

# 日常生活用義足と陸上競技用義足の走行比較による 中高生義足ユーザーに向けた足部選択および トレーニング法の提案

国立障害者リハビリテーション  
センター学院

徳井 亜加根

(共同研究者) 同

星野 元訓

同

野原 耕平

同

梅崎 多美

早稲田大学

塩田 琴美

## Comparison of Running Ability between Daily Use- and Running Specific Prosthesis for the Selection of Prosthetic Foot and Training Methods among Young Users

by

Akane Tokui, Motonori Hoshino,

Kohei Nohara, Tami Umezaki

*College of National Rehabilitation Center*

*for Persons with Disabilities*

Kotomi Shiota

*Organization for University Research Initiatives, Waseda University Gifu International*

*Institute of Biotechnology*

### ABSTRACT

Asymmetry of the body in a unilateral lower limb amputee can be a cause of secondary motor dysfunction such as osteoarthritis. However, effective training methods for prevention of these secondary disorders are not known. The purpose of this study was to propose training methods and the selection of a prosthetic foot for the safe use of running specific prostheses (RSP). We conducted a 32-week prospective study

to record the changes in physical ability due to training and time differences in the 50-m sprint of a 19-year old unilateral transtibial amputee who aspired to be a sprinter. The training method focused on improving muscle strength, balance, and flexibility. Training for improving the performance of running skills were not conducted the main objective of the study was to improve the symmetry of the subject's body. The subject's 50-m sprint time before and after training changed from 7.99 to 6.81 seconds using C-shaped RSP, and from 8.27 to 6.65 seconds using daily use prosthesis (DUP). As we did not observe any significant differences in time between the use of either DUP or RSP, we postulated that the factor influencing the records was not the type of the prosthetic foot used, but rather muscle strength, balance, and flexibility. Improvement of these physical abilities are also effective in the prevention of sports injuries. Previous studies have reported a higher risk of sports injuries occurring to the intact limb of lower limb amputees rather than to the prosthetic limb or able-bodied limbs. Thus, it is necessary to carefully consider the use of RSP in junior high and high school students during their growth period.

## 要 旨

本研究は前向き研究として、初めて陸上競技用義足 (Carbon fiber running-specific prosthesis, 以下 RSP) を装着する下腿切断者 1 名に対し、トレーニング内容、身体機能の変化および走行タイムの記録を行い、足部の選択時期、および安全性に着目したトレーニング法について検討した。結果、走行用の C 型および J 型足部を用いた RSP と日常生活用義足 (Daily use prosthesis, 以下 DUP) では 50m の走行タイムに違いはなく、トレーニング実施前から 32 週後の走行タイムは C 型 RSP では 7.99 秒から 6.81 秒に、DUP では 8.27 秒から 6.65 秒に向上した。走行タイム向上の要因は筋力およびバランス能力、柔軟性の向上であると考えられ、それらはスポーツ障害の予防にもつながる。RSP 走行は健側下肢に対するスポーツ障害のリスクが高い可能性も指摘されており、特に成長期にある中高生への RSP 使用については検討する必要がある。

## 緒 言

「2020 年東京オリンピック・パラリンピック競技大会」の開催に向け、名実ともに障害者スポーツを健常者スポーツと肩を並べる競技スポーツとして認知・向上させる取り組みが広がっている。その中で、義足アスリートが RSP を装着して疾走している姿を目にする機会が多くなり、さらにはカーボン製足部の低価格化や有料レンタル化など、RSP はアスリートだけではなく一般の人々に向けて普及し始めている。しかし、RSP 使用による競技力向上に比べ、安全性について本邦ではほとんど議論されていない。ここで述べる安全性は単に転倒や肉離れといった急性外傷に対してだけのものではなく、背部痛などの慢性疾患や、変性関節疾患など将来発生する可能性のある二次障害に対するものも含む。例えば、片側下肢切断者の義足使用による二次障害として、①健側の股関節および膝関節における変形性関節症<sup>1,2)</sup>、②義足側下肢の骨減少症・骨粗鬆症<sup>1,3,4)</sup>、③側弯症・

背部痛<sup>5-7)</sup>などの脊椎疾患、が主に報告されている。これら疾患の主な原因は下肢切断による左右の非対称性と言われている<sup>8)</sup>。RSPを使用した走行では健側下肢に生じる負荷が義足側下肢あるいは健常者の下肢に比べて大きく、RSPの長期間あるいは頻回の使用により健側下肢への傷害発生リスクを高める可能性が示唆されている<sup>9,10)</sup>。一方で、健側下肢への負荷は前足部で接地することにより軽減できるといった報告<sup>11)</sup>もある。動的安定性については、RSPでの走行が義足側下肢あるいは健常者の下肢に比べ、健側下肢により大きな不安定性を認めるものの、バランス能力を高めることにより健常者以上に改善できる可能性が示唆されている<sup>12)</sup>。つまり、RSPでの走行については、二次障害が指摘されているものの、その予防については未だ明らかにされていない。運動選手における変形性関節症のリスクを高める要因として、競技年数、反復的な関節への衝撃、筋力の不足などが挙げられている<sup>13)</sup>。これらの要因を最も内包していると考えられるのは、義足での生活が長期間見込まれ、部活動を行うなど活動的で、成長期にあり筋や関節の発育途上にある中高生である。

