第27巻平成26年3月発行（年2回発行）
ISSN 0915-5015

靴の医学

Volume 27
No. 2
2013

編 集
日 本 靴 医 学 会

靴の医学

Volume 27
No. 2
2013

編 集
日 本 靴 医 学 会

靴の医学（日本靴医学会機関誌）　Vol. 27　No. 2　目　次　（2014 年 3 月発行）

原　著

治療靴

ロングカウンター入り室内履きの開発……多和田　忍ほか……　1
三次元足型計測から中学生に必要とされる
　複数幅シューズの開発……早川　家正ほか……　6
逆ヒールとロッカーソール機能が足底圧と
　靴歩行に及ぼす影響……笹本　嘉朝ほか……　10
上履き靴の改造による保育園児の運動能力改善……永井　恵子ほか……　16

靴の基礎（作成）

採型手技の標準化の試み（第三報）～立位採型治具を用いて
　作製した足底装具の差異について～……曽我　敏雄ほか……　20
靴型設計時における成人女子用
　踵幅基準値表の試作……中山憲太郎ほか……　25

靴の基礎（機能）

シューズ着用が歩行時立脚期の脛骨内旋に及ぼす変化
　―性差の検討―……深野　真子ほか……　30
足関節ブレースが慢性足関節不安定症を持つ
　若年男女の跳躍着地に及ぼす影響……篠原　純司ほか……　35
足関節捻挫受傷後の足関節装具の長期使用が
　足関節機能に与える影響について……石川　大瑛ほか……　39
リハビリ靴のサイズ適合性が歩行に与える
　影響について……髙橋　あきほか……　44
ランニングにおけるベアフットシューズの
　機能的特性について……干場　拓真ほか……　50
中足骨パッド高の定性的評価と
　定量的評価の比較検討……松矢　　晃ほか……　55

シューズ着用および裸足条件におけるランニング動作中の
　距腿関節および距骨下関節の運動解析……秋山　圭ほか…… 59
Triple hop 動作における heel pad insole 挿入による
　足底圧変化率と踵部 fat pad の厚さの関連性 ……阿久澤　弘ほか…… 65
足関節装具が運動課題に及ぼす影響……石渡　朝生ほか…… 69
靴装用時における爪の変形量の検証……遠藤　拓ほか…… 73
靴のサイズ不適合が蹴り出し動作に及ぼす影響……林　亮誠ほか…… 78
モートン病に対する当科の取り組み……佐々木克則ほか…… 84

靴の基礎（横断的研究）

身長に対して足長が小さい中学生サッカー選手は
　大きいスパイクを選択している……村本　勇貴ほか…… 89
60 歳代に求められる靴のフィット感 ……濱田　薫ほか…… 93

足の外科

地域在住高齢者における第一趾側角度……櫻井　寿美ほか…… 97
外反母趾術後の足底圧と母趾圧迫力の関係……須貝奈美子ほか…… 101
異なる Windlass Action の検査法による
　アーチ挙上動態の検討……松原　千裕ほか…… 105
三次元自動足型計測機による内側縦アーチ高測定の
　妥当性に関する検討……杉原　悠ほか…… 110
舟状骨高からみた子どもの土踏まず形成の検証……武原　充宜ほか…… 114
糖尿病多発神経障害における足部運動機能と
　身体バランスの検討……田中　秀和ほか…… 119
第 5 中足骨近位骨幹端疲労骨折の治療成績……秋山　唯ほか…… 126
三次元足計測器による子どもの足の
　プロポーションの検証……片山　智幸ほか…… 131
外反母趾手術に併用する第 2，3 中足骨短縮骨切り術の
　内固定の一工夫……中本　佑輔ほか…… 135

症例報告

糖尿病性足部難治性潰瘍に対して装具療法が
有効であった１例……田中　秀和ほか…… 140

シンポジウム

糖尿病足病変に対する治療戦略
―義肢装具士の立場から―……有薗　泰弘　…… 144

パネルディスカッション

足部疾患の予防・治療に関わる靴について……池澤　裕子ほか…… 147

コラム

リウマチ患者に対応する日常使用する靴……天笠亜衣子ほか…… 151
運動器の治療として足底板の効果と
その持続性を考える……新井　恒雄　…… 155
学校指定靴用に工夫した足底挿板が有用であった
種子骨障害の１例……小野　嘉昭ほか…… 159

特別講演

足変形の計測と靴設計への応用……山崎　信寿　…… 163
スポーツ靴と足部・足関節の疾患……杉本　和也　…… 167

ランチョンセミナー

糖尿病足病変と予防的フットケア……渥美　義仁　…… 171

巻頭言

日本靴医学会理事長　寺本　　司

日本列島は例年にないほどの記録的な大雪に見舞われ，会員の先生方は大変な思いで診療や仕事をされているとは思いますが，健康にはくれぐれも気をつけていただきたいと思います．さて本年度の第27回日本靴医学会学術集会は慶応義塾大学整形外科教室の須田康文会長のもと，2013年9月27日と28日の両日，慶応義塾協生館　藤原記念ホールで開催されました．須田会長はじめ，慶応義塾大学整形外科教室先生方や同門会の皆様方の御支援には会員を代表し心より感謝する次第です．日本靴医学会の今年の大きなテーマといたしましたのは新しい委員会の設立です．私が理事長を仰せつかって以来，考えてきましたのは日本靴医学会が今後長く，日本国民のために日本整形外科学会，日本足の外科学会とともに活動するための基盤づくりです．日本靴医学会は医師を中心に発足いたしましたが，医師以外の理学療法士，義肢装具士，靴の製造や販売に関わる方々も会員として参加いただき，足のみならず靴に関する研究・開発の場としての役割を果たしてきました．また発足以来25年以上たち，学術集会としての活動も不十分ではありますが少しだけ社会に認知されるようになってきました．今回，将来の問題に対処するために3つの委員会を新設しました．一つは靴に関する認定制度を用いている国があり，靴産業と密に関係を保ちながら活動しています．日本靴医学会の中で検定制度は必要なのか，また必要ならどのような検定制度にすべきか，じっくりと検討いただきたいと考え靴の医学検定委員会を作りました．二つめはスポーツ委員会です．最近スポーツ人口の増加に伴い，スポーツシューズの問題がマスコミなどでもクローズアップされています．スポーツシューズの問題点，解決法など討論いただき，産業界や社会へ還元していただければと考えています．もう一つはフットケアー委員会です．最近の糖尿病の増加に伴い糖尿病の足を外来でみる頻度が増えてきました．さらに足の管理が保険適応になったことから血管外科医，形成外科医，看護師などが中心となり日本フットケアー学会や日本下肢救済・足病学会が設立され，独自に活動していますが，日本靴医学会とはほとんど疎通がないのが実情です．しかしこれからはこれらの学会や日本整形外科学会，日本足の外科学会とともに糖尿病の足について取り組む必要があると考えフットケアー委員会をつくりました．今後のそれぞれの委員会の活動が活発となり，日本の社会の発展に少しでも貢献できるように期待したいと思います．

今後とも会員の皆様方の御協力をよろしく御願いいたします．

靴の医学 **27**(2)：1–5，2013.　**原　著**

ロングカウンター入り室内履きの開発

Creating of Room shoes which have long counters

[1]医療法人 TRC　たわだリハビリクリニック
[2]株式会社 JJfix
[1]Medical Corporation TRC Tawada Rehabilitation Clinic
[2]CO., LTD JJfix

多和田　忍[1]，堀尾　　順[2]，松本　実生[2]
Shinobu Tawada[1], Jun Horio[2], Jitsuo Matsumoto[2]

Key words：室内履き（room　shoes），インソール（insole），ロングカウンター（long counter）

要　旨

靴は人の姿勢や動きを変化させる．室内で長時間過ごす人にとって室内履きは非常に重要であると考え，我々はロングカウンターを挿入し，足を支える機能の高い室内履きを開発し，その機能の検証をおこなった．踵のないもの，踵はあるがカウンターの入っていないもの，開発した室内履きの３種を装着し，歩行・片脚立位のビデオ撮影とGait View を用いた歩行分析，トレッドミルを用いた走行を行った．その結果，開発した室内履きは歩行・片脚立位の両者において他より安定し，前方への重心移動がスムーズに行なえた．歩行周期では推進期が長くなり，歩幅が大きくなった可能性がある．また他に比べ速いスピードで安定して走ることが可能であった．

（2013/11/08 受付）
連絡先：多和田　忍　〒455–0885　愛知県名古屋市港区八百島 2–605　医療法人 TRC　たわだリハビリクリニック
TEL 052–302–3001　FAX 052–302–3122
E-mail shinobu7t-lc@kcf.biglobe.ne.jp

a）緒　　言

人は二本の足で抗重力位に全身を支えている．足を支える靴によって姿勢が変化し，歩行などの動きも変化する[1)2)]．そのため下肢や体幹，頭部に至る様々な部位の不快な症状や障害，変形をもたらすこともあり[3)]，靴自体が治療に用いられるほどその機能は重要である[4)~6)]．室内においても立ち仕事をするときには靴が重要であるにもかかわらず，足を支える機能の高い室内履きは現在まであまり開発されてこなかった[7)]．我々はこのたびロングカウンターを挿入し，足を支え安定した効率の良い歩行を誘導する機能の優れた室内履きを開発し，機能検証を行ったので報告する．

b）開発した室内履きの特徴（図 1）

今回我々が開発した室内履きは，①ロングカウンター（素材は合成ゴムとコットン織布）を使用し，踵から中足部（MP 関節近位）にかけてサイドからしっかり支える．②靴底にシャンクをリスフラン関節やや遠位まで挿入し，靴自体の歪みやねじれを防ぐ．③アッパーはマジックテープを使用しすべてオープンになるので，後足部から前足

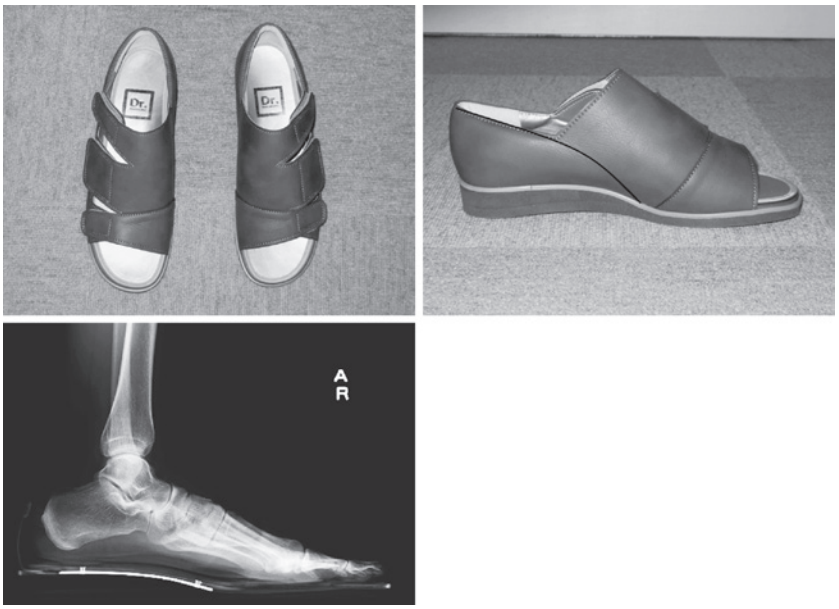


図 1.　開発した室内履き
ロングカウンターと長いシャンクが内蔵されている

A(踵なし)　　B(カウンターなし)

図 2.　比較に用いた材料

部までしっかりフィットさせることができる．④中敷きを外して各種治療用足底挿板(インソール)を挿入することも可能である．⑤踵はあえて低めに設定し，非常に硬いカウンターを挿入したことにより脱ぎ履きがしやすい（マジックテープを都度付け直す必要がない），といった特徴を持つ．

c）機能検証

（ア）対象

特記すべき既往歴なく現在痛みもないが，立位時に踵骨外反が非常に目立つ 40 歳女性（下記①と②）と，もともとソフトボールの競技選手で，特記すべき既往歴のない 32 歳女性（同③）である．

（イ）方法

比較に用いた材料は，踵なし（スリッパタイプ）（以下 A），踵はあるがカウンターの入っていないもの（以下 B）と，開発した室内履き（以下 C）である．（図 2）それぞれに対し①歩行・片脚立位のビデオ撮影を施行．片脚立位時には膝の屈伸運動も行った．②株式会社メディカ社 Gait View を

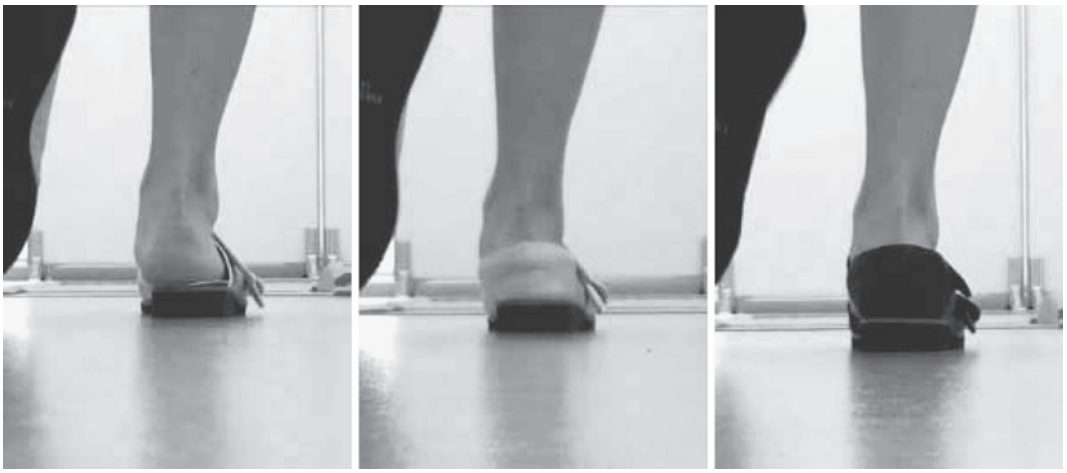


図 3. 歩行

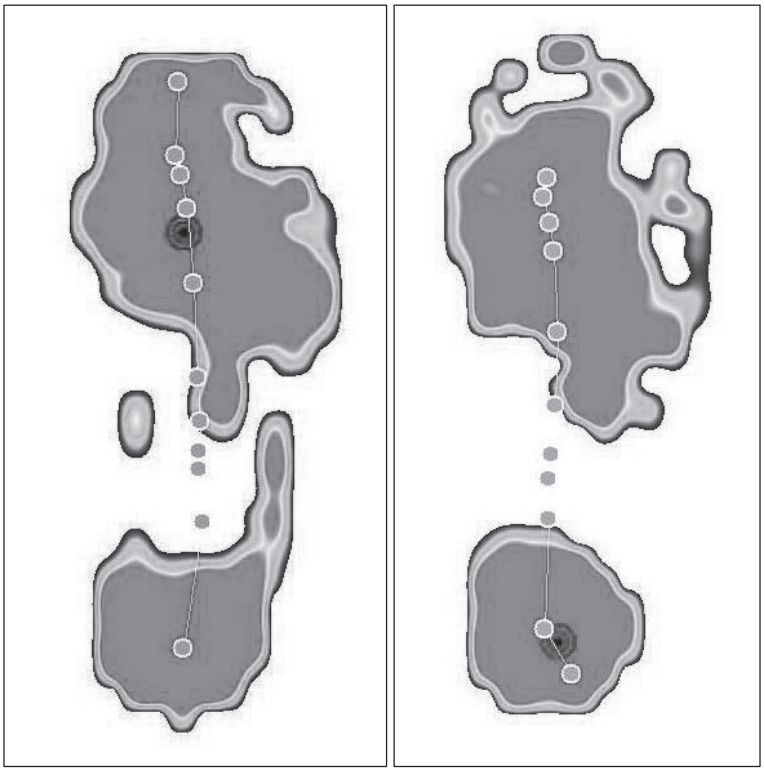
図 4. 片脚立位

用い，A，B，C それぞれを履いて各 10 回ずつ歩行し，重心線の軌跡と歩行周期を左右合計 20 回分記録し比較した．なお，統計学的検討は unpaired t-test を使用した．③ A，B，C にてトレッドミル上でどれくらいの速さまで走ることができるか試みた．

（ウ）結果

①-1 歩行：A を履いての歩行は，前足部外転のために踵の一部が靴底から内側にはみ出しており，非常に不安定である．B では踵は靴底に載っているものの，初期接地から中期にかけて本来の内側カウンター部分が内側に傾き，型崩れしている．C では靴は傾くことなく，立脚期全体において安定して接地している．（図 3）

①-2 片脚立位：A は非常に不安定で，体幹がふらふらとよろめき，長時間は困難であった．膝の屈伸はかなり困難であった．B では A ほどではないものの，片脚立位のみでも体幹はふらつき，膝



左：滑らかな前方への移動　　右：踵接地直後に内側への移動

図 5. Gait View　重心移動

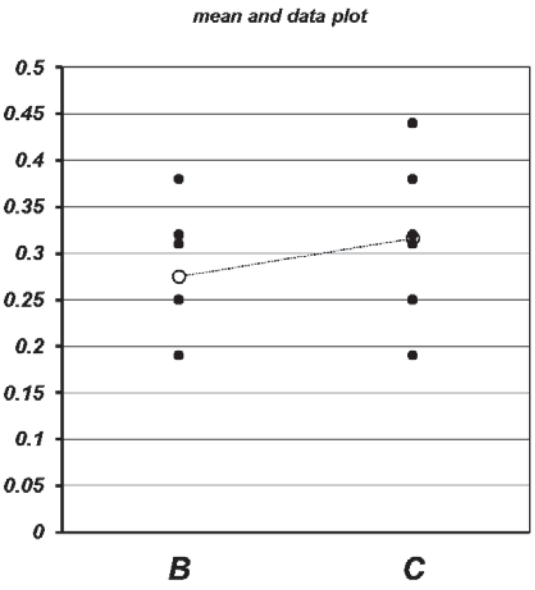


図 6. 推進期

屈伸で特に目立った．C では片脚立位のみでは体幹，足部ともふらつきは少なく，膝の屈伸でややふらつくのみであった．（図 4）

②-1 重心の軌跡：Gait View を用いた重心の軌跡では，踵接地から滑らかに足趾に向かって抜けていくパターンと，踵接地直後に，重心線が内側に入り込んでから前方へ移動するパターンの 2 通りに分けられた．踵接地直後に内側へ移動するパターンは A では 20 枚中 40%，B では 20%であった．C では 15%と最も少なく，滑らかに前方へ重心移動する傾向が強かった．（図 5）

②-2 歩行周期：Gait View では，立脚期のうち踵離地からつま先離地までを推進期と表現し計測することができる．推進期は A：平均 0.257 秒，B：平均 0.275 秒，C：0.316 秒であった．B と C について unpaired t-test を行うと，推進期は有意に C が長く（$p<0.01$），立脚期全体では有意差を認

めなかった．つまり下肢を蹴りだす速さは同じと仮定した場合，推進期が長いほど反対側の歩幅が大きくなっている可能性がある．（図 6）

③トレッドミルでの走行は A，B，C すべて時速 5km から開始した．A では時速 5km のスタート時点から終始つま先を上げていないと脱げてしまうような感覚が続き，時速 10km の時点で実際に脱げてしまった．B では時速 10km までは問題なく走れたが，10km を超えたあたりから足部の不安定感を感じはじめ，時速 14km の時点で続けて走ることが怖くなり終了した．C では足部の不安定感は特になかったが，時速 15km で速さについていけなくなり終了した．C では遊脚期の足部の蹴りあがりが明らかに高かった．

d）考　　察

歩行と片脚立位のビデオ撮影にて，開発した室内履きは他の 2 つより明らかに歩行や片脚立位が安定していた．Gait View による歩行分析では，開発した室内履きは前方への重心移動がスムーズに行なえた．つまり開発した室内履きは，ロングカウンターが内蔵されていることにより片脚立位時には後足部から中足部が安定し，歩行時には初期接地から立脚中期の長い期間にわたり足部を安定させることができる．その結果重心の軌跡がスムーズに前方移動できるようになったと考えられる．また歩行周期では，推進期が長くなり歩幅が大きくなった可能性がある．これは長いシャンクにより踏み返しが MP 関節付近のみで効率よく行えることが寄与しているかもしれない．これらに加え踵はカウンターで固定され，中足部をマジックベルトでしっかりフィットさせることができるため脱げにくく，トレッドミルを用いた走行にて他に比べ速いスピードで安定して走ることが可能になったと思われる．

以上よりこの室内履きは，室内で歩くこと・立つことが多い主婦，高齢者，室内勤務の人，介護施設利用者などの中で，特に①外反母趾・扁平足といった足の変形・痛みのある人，②その他インソール治療が有効な疼痛を有する人，③転倒しやすい人（高齢，筋力・体力の低下，疾患など），に安定した歩行を提供し，痛みや転倒を減らす効果を発揮できる可能性がある．また着脱とフィッティングが楽なため，看護・医療・保育・介護職など脱ぎ履きの多い職種や，かがんで靴を履くことが難しい高齢者などでも使用しやすい．さらに室内履きであるのに速く走れることから，自然災害時における緊急避難時にも絶大な効果を発揮すると考える．

今後は機能面の向上のみならず，ドイツ式インソールが挿入できる形態への応用や，低価格で作製できる工程の模索など，広く普及しうる製品の研究が課題である．

e）結　　語

我々は，ロングカウンターを挿入し，足を支える機能の優れた室内履きを開発し，機能検証を行った．その結果立位歩行は安定し，前方への重心移動もスムーズで，安定して早く走ることも可能であった．

文　　献

1）内田俊彦, 佐々木克則, 野口昌彦他. 歩行リハビリテーションにおける我々の足底挿板療法　Shoe-Insole Treatment in Walking Rehabilitation. 靴の医学 2011 ; 24 : 66–71.
2）橋本健史，井口　傑，宇佐美則夫他．足底挿板が歩行時において足に与える影響についての運動学的研究．靴の医学　2011 ; 24 : 111–3.
3）吉川雅夫，金井秀作，長谷川正哉他．歩行分析から見た安全靴　運動学的分析．靴の医学　2010 ; 23 : 33–7.
4）宇野秋人．靴型装具の構造と適応．Medical Rehabilitation　2012 ; 142 : 71–80.
5）佐々木克則，内田俊彦．子供の足の現状と考慮した靴の開発．靴の医学　2008 ; 21 : 104–7.
6）宮本一成，佐々木克則．先天性足部変形を有した女児に対する靴のフィッティングとインソール作製の報告　DYMOCO フィッティングを用いて．靴の医学 2013 ; 26 : 17–21.
7）高橋　公，情野勝廣，牧内俊作．ナースのための試作靴 II．靴の医学　2004 ; 17 : 9–12.

三次元足型計測から中学生に必要とされる複数幅シューズの開発

Development of multiple width shoes that are required for junior high school students from the three-dimensional foot type measurement

[1)]JES 日本教育シューズ協議会
[2)]井口医院
[1)]Japan Education Shoes
[2)]Inokuchi Clinic

早川　家正[1)]，森　　章行[1)]，片山　智幸[1)]，武原　充宜[1)]，井口　　傑[2)]
Iemasa Hayakawa[1)], Akiyuki Mori[1)], Tomoyuki Katayama[1)],
Mitsuyoshi Takehara[1)], Suguru Inokuchi[2)]

Key words：靴の開発（Development of shoes），中学生（Junior high school student），足幅（width），三次元足型計測（three-dimensional foot type measurement）

要　旨

我々が三次元計測器で計測した中学生左右2,400足の足長と足囲の分布は，日本工業規格「靴のサイズ JIS S 5037：1998」[1)]男子用（12才以上）とはその傾向が違い，JIS規格男子用で作られた靴は，中学生の足への適合度合いが低い．

足囲部調整範囲を18mmとし，計測データの最頻値をカバーする範囲「Middle」と，隣接するより太い範囲「Wide」，より細い範囲「Narrow」を設定したところ，これら3つの範囲に該当する足囲の合計は2,390足・99.58%となり，設計次第で3つの幅サイズでも大半の中学生の足型に適合可能なことが明らかになった．

（2013/11/07受付）

連絡先：早川　家正　〒101–0032　東京都千代田区岩本町3–3–4　JES日本教育シューズ協議会
TEL 03–3862–8684　FAX 03–3862–8632
E-mail iemasa@d2.dion.ne.jp

a）緒　　言

足に合わない靴や履き方などに起因する足のトラブルについては，本学会誌「靴の医学」にも内田[2)]や塩之谷[3)]など，数多くの研究発表があり，子ども達の足の健全な成長や，靴に起因する足のトラブルを予防・軽減するには，足長・足囲共に足に適合した靴の開発供給が欠かせない．

現在，中学校の大半は学校制服同様上履きや体育館シューズなどの学校シューズを指定推奨しているが，学校制服は体型に合わせて長さや太さのサイズが選択できるのに対し，学校シューズの大半は足囲サイズが選択できず「人にやさしい靴」とは言えない．

我々と（公財）日本学校保健会が行った調査[4)]では，中学生の57.0%が足のトラブルを経験しており，毎日，長時間使用している学校シューズの影響が大きいと推測出来ることからも，中学生の足型に合わせた学校シューズの開発供給は必須である．

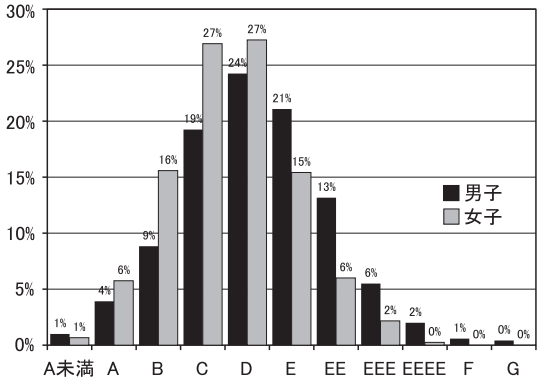


図 1.　JIS 靴のサイズ　男女の足囲分布

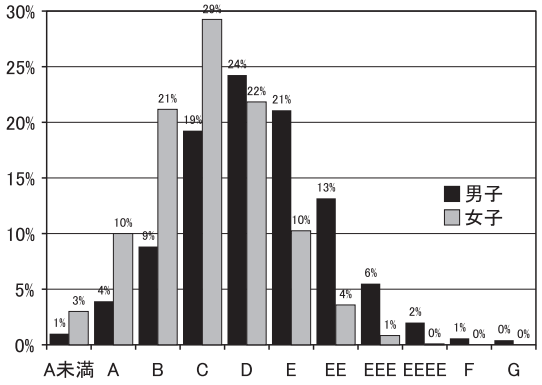


図 2.　JIS 靴のサイズ　男子の足囲分布 1

そこで，中学生の実測データを基に，より多くの足型適合を目指した複数幅学校用シューズの開発を報告する．

b）対象と方法

平成 18 年～20 年に 6 都県の中学校 6 校で，1 年生 782 名・2 年生 789 名・3 年生 448 名を対象とし，三次元計測装置「INFOOT USB」(アイウェアラボラトリー社製）を用いて，第 1 中足骨骨頭と第 5 中足骨骨頭にマーカーを添付し，素足，立位両側均等荷重位で各足 1 回計測を行い，足長・足囲・足幅を求めた．

今回は，各学年男女各 200 名，合計 1,200 名を無作為に抽出し，左右 2,400 足を JIS 規格で分類し足囲の分布を調べた．

次に，足長を 5mm 単位，足囲を 2mm 単位で分

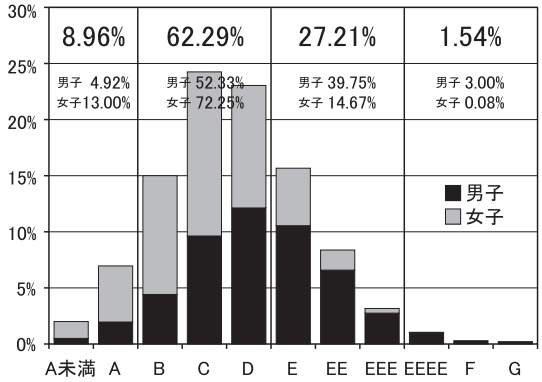


図 3.　JIS 靴のサイズ　男女の足囲分布 2

類し，靴ひも等による足囲部調整範囲を設定して，最多の足囲に適合する範囲「Middle」と，隣接するより太い範囲「Wide」，より細い範囲「Narrow」それぞれの該当足数を求めた．

c）結　　果

JIS 規格の男子用・女子用それぞれで分類すると，最多の足囲サイズは男女とも「D」で，男子 24.25%，女子 27.25%であったが，（図 1）上履き等の学校用シューズには，男子用・女子用の区別がなく，シューズやカタログには明確な表記は無いが，大半が男子用の規格で作られていると推測されるため，女子を男子用の足囲で分類しなおすと「C」が 29.25%で最多となる．（図 2）さらに，中学生全体を男子用の足囲で分類すると「C」が 24.25%で最多となり，主に生産供給されている「EE」は 8.38%，「E・EE・EEE」を合計しても 27.21% にすぎない．（図 3）

足長と足囲の分布図（図 4）よりその傾向をみると，線形近似線は「足囲＝0.8377×足長＋28.127（決定係数 0.61669）」であり，足長が短くなるほど JIS 規格との差が開き，男子用の JIS 規格で作られた靴は中学生に適合しているとは言えない．

次に，足囲部調整範囲を確認するため，三次元足型計測器による被験者 3 名の計測データより，各被験者ごとに 6mm ずつ足囲を変えた 5 種類のシューズ計 15 足を作り，試し履き試験を行ない，

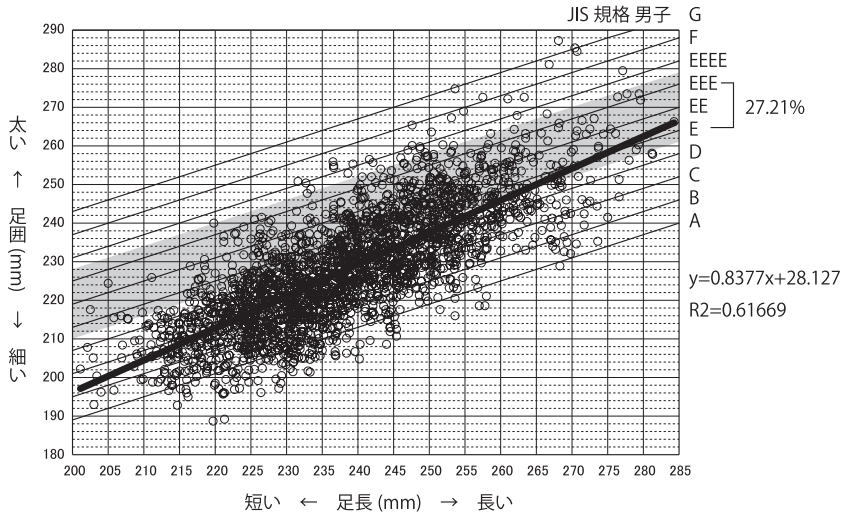


図 4.　中学生の足長・足囲の分布と JIS 規格

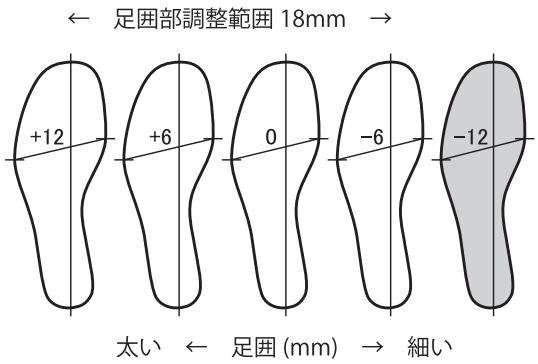


図 5.　足囲部調整範囲の決定

足囲部調整範囲をプラス 12mm からマイナス 6mm の合計 18mm に設定した．（図 5）

最多の足囲に適合する範囲「Middle」は，分布図（図 6）より「足囲 =0.8×足長＋30～48」の範囲になり，1,573 足・65.54% が該当した．隣接するより太い範囲「Wide」には，271 足・11.29%，より細い範囲「Narrow」には，546 足・22.75% が該当．3 つの幅サイズ合計は，2,390 足・99.58% となった．

3 つの範囲の足型（図 7）はそれぞれのプロポーションが違うので，それぞれの足型ごとにラストを設計し，同デザインで「Middle」「Wide」「Narrow」3つの足囲サイズが選べる学校シューズを開発した．（図 8）

d）考　　察

低価格が求められる上履きなどの学校用シューズは，設備コストの面からも，JIS 規格すべての足囲サイズを生産供給することは難しい．また，JIS 規格男子用で作られた靴は，中学生の足への適合度合いが低いことが明らかになった．しかし，3 つの足囲サイズでも，設計次第で大半の中学生の足型に対応することができる．今回は，靴ひもなど主に靴上部による足囲部調整範囲を設定したが，インソールなど靴下部の工夫により足囲部調整範囲を拡大できれば，より少ない足囲サイズでも対応できる可能性があり，今後の研究課題としたい．

学校シューズの指定には，賛否様々な意見があるが，全生徒が同じ靴を長時間使用する学校シューズは，足型に適応した複数の足囲サイズがあれば，多くの子ども達に「足に合った靴の心地よさ」を体験させることの出来る優れた教材であると考える．

しかし，足囲サイズが増えても，「適切なサイズ選び」や「正しい履き方」が伴わなければ意味がなく，これらを実現するには，体育・保健指導な

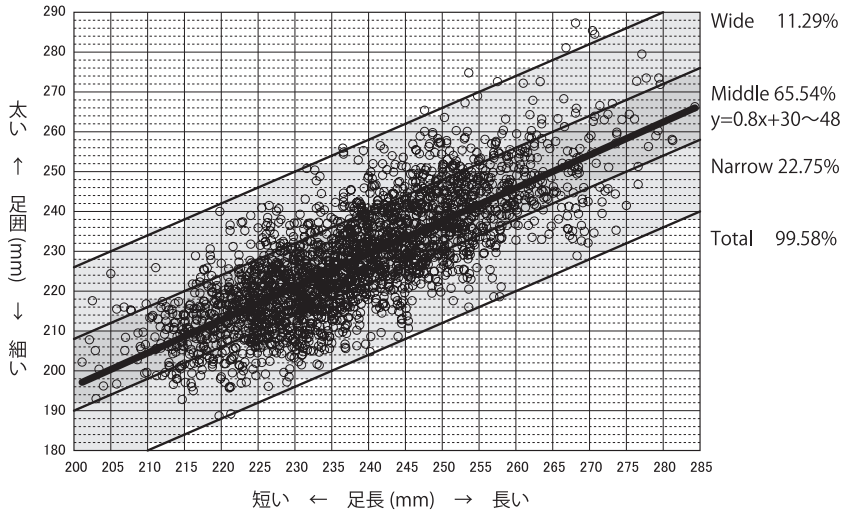


図 6.　Middle・Wide・Narrow の範囲と該当率

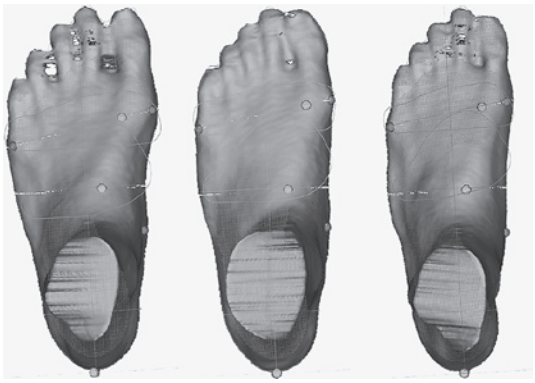


図 7.　Middle・Wide・Narrow の足型

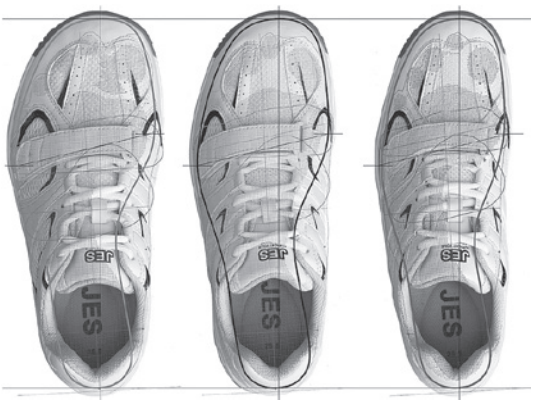


図 8.　Middle・Wide・Narrow 複数幅の学校用シューズ

どを通した「足と靴の健康教育」が多くの学校で日常的に行われるようになることが必要であり，（公財）日本学校体育研究連合会が纏めた「足育指導資料」[5]の活用を期待したい．

e）結　　語

JIS 規格男子用の学校用シューズは，中学生の足型に適合しているとは言えず，現在，主に生産供給されている「EE」サイズが適合する中学生は，わずか 8.38％にしかすぎなかった．

足囲部調整範囲を 18mm に設定し，最多の足囲が該当する範囲と隣接する範囲，それぞれの足型のラストを設計する事により，合計 3 つの足囲サイズで，中学生の 99.58％に適合する学校用シューズを開発した．

文　　献

1）日本規格協会．靴のサイズ JIS S 5037. 1998.
2）内田俊彦，佐々木克則，藤原和朗他．スポーツシューズと足サイズ．靴の医学　2006 ; 20（2）: 115–9.
3）塩之谷香，片瀬真由美，宮崎康介他．不適切な靴が原因と考えられる成長期の下肢障害．靴の医学　2008（2）; 22 : 83–8.
4）（公財）日本学校保健会．足の健康と靴のしおり．2010. 19.
5）（公財）日本学校体育研究連合会．「足育」パンフレット　足育指導資料．2014.

逆ヒールとロッカーソール機能が足底圧と靴歩行に及ぼす影響

Effect of negative heel and rocker sole function on the shoes and walking plantar pressure

新潟医療福祉大学大学院　義肢装具自立支援学分野
Field of Prosthetics & Orthotics and Assistive Technology, Niigata University of Health and Welfare Graduate School

笹本　嘉朝，阿部　　薫，松矢　　晃
Yoshitomo Sasamoto, Kaoru Abe, Akira Matsuya

Key words：逆ヒール（negative heel），ロッカーソール（rocker sole），足底圧（plantar pressure），歩行（walking）

要　旨

ロッカーソールと逆ヒール靴の機能を合わせ持つ靴を用いて，足底圧と歩行における時間・距離因子について検討を行った．実験に用いた靴底構造は前足部を 0 度から 2 度毎に増加させる靴底を付加して 6 度まで設定し，計 4 条件とした．足底圧力測定の結果から，中足部と MP 部ではマイナス角度が増加するにしたがいピーク圧力と接触圧力が有意に減少し，MP 部と足趾部では接触面積が有意に減少した．歩行における時間・距離因子についてはマイナス角度が増加するにしたがい，歩行速度とケーデンスが有意に減少した．その結果，中足部以遠の部位について減圧を必要とする足疾患/障害に適応があると考えられた．

緒　言

靴型装具はさまざまな疾患に適応があり，医療現場においても処方数の最も多い装具の一つである．ほとんどの場合，靴型装具は足底装具と併せて使用されるが，歩行を制御するのは靴型装具であり，生体足部を矯正するのは足底装具と大別することができる[1]．

近年，わが国では糖尿病患者が増加するにしたがい，その足病変に対する靴型装具の処方も積極的に行われており，靴底補正の代表例となっている．その特徴は足底部の局所的な圧力集中を等分散させるため，全面接触式足底装具（total contact insole）が使用され，歩行中の初期接地期（initial contact）と蹴り出し期（push off）における足底圧の軽減のため，ロッカーソール（rocker sole）が使用されていることである．しかし臨床例の retrospective study として効果は公表されているが，定量的データを用いて機能面については検討されておらず，その因果関係についての詳細は不明である．糖尿病性神経症を有する症例を用いてロッカー機能を検討した研究では，特に足底圧の減少効果を検討しているが足底装具の併用が必要であり，個々の症例の複雑な問題も絡むと科学的な証明は困難である[2]とされている．ロッカーソールの機能と適応には限界があるため，その他の方法では踵部を低く設定する逆ヒール（negative heel）によって，中足骨骨頭部の足底圧を減少さ

（2013/11/07 受付）
連絡先：笹本　嘉朝　〒950–3198　新潟県新潟市北区島見町 1398　新潟医療福祉大学大学院　義肢装具自立支援学分野
TEL・FAX 025–257–4725（研究室直通）
E-mail sasamoto@nuhw.ac.jp

図 1. 実験靴（マイナス角度の設定）

せる方法がある．前足部を 1cm 上げた逆ヒール靴を用いて健常高齢者を対象とした歩行分析では，フラットソールと比較して歩容は同程度であり，下腿の直立化によって姿勢が改善したという研究[3)~7)]がある．

本研究の目的は，ロッカーソールと逆ヒール靴の双方の利点を有する靴の機能について検討し，逆ヒール角度の変化と足底圧の関係性，および靴歩行への影響を明らかにすることである．

対象と方法

1. 対象

対象は本研究に関心を持ち，自主的に被験者協力に志願した健常男子大学生 16 名（年齢 21.6 ± 1.4 歳，身長 169.2 ± 4.2cm，体重 61.7 ± 10.1kg）を対象とした．

2. 計測

1）靴条件

実験に使用した靴は紐付きのスニーカーを用い，靴底をフラットに削り差高 0cm に加工したものをベースとして，これに前足部を 2 度毎に増加させる靴底を付加して 6 度まで設定し，踵部が低い状態の角度（以下，マイナス角度）は 0～－6 度までの計 4 条件とした．（図 1）さらにロッカー機能として中足骨骨頭部（以下，MP 部）の近位 1cm から爪先までを削りロッカー加工を施した．なお被験者の足長に適合する最適な靴サイズを使用した．

2）歩行条件

10m の歩行路を設け，前後 2.5m を予備歩行距離として定常状態に至った中間の 5m を計測区間とした．なお計測は自由歩行とした．

3）足底圧計測

タクタイルセンサシートによる足底圧測定システム（F-スキャン，ニッタ株式会社）を用いて靴内の足底圧をそれぞれの靴条件において 4 試行として測定した．解析するデータは足底での高い圧力点を示すピーク圧力と単位面積当たりの平均圧力を示す接触圧力，荷重時における足底の接地面積を示す接触面積とした．比較に用いた値は試行毎に抽出した左右の足底圧データの平均値とした．

4）歩行時間因子・距離因子の測定

足底圧測定とは別に前述の 5m の計測区間を歩行させ，歩行速度，ケーデンス，ストライド長をそれぞれの靴条件において 4 試行としてストップウォッチとテープメジャーによって計測した．比較に用いた値は試行毎に算出したデータの平均値とした．

3. 統計

2 群間検定にはウィルコクソンの順位和検定（Wilcoxon t-test，one tail）を用いた．

4. 倫理

本研究は新潟医療福祉大学倫理委員会の承認許可（第 17309-12022 号）を得て行われた．

結　果

1. 足底圧力測定

足底を踵部，中足部，MP 部，足趾部に 4 分割し，各領域のピーク圧力（表 1），接触圧力（表 2），接触面積（表 3）について有意差検定（表 4）を行った．

ピーク圧力の比較では，踵部と足趾部にはほとんど有意差は認められなかった．中足部と MP 部ではマイナス角度が増加するにしたがい，ピーク圧力が有意に減少した．

接触圧力の比較では，踵部と足趾部にはほとんど有意差は認められなかった．中足部と MP 部で

表 1. マイナス角度別のピーク圧力（kgf/cm²）

	踵部				中足部				MP 部				足趾部			
マイナス角度	0 度	2 度	4 度	6 度	0 度	2 度	4 度	6 度	0 度	2 度	4 度	6 度	0 度	2 度	4 度	6 度
1	2.56	2.93	2.85	2.95	0.75	0.93	1.05	0.99	4.00	4.00	3.99	4.13	2.43	2.58	1.56	1.38
2	1.06	1.36	1.08	1.33	1.19	1.14	1.05	1.04	1.65	1.83	1.66	1.73	1.84	2.03	2.04	1.80
3	1.58	1.45	1.45	1.45	0.81	0.84	0.74	1.04	2.19	2.35	2.38	2.35	1.80	1.99	1.85	1.79
4	1.51	1.60	1.61	1.55	1.31	1.26	1.08	1.23	3.34	3.40	3.26	3.36	1.73	2.48	2.06	2.04
5	2.06	2.11	2.23	2.15	0.78	0.94	0.79	0.90	3.14	3.31	3.20	3.13	2.63	3.01	3.03	3.09
6	1.94	1.95	1.96	2.21	0.60	0.55	0.55	0.49	1.89	1.94	1.96	2.21	3.99	3.89	3.88	3.76
7	4.01	4.09	4.59	4.85	1.13	1.04	0.89	0.83	2.05	1.95	1.68	1.89	4.75	4.16	4.21	4.49
8	1.56	2.98	1.35	1.64	1.83	0.99	0.91	0.76	2.20	2.13	2.05	1.98	2.03	1.69	1.81	1.90
9	2.65	2.70	2.94	2.88	1.49	1.26	1.24	1.25	4.85	4.66	4.70	4.43	0.65	1.83	1.05	1.38
10	2.19	2.28	2.09	2.14	1.86	1.59	1.54	1.36	4.35	4.23	4.31	3.94	1.84	1.95	1.74	2.00
11	2.23	2.40	2.23	2.10	1.38	1.23	1.18	1.15	1.38	1.35	1.15	1.13	1.80	1.85	1.93	2.18
12	1.60	1.70	1.60	1.48	1.35	1.15	0.98	1.15	1.15	1.28	1.20	1.18	1.53	1.65	1.40	1.40
13	1.70	1.53	1.45	1.45	0.88	0.95	0.78	0.85	1.90	1.75	1.68	1.65	1.10	0.88	1.10	1.30
14	1.75	2.15	1.65	1.58	1.23	1.13	1.20	1.18	1.45	1.95	1.38	1.60	1.18	1.78	1.10	1.20
15	1.68	2.18	1.38	1.40	0.68	0.78	0.65	0.88	1.45	1.60	1.25	1.18	1.80	2.35	1.68	1.53
16	1.30	1.23	1.38	1.43	0.95	0.90	0.93	0.83	1.23	1.23	1.30	1.18	4.65	3.55	3.83	4.43
平均	1.96	2.17	1.99	2.04	1.14	1.04	0.97	1.00	2.39	2.44	2.32	2.32	2.23	2.35	2.14	2.23
SD	0.70	0.75	0.88	0.91	0.39	0.24	0.25	0.22	1.18	1.11	1.19	1.13	1.21	0.89	1.03	1.10

表 2. マイナス角度別の接触圧力（kgf/cm²）

	踵部				中足部				MP 部				足趾部			
マイナス角度	0 度	2 度	4 度	6 度	0 度	2 度	4 度	6 度	0 度	2 度	4 度	6 度	0 度	2 度	4 度	6 度
1	1.09	1.24	1.20	1.21	0.39	0.50	0.48	0.46	1.40	1.38	1.49	1.54	0.93	1.10	0.79	0.71
2	0.58	0.54	0.49	0.44	0.44	0.40	0.39	0.36	0.74	0.73	0.70	0.68	0.79	0.84	0.76	0.73
3	0.79	0.74	0.79	0.78	0.44	0.46	0.40	0.48	1.01	1.04	1.06	1.06	0.88	0.86	0.79	0.78
4	0.69	0.71	0.73	0.66	0.50	0.48	0.46	0.48	1.06	1.03	1.06	1.08	0.63	0.85	0.76	0.71
5	0.85	1.00	0.95	0.89	0.33	0.43	0.35	0.34	1.04	1.11	1.06	1.06	1.04	1.19	1.13	1.10
6	0.89	0.83	0.80	0.76	0.21	0.20	0.20	0.20	0.78	0.75	0.73	0.71	1.13	1.09	1.11	1.06
7	1.58	1.55	1.75	1.81	0.60	0.58	0.51	0.49	0.83	0.86	0.76	0.80	2.30	2.05	1.99	2.03
8	0.64	0.59	0.54	0.56	0.44	0.39	0.39	0.33	1.00	0.91	0.86	0.88	0.94	0.78	0.81	0.78
9	1.19	1.26	1.40	1.31	0.69	0.61	0.60	0.59	1.79	1.74	1.78	1.70	0.45	0.70	0.59	0.74
10	1.10	1.08	1.00	1.04	0.96	0.85	0.83	0.71	1.59	1.49	1.50	1.41	0.83	0.83	0.78	0.83
11	0.85	0.93	0.83	0.83	0.58	0.55	0.50	0.50	0.65	0.63	0.60	0.63	0.88	0.90	0.95	1.05
12	0.65	0.68	0.65	0.60	0.58	0.53	0.50	0.50	0.63	0.60	0.63	0.63	0.70	0.65	0.63	0.63
13	0.65	0.63	0.55	0.55	0.43	0.48	0.38	0.43	0.88	0.88	0.78	0.75	0.60	0.48	0.53	0.63
14	0.78	0.88	0.70	0.65	0.58	0.55	0.60	0.55	0.80	0.88	0.80	0.80	0.65	0.85	0.60	0.58
15	0.68	0.80	0.58	0.55	0.33	0.38	0.28	0.30	0.45	0.48	0.38	0.33	0.78	1.15	0.75	0.65
16	0.65	0.58	0.63	0.65	0.43	0.38	0.43	0.40	0.65	0.63	0.73	0.55	1.28	1.08	1.13	1.20
平均	0.85	0.88	0.85	0.83	0.50	0.49	0.46	0.45	0.96	0.95	0.93	0.91	0.93	0.96	0.88	0.89
SD	0.27	0.29	0.35	0.36	0.17	0.14	0.14	0.12	0.36	0.35	0.38	0.38	0.42	0.35	0.35	0.36

はマイナス角度が増加するにしたがい，接触圧力が有意に減少した．

接触面積の比較では，踵部と中足部にはほとんど有意差は認められなかった．MP 部と足趾部ではマイナス角度が増加するにしたがい，接触面積が有意に減少した．

表 3. マイナス角度別の接触面積（cm^2）

	踵部				中足部				MP 部				足趾部			
マイナス角度	0 度	2 度	4 度	6 度	0 度	2 度	4 度	6 度	0 度	2 度	4 度	6 度	0 度	2 度	4 度	6 度
1	40.5	41.0	41.1	41.3	32.7	32.8	35.1	35.4	46.1	45.6	44.8	44.9	17.1	14.3	11.6	11.5
2	45.2	44.1	41.8	41.5	44.3	44.0	41.0	42.5	61.5	60.2	59.6	61.8	22.9	23.2	23.0	22.2
3	37.4	35.0	36.1	36.0	20.8	21.2	19.3	21.3	55.7	52.1	55.1	55.5	21.8	19.4	19.1	19.5
4	46.1	44.2	44.4	43.7	42.8	43.2	40.3	40.5	54.8	49.8	52.9	52.7	25.2	25.0	24.3	23.3
5	45.2	44.8	44.9	46.0	46.4	48.9	46.6	46.3	59.8	60.8	60.7	60.3	22.2	22.5	22.1	21.5
6	43.9	43.0	42.5	42.5	35.2	31.2	30.9	30.7	60.9	59.6	59.4	58.8	30.3	28.2	27.6	27.1
7	45.5	46.3	47.5	48.2	42.1	43.2	42.6	43.3	42.6	41.7	41.9	42.2	19.5	18.6	18.7	18.0
8	48.8	46.7	45.3	46.0	49.1	51.1	48.7	51.2	49.5	49.2	46.7	46.2	15.8	13.8	14.8	14.1
9	39.4	38.7	39.6	39.4	24.0	24.1	24.3	24.6	46.3	48.1	47.5	47.7	5.0	8.6	6.8	7.9
10	38.9	39.9	39.5	40.0	35.1	35.1	34.0	34.7	62.3	61.8	61.4	61.4	19.1	17.2	16.1	15.9
11	34.1	34.1	35.0	33.9	32.0	31.0	31.0	31.5	41.4	41.2	41.9	41.1	19.1	18.2	17.6	17.8
12	43.0	42.1	42.7	42.1	43.1	43.2	43.4	41.8	51.5	50.6	50.5	49.9	18.3	18.5	15.7	17.9
13	41.0	40.4	39.7	39.9	32.5	31.5	31.0	35.3	50.3	48.8	49.6	50.8	19.2	17.8	18.1	17.3
14	40.6	41.0	40.3	40.1	34.1	33.9	31.4	31.7	46.3	46.0	45.1	45.2	26.0	25.6	24.4	23.2
15	41.5	39.0	37.7	38.5	43.4	37.4	41.1	40.6	48.3	44.8	47.0	46.6	24.7	21.1	23.4	22.2
16	36.2	34.8	38.1	37.9	40.3	34.8	42.2	39.4	48.8	47.6	48.9	48.8	33.5	31.7	31.0	30.8
平均	41.71	40.94	41.01	41.06	37.37	36.66	36.43	36.93	51.63	50.49	50.81	50.87	21.23	20.23	19.64	19.39
SD	3.98	3.94	3.45	3.74	7.94	8.39	8.14	7.84	6.78	6.70	6.63	6.83	6.44	5.77	6.09	5.69

表 4. ピーク圧力，接触圧力，接触面積におけるマイナス角度別の有意差検定結果

ピーク圧力				接触圧力				接触面積			
中足部	2 度	4 度	6 度	中足部	2 度	4 度	6 度	MP 部	2 度	4 度	6 度
0 度	ns	**	ns	0 度	ns	**	*	0 度	**	**	*
2 度	—	**	*	2 度	—	*	**	2 度	—	ns	ns
4 度	—	—	ns	4 度	—	—	ns	4 度	—	—	ns
MP 部	2 度	4 度	6 度	MP 部	2 度	4 度	6 度	足趾部	2 度	4 度	6 度
0 度	ns	ns	ns	0 度	ns	ns	*	0 度	**	**	**
2 度	—	*	**	2 度	—	ns	*	2 度	—	*	**
4 度	—	—	ns	4 度	—	—	ns	4 度	—	—	*

**：$p<0.01$，*：$p<0.05$，ns：有意差なし

2. 歩行時間因子・距離因子

歩行速度，ケーデンス，ストライド長（表5）について有意差検定（表6）を行った．

マイナス角度が増加するにしたがい，歩行速度とケーデンスが有意に減少したが，ストライド長には有意差が認められなかった．

考　察

ピーク圧力および接触圧力の比較では，踵部と足趾部にはほとんど有意差は認められず，中足部とMP部ではマイナス角度が増加するにしたがい，ピーク圧力が有意に減少した．

通常の場合，立脚中期には足底全面が接地するため，足部の縦アーチが低下して第5中足骨底部に足底圧が増加し，立脚後期から終期において蹴り出し動作が行われるとMP部の足底圧が増加する．靴の踵部を下げてマイナス角度を増加していくと，立脚中期に足底全面が接地したとしても圧力中心（center of pressure：COP）の前進が妨げられるため，中足部の前方に位置する第5中足骨

表 5. マイナス角度別の歩行速度（m/sec），ケーデンス（step/sec），ストライド（m）

	速度				ケーデンス				ストライド			
マイナス角度	0 度	2 度	4 度	6 度	0 度	2 度	4 度	6 度	0 度	2 度	4 度	6 度
A	1.6	1.6	1.6	1.5	124	125	123	124	1.58	1.56	1.62	1.56
B	1.1	1.1	1.1	1.0	106	105	104	106	1.24	1.26	1.27	1.28
C	1.3	1.3	1.3	1.3	110	107	108	110	1.52	1.47	1.47	1.44
D	1.2	1.2	1.1	1.1	112	112	104	106	1.34	1.28	1.3	1.27
E	1.2	1.2	1.2	1.2	104	105	104	103	1.41	1.42	1.42	1.43
F	1.6	1.6	1.7	1.7	114	116	117	116	1.76	1.72	1.79	1.78
G	1.2	1.2	1.2	1.2	105	107	106	107	1.43	1.43	1.38	1.38
H	1.2	1.2	1.2	1.2	102	101	102	102	1.42	1.42	1.44	1.48
I	1.2	1.2	1.2	1.2	105	106	105	104	1.41	1.42	1.42	1.43
J	1.2	1.2	1.1	1.1	112	112	104	103	1.34	1.29	1.3	1.27
K	1.6	1.6	1.6	1.4	124	121	118	111	1.61	1.62	1.61	1.59
L	1.6	1.5	1.6	1.6	136	140	118	114	1.42	1.33	1.67	1.73
M	1.4	1.2	1.3	1.3	111	110	107	106	1.51	1.54	1.52	1.46
N	1.3	1.4	1.3	1.3	120	112	111	109	1.38	1.51	1.44	1.42
O	1.6	1.6	1.6	1.5	121	121	122	120	1.59	1.63	1.63	1.51
P	1.3	1.3	1.3	1.3	105	107	108	105	1.53	1.49	1.47	1.45
平均	1.35	1.34	1.34	1.31	113.2	112.9	110.1	109.1	1.47	1.46	1.48	1.47
SD	0.19	0.18	0.21	0.19	9.5	9.8	7.1	6.4	0.13	0.13	0.15	0.15

表 6. 歩行速度，ケーデンスにおけるマイナス角度別の有意差検定結果

速度	2 度	4 度	6 度	ケーデンス	2 度	4 度	6 度
0 度	ns	ns	*	0 度	ns	*	*
2 度	—	ns	*	2 度	—	**	*
4 度	—	—	*	4 度	—	—	*

**：$p<0.01$，*：$p<0.05$，ns：有意差なし

底部の足底圧は低減したと考えられた．また母趾と MP 骨頭部で蹴り出しを行うが，靴前方が上がったマイナス角度設定において蹴り出し動作を行おうとすれば，長母趾屈筋，長趾屈筋，下腿三頭筋などの筋活動増加を要求することになる．ヒトは無意識に合目的的と判断した身体負担の少ない動作を選択するため，マイナス角度が設定された状態では，膝関節を屈曲し足部を引き上げる，いわゆる「膝上げ歩行」のパターンが起きたためと考えられた．

接触面積の比較では，踵部と中足部にはほとんど有意差は認められなかった．MP 部と足趾部ではマイナス角度が増加するにしたがい，接触面積が有意に減少した．前述のように，マイナス角度が設定された条件では，蹴り出し期の MP 部の足底圧力は減少し，足趾部も蹴り出し動作に参加しにくくなっているためと考えられた．

マイナス角度が増加するにしたがい，歩行速度とケーデンスが有意に減少したが，ストライド長には有意差が認められなかった．

足底圧の考察で述べたとおり，歩行の推進力を発生する蹴り出し動作が「膝上げ歩行」によって十分に行われていないため歩行速度は遅くなったと考えられた．通常歩行において歩行速度を上げるためには，ケーデンスを上昇させるかストライドを長くするか，この 2 つの方法しかない．結果はケーデンスが減少しており，歩幅を大きくして歩行速度を上昇させようとする反応があったこと

が伺えた．しかしストライドには有意差が認められなかったことは，歩幅を伸ばそうとする下肢動作は行われたが，前足部が上がったマイナス角度設定では「膝上げ歩行」になるため遊脚動作が大きくなり，踵接地地点までの距離が伸びなかったためであると考えられた．

結　　語

健常男子大学生16名を対象に，踵部を低く設定した逆ヒール靴を用いて，平地歩行時の足底圧と歩行速度，ケーデンス，ストライドを計測した．実験に使用した靴は前足部を2度毎に増加させる靴底を付加して6度まで設定し，マイナス角度は0～－6度までの計4条件とした．さらにロッカー機能としてMP部の近位1cmから爪先までを削りロッカー加工を施したものであった．

逆ヒール靴では，中足部とMP部の足底圧を減じ，MP部と足趾部の接触面積も減少させる．マイナス角度を増加させるとさらに減少する．したがって中足部以遠の部位について減圧を必要とする足疾患/障害に適応があると考えられた．ただし逆ヒールは足関節背屈となるため，足関節に障害が及ぶ疾患では注意が必要と考えられる．また通常のロッカーソール機能のように歩行速度を上昇させる効果は期待できないことが判明した．

文　　献

1）阿部　薫．足部・足関節の義肢装具による機能支援．理学療法ジャーナル　2011；45（9）：765–72.
2）Hsi WL, Chai HM, Lai JS. Evaluation of rocker sole by pressure-time curves in insensate forefoot during gait. Am J Phys Med Rehabil 2004；83（7）：500–6.
3）加藤哲也，細川昌俊，横井秋夫他．逆ヒールの検討．靴の医学　1987；1：50–3.
4）加藤哲也，細川昌俊，横井秋夫他．逆ヒールの検討　第2報老人靴への応用．靴の医学　1988；2：27–33.
5）加藤哲也，細川昌俊，横井秋夫他．逆ヒールの検討　第3報その適応と老人姿勢の改善．靴の医学　1989；3：26–34.
6）加藤哲也，細川昌俊，横井秋夫他．逆ヒールの検討　第4報腰痛に対する効果．靴の医学　1990；4：33.
7）加藤哲也，細川昌俊，横井秋夫他．逆ヒールの検討　第5報膝関節症に対する効果．靴の医学　1991；5：81–7.

