い息切れや動悸など身体に異常を感じた場合は直ちに実験の中止を申し出てください。
- ・ ひざ関節の筋力測定は、最大筋力の測定になります。ひざ関節や太ももの筋肉、断端部に痛みや強い違和感を感じた場合は直ちに実験の中止を申し出てください。

## 6. 利益

本研究で下腿切断の皆さんの身体活動量と歩行速度の関わりを調べることで、歩行速度の増やすことに着目した義足の開発や下腿義足を使っている皆さんが日々運動することの重要性を考える機会となり、皆さん

の身体活動量の向上および健康の増進の一助になると考えております。

## 7. プライバシーの保護

- ・計測した結果は研究発表として修士研究発表・論文発表でデータ公開されることがありますが、氏名の公表はありません。
- ・ビデオデータや写真を使用する場合には、個人が特定できないようモザイクをかけて使用します。

## 8. 参加拒否と撤回

計測への協力は被験者自身の意思に基づいています、計測前・計測中・計測後、いつでも参加拒否の意思を示していただいで結構です。参加拒否により被験者に対して不利益が生じることは一切ありません。また、計測途中で中止することもできます。遠慮なく申し出て下さい。

## 9. 謝金

本研究に被験者としてご協力いただいた方には、謝金を2回分合計15,000円+交通費をお支払いいたします。なお、交通費は早稲田医療技術専門学校へ授業モデルへお越し頂いていた時の金額とさせていただきます。(住所の変更がありましたら、申し出てください。)

## 10. その他

上記内容に関して疑問などありましたら、いつでもご質問下さい。

順天堂大学大学院 スポーツ科学研究科  
スポーツ科学領域 スポーツ医科学専攻  
博士前期課程2年 4109046 富永 修一

(連絡先)

<自宅> 〒336-0017

さいたま市南区南浦和 2-30-10

サンハイツ南浦和 201

携帯：090-1839-3709

携帯 E-mail：ykdweb@ezweb.ne.jp

パソコン E-mail：ykdweb@mopera.net

<大学> 順天堂大学 さくらキャンパス

〒270-1695

千葉県印西市平賀学園台 1-1

TEL. (0476) 98-1001 (代表)

スポーツ医学 桜庭研究室：内線 9404

<場所と日程>

<場所>

〒339-8555

埼玉県さいたま市岩槻区太田字新正寺曲輪 354-3

早稲田医療技術専門学校 義肢装具学科

<日程>

この手紙が届いた頃に、私から電話で連絡させていただきます。そのときに以下の日程でご相談させていただきます。

- ・基本的には金曜日に行く予定です。
- 金曜日以外で希望される日がありましたら、ご相談ください。
- ・大変申し訳ありませんが、7/16、8/13、9/24は不可とさせていただきます。

・以下の日程から、ご希望の2回をお選びください。

→なお、2回目は、1回目から2週間後以降にしてください。

例) ○ : 5/7 と 5/21  
 ○ : 5/7 と 5/28  
 × : 5/7 と 5/14

5月						
月	火	水	木	金	土	日
					1	2
3	4	5		7	8	9
1	1	1	1	1	1	1
0	1	2	2	4	5	6
1	1	1		2	2	2
7	8	9	0	1	2	3
		2	2	2	2	3
		6	7	8	9	0
3						

2週間後以降なのでOKです。

翌週なので不可です。

5月		28日					
6月		4日		11日		18日	25日
7月		2日		9日	<del>16日</del>		23日 30日
8月		6日	<del>13日</del>		20日		27日
9月		3日		10日		17日	<del>24日</del>

☆決定した日程の空欄に○をつけるなど、ご自由にご利用ください

## <計測の流れ>

### 1回目（半日） 〈たとえば4/2（金）〉

#### 1. アンケート回答

- ・基本事項についてのアンケートを回答していただきます。  
→身長、体重、体脂肪率、切断歴、切断原因など
- ・日々の身体活動量についてアンケートを回答していただきます。



#### 2. 歩行計測

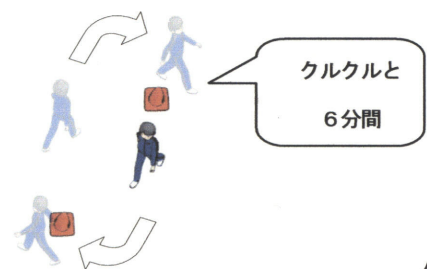
##### ・10m最大歩行速度

- できるだけ速く歩きタイムを計測させていただきます。
- 5回の計測を予定しています。
- 同時に重心の動きを計測します。



##### ・6分間歩行距離

- 6分間で可能な限り長い距離を歩いていただきます。
- 6分間で歩けた距離を計測させていただきます。
- 健常者で500m前後の距離になります。
- 2回計測する予定です。

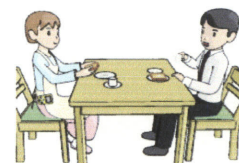


### 1回目から2回目までの2週間 〈たとえば4/3（土）～4/15（木）〉

- ・万歩計のような機械を毎日つけていただいて、実際の身体活動量を計測させていただきます。



いわゆる万歩計  
のサイズです。



腰につけて生活してください。



※図の万歩計は大きめに示しています。

※服の中に隠せます。



### 2回目（半日） 〈たとえば4/16（金）〉

#### 1. アンケート回答

- ・自宅周辺の歩行環境についてのアンケートを回答していただきます。
- ・義足の適合状態に関するアンケートを回答していただきます。

#### 2. ひざ関節筋力の測定

- ・ひざ関節筋力はリハビリ用の筋力測定装置を使って計測させていただきます。

#### 3. その他

- ・義足の構成要素（ソケットや足部の種類）  
→私が義足を見させていただき調べます。



# 研究同意書

私は、研究テーマ

「中高年下腿切断者の身体活動量に関連する因子の検討  
—歩行速度、膝関節トルク、断端長を中心に—」

の研究内容・主旨について、研究説明書および口頭にて十分な説明を受けました。

この研究の主旨について理解・納得し賛同したため、研究に協力することに同意します。

尚、協力した計測結果については、本研究以外に使用はしないとの説明も受け、承諾しました。

平成 年 月 日

同意者署名 \_\_\_\_\_

説明者署名 \_\_\_\_\_