本研究は前向き研究として、RSPで陸上競技を始めたいと希望した19歳の男子下腿切断者1名に対して、RSPの製作およびトレーニングを実施し、トレーニング内容、身体機能の変化および走行タイムについて記録した。RSPを初めて装着する義足ユーザー、特に日常的に運動を実施する中高生がRSPを安全に使用するために、本人や指導者、義肢装具士が配慮すべき点および足部選択の時期や留意点、トレーニング方法について、通常の学校設備内でも実施可能な方法を提案することを本研究の目的とする。

## 1. 方法

走行時におけるRSP使用者の健側下肢に生じ

る負荷や動的不安定性は健常者の下肢に生じるものよりも大きく<sup>9,10)</sup>、動的不安定性を補うような走行姿勢はハムストリングスの肉離れ等、受傷リスクを増大させると考えられる<sup>14)</sup>。そのため、RSPを用いた走行練習を行うための課題を設定し、課題が遂行できるまでは筋力トレーニング、バランストレーニングおよびストレッチのみを実施することとした。RSPを用いた走行練習を開始するための課題は、DUP装着下での①義足側片脚立位30秒以上保持、②義足側片脚ジャンプ片脚着地10秒保持、とした。片脚立位および片脚ジャンプ片脚着地にDUPを用いる理由は、DUPの足部は靴を履くことが前提のためRSPの足部に比べ幅が狭く、前額面上の姿勢制御がより困難と考えられたためである。

以上のことから本研究を①身体機能の評価、②トレーニングの実施、③足部のカテゴリ選択、④トレーニング効果の評価、という手順で行うこととした。

### 1.1 対象者

対象者の選定条件は、①RSP装着下での走行を本人（未成年者の場合は保護者においても）が希望する下肢切断者である、②指示に従ってトレーニングや身体計測が実施できる、こととし、除外基準を①切断後の下肢既往歴がある、②内科的疾患を有する、こととした。以上の条件を満たす男性学生1名（19歳、身長172cm、体重53kg、左下腿切断、断端長10cm）を対象者とした。対象者の切断時年齢は5歳（義足装着年数14年）、切断原因は腫瘍、中学時代はバスケットボール部に所属し、学校体育についても特別な配慮を必要とせず実施可能である。なお、対象者が使用しているDUP足部はトリトンVS（ottobock社製）カテゴリ2-2（図1）である。本研究は国立障害者リハビリテーションセンター倫理審査委員会の承認（28-198）を受けて実施し、対象者に対して

は文書および口頭で、保護者に対しては文書で研究説明を行い、文書による同意を得た。なお、有害事象発生時の対応について、国立障害者リハビリテーションセンター障害者健康増進・運動医学科学支援センター医師との連携体制を整えた上で研究を実施した。

## 1. 2 身体機能の評価

### 1. 2. 1 体力テスト

RSP 足部は形状により C 型と J 型の 2 種類に分けられるが (図 1), C 型はアライメント調整



図1 本研究で使用した足部  
左: トリトン VS (DUP)  
中: ランナー (C 型 RSP)  
右: スプリンター (J 型 RSP)

がしやすいため、最初に C 型 RSP を採用した。体力テストは文部科学省が定めた新体力テスト実施要項に基づき、握力、上体起こし、長座体前屈、反復横とび、20m シャトルラン、50m 走、立ち幅とび、ハンドボール投げを実施した。50m 走については実施要項によらず、スタート地点とゴール地点に設置したデジタルビデオカメラによりタイムを計測し、DUP および C 型 RSP を用いて各 1 試行、計 2 試行の計測を実施した。なお、いずれの義足においてもソケットは同一のものを使用し、用いる足部のカテゴリは、対象者の主観の評価によって最も恐怖感のないものを選択することとした。また、各義足での走行には対象者が慣れるまで試走に十分な時間を設けた。50m 走はト

レーニング実施前、12 週後、22 週後および 32 週後に実施し、義足側片脚立位等の課題が達成された 22 週後と 32 週後には新たに製作した J 型 RSP を加え各足部 1 試行、計 3 試行で 50m 走を実施した。50m 走以外の計測項目についてはトレーニング実施前と 32 週後の 2 回にわたり実施した。