上履き靴の改造による保育園児の運動能力改善

Improvement of motor function for kindergartners by modifying shoes

新潟医療福祉大学大学院　医療福祉学研究科
Graduate School of Health and Welfare, Niigata University of Health and Welfare

永井　恵子，阿部　　薫，笹本　嘉朝
Keiko Nagai, Kaoru Abe, Yoshitomo Sasamoto

Key words：上履き靴（Children's in door shoes），運動能力（Motor Function），保育園児（Kindergartners）

要　旨

上履き靴は保育園児の一日の生活の中で使用時間が長いが，靴の基本的な部材が省略された構造となっている．十分な運動機能を発揮することができ，かつ大きなコスト高にならない靴の構成要素を見出すことを目的とした．方法として，上履き靴を使用した運動機能を測定するため課題動作として立ち幅跳び，10m 走，5m 歩行を行わせた．その結果，非伸縮性の足背ベルトとカウンターが有効であることが判明した．

緒　言

幼児期の足の成長は著しく，靴の使用と併せて足部形成にとって重要な時期であると考えられる．この時期は正しい歩容を身に付け，かつ適正な子供靴の使用が健やかなる足の成長に影響[1]があり，適合した靴は歩行の安定性や効率性が良い[2]．しかし上履き靴は保育園児の一日の生活の中で使用時間は長いものの，靴の基本的な部材が省略された構造となっており，歩行を補助する機能が低く足部との適合性も低い．1960 年代からいわゆるバレーシューズと呼ばれるタイプが上履き靴として使用され，既に 50 年以上が経過[3]しており，足に適合しない画一的な上履き靴に対して長期間検討されてこなかったことに疑問がある[4]と指摘されている．

そこで現在の上履き靴に必要な靴の構成要素を検討した．必須条件として足と靴の適合性の向上，幼児の運動機能を充分に発揮させること，使用方法が単純化されていること，毎日使用するものなので耐久性があること等である．さらに上履き靴は足の成長に伴い買い替えの頻度が上がるため，事実上の価格上限が存在する．このため消費者に大きな経済的負担がかからないように低コストであることが条件となるため，特殊な部材を使用せず一般に普及している材料と方法として，足背ベルトとカウンターを選定した．

対象と方法

(1) 対象

被験者は健常園児とし，条件 1～3 は 92 名（4.9 ± 0.8 歳），条件 4 は 87 名（4.6 ± 0.6 歳）であった．

（2013/11/11 受付）
連絡先：永井　恵子　〒950–3198　新潟県新潟市北区島見町 1398　新潟医療福祉大学大学院　靴人間科学研究室
TEL・FAX 025–257–4525
E-mail ham12004@nuhw.ac.jp

図 1. 靴条件
左上：条件 1　現状の上履き靴
右上：条件 2　面ファスナー付きベルト追加
左下：条件 3　カウンター追加
右下：条件 4　面ファスナー付きベルト・カウンター追加

条件 4 は異なる実験日であったため被験者数が異なった.

(2) 方法

1）靴条件

一般にバレーシューズと呼ばれる普及率の高い上履き靴と，これに部材を付加した計 4 種類を靴条件とした．条件 1：足背に伸縮性ゴムベルトが付いた現状の上履き靴（図 1 左上），条件 2：条件 1 の伸縮性ゴムベルトを折り返し非伸縮性面ファスナー付ベルトに交換したもの（図 1 右上），条件 3：条件 1 の踵部にカウンターを接合したもの（図 1 左下），条件 4：条件 1 の足背に面ファスナー付ベルトと踵部にカウンターを具備したもの（図 1 右下）とした.

2）靴選定

FHA（足と靴と健康協議会）方式により被験者の足型計測を行い，実験用上履き靴の適正サイズを選択した.

3）課題動作

課題動作は 3 種類とした．立ち幅跳びの距離，10m 走の所要時間，5m 歩行における速度，歩幅，ケーデンスについて各 3 回計測し平均値を算出した．5m 歩行は前後に 2.5m の予備歩行距離を設定した 10m の歩行路を歩かせ，定状状態に至った中間 5m を計測区間とした．なお各計測については充分な休憩をとりながら行った.

4）統計分析

ウイルコクソン順位和検定（Wilcoxon t-test）を用いた.

5）倫理

本研究は新潟医療福祉大学倫理委員会の承認許可（第 17350-121018 号）を得て行われた.

結　果

全ての課題動作の平均値と SD を表 1 に，各課題動作の条件間比較（有意差検定）結果を表 2～6 に示した.

立ち幅跳びでは条件 3（カウンター追加）が最も飛躍距離が長く，条件間比較（表 2）では条件 3 に対して条件 1（現状）と条件 4（ベルト＋カウンター）は有意に短く（$p<0.01$），条件 2（ベルト追加）には有意差が認められなかった.

10m 走では，条件 4 が最も走行時間が速く，条件間比較（表 3）では，全ての条件に対して有意に速かった（$p<0.01$）.

歩行速度では条件 3 が最も速かったが，全ての

表 1. 各計測項目の結果（平均±SD）

	条件 1	条件 2	条件 3	条件 4
立ち幅飛び（cm）	74.34±23.54	81.91±17.86	84.61±21	80.8±18.92
10m 走（sec）	3.74±0.518	3.51±0.46	3.41±0.43	3.33±0.37
歩行速度（cm/sec）	131.24±30.11	133.90±28.564	134.93±24.95	129.83±25.8
歩幅（cm）	52.71±8.18	53.64±7.95	53.19±7.07	51.06±6.42
ケーデンス（step/min）	150.14±23.46	150.86±25.71	153.28±24.86	152.14±20.32

表 2. 立ち幅跳びの条件間比較

	条件 2	条件 3	条件 4
条件 1	*	**	**
条件 2		ns	**
条件 3			**

**：p＜0.01　*：p＜0.05　ns：有意差なし

表 3. 10m 走の条件間比較

	条件 2	条件 3	条件 4
条件 1	ns	**	**
条件 2		**	**
条件 3			**

**：p＜0.01　ns：有意差なし

表 4. 歩行速度の条件間比較

	条件 2	条件 3	条件 4
条件 1	ns	ns	ns
条件 2		ns	ns
条件 3			ns

ns：有意差なし

表 5. 歩幅の条件間比較

	条件 2	条件 3	条件 4
条件 1	ns	ns	ns
条件 2		ns	ns
条件 3			**

**：p＜0.01　ns：有意差なし

表 6. ケーデンスの条件間比較

	条件 2	条件 3	条件 4
条件 1	ns	*	*
条件 2		ns	ns
条件 3			*

*：p＜0.05　ns：有意差なし

条件に対して有意差は認められなかった．（表 4）

歩幅では条件 2 が最も長かった．条件 3 は条件 4 に対してのみ有意に長かった（p＜0.01）．（表 5）

ケーデンスでは条件 3 が最も大きかった．条件 1 に対して条件 3 および条件 4 は有意に大きく（p＜0.05），条件 4 よりも条件 3 の方が有意（p＜0.05）に大きかった．（表 6）

考　察

上履き靴は指定靴として事実上の価格上限が存在するため，改良コストが大幅な価格上昇とならないよう最低限の靴要素とした．そのため本研究は靴の重要な構成要素である足背ベルトとカウンターの効果について，靴条件を設定して動的評価を行った．

立ち幅跳びの実験結果より，カウンターが立位肢位を安定させることによって跳躍動作を補助するが，非伸縮性ベルトは跳躍時の足部動作を阻害するのではないかと推察された．

歩行計測において，歩行速度に有意差が認められず，歩幅の検討では非伸縮性ベルト＋カウンターの条件よりもカウンターのみの方が歩幅が伸びており，またケーデンスの比較では非伸縮性ベ

ルトよりもカウンターの方が高値を示したが有意差は認められなかった．さらに非伸縮性ベルト＋カウンターの条件の方が有意に低値を示した．

歩行速度，歩幅，ケーデンスは歩行計測であったが，10m 走の比較では非伸縮性ベルト＋カウンターの条件が最も速かったことから，低速の前進運動である歩行では踵接地時の安定性に寄与するカウンターの役割りが大きく，高速の前進運動である走行では踵接地時のカウンターに加えて，立脚中期～遊脚期ともに靴と足部の固定性を高めるために非伸縮性ベルトが重要であると考えられた．なお，走行を除けばカウンターの追加のみで十分であるとも言えた．

子ども靴の開発に関する先行研究[5]では，木型，インソール，クロスベルトを工夫したスポーツシューズタイプが紹介されている．また異なる素材によって構成された靴内環境を検討した研究[6]もあるが，何れもカウンターに言及したものではなかった．カウンターは後足部の保持を行うが，その適正値については JIS（日本工業規格）にも基準がない．カウンターの寸法や形状は木型に依存し，材料物性は靴に要求される機能によって異なる．これらの研究[7][8]は緒に着いたばかりであり，本研究でもカウンターの有用性は判明したが，最適な条件を示すことはできなかった．

足背ベルトの適正値に関しては静的状態で甲部にかかる圧力を検討した研究[9][10]や，最も足の動きが少ない部位にベルトを設定するべきとした研究[11][12]もあるが，本研究は課題動作を行わせて動的評価により走行時の有用性が判明したことは，より実際的であると考えられた．

結　語

上履き靴は歩行や走行のみならず，跳躍や立位，また不用意な方向への移動など，あらゆる場面で園内生活に使用されるため，現状の靴要素では不安定であり，非伸縮性ベルト＋カウンターの要素が追加されたものが望ましく，走行を除けばカウンターのみでも十分であると考えられた．

文　献

1）大野貞枝他．成長期の足と靴との適合性と外反母趾．靴の医学　1996；10：155–61.
2）小林文子他．靴の適合性が歩行に与える影響．靴の医学　2010；24：45–50.
3）吉田智美他．学校生活における上履きの変遷とその役割．埼玉大学紀要教育学部　2009；58（2）：123–34.
4）下枝恭子他．小児の足部形態と履物の比較調査．靴の医学　1991；5：139–41.
5）佐々木克則他．子供の足の現状と考慮した靴の開発．靴の医学　2007；21：104–7.
6）夫馬佳代子他．児童の快適な生活環境を目指した試作靴の製作．岐阜大学研究紀要（自然科学）　2005；29（1）：51–9.
7）中山憲太郎他．靴型の踵幅を考慮した靴の適合性の検討―標準規格化への提案―．新潟医療福祉学科誌　2012；12（1）：22.
8）阿部　薫他．レントゲン写真に基づいた靴型製作のための踵幅位置の検討．新潟医療福祉学科誌　2013；13（1）：24.
9）斎藤　淳他．甲部にかかる圧力値―靴紐の締め付け具合の定量化に向けて―．靴の医学　2010；24：40–4.
10）蓮沼里沙他．足背における靴紐の締め付け量の最適値の検討．義肢装具自立支援学　2012；3：101–4.
11）中尾喜保他．デルマトグラフ法による足の歪の分析．靴の医学　1988；2：40–3.
12）佐藤雅人他．幼児の足の成長と靴．靴の医学　1991；5：28–32.

採型手技の標準化の試み（第三報）
～立位採型治具を用いて作製した足底装具の差異について～

A trial of standardization of the Modeling Technique
(Third Report)
～About a difference of the Arch support with the tool for Modeling of the standing position～

[1)]東名ブレース株式会社，[2)]うさみ整形外科　足と靴のクリニック，[3)]慶應義塾大学整形外科

[1)]Tomeibrace. Co. Ltd

[2)]The Clinic of Shoes, Foot, and Ankle Disorders, Usami-seikeigeka clinic

[3)]Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Keio University

曽我　敏雄[1)]，奥村　庄次[1)]，宇佐見則夫[2)]，井口　　傑[2)]，須田　康文[3)]

Toshio Soga[1)], Shoji Okumura[1)], Norio Usami[2)], Suguru Inokuchi[2)], Yasunori Suda[2)]

Key words：足底装具（Insole），採型治具（Tool for Modeling），アーチサポート（Arch support），立位（Standing Position）

要　旨

我々は「採型手技の標準化の試み」として，立位荷重位での採型を基準とし，さまざまな採型法に対し，どのようなアーチサポートの具合になるかについて検討し，標準化に取り組んできた．

今回，立位採型治具を開発し，立位での採型を基準とし，被験者1名に対して比較検討を試みた．舟状骨の床面からの高さを計測し，荷重位と非荷重位の差を計測して求め，その差が8mmだったことから，開発した採型治具を使用し，立位荷重位での状態から，±0mm，＋2mm，＋4mm，＋6mm，＋8mmの採型を実際に行い，陽性モデルを作製してアーチサポートを作製した．また，これらのモデルやアーチサポートをF-SCANやFlexiForceボタンセンサEconomical Load & Forceシステム（以下ELFとする）で検討した．

立位荷重にて治具を用いることにより，2mmずつサポート部を上げていくという意図する高さに採型することができた．陽性モデルのアーチサポート部の修正に対し，基準にすることもできた．作製したアーチサポートも意図する高さに出来ることがわかった．医師と義肢装具士との同じ認識を持つことが重要であり，再現性が高いことから標準化することが可能であると考える．

(2013/11/14受付)

連絡先：曽我　敏雄　〒259–1147　神奈川県伊勢原市白根472–5　東名ブレース（株）関東支店
TEL 0463–92–5578　FAX 0463–92–5582
E-mail soga@tomeibrace.co.jp

緒　言

現在，義肢装具士による足底装具に対する採型は，様々な手法で行われているが，その中で代表的な方法が座位半荷重における採型（図1）であ

図 1.　座位半荷重での採型

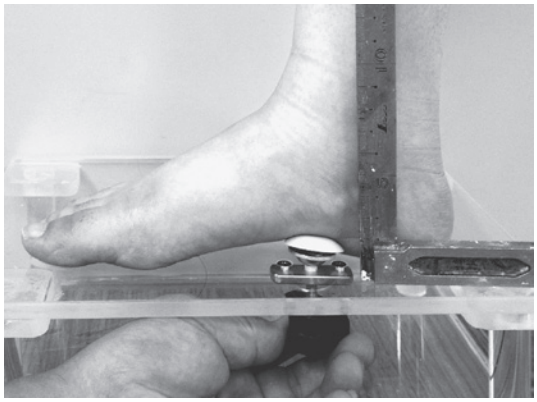


図 2.　立位採型治具

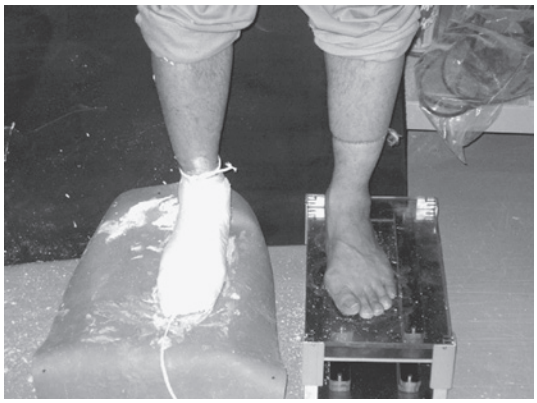


図 3.　立位採型治具での採型 硬化

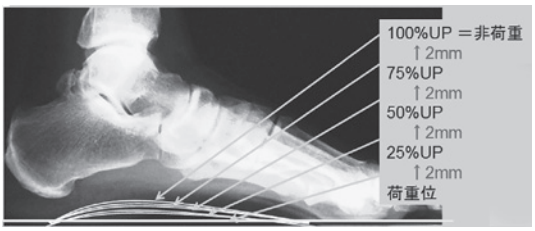


図 4.　立位を基準としたアーチサポートの設定

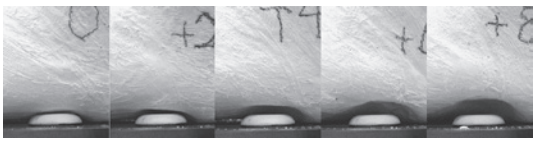


図 5.　採型した陽性モデル

図 6.　作製したアーチサポート

る.

それは，座位で立位荷重時をイメージして採型するが，日常の形状を代表しているとは言い難く，個人差があり，一律に同一の形状を再現する事は，難しいとされている．義足の採型にはそれを補助するデバイスなどはあるが汎用性に欠ける．

我々は今まで「採型手技の標準化の試み」第 2 報として誰がどのように採型しても同じように出来ることから，立位荷重位での採型を基準とし，非荷重位を想定した高さまでの範囲で，どれくらい高くしたらどのようなアーチサポートの具合になるかについて，検討している．

総合的には，臨床で使える範囲としては 75% くらいまででではないかと考えることができるが，一番重要なのは，医師と義肢装具士との間で共通の認識を持つであることを報告した．

今までの研究を元に，今回改良した縦アーチ高

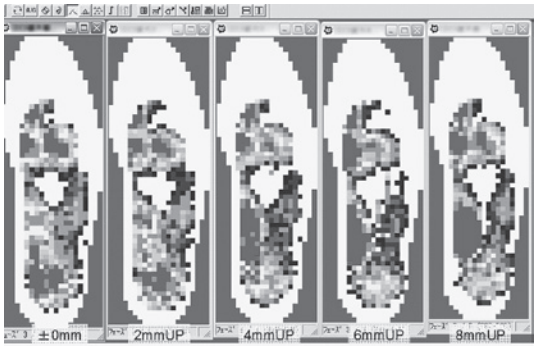


図 7.　F-SCAN による計測結果

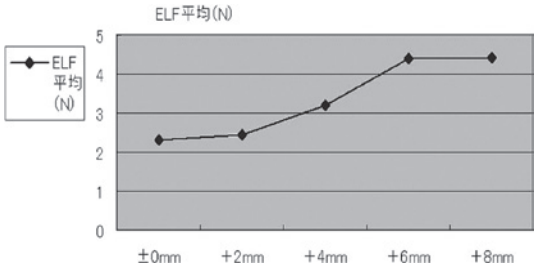


図 8.　ELF による計測結果

図 9.　疾患別フローチャート 立脚初期

調整式採型治具（図 2）を紹介する．

内側縦アーチ部の基準パットが前後左右への移動と上下に高さを調整できる初期型に追加して，左右移動可能な半月状の踵骨部のガイドパーツを取り付けた．

22.0cm から 28.0cm まで対応可能とし，非計測側に ± 2cm 可能な補高板を設けた．義肢装具士が病院で使いやすいようにマニュアル操作とし，コンパクトかつ軽量な上，強度もしっかりとしたものとした．

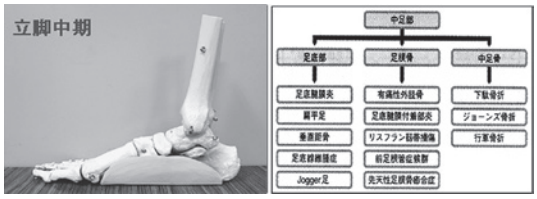


図 10.　疾患別フローチャート 立脚中期

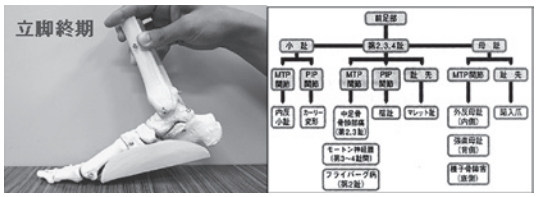


図 11.　疾患別フローチャート 立脚終期

今回，使用するにあたり以下の方法で採型を行った．アライメントを考慮し，健足用の治具で高さ調整を行い，患足を踵部パーツにて固定し，採型イメージを想定して位置を決める．

内側縦アーチ部パットをアーチの頂点位置である舟状骨直下に合わせ，立位時に，パットと足が触れた高さを，基準の 0mm とし，数 mmUP という形でパットを上げ，採型したいアーチ高を確認する．

採型用ゴムシートをひき，ギプス包帯を巻き，同じ位置に，再び足を置き，立位をとって，硬化を待つ（図 3）．

アーチ高の変化の基準として，床面から舟状骨までの高さを計測，計測側で片足立ちして荷重し全体重を表示した状態を荷重位，MP の第 1 趾と第 5 趾，踵の 3 点が着いている状態で 0kg を表示した状態を非荷重位とした．

対象と方法

舟状骨の床面からの高さを計測し，荷重位と非荷重位の差を計測して求め，その差が 8mm だったことから今回，採型治具を使用し，立位荷重位での状態から，± 0mm，＋ 2mm，＋ 4mm，＋ 6mm，

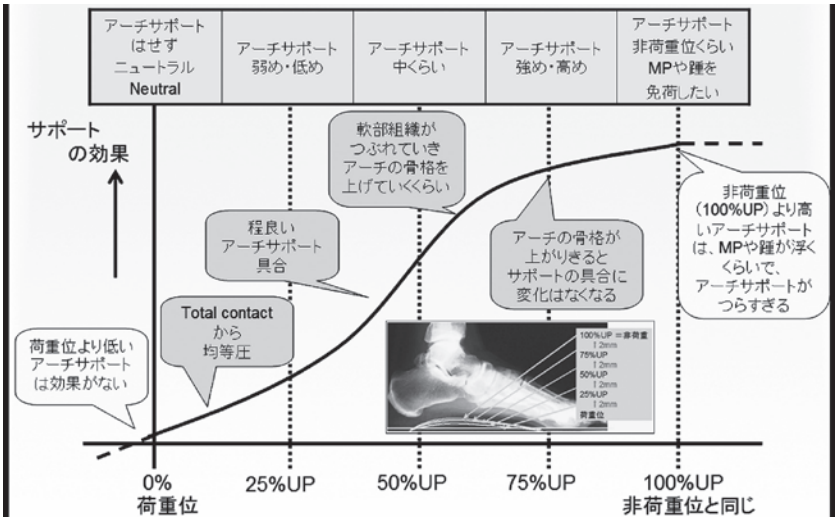


図 12.　アーチサポートの処方・指針

＋8mm の採型を実際に行い，陽性モデルを作製してアーチサポートを作製した（図 4）．これらのモデルやアーチサポートを F-SCAN や ELF などで比較した．

結　果

陰性モデルから起こした陽性モデル（図 5）であるが，荷重位である ±0mm から 2mmUP，4mmUP，6mmUP，8mmUP と順に採型することができ，パッドの跡を基準に滑らかに削り修正した．

そのモデルから作製した足底装具である（図 6）．左から，±0mm，2mmUP，4mmUP，6mmUP，8mmUP である．

作製した足底装具の評価として F-SCAN で計測した．一歩行周期の足圧の積算である．左から，±0mm，2mmUP，4mmUP，6mmUP，8mmUP で，順にアーチ部にサポートされていることがわかった（図 7）．

ELF の計測結果である．立位・片足立ちにおいて，内側縦アーチ部の舟状骨の真下にセンサーを当て圧力を計測，計測開始 2 秒後から 3 秒間，0.01 秒毎の数値の平均を比較した．徐々にアーチ部にかかる圧が高くなっていくのは当然であるが，グラフのような曲線になった（図 8）．

考　察

治具を用いて立位荷重にて採型，2mm ずつサポート部を上げ，意図する高さにすることができた．陽性モデルのアーチサポート部の修正に対し，基準にすることもできた．作製したアーチサポートも意図する高さに出来ることがわかった．再現性が高いことから標準化することが可能であり，医師と義肢装具士との同じ認識を持つことが，重要と考える．

疾患別フローチャート（図 9，図 10，図 11）で，装具の処方を足部の痛みの部位や原因から考える．

ここで一番衝撃がかかる立脚初期や終期にはアーチサポート部が浮いているが，一日の立位や歩行時における負担の軽減を図るには，言い換えれば，一歩行周期の負担の軽減と考えられるのでそれぞれの疾患別に効果があるものとする．

アーチサポートの処方では，中足部の痛みに対して，ストレスが原因であると考えられるので，例えば，アーチサポートの高さは「高め」と処方される場合が多い．対して，前足部・後足部の痛

みは，足底圧の集中による圧迫が考えられるので，例えば，アーチサポートの高さは「低め」でMPやかかとの素材を柔らかく工夫して処方されることが多い．重要なのは，それら，医師の意図する処方を作製されたアーチサポートに確実に反映すべきという点であると考える．

今までの我々の「標準化の試み」という研究の結果からアーチサポートの処方・作製指針の案をまとめた（図12）．

今までの結果から荷重位から非荷重位までの間でこのような目安であると言える．これらの考えを基準とし，医師と義肢装具士との間での共通認識となり，処方や作製が行われることを望む．

結　語

治具を使用した立位荷重による採型では，採型者の意図するアーチ高の再現性は高かった．実際に処方する医師が，義肢装具士との共通の認識を持ち，例えば，「荷重位の何％増し」とか，「サポート弱め」や「強め」など，症状によって治療の効果をどれくらい期待して考えるアーチサポートが，どのくらい高いアーチサポートかを定めた基準や数値で表現し処方されることが出来ることが望ましいと考える．また，技術力向上のツールとして教育の場でも用いる事が有効であると考えられる．今後は，操作性，汎用性を検討してゆき，採型者の意図する基準を反映でき得るものを目指し開発して行きたい．

文　献

1）井口　傑．足のクリニックII～手術書に書けなかったこと～．東京：南江堂；2008. 167–84.
2）加倉井周一（編）．装具学．第3版．東京：医歯薬出版；2003. 17–50.
3）石塚忠雄．新しい靴と足の医学．第1版．東京：金原出版；2000. 1–9.

靴の医学 **27**(2)：25–29，2013. **原　著**

靴型設計時における成人女子用踵幅基準値表の試作

The trial production of the heel breadth standard value table for shoe last design

[1)]新潟医療福祉大学大学院　医療福祉学研究科
[2)]有限会社中山靴店
[1)]Graduate School of Health and Welfare, Niigata University of Health and Welfare
[2)]Nakayama Shoe Shop. ltd

中山憲太郎[1)2)]，阿部　　薫[1)]，笹本　嘉朝[1)]
Kentaro Nakayama[1)2)], Kaoru Abe[1)], Yositomo Sasamoto[1)]

Key words：踵（heel），踵幅（heel breadth），JIS 規格（Japanese Industrial Standards）

要　旨

日本の靴製作において唯一の指標である JIS 規格は，前足部のみの基準であり後足部の基準はない．そこで後足部の基準を作るべく，踵幅と足囲ならびに足幅との関係性を検討した．三次元足型計測器（DREAM GP 社　JMS-2100Cu）を用い，12 歳以上の女性健常者 10209 人，計 20418 足を対象とし，足長，足囲，足幅，踵幅を計測した．その結果，踵幅は足囲，足幅ともに関係性が強いことが明らかになった．また，ウィズ B～F 間における踵幅にもそれぞれ有意な相関があった．これにより，靴の後足部もウィズ毎に変化していかなければならない事が示唆された．得られた結果から JIS 規格に連動する成人女子用踵幅基準値表を試作したので報告する．

（2013/10/22 受付）
連絡先：中山憲太郎　〒950–3198　新潟市北区島見町 1398　新潟医療福祉大学大学院医療福祉学研究科
TEL 025–257–4525　Fax 025–257–4525
E-mail webmaster@lamanodekent.co.jp

緒　言

日本の靴は，足長，足囲，足幅のみが JIS 規格（S5037）[1)]で規定され，靴型製作ならびに靴選びの唯一の指標とされている．しかしこれらの項目は前足部のみの基準であり後足部に基準はない．これは靴メーカーが多くの靴型を保持できないこと，靴型の後足部製作はヒール等による靴型底面の影響を受けやすいことなどの理由が考えられる．靴消費者は後足部の適合性に関して要求度は高く，特に女性の多くが踵部に靴ずれや踵脱げなどのトラブル経験があると報告されている[2)]．しかし足と後足部の関係性に関する研究は十分とは言えない[3)～5)]．このため本研究では高い適合性の靴製作のため JIS 規格の足囲，足幅サイズを用いて，踵幅との関係性から踵幅基準値を示すことにより靴型の後足部製作の一助とすることを目的とした．ただし，JIS 規格には同ウィズに足囲と足幅の二つの基準が存在しており，現状ではウィズを決定するのにどちらの基準を採用するかは計測者の判断に任されているのが現状である．そのため予備実験を行った結果，同じ足でも足囲基準を採用した時と，足幅基準を採用した時ではウィズが

表 1. 足囲，足幅基準のウィズ分布

ウィズ	足囲（n）20417	足幅（n）20417	両方（n）4242
A	366	308	209
B	889	534	258
C	2486	1341	624
D	4350	2390	932
E	5231	3463	960
2E	4386	3979	727
3E	2171	3784	377
4E	463	2776	123
F	75	1842	32

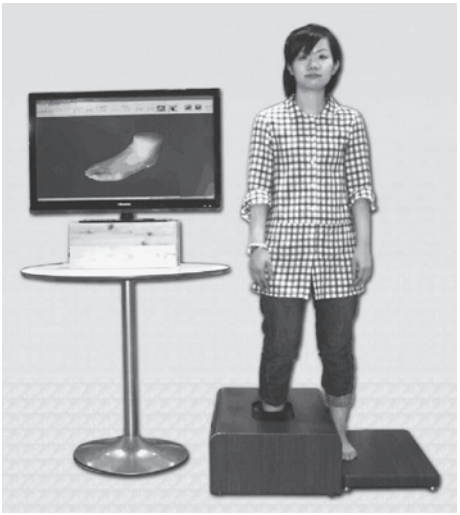


図 1. 計測風景

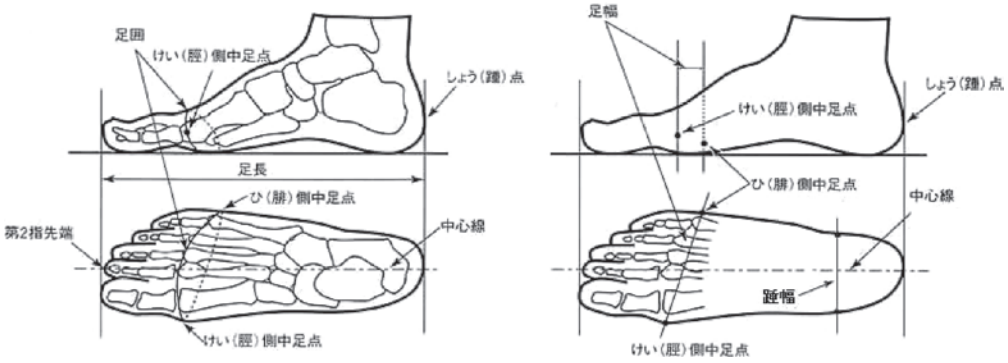


図 2. 計測箇所

異なることが判明し（表 1），成人女子用踵幅基準値表を試作するうえでどちらを採用するか検討しなくてはならなかった．

対象と方法

1. 対象

中山靴店に来店し足型計測を希望した 12 歳以上の女性健常者 10209 人，計 20418 足を対象とした．被験者は JIS 規格に基づき 19.5～27.0cm サイズ，ウィズ A～F の範囲内とした．

2. 方法

1）測定方法

三次元足型計測機（DREAM　GP 社　JMS-2100Cu）の制御 BOX に片足ずつ足を入れ自然立位にて計測した．（図 1）計測項目は足長，足囲，足幅，踵幅とし踵幅は足長の 18% とした．（図 2）

2）統計分析

Correlation，Unpaired t-test を用いた．

3）倫理

本研究は新潟医療福祉大学倫理委員会の承認許可（第 17346-120807 号）を得て行われた．

結　果

足囲と踵幅が r=0.52．足幅と踵幅は r=0.49 とな

り，足囲，足幅と踵幅には高い相関が示された．ウィズ毎の相関ではAのみ低く，それ以外のウィズでは相関が得られた．（表2）足囲，足幅それぞれの基準で分けた時の比例係数は，足囲で分けた時は標準偏差が±0.01と安定したが足幅の場合は±0.05でウィズ毎に差があった．（表3）隣接するウィズ毎の有意差判定は足囲で分けた時は，足幅で分けた時よりウィズ間での有意差が大きかった．（表4，5）踵幅の実数値は足囲，足幅どちらの基準で分けた時もウィズ毎に約1mm変化した．（表6，7）

表2.　踵幅と足囲，足幅の相関

ウィズ	足囲：踵幅（r） 0.52	足幅：踵幅（r） 0.49
A	0.18	0.23
B	0.34	0.31
C	0.44	0.48
D	0.47	0.42
E	0.48	0.47
2E	0.49	0.48
3E	0.49	0.47
4E	0.57	0.45
F	0.69	0.44

考　察

踵幅は足囲，足幅に比例することが示された．これは骨格や軟部組織の圧縮が後足部にも影響されると考えられた[6]．また，ウィズAのみ相関が低かった事としては，nの数が少なかった事や細い足ほど個体差が大きく安定感も欠如している可能性があり，特に踵骨の内外反が予想された．

ウィズ毎にも有意差が認められたことから，ウィズ毎に区切り，成人女子用踵幅基準値表を試作するのが無難だと考えられた．踵幅を分けるために足囲，足幅どちらを基準として採用するかは，足囲で分けた時の方が相関も高く，比例係数のバラつきが少なく安定しており，各ウィズ間の有意

表3.　足囲，足幅で分けた時の比例係数

ウィズ/平均係数	y＝踵幅　x＝足囲 0.28±0.01	y＝踵幅　x＝足幅 0.66±0.05
B	y＝0.28x＋0.94	
C	y＝0.27x＋2.55	
D	y＝0.28x－1.21	y＝0.65x＋1.49
E	y＝0.29x－4.48	y＝0.69x－2.57
2E	y＝0.28x－2.62	y＝0.71x－5.28
3E	y＝0.28x－3.10	y＝0.68x－3.08
4E		y＝0.59x＋4.56

表4.　足囲で分けた時の隣接するウィズ毎の有意差判定表

足長（mm）	B	C	D	E	2E	3E	4E
210	ns	ns	＊＊	＊＊	＊	＊＊	ns
215	＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	ns
220	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊
225	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊
230	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	ns
235	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊
240	＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊
245	＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	＊＊	ns
250	＊	ns	ns	＊＊	ns	ns	ns
255	ns	＊	ns	＊	ns	ns	ns

（隣接するウィズに対して共に0.05未満を＊，0.01未満を＊＊とする）

表 5.　足幅で分けた時の隣接するウィズ毎の有意差判定表

足長（mm）	B	C	D	E	2E	3E	4E	F
210	ns	**	ns	*	ns	ns	ns	ns
215	ns	*	*	*	**	**	**	ns
220	ns	*	**	*	*	*	**	ns
225	**	ns	**	*	*	**	**	**
230	ns	**	**	**	**	*	*	ns
235	**	**	**	**	**	**	**	**
240	**	ns	**	**	**	**	**	ns
245	ns	ns	ns	**	ns	**	ns	**
250	ns	ns	ns	ns	*	**	ns	ns

（隣接するウィズに対して共に 0.05 未満を*，0.01 未満を**とする）

表 6.　足囲で分けた時の踵幅実数値表

単位 mm

	A	B	C	D	E	2E	3E	4E	F
195			52.6（±0.9）	58.8（±3.9）	55.7（±4.7）	57.1（±2.4）	60.5（±5.0）		59.4（±0）
200	52.3（±2.0）		60.7（±11.5）	59.2（±3.9）	57.2（±3.1）	58.0（±4.1）	57.0（±1.0）	62.0（±0.6）	
205	57.1（±3.4）	55.4（±2.7）	56.4（±2.8）	58.2（±3.1）	58.7（±3.4）	59.2（±3.4）	60.4（±3.5）	58.6（±1.6）	
210	54.4（±2.7）	56.3（±4.8）	58.1（±3.9）	58.2（±3.1）	58.7（±3.1）	60.0（±2.8）	60.9（±3.0）	60.0（±2.2）	64.7（±4.2）
215	56.6（±1.9）	58.6（±4.9）	57.5（±3）	59.0（±3）	59.6（±3.2）	60.8（±3.2）	62.0（±2.9）	63.9（±2.9）	63.8（±0.8）
220	56.8（±3.8）	57.8（±2.9）	59.0（±3.3）	59.5（±3.2）	60.5（±3.0）	61.7（±3.1）	62.6（±4.0）	63.8（±3.1）	63.2（±1.9）
225	60.2（±5.7）	58.5（±2.9）	59.7（±3.1）	60.5（±3.5）	61.6（±3.1）	62.5（±3.4）	63.5（±3.3）	65.1（±3.6）	65.7（±4.0）
230	59.8（±4.4）	59.8（±3.5）	60.8（±3.3）	61.3（±3.2）	62.6（±3.3）	63.6（±3.2）	64.6（±3.3）	64.5（±3.7）	65.3（±3.9）
235	60.7（±4.8）	60.6（±3.1）	61.4（±3.3）	62.4（±3.3）	63.6（±3.4）	64.1（±3.6）	65.6（±3.3）	67.1（±5.4）	66.6（±1.9）
240	62.0（±3.7）	61.5（±3.2）	62.2（±3.5）	63.5（±3.9）	64.1（±3.3）	65.2（±3.2）	65.9（±3.4）	68.1（±3.9）	69.0（±3.0）
245	62.3（±4.7）	62.9（±4.0）	63.0（±3.5）	63.9（±3.4）	65.2（±3.7）	66.4（±3.6）	67.5（±3.2）	68.2（±3.4）	73.0（±3.0）
250	62.7（±4.8）	62.1（±5.1）	64.5（±4.7）	65.2（±4.0）	65.4（±3.3）	67.1（±4.9）	68.0（±3.2）	69.6（±2.6）	72.0（±5.6）
255	62.8（±5.8）	61.7（±5.6）	63.9（±5.0）	66.0（±4.8）	67.3（±4.7）	69.5（±6.0）	68.0（±4.6）	72.9（±4.5）	70.9（±0.5）
260	61.5（±6.5）	55.4（±12.0）	61.9（±8.5）	67.6（±7.0）	66（±4.0）	70.3（±4.5）	70.6（±3.4）	70.7（±3.9）	71.6（±6.2）
265	56.5（±1.0）		80.8（±13.0）	65.5（±3.3）	68.3（±2.7）	73.8（±10.0）	75.3（±3.1）	87.4（±1.0）	
270	59.9（±7.0）	77.9（±0）	63.9（±0）	66.8（±7.0）	70.2（±1.3）	80.5（±0）	89.6（±0）		

差も大きいため，JIS 規格の足囲の数値を基準にして成人女子用踵幅基準値表を試作するのが妥当だと考えられた．

足幅基準で分けた時では二次元での測定のため，横アーチの高低差が分からず，開張足を呈するなど結合組織の丈夫さにも左右される事により，個体差が大きくなったと考えられた．

結　　語

踵幅と足囲，足幅に高い相関が認められたことから現状の JIS 規格に踵幅を加えることが可能となった．足囲基準のウィズ間で分けた踵幅に高い有意差も認められたことから，踵幅はウィズ毎に区切った基準値を適用するのが妥当であると考えられた．これまでは足囲の増減に対する踵幅の比例特性が不明であったため統一基準が存在しなかった．しかし本研究において踵幅は足囲の変化と有意な相関を示し，ウィズ毎の比例特性も明らかになったことから，得られた数値を元に JIS 規格に連動する成人女子用踵幅基準値表を提案した．（表 8）今後は，この数値に基づいた靴型から靴を製作し適合性の研究や踵断面形状を検討する予定である．

文　　献

1）日本規格協会（編）．JIS ハンドブック 28-2 ゴム Ⅱ（製

表 7. 足幅で分けた時の踵幅実数値表

単位 mm

	A	B	C	D	E	2E	3E	4E	F
195		51.7（±0）	57.3（±4.6）	59.1（±3.6）	53.1（±2.3）	57.6（±1.8）	57.0（±1.5）	59.8（±0.6）	63.0（±2.7）
200	54.6（±6.1）	53.0（±0）	54.6（±0）	60.3（±4.5）	58.0（±2.4）	56.6（±4.7）	56.9（±1.4）	59.0（±2.4）	58.0（±1.5）
205	56.1（±0）	56.0（±3.5）	56.0（±2.7）	57.3（±2.8）	57.9（±3.8）	58.9（±2.7）	59.7（±2.7）	59.4（±4.3）	60.0（±2.8）
210	56.0（±5.3）	57.7（±4.3）	56.8（±3.2）	58.3（±4.0）	58.3（±2.7）	59.5（±3.0）	59.3（±3.0）	59.7（±3.1）	60.7（±3.4）
215	59.5（±6.1）	58.5（±3.4）	57.3（±3.1）	58.1（±2.9）	59.1（±3.2）	59.7（±3.2）	60.3（±3.2）	61.6（±3.3）	62.0（±3.2）
220	59.3（±4.5）	58.6（±4.1）	58.2（±3.1）	59.1（±3.3）	60.1（±3.6）	60.5（±3.1）	61.3（±3.0）	62.1（±3.4）	62.6（±3.3）
225	59.9（±5.1）	57.9（±2.9）	59.5（±3.2）	60.0（±3.3）	60.8（±3.0）	61.6（±3.5）	62.2（±3.5）	62.7（±3.3）	63.6（±3.8）
230	59.4（±4.4）	60.0（±2.8）	60.2（±3.6）	61.0（±3.2）	61.7（±3.3）	62.4（±3.2）	63.3（±3.3）	63.9（±3.2）	64.1（±3.8）
235	60.0（±5.0）	60.5（±3.5）	61.2（±3.3）	61.8（±3.4）	62.6（±3.2）	63.5（±3.4）	63.8（±3.6）	64.5（±3.9）	65.5（±3.7）
240	62.3（±3.5）	61.5（±3.4）	62.3（±3.4）	62.3（±3.6）	63.6（±3.5）	64.4（±3.5）	64.8（±3.5）	65.3（±3.7）	65.6（±3.8）
245	62.0（±5.7）	63.2（±5.2）	62.6（±3.1）	63.3（±3.5）	64.7（±3.4）	64.9（±3.8）	66.2（±3.7）	66.1（±3.8）	67.3（±3.2）
250	59.9（±5.2）	63.0（±6.9）	64.0（±4.2）	65.0（±4.6）	65.3（±4.1）	65.6（±3.9）	66.0（±3.6）	67.5（±6.0）	67.4（±2.6）
255	64.6（±10.0）	62.8（±7.0）	63.8（±2.7）	64.1（±4.9）	65.9（±6.5）	67.4（±3.3）	68.5（±5.0）	69.9（±4.4）	69.6（±5.2）
260	61.5（±6.5）	52.4（±12.3）	62.6（±11.1）	65.1（±5.6）	67.1（±7.9）	66.0（±7.9）	68.4（±4.9）	69.5（±2.7）	70.5（±2.4）
265	83.4（±13.9）	57.4（±0）		62.5（±0）	67.0（±4.4）	68.1（±3.3）	73.5（±7.4）	79.7（±9.5）	78.4（±0）
270	63（±11.3）	68.1（±0）		56.5（±0）	67.7（±3.8）	80.5（±9.3）	64.4（±0）	77.7（±4.0）	

表 8. 成人女子用踵幅基準値表

単位 mm

足長		B		C		D		E		2E		3E	
cm	mm	（足囲）	（踵幅）	（足囲）	（踵幅）	（足囲）	（踵幅）	（足囲）	（踵幅）	（足囲）	（踵幅）	（足囲）	（踵幅）
19.5	195	189	54	195	55	201	55	207	56	213	57	219	58
20	200	192	55	198	56	204	56	210	56	216	58	222	59
20.5	205	195	56	201	57	207	57	213	57	219	59	225	60
21	210	198	56	204	58	210	58	216	58	222	60	228	61
21.5	215	201	57	207	58	213	58	219	59	225	60	231	62
22	220	204	58	210	59	216	59	222	60	228	61	234	62
22.5	225	207	59	213	60	219	60	225	61	231	62	237	63
23	230	210	60	216	61	222	61	228	62	234	63	240	64
23.5	235	213	61	219	62	225	62	231	63	237	64	243	65
24	240	216	61	222	62	228	63	234	63	240	65	246	66
24.5	245	219	62	225	63	231	63	237	64	243	65	249	67
25	250	222	63	228	64	234	64	240	65	246	66	252	67
25.5	255	225	64	231	65	237	65	243	66	249	67	255	68
26	260	228	65	234	66	241	66	246	67	252	68	258	69
26.5	265	231	66	237	67	243	67	249	68	255	69	261	70
27	270	234	66	240	67	246	68	252	69	258	70	264	71

品及び製品の試験方法）．日本規格協会；2008. 1125–8.
2）株式会社矢野経済研究所．平成 23 年度皮革産業振興対策調査等（足入れの良い健康革靴の靴型設計に係る設計ガイドライン作成に関する調査）．株式会社矢野経済研究所；2012. 62–6.
3）社団法人日本皮革産業連合会．足サイズ計測事業報告書．社団法人日本皮革産業連合会；2009.
4）菅野拓也．足底面から見た踵部蜂巣組織の変形動態量．靴の医学　2010 ; 2 : 86–9.
5）五郎丸達也他．踵骨部の靴擦れを軽減させる靴の提案．PO アカデミージャーナル　2011 ; 19 : 184–5.
6）河内まき子．足と靴型のアロメトリー．人類誌人類學雑誌　1992 ; 100（1）: 101–8.