### 1. 2. 2 筋力および関節可動域

両下肢における筋力テストを等尺性筋力計 ミュータス F-1 (アニマ社製) を用いて徒手的に実施した。対象者には各関節における 5 秒間の最大等尺性収縮を行わせた。義足側膝関節の計測に際しては、筋力計を膝蓋靭帯レベルに配置し、義足非装着下で計測した。試行は 3 回とし、平均値を計測値として算出した。また、関節可動域の計測はゴニオメータを用いて行い、義足側下肢については、義足装着・非装着の 2 条件でそれぞれ計測した。なお、徒手筋力テストおよび関節可動域の計測はトレーニング 9 週後と 22 週後に実施した。

### 1. 2. 3 重心動揺

下肢・体幹に対する運動能力の評価として、エアスクワット (以下、ASQ) およびランニング (以下、RUN) 中の重心動揺に加え、ASQ では足底圧中心軌跡、RUN では体幹側屈角度変化を計測した。計測には、12 台の赤外線 CCD カメラ (Motion Analysis 社製 Raptor-4) からなる三次元動作解析装置 (Motion Analysis 社製 MAC3DSYSTEM) と 2 枚のフォースプレート (Kistler 社製 9281CA) からなる床反力計を使用し、サンプリング周波数 200Hz でデータを取得した。取得した床反力データはデジタル化の上、マーカ座標データと共に制御ソフトウェア (Motion Analysis 社製 Cortex3.6) にて PC 上に記録した。対象者には第 7 頸椎棘突起部と仙骨部に反射マーカ (14mm) を貼付し、DUP 装着下で ASQ と RUN を行わせた。ASQ と RUN の試行条件は、ASQ では最大努力の連続試行を 1 分間実施することとし、RUN ではトレッ

ドミル（大武・ルート工業社製 ORK-2000）上での1分間のランニング（10km/h）とした。

解析はマーカ座標、床反力の両データをカットオフ周波数が20Hzの4次 Butterworth Low Pass Filter で平滑化し、体重心軌跡として仙骨部マーカ座標を前額面投影した軌跡を算出した。ASQ では体重心の最高値から次の最高値までを1周期として40周期を解析対象とし、その際の左右合成足底圧中心軌跡も算出した。RUN では80 走行周期を解析対象とし、体幹側屈角度として第7 頸椎棘突起部と仙骨部を結ぶ直線が鉛直線となす前額面上の角度を算出した。なお、静止立位時を0 度として義足側への側屈をプラスとし、計測はトレーニング実施前および32 週後の2 回実施した。

### 1. 3 トレーニングの実施

トレーニングは週3回から4回の頻度で実施し、体幹筋力トレーニングにはプランク、上体起こし、下肢筋力トレーニングにはエアスクワット、スクワットジャンプ、上肢筋力トレーニングには腕立て伏せ、チェアディップの各部位2種類ずつ計6種類のメニューを組み合わせることで実施することとした。トレーニング実施当初から4週まではトレーニング時間を1日あたり30分程度とし、各部位1種類ずつ3種類のメニューに加え、筋力とバランス能力双方の向上を目的としてウォーキング・ランジを毎回実施した。5週目以降には実施するトレーニングメニューを4種類に増やし、ウォーキング・ランジも引き続き毎回実施した。また、自重のみの負荷からダンベルを使用し、あるいは15分間の無休息トレーニングを実施するなど徐々に運動強度を高めた。9週目からは筋力トレーニングに加え、股関節周囲筋を中心としたストレッチメニューを取り入れ、トレーニング時間を1時間程度に増加させた。日々のトレーニングメニューはくじ引きでランダムに選択し、トレーニングには左右の脚長差が少ないDUPを使用し

た。本研究では対象者に健常同級生のトレーニングパートナーを付け、2人を競い合わせることでモチベーションの維持に努めた。トレーニングパートナーには対象者の身体的不調や断端皮膚の状態等の変化にも注意するよう指示し、オーバーワークとならないように配慮した。

### 1. 4 足部のカテゴリ選択

足部のカテゴリ選択については、Beckら<sup>15)</sup>が「同一人物でも走行速度によって足部に必要とされる剛性は異なる。足部の剛性はRSPのアライメントやソケット形状、義足長に伴い変化し、RSPの性能や快適性も間接的に変化する。したがって、実際の走行環境下でカテゴリ評価を行うべきである。」と報告している。そのため、メーカーが推奨する体重によるカテゴリ選択にとらわれることなく、対象者の主観的評価を第1優先項目とし、走行タイムを第2優先項目としてカテゴリ選択を実施することとした。

C型足部のカテゴリ選択の時期は50m走の走行タイムを評価するため、トレーニング実施前に行った。J型足部のカテゴリ選択については、DUP装着下での①義足側片脚立位30秒以上保持、②義足側片脚ジャンプ片脚着地10秒保持の遂行が可能になった22週後に実施した。対象者はカテゴリの異なる足部を取り付けたRSPで十分に試走し、最も恐怖感のないカテゴリを選択した。また、カテゴリ間で主観的評価が同等である場合には50m走の走行タイムが早い方を選択することとした。使用したRSP足部はC型がランナー、J型がスプリンター（いずれもottobock社製）である。

## 2. 結果

### 2. 1 身体機能の評価

#### 2. 1. 1 体力テスト

体力テストの結果は、握力、長座体前屈、50m

表 1 体力テスト結果の変化

	トレーニング前	32 週後
握力	(右) 34.1kg	(右) 43.0kg
	(左) 36.9kg	(左) 41.5kg
	(平均) 34.1kg	(平均) 42.3kg
上体起こし	33 回	32 回
長座体前屈	29cm	41cm
反復横とび	55 点	54 点
50m 走	8.27 秒	6.65 秒
立ち幅とび	205cm	212cm
ハンドボール投げ	21.4m	26.0m
20m シャトルラン	71 回	87 回

走, 立ち幅跳びで成績が向上していた (表 1). 50m 走では, トレーニング実施前には C 型 RSP での走行時にハムストリングスの痛みや義足側での踏み切りの不安定さに起因する恐怖を訴えていたが, 12 週後の 2 回目以降の計測ではハムストリングスの痛みや義足側での踏切の不安定さを訴えることもなくなった. 義足の違いによる走行タイムの差は最大で 0.29 秒であり, 足部の違いによる走行タイムの差は認められなかった. 3 種類の義足とも 22 週後から 32 週後にかけて 0.7 秒以上の記録向上がみられた (図 2). 走行練習への課題とした義足側片脚立位はトレーニング実施前にはできなかったが, 22 週後には 30 秒保持が可能となり, 32 週後には 1 分 30 秒の保持が可能となった. もう 1 つの課題である片脚ジャンプ片脚着地 10 秒保持も 22 週後に可能となった.

### 2. 1. 2 筋力および関節可動域

筋力テストでは, 健側股関節外転筋を除くすべ

表 3 関節可動域テスト結果 (単位: °)

	Intact limb				Amputation limb (with Prosthesis)				Amputation limb (without Prosthesis)				
	Active		Passive		Active		Passive		Active		Passive		
	9weeks	22weeks	9weeks	22weeks	9weeks	22weeks	9weeks	22weeks	9weeks	22weeks	9weeks	22weeks	
Hip	Flex	95	100	110	110	95	100	110	110	95	100	110	110
	Straight leg rising*	45	65	55	80	75	75	80	80	75	75	80	85
	Ext	20	20	25	25	10	10	15	15	10	20	15	30
	Abd	30	30	35	40	25	30	30	35	25	30	25	35
	Add	20	20	25	25	5	15	10	20	5	15	10	25
	ER	40	40	45	45	45	45	45	50	45	50	45	55
Knee*	IR	15	30	25	35	45	30	45	35	45	30	45	35
	Flex	130	130	135	135	110	100	110	105	130	130	130	135
Ankle	Ext	0	0	0	0	-15	-10	-5	-5	-10	-10	-5	-5
	D/F (with knee extension)	15	15	20	20	-	-	-	-	-	-	-	-
	D/F (with knee flexion)	20	20	25	25	-	-	-	-	-	-	-	-
	P/F	50	50	55	55	-	-	-	-	-	-	-	-

\* measured at the level of mid patella tendon

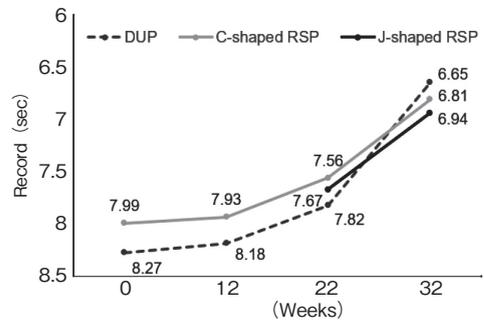


図 2 50m 走行タイムの推移

3 種類の義足による走行タイムの推移を示した. 足部による走行タイムの差は 34 週後の 0.29 秒が最大であり, 誤差の範囲内と考えられる. 走行タイムの変化はすべての足部で同じ傾向を示した.