靴の医学 **27**(2)：30–34，2013. **原　著**

シューズ着用が歩行時立脚期の脛骨内旋に及ぼす変化―性差の検討―

Footwear and gender effects on tibial rotation during normal walking

[1)]早稲田大学スポーツ科学学術院
[2)]新潟医療福祉大学健康科学部健康スポーツ学科
[3)]上武大学ビジネス情報学部スポーツマネジメント学科
[1)]Faculty of Sport Science, Waseda University,
[2)]Department of Health and Sports, Niigata University of Health and Welfare
[3)]Department of Sports Management, Jobu University

深野　真子[1)]，永野　康治[2)]，井田　博史[3)]，福林　　徹[1)]
Mako Fukano[1)]，Yasuharu Nagano[2)], Hirofumi Ida[3)], Toru Fukubayashi[1)]

Key words：歩行（walking），下腿内旋（tibial internal rotation），シューズ（footwear）

要　旨

本研究は，歩行中に足部回内に付随して起こる下腿回旋を計測し，着用するシューズの種類による変化とその性差を明らかにした．

健康な若年男女15名を対象に，裸足・ニュートラルシューズ（シューズA）着用およびモーションコントロールシューズ（シューズB）着用の3条件で実験室内での歩行を課した．被験者の左下肢に合計25個の反射マーカーを貼付し，三次元動作解析装置を用いて歩行中の膝関節運動を計測した．

解析の結果，全ての被験者において立脚期前半に脛骨内旋が起こり，踵接地から50msecの間の脛骨内旋量は，裸足に比べて男性ではシューズA着用時に，女性ではシューズAおよびB着用時に有意に減少した．また，シューズAおよびシューズB着用時の脛骨内旋量は男性よりも女性の方が有意に小さい値を示した．このことから，シューズ着用による脛骨内旋量へ及ぼす変化は，男女で異なることが明らかとなった．

（2013/10/22受付）

連絡先：深野　真子　〒359–1192　埼玉県所沢市三ヶ島2–579–15　早稲田大学スポーツ科学学術院
TEL 04–2947–6849　FAX 04–2947–6930
E-mail mako.fukano@aoni.waseda.jp

緒　言

歩行時立脚期中に後足部回内に付随して起こる脛骨の内旋は，接地時の衝撃吸収機構として働く一方で，その程度が過度になると脛骨内側部の過労性骨障害や膝蓋大腿関節の疼痛など反復性ストレスによる問題を生じさせる一要因であるといわれている．そのため，過度な後足部回内や下腿内旋の抑制を目指したモーションコントロール機能を搭載したウォーキング・ランニングシューズが開発され，市場で広く販売されている．

しかしながら，歩行中の下腿回旋を含む膝関節の微細な運動は，技術上計測が困難であり，着用シューズによる下腿回旋運動への影響については一定した見解が得られていない．さらに，モーションコントロールシューズが走行時のキネマティクスに及ぼす影響に関する近年のレビュー論文で

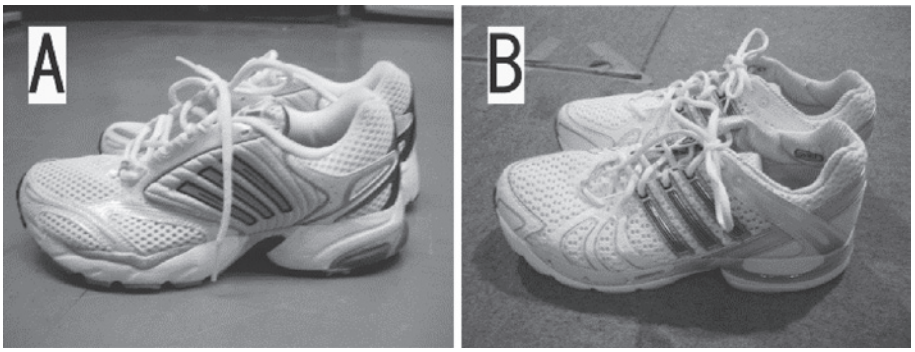


図 1. 実験で使用したシューズ（左がシューズ A，右がシューズ B）

図 2. 反射マーカーの貼付位置

は，男女でランニング動作が異なるにも関わらず多くの研究論文において被験者の性別が統制されていない[1]点が指摘されており，シューズ着用による変化の性差は明らかになっていない．したがって本研究は，歩行中の後足部回内に付随して起こる下腿回旋について調べ，シューズ着用による変化の性差を検討することを目的とした．

対象と方法

本研究では，下肢に重大な既往歴や手術歴が無く歩行やスポーツ活動に支障となるような自覚症状を有しない健康な若年男女 15 名（男性 9 名，女性 6 名）を対象として実験を行った．被験者の身体特性は，男性は年齢 24.3 ± 2.8（20〜28）歳，身長 172.6 ± 4.6（165〜180）cm，体重 68.8 ± 6.9（55〜80）kg，女性は年齢 21.0 ± 2.6（19〜26）歳，身長 161.0 ± 3.6（156〜165）cm，体重 55.3 ± 4.9（50〜63）kg であった．

本実験のプロトコルは早稲田大学大学院人間科学研究科の倫理委員会において審議・承認されている．実験に先立って各被験者に本研究の目的と内容を文書と口頭で十分に説明し，実験に被験者として自主的に協力する旨の同意を得た．

各被験者には，実験室内での歩行試技を課した．歩行速度は 6km/h とし，一定の速度が保たれていることをワイヤレスタイミングシステム（Brower Timing Systems 社製）を用いてモニタリングした．実験条件は，裸足・シューズ A（Response CSH，adidas 社製）着用およびシューズ B（adiSTAR ctrl，adidas 社製）着用の 3 条件とした．本実験で使用したシューズは，いずれもウォーキング・ランニング用として一般的に市販されているシューズであった．（図 1）シューズ B は，中足部内側のミッドソールの硬度を上げ，オーバープロネーター対応としている点が，シューズ A と異なる点であった．実験で使用するシューズのサイズは，各被験者の実足長 + 1.5 cm とし，靴紐は被験者自身に調節して結ばせた．

被験者の左下肢に合計 25 個の反射マーカーを貼付し（図 2），8 台のカメラからなる三次元動作解析装置（Motion Anlysis 社製）を使用して歩行

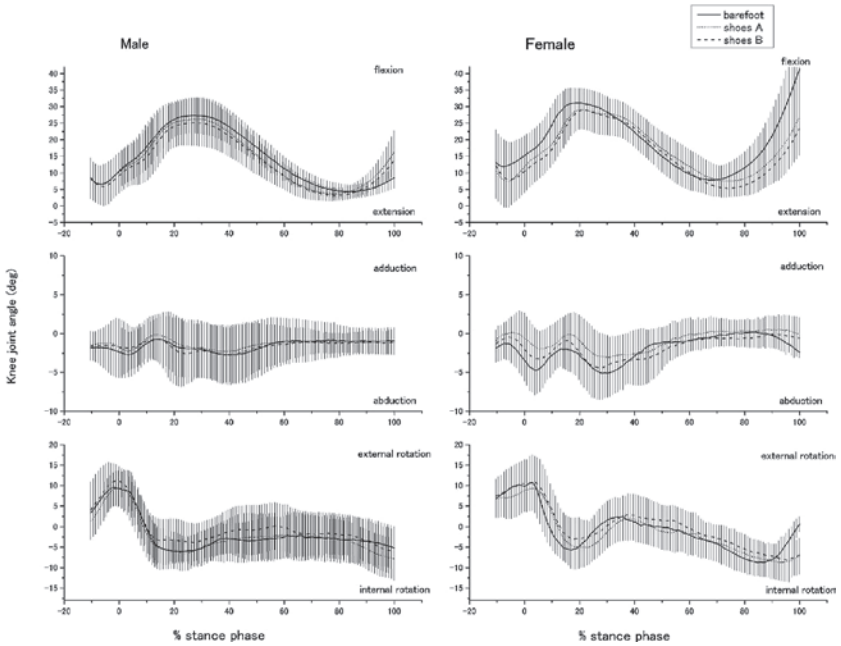


図 3.　歩行立脚期中の膝関節角度の変化

中の各反射マーカーの三次元座標を 200Hz で取得した．得られた各マーカーの三次元座標データより，point cluster technique[2]（PCT）を使用し，歩行立脚期中の膝関節運動を算出した．PCT は，大腿部と下腿部のマーカー群よりそれぞれの慣性主軸を求めることにより膝関節角度を算出するため，皮膚変形によるノイズが相殺されやすい方法である．各条件とも 3 回の成功試技の平均を個人の値とし，得られたキネマティクスデータは，歩行立脚期を 100 として正規化した．

統計検定は，性別及び着用シューズの違いによって歩行中の下腿内旋に差があるかを検証するために，独立変数を性別と着用シューズ条件，従属変数を脛骨内旋量とする混合計画の二要因分散分析を行った．有意水準は，$p<0.05$ とした．

結　果

歩行立脚期中の膝関節の経時的な角度変化を図 3 に示す．立脚期を 100％として正規化した場合に，全ての被験者において，踵接地から立脚期の 20％にかけて下腿内旋が起こっていた．踵接地から 50msec の間の脛骨内旋量について，性別及び着用シューズの違いによって歩行中の下腿内旋に差があるかを検証するために，独立変数を性別と着用シューズ条件，従属変数を脛骨内旋量とする混合計画の二要因分散分析を行ったところ，性別要因の主効果および着用シューズ条件の主効果，さらに交互作用が有意であった．着用シューズ条件の各水準における性別の単純主効果の検定を行ったところ，シューズ A およびシューズ B において有意な単純主効果が認められ，男性よりも女性の方が有意に下腿内旋量が小さい値であった．次に，性別要因の各水準における着用シューズ要因の単純主効果の検定を行ったところ，両水準において有意な単純主効果が認められた．各水準に対してボンフェローニの多重比較検定を行ったところ，男性では裸足に比べてシューズ A 着用条件で有意に下腿内旋量が減少していた．また，女性では裸足に比べてシューズ A およびシューズ B 着用条件で下腿内旋量が有意に減少していた．（表 1）

表 1. 踵接地から 50 msec の間の脛骨内旋量

	性別	男性	女性
条件		Mean（SD）	Mean（SD）
裸足		12.5（2.3）	11.7（3.8）
シューズ A		9.9（3.4）#	7.8（2.5）#＊
シューズ B		11.0（3.5）	5.8（2.9）#＊

＊，$p<0.05$（vs. 裸足）#，$p<0.05$（男性 vs. 女性）

考　察

歩行立脚期中の下腿内旋は，踵接地から立脚期の 20％の間に起こり，角度変位は裸足に比べてシューズを着用した場合に有意に減少することが明らかとなった．また，シューズ着用による歩行立脚時の脛骨内旋量へ及ぼす変化は，男女で異なることが明らかとなった．

歩行動作において，踵接地から footflat にかけて後足部が回内することで足部では前足部の可動性を高め，接地面への適合を図り着地衝撃を緩衝する．一方で，後足部回内の動きは下腿を内旋させ，運動連鎖によって動きと力が上位関節に伝えられる．本実験において，裸足に比べてシューズ着用条件で接地時の下腿内旋量が有意に減少した理由としては，シューズ着用による踵部および足部の動きの抑制が考えられる．Eslami らは，走行時の後足部と下腿内旋のカップリングパターンを裸足とサンダルタイプのシューズ着用時で比較し，条件間で差が無かったことを報告している[3]．本実験とは使用したマーカーセットが異なるため直接比較することはできないが，シューズおよびシューズに搭載されているヒールカップによる踵部のホールドの有無によって，異なる結果が出たものと推察される．また，本実験においては着用シューズによる歩行時の下腿内旋量の差は見られなかった．Keenan らは健常者を対象としてクッション・モーションコントロールおよびスタビリティの 3 タイプのシューズを着用して歩行させた時の関節モーメントを調べ，着用シューズによる差は見られなかったことを報告している[4]．特にモーションコントロールと分類されるシューズは，歩行や走行時に後足部過回内を呈する者を想定して開発されている．本研究では健常者を対象として実験を行ったため，歩行や走行時に後足部過回内を呈する者に対するシューズタイプによるキネマティクスへの影響については更なる検討が必要だと考えられる．

本実験では，裸足・ニュートラルタイプ（シューズ A）およびミッドソールの中足部内側の硬度を高くしているモーションコントロールタイプ（シューズ B）の 3 条件で歩行させ，脛骨の内旋量をシューズの違い及び男女で比較した．踵接地から 50msec の間の脛骨内旋量について，男性では裸足に比べてシューズ A 着用時に，女性では裸足に比べてシューズ A および B 着用時に有意に減少し，また，シューズ A およびシューズ B の条件で男性よりも女性の方が有意に小さい値を示した事より，男女でシューズ着用による歩行立脚時の脛骨内旋量へ及ぼす変化が異なることが明らかとなった．スポーツ障害と関連する身体的特徴として，下肢のアライメント・筋力や関節弛緩性が男女で異なることは，広く知られている．また，歩行動作が男女で異なる[5)~7)]ことが報告されており，身体的特徴だけでなく男女で動きのストラテジーも異なる可能性が示されている．さらに，足底には多くのメカノレセプターが存在し，そこからのフィードバックが身体のバランス保持[8)]や調整[9)]に重要な役割を果たしている．De　Wit らは裸足とシューズ着用時の走動作を比較し，接地時の足関節が裸足の場合により底屈していたことを示し，踵接地前から無意識的に接地面との状態に合わせた動作の適合を図っていることを示唆した[10)]．本実験においてシューズ着用による変化が男女で異なった要因を特定することはできないが，着用シューズの変化に対する適応が男女で異なる可能性が予測され，今後検討する必要があると考えられた．

結　語

本研究は歩行立脚期中の下腿内旋について調べ，シューズ着用による変化の性差を検討した．実験の結果，歩行立脚期中の踵接地から立脚期の20%の間に下腿内旋が起こり，角度変位は裸足に比べてシューズを着用した場合に有意に減少することが明らかとなった．また，シューズ着用による歩行立脚時の脛骨内旋量へ及ぼす変化は，男女で異なることが明らかとなった．

第27回日本靴医学会学術集会（2013年9月27日）にて発表

文　献

1) Cheung RT, Wong MY, Ng GY. Effects of motion control footwear on running : a systematic review. J Sports Sci 2011 ; 29 : 1311–9.
2) Andriacchi TP, Alexander EJ, Toney MK, et al. A point cluster method for *in vivo* motion analysis : applied to a study of knee kinematics. J Biomech Eng 1998 ; 120 : 743–9.
3) Eslami M, Begon M, Farahpour N, et al. Forefoot-rearfoot coupling patterns and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running. Clin Biomech 2007 ; 22 : 74–80.
4) Keenan GS, Franz JR, Dicharry J, et al. Lower limb joint kinetics in walking : the role of industry recommended footwear. Gait Posture 2011 ; 33 : 350–5.
5) Kerrigan DC, Riley PO, Della Croce U. Gender differences in joint biomechanics during walking : normative study in young adults. Am J Phys Med Rehab 1998 ; 77 : 2–7.
6) Cho CH, Park JM, Kwon OY. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. Clin Biomech 2004 ; 19 : 145–52.
7) Boyer KA, Beaupre GS, Andriacchi TP. Gender differences exist in the hip joint moments of healthy older walkers. J Biomech 2008 ; 41 : 3360–5.
8) Hayashi R, Miyake A, Watanabe S. The functional role of sensory input from the foot : stabilizing human standing posture during voluntary and vibration-induced body sway. Neurosci Res 1988 ; 5 : 203–13.
9) Hotak FB, Nashner LM, Diener HC. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. Exp Brain Res 1990 ; 82 : 167–77.
10) De Wit B, De Clercq D, Aerts P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod urnning. J Biomech 2000 ; 33 : 269–78

靴の医学 **27**(2)：35–38，2013. **原　著**

足関節ブレースが慢性足関節不安定症を持つ若年男女の跳躍着地に及ぼす影響

Influence of Ankle Bracing on Jump-Landing Task in Those who Have Chronic Ankle Instability

[1)]九州共立大学　スポーツ学部
[2)]トレド大学大学院　運動学研究科
[1)]Department of Sports Science, Kyoritsu University
[2)]Department of Kinesiology, University of Toledo

篠原　純司[1)]，グリブル フィリップ[2)]
Junji Shinohara[1)]，Philip Gribble[2)]

Key words：スポーツ傷害（sports injury），足関節（ankle），フットウエアー（footwear）

要　旨

本研究は足関節ブレースが跳躍着地時における姿勢安定化時間及び主観的足関節安定性に及ぼす影響について検証することを目的とした．被験者は慢性足関節不安定症を持つ大学生男女24名24足とし，足関節ブレースを着用した条件（EXP）と非着用（CON）の2条件において跳躍着地テストを行い，着地時における姿勢安定化時間及び主観的足関節安定性の測定を行った．姿勢安定化時間はTime-to-Stabilization Resultant Vector解析にて算出し，主観的足関節安定性は着地時における足関節の安定性を0から10で評価した．実験の結果，足関節ブレースは，姿勢安定化時間には影響を及ぼさないが（EXP：2.18±0.46sec，CON：2.18±0.44sec，P=0.88，d=－0.01），主観的足関節安定性を向上させる（EXP：7.50±1.44，CON：3.54±1.77，P=0.01，d=－2.45）ことが示唆された．

（2013/10/24受付）

連絡先：篠原　純司　〒807–8585　福岡県北九州市八幡西区自由ヶ丘1–8　九州共立大学 スポーツ学部
TEL 093–693–3240　FAX 093–693–3432
E-mail jshinoha@kyukyo-u.ac.jp

緒　言

足関節捻挫はスポーツで最も発生頻度の高い傷害の一つである[1)]．捻挫をした後の捻挫再発率は非常に高く，70%以上に上るという研究結果も報告されている[1)]．反復性足関節捻挫を繰り返す状態は慢性足関節不安定症（Chronic ankle instability：CAI）と呼ばれ，CAIを有する多くのスポーツ選手は，捻挫再発予防のために足関節ブレースを使用している[2)]．しかしながら，足関節ブレースが捻挫を予防するメカニズムの解明は十分になされておらず，捻挫が高率に発生する跳躍着地時における足関節ブレースの効果についての研究報告も少ないのが現状である．CAIを有する者の跳躍着地における姿勢安定化時間（Time-to-Stabilization：TTS）の増加や主観的足関節安定性の低下は，捻挫再発のリスクを高めるとされているが[2)3)]，足関節ブレースがTTSや主観的足関節安定性に及ぼす影響についての検証は十分にされていない．したがって，本研究では，CAIを持つ若年男女を被

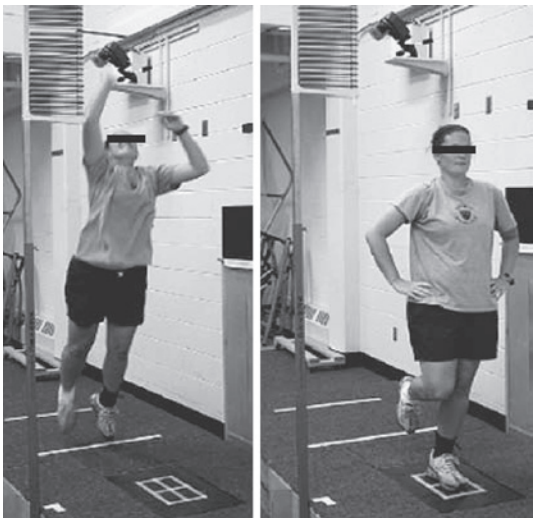


図 1. 跳躍着地テスト[6]

験者とし，足関節ブレースが跳躍着地時における TTS 及び主観的足関節安定性に及ぼす影響について検証した．

対象と方法

被験者

被験者は，CAI を有する大学生 24 名 24 足（男性：8 名，女性：16 名，年齢：20.6 ± 2.1 歳，身長：167.1 ± 10.1cm，体重：65.7 ± 11.6kg，BMI：23.4 ± 3.3）とした．すべての被験者は，最低 1 回の腫れ，痛み，足関節の機能不全を伴う捻挫を 3 ヶ月以上前に経験しており，日常生活動作においての主観的な足関節の機能不全を調べる Foot and Ankle Disability Index（FADI）において 90％以下，スポーツ活動中においての主観的な足関節の機能不全を調べる FADI Sport において 80％以下であることとした．また，すべての被験者は，膝，股関節障害を持たない，下肢の骨折や脱臼の経験を持たない，神経筋系の疾患を持たない，三半規管の疾患を持たない，脳振動を 6 ヶ月以内に起こしていない，その他の姿勢制御に影響を及ぼす傷害，疾患を持たない者とし，これらの傷害，疾患の有無をアンケート形式による質問票にて確認した．

測定方法

被験者は，普段使用している low-cut タイプの運動靴を使用し，semi-rigid タイプの足関節ブレース（Tarsal Lok，Swede-O 社製）(EXP）と非着用（CON）の 2 条件での測定を行なった．測定は，垂直跳び測定機器（VERTEC，SPORTS IMPORTS 社製）により被験者の最大跳躍高を測定し，跳躍目標高を最大跳躍高の 50％に設定した．被験者は，各条件において床反力計（Bertec 社製，NC-4060 型）の中央から 70cm 離れた地点から両脚跳躍し，空中にて跳躍目標高に設定されたマーカーをタッチした後，測定脚にて床反力計中央に着地し，出来るだけ早く片脚立位静止姿勢をとるように指示を受けた[3]．（図 1）測定脚は，各条件において 3 回ずつ測定した．TTS は，着地から片脚立位姿勢が安定するまでの時間を床反力成分から計測する Time-to-Stabilization Resultant Vector（RVTTS）解析[3]にて算出した．RVTTS 解析は，床反力計に測定足が着いてから片脚立位静止姿勢になるまでの時間を計測したものであり，解析によって求められた値を RVTTS 値とした[3]．RVTTS 値は，着地時における前後方向の片脚立位姿勢が安定するまでの時間（Anteroposterior Time-to-Stabilization：APTTS）と左右方向の片脚立位姿勢が安定するまでの時間（Mediolateral Time-to-Stabilization：MLTTS）を算出し，以下の方程式を用いて求めた[3]．

$$RVTTS = \sqrt{APTTS^2 + MLTTS^2}$$

床反力はサンプリング周期 200Hz で測定し，計測した値はカットオフ周波数 12 Hz，4 次バターワースフィルタによって平滑化した．被験者は，測定前の練習により，跳躍着地動作に十分に慣れてから測定を行った．なお，練習後は，5 分間以上の休憩をとり疲労が測定に影響しないように配慮した．EXP と CON 条件における各 3 回の測定によって得られた RVTTS 値は平均化され，その平均値を（Mean Time-to-Stabilization Resultant Vector：MRVTTS）とし，姿勢安定化時間とした．主観的足関節安定性は着地時の足関節の安定

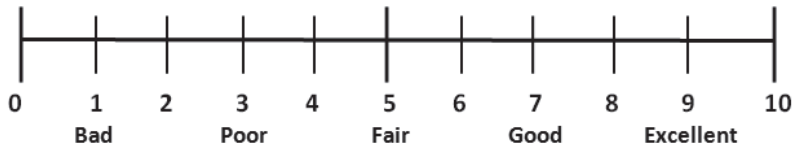


図 2.　主観的足関節安定性の評価表[6]

表 1.　跳躍着地テストにおける EXP と CON の比較

	EXP	CON	F 値	P 値	d 値（95% CI）
MRVTTS 値	2.18 ± 0.46	2.18 ± 0.44	−0.15	0.88	−0.01（−0.57, 0.56）
主観的足関節安定性	7.50 ± 1.44	3.54 ± 1.77	−10.47	0.01*	−2.45（−3.15, −1.67）

（*P＜0.05）

性を 0 から 10（1=Bad, 3=Poor, 5=Fair, 7=Good, 9=Excellent）で被験者自身に評価させることにより測定した．（図 2）EXP と CON においての測定の順番はランダム化した．この研究に関わるすべての測定は（米）トレド大学にて行われ，同大学バイオメディカル倫理委員会の承認を受け実施した［受付番号：UTIRB 106244］．なお，被験者に対しては研究の趣旨を口頭および文書にて十分に説明し，同意を得た上で行った．

統計処理

姿勢安定化時間と主観的足関節安定性における各測定項目の値は，平均及び標準偏差で表した．各比較には対応のある t 検定を用い，有意水準を 5%未満とした．また，臨床的妥当性を検証するために Cohen's d を用いた効果量と 95%信頼区間を算出した．効果量の基準は Cohen のガイドラインに従い，0.4 以下は効果量小，0.41 から 0.7 は効果量中，0.7 以上は効果量大とした．なお，効果量は d 値で示し，信頼区間は CI（Confidence Interval）で示した[4]．

結　果

MRVTTS では，EXP と CON の間に有意な差は見られず（P=0.88），効果量も小であった（d=−0.01，CI：−0.57，0.56）．主観的足関節安定性では，EXP が CON よりも有意に高い値を示し（P=0.01），効果量も大であった（d=−2.45, CI：−3.15, −1.67）．（表 1）

考　察

本研究は，足関節ブレースの使用が跳躍着地時の TTS 及び主観的足関節安定性に及ぼす影響について，CAI を有する大学生男女を対象に検証を行った．実験の結果，足関節ブレースは，TTS には影響を及ぼさないが，主観的足関節安定性を向上させることが示唆された．

足関節ブレースは，足関節の内外反と底背屈の動きを制限する[5]．この可動域の制限による足関節の構造的安定性の向上は，跳躍着地時の主観的足関節安定性の向上に直接繋がったと考えられる．また，足関節に不安定性を有する被験者にとって足関節ブレースが与える精神的安心感も主観的足関節安定性の向上に寄与したと考えられる．

TTS の増加は CAI を有する者の動的姿勢制御機能の低下を意味し，足関節捻挫の後遺症であるとされている[3]．足関節ブレースの着用は，動的姿勢制御機能を改善し TTS を低下させる効果があると思われたが，実際には跳躍着地時の動的姿勢制御に足関節ブレースは影響を及ぼさないことが

示唆された．足関節ブレースがCAIを有する者のスポーツパフォーマンスに与える影響についての研究報告は非常に限られているが，CAIを有さない被験者の研究報告では，足関節ブレースが垂直跳高，走速度，俊敏性におよぼす影響は非常に少ないとされている[6]．また跳躍着地において，足関節ブレースによる足関節可動域の制限は，膝などの関節に代償動作を生じさせることはなく，着地時の最大垂直床反力にも影響を及ぼさないと報告されている[5]．これらの研究報告から，CAIを有する被験者においても足関節ブレースの着用は，跳躍着地動作に変化を及ぼすほどの十分な影響力を持たないのではないかと考える．だたし，本研究で用いられた跳躍着地テストは前方への跳躍であり矢状面上での動きが主であったが，足関節により負荷がかかる横方向への跳躍着地を行ない，前額面上での動きが大きくなれば異なった結果になるかもしれない．今後の研究では，跳躍着地テストの再検討と新たな測定法の開発が必要であると考える．また，本研究では疲労状態での効果を検証していない．Shawら[7]の，大学バレーボールチームに所属する下肢障害をもたない女子選手において，足関節ブレース着用と非着用での疲労前の比較では，本研究と同様にTTSに有意な差は見られなかったが，疲労後のTTSにおいては，足関節ブレース着用が非着用よりも有意に減少したと報告した．今後の研究では，CAIを有する被験者が疲労状態にある時の足関節ブレースの効果も検証することが必要であると考える．

結　語

本研究では，CAIを有する大学生男女において，足関節ブレース着用が，跳躍着地時の姿勢安定化時間と主観的足関節安定性に及ぼす影響について検証した．実験の結果，足関節ブレースは，姿勢安定化時間には影響を及ぼさないが，主観的足関節安定性の向上に寄与することが示唆された．

文　献

1) Yeung M, Chan K, So C, et al. An epidemiological survey on ankle sprain. Br J Sports Med 1994 ; 28 (2) : 112–16.
2) Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. J Athl Train 2002 ; 37 (4) : 364–75.
3) Ross S, Guskiewicz K, Gross M, et al. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. J Athl Train 2008 ; 43 (1) : 44–50.
4) Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd ed. Hillsdale, NJ : L. Erlabaum Associates ; 1988 : 24–7.
5) DiStefano L, Padua D, Brown C, et al. Lower extremity kinematics and ground reaction forces after prophylactic lace-up ankle bracing. J Athl Train 2008 ; 43 (3) : 234–41.
6) Callaghan M. Role of ankle taping and bracing in the athlete. Br J Sports Med 1997 ; 31 (2) : 102–8.
7) Shaw M, Gribble P, Frye J. Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. J Athl Train 2008 ; 43 (2) : 164–71.

靴の医学 **27**(2)：39–43，2013. **原　著**

足関節捻挫受傷後の足関節装具の長期使用が足関節機能に与える影響について

Effect of the long-term service of ankle brace for ankle function in case of ankle sprain

[1]大館市立総合病院リハビリテーション科
[2]弘前大学大学院保健学研究科健康支援科学領域
[3]弘前市立病院リハビリテーション科
[4]公立七戸病院リハビリテーション科
[5]弘前大学大学院保健学研究科総合リハビリテーション科学領域理学療法学分野
[1]Department of Rehabilitation, Odate Municipal General Hospital
[2]Division of Health Sciences, Hirosaki University Graduate School of Health Sciences
[3]Department of Rehabilitation, Hirosaki Municipal Hospital
[4]Department of Rehabilitation, Shichinohe Public Hospital
[5]Department of Physical Therapy, Division of Comprehensive Rehabilitation Sciences, Hirosaki University Graduate School of Health Sciences

石川　大瑛[1]，成田　大一[2]，高橋　信人[3]，澤田　徹平[4][5]，尾田　　敦[2]
Takaaki Ishikawa[1], Hirokazu Narita[2], Nobuto Takahashi[3], Teppei Sawada[4][5], Atsushi Oda[2]

Key Words：足関節捻挫（Ankle sprain），足関節装具（Ankle brace），足関節筋力（Muscle strength of ankle）

要　旨

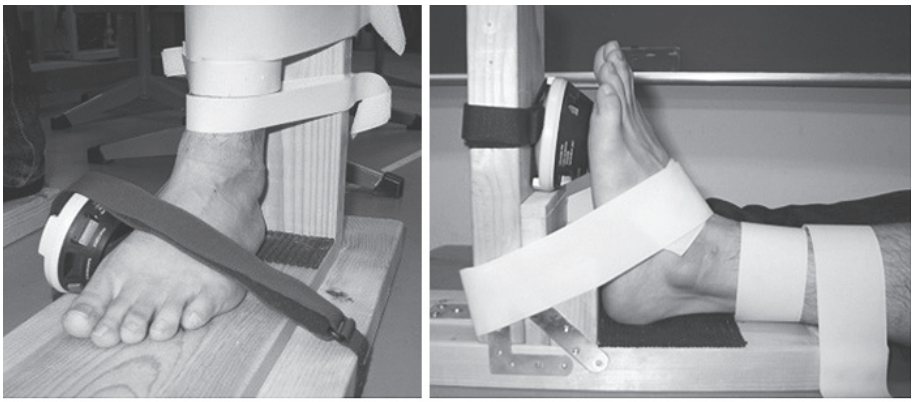
本研究は，足関節装具を1年間使用することが足関節筋力，運動能力に与える影響を明らかにすることを目的とした．対象は高校女子バレーボール選手19名38足とした．初回調査として捻挫受傷の有無，アーチ高率，足関節筋力，片脚反復横跳び，重心動揺テストを実施し，1年後に追跡調査を行った．装具使用群，装具不使用群，対照群に群分けし，データの変化量を比較した．結果，装具使用群の背屈，内反，外反筋力が対照群と比較して有意に低下していた．装具の長期使用が足関節筋力の低下を引き起こす可能性が示唆され，筋力増強運動も同時に行う必要があると考えられる．

（2013/10/31 受付）

連絡先：石川　大瑛　〒017–8550　秋田県大館市豊町3–1　大館市立総合病院リハビリテーション科
TEL 0186–42–5370　FAX 0186–42–2055
E-mail reha@odate-hp.odate.akita.jp

a）緒　　言

足関節捻挫（以下，捻挫）はスポーツにおいて発生頻度の高い下肢の外傷である．捻挫受傷後の保存療法としては運動療法，物理療法，装具療法が行われる．この中で装具療法は，捻挫再受傷予



a.背屈，内反，外反用　　b.底屈用

図 1. 筋力測定用固定器
・足関節底背屈，内外反 0 度で等尺性収縮での筋力を測定
・マイクロ FET の設置位置
　・背屈：第 2・3 中足骨背面
　・底屈：第 2・3 中足骨頭足底面
　・内反：第 1 中足骨頭内側
　・外反：第 5 中足骨頭外側
　※足趾に触れないようにする
・足関節および下腿遠位部はベルクロにて固定

防に有効であり，固有受容器の賦活，早期スポーツ復帰などといった効果があるとされている[1)2)]．

足関節装具と運動能力に関する先行研究では，垂直跳び，走行において成績が低下したという報告[3)]と，垂直跳び，走行において成績が変化しなかったという報告[4)]がある．牧原ら[5)]によると，装具はテーピングや他装具と比較して主観的な安定性・動きやすさ・疲労感が総合的に最もよいと報告されている．これらのことから，装具を使用することは運動に多少影響がある可能性はあるが，捻挫予防効果があり，テーピングより効果は高いと考えられる．しかし，これら先行研究は即時的，あるいは 4 週間といった短期的な効果を検討しているのみである．体幹装具の長期使用により体幹筋力が低下することは広く知られているように，足関節装具においても同様に筋力に影響を及ぼす可能性があるが，検証した論文は渉猟しえない．

そこで本研究の目的は，足関節装具を 1 年間使用することが足関節周囲筋力，運動能力に与える影響を明らかにすることとした．

b）対象と方法

対象は高校女子バレーボール選手 19 名 38 足とした（初回評価時年齢 16.6 ± 0.6 歳，身長 162.2 ± 6.3cm，体重 57.6 ± 7.7kg）．高校女子バレーボール部 5 校 126 名に，初回調査として以下に示すアンケート，および実地調査を行った．1 年後，追跡調査として再び捻挫の既往の有無の聴取，実地調査を行った．除外基準は，捻挫やその他整形外科的疾患急性期，運動の支障の出る腰部，下肢痛を有しているもの，聴取にて捻挫の既往の有無が不明確だったもの，小学生の時に捻挫を受傷したもの，初回調査から追跡調査までの期間に捻挫を受傷したもの，その他整形外科的手術を受けたもの，追跡調査を受けられなかったもの，とした．なお，対象者には本研究の趣旨を説明し，口頭と書面にて同意を得てから本研究を実施した．

評価は，アンケートと実地調査にて行った．ア

表 1.　各項目の変化量の結果

項目	装具使用群 7 足	装具不使用群 15 足	対照群 16 足
アーチ高率（%）	−2.6 ± 2.3	−1.2 ± 1.6	−0.6 ± 2.0
背屈筋力（N・m）	−1.9 ± 0.9	0.4 ± 1.1	0.9 ± 0.7
内反筋力（N・m）	−1.1 ± 1.0	−1.2 ± 1.8	−0.5 ± 1.2
外反筋力（N・m）	−0.3 ± 0.8	0.0 ± 0.6	0.5 ± 0.4
底屈筋力（N・m）	−0.1 ± 0.8	0.2 ± 0.7	0.9 ± 0.5
横跳び時間（sec）	−1.0 ± 0.7	−0.5 ± 0.8	−0.7 ± 1.1
重心動揺総軌跡長（cm）	−4.5 ± 11.8	−1.0 ± 7.8	2.2 ± 10.2
重心動揺矩形面積（cm^2）	0.1 ± 4.7	1.6 ± 7.0	−0.5 ± 4.8

平均値 ± 標準偏差

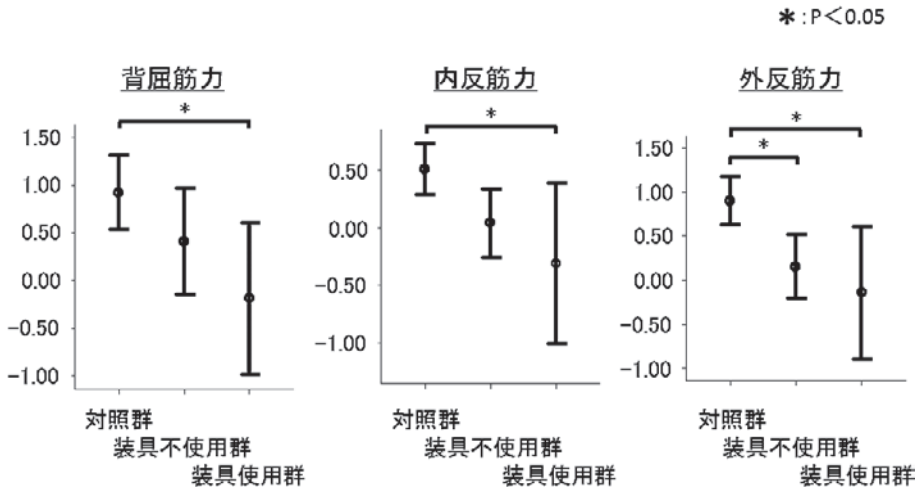


図 2.　実地調査結果

ンケートでは捻挫既往の有無とその回数，装具使用の有無，種類，使用頻度を調査した．実地調査では前方引き出しテスト，アーチ高率，足関節筋力，片脚反復横跳び，重心動揺を実施した．前方引き出しテストは，一方の手で下腿を固定し，他方の手で踵を把持し足関節を前方に引き出し，異常な可動性を有するものを陽性とした．アーチ高率は，両脚立位にて足長と舟状骨高を測定し，足長（mm）に対する舟状骨高（mm）の割合（%）により算出した．足関節筋力は，日本メディックス社製 microFET を用いて，足関節背屈，内反，外反，底屈の等尺性筋力を測定できるよう工夫した自作の筋力測定器にて測定した．（図 1）筋力値は体重で除した値を採用した．片脚反復横跳びは，30cm 間隔に引かれた平行線を片脚で 10 往復する所要時間（秒）を測定した．線を踏むか越えることができなかった場合は再テストを行った．重心動揺は，アニマ社製グラビコーダー 3000 を使用し，10 秒間開眼片脚立位の総軌跡長と矩形面積を測定した．

捻挫の定義は，Fuller ら[6]を参考に，運動中に発生した足関節の疼痛が原因で，運動を中止した状態と定義した．

アンケート調査により，対象を捻挫受傷後に装具を使用している足（以下，装具使用群）と捻挫受傷後装具を使用していない足（以下，装具不使

用群），捻挫の既往のない足（対照群）の3群に群分けした．実地調査データは，追跡調査時の値から初回調査時の値を差し引いた変化量を算出した．前方引き出しテストは群間の陽性率の違いを検討するために，χ^2 検定を実施した．また，群間の変化量の違いを検討するために，tukey 検定を用い3群の比較を実施した．統計ソフトは SPSS16.0J for windows を用い，有意水準は5%とした．

c）結　　果

装具使用群が7足，装具不使用群が15足，対照群が16足であった．装具使用足の使用していた装具は全例が市販のプラスチック支柱付き装具であり，メーカーは統一されていなかった．使用頻度は全例が運動中のみであった．対照群において予防的に装具を使用しているものはいなかった．前方引き出しテストは，装具使用群にて陽性3足（42.9%），陰性4足（57.1%），装具不使用群では陽性6足（37.5%），陰性10足（62.5%）であり，群間に有意差は認められなかった．各項目の変化量を表1に示す．3群を比較した結果を図2に示す．装具使用群の背屈，内反筋力が対照群と比較して有意に低下していた（$p<0.05$）．装具使用群，装具不使用群の外反筋力が対照群と比較して有意に低下していた（$p<0.05$）．アーチ高率，底屈筋力，片脚反復横跳び，重心動揺では3群の変化量に有意差は認められなかった．

d）考　　察

本研究の結果，装具の1年間の使用により，捻挫の既往があり装具を使用している足において捻挫の既往がない足と比較して背屈，内反，外反筋力が低下していた．この要因としては，装具の使用により足関節可動性の制限が引き起こされ[7]，また足関節の制動を装具に頼ることから足関節の筋性の制動が抑制されることが考えられ，廃用性の筋力低下が生じたと考えられる．捻挫受傷後の足関節筋力に関して，先行研究では捻挫群と非捻挫群とを比較し筋力低下が認められなかったとの報告[8]や，筋力低下は廃用性であるといった報告[9]がある．本研究において，装具不使用群と対照群には外反筋力以外の筋力に関しては有意差が認められなかったことから長期的においても筋力が維持されることが示唆された．外反筋力に関しては，捻挫受傷により腓骨筋群の損傷も報告されており[9]，装具の使用にかかわらず筋力低下が認められたと考えられる．これらのことから，装具の長期使用が足関節筋力の低下を引き起こす可能性が示唆され，装具を使用する際には筋力増強運動も併用する必要があると考えられる．

アーチ高率，片脚反復横跳び，重心動揺においては装具使用による影響は認められなかった．先行研究において，垂直跳び，走行において成績が変化しなかったと報告されている[4]．また，著者[10]は FAT の成績において成績に差がなかったことを報告している．これら先行研究では即時的，あるいは4週といった短期的な装具使用の効果を検証している．本研究においては1年間の追跡を実施し，先行研究と同様の結果となったことから，装具による運動能力への影響は大きくないことが示唆された．

本研究の限界として，対象が少なかったことが挙げられる．装具使用足が7足となっているため，今後対象を増やしていく必要があると考えられる．また，対象の捻挫の重症度に関して，フィールド調査の限界から十分な重症度の把握ができなかったため，重症度の違いによる群分けはできなかった．そのため群間に重症度の違いがあった可能性が考えられる．今後の課題として，受傷時の重症度による群分けを行い，装具が足関節筋力および運動能力に与える影響の違いを詳細に検討していく必要があると考えられる．

e）結　　語

高校女子バレーボール選手19名38足を対象に，足関節捻挫受傷後の足関節装具の1年間の使用が足関節筋力および運動能力の及ぼす影響について

調査した．装具の使用により足関節背屈，内反，外反筋力の低下が認められた．本研究の結果から，足関節捻挫受傷後に装具を使用する際には，足関節筋力の筋力強化運動も併用する必要性が示唆された．

文　献

1）Surve I, Schwellnus M.P., Noakes T, et al. A fivefold reduction in the incidence of recurrent ankle sprains in soccer players using the sport-stirrup orthosis. AM J Sports Med 1994 ; 22（5）: 601–6.
2）Sitler M, Ryan J, Wheeler B, et al. The efficacy of a semirigid ankle stabilizer to reduce acute ankle injuries in basketball. AM J Sports Med 1994 ; 22（4）: 454–61.
3）Mackean L.C., Bell G, Burnham R.S. Prophylactic ankle bracing vs. taping : effects on functional performance in female basketball players. JOSPT 1995 ; 22（2）: 77–81.
4）Hals T.M., Sitler M.R., Mattacola C.G. Effect of a semi-rigid ankle stabilizer on performance in persons with functional ankle instability. JOSPT 2000 ; 30(9) : 552–6.
5）牧原由紀子，福林　徹，若山章信他．スポーツ用足関節装具評価-第1報：パフォーマンス面からの検討．日本臨床スポーツ医学会会誌　2004 ; 12（1）: 49–57.
6）Fuller CW, Laborde F, Leather RJ, et al. International Rugby Board Rugby World Cup 2007 injury surveillance study. Br J Sports Med 2008 ; 42（6）: 452–9.
7）Metcalfe R.C., Schlabach G.A., Looney M.A., et al. A comparison of moleskin tape, linen tape, and lace-up brace on joint restriction and movement performance. J Athl Train 1997 ; 32（2）: 136–40.
8）石川大瑛，尾田　敦，成田大一他．高校女子バレーボール選手における足関節捻挫が下肢アライメントおよび運動能力に与える影響．青森スポ研誌　2010 ; 19 : 13–7.
9）石橋恭之，佐々木知行，佐々木和広．足関節捻挫後の腓骨筋腱障害．臨床整形外科　2002 ; 37 : 47—53.
10）石川大瑛，尾田　敦，成田大一他．足関節装具が運動課題の成績に及ぼす影響．青森スポ研誌　2011 ; 20 : 19–23.

リハビリ靴のサイズ適合性が歩行に与える影響について

Influence on gait by the difference of the rehabilitation shoes size

（公財）東京都保健医療公社　荏原病院
Tokyo Metropolitan Health and Medical Treatment Corporation Ebara Hospital

髙橋　あき，尾花　正義
Aki Takahashi, Masayoshi Obana

Key words：靴サイズ（shoes size），歩行解析（gait analysis），リハビリ靴（rehabilitation shoes）

要　旨

本研究の目的は，リハビリ靴のサイズ適合性が歩行に与える影響を明らかにすることである．人工膝関節置換術後の患者７名を対象に，小型３軸加速度計を用いて歩行解析を行った．加速度計は両側外果直上に装着し，足長・幅共に適合した靴（Ｆ靴）とＦ靴より２サイズウィズが大きい靴（Ｌ靴）の２条件にて測定を行った．Ｆ靴はＬ靴に対し歩行のばらつきを示すstride time variability（STV）と単脚支持時間の左右差が有意に低下した．リハビリ靴においても正しいサイズの選択・指導が重要である．また加速度計での歩行解析では，STVや単脚支持時間の左右差を評価することで靴幅の適合性を評価できることが示唆された．

a）緒　言

当院ではリハビリテーション（以下リハビリ）を受ける患者のほとんどが，マジックテープ式のいわゆるリハビリ靴を履いている．急性期病院であるという当院の特徴から，離床が始まる前，またはその直後に，試し履きをしてサイズの適合性を十分に確認しないまま，患者家族が購入するケースも多い．またその着脱の容易さから，実際の足サイズより大きい靴を履いている患者が多い．

足長・足幅共にサイズの適合した靴を履くことで，歩行速度の向上や両脚接地時間の短縮を認めたとの報告[1]もあるが，運動靴などの紐靴を用いて検討されており，リハビリ靴での報告は少ないのが現状である．また，これらの研究は床反力計や三次元動作解析装置を用いて行われている．これらの機器は詳細な歩行解析が可能である一方，高価で準備や測定が煩雑，測定環境が限定されるため，特に高齢者においては測定時の動作を制限する可能性がある．

近年，安価で，測定が簡便であり，しかも場所を選ばず，動作を拘束しないといった利点を有する加速度計が歩行解析機器として着目されつつある[2]．加速度計は歩行解析機器としての信頼性が証明されており[3]，得られた加速度波形を解析することで左右脚の対称性や規則性を定量化できると報告[4]されており，加速度計を下腿に装着することで踵接地等歩行周期の同定が可能となる[5]．

そこで本研究では，リハビリ靴のサイズ適合性が歩行にどのような影響を与えるか，小型３軸加速度計を用いて明らかにすることを目的とした．

（2013/10/31 受付）
連絡先：髙橋　あき　〒145–0065　東京都大田区東雪谷4–5–10　荏原病院　リハビリテーション科
TEL 03–5734–7060　FAX 03–5734–8023
E-mail aki_takahashi@tokyo-hmt.jp

b）対象と方法

1. 対象

対象は当院にて入院リハビリを行った人工膝関節置換術後の患者 6 名（全例片側，うち術後 1 か月以内 3 例，術後 2 か月以内 3 例）で，平均年齢 78.8 歳（73～87 歳），全例女性であった．平均身長は 148.7cm，平均体重は 50.3kg であった．全対象者とも改訂長谷川式簡易知能スケールは 21 点以上で認知症がなく，神経学的異常を認めなかった．

図 1.　加速度計装着方法

対象者には，口頭で研究参加について十分な説明を行い口頭にて同意を得た．

2. 方法

足サイズ計測は内田らの方法[6]を参考に行った．足囲・足幅は荷重位，非荷重位にて計測し，ウィズを決定した．

歩行解析は，ワイヤレス小型 3 軸加速度計（マイクロストーン社製）を用いて行った．加速度センサー MA3-20AD-RDB-SS-2F の重量は約 8g，大きさは 22×14×9mm，サンプリング周波数 200Hz で加速度センサーの装着部位にかかる上下・前後・左右方向の加速度が記録装置に記録される．記録装置 MVP-RF8-GC2000 の重量は約 25g，大きさは 45×45×12mm である．記録された加速度データは Bluetooth ワイヤレステクノロジーによりリアルタイムでパーソナルコンピューターに転送され，モニター上に波形として表示される．モニター上の波形の動きから，機器の動作に異常がないかを目視にて確認した．

加速度センサーは，対象者の両側外果直上にテープとゴムベルトにて装着し，記録装置は対象者の腰部分にゴムベルトにて装着した．（図 1）機器を装着した状態で対象者に数 m 歩行させ，装着機器が歩行動作に影響を与えないことを確認した後，直線歩行路を自由歩行させ，その際の 3 軸方向の加速度を計測した．

足サイズ計測の結果より足に合った靴（Fit 靴，

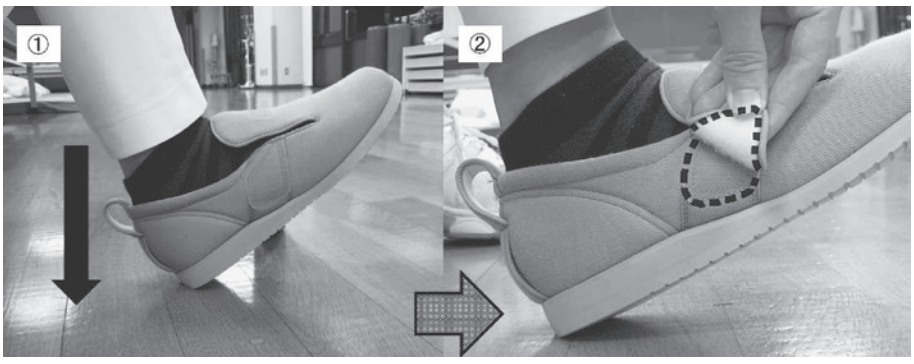


図 2.　靴の履き方

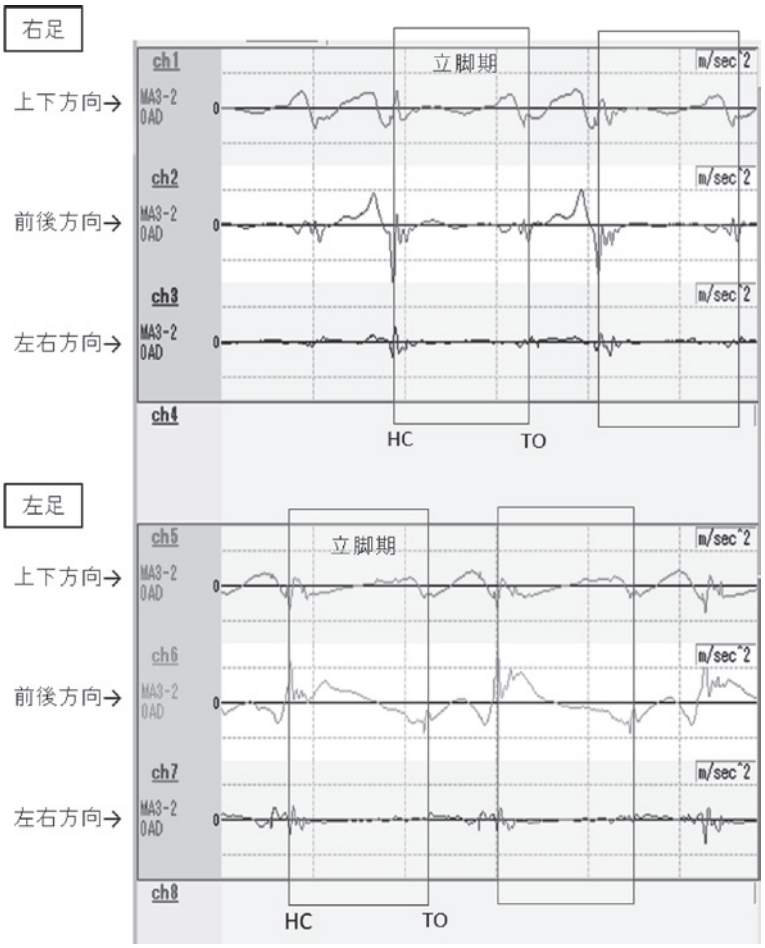


図 3.　歩行周期の読み取り方法

以下Ｆ靴）と，Ｆ靴より２サイズウィズが大きい靴（Loose 靴，以下Ｌ靴）を着用させ，上記測定を行い，２条件間で比較を行った．実験に使用した靴は一般に市販されている室内用のリハビリ靴である．靴着用の際は，靴に足を入れたら，まず図２①のように対象者に足関節を軽度背屈させ，踵で床を軽く叩くようにして踵とヒールカップを密着させた．マジックテープはＦ靴，Ｌ靴共に同一験者が留めた．マジックテープの留め位置が一定になるよう，図２②のように点線部分が重なるように留めた．

得られた波形データから，歩行が定常化した３歩目以降，左右 10 歩分の波形データを採択し，このうち前後方向の波形より，図３のように幅の小さな立ち上がりの鋭い波形をヒールコンタクト，トゥオフとして読み取り[7]，立脚時間，単脚支持時間を求めた．

得られた立脚時間より，歩行の安定性を示す歩容指標である stride time variability（STV）を求めた．STV は歩行周期の変動性を表し，値が大きいほど歩行周期のばらつきが大きいことを示すものである[4]．単脚支持時間からは，手術側（以下患側）単脚支持時間の非手術側（以下健側）との差を求めた．

また，立脚期における左右方向の加速度のピーク値を読み取り，側方加速度ピーク値とした．

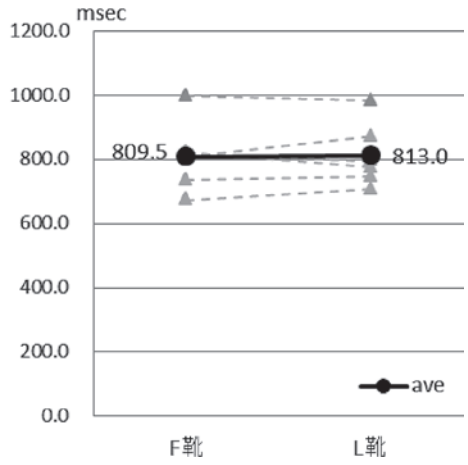


図 4.　立脚時間

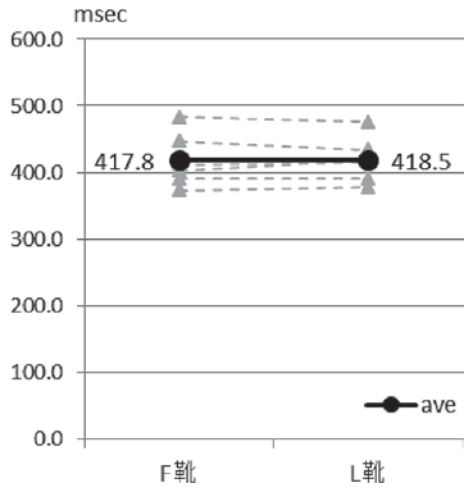


図 5.　単脚支持時間

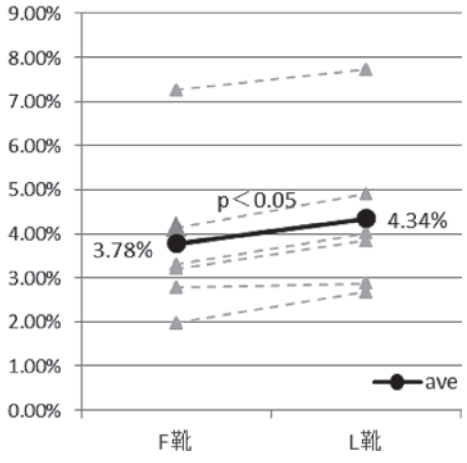


図 6.　STV

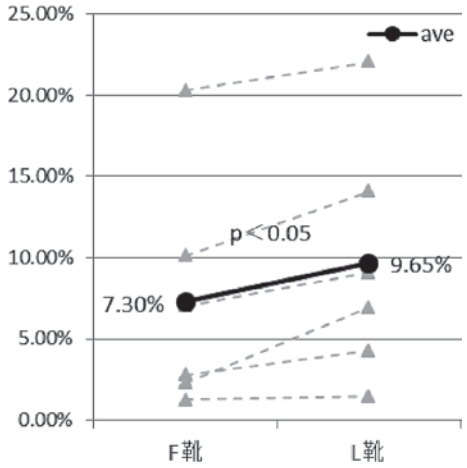


図 7.　単脚支持時間の患側と健側との差

STV と単脚支持時間の患側と健側の差は以下の式より求めた.

・STV=SD/mean×100

平均立脚時間：mean，立脚時間の標準偏差：SD

・単脚支持時間の患側-健側差 =|1－(患側単脚支持時間/健側単脚支持時間×100)|

検定はＦ靴とＬ靴の２条件間において Wilcoxon 符号付順位検定を行った．なお有意水準は危険率5%未満とした.

c）結　　果

立脚時間・単脚支持時間の左右10歩分の平均値は，Ｆ靴とＬ靴とで有意な差を認めなかった.（図4，5）

STV は全対象者にて，Ｆ靴の方が小さい値を示しその平均値はＦ靴 3.78%，Ｌ靴 4.34%で，Ｆ靴とＬ靴との間で有意な差を認めた.（図 6）単脚支持時間の患側と健側との差は，全対象者にてＦ靴の方が小さく，Ｆ靴とＬ靴との間で有意な差を認めた.（図 7）

側方加速度のピークは全対象者ともヒールコンタクトの直後に観察されたが，その平均値はＦ靴8.57m/sec²，Ｌ靴8.55m/sec²で靴による有意差は認めなかった．

d）考　　察

リハビリ靴のウィズが適正サイズより大きくなることで，歩行のばらつきや安定性を示すSTVはより有意に増大した．また単脚支持時間の患側と健側の差は，Ｌ靴で有意に増大し，単脚支持時間の左右差がより大きくなったと言える．

林らは，紐靴を用いた研究にて，靴のウィズが適正サイズより大きくなると蹴り出し時の床反力の変動係数が増大し，靴内で足の左右へのズレが生じることで，歩行動作の再現性が低下，腓腹筋の筋活動が増大し脚への負担を増加させる[8]と述べている．またSTVは膝伸展筋力との関係性が報告[9]されており，筋力が強いほどSTVは低値を示す．

本研究では，足の甲を一箇所でしか固定できないマジックテープ式のリハビリ靴にて検討を行ったが，紐靴と同様に，ウィズが大きくなることで靴内での足のズレが生じ，歩行のばらつき増大に繋がったと考える．また健側に比べ筋力が劣ると推測される患側では，ウィズの大きい靴を履くことで効率良い筋力発揮が阻害され，患側単脚支持の不安定性が増大し，単脚支持時間の健側との差が大きくなったと考える．そのため，人工膝関節置換術後の患者においては運動指導のみならず，靴の選択方法や自身の足サイズに関する知識を指導する必要があると考える．

Seibel MO.によると[10]，体重のかかっている状態を示す閉鎖運動連鎖（closed kinetic chain，以下CKC）では，距骨下関節回内は踵骨を外反，距骨を内転・底屈させ，回外は踵骨を内反，距骨を外転・背屈させる．また下腿の回旋はCKCでの距骨下関節の動きに密接に関係しており，下腿内旋にはCKCでの距骨下関節回内を伴い，下腿外旋ではCKCでの距骨下関節回外を伴う．歩行周期中の立脚相では距骨下関節はCKCで機能する．小林らは適切なサイズの靴ではヒールカウンターの密着性がより高くなることで，距骨下関節の回内外の余分な動きが制御され，安定した後足部のアライメントを保証している[1]と述べている．そこで本研究においても，リハビリ靴のウィズが適正サイズより大きくなると，距骨下関節の過度な回内外が生じ，下腿の内外旋も大きくなると予測し，外果での側方加速度ピーク値をＦ靴とＬ靴との間で比較した．しかし今回は2条件間で有意な差を認めなかった．下腿の内外旋は水平面上の動きであり，左右方向のみでなく前後方向の加速度も関与しているが，今回は左右方向のみで評価を行ったことに本研究の限界があったと考える．そこで，今後は少なくとも左右方向，前後方向の2軸での評価を検討していく必要があると考える．

e）結　　語

今回，小型3軸加速度計を用いて，リハビリ靴のサイズ適合性が歩行に与える影響を検討した．その結果，人工膝関節置換術後の患者では，使用するリハビリ靴のウィズサイズの不適合は，歩行周期のばらつきに影響を与える可能性が示唆された．人工膝関節置換術後の患者のリハビリテーションでは，正しい靴の選択方法を指導することも必要であると考える．

また，小型3軸加速度計を用いた歩行計測から，STVや単脚支持時間の患側と健側の差を評価することで，使用している靴幅の適合性を検討できる可能性があると考える．

文　　献

1）小林文子他．靴の適合性が歩行に与える影響．靴の医学　2010；24（2）：45–50.
2）山田　実，平田総一郎他．体幹加速度由来歩容指標による歩容異常の評価―歩容指標の変形性股関節症患者と健常者の比較，および基準関連妥当性―．理学療法学　2006；33（1）：14–21.
3）Henriksen M, Lund H, Moe-Nilssen R, et al. Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. Gait and Posture 2004；19：288–97.

4）牧浦大祐，土井武彦他．歩行の安定性に性差は存在するのか？―加速度計を用いた歩行解析による検討―．理学療法科学　2010 ; 25（6）: 923–8.
5）Selles RW, Formanory MA, Bussmann JB, et al. Automated estimation of initial and terminal contact timing using accelerometers ; development and validation in transtibial amputees and controls. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 2005 ; 13（1）: 81–8.
6）内田俊彦他．外反母趾の足サイズと靴サイズに関する検討．靴の医学　2004 ; 18（2）: 47–51.
7）Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. Gait and Posture 2003 ; 18 : 35–46.
8）林　亮誠，細谷　聡．靴の足囲サイズと歩行動作の関係に関する研究．靴の医学　2011 ; 25（2）: 78–83.
9）Hausdorff JM., Nelson ME., Kaliton D, et al. Etiology and modification of gait instability in older adults : a randomized controlled trial of exercise. J Appl Physiol 2001 ; 90 : 2117–29.
10）Seibel MO. Foot function. 入谷　誠訳．ダイナゲイト；1996. 53–7.

ランニングにおけるベアフットシューズの機能的特性について

Biomechanical characteristics of barefoot shoes in running

[1)]早稲田大学大学院スポーツ科学研究科
[2)]ダンロップスポーツ
[3)]早稲田大学スポーツ科学学術院
[1)]Graduate School of Sport Sciences, Waseda University
[2)]Dunlop Sport
[3)]Faculty of Sport Sciences, Waseda University

干場　拓真[1)]，大澤　健介[2)]，深野　真子[3)]，福林　　徹[3)]
Takuma Hoshiba[1)], Kensuke Osawa[2)], Mako Fukano[3)], Toru Fukubayashi[3)]

Key words：ランニング（Running），シューズ（shoes），床反力（Ground reaction force），下肢関節角度（Lower limb kinematics）

要　旨

近年，最小限の衝撃緩衝材と足部の保護を施したベアフットシューズが開発されているが，運動学的観点からランニング動作にもたらす影響を検証した研究は少ない．本研究ではベアフットシューズ（BS）の影響を明らかとすることを目的とし，裸足（B）及びランニングシューズ（RS）着用時のランニング動作を比較・検証することとした．結果，3条件における接地時の足関節及び膝関節角度と離地までの角度の変位量に有意な差は認められなかったが，力学的評価では，前後分力の制動成分においてBに比べRSとBSが有意に小さくなった．これより，力学的評価からBSはRSと類似した影響をもたらす可能性が示唆された．

（2013/11/01 受付）
連絡先：干場　拓真　〒359–1192　埼玉県所沢市三ヶ島2–579–15　早稲田大学大学院スポーツ科学研究科
TEL/FAX 04–2947–6853（研究室内）
E-mail takuma9@asagi.waseda.jp

a）緒　言

ランニングブームに伴い近年，ランニング障害の予防とパフォーマンスの向上を目的とした機能的ランニングシューズの開発が盛んに行われている．しかし，機能的シューズの弊害として，足の過保護に繋がり，本来の足部が有する運動及び感覚機能を妨げることや，足底の筋力の低下を招く可能性が指摘されている[1)]．そのため，足本来の機能低下により，足部・足関節においてランニング時の接地時に伴う衝撃を吸収することが困難となり，下肢の慢性障害を引き起こすリスクが高まると考えられている．これらの問題を解消する一つの方法として，裸足でのランニングが提案されている[2)3)]．

これまでの研究により，裸足でランニングを行うランナーは着地の際に前足部や中足部で接地するのに対し，シューズを履いてランニングを行うランナーは後足部で接地をすること，また，裸足でランニングを行うランナーはシューズを履いてランニングを行うランナーよりも接地時の衝撃が少ないことが報告されている[1)4)]．これは，接地時

には地面の状況や足部の位置を足底からの圧及び触感覚情報から知覚・認知し，意図的に接地の衝撃を抑える接地が可能であるためである[2)5)]．また，前足部接地により，足部アーチの支持機構が接地時の衝撃を吸収し，その衝撃を効果的に足関節底屈筋群に弾性エネルギーとして蓄えられる可能性も示されている[2)6)]．このような裸足ランニングによる効果を安全に最大限生かすために開発されたのがベアフットシューズである．

ベアフットシューズは最小限の足部の保護を施し，裸足感覚でランニングを行う為に設計されており，衝撃緩衝性がほとんど無いことが特徴として挙げられる[3)]．さらに，ランニングシューズのソール部の形状がつま先部から踵部にかけて厚みが増すように設計されているのに対し，ベアフットシューズはソール部の厚みが極めて薄く，つま先部と踵部の厚みがほぼ一定になるように設計されているのも特徴である．しかし，このようなベアフットシューズの特徴がランニングにもたらす影響及び一般的なランニングシューズとの機能的特性の違いについては明確にされていない．そこで，本研究では裸足（以下 B）とランニングシューズ（以下 RS）及びベアフットシューズ（以下 BS）の使用によるそれぞれのランニングの動作解析を行い，ベアフットシューズがもたらす影響及び有する機能的特性について検討することとした．

b）対象と方法

対象

運動習慣のある健常男性 8 名の左脚 8 脚を対象とした（平均値 ± 標準偏差（以下 SD），年齢 22.1 ± 0.6 歳，身長 169.2 ± 5.0cm，体重 59.9 ± 6.8kg）．対象者に関する選定条件として，下肢に手術歴がないこと，測定時に下肢に障害を有していないこととした．本研究の実施に際し，対象者にはあらかじめ実験の内容を口頭で説明し，同意を得た後に測定を行った．

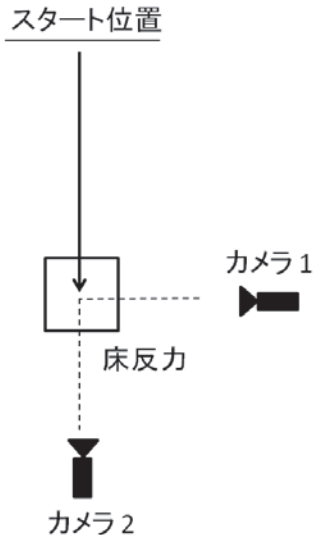


図 1.　測定環境図

方法

動作課題

測定に先立ち，反射マーカーを 10 個のランドマーク（左上前腸骨棘，左腸骨陵大転子，左膝蓋骨，左膝関節内側裂隙，左膝関節外側裂隙，左足関節中央，左足関節内果，左足関節外果，第 1 中足骨骨頭，第 5 中足骨骨頭）に貼布した．なお，ランニングシューズとベアフットシューズの場合は左足関節中央，第 1 中足骨骨頭，第 5 中足骨骨頭のマーカーはシューズ上に貼付した．

対象者には左足を前，右足を後ろにしたスタート姿勢から 1 分間に約 160 歩の速度（メトロノーム使用）におけるランニング動作を行わせた．（図 1）また，スタートしてから対象者の 4 歩目（左足）の接地から離地までを解析対象とし，スタート地点は，被験者の 4 歩目の着地が床反力計上の同一点となるように事前に動作練習及び調節をさせた．対象者には，以上の動作を B，RS（adidas 社製），BS（adidas 社製）の 3 つの条件下で行わせた．シューズの条件の順番はランダムに行い，それぞれの条件における成功試技を 3 回計測した．

データの収集

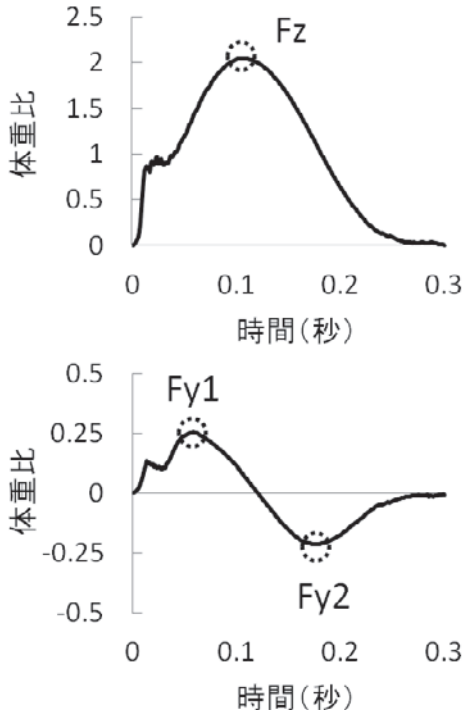


図 2. Fz 及び Fy におけるピーク値の算出箇所

本研究における下肢関節運動は，2 台のハイスピードカメラ（CASIO 社製）を用いてサンプリング周波数 210Hz で計測した．ハイスピードカメラより得られた画像から，二次元解析ソフト（Frame Dias IV，DKH 社製）を用いて，接地時の左脚の足関節底屈・背屈角度（第 5 中足骨骨頭，外果，膝関節外側裂隙のマーカーを結んだ角度）と膝関節伸展・屈曲角度（大転子，膝関節外側裂隙，外果のマーカーを結んだ角度）及び接地から離地までのそれぞれの角度の変位量を算出した．

床反力計測においては，埋め込み式床反力計（kitsler 社製）を用いてサンプリング周波数 1000Hz での計測を行い，それぞれの試技の接地前 1 秒間の鉛直方向成分の平均値から 3SD（SD：標準偏差）を上回った時点を接地，下回った時点を離地とし，立脚中の鉛直方向成分と前後方向成分を算出した．また，鉛直成分から得られた最大鉛直方向成分を Fz1 とし，前後成分で得られた最大制動成分を Fy1，最大駆動成分を Fy2 とした．（図 2）得られたデータは，体重で正規化し（% BW）比較・検討を行った．また，接地・離地様式の力学的特徴を検出するため，Fy の制動・駆動成分おける力積値（Ns/kg）を算出した．床反力のデータ信号は PowerLab System（PowerLab/16sp ADInstrument 社製）を用いて A/D 変換し，パーソナルコンピュータに取り込んだ．

統計学的分析

一元配置分散分析を行い，有意差が認められた場合には Bonferroni 法を用いて多重比較検定を行った．動作解析では 3 条件における接地時の足関節と膝関節角度および接地から離地までの足関節と膝関節角度の変位量，床反力解析では 3 条件における Fz，Fy1，Fy2 の値及び Fy の制動・駆動成分における力積値をそれぞれ比較した．有意水準は 5% 未満とした．

c）結　　果

接地時の足関節角度は 19.5 ± 4.4（B），20.6 ± 4.9（RS），17.1 ± 5.7（BS）であり，膝関節角度は 22.9 ± 4.8（B），20.0 ± 5.7（RS），19.6 ± 3.3（BS）であった．（表 1）また，接地から離地までの角度の変位量において，足関節では 30.4 ± 4.6（B），31.8 ± 4.1（RS），33.5 ± 5.0（BS）であり，膝関節では 48.2 ± 8.4（B），47.9 ± 8.8（RS），51.6 ± 7.6（BS）であった．（表 2）これら 3 条件における接地時の足関節及び膝関節角度と離地までのそれぞれの角度の変位量に有意な差は認められなかった．

床反力解析では，Fz において 2.29 ± 0.25（B），2.35 ± 0.34（RS），2.29 ± 0.27（BS）であった．（表 3）Fy1 においては 0.33 ± 0.08（B），0.30 ± 0.07（RS），0.28 ± 0.07（BS）であり，Fy2 では 0.28 ± 0.03（B），0.28 ± 0.05（RS），0.31 ± 0.04（BS）であった．（表 3）また，Fy の制動成分における力積（Ns/kg）は 1.99 ± 0.58（B），1.65 ± 0.6（RS），1.46 ± 0.4（BS）であり，駆動成分では 1.93 ± 0.27（B），2.46 ± 0.45（RS），2.59 ± 0.35（BS）であった．（表 4）

一元配置分散分析を行った結果，Fy1 では主効

表 1. 接地時の足関節及び膝関節角度（平均±標準偏差°）

	裸足（B）	ランニングシューズ（RS）	ベアフットシューズ（BS）
膝関節	22.9±4.8	20.0±5.7	19.6±3.3
足関節	19.5±4.4	20.6±4.9	17.1±5.7

表 2. 接地から離地までの足関節及び膝関節角度の変位量（平均±標準偏差°）

	裸足（B）	ランニングシューズ（RS）	ベアフットシューズ（BS）
膝関節	48.2±8.4	47.9±8.8	51.6±7.6
足関節	30.4±4.6	31.8±4.1	33.5±5.0

果が認められ（$F(2,14)=7.55$, $p<0.05$），B が RS と BS よりも高値を示した．しかし，Fy2 においては主効果が認められず（$F(2,14)=3.2$, $p<0.05$），3 条件において同程度の値を示した．制動成分の力積値においては主効果が認められ（$F(2,14)=8.00$, $p<0.05$），B が BS よりも高値を示した．また，駆動成分においては制動成分同様に主効果が認められ（$F(2,14)=10.98$, $p<0.01$），B が RS と BS よりも低値を示した．

d）考　　察

本研究は動作解析（足関節底屈・背屈角度・膝関節伸展・屈曲角度）及び床反力解析（鉛直方向成分・前後方向成分）の運動学的観点から，BS の機能的特性を B と RS との比較により検討することとした．その結果，下肢キネマティクスにおいて，3 条件の違いによる有意差は認められなかったが，力学的評価における Fy1 では B が RS と BS に比べ有意に高値を示し，制動成分の力積値では B が BS に比べ有意に高値を示した（$p<0.05$）．また，Fy2 では条件間の有意差は認められなかったが，駆動成分の力積値では B が RS と BS に比べ有意に低値を示した（$p<0.05$）．これより，接地・離地時の力学的特徴に関して，BS が RS と同様な減速及び加速作用を有している可能性を示唆している．

表 3. Fz 及び Fy におけるピーク値（平均±標準偏差，体重比）

	裸足（B）	ランニングシューズ（RS）	ベアフットシューズ（BS）
Fz	2.29±0.25	2.35±0.34	2.29±0.27
Fy1	0.33±0.08	0.30±0.07*	0.28±0.07*
Fy2	0.28±0.03	0.28±0.05	0.31±0.04

B との比較において：*$p<0.05$

表 4. Fy の制動及び駆動成分における力積値（平均±標準偏差，Ns/kg）

	裸足（B）	ランニングシューズ（RS）	ベアフットシューズ（BS）
制動成分	1.99±0.58	1.65±0.6	1.46±0.4*
駆動成分	1.93±0.27	2.46±0.45*	2.59±0.35**

B との比較において：*$p<0.05$，**$p<0.01$

まず，接地時における B，BS，RS の足関節及び膝関節角度には有意な差は認められず，裸足による影響やソールや形状の違いが下肢キネマティクスに変化を与えなかった．これまで，裸足ランニングの経験者は，B 条件時に前足部接地することが報告されており，シューズ条件により下肢キネマティクスに変化をもたらす可能性が指摘されている[1)7)]．そのため，本研究においても，BS は B に近い接地様式を呈すると予想された．しかし，本研究では，接地時の足関節・膝関節角度に有意な差が認められなかったことから，異なる条件においても同様な接地様式を呈した可能性があり，条件の違いが下肢キネマティクスに影響を与えることはなかった．

次に，ランニング動作における力学的評価では，Fz1 に有意な差は認められなかったが，Fy1 においては B と RS，B と BS 間に有意な差が認められた．また，力積値比較では B が BS に比べ有意に高値を示し（制動成分），B が RS と BS に比べ有意に低値を示した（駆動成分）．これまで，裸足ランニング時にはシューズ条件に比べ Fy1 及び Fy2 が大きくなること，また，一定の減速と加速が行われている可能性が示唆されている[2)]．本研究は先行研究と同様な結果となり，BS は B の状態に近

く作られているにも関わらずRSに近い減速及び加速作用を持つことが示唆された．また，BSのソール部はRSに比べ薄く作られていることから，BSの着用によって足底からの詳細な圧及び触感覚情報が得られる可能性がある．

本研究の限界点として，速度を一定にした短距離のランニング実験を行ったため，速度の変化に伴うB，RS，RSの影響及びパフォーマンスとの関連を検証することができなかった．また，本研究では運動習慣のある健常男性を対象としたことから，常用しているRSに慣れたランニングフォームを呈した可能性も考えられる．今後は，シューズ条件への適応期間を設けると共に長距離を走るといった実践的な測定を行いシューズとパフォーマンスとの関係を調べる必要がある．

e）結　　語

裸足（B）とランニングシューズ（RS）及びベアフットシューズ（BS）の着用によるランニング時の下肢の動作解析及び力学的評価を行い，以下の結果を得た．

1．3条件による膝関節・足関節運動に変化が見られず，いずれの条件においても同様な下肢関節運動が行われていた．

2．3条件による鉛直成分に変化が見られず，いずれの条件においても同様な体重移行が行われていた．

3．裸足条件に比べ，ランニングシューズ及びベアフットシューズ条件では接地時の制動成分のピーク値が小さくなった．

4．裸足条件に比べ，ベアフットシューズ条件では制動成分の力積値が小さくなり，ランニングシューズ及びベアフットシューズ条件では駆動成分が大きくなった．

文　　献

1）Liberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. Nature 2010 ; 463 : 531–5.
2）Lieberman D.E. What we can learn about running from barefoot running : an evolutionary medical perspective. Exerc. Sport Sci. Rev. 2012 ; 40 : 63–72.
3）Rothschild C. Running barefoot or in minimalist shoes : evidence or conjective? J Strength Condit Res 2012 ; 34 : 8–17.
4）Divert C, Mornieux G, Baur H, et al. Mechanical comparison of barefoot and shod running. Int J Sports Med 2005 ; 26 : 593–8.
5）Altman AR, Davis IS. Barefoot running : biomechanics and implications for running injuries. Curr Sports Med Rep 2012 ; 11 : 244–50.
6）Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and analysis of running gait. Phys Med Rehabil Clin N Am 2005 ; 16 : 603–21.
7）Squadrone R, Gallozi C. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. J. Sports Med. Phys. Fitness 2009 ; 49 : 6–13.

靴の医学 **27**(2)：55–58，2013. **原　著**

中足骨パッド高の定性的評価と定量的評価の比較検討

Comparison of qualitative and quantitative evaluation of metatarsal pad height

[1)]株式会社田村義肢製作所
[2)]新潟医療福祉大学大学院　医療福祉学研究科
[1)]Tamura Artificial Limbs CO., LTD
[2)]Graduate School of Health and Welfare, Niigata University of Health and Welfare

松矢　　晃[1)2)]，阿部　　薫[2)]，笹本　嘉朝[2)]
Akira Matsuya[1)2)], Kaoru Abe[2)], Yoshitomo Sasamoto[2)]

Key words：中足骨パッド（metatarsal pad），インソール（insole），足底圧（plantar pressure）

要　旨

中足骨パッドの効果について足底圧とNRS（Numeric Rating Scale）を用いて検討を行った．健常成人男性19名38足を対象とした．3，4，5，6，7，8，9mm高の中足骨パッドを頂点が第2・3中足骨間に位置するよう設定し，足底圧をF-スキャン（Nitta社）にて計測した．また比較検討のためにパッドなし（0mm）での計測も行った．各条件での足底圧計測後にパッドの高さによる痛みの度合いをNRSにて対象者に回答させた．その結果，静止立位においては8mm以上のパッドにおいて中足骨頭部の除圧が確認された．

緒　言

現在，インソール製作時に快適性の向上や中足骨頭の除圧を目的に中足骨パッドがよく用いられる．しかし中足骨パッドの形状（高さ，大きさ）や，設置する位置，材料の硬度についての研究は散見される[1)2)]が，統一された見解が定まっておらず，具体的に数値化されている研究も少ない[3)4)]．そのため臨床においては，製作者や適合を行う者の経験と技術に頼っている部分が大きい．そこで本研究では検討項目を中足骨パッドの高さのみに限定し，対象者の官能による痛みに対する評価と足底圧計測から判断する中足骨パッドの除圧効果を併せて検討することにより，中足骨パッドの最適高を追及した．

方　法

1．対象

対象は，健常成人男性19名（年齢22.3±1.3歳，身長173±7.6cm，体重65.0±15.3kg）計38足とした．対象者には，口頭と書面にて研究内容を十分に説明し，書面にて同意を得た．また，本研究は新潟医療福祉大学倫理委員会の承認許可を得て行った．

（2013/10/31受付）
連絡先：松矢　　晃　〒950-3198　新潟県新潟市北区島見町1398　新潟医療福祉大学大学院　靴人間科学研究室
TEL/FAX 025-257-4525（研究室直通），
E-mail hwd13006@nuhw.ac.jp

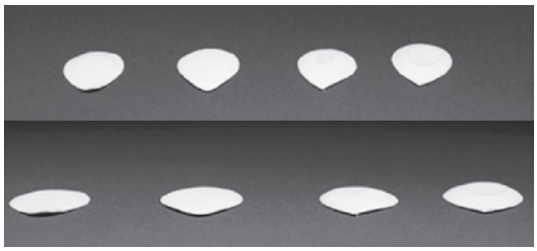


図 1. 左から 3，4，5，6㎜

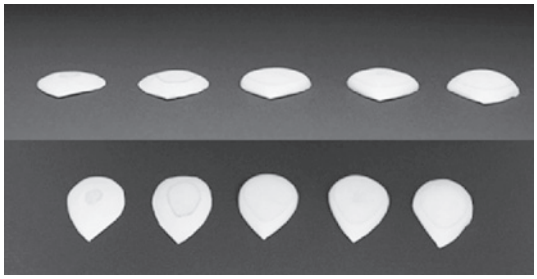


図 2. 左から 5，6，7，8，9㎜

2. 計測方法

計測は裸足にて行い，両足同時に計測した．対象者には数 m 先の目標を注視させ，静止立位にて計測を行った．計測に使用した中足骨パッドは形状を一般的に使用されている涙型とした．また，荷重時にパッド高が変化しないよう，硬度 70 の EVA を製作し，使用した．各パッドの高さは 7 名（A 群）に対して 3，4，5，6mm 高，（図 1）12 名（B 群）に対しては 5，6，7，8，9mm 高（図 2）のパッドを使用した．中足骨パッドの設定位置は被験者の足部形状をもとに決定した．頂点位置は第 2，3 中足骨間に合わせ，中足骨パッドの長軸方向と中足骨パッドの長軸方向を平行になるよう設置し足底圧を F-スキャン（Nitta 社）にて計測した．各条件において 30 秒静止後の 5 秒を計測区間とし，それぞれ 2 施行とした．また比較検討のためにパッドなし（0mm）での計測も行った．計測項目は中足骨頭部とパッド部における接触ピーク圧力と接触圧力とした．（図 3）

各パッド高での足底圧計測後にパッドの高さによる痛みの度合いを数値評価スケール NRS（図 4）にて，全く痛みを感じない状態を 0 点，これ以上ない痛みを 10 点とし，0～10 点の 11 段階で対象者に回答させた．

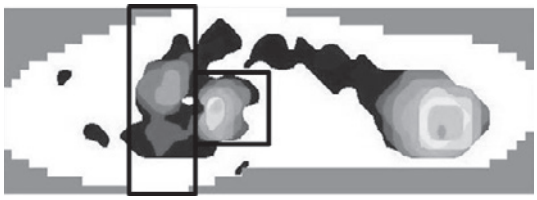


図 3. 計測領域設定イメージ

3. 統計分析

ウィルコクソン順位和検定（Wilcoxon t-test）を用いて各条件間の比較を行い，危険率 5% 未満を有意差ありとした．

結　果

A 群における各条件の計測結果は表 1，B 群は表 2 の通りであった．

A 群においては，パッドなしの条件と各パッド高における中足骨頭部における接触ピーク圧力を比較したところ有意差がなかった．また各パッド頂点での接触ピーク圧力は 0.8，1.0，1.1，1.3kg/cm^2 であった．

B 群においてはパッドなしの条件と各パッド高における中足骨頭部における接触ピーク圧力を比較したところ中足骨パッド高 8mm 以上で有意（$p<0.01$）に低下した．

考　察

A 群においてパッド頂点での接触ピーク圧力が上昇したのに対して，中足骨頭部における接触ピーク圧力に変化がなかった原因として，パッド高の不足により軟部組織の圧縮のみに留まり，中足骨列へ有効に作用できなかった可能性が示唆された．そのため B 群を追加し，さらに高いパッド高を用いて実験を行った．

B 群では，中足骨パッド高 8mm において中足

図 4. 今回使用した NRS

表 1. A 群計測結果

パッド高 (mm)	接触ピーク圧力 (kg/cm²)		接触圧力 (kg/cm²)		NRS
	中足骨頭	パッド	中足骨頭	パッド	
0	0.7		0.4		
2	0.7	0.8	0.4	0.4	1.6
4	0.7	1	0.4	0.5	2.7
5	0.7	1.1	0.4	0.5	3.6
6	0.7	1.3	0.3	0.6	5.6

表 2. B 群計測結果

パッド高 (mm)	接触ピーク圧力 (kg/cm²)		接触圧力 (kg/cm²)		NRS
	中足骨頭	パッド	中足骨頭	パッド	
0	0.8		0.4		
5	0.7	0.6	0.4	0.4	2.0
6	0.7	0.9	0.4	0.5	3.0
7	0.7	1.0	0.4	0.6	4.8
8	0.6	1.1	0.4	0.6	5.8
9	0.6	1.3	0.4	0.7	7.5

骨頭部の除圧効果が確認された．NRS の結果より中足骨パッド高 9mm では通常使用は困難と判断されたため，成人男性における中足骨パッド高は中足骨頭部の除圧効果と痛みの主観的評価を考慮すると 8mm が最適であると考えられ，成人男性に対して中足骨パッド高 8mm 以上で免荷効果を発揮するという具体的な数値が提示できた．中足骨パッド高が中足骨頭部に与える免荷効果について，先行研究では健常成人男女を対象として片脚立位で 5，10mm 高の中足骨パッドを用いたところ足底圧の減少が確認された[3]．健常男性を対象に高さ 8mm の中足骨パッドを用いて歩行したところ接触ピーク圧力の低下がみられた[4]．第 2・3 中足骨頭痛を有する開張足患者男女に対して 7mm の中足骨パッドを有するインソールを用いて歩行したところ，第 2・3 中足骨頭部の接触圧力が中足骨パッドを用いないインソールよりも減少した[5]．これらはいずれも本研究と同様の傾向がみられた．しかし，先行研究では高さの設定が 1 種類または 2 種類のみであり具体的な数値は提示されていなかった．このことは，これまで製作者が経験をもとに判断していた感覚的なものを具体的に数値化することが出来，インソール製作における 1 つの指標として提案できると考えられた．

これまでインソールの有用性，効果は認められていたものの，いまだにインソール形状は定量化されていない．本研究ではインソールの主たる構成要素の 1 つである中足骨パッドの高さの定量化を目指した．その結果，成人男性に対して免荷効果を発揮しつつ通常使用できる本研究における中足骨パッドの最適高パッド高 8mm を示すことができ，限定的ではあるが，その一部の定量化を提案するものである．

結　語

静止立位時において，成人男性に対しては中足骨パッド高 8mm で中足骨頭部の除圧ができ，痛みの主観的評価においても許容範囲であった．

文　献

1）加藤　正，酒匂　代．中足骨パッドの考察．靴の医学 1988 ; 2 : 34–6.

2）Hayda R, et al. Effect of metatarsal pads and their positioning : a quantitative assessment. Foot & Ankle International 1994 ; 15（10）: 561–6.
3）Brodtkorba TH, Koglera GF., Arndtb A. The influence of metatarsal support height and longitudinal axis position on plantar foot loading. Clinical Biomechanics 2008 ; 23（5）: 640–7.
4）Chang AH, Abu-Faraj ZU, Harris GF. Multistep measurement of plantar pressure alterations using metatarsal pads. Foot & Ankle International 1994 ; 15 : 654–60.
5）遠藤拓他．中足骨頭部痛に対する足底板の効果．靴の医学　2011 ; 25（2）: 5–9.

靴の医学 **27**(2)：59–64，2013. **原　著**

シューズ着用および裸足条件におけるランニング動作中の距腿関節および距骨下関節の運動解析

Analysis of the talocrural and subtalar joint motions during shod and barefoot running

[1)]早稲田大学スポーツ科学研究科
[2)]国立スポーツ科学センター
[3)]早稲田大学スポーツ科学学術院
[1)]Graduate School of Sport Sciences, Waseda University
[2)]Japan Institute of Sports Sciences
[3)]Faculty of Sport Sciences, Waseda University

秋山　　圭[1)2)]，深野　真子[3)]，福林　　徹[3)]
Kei Akiyama[1)2)], Mako Fukano[3)], Toru Fukubayashi[3)]

Key words：ランニングシューズ（running shoes），シネラジオグラフィー（cineradiography），距腿関節（talocrural joint），距骨下関節（subtalar joint）

要　旨

本研究は健常者を対象とし，ランニング動作時における距腿関節・距骨下関節のキネマティクスが，シューズ着用と裸足の条件間で異なるかについて明らかにすることを目的として実施した．若年健常者８名を対象とし，静止立位からのランニング動作を課し，踵部接地から踵部離地までの距腿関節および距骨下関節の動きを計測した．解析の結果，シューズ着用時に比べて裸足時に距骨下関節の外反および外旋，距腿関節の背屈の動きが大きい傾向にあった．本研究によってシューズ着用の有無により動きが異なることを明らかにすることができた．

（2013/11/18 受付）
連絡先：秋山　　圭　〒359–1164　埼玉県所沢市三ヶ島 2–579–15　早稲田大学スポーツ科学研究科
TEL 04–2947–6848
E-mail k-akisan@suou.waseda.jp

a）緒　　言

距骨下関節と距腿関節からなる足関節は，荷重を伴う動作において足部から下腿にかけて力を伝達する役割を果たしている．ランニングシューズは，ランニング時に必要とされる力の伝達を補助するために多くの機能が搭載されている．例えば，着地後のスムーズな蹴り出しの力を補助する機能，繰り返しの着地から足部を守るための衝撃緩衝機能，踵骨の安定性を高めるためのヒールカウンターの搭載などがある．

現在，ランニングシューズに関する研究手法は皮膚上マーカーを用いたバイオメカニクス的手法[1)–3)]が主であり，足部を観察する場合はシューズに穴を開けてマーカーを足部に貼付していた[4)]．そのため，シューズ着用による足部の骨の動きに対する影響を正確に把握することが困難であった．

近年，3D-2D model-based registration 法を用いて骨の動きの詳細な評価[5]が試みられており，この手法を用いることでランニングシューズ着用による影響を検討することができると考えた．

したがって本研究の目的は，3D-2D model-based registration 法を用いてランニングシューズ着用時の距腿関節および距骨下関節の動態を定量的に評価することとした．仮説として，ランニングシューズ着用時は足部が着地してからの各関節の総変位量が小さくなると考えた．

b）対象と方法

1. 対象

成人男性 8 名を対象として実験を行った．被験者の身体特性は年齢：23.4 ± 3.4 歳，身長：170.5 ± 2.3cm，体重：67.5 ± 3.4kg であった．全ての被験者は下肢に重篤な外傷・障害や手術歴の無い者であり，また，実験を実施する時点で歩行やスポーツ活動に支障をきたすような症状を有さない者であった．本実験は早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理委員会の審議・承認を受けて実施した．実験に先立ち，研究目的，内容および実験における危険性について全ての被験者に文書および口頭で説明し，研究に被験者として自主的に参加する旨の同意を得た．さらに被験者本人の判断でいつでも研究への参加を中止できることを説明した．

2. 測定方法

実験試技はシネラジオグラフィー（INTEGRIS BH5000R.1 Koninklijke, Philips Electronics N.V.）を用いてサンプリング周波数 1/60 sec，15kV（1msec）の条件でエックス線透視連続撮影を行った．全てのエックス線透視連続撮影は医師の管理下で放射線技師が行った．撮影したエックス線画像の空間分解能は，0.45mm であった．

実験試技はランニングとし，シューズおよび裸足の二条件で実験を実施した．ランニングシューズは adidas 社製レスポンスクッションを使用し，あらかじめ各被験者の足長および足幅を計測したのち適正サイズを着用させた．なおこのシューズは 26cm サイズの際に，踵部ソール高 3.5cm であった．

実験空間の制約上，本実験のランニングは静止立位状態から前方へのランニング動作とし，右足着地時の踵部接地から踵部離地までの区間を解析対象とした．ランニング動作は右足で着地した際に左足が離地していることを条件とした．また，右足着地の際には踵部から着地し，その後，爪先が着地するように指示した．ランニングのテンポは 150/min とし，被験者に制限のない着地動作を行わせるためにランニングの歩幅は被験者の任意とした．実験に先立って被験者にはランニング動作の説明をし，練習を行わせた．

着地動作を行う際は足部の向きにより矢状面からの骨輪郭が変わるため，解析に影響を及ぼす．そのため第二趾と踵骨の中心を結んだ足部の長軸が進行方向と平行に着地するようにガイドラインを示した．着地の際はガイドライン上に第二趾と踵骨の中心を結んだ足部の長軸が着地するように指示した．全ての試技において検者が足部の向きが進行方向と平行であることを確認した．シューズ着用時は足趾が隠れるため，ガイドライン上にシューズの爪先と踵部中央の長軸が着地するように指示した．着地は踵から先に接地し，その後，爪先が接床して着地後は前方に通過するように被験者に指示した．全ての実験試技は，踵から着地したこと，足部の長軸が進行方向と平行に着地したこと，および着地後に前方に通過したものを成功試技と判定した．シューズ着用時，裸足時ともに 3 回の成功試技を撮影した．

シネラジオグラフィーの撮影と併せて，マルチスライス CT 撮影装置（PHILIPS IDT 16, Koninklijke Philips Electronics N.V.）を用いて CT 撮影を行った．被験者には撮影ベッド上で仰臥位を取らせ，足関節を 0 度に固定した状態で撮影を行った．撮影時間時は準備を含めて約 10 分であった．CT 画像は，外果を中心として近位方向・遠位方向それぞれ 15cm の範囲を対象とし，0.4mm 間隔

で撮影を行った．その際の撮影条件は，120kV・200mAs/slice，15.5m グレイであった．

3. データ解析

得られた CT 画像は Image J（open source）を用いて解析に必要な部分を抽出した．抽出した部分は，距腿関節から近位方向に 15 cm のスライスから踵骨が収まるスライスまでとした．画像を抽出した後，DICOM ファイルからアナライズファイルへの変換を行った．その後，被験者それぞれの CT 画像より作成したアナライズファイルを ITK-SNAP 26（open source）で読み込み，脛骨・距骨および踵骨の各骨をセグメンテーションし，三次元骨モデルを作成した．

作成したそれぞれの三次元骨モデルに骨座標軸を設定した．（Geomagic studio, Raindrop Geomagic）脛骨・距骨および踵骨それぞれの骨座標は，Yamaguchi らの先行研究を参考にして設定した[6]．脛骨においては，脛骨天蓋の中央部で最も平らな点を原点とし，脛骨天蓋前方の直線に直行する線を X 軸・脛骨軸を Y 軸とした．（図 1）距骨においては，距骨滑車の内側縁と外側縁の中央を通る関節面を矢状面上で円に近似し，その円の中心を原点とした．原点を通り，前額面上で距骨滑車の内側縁と外側縁を結んだ直線と平行な直線を Z 軸とし，原点と距骨滑車の内側縁と外側縁の中央を通る線を通り，脛骨滑車の最も高い点を通る直線を Y 軸とした．（図 1）踵骨においては，前額面より踵骨を観察し，中距骨関節面および後距骨関節面それぞれが持つ外側のカーブの変局点を結んだ直線の中点を原点とした．原点を通り，踵骨下面に平行な直線を X 軸とし，踵骨の外側壁と平行な直線を Y 軸とした．（図 1）その後，歪みを補正したシネラジオグラフィー上の骨縁に三次元骨モデルをマッチングさせ，座標データを取得した（JointTrack, open source）．（図 2）

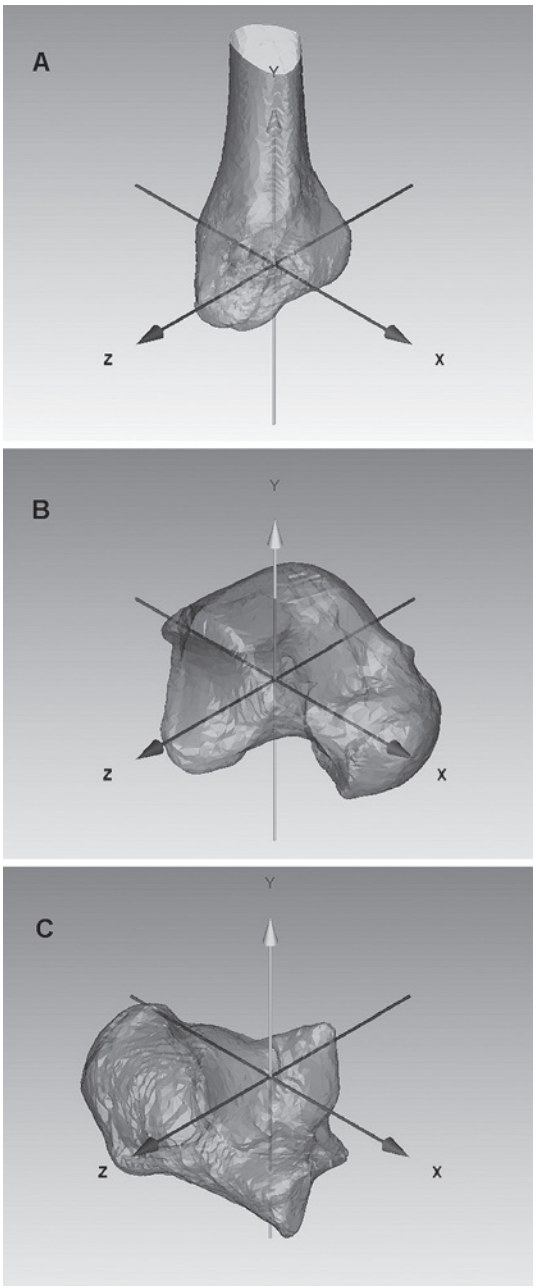


図 1.　各骨座標軸の定義
A の図は脛骨，B の図は距骨，C の図は踵骨の座標軸を設定したときの図である．

（1）測定項目

得られた座標データより，骨同士の相対的な位置関係を求めることにより，試技中の距腿関節および距骨下関節のキネマティクスデータを算出した．距腿関節の動きは脛骨に対する距骨の動きとし，距骨下関節は距骨に対する踵骨の動きと定義した．X 軸（前後方向）周りの回転を内反・外反，

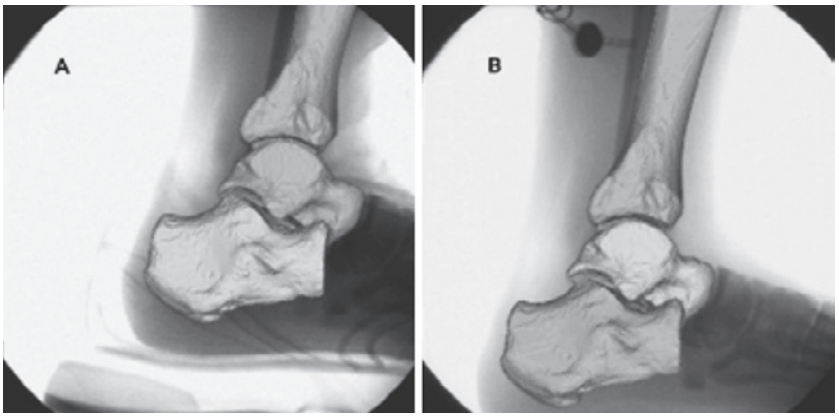


図 2. 三次元骨モデルマッチング
A の図はシューズ着用条件，B の図は裸足条件である．シネラジオグラフィーを用いて撮影された画像に三次元骨モデルをマッチングさせたときの画像である．

表 1. 踵部接地から踵部離地までの間の距腿関節・距骨下関節の角度の変位量

		シューズ（°）	裸足（°）
距骨下関節	底屈（−）/ 背屈（+）	5.5 ± 1.2	6.1 ± 1.7
	内反（−）/ 外反（+）	4.4 ± 3.4	5.6 ± 3.6
	内旋（−）/ 外旋（+）	4.1 ± 1.5	6.0 ± 1.7
距腿関節	底屈（−）/ 背屈（+）	10.9 ± 4.9	14.2 ± 4.1
	内反（−）/ 外反（+）	1.1 ± 2.8	2.3 ± 2.9
	内旋（−）/ 外旋（+）	2.2 ± 2.2	2.3 ± 2.3

Y 軸（上下方向）周りの回転を内旋・外旋，Z 軸周り（内外側方向）の回転を底屈・背屈と定義した．ランニング動作中の距腿関節および距骨下関節の三次元キネマティクスは，踵部接地から踵部離地までの間の変位量で示した．

（2）統計学的処理

ランニング動作中の距腿関節および距骨下関節の動きについて，シューズ着用時と裸足時の変化を比較するため，Wilcoxon の t 検定を行った．有意水準は $p<0.05$ とした．分析には，SPSS ver19.0 for Windows を使用した．

c）結　　果

表 1 にランニング動作における踵部接地から離地までの距腿関節・距骨下関節の角度変位量を示す．シューズ着用の有無における距腿関節，距骨下関節の運動に有意差はなかった．距腿関節はシューズ着用時，裸足時とも主に背屈方向の動きを生じ，距骨下関節に比べて有意であった．距骨下関節においてシューズ着用時，裸足時とも距骨に対する踵骨の背屈・外返し・外旋の複合的な動きが起こっていた．

図 3 に本研究で対象にした被験者の距骨下関節の踵部接地から踵部離地までの経時的な底背屈方向，内外反方向，内外旋方向の平均角度変位を示す．踵部接地してから離地するまでの動きはシューズ着用の有無で有意差はなかったものの，シューズ着用時において小さくなる傾向にあった．

d）考　　察

本研究は，ランニング動作時の足関節の動きを 3D-2D model-based registration 法を用いて詳細

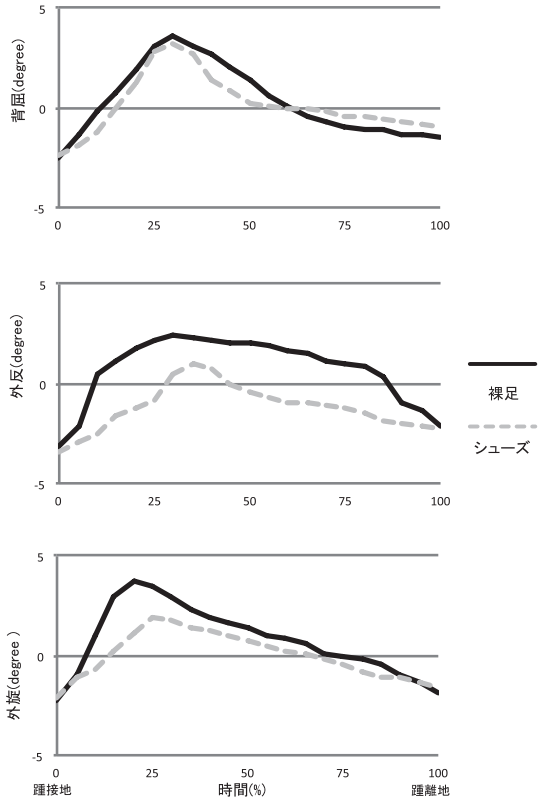


図 3. 裸足，ランニングシューズ着用時における着地後の距骨下関節底屈/背屈方向（A），内反/外反方向（B），内旋/外旋方向（C）の変化

に解析した研究である．計測の結果，着地後ランニングシューズ着用時の距腿関節，距骨下関節の動きは裸足時に比べて小さい傾向にあるものの有意差はなかった．

シューズや裸足時における足関節動作評価は主に皮膚上マーカーによる動作分析が行われている[1)~3)]．Nigg らは，シューズの後足部に穴を開け，穴から踵部にマーカーを貼付してシューズと踵骨の動きを観察した[1)]．その結果シューズと踵骨の動きに相関はあったが，必ずしも正確な踵部の動きではなかったとしている．Stacoff らは皮膚上の貼付マーカーによる 3 次元動作分析で，シューズソールに備わっている前足部と後足部間の捻じれの硬さ機能が後足部に与える影響を評価した[2)]．その結果，ランニングシューズを履くことで回内が抑えられ，さらにシューズソールの捻じれの硬さがより固いものは後足部がより早く回内するとしている．また，Clarke らは異なる 3 種類のソールの硬さと 3 種類のフレアの大きさ，4 種類の踵部ソール高の計 36 種のシューズを用いて，2 次元動作分析でランニングを評価した[3)]．その結果ソールが硬く，フレアが広いシューズで回内を抑えることができたとしている．本研究では，シューズ着用と裸足のいずれの場合も距骨下関節では主に外反，外旋，背屈の動きとなり，先行研究と同様にいわゆる回内の動きが起きることが明らかとなった．また，回内の動きは裸足時に比べてシューズ着用時で小さくなる傾向があり，これはシューズ着用による制動の効果と予測された．

先行研究では，膝関節障害発生率と足関節の外反程度に一定の関係がある[8)]と述べられている．そのため，足関節の外反制動効果のあるシューズを着用することが膝関節障害の予防策になる可能性が考えられる．また，現在シューズの制動に関する取り組みは，ソールの形状を変える事よりもソールの素材を変えることが多い[9)]．その理由に，スポーツの場面は動作特異性や異なるサーフェイスの形状により足部接地法が異なってくるため，シューズの形状を変えることで足関節捻挫などの傷害を起こしやすくなる可能性が指摘されている[9)]ためである．そのため，ソールの素材に関する取り組みは着地時において踵部外側面で接地し内側方向に倒れこむため，内側面により硬度の高いソール材を入れて足部の倒れこみ速度を遅くする試みがなされている[4)10)]．

以上のように本研究は，シューズ着用によるランニング動作中の距腿関節・距骨下関節の動きに対する影響を検討した．

e）結　　語

ランニングシューズ着用時の距腿関節および距骨下関節の動態を定量的に計測することが可能であることが明らかとなり，シューズ着用時は裸足時に比べて小さくなる傾向にあった．

謝辞

本著は adidas フットウェアに関する基礎的研究ならびにフットウェア開発に関する調査研究（受託研究）の一環として助成を受けて実施した.

文　献

1）Nigg BM, Luethi S. Bewegungsanalysen beim Laufschuh（Movement analysis and running shoes）. Sports Wissenschaft 1980 ; 3 : 309–20.
2）Stacoff A, Kalin X, Stussi E, et al. The torsion of the foot in running. J Sports Biomech 1989 ; 5 : 375–89.
3）Clarke TE, Frederick EC, Hamill CL. The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. Med Sci Sports Exerc 1983 ; 15（5）: 376–81.
4）Stacoff A, Steger J, Stussi E, et al. Lateral stability in sideward cutting movements. Med Sci Sports Exerc 1996 ; 28（3）: 350–8.
5）Chouteau J, Lerat JL, Testa R, et al. Sagittal laxity after posterior cruciate ligament-retaining mobile-bearing total knee arthroplasty. J Arthroplasty 2009 ; 24（5）: 710–5.
6）Yamaguchi S, Sasho T, Kato H, et al. Ankle and subtalar kinematics during dorsiflexion-plantarflexion activities. Foot Ankle Int 2009 ; 30（4）: 361–6.
7）Paquette MR, Zhang S, Baumgartner LD. Acute effects of barefoot, minimal shoes and running shoes on lower limb mechanics in rear and forefoot strike runners. Footwear Science 2013 ; 5（1）: 9–18.
8）Jernick S, Heifitz NM. An investigation into the relationship of foot pronation to chondromalacia patellae. In：Sports Medicine '79. New York：Futura Publishing ; 1979. 1–31.
9）Cheung RT, Ng GY, Chen BF. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. Sports Med 2006 ; 36（3）: 199–205.
10）Hamill J, Freedson PS, Boda W, et al. Effects of shoe type on cardiorespiratory responses and rearfoot motion during treadmill running. Med Sci Sports Exerc 1988 Oct ; 20（5）: 515–21.

靴の医学 **27**(2)：65–68，2013. **原　著**

Triple hop 動作における heel pad insole 挿入による足底圧変化率と踵部 fat pad の厚さの関連性

The correlation between thickness of the fat pad and plantar load change led by heel pad insole insertion during triple hop motion

[1)]医療法人社団　悠仁会　羊ヶ丘病院　リハビリテーション科，[2)]整形外科
[1)]Dept. of Rehabilitation, [2)]Dept. of Orthopaedic, Hitsujigaoka Hospital

阿久澤　弘[1)]，須貝奈美子[1)]，安部　雄士[1)]，杉原　　悠[1)]，倉　　秀治[2)]
Hiroshi Akuzawa[1)], Namiko Sugai[1)], Takeshi Abe[1)], Yu Sugihara[1)], Hideji Kura[2)]

Key words：踵部 fat pad（Heel fat pad），足底圧（Plantar pressure），Heel pad insole（Heel pad insole）

要　旨

本研究の目的は，heel pad insole 挿入により triple hop 動作中の足底圧が変化するかを調べるとともに，踵部 fat pad の厚さが heel pad insole 挿入による圧変化に与える影響を検証することである．対象は健常成人男性 25 名 25 足とした．各被験者の右足踵部 fat pad の厚さを超音波エコーにて 2 回測定し，平均値を記録した．Triple hop は heel pad insole 有りと無しの 2 条件で 3 回ずつ施行した．その際のピーク圧を測定し，ピーク圧の平均値を踵部，中足部，前足部の 3 部位ごとに記録した．Heel pad insole を挿入することで，踵部，中足部のピーク圧は有意に減少し，前足部のピーク圧は有意に増加した．踵部のピーク圧の変化率と fat pad の厚さに有意な相関はみられなかった．

（2013/11/08 受付）

連絡先：阿久澤　弘　〒004–0021　北海道札幌市厚別区青葉町 3–1–10　医療法人社団　悠仁会　羊ヶ丘病院　リハビリテーション科
TEL 011–351–2211　FAX 011–351–2210
E-mail h-akuzawa@hotmail.co.jp

緒　言

運動やスポーツ動作において，足底部には体重負荷や床反力などの大きな圧力が加わることになる．足部はそれらの負荷に対する様々な緩衝機能を有しており，踵部 fat pad もそのひとつである．そのため，踵部 fat pad の質や衝撃吸収作用などの低下は，足底腱膜炎や踵部脂肪褥炎などの障害と関連するとされている[1)2)]．先行研究において，踵部 fat pad の厚さが薄い者ほど，heel pad insole を挿入することで，ランニング中に踵部にかかるピーク圧は減少するという結果を報告した[3)]．しかし，ランニング以外の動作でも踵部 fat pad の厚さが heel pad insole の効果に影響を与えるかは不明である．

本研究の目的は，heel pad insole 挿入により triple hop 動作中の足底圧が変化するかを調べる

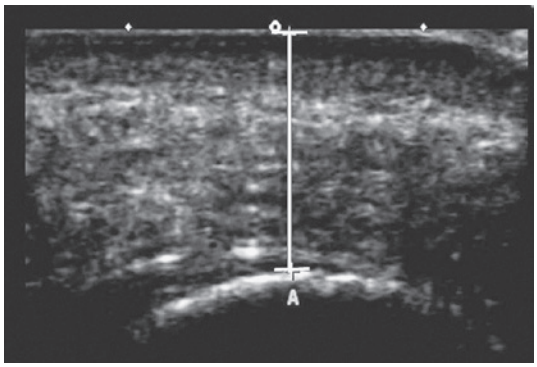


図 1. 超音波による踵部 fat pad の厚さの測定
踵骨から軟部組織末端までの最小距離を測定した.

とともに，踵部 fat pad の厚さが heel pad insole 挿入による圧変化に与える影響を検証することである.

対象と方法

対象は健常成人男性 25 名（平均年齢 27.1 ± 4.3 歳）25 足（全て右足）とした.

踵部 fat pad の厚さの測定には超音波診断装置（Viamo；TOSHIBA 社）を用いた．被験者はベッド上で腹臥位となり，膝 90° 屈曲位，足関節中間位で，プローブを踵部中央に当て，踵部から軟部組織末端までの最小距離を測定した.（図 1）測定は一名の理学療法士が行い，2 回測定した平均値を記録した.

被験者には 1m おきに床に貼られたマークを踏むように triple hop を行うよう指示した. Heel pad insole（ViscoSpot；BAUERFEIND 社）を挿入した状態と，非挿入の状態で各 3 回施行させ，各条件の順序はランダムに割り当てた．靴は踵部のクッションやアーチサポートのないバレーシューズで統一した．足底圧の測定にはインソール型圧測定器（Pedar；Novel 社）を使用し，Triple hop 時のピーク圧の平均値を踵部，中足部，前足部の 3 部位で記録した．記録されたデータから，着地から離地の 3 歩を解析用データとして用いた.

統計学的解析として，Heel pad insole 挿入，非挿入での踵部，中足部，前足部のピーク圧の値を比較するために，対応のある t 検定を用いた．また，heel pad insole を挿入することでのピーク圧の変化率は，heel pad insole 挿入時のピーク圧を非挿入時のピーク圧で除して求めた．ピーク圧の変化率と fat pad の厚さの関連性を調べるために Pearson の積率相関係数を用いた．有意水準は 5% 未満とした.

結　果

Heel pad insole 非挿入時のピーク圧は踵部で 538.9kPa，中足部で 209.2kPa，前足部で 458.3kPa であった．これに対して heel pad insole 挿入時では，踵部で 495.7.7kPa，中足部で 185.6kPa，前足部で 477.8kPa であった．Heel pad insole の挿入で，踵部，中足部のピーク圧は有意に減少し，前足部のピーク圧は有意に増加した（$p<0.05$）.（図 2，表 1）

各部位のピーク圧の変化率をみると，heel pad insole を挿入することで踵部のピーク圧は 6.2%，中足部は 10.9% 減少し，前足部のピーク圧は 5.2% 上昇した.（表 1）

踵部 fat pad の厚さの平均は 13.5 ± 1.2mm であった. 踵部 fat pad の厚さと，各部位の heel pad insole 挿入による圧変化率の間に有意な相関はみられなかった.

考　察

本研究では，heel pad insole 挿入によりピーク圧は前足部で上昇し，中足部，踵部で減少した．この結果は，著者らが行ったランニング動作時の足底圧を調査した先行研究と一致するものであった[3].