表 2 筋力テスト結果 (単位: kgf)

	Intact limb		Amputation limb		
	9weeks	22weeks	9weeks	22weeks	
Hip	Flex	22.2	23.2	24.5	26.5
	Ext	24.4	29.6	23.2	24.5
	Abd	22.1	21.4	16.7	18.0
	Add	11.1	13.8	12.5	14.9
	ER	12.8	13.5	7.0	10.5
	IR	6.3	13.6	5.9	10.3
Knee*	Flex	11.4	20.6	11.3	15.2
	Ext	18.6	23.8	15.6	26.1
Ankle	D/F	16.8	19.4	-	-
	P/F	19.6	24.2	-	-

\* measured at the level of mid patella tendon

ての筋で筋力が向上していた (表 2). 関節可動域では, 健側下肢では SLR (Strait leg rising) に 20 度以上の改善が見られ, 義足側下肢では股関節伸展, 内転で 10 度以上の改善が見られた (表 3).

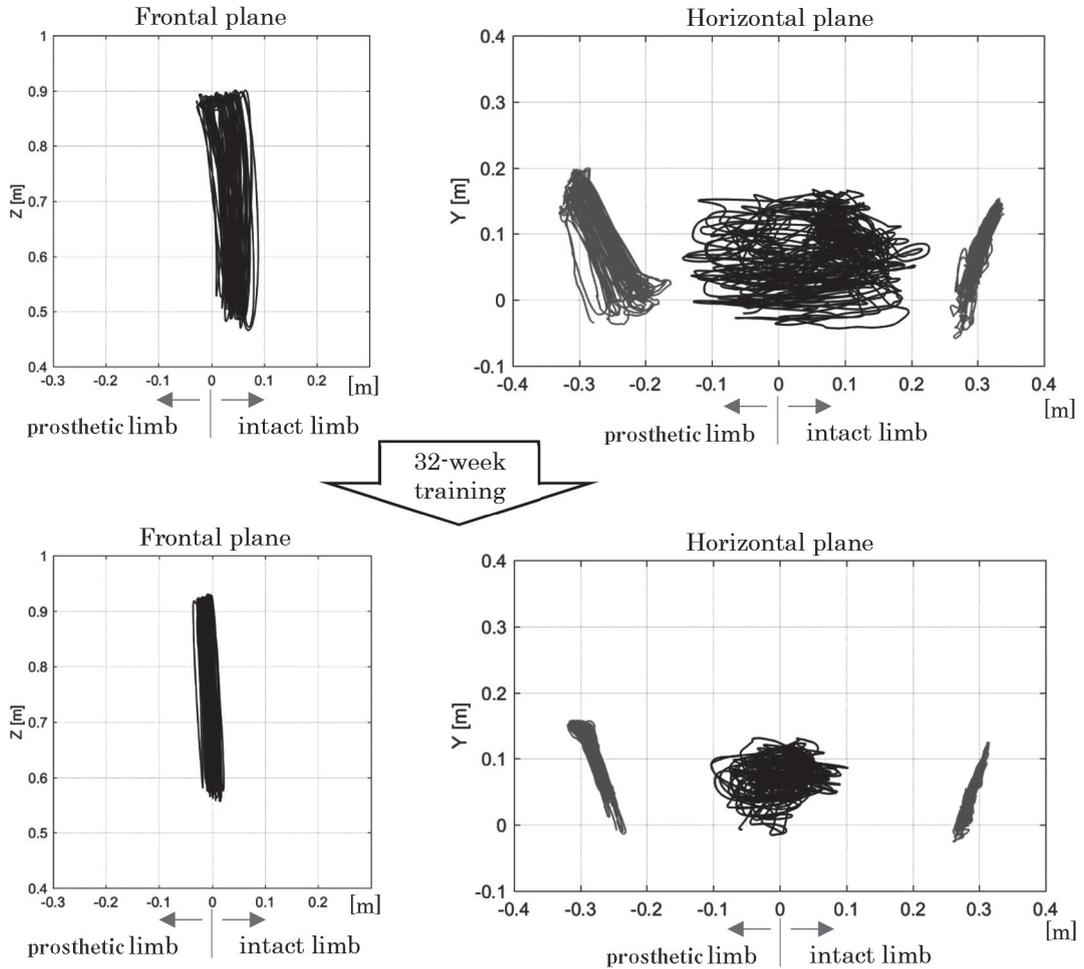


図3 トレーニング前後におけるASQ中の体重心軌跡（左）と足底圧中心軌跡（右）の変化

左：仙骨部マーカの軌跡

右：グレーの実線は各足部における足底圧中心軌跡を示し、黒の実線は左右足部の足底圧中心を合成した軌跡を示す。

トレーニング実施前では左右の動揺が大きく、体幹が健側に偏位していることから健側下肢への負担が大きくなっていることが推察される。32週後には体重心軌跡が正中付近に改善されており、左右への動揺も少なく安定した動作となった。