しかし，先行研究では踵部 fat pad の厚さと heel pad insole 挿入による圧変化率に有意な相関がみられたが，本研究では有意な相関はみられなかった．その理由として，triple hop 動作とランニング時のピーク圧の差が考えられる．Heel pad insole 挿入時の triple hop 動作のピーク圧は，踵部で 495.7.7kPa，中足部で 185.6kPa，前足部で

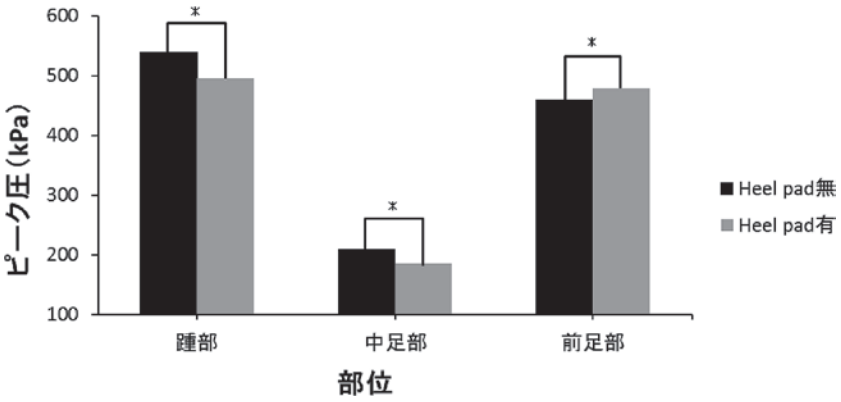


図 2.　各部位の heel pad insole 挿入と非挿入時のピーク圧
＊p＜0.05

表 1.　各部位の足底圧と圧変化率

	ピーク圧（kPa）			
	Heel pad 無	Heel pad 有	p 値	圧変化率（%）
踵部	538.9	495.7	0.01	−6.2
中足部	209.2	185.6	0.005	−10.9
前足部	458.3	477.8	0.04	5.2

477.8kPa であったのに対し，ランニングでは踵部で 308.2kPa，中足部で 148.8kPa，前足部で 372.7kPa であった[3]．同様に，各部位のピーク圧の変化率も triple hop 動作では踵部で 6.2%，中足部で 10.9% の減少，前足部では 5.2% の上昇であったのに対し，ランニングでは踵部で 16.2%，中足部で 11.2% の減少，前足部で 9.2% の上昇であった[3]．そのため，ランニング動作よりもピーク圧が高く，heel pad insole による圧変化率は小さくなる triple hop 動作では，heel pad insole の衝撃吸収効果も限られるため，踵部 fat pad の厚さと圧変化率に有意な相関がみられなかったことが推察される．

Heel pad insole の効果が限られた理由として，さらに本研究で使用した heel pad insole は既製品である点も考えられる．Heel pad insole の効果はクッション性だけではなく，踵部の形状を保ち，踵部 fat pad の圧縮を防ぐ役割が重要視されている[4)~6)]．実際に，インソールの素材に関わらず，踵部の形状にあったインソールを使用することで，歩行時の足底圧は 35% 以上軽減されると報告されている[4)]．一方，平坦なインソールではその減少率は 15% 程度にとどまるとされている[4)]．また，踵部を支持するヒールカウンターの入ったスポーツシューズを履くことで，片脚着地時の踵部 fat pad の厚さは裸足と比べて厚さが保たれると報告されている[5)]．

以上の報告から，既製品のクッション性を重視した heel pad insole の代わりに，踵部の形状に合わせたインソールを用いることで，より踵部 fat pad の本来の機能を発揮させることが可能なのではないかと思われる．その場合，踵部 fat pad の厚さと圧変化率に明確な関連が現れる可能性が示唆される．

今後の展望として，今回使用した heel pad insole だけではなく，踵の形状に合った heel cup などを使用し，同様の実験を行うことで，heel pad insole や heel cup の効果と踵部 fat pad の厚さの

関連をより詳細に調査することができると考えられる.

結　語

Heel pad insole 挿入による triple hop 時の足底圧変化を調査するとともに，踵部 fat pad の厚さが heel pad insole 挿入による圧変化率に与える影響を検証した.

Heel pad insole 挿入により踵部と中足部のピーク圧は有意に減少し，前足部のピーク圧は有意に上昇した. heel pad insole 挿入による各部位の圧変化率と踵部 fat pad の厚さに有意な相関はみられなかった.

文　献

1) 矢部裕一郎，加藤哲也，田中尚喜. 踵部脂肪褥炎（heel pad insole lesion）の治療. 靴の医学 2003 ; 17 : 60–6.
2) Wearing SC, Smeathers JE, Urry SR, et al. Plantar enthesopathy : Thickening of the enthesis is correlated with energy dissipation of the plantar fat pad during walking. American Journal of Sports Medicine 2010 ; 38 : 2522–7.
3) 阿久澤弘，須貝奈美子，倉　秀治. Heel pad insole 挿入による足底圧変化率と踵部 fat pad の厚さの関連性. 靴の医学 2012 ; 26 : 54–7.
4) Goske S, Erdemir A, Petre M, et al. Reduction of plantar heel pressures : insole design using finite element analysis. Journal of Biomechanics 2006 ; 39 : 2363–70.
5) 秋山　圭，深野真子，福林　徹. 片脚着地時における踵部脂肪体厚変化. 日本臨床スポーツ医学会誌 2013 ; 21 : 664–9.
6) Perhamre S, Lundin F, Klässbo M, et al. A heel cup improves function of the heel pad insole in Sever's injury : effect on heel pad insole thickness, peak pressure and pain. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports 2011 ; 22 : 516–22.

靴の医学 **27**(2)：69–72，2013. **原　著**

足関節装具が運動課題に及ぼす影響

The effect of ankle brace on performance task

[1)]柏厚生総合病院　リハビリテーション科
[2)]弘前大学大学院保健学研究科健康支援学領域
[1)]Department of Rehabilitation, Kashiwa Kousei General Hospital
[2)]Division of Health Sciences, Hirosaki University Graduate School of Health Sciences

石渡　朝生[1)]，成田　大一[2)]，尾田　　敦[2)]
Asuki Ishiwata[1)], Hirokazu Narita[2)], Atsushi Oda[2)]

Key words：足関節装具（Ankle Brace），運動課題（Performance Task），足関節捻挫（Ankle Sprain）

要　旨

本研究の目的は，本邦で多く使用されている固定強度の異なる2種の足関節装具が静的，持久的，瞬発的運動課題にどのような影響を及ぼすかを明らかにすることである．健常成人39名を対象として，ザムストA1装着，A2-DX装着，装具非装着の3条件にて，重心動揺測定，6分間歩行テスト，Functional ability Testを実施した．その結果，重心動揺測定においてA2-DX装着が装具非装着と比較して総軌跡長が有意に短かった．その他の運動課題では，いずれの条件にも有意差は認められなかった．以上より，装具を装着することは運動課題に対し必ずしもデメリットとはならないことが示された．

緒　言

足関節捻挫（以下，捻挫）は跳躍系のスポーツにおいて発症頻度の高い整形外科疾患である．一度受傷すると，構造的，機能的に不安定性を残すことが多く，再受傷率も高い．そのため予防が重要である．捻挫の予防や再発予防として，テーピングや足関節装具（以下，装具）の効果が報告されている[1)]．特に装具はテーピングの様に固定方法の高い技術を必要としないため，スポーツ場面においても簡便に用いることが出来る．しかし，Lynneら[2)]は，装具を装着することにより運動課題の成績が低下したと報告しており，スポーツ場面においてパフォーマンスが低下するというデメリットを示唆している．その一方で，牧田ら[3)]は装具を装着することにより，ジャンプ効率が向上したと報告しており，適切な制動を与えることにより高いパフォーマンスを導き出せると述べている．またJohnら[4)]は，装具を装着しても短距離走，垂直跳びなどの運動課題の成績に影響はほとんど認められず，パフォーマンスは低下しないと報告している．

このように装具装着が運動課題へ及ぼす影響については一致した見解が得られていない．また，運動課題の評価方法に着目すると，多くの先行研究では瞬発的な運動課題のみを検討しており，持久的な運動やバランスへの影響などの視点から装具の影響を検討している報告は渉猟しえない．さ

（13/10/29受付）
連絡先：石渡　朝生　〒277–8551　千葉県柏市篠籠田617　柏厚生総合病院　リハビリテーション科
TEL 04–7140–0300　FAX 04–7140–0311
E-mail asuki_323@yahoo.co.jp

図 1. 使用した足関節装具
日本シグマックスホームページより引用
URL：http://www.sigmax.co.jp/

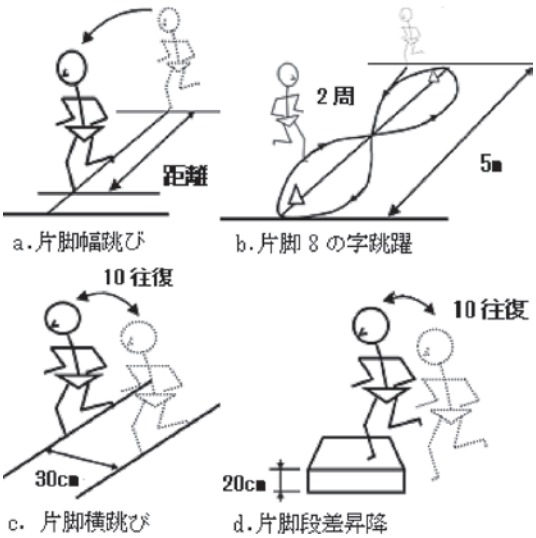


図 2. Functional Ability Test（FAT）

らに先行研究で使用している装具は本邦で一般的に使用されている装具とは固定方法の異なる装具であるため，本邦の現状を反映しているとは言い難い．

そこで本研究では，本邦で多く使用されている構造の異なる 2 種類の装具を用いて，静的，持久的，瞬発的な運動課題を実施し，装具がこれらの運動課題にどのような影響を及ぼすか明らかにすることを目的とした．

対象と方法

対象は健常成人 39 名とし，その中から後述する静的，持久的，瞬発的運動課題に対してランダムにそれぞれ 21 名，20 名，22 名を選出し，課題を実施した．対象者の捻挫の既往の有無は問わなかった．ただし過去 6 ヵ月以内に下肢に整形外科疾患の既往のある者は除外した．なお，対象には本研究の趣旨と方法について事前に説明し，研究協力への同意を得た後，本研究を開始した．

装具は石川ら[5]の報告を参考にし，日本シグマックス社製のザムスト A1（固定強度：中等度）ならびに A2-DX（固定強度：強度）を使用した．（図 1）装具はプラスチック支柱入り半硬性装具である．それに加えてザムスト A1 では，内反制動のストラップとテーピングのスターアップを応用したストラップ，A2-DX では内外両側に硬性ガード，足底ストラップとクロスストラップが使用されている．装具は対象の足のサイズに合わせて M または L を選択し，靴下の上から装着させた．なお装具の着脱は全て検者が実施した．また運動課題は対象が普段使用している靴を着用した状態で実施した．

運動課題は同一被験者に① A1 装着，② A2-DX 装着，③装具非装着の 3 条件にて，静的課題として重心動揺測定，持久的課題として 6 分間歩行テスト（以下，6MWT），瞬発的課題として機能的運動能力テスト（Functional Ability Test：以下，FAT）を実施した．各条件の順番はランダムに設定し，6MWT ならびに FAT では各条件間に 15 分間の休憩をいれた．FAT ならびに重心動揺測定は各条件 2 回ずつ測定を行い，良い方の結果を採用した．

重心動揺測定は重心動揺計（アニマ社製 GS-3000）を用いて，開眼片脚立位で 30 秒間行った．パラメータとして重心動揺総軌跡長（以下，総軌跡長）を採用した．6MWT は再現性が高いと報告されており[6]，最速歩行で行うことにより最大限のパフォーマンスを得ることが出来ることから

最速歩行で行った[7]. 方法は文部科学省の新体力テスト実施要項に準じて行い, 指標として歩行速度, 歩幅を用いた. FAT の方法は石川ら[5]の報告に準じて行った. FAT は片脚幅跳び, 片脚 8 の字跳躍, 片脚横幅跳び, 片脚段差昇降の 4 課題で構成されている. (図 2) 片脚幅跳びでは跳躍距離, 片脚 8 の字跳躍・片脚段差昇降・片脚横跳びでは遂行時間を測定した. 重心動揺測定および FAT は, 利き足 (ボールを蹴る方の足) で実施した.

各運動課題実施後に 3 条件間の使用感として最も運動が行いやすかった条件を問診にて聴取し, 各条件間の人数を調査した.

統計解析には Statcel3 (OMS 出版) を使用し, Tukey 検定を用いて各条件間の運動課題の成績を比較した. 有意水準は 0.05 とした.

結　果

測定の結果を表 1 に示す. 重心動揺測定では, A2-DX 装着群で装具非装着群と比較して, 有意に低値を示した ($p<0.05$). その他の群間において有意差は認められなかった. 6MWT, FAT においては全ての群間で有意差は認められなかった.

各課題で被検者が主観的に最も運動が行いやすいと感じた条件は表 2 に示す. 重心動揺測定では A2-DX, 装具非装着, A1 の順, 6MWT と片脚横跳び, 片脚 8 の字跳躍では装具非装着, A2-DX, A1 の順, 片脚段差昇降, 片脚幅跳びでは装具非装着, A2-DX, A1 の順に多かった.

考　察

本研究の結果から, 装具を装着することは, 持久的および瞬発的な運動課題に対して短所とはならず, むしろ静的な運動課題においては長所となることが示唆された. 装具は足底を含む足関節周囲を覆う構造であるため, 足関節の可動性ならびに足底からの感覚入力の低下が生じる[8]. しかし, 装具装着による足関節の圧迫は, 足関節の運動を制動するばかりではなく, 固有受容器を刺激することにより感覚入力を増大させると報告されており, 安定した足関節の運動を可能にする[9]. このように, 装具には運動課題に影響を及ぼす長所・短所が存在する. 片脚立位のような静的運動課題では, 装具装着による足関節の制動が感覚入力の増大とともに長所として働き, 結果 A2-DX 装着時

表 1. 装具装着による各運動課題の結果

	対象数	指標	A1 装着	A2-DX 装着	装具非装着
重心動揺	21	総軌跡長 (cm)*	93.99 ± 24.05	90.23 ± 23.39	98.77 ± 26.10
6MWT	20	速度 (m/sec)	124.1 ± 16.6	126.7 ± 17.9	126.8 ± 16.0
		歩幅 (cm)	79 ± 7.7	77 ± 9.0	79 ± 7.8
FAT	22	片脚幅跳び (cm)	148.0 ± 32.34	144.5 ± 32.33	147.2 ± 31.79
	22	片脚横跳び (sec)	6.99 ± 1.63	7.14 ± 1.75	7.03 ± 1.54
	22	片脚 8 の字跳躍 (sec)	9.72 ± 1.69	9.94 ± 1.70	9.77 ± 1.69
	20	片脚段差昇降 (sec)	9.13 ± 2.07	9.32 ± 2.11	9.15 ± 1.77

*：装具非装着と A2-DX 装着との間に有意差あり ($p<0.05$)

表 2. 使用感 (最も運動が行いやすいと感じた条件の人数)

	重心動揺	6MWT	FAT			
			片脚幅跳び	片脚横跳び	片脚 8 の字跳躍	片脚段差昇降
A1 装着	4	3	3	7	5	2
A2-DX 装着	12	2	6	4	6	5
装具非装着	5	15	13	11	11	13

に装具非装着時に比べ有意に良い成績になったと考えられる．持久的ならびに瞬発的運動課題ではこれらの要素が相殺され，結果として有意差が生じなかったと考える．装具装着による主観的な動きやすさという点に着目すると，A1 装着時と A2-DX 装着時を比較すると，A2-DX のように装具の固定強度が強いものがすべての運動課題で行いにくいという結果とならず，一定の傾向はみられなかった．以上のことから，スポーツ場面で装具を装着することのデメリットは少なく，また装具を選択する場合，固定強度のみではなく装具の主観的な使用感という点も考慮して選択することが望ましいと考える．しかし，本研究では限られた装具しか使用していないため，すべて装具について言及することはできない．また使用感についても，今回行ったように最も使用感が良い人数の比較という方法ではなく，各装具の使用感についてビジュアルアナログスケールを用いるなど定量的な評価が必要であった．今後さらに多くの装具を用いて検討する必要があると考える．

結　語

健常成人 39 名を対象として，①ザムスト A1 装着，②ザムスト A2-DX 装着，③装具非装着の 3 条件にて，重心動揺測定，6 分間歩行テスト，Functional ability test を実施して，装具を装着することにより運動課題の成績にどのような影響をおよぼすかを調査した．また，各運動課題後に使用感の調査も行った．その結果，重心動揺測定のみザムスト A2-DX 装着時に良い結果となり，他の課題においては各条件間に有意差は認められなかった．使用感については一定の傾向はみられなかった．本研究の結果から，スポーツ場面において装具を装着することでパフォーマンスが低下するというデメリットは少ないと考えられ，また装具を選ぶ際は，固定強度のみに着目するのではなく主観的な使用感という点も考慮して装具を選択することが望ましいと考える．

文　献

1) Timothy A, et al. The effect of lace-up ankle Braces on injury rates in high school basketball player. Am J Sports Med 2011 ; 39（9）: 1840–6.
2) Lynne C, et al. Prophylactic Ankle Bracing Vs. Taping : Effects on Functional Performance in Female Basketball Players. J Orthop Sports Phys Ther 1995 ; 22（2）: 77–81.
3) 牧原由紀子他．スポーツ用足関節装具評価―第 1 報：パフォーマンス面からの検討―．日本臨床スポーツ医学会誌　2004 ; 12（1）: 49–56.
4) John D, et al. The effect of Semirigid Air-Stirrup Bracing vs. Adhesive Ankle Taping on Motor Performance. J Orthop Sports Phys Ther 1996 ; 23（5）: 320–5.
5) 石川大瑛他．足関節装具が運動課題の成績に及ぼす影響．青森スポ研誌　2011 ; 20 : 19–23.
6) Richard W, et al. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years : reference values and determinants. Age and ageing 1997 ; 26 : 15–9.
7) 村田　伸他．最適歩行と最速歩行の相違―GAITRite による解析―．理学療法科学　2004 ; 19（3）: 217–22.
8) Metcalf RC, et al. A Comparison of Moleskin Tape, Linen Tape and Lace-Up Brace on Joint Restriction and Movement Performance. J Athl Train 1997 ; 32（2）: 136–40.
9) 苫米地真理子他．足関節テーピングが固有受容器系に及ぼす影響．青森スポ研誌　2009 ; 18 : 21–5.

靴の医学 **27**(2)：73-77，2013. **原　著**

靴装用時における爪の変形量の検証

Verification of amount of change for toenail in gait with shoes

[1)]バン産商株式会社フスウントシュー　インスティテュート
[2)]メディカルプラザ篠崎駅西口
[3)]株式会社アクロ
[1)]Fuss und Schuh Institut, Vansan-sho. Inc.
[2)]Medical Plaza Shinozaki
[3)]Achro Inc.

遠藤　　拓[1)]，新城　孝道[2)]，上村　悦史[3)]，齊藤　裕貴[1)]，橋本健太郎[1)]
Hiraku Endoh[1)], Takamichi Shinjyo[2)], Etsushi Kamimura[3)],
Hiroki Saitoh[1)], Kentarou Hashimoto[1)]

Key words：巻き爪（ingrown toe nail，onichocryptosis）ひずみゲージ（strain gauge），爪の湾曲の変化量（amount of nail deformation）

要　旨

健常者8名に対し，ニュートラルシューズ（以下NS）および市販靴（以下SH）を装着し，一定速度歩行にて母趾爪甲に貼付したひずみゲージによる爪の湾曲の変化量を比較検討した．同時にFスキャンを用い同期間の母趾部接触圧力を計測し検討した．ひずみ変化量はNSに対しSHでは有意に増加したもののFスキャンでは有意な増減を認められなかった．このことから靴装着時の甲革による母趾側面への圧迫が爪の湾曲を増加させることが示唆された．

目　的

巻き爪および陥入爪の発生誘因として間違った爪の切り方，爪甲や爪郭の変形，多汗症，靴の不適合，不衛生，過体重負荷，遺伝性因子，外傷等があげられる[1)]．ただしこれまで靴装用時の爪の変形を定量的に評価した報告はみられず，爪の変形に対して靴が実際に関与するのかどうかは立証されていない．齋藤らは客観的な爪の変形度の評価方法としてひずみゲージを用いた爪の変形量の計測について報告している[2)]．今回我々はこの方法を応用し，靴による歩行時の爪の変形への影響を検証する目的で，市販靴（以下SH）と爪先が覆われないニュートラルシューズ（以下NS）(図1）の装用時における爪の変形量を計測し，同時計測したFスキャンによる母趾部の足底圧と比較検討したので報告する．

対象と方法

対象は健常者男性4名，女性4名の計8名，年齢は25から69（平均40.0±13.1）歳とした．被験者の身長146から178（平均163.9±10.1）cm，体重50から72（平均59.4±8.0）kg，BMIは20.1から24.0（平均22.1±1.3）であり，爪の幅12.7から

(2013/11/11受付)
連絡先：遠藤　　拓　〒111-0043　東京都台東区駒形1-7-11　バン産商株式会社フスウントシューインスティテュート
TEL 03-3843-6541　FAX 03-3841-1167
E-mail fsi@fuss-und-schuh.co.jp

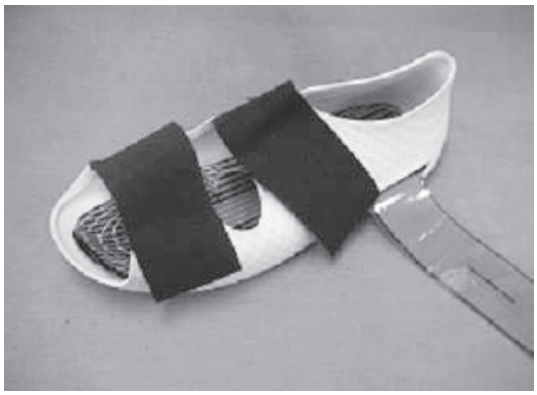


図 1. ニュートラルシューズ

図 2. ひずみゲージを爪甲に添付

20.1（平均 16.0±2.4）mm，爪の厚さ 0.5 から 0.9（平均 0.7±0.1）mm であった．被験者は全例とも整形外科的足部疾患，爪疾患，巻き爪・陥入爪の既往歴を有していなかった．初期平衡状態として非荷重時における両母趾の爪甲の内外側にひずみゲージ（東京測器研究所社製 FLA-3-11，リード線 1m）を貼付し（図 2），NS および被験者が適合しているという差高 1 から 1.5cm の SH を装用し，トレッドミル上で一定速度にて歩行し，十分に慣れた状態で計測した．歩行中 10 秒間のひずみの変化量（μstrain）をひずみ測定器（東京測器研究所社製 DH-14A）にて計測した．ひずみ変化量は図 3 のごとく爪が湾曲するにしたがって数値が増加する．被験者の SH の内訳はドイツコンフォートシューズ 3 例，運動靴 4 例，ファッションシューズが 1 例であった．（図 4）同時に F スキャンを用いて足底圧を計測し，同期間の足底圧力分布における母趾部の接触圧力について比較検討した．（図 5）ひずみ変化量の統計的有意性の検討には統計解析ソフトウェア Stadcel　Ver.2 のウィルコクソンの t 検定を用い，平均化した値の検討は対応のある t 検定を用いた．F スキャンの母趾部接触圧力については平均化した値を同ソフトウェアの対応のある t 検定にて統計的有意性を検討した．

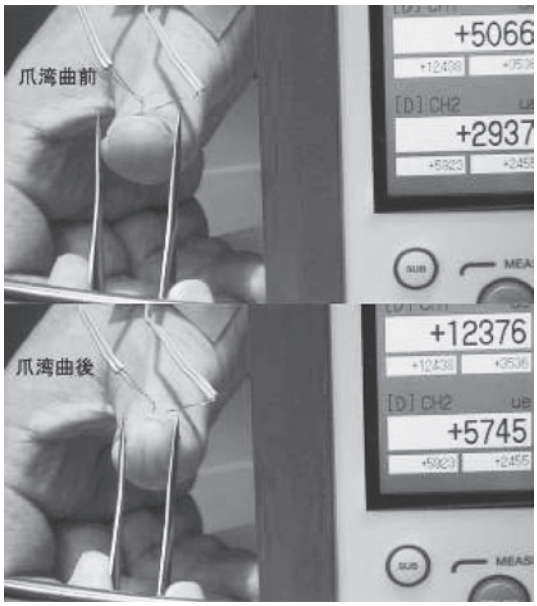


図 3. ひずみ測定器による爪変化量の計測

結　果

図 6 に示す通り，被験者全体では SH 装用時のひずみ変化量は NS 時と比較し平均で 5.4% と有意に増加した．（表 1）32 例中 29 例において 0.4 から 13.8% と増加し，うち 28 例は $p<0.001$ と有意に増加した．3 例については増加を認められなかった．NS および SH 装用時の足底圧力分布における母趾部接触圧力については，表 2 の通り有意な増減を認められなかった．（図 7）

図 4.　被験者の市販靴内訳

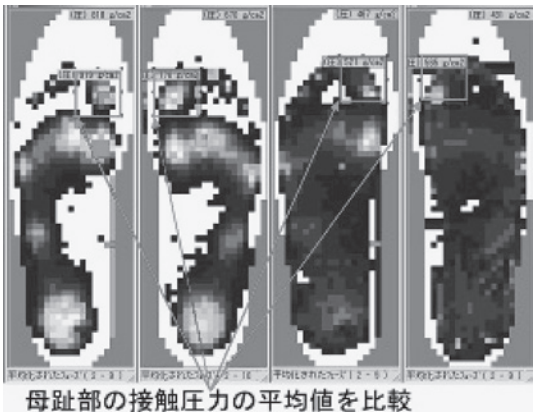


図 5.　足底圧力分布の母趾接触圧力

考　察

ひずみゲージは対象物の形状が平面に近くなるにつれ計測値が減少し，曲面になるほど増加する．今回の計測でひずみゲージを用い歩行時における爪の湾曲の変化量を検証したところ，爪先を覆うSH装用時の変化量は爪先が開放されているNSと比較し有意に増加することが確認できた．有意に増加が見られなかった４例についてはどれも被験者１名につき一箇所であり，母趾の内外側ともにひずみ変化量が増加しなかった例はなかった．鉛直方向の床反力により足爪が水平になるということ[3]と関連しているのか検証が必要である．（図8）被験者の８名のうち７名は運動靴またはコンフォートシューズのいずれも紐で足を固定するデザインで，十分なトウボックスを有しているため，母趾足背部を圧迫することは少ない．共通している点はどの靴も先芯を有しており，その先芯部の甲革は柔軟ではないことである．また，Ｆスキャンではと SH において母趾部に有意な足底圧の差が認められなかったことから，今回 SH にお

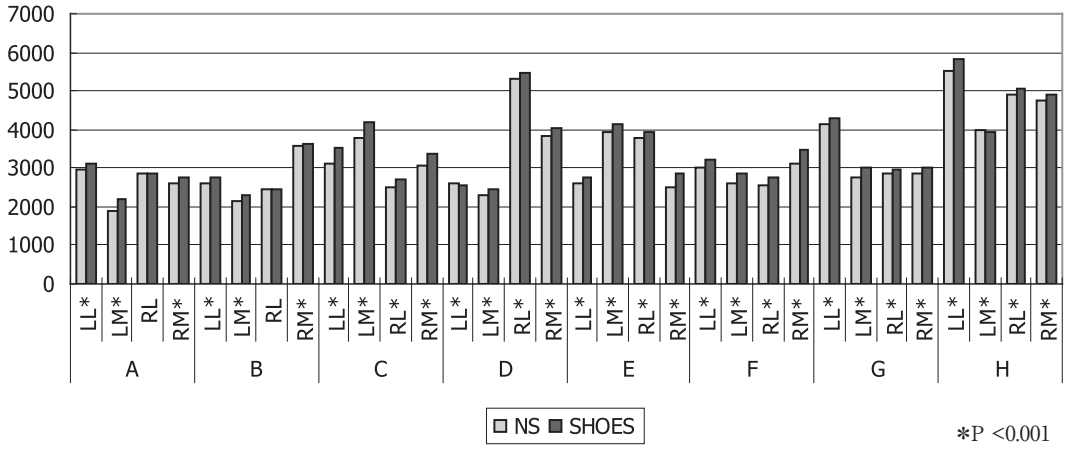


図 6. ニュートラルシューズ（NS）および市販靴（SH）装用時のひずみ変化量

表 1. ニュートラルシューズ（NS）および市販靴（SH）装用時のひずみ変化量の結果

関連のある 2 群の母平均の差の検定と推定					
	データ数	平均値	不偏分散	標準偏差	標準誤差
NS	32	3242	852286	923	163
SHOES	32	3416	868609	932	165
対応のある t 検定					
	平均値の差	自由度	t 値	P 値（両側確率）	t（0.975）
NS, SHOES	−174	31	−5000000	8.81E-10	2.040

表 2. ニュートラルシューズ（NS）および市販靴（SH）装用時の母趾部接触圧力の結果

関連のある 2 群の母平均の差の検定と推定					
	データ数	平均値	不偏分散	標準偏差	標準誤差
NS	16	1699	804457	897	224
SHOES	16	1473	424755	652	163
対応のある t 検定					
	平均値の差	自由度	t 値	P 値（両側確率）	t（0.975）
NS, SHOES	226	15	1.222626	0.240	2.131

いて爪の変化量が増加した原因として，靴の先芯を有する甲革により母趾の側面が圧迫されたことが考えられる．ただし，靴を常用しても巻き爪・陥入爪にならない被験者もおり，靴を装用せずに巻き爪・陥入爪を発症する患者も存在することから，靴が巻き爪・陥入爪の誘因になるかどうかについては他の誘因も考慮する必要はあると考えられる．今後の課題として爪先のきつい靴と爪変形の関係性を検討し，巻き爪・陥入爪の既往歴のある被験者による関連性も検証する予定である．

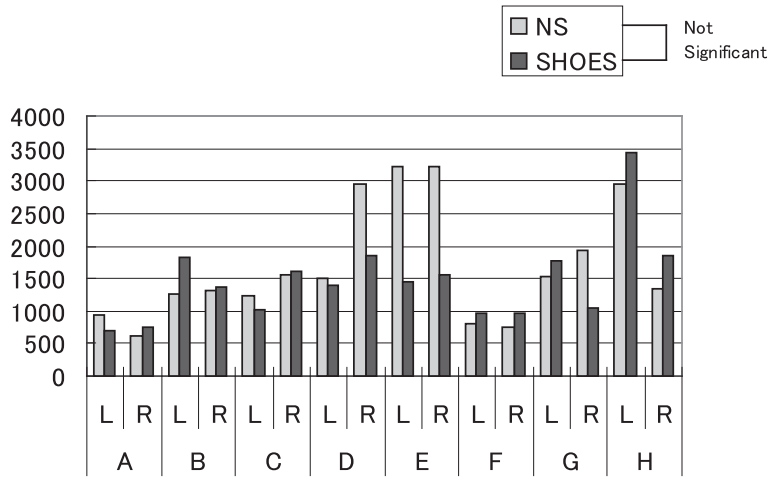


図 7.　ニュートラルシューズ（NS）および市販靴（SH）装用時の母趾部接触圧力の比較

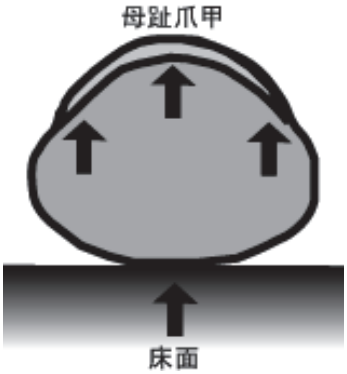


図 8.　母趾前額面と床面のイメージ

結　論

爪先が開放されているニュートラルシューズと先芯を有する甲革の市販靴装用時の歩行において，市販靴装用時の爪のひずみ変化量が有意に大きかった．F スキャンによる母趾足底部の接触圧力では有意な差がなく，母趾の側方向から圧力により爪が変形する可能性が示唆された．

文　献

1）Langford D.T. et al. Risk factors in onychocryptosis. British Journal of Surgery 1989 ; 76 : 45–8.
2）斉藤裕貴他：ひずみゲージを用いた爪変形量計測システムの開発と検証．靴の医学　2012 ; 26（2）: 111–113.
3）塩之谷香：靴で治す足のトラブルと超弾性ワイヤーによる巻き爪治療の実際，日本保険医学会誌　2004 ; 102（3）: 245–252.

靴のサイズ不適合が蹴り出し動作に及ぼす影響

Effect of unconformity of shoe size to the kick-off movement

[1]信州大学　総合工学系研究科，株式会社デサント
[2]信州大学　繊維学部
[3]佐藤整形外科
[1]Interdisciplinary Graduate School of Science & Technology, Shinshu University, DESCENTE LTD.
[2]Faculty of Textile Science and Technology, Shinshu University
[3]Sato Orthopedic
林　　亮誠[1]，細谷　　聡[2]，佐藤　雅人[3]
Ryoma Hayashi[1], Satoshi Hosoya[2], Masahito Sato[3]

Key words：歩行分析（gait analysis），筋電図（electromyogram），靴サイズ（size of shoes）

要　旨

本研究では靴の足長サイズと足囲サイズのどちらの不適合が歩行時の蹴り出し動作（kick-off movement）への影響が大きいかを歩行計測によって定量的に検討することを目的とした．被験者は足に受傷歴の無い男子大学生5名で，靴の適正サイズが足長26.5cm，ウィズDである．実験試料の足長サイズ26.5cm/27.0cm/27.5cm/28.0cm/28.5cmの5種類，足囲サイズ（ウィズ）はそれぞれの足長においてD，2E，4Eの3種類で計15種類を使用した．実験室内の約10mの歩行路上を各試料につき10回ずつ歩行してもらい，足底圧分布，床反力，下腿の筋電図を計測した．結果として，足長サイズ及び足囲サイズが適合サイズよりも大きくなることで，（1）腓腹筋の活動が増加する，（2）蹴り出し時の床反力ピーク値が小さくなる，（3）荷重点移動軌跡のなす面積が大きくなるという結果が得られた．これは，荷重点移動軌跡のなす面積が大きくなる（着地および蹴り出し動作（kick-off movement）の再現性が低下する）ことから，蹴り出し力をロスしている可能性があり，靴内で前足部のズレが起きていることが原因だと推測される．足長サイズと足囲サイズの不適合の影響を比較すると，足囲サイズの不適合の影響がより大きい結果となった．つまり，靴内での前後へのズレよりも左右へのズレが大きくなり，うまく蹴りだせなくなることが推測された．

緒　言

現在の超高齢社会では健康志向の高まりにより，ウォーキングやポールウォーキング，トレッキング等の愛好者は年々増加し，スポーツ人口が拡大している．それに伴ってスポーツ愛好者の靴への関心も増している．しかし，靴を選ぶ際，通常は靴のサイズ表示や売り場での試し履きによって判断することが多く[1]，数時間あるいは数日履くと合っていないということが起こる場合がある．このような足入れのみの靴選びでは歩行に伴い生じる靴内での不具合や足への負担などの判断に限界のあることが推測される．つまり靴のサイズ選びには足型と靴型の形状的なフィッティングに加

（2013/11/28受付）
連絡先：林　　亮誠　〒171–8580　東京都豊島区目白1–4–8　株式会社デサントマーケティング部門シューズマーケティング部
TEL 03–5979–6032　FAX 03–5979–6102
E-mail r-hayashi@descente.co.jp

図 1. 実験で使用したランニングシューズ（左図中の○印は圧計測箇所）

え，歩行時における足や脚への負担など機能的な適合性をみることも重要だと考えられる[2]. 先行研究において，足長，足囲サイズが適合サイズより大きくなることで，腓腹筋の筋活動・蹴り出し力のピーク値，接地時間等に影響をあたえることが明らかとなった[3)4)]．これらの結果から，サイズ選びには静止状態での足型と靴型の適合に加え，適合性については，足長サイズだけではなく足囲サイズも合わせて検討することが必要であり，足への負担などの歩行時の機能的評価も大切であることが示唆された．また，靴のサイズ不適合は，特に蹴り出し動作（Kick-off movement）に影響する可能性が指摘されている[3)4)8)]. 本研究では靴の足長サイズと足囲サイズのどちらの不適合が歩行時の蹴り出し動作（kick-off movement）への影響が大きいかを歩行計測によって定量的に検討することを目的とする．

対象と方法

被験者は健康で足に大きな受傷歴がなく，シューズの適正足長が 26.5cm のウィズ D の男子大学生 5 名（年齢 23.6 ± 1.4 歳，身長 170.6 ± 6.4cm，体重 62.8 ± 5.2kg）とした．実験に先立ち，実験中に想定される危険や安全への配慮，個人情報の管理などに関して説明し同意を得た．実験試料は，図 1 に示す N 社製のランニングシューズの足長サイ ズ 26.5cm/27.0cm/27.5cm/28.0cm/28.5cm の 5 種類，足囲サイズ（ウィズ）は各足長サイズについて D，2E，4E の 3 種類とし計 15 種類を使用した．サイズによる影響を検証するために，実験用の靴下は同一のものを用意し使用した．また，靴の履き方も統一をさせるために，紐の締める圧力を図 1 に示した 3 箇所において 35 ± 5gf/cm^2 で設定した．図 2 に示すように，実験室内に約 10m の歩行路を用意し，歩行路の中央部には床反力計（キスラー社製）を設置した．実験試技として，歩行路上を各試料について，適正サイズ（足長 26.5cm ウィズ D），ウィズ E，ウィズ 2E の順で 10 回ずつ歩行させた．その後，足長サイズを 27.0cm，27.5cm，28.0cm 及び 28.5cm の順で，同様にウィズを D，E，2E の順番で行った．被験者には，右靴のインソールに，薄型圧力センサシート（ニッタ（株）F-scan システム）を敷いた靴を履いてもらった．同時に筋電図用アクティブ電極（Delsys 社製 DE-2.1）を，右下腿の前脛骨筋と腓腹筋に付け，歩行中の筋電図を計測した．解析では歩行動作の再現性を検討するために，図 3 左に示すように，圧力センサシートから得られた全試技の荷重点移動軌跡について始点を揃え，それら軌跡でなす面積[3)]を算出した. 前脛骨筋と腓腹筋の筋電図波形については，床反力をもとに立脚期のデータを抽出し，その区間の筋電位を時間積分して MVC（最大随意筋収縮）で規格化した（%MVC と表す）．床反力では，図 3 右に示すような立足期の床反力波形の特徴点として踵接地時（F1），接地時（F2），変曲点（F3），蹴り出し時（F4），つま先

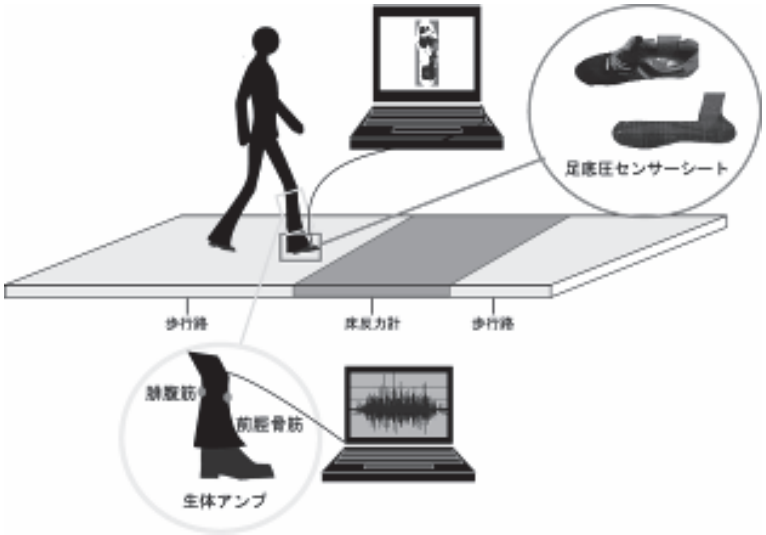


図 2.　実験計測の概要

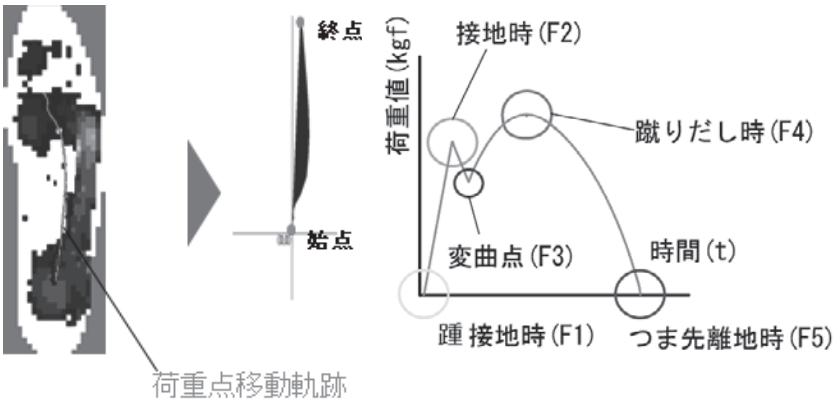
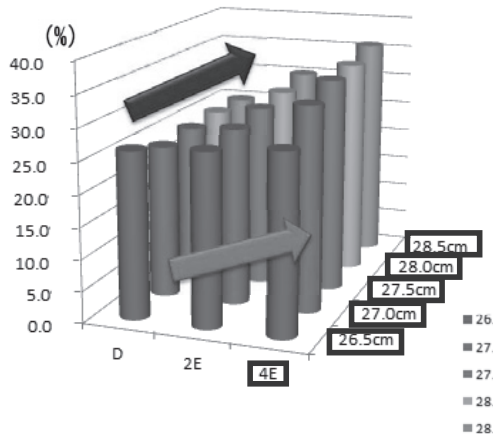


図 3.　荷重点移動軌跡がなす面積及び接地時間

離地時（F5）の値を抽出し，F3 から F5 までの時間を蹴り出し時にかかる時間として解析を行った[2]．なお，各計測量に対しては一元配置分散分析にて有意差検定を行った．

結　果

各実験試料における腓腹筋の % MVC の平均値と増加率を図 4 に示す．足長及び足囲サイズが基準サイズ（足長 26.5cm/ウィズ D）よりも大きくなると腓腹筋の活動が増加し脚への負担が増加する傾向がある．具体的には，図 4 右表上において基準足長 26.5cm で足囲が 4E まで大きくなると，腓腹筋の筋活動量の増加率は 7.6% である．一方，図 4 右表下に示すように基準足囲 D において足長が 28.5cm まで大きくなると増加率が－4.9% で足長サイズの影響は大きくない．また，足長と足囲がそれぞれ最大サイズである 28.5cm/4E の組み合わせについては，足長 28.5cm において足囲を基準の D から 4E になると増加率は 36.5% であるが（図 4 右表上），足囲 4E において足長を基準の 28.5cm になると増加率は 26.9% である．（図 4 右表下）つまり，足囲サイズの影響がより大きい傾向である．

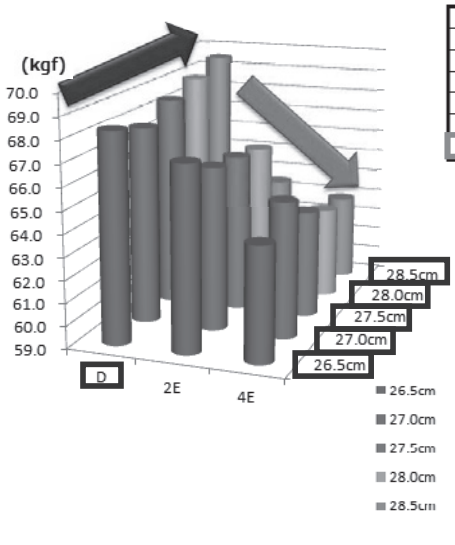


増加率(足囲の影響)	D	2E	4E	検定 D/2E	検定 D/4E
26.5cm	基準値	3.4%	7.6%		*
27.0cm	基準値	15.7%	23.6%	*	**
27.5cm	基準値	16.6%	29.7%	*	**
28.0cm	基準値	16.8%	31.2%	*	**
28.5cm	基準値	20.8%	36.5%	**	**

増加率(足長の影響)	D	2E	4E
26.5cm	基準値	基準値	基準値
27.0cm	-0.0%	2.9%	14.0%
27.5cm	-6.1%	5.9%	20.5%
28.0cm	-4.9%	7.4%	21.9%
28.5cm	-4.9%	11.0%	26.9%
検定 26.5/27.0			**
検定 26.5/27.5		*	**
検定 26.5/28.0			**
検定 26.5/28.5		*	**

** p<0.01 *p<0.05

図 4.　腓腹筋における積分筋電位増加率の結果



増加率(足囲の影響)	D	2E	4E	検定 D/2E	検定 D/4E
26.5cm	基準値	-1.6%	-6.1%		*
27.0cm	基準値	-2.2%	-4.0%		
27.5cm	基準値	-3.5%	-6.9%	*	*
28.0cm	基準値	-4.6%	-8.6%	*	
28.5cm	基準値	-8.6%	-9.5%	*	**

増加率(足長の影響)	D	2E	4E
26.5cm	基準値	基準値	基準値
27.0cm	-0.7%	-1.3%	1.6%
27.5cm	0.3%	-1.6%	-0.5%
28.0cm	1.0%	-2.1%	-1.6%
28.5cm	1.8%	-5.5%	-1.9%
検定 26.5/27.0			
検定 26.5/27.5			
検定 26.5/28.0			
検定 26.5/28.5			

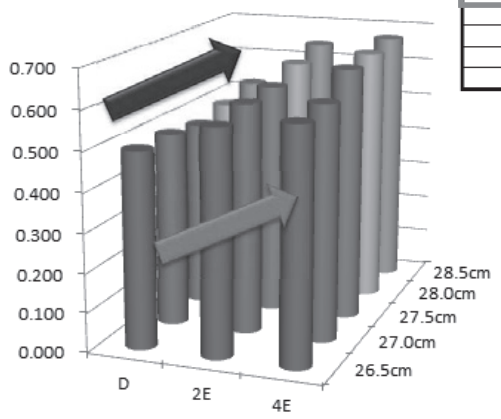
** p<0.01 *p<0.05

図 5.　床反力の F4 蹴り出し時のピーク値

有意差検定の結果では，足長サイズの全てのサイズに対して足囲サイズで D よりも 4E の増加率が有意に大きいことが認められた（$p<0.05$）．足囲サイズの方が影響が大きい可能性がある．なお，前脛骨筋については顕著な増減傾向が認められなかった．

図 5 に示す蹴り出し時の床反力の結果では，足長サイズが大きくなる場合よりも足囲サイズが大きくなる場合のほうが，F4（蹴り出し時）の床反力のピーク値の減少率が高い結果となった．有意差検定の結果では，足長サイズ 28.5cm における足囲サイズの D に比べ 2E と 4E で床反力ピーク値が有意に小さくなった（$p<0.05$～0.01）．

図 6 に示す接地時間の結果では，足長サイズよりも足囲サイズが大きくなる場合のほうが F3 から F5 までに要する時間が長かった．有意差検定



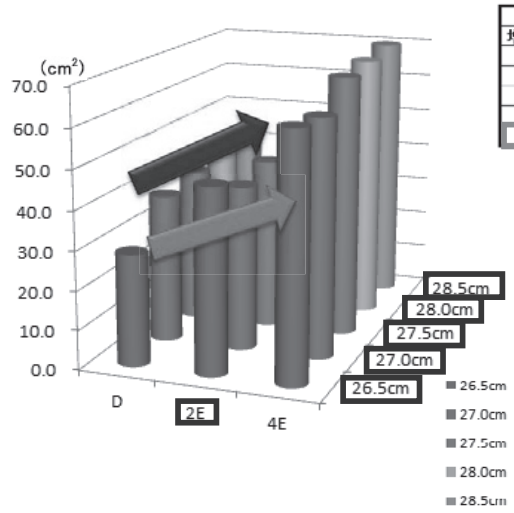
				検定	
増加率(足囲の影響)	D	2E	4E	D/2E	D/4E
26.5cm	基準値	14.9%	19.1%	*	*
27.0cm	基準値	18.5%	23.3%	*	
27.5cm	基準値	23.3%	35.3%	**	**
28.0cm	基準値	24.4%	32.1%	*	**
28.5cm	基準値	29.2%	29.4%	*	**

増加率(足長の影響)	D	2E	4E
26.5cm	基準値	基準値	基準値
27.0cm	-0.2%	3.0%	1.3%
27.5cm	-3.4%	3.7%	9.8%
28.0cm	0.2%	0.6%	11.1%
28.5cm	4.8%	12.4%	13.0%
検定 26.5/27.0			
検定 26.5/27.5			*
検定 26.5/28.0		*	**
検定 26.5/28.5		**	**

足長での変化

足囲での変化

図 6.　接地時間



				検定	
増加率(足囲の影響)	D	2E	4E	D/2E	D/4E
26.5cm	基準値	66.0%	118.9%	**	*
27.0cm	基準値	11.0%	60.1%	*	*
27.5cm	基準値	110.8%	69.1%	*	*
28.0cm	基準値	111.6%	68.6%	*	**
28.5cm	基準値	109.8%	67.0%		**

増加率(足長の影響)	D	2E	4E
26.5cm	基準値	基準値	基準値
27.0cm	33.7%	-10.6%	-2.2%
27.5cm	39.6%	-6.0%	7.9%
28.0cm	42.1%	-4.4%	9.5%
28.5cm	46.7%	-3.0%	11.9%
検定 26.5/27.0	**		
検定 26.5/27.5	**		*
検定 26.5/20.0	**		*
検定 26.5/28.5	**		**

** p<0.01 *p<0.05

足長での変化

足囲での変化

図 7.　荷重点移動軌跡のなす面積

の結果では，足長サイズ 26.5cm/27.0cm/27.5cm/28.0cm/28.5cm においては足囲サイズで D よりも 2E の時間が有意に長くなり（p＜0.05～0.01）26.5cm/27.5cm/28.0cm/28.5cm においては足囲サイズで D よりも 4E の時間が有意に長くなった（p＜0.05～0.01）．

図 7 に示す荷重点の移動軌跡のなす面積の結果では，足囲サイズを変化させた場合の増加率は足長サイズを大きくなる場合よりも高くなっている．また，有意差検定の結果，足囲サイズで D の場合，足長サイズを 26.5cm に対して増加率が有意に大きいことが認められた（p＜0.01）．全ての足長サイズにおいては全ての足囲サイズ D と 4E 間に有意差が認められ，足囲サイズが大きくなると

増加率が大きいことが認められた(p＜0.01～0.05).

このように腓腹筋の活動，床反力のピーク値及び荷重点移動軌跡のなす面積において足長サイズよりも足囲サイズの不適合のほうが大きく影響することが示唆された.

考　察

歩行動作へは，足長サイズが適合サイズよりも大きいことによる影響よりも足囲サイズが大きいことによる影響が顕著であった．靴で足囲サイズが大きくなるということは，特に靴の中足部から前足部の容積（インソールでみれば面積）が大きくなることを意味する．前方へのズレは靴紐によって，ある程度防止されている可能性がある．一方，左右へのズレは靴紐で調整することには限界があることから，歩行の蹴り出し時に靴内で前足部が左右にズレ（滑り），歩行動作の再現性が低下することで荷重点の移動軌跡がばらつく現象が起こると推測される．このように靴内での足のズレによって蹴り出し力をロスするため床反力ピーク値が小さくなり，これを蹴り出しに要する時間を長くして推進力を補償しているものと推測される．これら一連の結果として，蹴り出し動作に活躍する腓腹筋の筋活動量は増加していると考えられる．さらに，踵接地時に主に活動がみられる前脛骨筋には腓腹筋ほどの大きな影響が現れないことから，サイズ不適合の影響は蹴り出し時に影響を与えると考えられる.

結　語

靴の足長サイズ及び足囲サイズが適合サイズよりも大きくなることで靴内において空間が大きくなる．このことで，接地中，靴内で足部のズレが大きくなり，うまく蹴りだせなくなるという可能性が推測された．特に足長サイズの不適合の影響よりも足囲サイズの不適合の影響のほうが大きいことが示唆された．つまり，靴内での前後のズレよりも足の左右へのズレ（滑り）が大きくなることで主に蹴り出し動作（Kick-off　movement）の再現性が低下し，結果として足や脚への負担を増加させる可能性が推測された．靴を選ぶ際には，足長サイズもさることながら足囲サイズにも注意を払う必要がある．また，候補となる靴で数歩の歩行し，靴内での足のズレが少なく，蹴りだし動作をうまくできるかをチェックすることが望ましいと考えられる.

文　献

1）福岡正信．シューズはどう科学されるのか―シューズ機能の評価方法―．日本機械学會誌　1992 ; 95（888）: 28–32.
2）山崎信寿．足と靴の適合性．バイオメカニズム学会誌 1983 ; 7 : 14–8.
3）林　亮誠．靴のサイズと歩行動作の関係に関する研．靴の医学　2010 ; 23（2）: 19–24.
4）林　亮誠，細谷　聡．靴の足囲サイズと歩行動作の関係に関する研究．靴の医学　2011 ; 25（2）: 78–83.
5）中村隆一，斉藤　宏．基礎運動学．第 5 版．医歯薬出版；2000. 342–50.
6）Rossi WA, Tennant R. PROFESSIONAL SHOE FITTING．初版．プレジデント社編．日本製靴；1987. 81–109.
7）細谷　聡．婦人靴のヒール高が歩行に及ぼす影響．靴の医学　2007 ; 21（2）: 51–5.
8）林　亮誠，細谷　聡，佐藤雅人．靴の足長及び足囲サイズの不適合が歩行動作に及ぼす影響．靴の医学 2012 ; 26（2）: 58–65.

モートン病に対する当科の取り組み

The treatment effort of Morton disease

[1)]NPO オーソティックスソサエティー
[2)]至誠会第二病院　足の外科センター
[1)]NPO Orthotics Society
[2)]Center for Foot and Ankle Surgery, Shiseikai Daini Hospital

佐々木克則[1)]，野口　昌彦[2)]，内田　俊彦[1)]
Katsunori Sasaki[1)], Masahiko Noguchi[2)], Toshihiko Uchida[1)]

Key words：モートン病（Morton disease），治療（保存療法）（Medical treatment（Conservative treatment）），足底挿板療法（Insole treatment），ウォーキングバランス（Walking balance），Dynamic Move Control 理論（Theory of Dynamic Move Control）

要　旨

モートン病は，第 3–4 足趾間のしびれ，疼痛，灼熱痛などの多彩な神経症状が出現する病気と言われているが，診断が確定してもその治療に関しては苦慮しているケースも少なくない．今回，至誠会第 2 病院足の外科センターにおいてモートン病と診断が確定した症例に対し，ウォーキングバランス＆スポーツコンディショニング外来にて靴のフィッティングと Dynamic Move Control 理論に基づいた足底挿板作製によるバランス調整対応により，良好な結果を得た．事例を紹介し，我々の取組みについて報告する．

緒　言

モートン病は，典型例としては，第 3–4 足趾間のしびれ，疼痛，灼熱痛などの多彩な神経症状が出現する病気と言われている[1)2)]が，診断が確定してもその治療に苦慮しているケースも少なくない．今回我々は，至誠会第 2 病院足の外科センターにてモートン病と診断が確定した症例に対し，ウォーキングバランス＆スポーツコンディショニング（以下 W & S）外来にて靴のフィッティングと足底挿板（Dynamic Move Control 理論に基づいた方法＝以下 DYMOCO）作製[3)4)5)]によるバランス調整対応により，良好な結果を得た事例を紹介し，その取組みについて報告する．

対象と方法

対象は，平成 24 年 5 月から平成 25 年 9 月までに受診した女性 8 例 10 足，男性 1 例 1 足，年齢は 46 歳～67 歳，平均年齢 56 歳である．方法は，W & S 外来にて問診，荷重位と非荷重位における足のサイズ計測（図 1），フットプリント採取，立位姿勢観察評価，歩行バランス観察評価，Visual analogue Scale（VAS）評価を行った．なお，問診では，特に足関節靭帯損傷など動きを変化させてしまうような既往歴について詳しく聴取した．

また，治療方法としては，まず正確な足サイズに合せた靴サイズの助言，現在の症状を踏まえた

（2013/11/07 受付）
連絡先：佐々木克則　〒100–1104　東京都千代田区永田町 1–11–4　永田町パレスサイドビル 1F
NPO オーソティックスソサエティー
TEL 03–3595–4355　FAX 03–3595–4356
E-mail info@orthotics-society.or.jp

図 1.　足サイズ計測（非荷重位計測，荷重位計測）

表 1.　モートン病患者足サイズ計測結果

単位：mm

症例	症例 1	症例 2	症例 3	症例 4	症例 5	症例 6	症例 7	症例 8	症例 9
患肢	右側	両側	右側	両側	右側	右側	左側	右側	左側
右足長	220	220	233	224	231	221	226	255	260
左足長	218	222	232	225	234	240	227	255	257
自称靴サイズ	225	230	235	230	240	240	230	255	265
右荷重足囲	213	234	214	222	242	233	225	241	272
ウイズ	D	3E	B	E	3E	3E	E	E	F
左荷重足囲	210	237	212	224	236	243	228	239	274
ウイズ	C	4E	B	E	2E	3E	2E	D	G
右非荷重足囲	203	221	197	203	223	230	205	232	254
ウイズ	B	E	2A	A	D	2E	B	C	2E
左非荷重足囲	203	225	198	210	220	228	210	230	260
ウイズ	B	2E	2A	C	C	D	C	C	3E
右荷重足幅	84	96	88	92	101	92	92	102	114
	B	4E	B	E	F	2E	E	2E	G
左荷重足幅	85	98	88	94	99	99	94	100	114
	B	F	B	2E	3E	3E	2E	E	G↑
右非荷重足幅	82	88	78	82	91	88	82	93	100
	A	D	5A	2A	D	D	A↓	B	D
左非荷重足幅	81	90	75	84	89	90	83	92	105
	2A	E	6A	A	B	B	A	A	3E

靴の種類の選択や靴調整具（紐やベルトなど）の選び方，靴の履き方（足を入れたら踵をトントンする）や靴調整具の正しい使い方（足のウエスト部分を手のひらで包み込むように紐を締める）を指導[6]し，靴内フィッティングの改善を図った．また，同日 DYMOCO 理論に基づいた足底挿板作製により崩れたバランス（下肢荷重連鎖を考慮した上での足部の過回内傾向や過回外傾向といった動き）を改善させるように対応した．なお，他には痛みを増強させてしまうようなこと（スポーツなど）は全て避けるよう指示した．

結　果

足サイズ計測の結果から，足長は 221～260mm までバリエーションがあり，JIS の靴サイズ表から算出したウイズは，足囲荷重位が B～F，足囲非荷重位が 2A～2E，足幅荷重位が B～G，足幅非荷重位が 5A～D とこちらもかなりのバリエーションがあった．（表 1）なお，自称靴サイズ（自分で決めた靴サイズ）と計測した実寸サイズにはかなり違いがあり，全ての症例において 1～2 サイズ大きめの靴を履いていた．また，フットプリントからは，足趾の浮指および疼痛部分への明らかな過荷重が認められた．また，片脚立位バランス

図 2.　左足部写真

図 3.　第 5 中足骨骨折痕

観察評価からは，ほぼ全例で患側方向にバランスを崩している（偏位している）のが確認できた．さらに，患側の片脚立位バランスが悪く，歩行中も悪い側にバランスを崩していて，明らかに偏位していた．また，歩行中推進期におけるバランスの悪い側の蹴り出し弱化を認めていた．なお，主観的な評価ではあるが，VAS では，初診時を 10 とした場合，正しい靴選びと正しい靴の履き方，紐の結び方とインソール作製を行った結果，2 回目の再診時に 10 → 4 が 2 例，10 → 3 が 2 例，10 → 2 が 1 例，不明 3 例と軽減したものが多かった．さらに，立位姿勢や歩行バランスの安定化も目視にて確認できた．

表 2.　モートン病患者足サイズ計測結果

単位：mm

		左		右	
足長		255		255	
足囲	非荷重位	230	C	232	C
	荷重位	239	D	241	E
足幅	非荷重位	92	A	93	B
	荷重位	100	E	102	2E

症　例

47 歳女性．身長 175cm，体重 57kg．診断，左モートン病．（図 2）既往歴として，幼少時に両足関節捻挫，7 年前に左第 5 中足骨骨折があった．（図 3）4〜5 年前にサンダルを履いて出かけた際に左前足部痛出現．その後，左足母趾球の痛みも出現し，某大学病院を受診し，足底挿板を左のみ作製するも痛みが取れず，紹介にて当科受診．自称靴サイズは，25.5cm．足サイズは，足長は左右共 25.5mm，足囲は，JIS 規格で左右共非荷重位が C，右荷重位が E，左荷重位が D，足幅は，右非荷重位が D，左非荷重位が A，右荷重位が 2E，左荷重位が E であり，この結果からも分かるように明らかな細い足（表 2）であった．

また，フットプリントでは，痛みのある部分に過荷重を認め（図 4），片脚立位バランス評価では左が不安定で，歩行バランス評価でも左に傾いた歩行形態で，左足での蹴り出し弱化，特徴的な動きとして左過回内の動きの出現が確認出来た．まず正しい靴の履き方と紐の結び方を指導した（図 5）ところ，VAS：10 だったものが，その場で 7〜8 に軽減し，特に患側の過回内を軽減させる目的で DYMOCO を作製したところ，VAS：7〜8 であったものが，さらに 3〜4 まで軽減した．

考　察

モートン病は，重症の場合歩くことも困難にな

図 4.　フットプリント

図 5.　正しい靴選びと正しい紐の結び方

図 6.　勧めた細めのシューズ

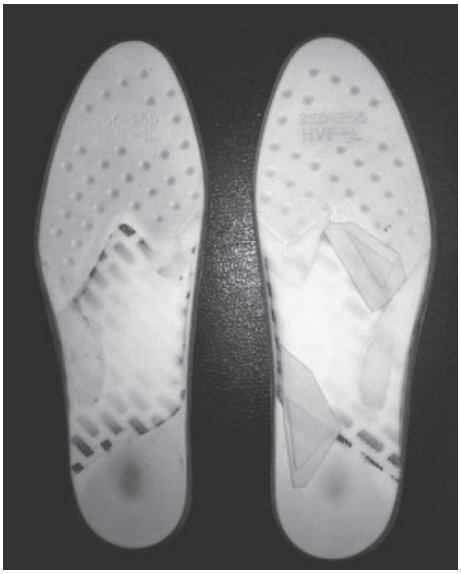


図 7.　作製した DYMOCO

り，手術が必要になるケースもある．早めの対応は必要であっても，どう対処するのかは，その人の症状や状況，治療者側の方針によって変化してしまうのも事実である．

今回我々の経験したモートン病患者は，9 例中 7 例が，紐も締めない状況で大きいサイズの靴を履いていたことから，まず足サイズと靴サイズが合っているかどうか確認し，正しい靴の履き方と紐の締め方指導を徹底した．そのために，正確な足サイズ計測を行い，足長だけで合わせるのではなく，足囲や足幅の荷重位と非荷重位の大きさから理想の靴サイズを出し，具体的な靴に関する指示（販売店，メーカー，サイズ，ウイズなど）を行った．比較的細めの足の方が多かったため，日本製のシューズよりも海外のシューズ（細めの靴を具体的に）購入を勧めた．（図 6）それにより足と靴がフィットし，靴の中での足の前滑りが少なくなり，足趾がつま先にぶつからなくなり，浮指

が改善し，足趾が使いやすくなったものと推察した．

なお，靴のフィッティングにより靴内環境が整っても殆どのケースがまだバランスを崩していたため，DYMOCO 作製（図 7）にて対応した．作製のポイントとしては，バランスを崩す原因となる全例に出現していた過回内傾向の動きを減少させることであり，特に立脚相推進期における動きを注意深く観察し，ミリ単位の調整を行った結果，疼痛部位への負担が軽減し，結果的に VAS：3〜4 まで軽減したものと考えられた．

結　　語

1. 至誠会第 2 病院「足の外科センター」にてモートン病と診断が確定した症例に対し，「W & S 外来」にて靴のフィッティングと DYMOCO 作製によるバランス調整対応により，良好な結果を得た事例を紹介し，その試みを報告した．

2. 症状の改善には，理想的な靴サイズを考慮した「靴のフィッティング」が重要であることが示唆された．

3. 障害の根本的な原因となる「その人にとって悪いとされる動き（今回は過回内）」をバランスのとれた動きに変化させる DYMOCO 理論にて対応することが重要と考えられた．

文　　献

1）高尾昌人．足部疾患の最新の治療 Morton 病．関節外科　2009 ; 28 : 825–9.
2）田中康人，高倉義典，秋山晃一他．Morton 病の治療経験．日本整形外科学会雑誌　1997 ; 71 : S350.
3）佐々木克則，内田俊彦．外反母趾患者の歩行形態と Dynamic Move Control．靴の医学　2004 ; 18 : 26–9.
4）内田俊彦他．歩行リハビリテーションにおける我々の足底挿板療法〜足底挿板の処方に関して〜．靴の医学 2010.
5）東　佳徳，金森輝光，内田俊彦他．Dynamic Move Control 理論に基づく足底挿板の作製方法について〜観察による歩行分析を用いて〜. 靴の医学　2011 ; 25 : 31–5.
6）内田俊彦．整形外科医からみた足と靴．靴の医学 2009 ; 23 : 99–104.

靴の医学 **27**(2)：89–92，2013. **原　著**

身長に対して足長が小さい中学生サッカー選手は大きいスパイクを選択している

The junior high school soccer players with small foot-length to body height select the larger spike

[1]早稲田大学スポーツ科学研究科，[2]早稲田大学スポーツ科学学術院

[1]Graduate School of Sport Sciences, Waseda University

[2]Faculty of Sport Sciences, Waseda University

村本　勇貴[1]，鳥居　俊[2]

Yuuki Muramoto[1]，Suguru Torii[2]

Key words：中学生サッカー選手（Junior high school soccer players），足スパイク差（foot-spike difference size），三次元型足型測定器（The three-dimensional foot measuring）

要　旨

本調査は，スパイクサイズと足長の差（以下：足スパイク差）が大きくなる原因を足部特性，身体特性から把握することを目的として行った．地域サッカークラブに所属する男子中学生105名を対象とした．

測定器から得られた足長，足幅，アーチ高率，身長，体重などの諸計測値，また，足長/身長，足幅/足長などを算出し足スパイク差との関係を比較検討した．その結果，足スパイク差の大きくなる選手の特徴として，身長に対して足長が小さいことが分かった．

緒　言

足長に対してスパイクサイズは10mm程の余裕を残すのが良いとされている[1]．

足長よりも大きいスパイクサイズを選択するのは，足趾が自由に使えるためパフォーマンスを発揮し易くなると考えられているからである．しかし，一方では足長に合わない大きな靴を履くと足部にかかる負荷が増し，足部障害が発生しやすくなるとも言われている[2][3]．足部と靴サイズの差が大きくなることで，靴内部で足部がずれることが原因と考えられている．変形性膝関節症患者を対象に行った調査によると実際に足長に適した靴を履いている割合は33％と報告され成人でも適合した靴を選択しているわけでない[4]．

足部と靴サイズの不適合が運動，障害発生に及ぼす影響についての調査はなされているが，大きな靴を選択する原因についての調査はみられない．そこで，中学生男子サッカー選手から得られた足部・身体形態から大きなサイズを選択する選手の身体的特徴を把握することを目的に調査を行った．

（2013/11/01 受付）

連絡先：村本　勇貴　〒359–1192　埼玉県所沢市三ケ島2–579–15　早稲田大学大学院スポーツ科学研究科運動器スポーツ医学研究室

TEL 04–2947–6930　FAX 04–2947–6930

E-mail yuki1019@asagi.waseda.jp

図 1a.　三次元型足型測定器

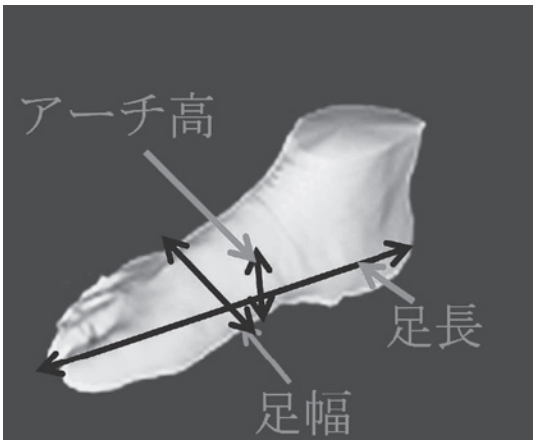


図 1b.　足部形態

表 1.　体格・足部形態から足スパイク差を予測する回帰式

モデル	回帰式	R^2	P
①足長/身長	y＝107－625×a	0.20	P＜0.001
②足長/身長 足幅/足長	y＝50－476×a＋85×b	0.24	P＜0.001
③足長/身長 足幅/足長 足幅/身長	y＝－110＋637×a＋514×b－296×c	0.27	P＜0.001

（y：足スパイク差）

対象と方法

地域サッカークラブに所属する男子中学生 105 名（1 年生 38 名，2 年生 33 名，3 年生 34 名）を対象に，三次元型足型測定器（Dream GP 社製：図 1a）を使用し，両足静止立位で足部形態（足長，足幅，アーチ高率：図 1b）の測定を行った．計測した変数の定義は，次の通りである．足長は踵骨の後方から最も長い足趾の先端，足幅は脛側中足点と腓側中足点の 2 点を結んだ直線，アーチ高率は舟状骨高を足長で除した値とした．

加えて，体格（身長，体重）を測定し，スパイクサイズを選手本人から聴取した．それらの値から，スパイクサイズと足長の差を足スパイク差とした．また，足長と身長の比（足長/身長），足幅と足長の比（足幅/足長）を算出した．

足スパイク差に関連する因子の抽出に重回帰分析を用い，体格や足部形態に関する項目を投入した．また，各測定項目間で Pearson の単相関係数を用いて関連性を検討した．足部形態など諸計測値は対応のない一元配置分散分析を用いた．統計解析には PASW Statistics18 を使用し，危険率 5% 未満を有意とした．

結　果

重回帰分析の結果を表 1 に示す．足スパイク差の説明要因として，足長/身長，足幅/足長，足幅/身長が挙げられた．

抽出された因子間の単相間の結果を図 2，3 に示す．足スパイク差と足長/身長には負の相関関係が認められた．また足長/身長と足幅/足長には負の相関関係が認められた．

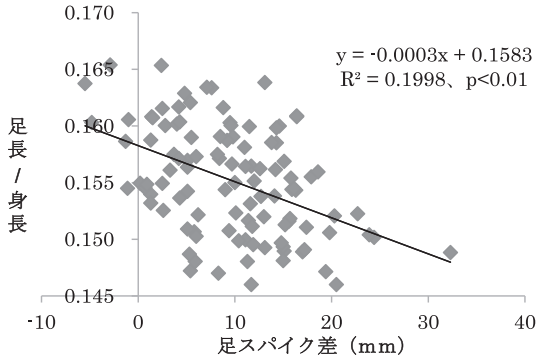


図 2.　足スパイク差と足長/身長との関連

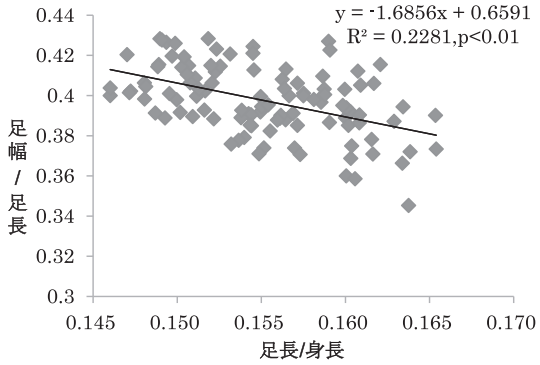


図 3.　足長/身長と足幅/足長との関連

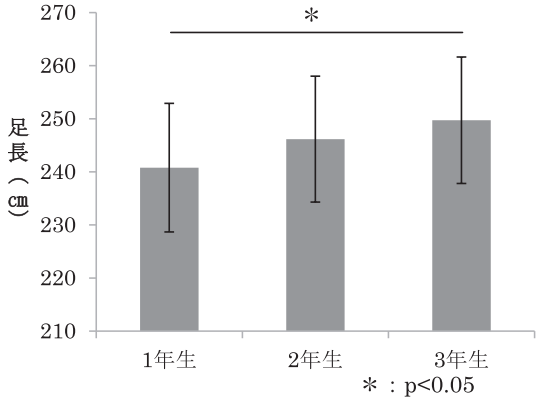


図 4.　各学年の足長

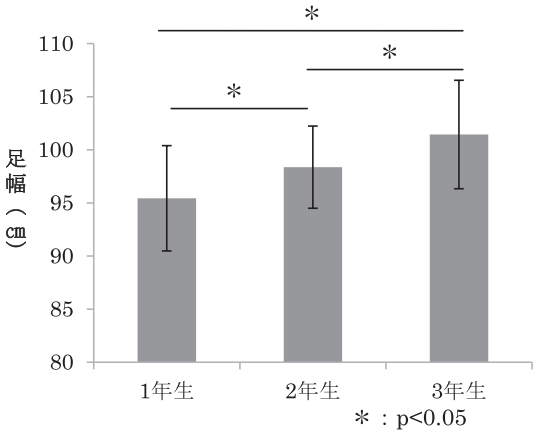


図 5.　各学年の足幅

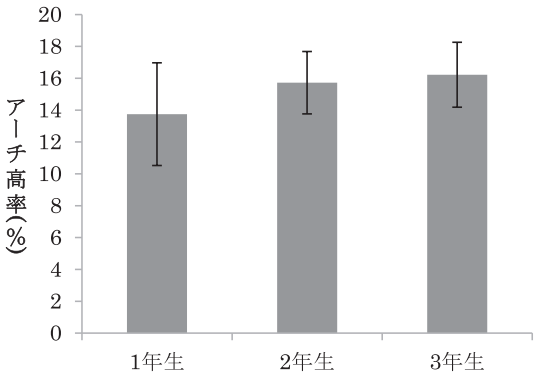


図 6.　各学年のアーチ高率

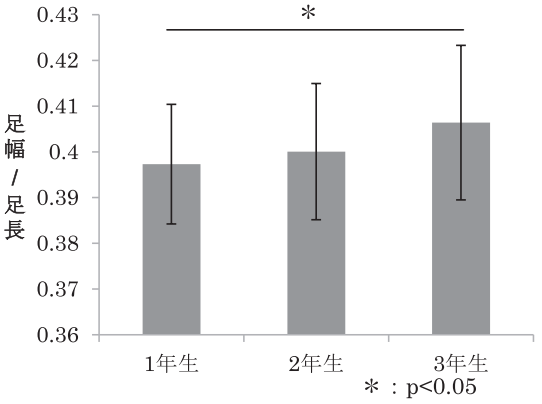


図 7.　各学年の足幅/足長

足部形態の分散分析の結果を図 4，5，6，7 に示す．足長は 3 年が 1 年に対して有意に大きく，足幅は高学年が大きかった．アーチ高率には学年間に有意差は認められなかった．足幅/足長は 3 年生

が1年に対して有意に大きかった.

考　察

今回の調査結果より，足スパイク差が大きい中学生サッカー選手では身長に対して，足長，足幅が小さく，加えて，足長に対して足幅が広いという特徴が見られた.

1歳から13歳までのドイツ人の足部形態の成長を横断的調査した報告では，足長に対しての足幅は8歳まで狭くなり，その後13歳まではあまり変化が無かったと言われている[7]. 今回対象とした中学生は足長に対して足幅が広くなっていた．足長の成長ピークは11.5歳前後であり[10]，座高の成長のスパートに先行して生じる．足長のピークを過ぎた中学生の時期は，足長に対して足幅が広くなるのではないかと推察される.

小学生を対象に行った先行研究では，運動をしていない群に比べて，サッカーを行っている群には扁平足が多かったと報告されている[5]．今回，調査を行った中学生サッカー選手の足幅/足長平均は，学年毎に0.397，0.400，0.406であり，荒木の報告における同年代の一般中学生よりもやや大きい値であった[6]．また，Steffenらは13歳までのデータではあるが0.36と報告した[7]．これらの結果を踏まえると，サッカー選手は足幅が広い特徴を持っていると考えられる.

足部障害を抱える患者の大多数は靴の幅が広く，大きいサイズであったと報告されている[8]．その原因は，足幅に合う靴が少ないのが原因ではないかと考えられている[8)9)]．江川等も，足部障害のある選手はスパイクと実測足長との差が大きく，加えて足長に対して足幅が大きかったと報告している．身長に対して足長が小さい選手は，足長に対して足幅が広くなるため，靴の横幅が狭くなるのではないかと考えられる．よって，そのような選手は足幅に合わせるため，足長に対して一回り大きい靴を選択して履いている可能性がある.

先行研究で言われているように，足スパイク差の大きかった選手で足部障害が多く発生するのか，今後調査を行う．また，今回の調査は選手本人から聴取したスパイクサイズを元にしており，靴に表記されているサイズと実寸との違いはメーカーにより異なるため，正確な足スパイク差と言えない．今後はスパイクの実寸を測定した上で足スパイク差に関わる身体的特徴の調査を行う必要性がある.

結　語

身長に対して足長の小さい中学生サッカー選手は大きいスパイクを選択していると申告していた.

文　献

1) 濱中康治他．履物・衣服と歩行．理学療法　2009 : 26号1巻 : 66–72.
2) 江川陽介他．高校生・大学生ラグビー選手におけるスパイクの適合性と足部の障害．スポーツ科学研究 2006 : 61–8.
3) 林　亮誠他．靴の足長及び足囲サイズの不適合が歩行動作に及ぼす影響．靴の医学　2012 ; 26（2）: 58–63.
4) 清水新悟他．変形性膝関節症に対する足の調査と靴指導の評価―足のサイズとウィズに適合したスニーカーの効果―．日本義肢装具学会誌　2006 ; Vol22 No3 : 159–65.
5) 小松泰喜他．少年サッカー選手の足部形態学的調査．理学療法学　1998 ; 25 : 365.
6) 荒木智子他．幼児における足部形態．成長学会誌 2007 ; Vol.13 No.1 : 3–9.
7) Muller S, et al. Static and dynamic foot characteristics in children aged 1–13 years : A cross-sectional study. Gait & Posture 2012 ; 35 : 389–94.
8) Burns SL, et al. Older people and ill fitting shoes. Postgrad Med J 2002 ; 78 : 344–6.
9) Harrison S.J., et al. Do patients with diabetes wear shoes of the correct size?. Int J Clin Pract 2007 ; 61（11）: 1900–4.
10) Busscher I, et al. The value of shoe size for prediction of the timing of the pubertal growth spurt. Scoliosis 2011 ; 6 : 1.

靴の医学 **27**(2)：93–96，2013. **原　著**

60歳代に求められる靴のフィット感

The fitting feel for lady's in their sixties.

[1)]株式会社　アルカ
[2)]高田馬場病院　整形外科
[1)]ALKA co., Ltd.
[2)]Department of Orthopedics Surgery, Takadanobaba Hospital

濱田　　薫[1)]，町田　英一[2)]，久世　泰雄[1)]
Kaoru Hamada[1)], Eiichi Machida[2)], Yasuo Kuze[1)]

Key words：60歳代（The customers in their sixties），長期追跡（Long-term follow-up），足のプロポーション（The proportion of the foot），靴の木型（Last of shoes），フィット感（The feel of fitting）

要　旨

高齢化が進む中で，靴の小売店においても，中高年者への対応が不可欠となっている．

顧客に提供している靴が，適切なものであるのかを明らかにするために，来店した60歳代の足のプロポーションの変化と，それに伴う60歳代に提供する靴の木型の変化を，2002年と2012年で比較し，調査した．対象は，当社本店に来店し，靴を購入した60歳代女性，2002年435名，2012年338名であった．

調査の結果，足のプロポーションは，ヒールガースにおいて，有意に細くなっていた．販売した靴の木型は細身に移行していた．それに伴い，調整の割合も減少していることが認められた．

10年間で，細く変化する60歳代女性の足に対し，調整の割合が減少していることから，適切な靴を提供していると考える．

(2013/11/18受付)

連絡先：濱田　　薫　〒170–0013　東京都豊島区東池袋2–15–5　株式会社　アルカ
TEL 03–3983–0133　FAX 03–3983–0085
E-mail alka@alka.co.jp

緒　言

この10年間で消費者の靴への認識は変化している．機能を重視した靴選びが広まり，靴の多様化とともに，対応する靴の木型の種類も増えている．私たちの自社の販売店においても，靴の木型の改良を行ってきた．より満足度の高い靴を顧客に提供するためには，販売した靴の木型の傾向を把握すると同時に，顧客の足の変化を捉え，それに基づく木型を提供する必要があると考える．弊店において顧客の25%を占め，今後も増えるであろう60歳代女性顧客の，この10年間の足の変化に対して，私たちの提供している靴が，的確に対応してきたかを調べることが目的である．

対象と方法

対象は60歳代の女性で，当社の本店にて靴を購入した顧客である．2002年には435名，靴にして562足，2012年には338名，432足であった．販売した靴の内訳は2002年には靴383足，サンダル179足，2012年には靴300足，サンダル132足であった．

対象者のフットプリントを採取し，同時に，ボー

ルガース，インステップガース，ヒールガース，フットレングスを計測した．その際，独ベルケマン社製のフットプリンターを使用し，立位にて，フットプリントを採取した．その後，フットメジャーを用い，ボールガース，インステップガースを計測した．フットレングスの計測は，フットゲージを用いた．計測者は，2002年，2012年ともに，同一店舗のシューカウンセラー4名で行い，一人が一連の計測を行った．

それらの数値を2002年と2012年で比較し，T検定，F検定を行った．

さらに，ボールガースに対するインステップガースの数値の比率を調べ，足の前足部に対する中足部の広がりを比較した．ボールガースの計測値をインステップガースの計測値で割り，その値により，①小さいグループ（0.99未満）②等しいグループ（0.99以上1.01未満），③大きいグループ（1.01以上），に分け構成比を比較した．なお計測値は左右のうち大きい方を採用した．

販売状況を調べるために，対象者に販売した靴の木型を，次の4つに分け，それらの構成比の変化をみた．4つの木型は，広い範囲でお客様対応できるように，当社の商品構成において分類されたものである．

①幅広・甲高モデル

②幅ふつう・甲低いモデル

③ロッカーバーソールモデル（2007年に登場したモデル．ボールガース，ボールポイントはふつうだが，ウェストガースが絞られている）

④パンプス（その他のアインラーゲンを内蔵しないモデル）．

さらにそれらの靴の対し，調整が必要だった割合も調査した．

私たちが行う靴に対する調整は，アインラーゲンによるものと，アウトソールによる二種類がある．私たちで扱っている靴には，アインラーゲンと呼ばれる，ラテックスコルクとゴムを混合した，厚さ4mm程度のインソールが内蔵されている．その特徴は，取り外しができ，足の機能を高め，足の症状に応じて調整を加えることができることである．顧客が，既成のアインラーゲンのまま靴を履いて，足底に疼痛がある場合に，メタタザールパッド調整を代表とする，アインラーゲンでの調整を行っている．アウトソールでの調整は靴底の厚み，角度を変える調整であり，医師の指示による補高やロッカーボトムの作成，外側ウェッジの作成等がある．

結　果

足のプロポーションの変化の調査

2002年の計測箇所の平均値は，ボールガース233.2mm，インステップガース226.7mm，ヒールガース299.9mm，フットレングス36.0シュティッヒ（1シュティッヒ≒6.7mm）であった．

2012年の計測平均値は，ボールガース232.3mm，インステップガース225.2mm，ヒールガース295.5mm，フットレングス36.1シュティッヒであった．

2002年に対し，ボールガース，インステップガースともに1mm減少していたが，統計学による有意差は認められなかった．それに対して，ヒールガースは4mm減少しており，T検定で5%有意であった．（表1）

統計的には分析が不十分ではあるが，フットレ

表　1

	ボールガース	インステップガース	ヒールガース	フットレングス
2002年	233.2	226.6	299.8	36.0
2012年	232.3	225.7	296.1	36.1
平均有意差	−1mm 有意差なし	−1mm 有意差なし	−4mm 有意差あり	+0.1シュティッヒ 有意差なし
	単位：ミリ			単位：シュティッヒ

ングスの大きい人たちの構成比が増え始めており，全体としてフットレングスが大きくなっている傾向がみられた．（図 1）

ボールガースがインステップガースの計測値より①小さいグループの構成比は 2002 年 14%，2012 年 10%．②等しいグループは 2002 年 17%，2012 年 18%，③大きいグループは 2002 年 69%，2012 年 72% であった．

インステップガースに対しボールガースが小さい割合は，10 年間で 4%減少した．一方で，インステップガースに対しボールガースが大きい割合は，3%増えており，従って，ボールガースの大きい人の割合が増えている傾向がみられ，足のプロポーションが先広がりになる傾向がみられた．（図 2）

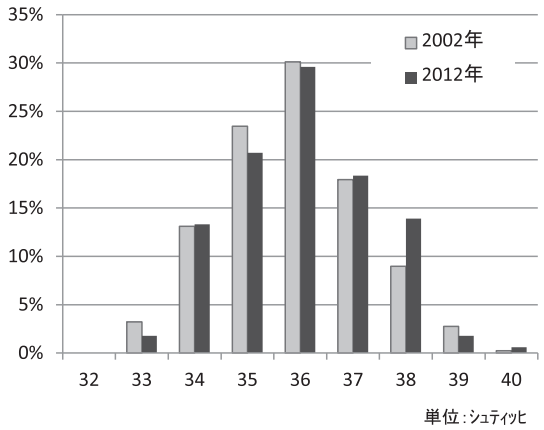


図　1

販売した靴の木型の調査

10 年間で販売した靴の木型の構成比は，表 1 のように変化していた．①幅広・甲高モデルの割合が 39%減少し，ロッカーバーソールタイプが構成比の約半数を占めるようになっている．（表 2）

靴に対する調整

販売した靴に対する，アインラーゲン調整，アウトソール調整の割合は表 2 のように変化していた．販売した靴に対するアインラーゲンでの調整の割合は，10 年間で 5%減少した．特に，主力のモデルに対する調整の割合は，2002 年に①幅広・甲高モデルにおいて 40%であったのに対し，2012 年には③ロッカーバーソールモデルにおいて 14%であった．

アウトソール調整の割合は，2002 年，2012 年とも，全体では 10 件（2%）であり，10 年間における変化は認められなかった．（表 3）

考　察

同一店舗で靴を購入した，60 歳代女性の足は，

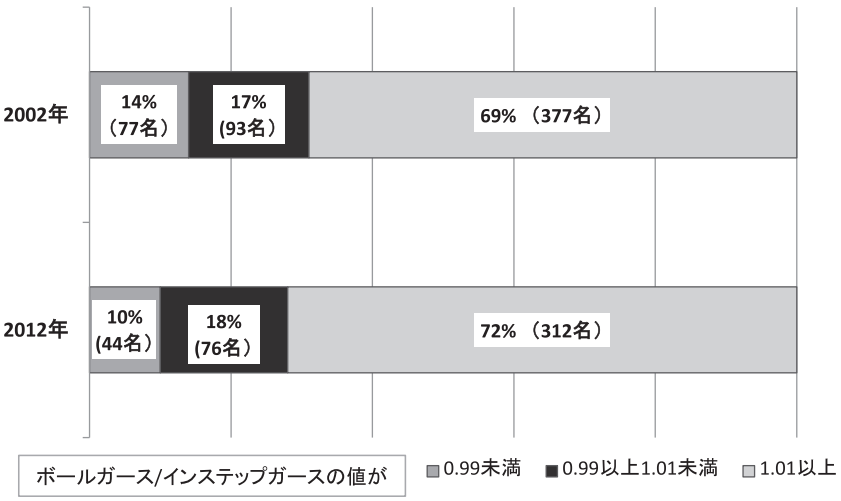


図　2

表　2

木型の種類	特徴		構成比	
	ボールガース	ボールポイント	2012年	2002年
①幅広・甲高	広	高	4%	43%
②幅中・甲低	中	低	35%	48%
③ロッカーバーソール	中	中	48%	—
④パンプス	細	低	13%	9%

表 3.　アインラーゲン調整の件数

木型	2002年					2012年				
	販売足数	アインラーゲンでの調整		アウトソールでの調整		販売足数	アインラーゲンでの調整		アウトソールでの調整	
		調整件数	調整の割合	調整件数	調整の割合		調整件数	調整の割合	調整件数	調整の割合
①幅広・甲高	243	41	33%	7	5%	78	9	12%	0	0%
②幅中・甲低	285	57	40%	5	2%	131	22	30%	3	3%
③ロッカーバーソール						172	19	14%	5	3%
④パンプス	34	7	21%	0	0%	51	10	20%	2	4%
	562	105	19%	12	2%	432	60	14%	10	2%

10年間でヒールガースが減少し，フットレングスが増大していた. ボールガース, インステップガースの計測値には，明らかな有意差は認められなかった．しかし，足のプロポーションが先広がりになる傾向がみられることから，本来は細くなった足が，開張している傾向があると考える．従って，10年間で，足のプロポーションは細く変化したと言える.

販売した靴の木型も，細身へと移行していた．販売内容の変化に伴い，調整の必要性も減少していることも認められた．そのことから，細見の木型やロッカーバーソールモデルの開発等といった，販売側の施策が，フィッティングにおいてプラスに働いたと考える．10年間で，販売に力を入れた靴の木型を変化させたことで，細くなった60歳代女性の足に，より適した靴が提供できていると考える.

結　語

60歳代女性の, 10年間の足のプロポーション変化として，ヒールガースの減少を認めた．これに対応した木型の採用が，今後の靴の販売に重要と考える.

靴の医学 **27**(2)：97–100, 2013. **原　著**

地域在住高齢者における第一趾側角度

An observational study for 1st phalangeal angle in community-dwelling older people

[1]京都府立医科大学大学院保健看護研究科
[2]京都学園大学バイオ環境学部
[3]有限会社フットクリエイト
[1]Graduate School of Nursing for Health Care Science, Kyoto Prefectural University of Medicine
[2]Faculty of Bioenvironmental Science, Kyoto Gakuen University
[3]Footcreate Co Ltd.

櫻井　寿美[1)3)]，木村みさか[2)]，岡山　寧子[1)]，櫻井　一男[3)]
Toshimi Sakurai[1)3)], Misaka Kimura[2)], Yasuko Okayama[1)], Kazuo Sakurai[3)]

Key words：第一趾側角度（1st phalangeal angle），外反母趾（hallux valgus），高齢者（older people），フットプリント（foot print）

要　旨

外反母趾は，整形外科的な疾患であり，保存療法，手術療法による治療がなされているが，疼痛などを有さない場合，放置されることも見られる．しかし，歩行やバランス能力に影響を及ぼすという報告もあり，高齢者では足部機能を維持することは，健康上の重要な課題である．本研究では高齢者の足部機能維持に向けた基礎的資料を得ることを目的とし，地域在住高齢者における第一趾側角度を測定した．対象者は京都府K市に在住する65歳以上の一般高齢者で，2012年3月～4月に実施した体力測定会に参加され，研究への同意を得られた1248名（男性611名，女性637名）である．フットプリントより第一趾側角度を求め，評価した．第一趾側角度は，男性に比べ，女性で有意に大きく（P=0.002），また女性では70歳代と80歳代間で差が認められた（P=0.025）．外反母趾の出現率は，28.8％（男性22.4％，女性35.2％）で，女性における割合が有意に高率であった．外反母趾変形を有する歩行様式は，高齢者では歩行の不安定性につながり，転倒の原因と推察される．足部機能維持に向けての取り組みが必要である．

緒　言

運動器障害が生じると，日常生活が制限され，活動量や身体機能が低下する．母趾が外反・回内し，第一中足骨が内反する外反母趾変形も運動器障害を伴う疾患であり，保存療法や手術療法による治療が行われているが，疼痛などを有さない場合には，放置されることも見られる．しかしながら，外反母趾があれば転倒確率が1.9倍になるという報告や[1)]，第一趾側角度が45度以上になると，

（2013/11/08受付）
連絡先：櫻井　寿美　〒602–0857　京都府京都市上京区清和院口寺町東入中御霊町410　京都府立医科大学大学院保健看護研究科岡山寧子研究室
TEL 075–212–5442　FAX 075–212–5442
E-mail toshimi@footcreate.com

表 1. 対象者属性

	男性（n＝611）		女性（n＝637）		性差 *P* 値
	平均値	SD	平均値	SD	
年齢（歳）	74.4	5.7	73.9	5.2	0.168
身長（cm）	163.6	6.0	150.4	5.5	＜0.0001
体重（kg）	62.0	8.7	51.2	8.0	＜0.0001
BMI	23.2	2.8	22.6	3.2	＜0.0001

性差の検定：Mann-Whitney の U 検定

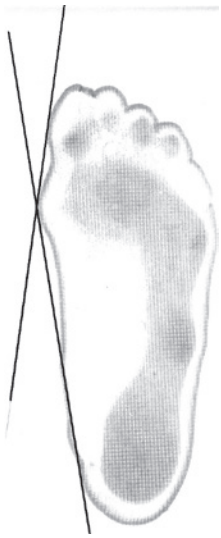


図 1. 第一趾側角度

バランス能力および下肢筋力に低下がみられるという報告もあり[2]，高齢者では外反母趾やそれに伴う痛みなど，足部形態の変化に伴う足部機能低下が転倒原因の一つと報告されている．本研究では，高齢者の足部機能維持に向けた基礎的資料作成を目的として，地域在住高齢者における第一趾側角度を測定し，その傾向および外反母趾の頻度を明らかにしたので報告する．

対象と方法

本研究の対象者は，京都府 K 市在住の一般高齢者で，2012 年 3 月～4 月に実施した体力測定会へ参加され，本研究への同意を得られた 1248 名（男性 611 名，女性 637 名）である．平均年齢は 74.1 ± 5.5 歳，身長 156.8 ± 8.8cm，体重 56.5 ± 10.0kg，BMI 22.9 ± 3.0 であった．男性 611 名，女性 637 名の平均年齢には性差は認められなかった．（表 1）第一趾側角度は，内田らの方法[3]により，フットプリントより計測した．フットプリントは両足立位荷重位で，計測足をプリンター上に接地させ，正面を向かせた状態で外郭線を引き採取した．（図 1）また，清水らの報告[4]により，本研究ではフットプリント上 16 度以上を外反母趾とした．今回は 90 歳代の対象者が 3 名と少数であったため，90 歳代は，80 歳代に含めて統計解析を行った．統計解析には SPSS　Ver.20 を使用し，2 群間の比較は Mann-Whitney の U 検定を，3 群間の比較は Kraskal-Wallis 検定を用いた．群間の比較は，Bonferroni 法による多重検定を行った．いずれも有意水準は 5％未満とした．本研究は，京都府立医科大学倫理委員会の承認を得て実施した．

結　果

第一趾側角度は平均 13.4 ± 8.6 度で，年代間差は見られなかった．（表 2）性別では，女性の第一趾側角度は平均 15.3 ± 9.5 度，男性では 11.5 ± 7.0 度であり，各年代の第一趾側角度は，女性の方が男性に比してすべての年代において有意に大きかった．（表 2）女性の年代別の第一趾側角度は，70 歳代に比べて，80 歳代で有意に大きかった．次に第一趾側角度 16 度以上を外反母趾とし，その割合を算出した．（図 2）外反母趾は，女性 35.2％が男性 22.4％より有意に高率であった．年代別出現率は，男性では 60 歳代 23.0％，70 歳代 21.4％，80 歳代 23.9％であり，各年代間に有意な差は見られなかった．（図 2）一方，女性においては，80 歳代

表 2.　第一趾側角度（年代別性別比較）

単位（度）

	年代	全体（n＝1248）			男性（n＝611）			女性（n＝637）			年代別性差 P 値
		平均値	SD	年代差 P 値	平均値	SD	年代差 P 値	平均値	SD	年代差 P 値	
第一趾側角度	60 歳代	13.6	7.7	0.28	11.9	5.8	0.121	15.3	8.8	0.025#)	0.001
	70 歳代	13.1	8.3		11.4	6.9		14.5	9.1		＜0.0001
	80 歳代	14.2	10.4		11.2	8.6		18.1	11.3		＜0.0001

性差の検定：Mann-Whitney の U 検定　年代差の検定：Kruskal Wallis 検定
多重比較　Bonferroni：p＜0.05：#) 70 代 VS 80 代

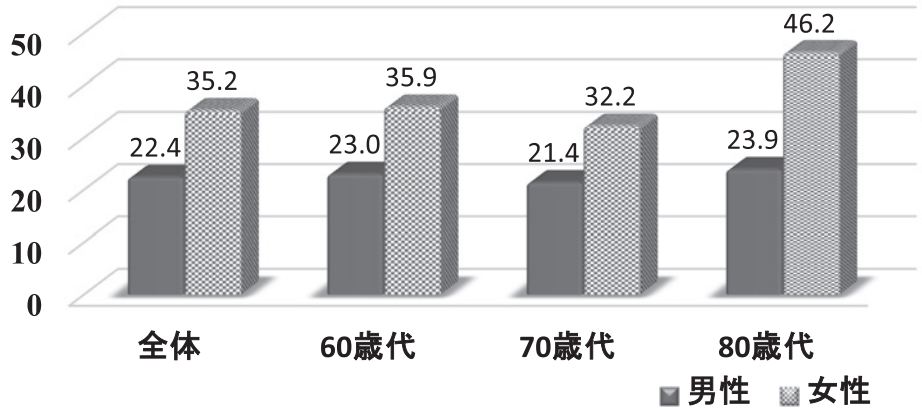


図 2.　外反母趾出現率（%）

46.2%は 60 歳代 35.9%，70 歳代 32.2%に比べ高率で，その差は有意であった．（図 2）

考　察

本研究では地域在住高齢者 1248 名のフットプリントから，第一趾側角度を計測した．第一趾側角度は，男性 11.5±7.0 度に比べ女性 15.3±9.5 度が有意に大きい結果となった．また，男性では年代間に有意な差は見られなかったが，女性では，80 歳以上 18.1±11.3 度が 70 歳代 14.5±9.1 度より有意に大きく，加齢変化が認められた．本対象者での結果は，日本人女性高齢者の第一趾側角度は，加齢に伴って大きくなるという，これまでの報告[5]に見られるように，高い年代で角度が大きかった．第一趾側角度を基に算出した本対象者の外反母趾出現率は 28.8%で，男性 22.4%に対し，女性 35.2%に有意に高率であった．単純 X 線像から外反母趾の出現率を計測した西村らは，65 歳以上の日本人高齢者の 25.9%が外反母趾であったと報告している[6]．方法は異なるが，今回も西村らと近似した結果が見られたことより，地域在住の一般の，少なくとも歩行の自立した日本人高齢者における外反母趾の出現率は 25%から 30%程度と推定される．一方，海外における外反母趾の出現率は，21～70%と報告によるばらつきがある．これは人種の違い，計測方法や外反母趾の定義が異なるためであると考えられる．Roddy らの 40～80 歳代を対象にした大規模調査では[7]，出現率は 28.4%であり，本対象者と一致する結果である．さらに，外反母趾に関連する要因として，Roddy らは，女性，年齢をあげている．本対象者においても女性の 80 歳代が 46.2%で最も出現率が高く，女性高齢者における外反母趾予防への働きかけの必要性が示唆された．外反母趾変形が生じると，母趾屈筋群の作用力が

低下し，歩行における母趾での toe off が困難となり，第一中足骨頭で離床が起こる[8]．このような歩行様式は，高齢者における歩行の不安定性を誘発し，転倒の原因となると推察される．また，歩行の「困難さ」は，日常生活における歩数や身体活動量を減少させ，Sarcopenia や[9]，膝関節や足趾の痛みなど，ロコモティブシンドロームの危険性を高め，高齢期の QOL を大きく低下させる[10]．要介護の原因は，年齢とともに「高齢による衰弱」の割合が多くなるが，この本体は廃用であり，関節疾患や転倒骨折との関連も深いと木村は指摘している[11]．本研究では，女性 70 歳代と比べ 80 歳代で，第一趾側角度の平均値が 3.6 度大きくなっていた．ロコモティブシンドロームに関わる要介護の原因を男女で比較すると，「骨折転倒」は女性 11.7%，男性 7.0%，「関節疾患」は女性 14.1%，男性 4.3%，「高齢による衰弱」は女性 15.3%，男性 10.5%であり，女性に筋骨格系の要因比率が高率である[12]．他の身体能力や機能同様に，足部における機能維持，すなわち外反母趾など関節変形予防への，早期よりの働きかけは，特に女性の場合は，健康寿命延伸という意味でも有効と考えられる．

結　語

本研究では，日本人地域在住高齢者 1248 名の第一趾側角度を測定した．女性は男性に比べ，また 80 歳代で第一趾側角度が大きくなることが明らかとなった．

文　献

1）Koski K, Luukinen H, Laippala P, et al. Physiological factors and medications as predictors of injurious falls by elderly people. Age and Aging 1996 ; 25 : 29–38.
2）Menz HB, Lord SR. Foot pain impairs balance and functional ability in community-dwelling older people. J of the American Podiatric Medical Association 2001 ; 91（5）: 222–9.
3）内田俊彦，藤原和朗，高岡　淳他．外反母趾角の計測．靴の医学　2002 ; 16 : 47–50.
4）清水新悟，前田健博，加藤幸久他．フットプリント上での外反母趾角と内反小趾角の評価検討．日本足の外科学会誌　2010 ; 31（2）: 35–9.
5）柴田義守，土屋大志，和田郁雄．外反母趾の調査（第 2 報）外反母趾角と開張足・ストレス内反母趾角について．日本足の外科学会誌　2005 ; 26（2）: 26–30.
6）西村明展，中空繁登，須藤啓広他．外反母趾の重症度・有病率と危険因子の検討―第 7 回旧宮川村検診より―．日本足の外科学会誌　2012 ; 33（1）: 29–32.
7）Roddy E, Weiya Z, Michael D. Prevalence and associations of hallux valgus in a primary care population. Arthritis & Rheumatism 2008 ; 59 : 857–62.
8）鴇田文男，小原　昇，宮野須一他．正常足と外反母趾足における足底圧の観察．北海道整形災害外科雑誌 1992 ; 36（1, 2）: 33–7.
9）山田陽介，飛奈卓郎，木村みさか他．高齢者の筋量と身体活動の強度・量・質の関係を明らかにする―sarcopenia 予防のための運動基準作成に向けての基礎的研究―．デサントスポーツ科学　2011 ; 32 : 72–80.
10）Menz HB, Roddy E, Thomas E, et al. Impact of hallux valgus severity on general and foot-specific health-related quality of life. Arthritis Care & Research 2011 ; 63（3）: 396–404.
11）木村みさか．超高齢社会への提言「介護予防は体力維持から」．京府医大誌　2008 ; 117（2）: 921–39.
12）厚生労働省．平成 22 年国民生活基礎調査，IV 介護の状況，2 要介護者等の状況．http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa10/4-2.html

靴の医学 **27**(2)：101–104, 2013. **原　著**

外反母趾術後の足底圧と母趾圧迫力の関係

Relation between the Plantar Pressure and the Hallux Compression Force after Hallux Valgus Surgery

[1]医療法人社団　悠仁会　羊ヶ丘病院　リハビリテーション科，[2]整形外科
[1]Dept. of Rehabilitation, [2]Orthopedic Surgery, Hitsujigaoka Hospital

須貝奈美子[1]，阿久澤　弘[1]，安部　雄士[1]，杉原　　悠[1]，倉　　秀治[2]
Namiko Sugai[1], Hiroshi Akuzawa[1], Takeshi Abe[1], Yu Sugihara[1], Hideji Kura[2]

Key words：外反母趾（Hallux valgus），足底圧（Plantar pressure），母趾圧迫力（Hallux compression force）

要　旨

外反母趾術後患者14名17足を対象に，術後8週と6ヵ月での足底圧と母趾圧迫力の変化の関係を検証した．足底圧はインソール型圧計測器Pedarを用い，歩行時前足部圧を計測した．母趾圧迫力はPinchtrack COMMANDERを使用した．術前・術後8週・術後6カ月の変化の比較には一元配置分散分析，相関の検証にはスピアマン順位相関係数検定を統計学的解析に使用した．術後6ヵ月の足底圧は術後8週と比較し有意に増加した．足底圧の変化は母趾圧迫力とは関連がないことが示唆された．母趾のアライメントの矯正により，歩行時前足部への重心移動が可能となり足底圧は増加したが，母趾圧迫力の向上には至らなかった．術後も母趾屈曲に対するトレーニングは必要であると考える．

（2013/10/29受付）

連絡先：須貝奈美子　〒004–0021　北海道札幌市厚別区青葉町3–1–10　医療法人社団　悠仁会　羊ヶ丘病院　リハビリテーション科
TEL 011–531–2215　FAX 011–531–2210
E-mail ss.namikko@gmail.com

緒　言

外反母趾変形の解剖学的特徴は，第1中足骨の内反や母趾基節骨の外反・内旋変形があげられる．その臨床症状として，疼痛の出現やそれに伴う逃避性の歩容を呈する症例もしばしば見られる．その際の歩行時の重心移動の軌跡は外側へ変移し，母趾の足底圧は減少する[1]．しかしKernozekら[2]は，術後の足底圧は疼痛や可動域の改善に関わらず正常に近づくと報告している．歩行時の前足部の安定性には，足趾屈曲に作用する足部の内在筋が関わり，内側縦アーチを引き上げることにより前方への推進作用を担うことが知られている[3]．母趾による圧迫は足趾屈筋群による動作であるが，外反母趾患者の屈筋群は全て外側に偏移し，筋力発揮が困難となる．術後の母趾圧迫力の改善についての報告は数少なく，橋本ら[4]は，術後8週では術前と比較して有意差は認められないと報告している．しかし一定の見解は得られておらず，また歩行時の足底圧と母趾圧迫力の関連について調べた研究はない．

本研究の目的は，外反母趾術後8週と6ヵ月での歩行時足底圧と母趾圧迫力の変化の関係を検証することである．

対象と方法

〈対象〉

当院にて外反母趾と診断され，第1中足骨遠位骨切り術を施行後，6ヵ月以上経過した女性患者14名17足（年齢66.1±7.9歳，身長153.6±8.1cm，体重53.6±8.5kg，MTPJ底屈可動域：術前30.5°　術後8週16.3°　術後6ヵ月18.4°）を対象とした．母趾内転筋の解離術，屈趾症手術およびリスフラン関節固定術など，外反母趾に合併した手術を施行したものは除外した．また，歩行器や杖等の歩行補助具を必要としたものも本対象から除外した．

〈方法〉

評価は，術前と術後8週目・6ヵ月目に実施した．測定項目は，歩行時の足底圧と母趾圧迫力とした．足底圧の測定にはインソール型圧分布測定器Peder（Novel社/ドイツ）を用いた．インソールの厚さは約1.9mm，センサ数は99個，サンプリング周波数は50HzでBluetooth使用により無線LAN下で計測した．測定はフラットな床面で行った．歩行速度は患者の任意のスピードとし，歩行距離は10mとした．また，母趾圧迫力の計測には，Pinchtrack COMMANDER（Jtech Medical Industries Co./アメリカ）を使用した．股関節および膝関節90°屈曲位の端坐位にて，Pinchtrack COMMANDERのセンサ部を母趾のみで圧迫した際の圧迫力を計測した．いずれも解析には3回施行後の平均値を用いた．

〈統計学的解析〉

足底圧の解析にはSchmidt. Hら[5]の方法を参考に，開始3歩を除外した中間5歩を抽出し，一歩あたりの前足部内側のPressure（kPa）を解析に使用した．また母趾圧迫力は，体重補正後の値を解析に使用した．

統計学的分析は，術前と術後8週，術後6ヵ月の比較に，一元配置分散分析を用いた．また足底圧と母趾圧迫力との相関の検証には，スピアマン順位相関関数検定を使用し分析をおこなった．有意水準は5%未満とした．

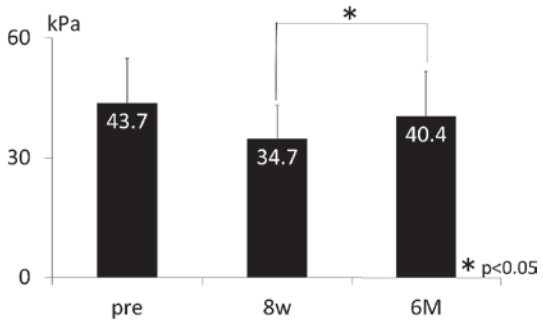


図1.　術前・術後8週・術後6ヵ月の足底圧

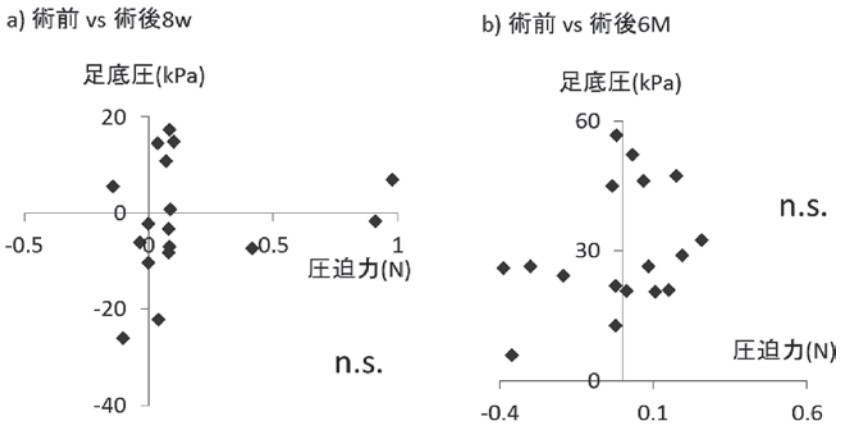


図2.　足底圧と母趾圧迫力との相関

結　果

術後6ヵ月の足底圧は40.4kPaであり，術後8週の34.7kPaと比較して有意に増加した（$p<0.05$，図1）．しかし術前の値と比較して，有意な差は認められなかった．

母趾圧迫力は，術前0.23N，術後8週0.21N，術後6ヵ月0.39Nと，いずれも有意な差は認められなかった．

また足底圧と母趾圧迫力との関連について，a）術前と術後8週，b）術前と術後6ヵ月で，有意な相関は認められなかった．（図2）

考　察

本研究は，外反母趾術後の足底圧と母趾圧迫力の関係を明らかにすることを目的に，術後8週と6ヵ月で評価を行い検証した．術後6ヵ月の時点で術後8週と比較して，足底圧は有意に増加したが，母趾圧迫力に変化は認められなかった．また，足底圧と母趾圧迫力に有意な相関は認められなかった．

術後，第1中足骨の内反が矯正され，母趾のアライメントの改善により，重心は正常歩行の軌跡をたどり，前足部圧は増加することが期待できる．先行研究でも，術後1年経過時の前足部圧は正常値に近づくと報告している[2]．しかし，本研究の結果からは術後6ヵ月では，術前との差は認められなかった．当院の術後プロトコールは，術後8週で免荷装具を除去し，独歩開始を許可する．第1中足骨の骨癒合が確認でき前足部は安定しているものの，免荷期間からの筋力低下，循環不全による浮腫や荷重時痛，不安感などから，術後8週の時点では前足部への荷重は困難であったと考える．しかし，術後6ヵ月までの間に，リハビリを実施しそれらが消失したことで前足部への荷重が増加したことが推測される．Schuhら[6]も，術後にリハビリを実施することで足底圧は増加すると報告しており，術後のトレーニングが足底圧の増加に繋がることが示唆された．今後更に経過観察期間を延ばして足底圧を検証することが必要と考える．

母趾圧迫力は，術後の期間に関係なく増加の傾向は認められなかった．術後母趾圧迫力に必要な足趾屈筋の走行が修正されたにも関わらず，筋力の発揮には至らなかった一つの因子として，可動域の低下が考えられる．母趾を床面に圧迫させる動作は，MTPJが底屈方向に作用するものである．本研究での計測は，MTPJが0°のポジションから屈曲することでセンサ部分の圧迫が可能となる．従って，センサ圧迫にはある程度の屈曲可動域が必要となる．先行研究では，術後の底屈可動域は術前と比較して有意差はない[6]とされているが，今回の対象者の術後の底屈可動域は術前の6割程度であった．母趾圧迫力と可動域の関係に関しては一定の見解は得られていないが，底屈可動域の改善が圧迫力の増加につながる可能性は否定できない．術後の可動域を改善させることは，母趾圧迫力の改善につながる可能性があることが示唆された．

足底圧と母趾圧迫力に相関が認められないことに関しては，母趾MTPJの評価時の肢位が異なることが理由の一つと考える．歩行時に前足部圧を評価する際のMTPJは背屈位であり，筋は遠心性もしくは等尺性の収縮形態をとると考える．また，母趾圧迫力の測定は0°からの底屈であり，その際の筋は求心性の収縮形態であると考える．従って，両者の筋出力の様式は異なり，数値としては相関が認められなかったことが示唆された．母趾圧迫力の作用は，歩行ではなくバランスの保持などに影響を及ぼすと考え，今後比較対象を変えて検討する必要がある．

結　語

外反母趾術後患者の足底圧と母趾圧迫力の変化の関係を検証した．術後6ヵ月の足底圧は術後8週と比較し有意に増加したが，母趾圧迫力の向上には至らず，両者に関連は認められなかった．術後の屈曲可動域改善が母趾圧迫力向上につながる

可能性が示唆された.