### 2. 1. 3 重心動揺

トレーニング実施前後でのASQにおける体重心軌跡と足底圧中心軌跡を図3に示す。体重心軌跡では最大左右振幅においてトレーニング実施前が0.12mであるのに対し、実施32週後では0.06mと動揺の左右幅が小さくなった。また、実施前は軌跡全体が健側に偏位していたが、実施後では変動の中心が正中付近に改善した。足底圧中心軌跡では、左右合成軌跡において総軌跡長は実施前が34.65mであるのに対し32週後では18.53mに減少していた。

RUNについては80走行周期中の体重心総軌跡長、ならびに1走行周期中の最大側屈角度を平均した体幹側屈角度を計測した(図4)。総軌跡長は実施前の27.71mに対して32週後では25.57mと減少した。またASQが健側に偏位していたのに対し、RUNでは義足側への側屈を認めたが、最大側屈角度についても15.9°から4.8°に減少した。

### 2. 2 足部のカテゴリ選択

C型足部について、対象者の体重53kgでのメー

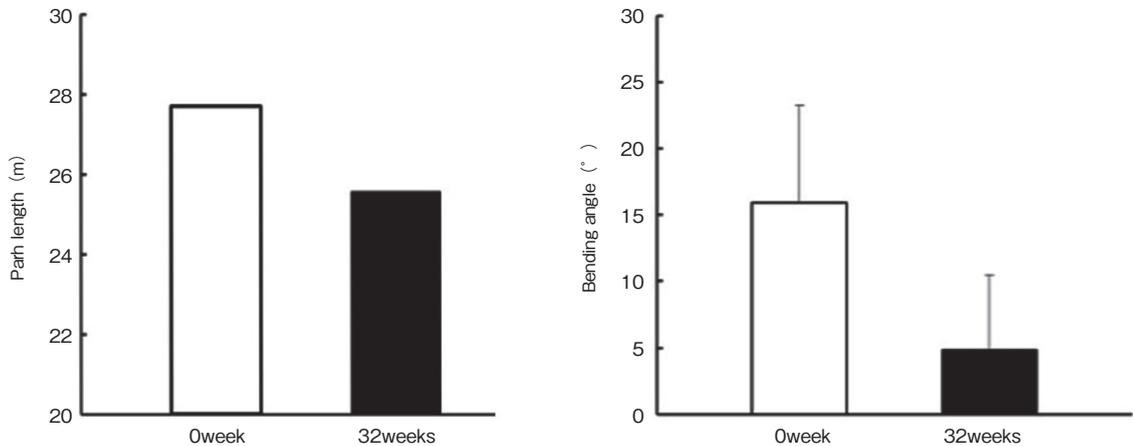


図4 トレーニング前後におけるRUN中の体重心軌跡（左）と平均体幹側屈角度（右）

体幹の義足側への側屈（デュシェンス徴候）角度はトレーニングの実施により3分の1以下に改善された。また体重心総軌跡長も減少していることから、体幹が安定した走行に改善されていることが明らかとなった。

カー推奨カテゴリは3となるが、剛性が1段階低いカテゴリ2との比較では、カテゴリ2はジョギングを始めるとすぐに「沈みすぎて怖い」という評価を得た。カテゴリ3と4の評価では、「カテゴリ4の方が沈み方に違和感が少ない」との評価を得たため、メーカー推奨のカテゴリよりも2段階剛性の高いカテゴリ4を使用することとした。また、J型足部での体重によるメーカー推奨カテゴリは2となるが、C型足部のカテゴリを参考にJ型足部でもメーカー推奨カテゴリよりも高いカテゴリ3とカテゴリ4で試走した。結果、主観的評価は「差が分からない」とのことであった。次に50m 走行時のタイムを計測したところ、カテゴリ3では7.77秒、カテゴリ4では7.67秒となり、走行タイムも足部選択の基準とはならなかった。走行タイムが向上すると足部の剛性は強いものが必要とされるため<sup>15)</sup>、今後の身体機能の向上を期待して、剛性が高い方のカテゴリ4を選択した。

### 3. 考察

本研究では走行練習を実施しなかったにもかかわらず、50mの走行タイムは向上を続けており、RSPでの走行には筋力、バランス能力、柔軟性の要因が大きいことを示唆している。しかし、12