文　献

1) 奥田龍三. 外反母趾に対する治療の選択. Orthopaedics 2010 ; 23 (7) : 9–15.
2) Kernozek TW, et al. Chevron (Austin) distal metatarsal osteotomy for hallux valgus : comparison of pre- and post-surgical characteristics. Foot & Ankle International 2002 ; 23 (6) : 503–8.
3) 野本真広他. 端座位および直立位における足趾圧迫力とアーチ高率との関係―臨床的な足部の機能と構造の評価の検討―. リハビリテーション科学ジャーナル 2012 ; 8 : 53–9.
4) 橋本浩樹他. 外反母趾術後患者における母趾圧迫力の短期成績. 第 125 回北海道整形災害外科学会抄録集. 2013. 43.
5) Schmidt. H, et al. Increased in-shoe lateral plantar pressures with chronic ankle instability. Foot & Ankle International 2011 ; 32 : 1075–80.
6) Schuh R, et al. Rehabilitation After Hallux Valgus Surgery : Importance of Physical Therapy to Restore Weight Bearing of the First Ray During the Stance Phase. Physical therapy 2009 ; 89 : 934–45.

靴の医学 **27**(2)：105–109, 2013 **原　著**

異なる Windlass Action の検査法によるアーチ挙上動態の検討

Study of arch elevation dynamics by different tests of Windlass Action

新潟医療福祉大学　義肢装具自立支援学科
Department of Prosthetics & Orthotics and Assistive Technology, Niigata University of Health and Welfare

松原　千裕，阿部　　薫，笹本　嘉朝，伊藤あきみ
Chihiro Matsubara, Kaoru Abe, Yoshitomo Sasamoto, Akimi Ito

Key words：WA（Windlass Action），斜台式検査（inclination stool test），MP 背屈式検査（MP joint dorsiflexion test）

要　旨

MP 関節背屈位の検査には Windlass 検査があり，ヒール靴使用時の足部のアーチ挙上動態と異なるのではないかと考え，本研究ではヒール靴使用時の足部を想定した斜台式検査と，MP 背屈式検査により内側縦アーチの挙上動態を検討した．対象は健常女性 20 名で，斜台式検査は MP 関節背屈 10・20・30 度とし，MP 背屈式検査は 0・10・20・30・40・50 度として角度毎に舟状骨高と内踏まず長を計測した．アーチ高率は回帰分析から算出した一次関数の比例係数を比較した．斜台式検査の比例係数は 0.12，MP 背屈式検査は 0.07 であった．MP 背屈式検査では足底腱膜が巻き上げ機構（Windlass Action：WA）機能を担うが，斜台式検査は足関節底屈位保持のため，アーチ挙上機能のある後脛骨筋等が補助したと考えられた．

（2013/11/07 受付）
連絡先：松原　千裕　〒950–3198　新潟県新潟市北区島見町 1398　新潟医療福祉大学　義肢装具自立支援学科
TEL/FAX 025–257–4525（研究室直通）
E-mail haa10046@nuhw.ac.jp

緒　言

中足趾節（MP）関節を背屈させる状態の検査として Windlass 検査があり，足底腱膜の張力によって内側縦アーチの挙上動態を示す．一方，ヒール靴を履くと MP 関節が背屈された状態となって，Windlass Action（WA）により内側縦アーチが挙上する．この時の内側縦アーチの挙上動態を推測することができるならば，ヒール靴に適合したインソールやラスト本体の設計に反映させることができる．

Windlass 検査は足底腱膜炎などに対する検査手法であるため，ヒール靴を着用した状態の足部のアーチ挙上動態とは異なるのではないかと考えた．それは同じ MP 関節背屈角度であっても徒手的に背屈させた場合と，靴を履き荷重状態によって背屈された場合を比較したとき，そのアーチ高が異なることを経験的に認識しているためである．また，靴着用時の WA 機能に関する研究として長谷川ら[1]や橋本ら[2]による裸足と靴着用時を比較した報告があるものの，検査台を用いた研究は見当たらなかった．

そこで本研究はヒール靴使用時の足部を想定した斜台式検査と，床面から MP 関節を背屈する

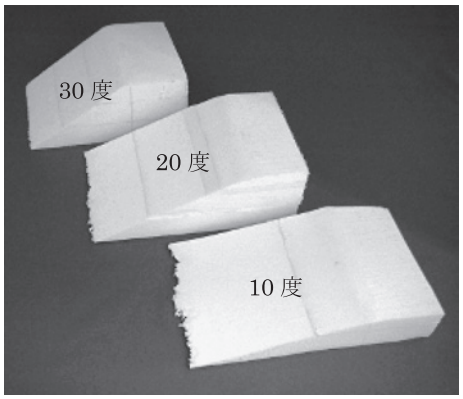


図 1. 斜台（上 30 度・中 20 度・下 10 度）

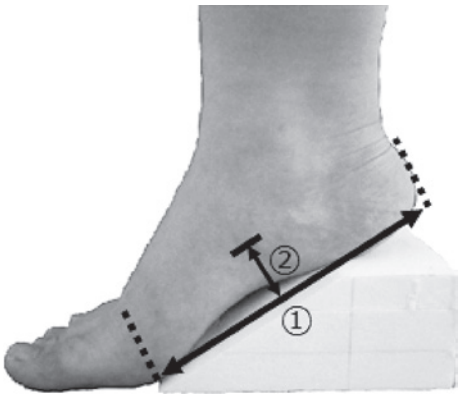


図 2. 斜台式検査（①内踏まず長・②舟状骨高）

MP 背屈式検査を用い，内側縦アーチの挙上動態の違いを検討した．

対象と方法

1. 対象

対象は本研究内容に興味を持ち，被験者協力に志願した健常女性 20 名（20.4 ± 1.2 歳）の 40 足（22.5〜24.5cm）とした．足部には整形外科的疾患や，顕著な変形等がないことを条件とした．なお，対象者には口頭と書面にて研究内容を十分に説明し，書面にて同意を得た．

2. 方法

1）計測肢位

計測肢位は両足部の内縁間に 10cm の間隔を設け，開眼起立させ，前方を注視するように指示した．

2）計測項目

踵部最膨隆部から MP 関節までの距離（内踏まず長）と，舟状骨高を計測した．

3）斜台式検査

静止立位で踵を乗せたときに MP 関節が 10・20・30 度となるように，ウェッジソール状の斜台をエレチン酢酸ビニル（EVA）で製作した．また，踵を乗せる部分（ヒールシール部に相当）が傾斜していると足部が前方に滑るため，踵を乗せる面は水平とした．足サイズ毎に踵から MP 関節までの長さが異なるため，斜辺は各足サイズ（22.5，23.5，24.5cm）の平均的な長さに設定した．なお 40 度はヒール高 11cm 相当となり立位が不安定になるため 30 度までとした．（図 1）

舟状骨高はハイトゲージ（FHA 製）で斜面からの垂直距離とした．また，足部中心線（踵中心から第 2 趾先端）に平行となるように直尺を当て，踵部最膨隆部から MP 関節までの距離（内踏まず長）を計測した．（図 2）

4）MP 背屈式検査

MP 背屈式検査台は赤石ら[3]の方法に準拠し，MP 関節が背屈 0・10・20・30・40・50 度となるように楔形固定具が可動部を支持する構造とした．なお検査台の長軸は足部中心線と平行とし，可動屈曲部と第 1MP 関節を合せて足部を乗せた．（図 3）

舟状骨高は検査台からの垂直距離をハイトゲージで計測した．また，足部中心線に平行となるように直尺を当て，踵部最膨隆部から MP 関節までの距離を計測した．（図 4）

5）アーチ高率の算出

異なる検査法によるアーチ高率（舟状骨高/内踏まず長×100）を算出した．通常，アーチ高率は内踏まず長ではなく足長をベースとするが，MP 関節は顆状関節で中足骨頭の曲率半径が真円ではないため背屈するに従って足長が延長する．このため本研究では，長さが背屈角度に依存しない内踏まず長を用いてアーチ高率を算出した．

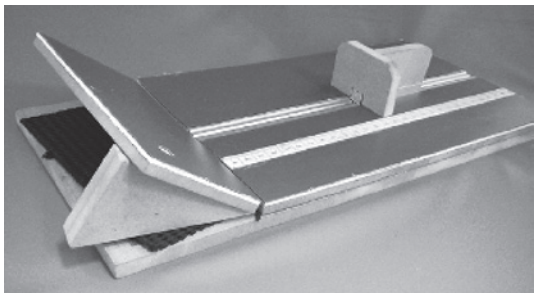


図 3.　MP 背屈式検査

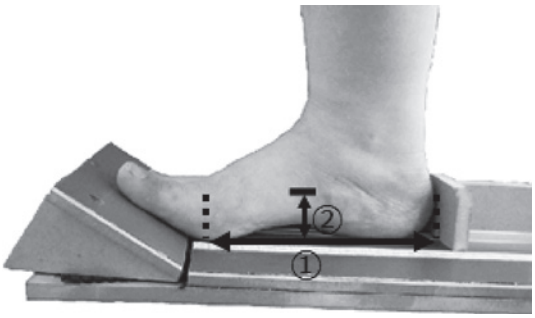


図 4.　MP 背屈式検査（①内踏まず長・②舟状骨高）

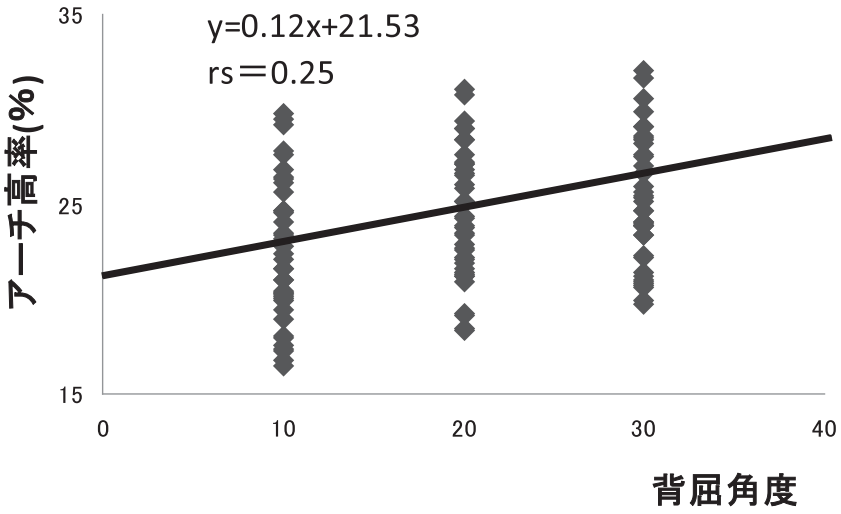


図 5.　斜台式検査の回帰分析

背屈角度を x とし，アーチ高率を y として一次関数式 y＝ax＋b を求め，x の係数を比較した．

6）統計

統計処理にはアーチ高率の変化については回帰分析を，2 群間検定にはウィルコクソンの順位和検定を用いた．

7）倫理

本研究は新潟医療福祉大学倫理委員会の承認許可（承認番号 2013AT40）を得て行った．

結　果

1. 斜台式検査

斜台式検査において，MP 関節 10 度背屈毎にアーチ高率が 12%増加することが示された（rs＝0.25，p＜0.01）．（図 5）

2. MP 背屈式検査

MP 背屈式検査において，MP 関節 10 度背屈毎にアーチ高率が 7％増加することが示された（rs＝0.31，p＜0.01）．（図 6）

なお両検査法における各背屈角度時のアーチ高の有意差は，10 度は有意差なし，20 度は有意差（p＜0.01）あり，30 度は有意差（p＜0.01）が認められた．

考　察

斜台式検査では MP 背屈 10 度あたりアーチ高率は 12%，MP 背屈式検査では 7% 挙上することが明らかになった．

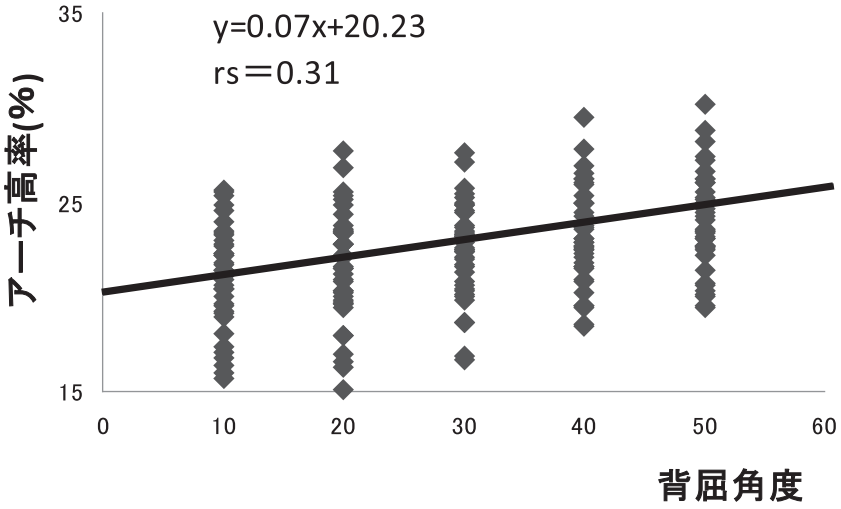


図 6.　MP 背屈式検査の回帰分析

MP 背屈式検査では足関節を中間位として立位を保持するため，足関節の固定には stabilize muscle として下腿三頭筋が緊張する．内側縦アーチの挙上と保持には主として足底腱膜や長足底靭帯，底側踵舟靭帯が受動的に WA 機能を担う[4]．

これに対して斜台式検査では足関節を底屈位に保持するため，下腿三頭筋以外にアーチ挙上機能のある長趾屈筋，長母趾屈筋，後脛骨筋[5]が働くと考えられる．しかしこれらは主として底屈を担当するためアーチ挙上に関与する割合は低いと考えられるが，深層筋であるため表面筋電図学的に確認することができなかった．また静止立位で検査を行うため，後足部は斜台式検査台上に体重で固定される．すると横足根（ショパール）関節以遠の部位が底屈するため縦アーチが挙上した骨配列となる[6]．爪先立ちさせて扁平足の程度を判断する場合，距骨下関節の内反・内転が起こるため，内側縦アーチが挙上する[7]ことも指摘できる．

赤石ら[8]の先行研究によれば，踵上げ装置を用いて 10 度毎に 40 度まで MP 関節を背屈させたとき，舟状骨高および外観上のアーチ最高点は，背屈 0 度および 10 度において変化がみられず，背屈 10 度以降で有意（$p<0.01$）に増加することが確認され，足底腱膜が緊張し WA を起こしたと考えられたとしている．本研究の両検査法における各背屈角度時のアーチ高の検定では，20 度以上に有意差が認められ，この先行研究[8]と対応する結果となった．

したがって MP 背屈式検査よりも斜台式検査の方がアーチ高率の増加が大きかったことは，中足部以遠の底屈，足関節底屈時における距骨下関節の内反・内転，および足底腱膜の緊張によりアーチ挙上率が高くなったと考えられた．

Windlass 検査をベースとした MP 背屈式検査の結果から，ヒール靴着用時における足部の内側縦アーチ高がある程度推測可能となった．今回得られた知見により，ヒール靴用のインソールやラストの設計にも反映できる可能性が示唆された．

結　語

本研究の目的は，異なる Windlass Action 検査法による内側縦アーチの挙上動態を検討することであった．検証の結果，MP 背屈式検査より斜台式検査のアーチ高の挙上率が高値であった．ヒール靴を着用した場合を再現した斜台式検査では，アーチ高率は MP 関節が 10 度背屈する毎に 12% 挙上することが確認された．

文　献

1）長谷川正哉他．着靴が足趾関節運動およびウィンドラスメカニズムに及ぼす影響について．形態・機能 2007 ; 5（2）: 75–80.
2）橋本健史他．歩行時における靴の機能についての運動学的検討 windlass mechanism に対する効果について．靴の医学　2005 ; 18（2）: 76–80.
3）赤石恒一他．靴ヒール高別の足部形状変化の検討―windlass action mechanism を靴設計に適応するために―．新潟医療福祉学会誌　2011 ; 11（1）: 32.
4）坂井建雄，松村譲児監訳．下肢．プロメテウス解剖学アトラス解剖学総論/運動器系．第 2 版．東京：医学書院；2011. 402–562.
5）寺本　司，牧野佳朗，浜里雄次郎．足関節背屈時の足内側アーチの変化に関与する筋性因子．日本足の外科学会雑誌　1993 ; 14 : 117–9.
6）Antoine D．足根部痛と足関節痛．足部痛．兵庫：日本チバガイギー；1978. 68–98.
7）バウムガルトナー R 他編．基礎編．足と靴―その整形外科的処置法．東京：フスウントシューインスティテュート；1999. 2–40.
8）赤石恒一，阿部　薫．Windlass Action による足部形状の変形動態に応じた内側縦アーチパッド高の検討．靴の医学　2011 ; 25（2）: 93–6.

三次元自動足型計測機による内側縦アーチ高測定の妥当性に関する検討

An evaluation on the validity of the medial longitudinal arch height measurement by three-dimensional automatic foot type measuring machine

[1]医療法人社団　悠仁会　羊ヶ丘病院　リハビリテーション科，[2]整形外科
[1]Dept. of Rehabilitation, [2]Dept. of Orthopaedic, Hitsujigaoka Hospital

杉原　　悠[1]，阿久澤　弘[1]，須貝奈美子[1]，安部　雄士[1]，倉　　秀治[2]
Yu Sugihara[1], Hiroshi Akuzawa[1], Namiko Sugai[1], Takeshi Abe[1], Hideji Kura[2]

Key words：三次元自動足型計測機（three-dimensional automatic foot type measuring machine），単純X線写真（radiographic measurement），内側縦アーチ（medial longitudinal arch）

要　旨

三次元自動足型計測機による舟状骨高の計測値の妥当性を検討した．健常成人男性28名28足を対象とし，荷重下での立位姿勢において，三次元自動足型計測機と単純X線写真を用いて舟状骨高を計測した．それぞれの計測値に有意な相関関係が認められた．三次元自動足型計測機は，舟状骨高の計測において有効な機器であることが示唆された．

緒　言

従来，足部形態の計測には単純X線写真を用いる方法が一般的であった．しかし，この方法では放射線被曝・医師の指示が必要という点で問題点がみられる．また，対象者に出向いていただく必要があることも負担となっていた．そこで，本研究では近年注目を浴びている三次元自動足型計測機に着目した．三次元自動足型計測機は，足部周囲をかこむように配置した長方形のレール上を3Dセンサが自走することで片足約3万箇所を計測し，足型として正確に再現することが可能な装置である．黒色マーカを測定したいポイントに貼付することで，それが3Dセンサからのレーザを吸収し，計測ポイントとして利用することが可能である．利点としては非被曝，短時間での計測（約13秒間），小型で持ち運び可能等が挙げられる．三次元自動足型計測機での計測に関しては，これまで足長・足囲の妥当性についての報告はされているが[1]，その他の足部形態項目に関する報告はされていない．これまで足部形態と整形外科疾患との関連性を報告している研究は多い．足部形態の中でも，特に舟状骨高が基準となる内側縦アーチは，体重支持や運動中に働くという面で臨床上重要視されている[2]．本研究では舟状骨高に着目し，

（2013/11/01受付）
連絡先：杉原　　悠　〒004–0021　北海道札幌市厚別区青葉町3–1–10　医療法人社団　悠仁会　羊ヶ丘病院　リハビリテーション科
TEL 011–351–2211　FAX 011–351–2210
E-mail fqfqr210800@yahoo.co.jp

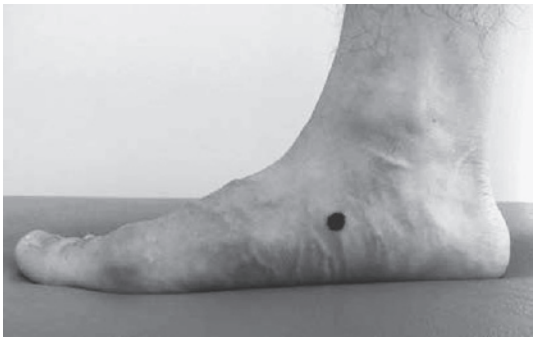


図 1.　舟状骨粗面最下端部へのマーカ貼付

図 3.　単純 X 線写真からの舟状骨高計測

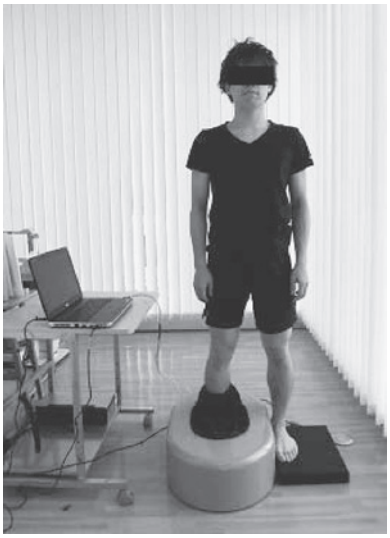


図 2.　三次元足型計測機での計測姿勢

三次元自動足型計測機での計測値を単純 X 線写真での計測値と比較することで，その妥当性を検討した．

対象と方法

1. 対象

健常成人男性 28 名（平均年齢は 27.1 ± 0.83 歳）28 足（全て右足）を対象とした．

2. 三次元自動足型計測器

三次元自動足型計測機は「CUTE JMS-2100CU」（DreamGP 社）を用いた．被験者は裸足となり，装置に熟練した一人の理学療法士が舟状骨粗面の最下端部にマーカを貼付した．（図 1）その際の姿位は荷重下立位に統一した．その後，右足を機器の中に入れ両側足底に均等に荷重し正面を向いた直立姿勢をとるよう指示を与えた．（図 2）その状態で約 13 秒間立位を保持することで自動的に足部の形態計測が行われる．計測終了後，PC により床面とマーカ部間の距離を抽出しデータが算出される．

3. 単純 X 線写真

荷重位での側面像から，足底から舟状骨粗面最下端部までの距離を計測し，これを舟状骨高とした．（図 3）拡大率の相違により計測値に影響を及ぼさない様，撮影時に足部横に定規を設置し，画像から計測した値を定規と照合することで，より正確な値を算出した．

4. 統計学的解析

三次元自動足型計測機・単純 X 線写真それぞれで求めた舟状骨高の計測値を，ピアソンの積率相関係数を用いて相関関係を比較検討した．有意水準は 5% 未満とした．

結　　果

三次元自動足型計測機での平均値は 38.3 ± 6.8mm であり，これに対し，単純 X 線写真での平均値は 37.1 ± 6.8mm であった．それぞれの計測値の間に有意な相関関係が認められた（図 4）($p < 0.05$，$r = 0.80$)．

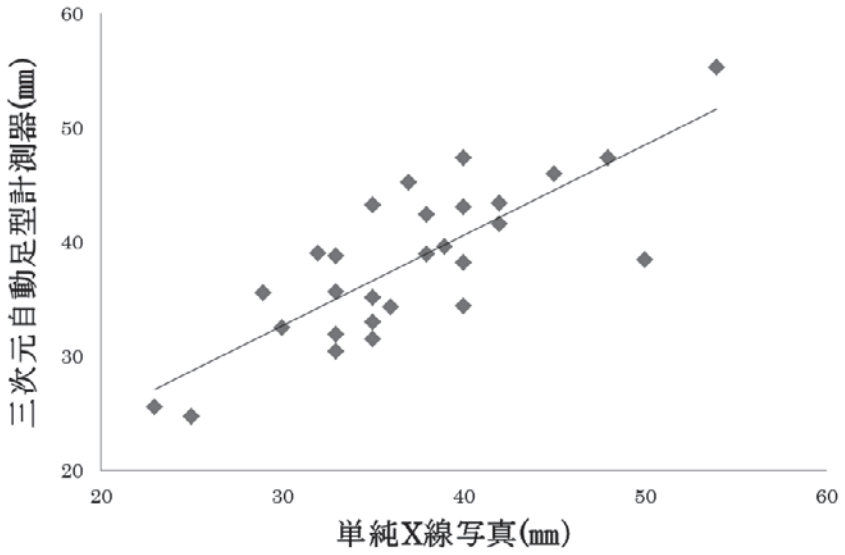


図 4.　三次元自動足型計測機と単純 X 線写真から計測した舟状骨高の比較（p＜0.05，r＝0.80）

考　察

三次元自動足型計測機は舟状骨高の計測において有効な機器であることが示唆された．三次元自動足型計測機の使用により，単純 X 線写真での足部形態の計測における放射線被曝や医師の指示を要す等の問題が解消された．また，病院という限られた環境にとらわれることなく様々な場所での計測が可能となることで，計測可能な対象者が増えることが期待できる．本研究で計測した舟状骨高に関して，単純 X 線写真と三次元自動足型計測機での計測値の間に 1.2mm の誤差が生じた．過去の報告では，足長の誤差が 0.068mm，足囲の誤差が 0.44mm であり[1]，これらと比較し舟状骨高では大きな誤差が生じた．この原因として，三次元自動足型計測機での計測時は足部間隔が広い立位であるのに対し，単純 X 線写真撮影時では，非計測足画像の重複を避けるために前後に足を開いた姿位をとっており，測定姿位の相違が結果に影響したのではないかと考えられる．また，三次元自動足型計測機にて計測する際の舟状骨粗面へのマーキングの正確性も，測定結果に影響をきたす可能性がある．三次元自動足型計測機を使用する際には，正確な触診技術が必須であるといえる．舟状骨高は内側縦アーチの基準となり，扁平足とはその内側縦アーチの低下を示す．Kaufman[3]らは扁平足と関係の深い足部周囲の疾患として外反母趾，後脛骨筋炎，足底腱膜炎などをあげている．また，Lafortune ら[4]は扁平足により knee in & toe out となり，膝関節にも影響し鵞足炎や膝蓋靱帯炎などを引き起こすと述べている．舟状骨高を正確に計測することは，これらの障害に対する治療法の選択や予防に役立つと考える．

結　語

三次元自動足型計測機を用いて舟状骨高を計測し，単純 X 線写真の計測値と比較することで，その妥当性を検討した．それぞれの計測値の間に有意な相関関係が認められた（p＜0.05，r＝0.80）．三次元自動足型計測機は，舟状骨高の計測に関して有効な機器であることが示唆された．

文　献

1）藤田日出人，蚊野　浩，吉田博明他．足形状に最適な測定ヘッドの移動軌跡を実現した三次元足型自動計測機．コンピュータビジョンとイメージメディア 2001 ; 66 : 17–24.

2）武田さおり，長谷川至，尾田　敦．長時間立位による足部アライメントの変化に関する検討―アーチ高率と足底圧から―．東北理学療法学 1999 ; 11 : 36–41.
3）Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, et al. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. Am J Sports Med 1999 ; 27 : 585–93.
4）Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ III, et al. Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. J Orthop Res 1994 ; 12 : 412–20.

舟状骨高からみた子どもの土踏まず形成の検証

Verification of arch formation of children as seen from the navicular bone high

[1)]JES 日本教育シューズ協議会
[2)]井口医院
[1)]Japan Education Shoes
[2)]Inokuchi Clinic

武原　充宜[1)]，安恵　雅晃[1)]，早川　家正[1)]，
片山　智幸[1)]，井口　　傑[2)]
Mitsuyoshi Takehara[1)], Masaaki Yasue[1)], Iemasa Hayakawa[1)],
Tomoyuki Katayama[1)], Suguru Inokuchi[2)]

Key words：土踏まず（foot arch），足アーチ高率（foot arch height），舟状骨高（navicular bone high），子どもの足（child's foot），三次元足計測（three-dimensional foot measurement）

要　旨

本研究の目的は，三次元計測装置を用いて土踏まずを立体的に検証することである．対象は小学生，中学生，高校生，男女合計 9,909 名，19,818 足．第 1 中足骨頭および舟状骨最突出点にランドマークを貼付し，足長，内不踏長，舟状骨高を計測した．舟状骨高/内不踏長の値を足アーチ高率として算出し，足アーチ高率の学年推移から土踏まずの形成を検証した．

足アーチ高率は学年が上がるにつれて上昇し，右足より左足が高く，性別差はない．また，中学校 2 年生以降も足アーチ高率が上昇したことは，足長の成長が鈍化した後も土踏まずの形成が進むことを示唆している．

（2013/10/31 受付）

連絡先：武原　充宜　〒101–0032　東京都千代田区岩本町 3–3–4　JES 日本教育シューズ協議会
TEL 03–3862–8684　FAX 03–3862–8632
E-mail takehara_mitsuyoshi@yahoo.co.jp

a）緒　　言

土踏まずの形成評価は子どもの足の発育を測るひとつの方法である．現在はフットプリントやピドスコープ等を使用し，足裏の接地形状から土踏

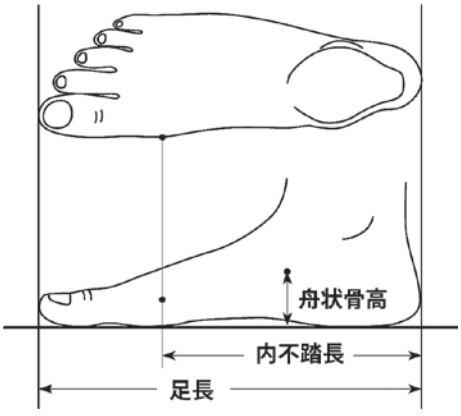


図 1.　測定項目

表 1. 測定項目の平均値および標準偏差

男子	学年 人数	小 1 (491)	小 2 (566)	小 3 (596)	小 4 (698)	小 5 (660)	小 6 (686)	中 1 (384)	中 2 (397)	中 3 (239)	高 1 (217)	高 2 (134)	高 3 (136)
足長 L (mm)	M	186.9	195.9	205.3	214.2	222.0	232.3	240.5	248.8	252.5	252.6	253.4	254.9
	SD	9.8	9.7	10.6	11.0	12.8	13.3	13.5	11.3	11.6	10.5	11.2	11.2
足長 R (mm)	M	186.8	195.6	205.2	214.0	221.7	231.9	240.1	248.5	252.2	252.1	253.1	254.1
	SD	9.8	9.8	10.6	11.1	12.7	13.3	13.2	11.2	11.7	10.6	11.3	10.7
内不踏長 L (mm)	M	138.3	145.4	151.9	158.9	164.4	172.0	177.1	182.7	184.9	185.6	185.3	185.8
	SD	7.8	7.7	8.3	8.6	9.6	9.8	10.2	8.9	8.9	8.7	8.8	8.4
内不踏長 R (mm)	M	138.4	145.3	152.5	159.3	164.6	172.3	177.2	183.1	185.6	184.5	185.3	186.1
	SD	7.7	7.6	8.2	8.5	9.6	9.8	10.0	8.4	8.6	8.7	8.6	8.2
舟状骨高 L (mm)	M	26.1	27.3	28.2	29.7	31.4	32.9	36.9	38.3	39.8	40.8	41.2	42.8
	SD	4.2	5.0	5.2	5.4	5.8	6.1	6.5	6.5	6.7	5.9	5.7	5.8
舟状骨高 R (mm)	M	26.1	27.1	27.7	29.5	31.2	33.0	37.1	38.4	39.4	40.1	41.4	42.8
	SD	4.4	4.8	5.0	5.1	5.7	6.1	6.8	6.2	6.2	6.5	6.5	5.5
足アーチ高率 L (%)	M	18.9	18.8	18.6	18.7	19.2	19.2	20.9	21.0	21.6	22.0	22.3	23.1
	SD	3.2	3.6	3.4	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8	3.8	3.5	3.3	3.4
足アーチ高率 R (%)	M	18.9	18.7	18.2	18.6	19.0	19.2	21.0	21.0	21.3	21.8	22.4	23.0
	SD	3.4	3.5	3.3	3.3	3.4	3.5	3.8	3.6	3.5	3.8	3.6	3.1
女子	学年 人数	小 1 (469)	小 2 (532)	小 3 (564)	小 4 (623)	小 5 (603)	小 6 (610)	中 1 (356)	中 2 (377)	中 3 (248)	高 1 (120)	高 2 (91)	高 3 (112)
足長 L (mm)	M	184.6	194.2	203.0	212.6	220.8	226.4	230.0	230.7	231.4	232.4	231.3	230.9
	SD	10.4	10.1	10.8	11.7	11.6	10.3	10.3	9.9	10.1	10.1	8.3	9.1
足長 R (mm)	M	184.7	194.1	202.9	212.4	220.7	226.3	230.1	230.5	231.3	232.2	231.2	230.6
	SD	10.1	10.1	10.7	11.5	11.5	10.3	10.4	9.7	10.2	10.0	8.1	9.2
内不踏長 L (mm)	M	136.2	143.5	149.7	157.0	162.7	166.5	169.1	169.1	169.9	170.0	169.3	169.1
	SD	8.1	7.8	8.2	8.8	8.6	7.8	8.0	7.8	7.9	7.4	6.6	7.6
内不踏長 R (mm)	M	136.7	143.9	150.3	157.3	163.0	166.8	169.6	169.5	170.2	170.2	169.5	169.1
	SD	7.8	7.8	8.2	8.6	8.5	7.8	8.1	7.8	7.6	7.5	6.9	7.7
舟状骨高 L (mm)	M	25.8	26.6	27.4	28.6	30.9	33.2	35.1	35.1	36.0	38.0	39.0	38.7
	SD	4.7	4.9	4.9	5.3	5.8	6.1	6.0	5.5	5.7	5.0	5.6	5.7
舟状骨高 R (mm)	M	25.5	26.4	27.1	28.6	30.5	33.0	34.8	35.1	35.7	37.7	38.3	37.6
	SD	4.3	4.6	4.9	5.3	5.8	5.9	5.8	5.3	5.7	5.2	5.0	5.6
足アーチ高率 L (%)	M	19.0	18.6	18.4	18.2	19.0	20.0	20.8	20.8	21.2	22.4	23.1	22.9
	SD	3.5	3.6	3.3	3.4	3.5	3.8	3.7	3.4	3.5	3.0	3.5	3.6
足アーチ高率 R (%)	M	18.7	18.4	18.0	18.3	18.8	19.8	20.6	20.8	21.0	22.2	22.6	22.3
	SD	3.1	3.3	3.2	3.4	3.5	3.7	3.6	3.3	3.6	3.3	3.0	3.6

まずを評価する方法[1]が一般的だが，単に足裏の接地形状からのみ扁平足と自己診断を行い，一喜一憂していることが少なくない．また，足底の脂肪や筋肉により，接地形状からだけでは土踏まずの形成評価が出来ない場合があり，医師はＸ線により内側縦アーチ高率から扁平足の診断をしている．そこで，われわれは土踏まずの形成評価をする場合には，平面的評価方法だけでなく，足アーチ高率による立体的評価方法の必要性があると考える．さらに，土踏まず形成の学年推移についても，足長の発育との関係から報告された例は少ない．

本研究の目的は足アーチ高率から土踏まずを立体的にとらえ，その学年推移，左右差，性別差を

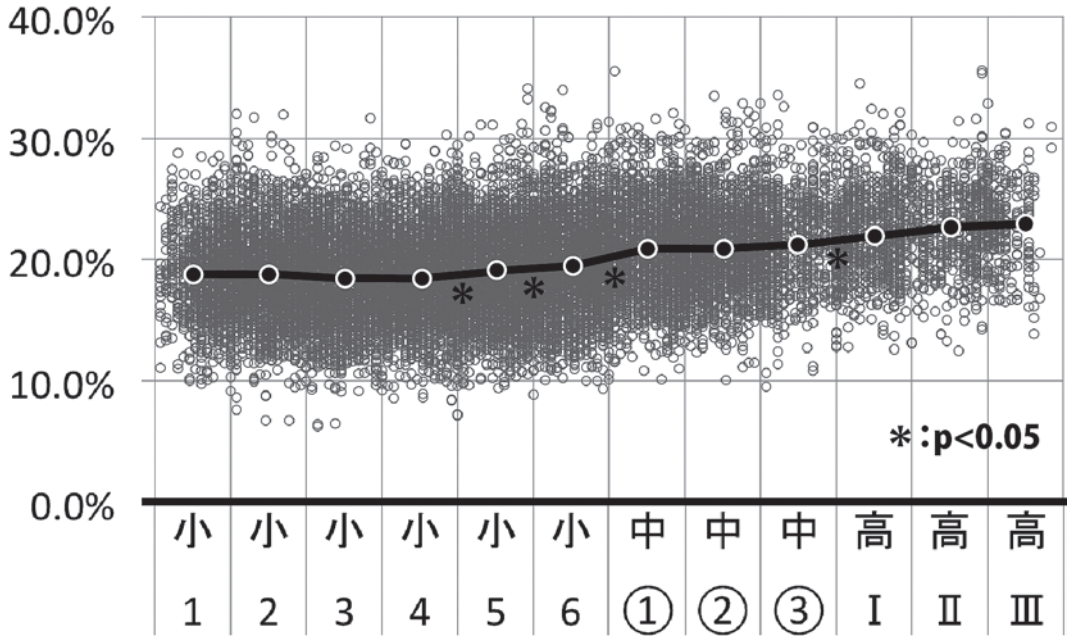


図 2.　足アーチ高率の学年推移

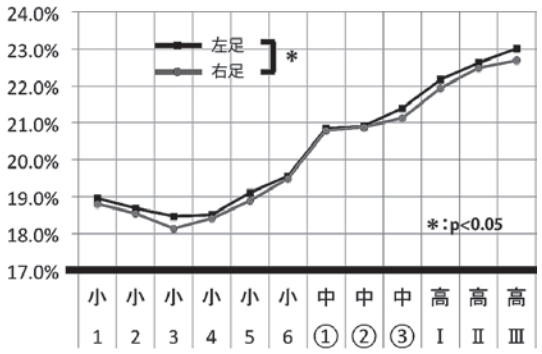


図 3.　足アーチ高率の左右差

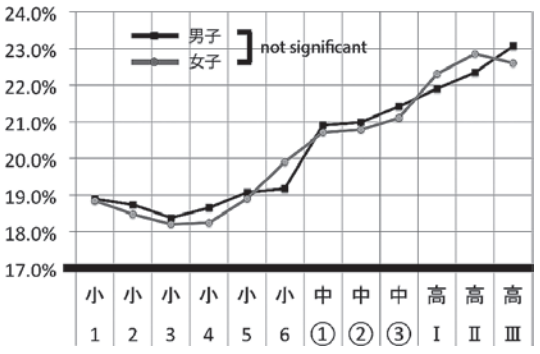


図 4.　足アーチ高率の性別差

検証することである.

b）対象と方法

測定期日は平成 18 年～20 年. 対象は全国 17 都県の小学生 7,098 名，中学生 2,001 名，高校生 810 名，男子合計 5,204 名，女子合計 4,705 名，合計 9,909 名，19,818 足. 計測は三次元計測装置「INFOOT USB」(アイウェアラボラトリー社製).

測定項目と測定方法は第 1 中足骨頭と舟状骨最突出部にランドマークを貼付し，裸足，立位均等荷重位で，足長，内不踏長，舟状骨高を各足 1 回計測した. なお，内不踏長は踵点から第 1 中足骨頭間の距離を計測した.（図 1）舟状骨高/内不踏長の値を足アーチ高率として算出し，その学年推移，左右差，性別差を検証した.

c）結　　果

足アーチ高率を除き，他の測定項目の平均値は，小学校 1 年生から中学校 3 年生まで学年が上がるにつれて上昇した.（表 1）

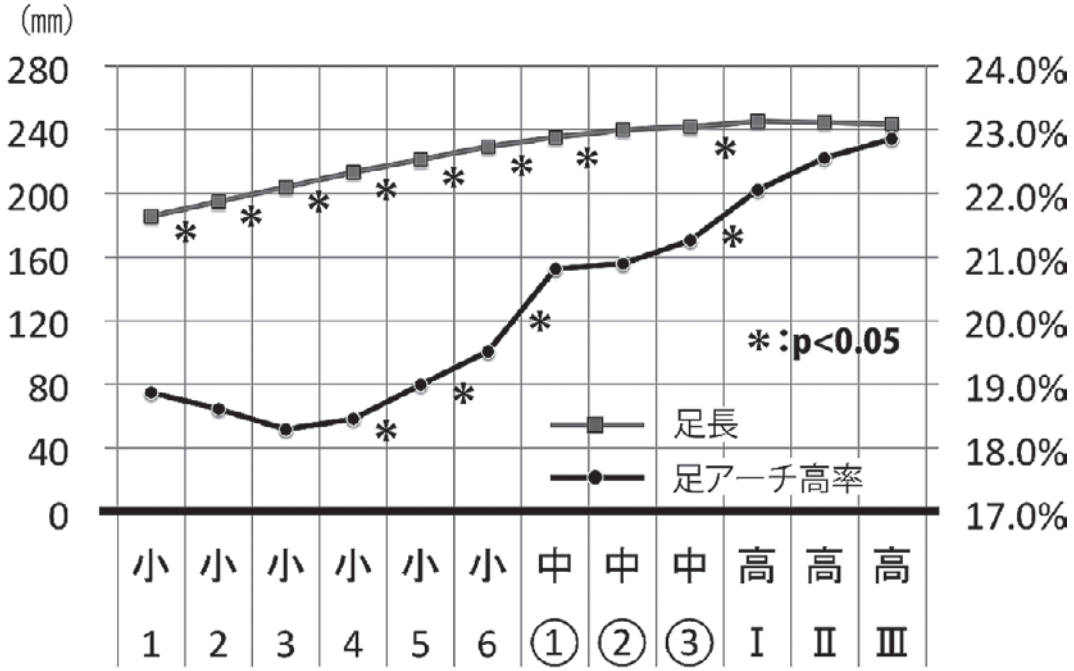


図 5.　足長と足アーチ高率の学年推移

1）足長およびに内不踏長について

足長および内不踏長は全ての学年で女子より男子が大きかった．足長に左右差はなかった．足長は女子の高校 2，3 年生を除き，学年が上がるにつれて大きくなり，女子は中学校 1 年生頃，男子は中学校 3 年生頃から成長の鈍化がみられた．

2）舟状骨高について

舟状骨高は小学校 6 年生を除き，他の学年で女子より男子が高かった．舟状骨高に左右差はなかった．

3）足アーチ高率について

足アーチ高率は小学校 1 年生から小学校 3 年生までは一旦低下するが，小学校 4 年生以降は学年が上がるにつれて上昇した．小学校 4 年生から中学校 1 年生の間，中学校 3 年生から高校 1 年生の間は特に上昇が著しく，アーチの形成が顕著な時期であることが認められた．（図 2）足アーチ高率は全ての学年で左足が高く，（図 3）性別差はなかった．（図 4）

4）足長の成長時期と足アーチ高率について

足長の成長が緩やかとなる中学校 2 年生以降もアーチ高率の上昇が認められた．（図 5）

d）考　　察

小学校 6 年生を除く全学年の測定項目は，女子より男子が大きいが，足アーチ高率に性別差はなかった．つまり，小学校 1 年生から高校 3 年生における土踏まずの形成に男女の優劣はなかった．

小学校 1 年生から小学校 3 年生にかけて，足アーチ高率は低下しているが，舟状骨高は上昇している．これは，足長の成長が著しい期間では，足アーチ高が上下したのではなく，舟状骨高と内不踏長のバランスにより，足アーチ高率は低下したと考えられる．

男女共に足長の成長が鈍化した後も足アーチ高率は上昇していることから，足長の成長が緩やかになっても，土踏まずの形成は進んでいくと考えられる．

全ての測定項目に有意な左右差はなかったが，

足アーチ高率は左足が有意に高かった．有意な差はないが，左内不踏長がやや短く，左舟状骨高はやや高い傾向があったため，足アーチ高率は左足が有意に高い結果になったと考えられる．また，土踏まずは左足から形成されるとした原田ら[2]の報告とも一致するが，このことについては，今後の研究が必要である．

e）結　　語

舟状骨高/内不踏長の値を足アーチ高率として算出し，足アーチ高率の学年推移から土踏まずの形成を検証した．この結果，土踏まずを立体的に検証することができた．さらに，成長期の子ども約１万人の土踏まずの形成推移が各学年で明らかになり，子どもの足の発育を測るひとつの手立てに成り得た．

足アーチ高率から各学年における土踏まず形成値の評価基準を定義することが今後の課題である．土踏まずを立体的にとらえ，その評価基準ができると，子どもの足の発育診断や保健指導等に有用であると考える．

文　　献

1）臼井永男，平沢彌一郎．重心及び接地足底からみた児童の直立能力の発達について．放送大学研究年報 1988 ; 6 : 135–47.
2）原田碩三，坂下喜佐久，長谷川勝一．幼児の足について．靴の医学　1991 ; 5 : 46–52.

靴の医学 **27**(2)：119–125, 2013. **原　著**

糖尿病多発神経障害における足部運動機能と身体バランスの検討

Examination of a foot part movement function in the diabetes polyneuropathy and the physical balance

[1]奈良県立医科大学附属病院　医療技術センター　リハビリテーション係
[2]奈良県立医科大学附属病院　整形外科
[1]Nara Medical University Hospital Medical Technology Center Rehabilitation Part
[2]Nara Medical University Hospital

田中　秀和[1]，田中　康仁[2]，谷口　　晃[2]，朴木　寛弥[2]
Hidekazu Tanaka[1], Yasuhito Tanaka[2], Akira Taniguch[2], Kanya Honoki[2]

Key words：糖尿病多発神経障害（diabetes polyneuropathy），足部運動機能（foot part movement function），身体バランス（physical balance）

要　旨

糖尿病多発神経障害患者（以下 DP）における足部の筋力や柔軟性，さらには身体バランスに至るまで詳細に検討した報告は少ない．我々は糖尿病患者の足部，足趾機能とバランス能力を調査した．対象は DP 患者 44 名，DP 無し患者 54 名，健常者 34 名で足関節並びに足趾筋力と足部柔軟性や可動域，そして身体バランスを計測した．その結果，DP 群は足部の筋力や足関節可動域，足部柔軟性，さらには身体バランスが DP 無し患者や健常者に比べ低下していた．今回の結果から DP 患者では足部の力を効果的に床面に伝達できない状態となっており，転倒を引き起こすのではないかと考えられた．DP 患者では早期からの足関節並びに足趾の理学療法が重要であると考えられた．

（2013/12/04 受付）
連絡先：田中　秀和　〒634–0813　奈良県橿原市四条町 840　奈良県立医科大学附属病院　医療技術センター　リハビリテーション係
TEL 0744–22–3051　FAX 0744–22–4121
E-mail tanapon1108@gmail.com

緒　言

糖尿病多発神経障害（以下 DP）は一般的に知覚障害から発症し，進行とともに自律神経障害，運動機能障害へ進行していく．そして運動機能障害は下肢の筋力低下や足関節及び足趾の可動域制限，claw toe などの変形の原因になるとされている．また MRI や超音波診断においても下腿や足部の筋横断面積の減少が報告されており[1]，DP 患者において下肢の末梢優位に筋萎縮が発生することが確認されている．以前から糖尿病患者と転倒の関連性が報告されており，原因の一つに下肢の筋力低下が挙げられているがこれまでに足部の筋群にまで詳細に調査した報告はなかった．過去に我々が調査した結果では糖尿病患者は足趾把持筋力と母趾圧迫力は健常者の約 50％以下であった[2]．しかし，これらの研究では DP の有無での比較検討がされていない．また，筋力低下がどのように身体機能に影響しているかも不明である．今回我々は糖尿病患者における DP の有無と健常者の 3 群に分け，足部，足趾の筋力と柔軟性，さらにはバランス機能を調査したので報告する．

表 1. DP 群・DP 無群・健常群の特徴

	DP	DP 無	健常者
人数（名）	44	54	34
性別（男：女）	32：12	32：22	20：14
年齢（歳）	67±12 (40-85)	61.7±11.9 (43-73)	62.4±7.3 (43-75)
罹病期間（年）	14	9.4	—

対象と方法

平成 24 年 4 月から平成 25 年 4 月までに当院の糖尿病センターに通院している 2 型糖尿病患者 98 名を対象に実施した．内わけは DP 患者 44 名（男性 32 名，女性 12 名）と DP なし患者 54 名（男性 32 名，女性 22 名）健常者 34 名（男性 20 名，女性 14 名）も調査した．平均年齢はそれぞれ 67±12 歳（40-85），61.7±11.9 歳（43-73），62.4±7.3 歳（43-75）（表 1）で，通常の日常生活が可能で連続して約 500m 以上歩行可能な者を対象とした．除外基準として，顕著な足部，足趾変形を認める者，中枢疾患，脊椎疾患の既往のある者とした．また継続的な運動習慣のある者（週 2 回以上，1 回 30 分以上，1 年以上）は DP 患者として筋力低下に対する治療の経過中と判断して除外した．全対象者に本研究の主旨と内容を十分説明し，書面にて同意を得たうえで調査を行った．糖尿病多発神経障害の有無については糖尿病神経障害を考える会の簡易診断基準を用いて判断した．

全ての対象者に等尺性足関節背屈筋力並びに底屈筋力，足趾把持筋力，母趾圧迫力，足部柔軟性，足関節可動域，開眼片足立ち時間，ファンクショナルリーチ（以下 FR）を計測した．

足関節背屈筋力はハンドヘルドダイナモメーター（μ-TAS F-1® アニマ社；東京）を使用した．方法はアニマ社が推奨する方法にて被検者を長坐位にさせ，上肢を後方に固定させ，膝伸展位，足関節背屈 −5 度の状態とした．センサーが装着された固定用ベルトを，中足骨背側部に固定し，そのベルトを検者の下腿に巻きつけて固定した．（図 1）筋力の測定時間は 5 秒間とし，左右の筋力は 2 回ずつ測定し，最大値を左右の平均値を体重で除した値を足関節背屈筋力とした．

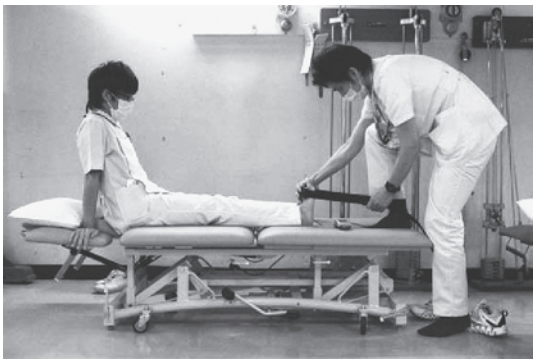


図 1. 足背屈力測定　センサーパッドが母趾中足骨頭背側にかかるよう調節し計測する

図 2. 足底屈力測定　センサーパッドが母趾中足骨頭底側にかかるように調節し計測する．

足関節底屈筋力おいてもアニマ社が推奨する方法を用い，被検者を腹臥位にて膝 90 度強屈曲位とし，センサーを中足骨遠位部として固定用ベルトを測定部位と大腿遠位部を連結固定させて測定した．（図 2）

足趾把持筋力は専用測定器（T.K.K.3361® 竹井工業社；新潟）を用いて測定した．膝関節 90 度屈曲位の状態で端坐位をとり，足部を足趾筋力測定器にのせ母趾の末節骨を中心に第 2〜4 足趾が可能な限り足趾把持バーにかかるよう調節し計測した．筋力は 2 回ずつ測定し，最大値を求め左右の平均値を体重で除した値を足趾把持力値とした．（図 3）

図 3. 足趾把持力測定　母趾の末節骨を中心に第 2 ～ 4 足趾が可能な限り足趾把持バーにかかるよう調節し計測する.

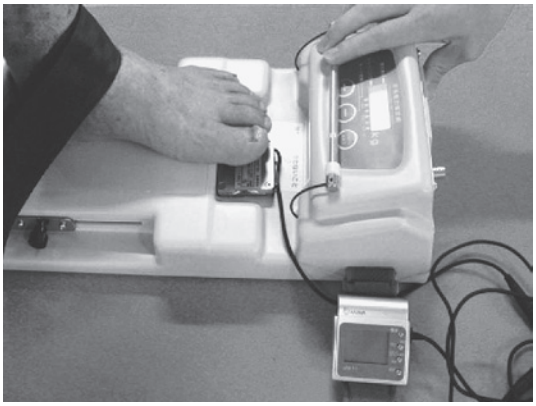


図 4. 母趾圧迫力測定　足趾把持訓力測定器に足を乗せた状態にて母趾の基節骨と末節骨がセンサーパッドに乗るようにして計測する.

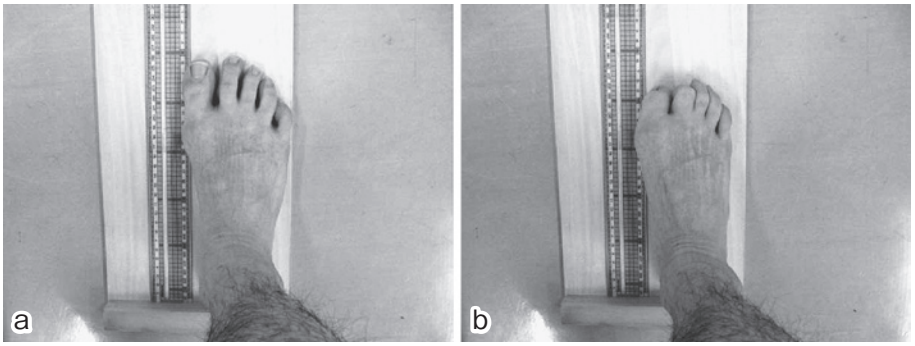


図 5-ab. 足部柔軟性測定　膝関節 90° 屈曲位で端座位をとらせて測定させた足長（a）に対する足趾最大屈曲での踵部からの趾尖部までの距離（b）の比として計測する.