週後まではタイムの向上は大きく見られず、トレーニングの効果はすぐに表れるものではないことも示している。タイムが最も向上している時期は22週後から32週後にかけてであり、義足側片脚立位が安定した時期と一致する。重心動揺の計測においても、トレーニング開始前に比べ32週後では動的安定性が向上しており、走行タイムの向上に重要な要因であると考えられる。義足歩行において、切断後の筋力および片脚立位等のバランス能力向上が歩行能力向上の要因であることはエビデンスが認められており<sup>16,17)</sup>、本研究でもバランス能力が筋力や柔軟性に比べ向上がみられたことから、義足歩行においてもバランス能力の向上が重要な要因であると示唆された。また、バランス能力は走行能力の向上だけでなく、転倒による急性外傷の予防や健側下肢への負担軽減による二次障害予防にも重要であり、義足歩行する際に評価すべき項目と考えられる。今回、走行練習開始の目安として設定した義足側片脚立位30秒保持の妥当性検証には、今後さらなるデータを必要とするものの、本研究において走行タイムとの関連性が認められたことから、簡易的な目安としては使用可能であると考えられる。また、走行タイムの向上は、RSPだけではなくDUPにも同

様にみられ、義足の違いによる走行タイムの違いはみられなかった。文部科学省による新体力テストでは、12歳から19歳までの男性における50m走の最高点数は6.6秒以内とされており、本研究において記録されたDUPの走行タイムは10点満点中9点で、学校体育において健常者と走行しても何ら支障のないレベルだった。本研究で使用したDUP足部は走行や跳躍、バスケットボールにみられるような素早いターンを可能としたカーボン製足部であるため、本研究で用いていない足部にまで言及できないが、スポーツを可能とするカーボン製の足部の場合、トレーニングによりRSPと同等の走行タイムで走行できることが示唆された。また、RSPであってもDUPであっても同様の傾向で記録が向上したことから、義足走行に重要な要因はRSP足部かDUP足部かといったメカニカルなものではなく、装着者の身体能力であると考えられる。

体力テストにおける他の項目では握力に向上が認められ、トレーニングが一部の部位に限定されることなく、全身にバランスよく実施できていたことを示している。握力は肘関節屈筋や膝関節伸筋等、全身の筋力との相関が報告されており<sup>18)</sup>、握力計で容易に計測が可能である。体組成計等で筋量計測が困難な切断者において、握力は簡便に行える筋力評価の指標として筋力トレーニングのモチベーション維持にも有用と考えられる。筋力トレーニングのモチベーション維持は体脂肪率や筋量の測定ができない切断者にとって困難な問題であると考えられるが、本研究で対象者が1回も欠かさずトレーニングを実施した要因にはトレーニングパートナーの存在が大きく、配慮すべき項目であることが示唆された。トレーニングメニューについては、左右の非対称性を軽減させ、どの学校でも実施できるものを採用した。今後さらなるデータが必要ではあるが、走行タイムの推移からもトレーニング中の受傷やオーバーワーク

が発生していないことから今回のメニューは安全で効果のあるものと思われる。

足部のカテゴリ選択はユーザー自身の走行タイムやアライメントにより変化すると報告されているが<sup>15)</sup>、走行タイムは身体能力によって変化する。本研究によりカーボン製DUP足部の使用はRSP足部と同等のタイムを期待できることが明らかとなったことから、義足側片脚立位30秒保持といった一定の身体能力が得られるまでRSP足部の選択を待つことも1つの方法であることが示唆された。また、本研究でもアライメント調整をしばしば必要としたため、初めてRSP足部を使用する場合は義足長なども調整しやすいC型足部を選択した方が走行姿勢の変化にも対応しやすいと思われる。しかし、下腿切断者でC型足部を使用するには身長や断端長などの制約も多く、J型足部における、義足長を含めたアライメントの影響についても今後明らかにしていく必要がある。本研究の限界点は、対象者が中高生ではないこと、対象者が1名で、使用した足部も限定的であるという点であるが、本研究のほかにRSP使用以前も含めた走行タイムの推移や身体機能の変化が報告されたものはなく、対象者の走行タイム、身体機能計測データ、トレーニング内容等については今後も引き続き記録し、貴重なデータとした。

本研究では言及できなかったが、義足で安全に走行するためには、ソケットの適合状態、義足長、皮膚の状態や義足の破損チェック等も重要な要因と考えられる。特に成長期にある中高生は身長の変化により義足長が短くなることが予想され、脊椎疾患予防の観点からも指導者による義足長の確認は必要である。夏場の体育では、こまめに断端の汗を拭うことも皮膚トラブルや義足の脱落予防には必要であり、指導者が選手の走行前に断端の汗を拭かせる時間を確保するといった配慮も重要である。これら義足の取り扱いも含めたRSP

使用に際しての包括的なガイドブックは見当たらないことから、今後の課題としていきたい。

## 結 語

カーボン製の DUP 足部であっても 1 日 1 時間程度のトレーニングを行うことで、50m 走であれば RSP 足部と同等の走行タイムを出すことが可能で、学校体育レベルであれば十分対応できることが示唆された。RSP 足部でなければ走ることができない、といった報道も見受けられるが、スポーツ障害予防のためにも競技力向上のためにも RSP 走行に耐えられるだけの筋力やバランス能力、柔軟性を備えることが重要であり、RSP 足部の選択や使用はそれらの身体能力を備えてから行うべきであると考えられる。将来を担う中高生が安易に RSP で走行できる環境を整えるのではなく、安全に走行できる環境を整え、現状ではエビデンスが不足しているスポーツ障害のリスクや予防策を明らかにしていくことこそ今後の障害者スポーツの発展に重要なことであると考えられる。

## 謝 辞

本研究に対して、研究助成を頂きました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に深く感謝申し上げます。また、ご協力いただいた対象者の方、早稲田大学の矢内利政教授、松原杏実氏、Mr. Raldy Mariano、国立障害者リハビリテーションセンターの緒方徹先生、高橋春一先生、河野佑哉氏に厚くお礼申し上げます。

## 文 献

- 1) Royer T., Koenig M., Joint loading and bone mineral density in persons with unilateral, trans-tibial amputation, *Clinical. Biomechanics.*, 20(10) :1119-1125(2005)
- 2) Royer T.D., Wasilewski C.A., Hip and knee frontal plane moments in persons with unilateral, trans-tibial amputation, *Gait. & posture.*, 23(3) :303-306 (2006)
- 3) Bowker J., Rills B., Ledbetter C., Hunter G., Holliday P., Fractures in lower limbs with prior amputation. A study of ninety cases, *JBJS.*, 63(6) :915-920(1981)
- 4) Smeltzer S.C., Zimmerman V., Capriotti T., Osteoporosis risk and low bone mineral density in women with physical disabilities, *Archives of physical medicine and rehabilitation.*, 86(3) :582-586 (2005)
- 5) Ehde D.M., Czerniecki J.M., Smith D.G., et al., Chronic phantom sensations, phantom pain, residual limb pain, and other regional pain after lower limb amputation, *Archives of physical medicine and rehabilitation.*, 81(8) :1039-1044(2000)
- 6) Ehde D.M., Smith D.G., Czerniecki J.M., Campbell K.M., Malchow D.M., Robinson L.R., Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations, *Archives of physical medicine and rehabilitation.*, 82(6) :731-734(2001)
- 7) Kulkarni J., Gaine W., Buckley J., Rankine J., Adams J. Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees, *Clinical. rehabilitation.*, 19(1) :81-86 (2005)
- 8) Robert Gailey PhD. P., Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use, *Journal of rehabilitation research and development.*, 45(1) :15 (2008)
- 9) Hobara H., Baum B.S., Kwon H.J., et al., Amputee locomotion: lower extremity loading using running-specific prostheses, *Gait. & posture.*, 39(1) :386-390 (2014)
- 10) Hobara H., Baum B.S., Kwon H.J., et al., Amputee locomotion: spring-like leg behavior and stiffness regulation using running-specific prostheses, *J. Biomech.*, 46(14) :2483-2489(2013)
- 11) Waetjen L., Parker M., Wilken J.M., The effects of altering initial ground contact in the running gait of an individual with transtibial amputation, *Prosthetics and orthotics international.*, 36(3) :356-360(2012)
- 12) Look N., Arellano C.J., Grabowski A.M., McDermott W.J., Kram R., Bradley E., Nonlinear dynamics of running: Speed, stability, symmetry and the effects of leg amputations, *arXiv preprint arXiv:13056821* (2013)
- 13) Buckwalter J.A., Lane N.E., Athletics and

- osteoarthritis, *The American journal of sports medicine.*, 25(6) :873-881 (1997)
- 14) 向井直樹. 陸上: 短距離走選手における肉離れとその予防(特集 成長期スポーツ外傷・障害予防への取り組み). *臨床スポーツ医学.* 33(11) :1094-1098 (2016)
- 15) Beck O.N., Taboga P., Grabowski A.M., Characterizing the mechanical properties of running-specific prostheses, *PloS one.*, 11 (12) :e0168298 (2016)
- 16) Van Velzen J., van Bennekom C.A., Polomski W., Slootman J., van der Woude L.H., Houdijk H., Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review, *Clinical rehabilitation.*, 20(11) :999-1016 (2006)
- 17) Sansam K., Neumann V., O'Connor R., Bhakta B., Predicting walking ability following lower limb amputation: a systematic review of the literature, *Journal of rehabilitation medicine.*, 41 (8) :593-603 (2009)
- 18) Rantanen T., Era P., Kauppinen M., Heikkinen E., Maximal isometric muscle strength and socioeconomic status, health, and physical activity in 75-year-old persons, *Journal of aging and physical activity.*, 2 (3) :206-220 (1994)