母趾圧迫力はハンドヘルドダイナモメーター（μ-TAS F-1®アニマ社；東京）を用い，足趾把持訓力測定器に足を乗せた状態にて母趾の基節骨と末節骨がセンサーパッドに乗るようにして計測した.（図 4）

足関節可動域は関節角度計を使用し，被検者の角度の低下している方を採用し，足関節背屈，底屈を他動的に測定した．母趾柔軟性は 30cm 定規をプラスチック板に取り付け，膝関節 90 度屈曲位にて端坐位をとらせ，踵後面を後壁にしっかりと接触させ，足長を測定し，次に足趾及び前足部を最大屈曲させ，踵部からの距離を測定し足長からその距離を減じた値を足部柔軟性とした.（図 5, 6）

FR は動的バランス能力の指標であり，被検者は壁の横で開始姿勢（両下肢を肩幅に開いた安定した立位姿勢）において壁側の上肢の肘を伸ばしたまま肩関節を 90 度屈曲した姿勢をとり，壁側の上肢をその高さを保ったまま最大限前方に伸ばして元の姿勢に戻る動作を行った．検者は，握った拳の先端の開始位置から前方に最大伸ばした位置までの水平移動距離を小数点以下第 1 位まで測定した．測定は 2 回行い，大きいほうの値を記録とした.

開眼片足立ちテストは被検者が検者の開始合図で片足立ち姿勢（両肘を曲げ骨盤に置き，片足を

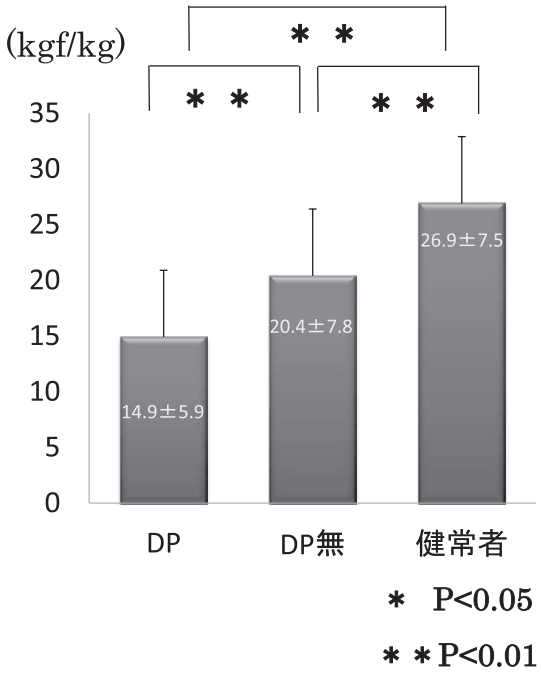


図 6.　足背屈筋力結果

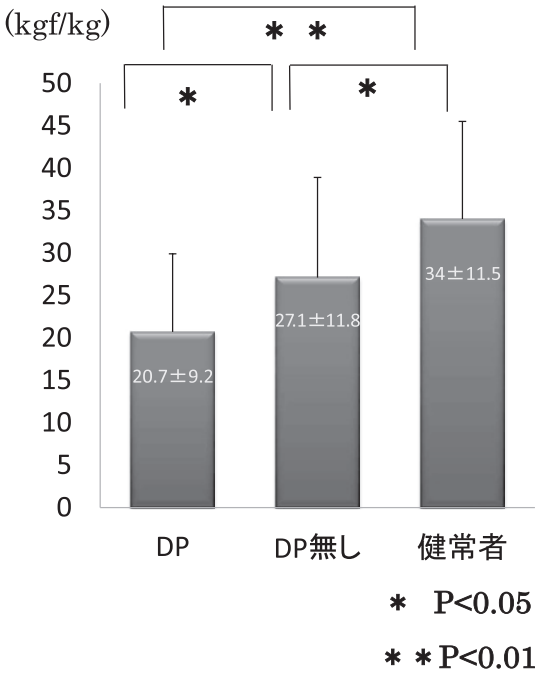


図 7.　足底屈筋力結果

床面から 5～10cm 離す）をとり，検者は被検者がその姿勢を維持できなくなるまでの時間を（秒）をストップウオッチにて小数点以下第 1 位まで測定した．測定は左右実施し，その合計の平均値を記録した．

データの解析

統計解析として ANOVA と，その後の多重比較には Tukey 補正検定を用い，有意水準 $p<0.05$ の場合に有意差ありとした．

結　果

DP 群と健常群において年齢，性別，BMI に有意差は認められなかった（$p>0.05$）．（表 1）DP 群は DP なし群，健常群に比べ前脛骨筋，ヒラメ筋，足趾把持力，母趾圧迫力は低下していた．（図 6～9）足背屈角度においても DP 群は DP なし群，健常群に比べ低値をしていた．（図 10）足関節底屈角度については有意差が認められなかった．（図 11）足部柔軟性はと DP 群では有意に低下していた．（図 12）片足立ち（図 13），FR（図 14）と静的，動的バランスともに DP 患者では有意に低下を示した（$p<0.05$）．

考　察

本研究では DP 患者，DP 無し患者及び健常者を対象に足関節及び足趾の筋力及びそれらの可動域，柔軟性，さらには身体バランスを比較し検討した．

今回の結果から DP 患者は足関節並びに足趾把持筋力や母趾圧迫力は健常者や DP 無し患者と比較して有意に低値を示し，それらは末梢においてより顕著であった．Andersen[3] は膝関節屈筋群で 14%，足関節背屈筋群で 17%，底屈筋群で 14% の筋力低下を認め，それらは神経障害の程度と関連していると報告している．また，Bus SA[1] による筋萎縮に関する調査では，糖尿病神経障害患者では，神経障害の存在しない症例と比較して，足部においては 70％以上の筋断面積が減少していると報告している．今回の我々の研究でも健常者と

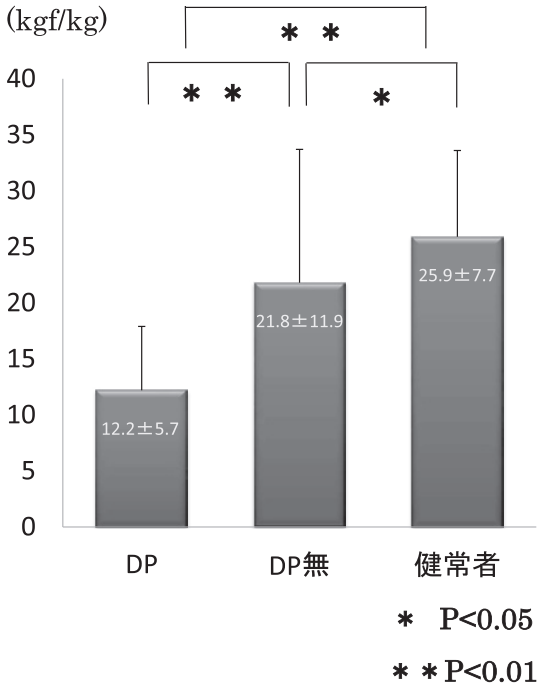


図 8.　足趾把持力結果

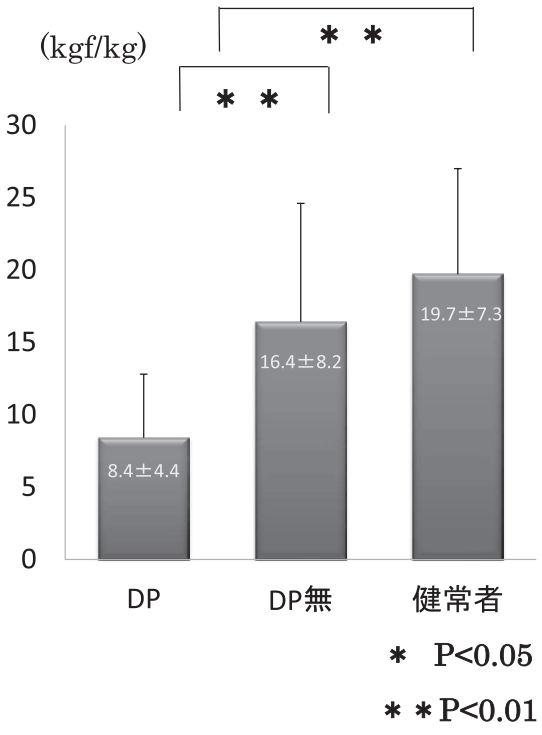


図 9.　母趾圧迫力結果

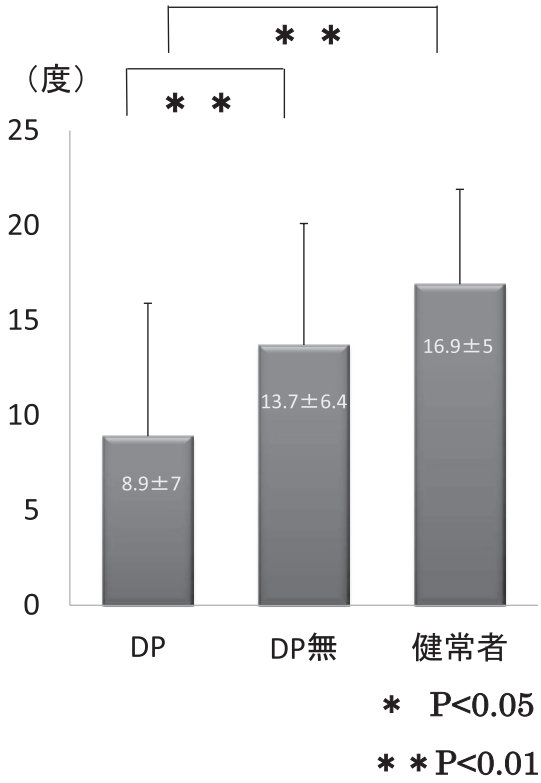


図 10.　足関節背屈角度結果

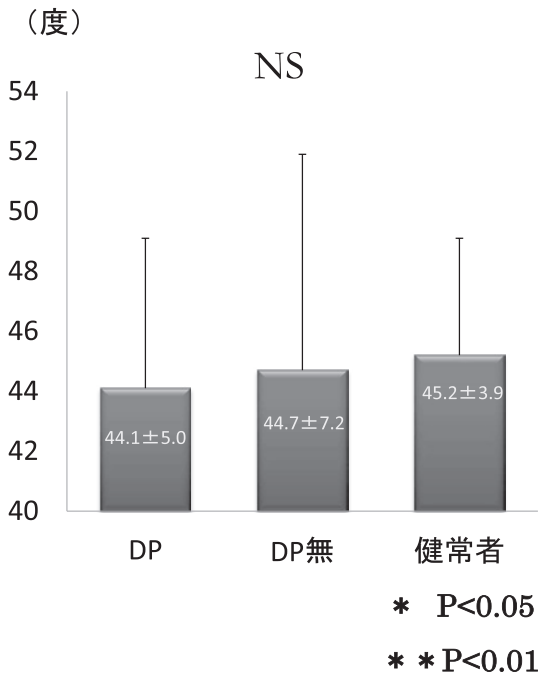


図 11.　足関節底屈角度結果

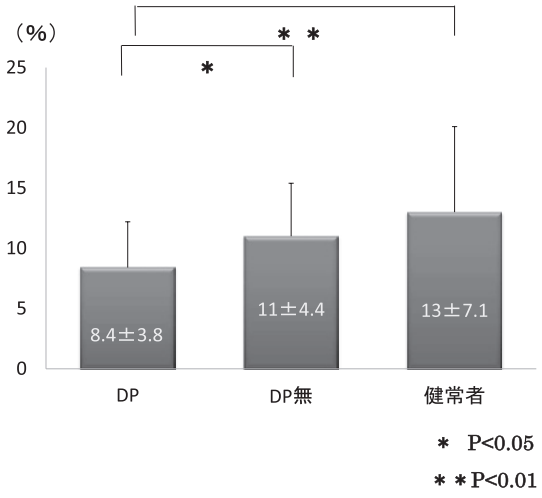


図 12.　足部柔軟性結果

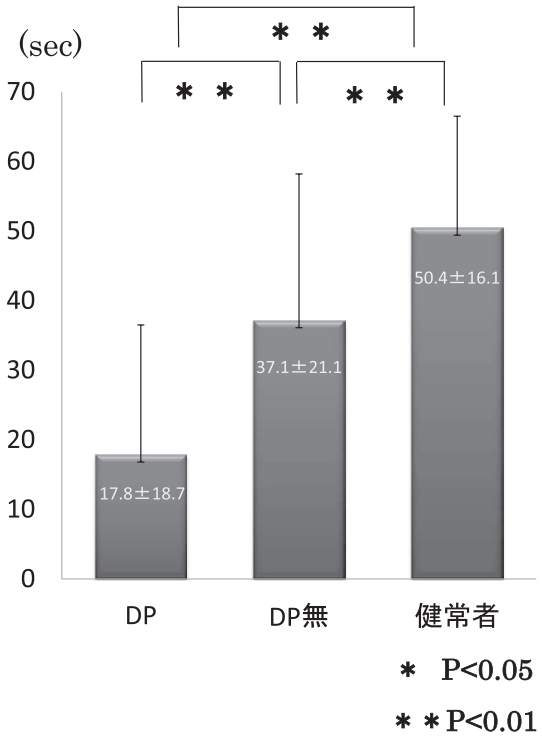


図 13.　開眼片脚立ち結果

比較して足関節背屈筋力は 45％，底屈筋力は 39％，足趾把持筋力は 53％，母趾圧迫力 57％の筋力低下を認められており，下肢遠位筋で筋力低下が生じていることが確認された．

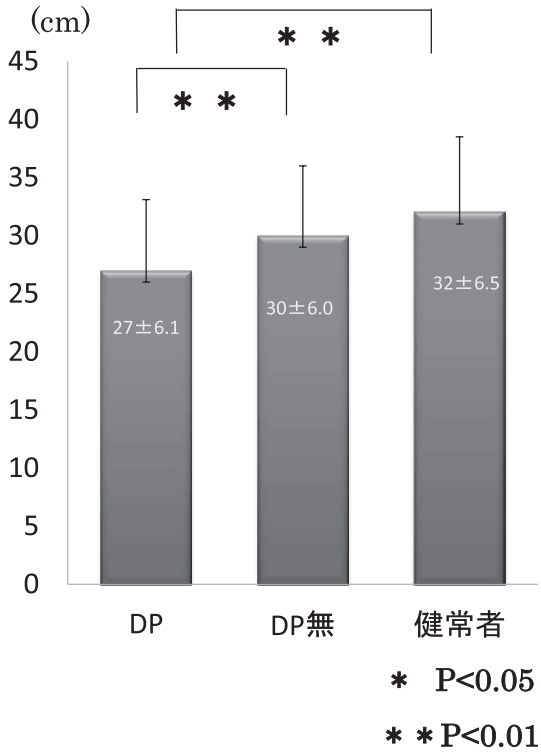


図 14.　ファンクショナルリーチ結果

足関節及び足部柔軟性において DP 患者は健常者や DP 無し患者と比較し低値を示した．

糖尿病患者の足部の関節可動域制限は 1957 年の Lundbaek[4]の報告から，その後，種々の関節においても認められることが報告されており，1 型 2 型の病型を問わず糖尿病患者における一般的な合併症の一つと考えられている．また，足部においても可動域制限は糖尿病足病変との関連が注目されており，足底圧上昇の主たる原因は距腿関節の可動域制限にあるとの報告がある．さらに，DP 患者における足関節及び第 1 中足趾節関節（以下 MTP 関節）の足関節可動域制限も報告されている[5]．足部柔軟性とは「短母指屈筋，長母指屈筋，虫様筋，短趾伸筋，長指屈筋の作用により起こる足の指節間関節，中足指節関節，足根中足関節などの総合的屈曲運動可動範囲」[6]と定義されている．これまでの報告では足関節背屈制限または MTP 関節の最大背屈角度を中心にした報告であ

り，糖尿病患者の足部柔軟性にまで検討は及んでいない. 村田ら[7]は足趾把持筋力が足部柔軟性と関係しているとしており，糖尿病患者において足部柔軟性を測定することは足把持力を把握する上で重要であると考えられた.

今回の我々の結果はDP患者における動的，静的バランスがDPなし患者や健常者と比較して低下していることを示した．末梢神経障害を有する糖尿病患者では転倒頻度が高いという報告もあり[8)9)]，DPの評価は転倒予防の目的からも重要である．木藤らは高齢者の転倒要因の一つに足趾機能の低下を挙げており，転倒予防としての足趾トレーニングの効果も報告している[10)]．DP患者においても足部，足趾筋力や足趾の可動域を早期から改善することによって転倒を予防することができるのではないかと考えられた.

結　語

① DP患者では健常者と比較して足関節周囲筋・足趾把持筋力・母趾圧迫力の筋力低下が認められた.

② DP患者では足関節可動域・足部柔軟性の低下が認められた.

③ DP患者では動的，静的バランスの低下が認められた.

④糖尿病患者，特にDPを有する患者では，早期から足部，足関節の筋力や柔軟性，バランス能力を評価し維持することは転倒防止の観点からも極めて重要である.

文　献

1) Bus SA, Yang QX, Wang JH, et al. Intrinsic muscle atrophy and toe deformity in the diabetic neuropathic foot : a magnetic resonance imaging study. Diabetes care 2002 ; 25 : 1444–50.
2) 田中秀和．糖尿病多発神経障害における足趾機能と母趾柔軟性．靴の医学　2013 ; 26 : 128–31.
3) Andersen H, Nielsen S, Mogensen CE, et al. Muscle strength in type 2 diabetes. Diabetes (United States) 2004 ; 53 : 1543–8.
4) Lundbaek K. Stiff hands in long-term diabetes. Acta medica Scandinavica 1957 ; 158 : 447–51.
5) Delbridge L, Perry P, Marr S, et al. Limited joint mobility in the diabetic foot : relationship to neuropathic ulceration. Diabetic medicine : a journal of the British Diabetic Association 1988 ; 5 : 333–7.
6) 村田　伸，熊谷　秋，津田　彰．足部柔軟性の再現性と妥当性に関する研究　健常成人と障害高齢者における検討．健康科学　2005 ; 27 : 49–55.
7) 村田　伸，忽那　龍．足把持力に影響を及ぼす因子と足把持力の予測．理学療法科学　2003 ; 18 : 207—12.
8) 荒木　厚，千葉優子．高齢者糖尿病における転倒，および転倒リスクの研究．厚生労働省 ; 2011. 52–8.
9) Macgilchrist C, Paul L, Ellis BM, et al. Lower-limb risk factors for falls in people with diabetes mellitus. Diabetic medicine : a journal of the British Diabetic Association 2010 ; 27 : 162–8.
10) 木藤　伸，井原　秀，三輪　恵他．高齢者の転倒予防としての足指トレーニングの効果．理学療法学 2001 ; 28 : 313–9.

第5中足骨近位骨幹端疲労骨折の治療成績

Clinical outcomes of surgical treatment of proximal fifth-metatarsal stress fracture

聖マリアンナ医科大学　整形外科学講座
Department of Orthopaedic Surgery, St. Marianna University School of Medicine

秋山　唯，仁木　久照，平野　貴章，山下　勝史，別府　諸兄
Yui Akiyama, Hisateru Niki, Takaaki Hirano, Katsuhiro Yamashita, Moroe Beppu

Key words：第5中足骨骨折（fifth-metatarsal fracture），疲労骨折（stress fracture），スポーツ損傷（sports injury），再骨折（refracture）

要　旨

スポーツ選手の第5中足骨近位骨幹端疲労骨折は治療に難渋する．今回，髄内スクリュー固定による手術療法を施行した13症例の治療成績と問題点を検討した．術後平均20.4日より全荷重歩行開始，受傷前レベルへの競技復帰は，術後平均62.7日であった．再骨折は3例で確認され，運動制限による保存加療を行った．再度，骨癒合が得られた時点で運動復帰を許可した．サーフェスなどの環境因子の整備に加え，厳密な後療法指導も再骨折の発生を軽減させると考えた．

緒　言

スポーツ選手の第5中足骨近位骨幹端部疲労骨折は，しばしば遷延治癒やスポーツ復帰後の再骨折をおこし，治療に難渋することが多い．早期復帰，再発防止のため観血的治療が推奨されている[1)2)]．今回われわれは，髄内スクリュー固定による手術療法を施行した症例の治療成績と問題点を検討した．

対象と方法

2010年7月より，スポーツが原因の第5中足骨近位骨幹端疲労骨折に対して髄内スクリュー固定を施行した13例を対象とした．全例男性で，手術時平均年齢18.1歳（15～22歳），経過観察期間平均17.3ヵ月（3～54ヵ月）であった．全例DTJ Largeスクリュー（メイラ株式会社）を用いた．DTJスクリュー長は，40mm 5例，45mm 7例，50mm 1例であった．

スポーツ復帰は，足部単純X線背底，側面，斜位像で，第5中足骨骨折部の皮質の連続性があると判断した時点で許可した[3)]．これらの症例のスポーツ競技復帰時期，後療法，再骨折の有無について検討した．

術　式

1，第5中足骨基部を展開．

2，第5中足骨結節部の内側よりガイドピンを刺入．

3，スクリュー近位スレッドが埋まり，遠位ス

（2013/10/30受付）
連絡先：秋山　唯　〒216–8511　神奈川県川崎市宮前区菅生2–16–1　聖マリアンナ医科大学　整形外科学講座
TEL 044–977–8111　FAX 044–977–9683
E-mail y3akiyama@marianna-u.ac.jp

レッドが骨皮質にかかるように髄内へ挿入.

4，術後2週まで短下肢ギプスシーネ固定とした.

結　果

スポーツ競技の内訳は，サッカー9例，フットサル，アメリカンフットボール，ラクロス，ハンドボールがそれぞれ1例であった．全例，人工芝もしくは体育館での受傷で，罹患側は右足7例，左足6例であった．（表1）平均20.4日（15～29日）で全荷重を許可した．スポーツ復帰は平均70.7日（43～92日）であった．13例中3例に再骨折を認め，再骨折した症例の最初のスポーツ復帰時期は術後平均53.0日（43～71日）であった．また最初のスポーツ復帰から再骨折までの期間は平均60.7日（49～70日）で，さらに再骨折後のスポーツ復帰は再骨折後平均116日（98～135日）を要した．再発後は全例保存的加療を行い，足部単純X線背底，側面，斜位像で，第5中足骨骨折部の骨皮質の連続性が再度認められた時点でスポーツ再復帰を許可した．再骨折3例の平均競技復帰期間は術後53.0日で，非再骨折例76.6日と比較し短い傾向にあった.

再発例供覧

・症例1：20歳，サッカープレー中，疼痛出現．手術施行後43日で骨癒合と判断し，スポーツ復帰を許可した．疼痛は訴えていなかったが，スポーツ復帰後70日（術後113日）で再骨折を確認し，運動を中止した．再骨折後115日（術後228日）で再度骨癒合を認め，スポーツ復帰を許可した．現在，術後31ヵ月での再骨折は認めない．（図1）本症例は，底側骨皮質の連続性は得られたものの，一部不完全な状態でのスポーツ復帰としたことが再発の原因と考えた.

・症例2：20歳，サッカー時接触プレー後より疼痛出現．手術施行後45日で骨癒合と判断し，スポーツ復帰を許可した．スポーツ復帰後45日（術後90日）で再骨折を確認したため，運動を中止した．再受傷後135日（術後225日）で再度骨癒合を認め，スポーツ復帰を許可した．現在，術後27ヵ月での再発は認めない．（図2）この症例は，最終的には骨癒合が得られたが，スクリュー刺入方向にも問題があったと推察した.

表1. 症例と練習環境

症例	年齢（歳）	罹患側	スポーツ種目とポジション	サーフェス
1	19	右	ラクロス	人工芝
2	20	右	アメリカンフットボール	人工芝
3	15	右	サッカー　ゴールキーパー	人工芝
4	17	右	サッカー　ゴールキーパー	人工芝
5	22	左	ハンドボール	体育館
6	16	左	サッカー　ディフェンス	人工芝
7	20	左	サッカー　ミッドフィルダー	人工芝
8	17	左	サッカー　フォワード	人工芝
9	17	左	サッカー　フォワード	人工芝
10	20	右	サッカー　ミッドフィルダー	人工芝
11	15	右	サッカー　ディフェンス	人工芝
12	22	左	フットサル	体育館・人工芝
13	18	右	サッカー　ディフェンス	人工芝
	平均18.1歳	右足7例 左足6例	サッカー　9例 フットサル　1例 ハンドボール　1例 アメリカンフットボール　1例 ラクロス　1例	

図 1. 症例 1，20 歳，男性，サッカー　ミッドフィルダー
a，受傷時　b，術後　c, スポーツ復帰時（術後 43 日）　d, 再発時（スポーツ復帰後 70 日）　e, スポーツ再復帰時（再発後 115 日）

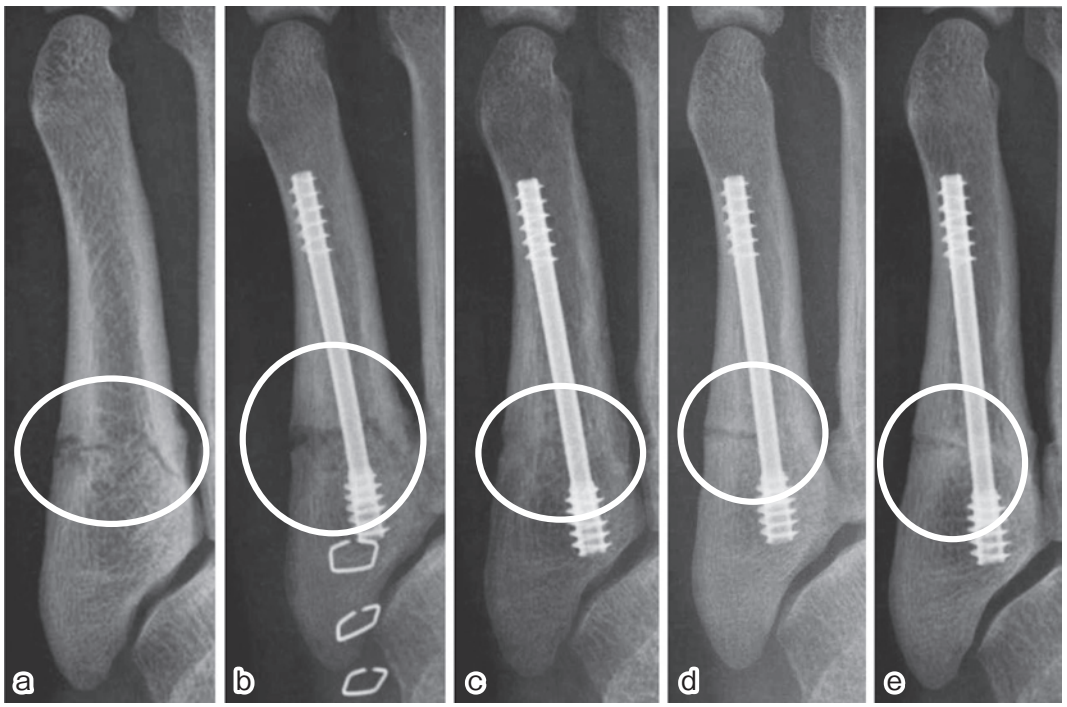


図 2. 症例 2，20 歳，男性，サッカー　ミッドフィルダー
a，受傷時　b，術後　c, スポーツ復帰時（術後 45 日）　d, 再発時（スポーツ復帰後 63 日）　e, スポーツ再復帰時（再発後 135 日）

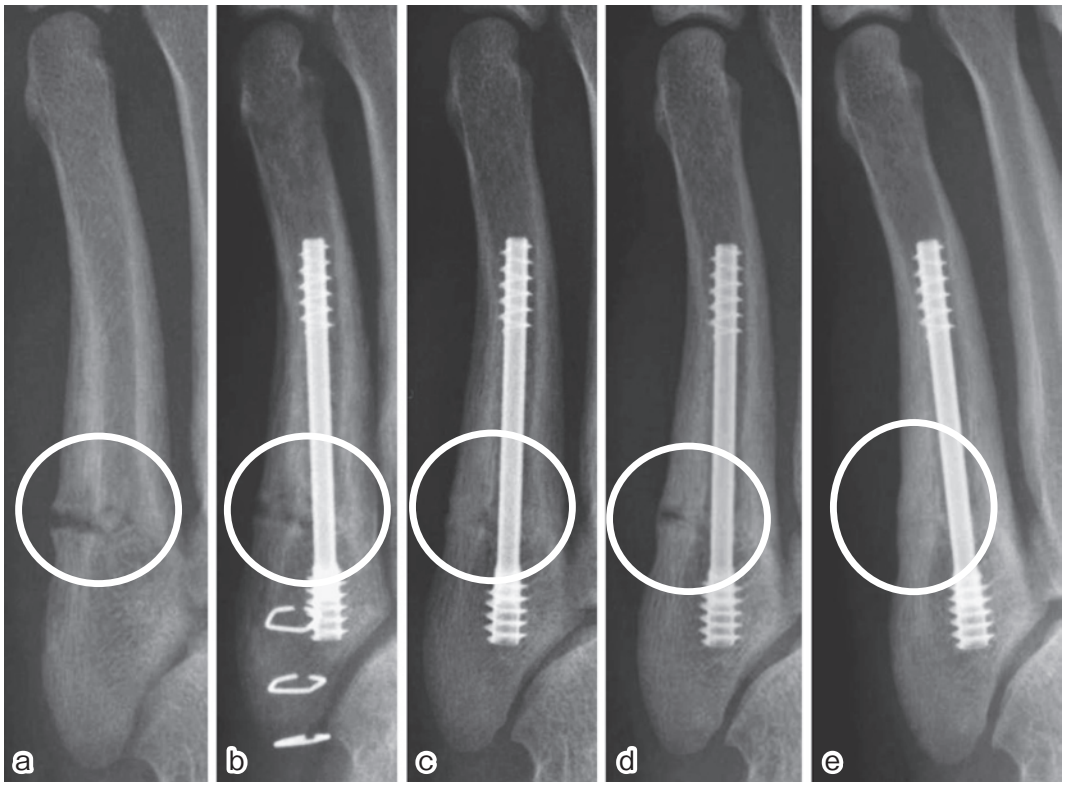


図 3. 症例 3，16 歳，男性，サッカー　ディフェンス
a，受傷時　b，術後　c, スポーツ復帰時（術後 71 日）　d, 再発時（スポーツ復帰後 49 日）　e, スポーツ再復帰時（再発後 98 日）

・症例 3：16 歳，サッカー時に疼痛出現．手術施行後 71 日で骨癒合を確認し，スポーツ復帰した．復帰直後よりランニングで疼痛を訴え，ジャンプ動作後に疼痛増悪した．スポーツ復帰後 49 日（術後 120 日）で再骨折を認め，運動を中止した．再受傷後 115 日（術後 235 日）で再度骨癒合を確認し，スポーツ復帰を許可した．現在術後 23 ヵ月での再骨折は認めない．（図 3）本症例は，復帰時直後からランニングで疼痛を訴えており，復帰時に完全な骨癒合が得られていなかった可能性が考えられた．

考　察

第 5 中足骨近位骨幹端部疲労骨折の原因として，関節柔軟性，下肢アライメントなどの個体因子，ステップ動作などの動作因子，スパイクや人工芝での競技などの環境因子が報告されている[4]．今回の症例は，ポジション，罹患側に一定の傾向はなく，全例人工芝もしくは体育館での受傷で，サーフェスの環境因子が要因の 1 つと考えた．天然芝では強い力がスタッド部分に作用すると，ときに芝が根や土とともに掘れ，足部は過度の負荷から逃れる．人工芝ではこのような現象がなく，足部への負荷が限界を超える可能性が指摘されている[5]．杉本らはグランドによって芝の特徴が異なるため，サーフェスに応じたスパイクシューズ選びが骨折対策として有効と述べている[6]．

今回の再骨折した 3 例の競技復帰は平均 53.0 日で，非再骨折例平均 76.6 日と比較し短い傾向にあった．Larson らは 15 例の手術症例のうち 6 例に再骨折や癒合不全が発生し，その 6 例中 5 例がトップアスリートで，競技復帰が平均 6.8 週と早

期であったと報告している[7]．橋元らは，偽関節症例の経験から，手術手技の問題や使用したスクリューの形状と，後療法の短さが原因としてあげている[8]．

再骨折予防には，環境因子の整備に加え，スポーツ復帰時期の管理を徹底することも必要である．今後の課題として，スクリューの選択や刺入方向などの手術手技の検討が必要と考える．

結　語

第５中足骨近位骨幹端疲労骨折に対する髄内スクリュー固定の治療成績を検討した．環境因子の整備に加え，徹底した後療法の管理が再骨折予防に必要である．

文　献

1）Porlamb G, Kelikian A, Kodros S. Acute surgical management of Jone's fracture. Foot Ankle Int 2003 ; 24 : 829–33.
2）Mologne T, Lundeen J, Clapper M. Early screw fixation versus casting in the treatment of acute Jones fracture. Am J Sports Med 2005 ; 33 : 970–5.
3）Lee KT, Park YK, Young KW, et al. The planter gap another prognostic factor for fifth metatarsal stress fracture. Am J Sports Med 2011 ; 39 : 2206–11.
4）清水邦明，鈴川仁人，木村　佑．スポーツ障害・外傷とリハビリテーション　サッカー．J Clin Rehabil 2012 ; 21 : 86–91.
5）Villwock MR, Meyer EG, Powell JW, et al. Football playing surface and shoe design affect rotational traction. Am J Sports Med 2009 ; 37 : 518–25.
6）杉本和也．靴と足の障害　スパイクシューズと足の障害―サッカー，ラグビー，野球―．関節外科　2012 ; 31 : 52–7.
7）Larson CM, Almekinders LC, Taft TN, et al. Intramedullary screw fixation of Jones fracture. Am J Sports Med 2002 ; 30 : 55–60.
8）橋元球一，小松　尚，柿崎陽平他．第５中足骨骨折９例の手術成績の検討．青森スポ研誌　2009 ; 18 : 33–6.

靴の医学 **27**(2)：131–134, 2013. **原　著**

三次元足計測器による子どもの足のプロポーションの検証

Verification of proportions of child's foot By three-dimensional foot measurement

[1)]JES 日本教育シューズ協議会
[2)]井口医院
[1)]Japan Education Shoes
[2)]Inokuchi Clinic

片山　智幸[1)]，早川　侍揮[1)]，早川　家正[1)]，武原　充宜[1)]，井口　　傑[2)]
Tomoyuki Katayama[1)], Motoki Hayakawa[1)], Iemasa Hayakawa[1)],
Mitsuyoshi Takehara[1)], Suguru Inokuchi[2)]

Key words：形状の検証（verification of proportions），子どもの足（child's foot），三次元足計測（three-dimensional foot measurement）

要　旨

我々は，小学校 1 年～6 年生の 7,098 名を対象に，三次元計測器「IN-FOOT」を使用した足のプロポーションを検証した. その結果, 足長・足幅・踵幅は，共に学年が進むにつれて増加したが，足幅/足長, 踵幅/足長, 踵幅/足幅は何れも低下していた．今回の研究で，足長に比べて足幅，踵幅の増加は少なく，成長により足のプロポーションが成人に近づく結果が得られた事は，体育保健指導や靴の設計に役立つ.

緒　言

JES 日本教育シューズ協議会は，（財）日本学校保健会[1)]「児童生徒の足に関する実態調査」に協力し，児童生徒 10,155 人の足計測を行った．この結果，相当数の子どもたちが足にトラブルを抱えていること，靴幅が大きすぎると考えられるが靴屋さんで足に合った靴を買うことができない子どもたちがかなり多いことが考えられた.

そこで，足のプロポーションの調査を検証し，今日の子どもの足に適合した環境について考えてみたい.

対象と方法

平成 18 年～20 年に，全国の小学生 1 年 960 名，2 年 1,098 名，3 年 1,160 名，4 年 1,321 名，5 年 1,263 名 6 年 1,296 名，計 7,098 名の素足で両足を対象とした．脛骨側，腓骨側中足骨骨頭部にマーカーを貼付した後，立位両側均等荷重位で，両足 1 回，三次元計測器「IN-FOOT USB」（アイウエアラボラトリー社製）を用いて，足長・足幅・踵幅（踵骨より足長の 16% 位置）を求めた．IN-FOOT は，8 台のセンサーで足の三次元表面座標を 3 分間で計測する 3D スキャナーであり，短時間で，誤差の少ない多数のデータを得られる．（図 1）

また，足幅/足長を足幅率，踵幅/足長を踵幅率，

（2013/11/08 受付）
連絡先：片山　智幸　〒101–0032　東京都千代田区岩本町 3–3–4　JES 日本教育シューズ協議会
TEL 03–3862–8684　FAX 03–3862–8632
E-mail katayama@jes-sky.jp

踵幅/足幅を前後率とした．そして，学年が進むごとに足長・足幅・踵幅がどう変化していくか．また，学年ごとの足長・足幅・踵幅の増減と足幅率・踵幅率・前後率との比較を試みた．

そして，統計処理としては，有意水準5%としたBonferroniを使用し，各項目ごとに男女一緒の一元配置分散分析及び学年×性の二元配置分散分析で多重比較をした．

結　果

学年が進むにつれて，足長・足幅・踵幅は有意に大きくなっていた．性差についても調べたが，全ての項目で男子が女子より有意に大きかったが，女子は5年生から伸びが緩やかになっていた．（図2）

また，足幅率・踵幅率・前後率の平均値は，学年が上がるにつれて減少傾向にあったが，二元配置分散分析の結果，足幅率は4年対5・6年で，踵幅率は5年対6年で，前後率は5年対6年で，有意な差がみられなかった．（図3）

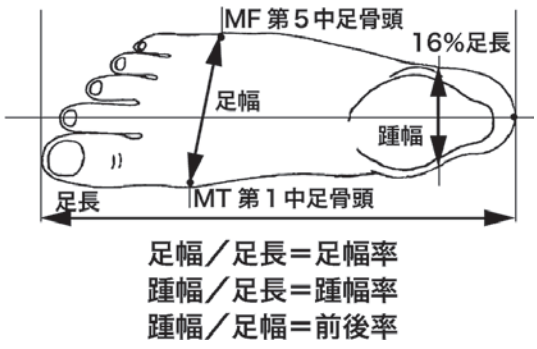


図1.　計測箇所の説明

考　察

足長・足幅・踵幅の性差は，人間男女の性徴の差と考えられる．また，女子の5年生からの伸びの鈍化は，（財）日本学校保健会[1]の「児童生徒の足に関する実態調査」でもあるが，この成長が緩やかになる年齢が男女間に違いがあり，女子は12歳頃になるためである．（表1）

年間の成長率は平均で足長4.3%，足幅3.8%，踵幅3.3%と差がみられた．これは，足長に比して足幅，踵幅も細くなっていき，太めの子どもの足がほそい大人の足のプロポーションに変わるためである．特に踵幅でその傾向が強かったことから，後足部に比して前足部が広くなる傾向も大人への変化であろう．

4年対5・6年の足幅率と5年対6年の踵幅率で有意差がみられなかったのは，高学年になると子

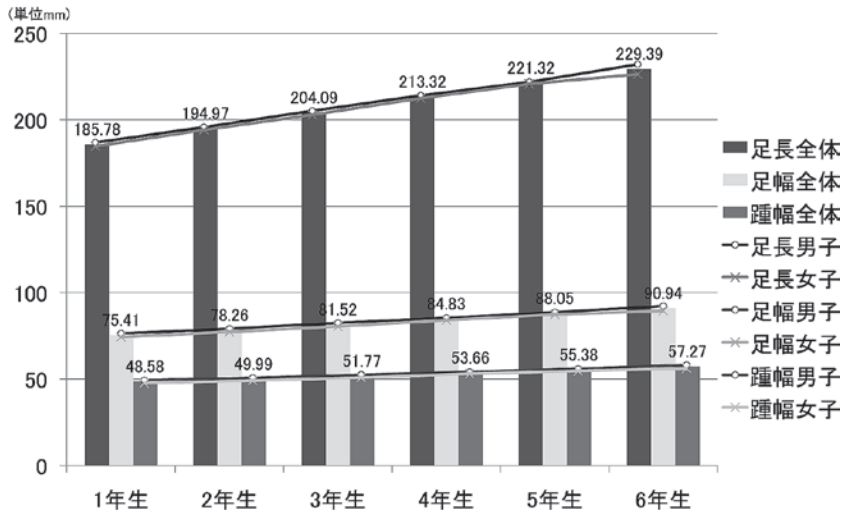


図2.　足長・足幅・踵幅の学年推移

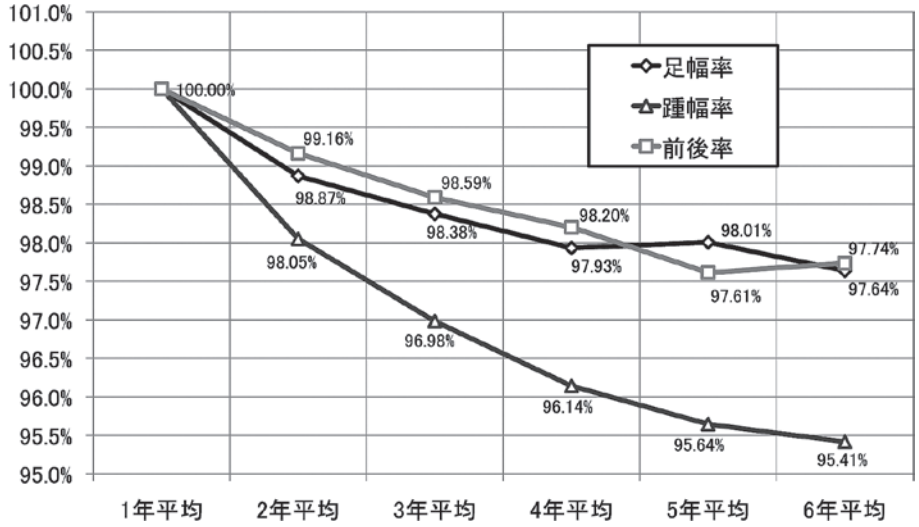


図 3.　1 年平均値を 100 とした足幅率・踵幅率・前後率の推移

表 1.　計測結果（平均値）

	人数	足長（mm）	足幅（mm）	踵幅（mm）	足幅率	踵幅率	前後率
1 年合計	960	185.78	75.41	48.58	40.62%	26.17%	64.48%
2 年合計	1,098	194.97	78.26	49.99	40.16%	25.66%	63.94%
3 年合計	1,160	204.09	81.52	51.77	39.96%	25.38%	63.57%
4 年合計	1,321	213.32	84.83	53.66	39.78%	25.16%	63.32%
5 年合計	1,263	221.32	88.05	55.38	39.81%	25.03%	62.94%
6 年合計	1,296	229.39	90.94	57.27	39.66%	24.97%	63.02%
1 年男子	491	186.85	76.41	49.40	40.90%	26.44%	64.64%
1 年女子	469	184.66	74.36	47.73	40.27%	25.84%	64.18%
2 年男子	566	195.75	79.17	50.78	40.45%	25.94%	64.14%
2 年女子	532	194.15	77.30	49.15	39.81%	25.32%	63.59%
3 年男子	596	205.20	82.50	52.57	40.20%	25.62%	63.72%
3 年女子	564	202.92	80.49	50.93	39.66%	25.10%	63.27%
4 年男子	698	214.08	85.46	54.12	39.92%	25.28%	63.33%
4 年女子	623	212.46	84.12	53.14	39.59%	25.01%	63.17%
5 年男子	660	221.84	88.65	55.95	39.96%	25.22%	63.12%
5 年女子	603	220.75	87.40	54.75	39.59%	24.80%	62.64%
6 年男子	686	232.09	92.26	58.25	39.75%	25.10%	63.14%
6 年女子	610	226.35	89.46	56.16	39.52%	24.81%	62.78%

どもから大人へのプロポーションの移行が一段落するためであろう[3]．

対象は幼児ではあるが，原田[2]は，靴の医学 Vol. 15 No. 2（2001）「幼児の 1980 年と 2000 年の足について」の中にて，20 年間の変化をプリント法で測定し検討したものだが，その結語で，足幅/足長はわずかに全体としては狭小化と報告している．

この報告によれば，小学生の足のプロポーションは細長くなっている様子がわかったが，今回同時に行ったアンケートによる子どもたちの足のトラブルの様子を考えると，履き物が合っていないことや履き方にも，問題があると考えられる．

この子どもたちの足の様子を考えるとこれからも足のプロポーションを継続研究することが大事となるが，靴幅を考慮したシューズの開発は急務である．

結　　語

三次元計測器「INFOOT」を使用して，小学生7,098名を対象に測定した．この結果を利用して，子どもたちの足に適合した靴の作製・適正な靴選び，及び活発な運動や姿勢などへの配慮に結びつけたい．

文　　献

1）財団法人日本学校保健会．足の健康と靴のしおり．改訂版．2010. 17–9.
2）原田碩三．幼児の1980年と2000年の足について．靴の医学別冊．2001. 14–8.
3）原田碩三．子ども健康学．初版．岐阜：みらい；2004. 264–5.

靴の医学 **27**(2)：135–139, 2013. **原　著**

外反母趾手術に併用する第2，3中足骨短縮骨切り術の内固定の一工夫

Internal fixation with intramedullary headless screw for second and third metatarsal osteotomy

[1)]奈良県立奈良病院　整形外科
[2)]奈良県立医科大学　整形外科
[1)]Department of Orthopaedic Surgery, Nara Prefectural Nara Hospital
[2)]Department of Orthopaedic Surgery, Nara Medical University

中本　佑輔[1)]，佐本　憲宏[1)]，磯本　慎二[1)]，杉本　和也[1)]，田中　康仁[2)]
Yusuke Nakamoto[1)], Norihiro Samoto[1)], Shinji Isomoto[1)],
Kazuya Sugimoto[1)], Yasuhito Tanaka[2)]

Key words：外反母趾（Hallux valgus），第2中足趾節関節脱臼（Subluxation of second metatarsophalangeal joint），骨切り（Osteotomy）

要　旨

我々はHelal変法にフルスレッドヘッドレススクリューを髄内釘として利用する外反母趾矯正手術に併用して行う第2・3中足骨短縮骨切り術を施行してきた．対象は8例10足で，外反母趾変形の矯正は，全例に回旋差し込み中足骨骨切り術を施行した．Helal法にて骨切りを行い，中足骨頭から全長30mmのフルスレッドヘッドレススクリューを髄内釘として挿入した．術後，外反母趾角，第1・2中足骨間角の改善を認め，足底胼胝は全例消失した．JSSFスコアは術前50.8点，術後80.7点と良好な結果を示した．重篤な合併症は認められなかった．本方法で強固な内固定を行い，早期に荷重を開始することが可能であった．

（2013/11/07受付）
連絡先：中本　佑輔　〒631–0846　奈良県奈良市平松1–30–1　奈良県立奈良病院　整形外科
TEL 0742–46–6001　FAX 0742–46–6011
E-mail m02065yn@gmail.com

緒　言

第2・3中足趾節（以下MTP）関節脱臼および亜脱臼については，わが国でも外反母趾手術が増加していることもあり，外反母趾の合併症としてまとまった報告がなされてきている．保存治療での改善は望めないことが多く，手術治療として外反母趾矯正手術と併用して第2・3中足骨短縮骨切り術が行われている．骨切り術は遠位，骨幹部，近位骨切りなど様々な手術が行われている状況である．当科では，外反母趾に対しては過去に報告してきた母趾回旋差し込み中足骨骨切り術[1)]を行い，内固定としてロッキングプレートを用いて，術後早期の荷重が可能となっている．第2・3中足骨短縮骨切り術については，Weil法[2)]，Helal変法を行い，ミニスクリューなど1—2本で内固定を行ってきた．しかしこの方法では，術後の荷重，踏み返し運動が術後8週間以降に行うことにな

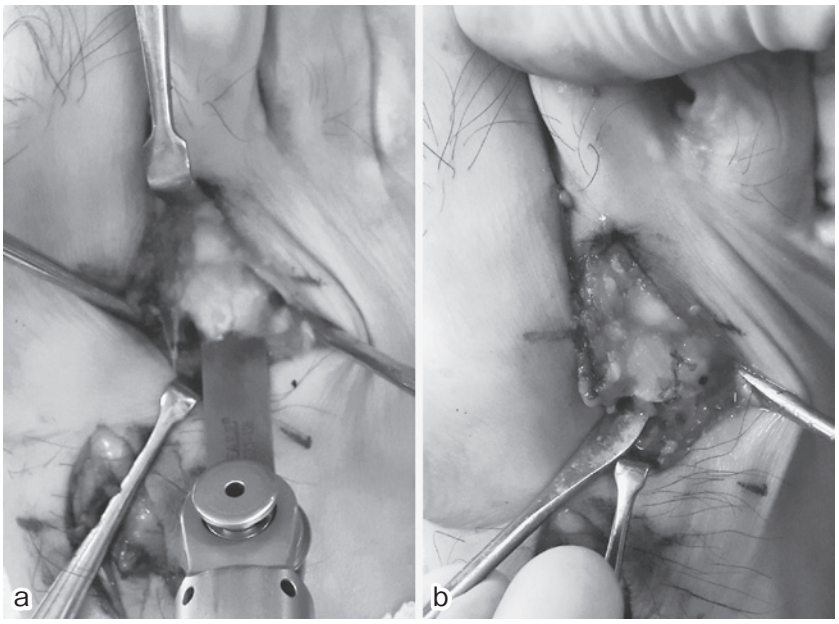


図 1. 手術手技①
a：近位背側から遠位底側への骨切り
b：中足骨頭を近位背側への移動

り，外反母趾の術後療法と解離してしまう．

外反母趾術後の早期荷重は再発予防，骨癒合の促進，足趾可動域の改善のため非常に重要である．術後早期の荷重を可能とするために Helal 変法にフルスレッドヘッドレススクリューを髄内釘として利用する第 2・3 中足骨短縮骨切り術を 2012 年 7 月から行ってきた．その方法と結果について若干の文献的考察を加えて報告する．

対象と方法

対象は 2012 年 7 月から 2013 年 5 月まで，当院にて外反母趾の手術に併用して第2・3中足骨短縮骨切り術を行った第 2・3MTP 関節障害を持つ女性 8 例 10 足（両側例は 2 例）である．全例に難治性足底胼胝を認めた．第 2MTP 関節完全脱臼は 3 例 3 足，第 2MTP 関節亜脱臼もしくは不安定性のあるものは 4 例 4 足である．手術時平均年齢は 63.8（42―81）歳，平均経過観察期間は 9.1 ヶ月（4―14 ヶ月）である．

手術手技についてであるが，まず外反母趾矯正骨切り術にて用いた第 1，2 中足骨間の皮切を用いて第 2MTP 関節を展開する．第 2・3 中足骨骨切りが必要な場合には第2・3趾間に別皮切を追加する．短縮度に応じて骨切り角度を考慮し，母趾から 5 趾の中足骨頭遠位が滑らかなドーム状となるように，中足骨頭の近位約 20mm 背側から遠位底側に向けてボーンソーを用い斜め骨切りを行う．遠位骨片の背側移動を行い中足骨の短縮，中足骨頭の脱臼整復を行う．（図 1）背側移動により生じる底側の近位骨片先端部分を，リューエルなどを用いて約 3mm 程度切除する．

整復位を保ったまま中足骨頭中心より約 2mm 下方，2mm 内側の位置から遠位骨片の髄内へガイドピンを挿入する．ガイドピンを近位骨片の髄内へと刺入し，リスフラン関節まで挿入する．ガイドピンに沿ってドリリングを行い，直径 3.5mm 長さ 30mm のフルスレッドヘッドレススクリューを挿入する．（図 2）その後ボーンソーを用い遠位骨片背側先端の骨切除を行う．

術後療法は，術直後からバルキー固定にて踵部

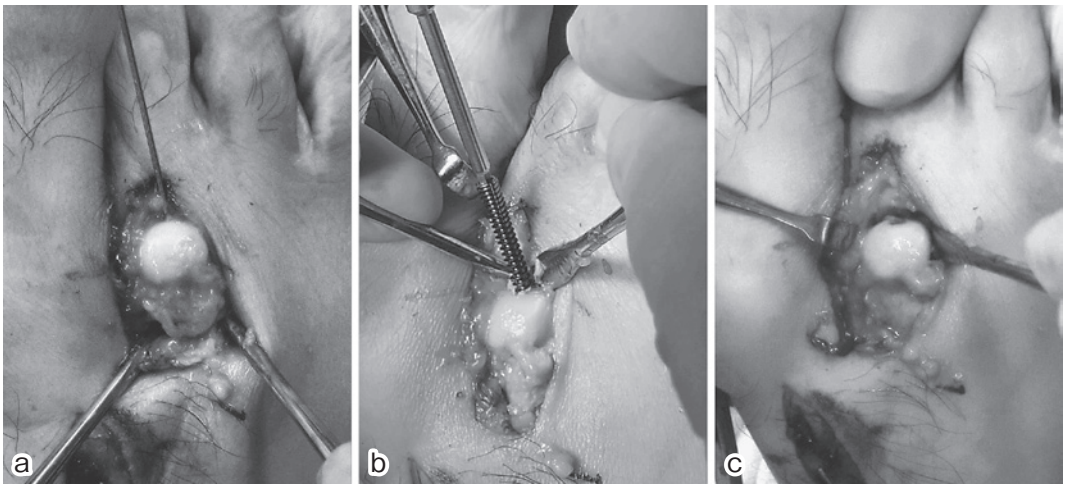


図 2. 手術手技②
a：ガイドピンを近位骨片の髄腔に挿入
b：フルスレッドヘッドレススクリューの挿入
c：固定完了

荷重歩行を許可し，術後 2 週間で術後外反母趾装具もしくは足底挿板を着用し足底全体での荷重を開始させた．術後 5 週間にて踏み返し歩行を許可した．

結　果

第 2・3 中足骨骨切り部骨癒合期間は平均 3.6 ヶ月（2―6 ヶ月）であった．術前に認められた難治性足底胼胝は，術後全例消失した．JSSF スコア（lessor toe scale）は術前平均 50.8 点から術後平均 80.7 点に改善した．術前の外反母趾角（以下 HVA）は平均 41.6 度であり術後は平均 17.1 度と改善を認めた．第 1，2 中足骨間角（以下 IMA）は術前平均 15.4 度であり術後平均 6.6 度と改善を認めた．

術後の合併症は重篤なものは認められなかったが，1 例 1 足に術前第 2MTP 関節完全脱臼例で底側部の骨残存により，術後に完全な整復が得られず足底部痛が残存した．6 ヶ月後，伝達麻酔下にて底側部の骨を除去し整復と除痛がえられた．（図 3）

症　例

67 歳女性．右外反母趾，第 2MTP 関節亜脱臼，第 3・4 変形性リスフラン関節症にて当科に紹介受診となった．第 2MTP 関節に難治性足底胼胝，第 2MTP 関節不安定性，徒手的に容易に背側の亜脱臼し内外側の不安定性があった．第 2MTP 関節の可動域は，伸展 20°，屈曲 80° で，単純レントゲン荷重時背底像および荷重を想定した CT にて第 2MTP 関節の亜脱臼が確認された．HVA30°，IMA19°，JSSF スコアは 47 点であった．

母趾回旋差し込み中足骨骨切り術，第 2 中足骨短縮骨切り術，第 3・4 リスフラン関節固定術を施行した．術後 9 か月の現在，難治性胼胝は消失し，JSSF スコアは 100 点に改善した．第 2 趾 MTP 関節の可動域は，伸展 60°，屈曲 10° で，術後の HVA11°，IMA8° で術後の CT にて第 2MTP 関節の整復が確認された．（図 4）

考　察

第 2，3MTP 関節脱臼の原因は，第 2 趾における解剖学的な原因と足趾変形における物理的な要

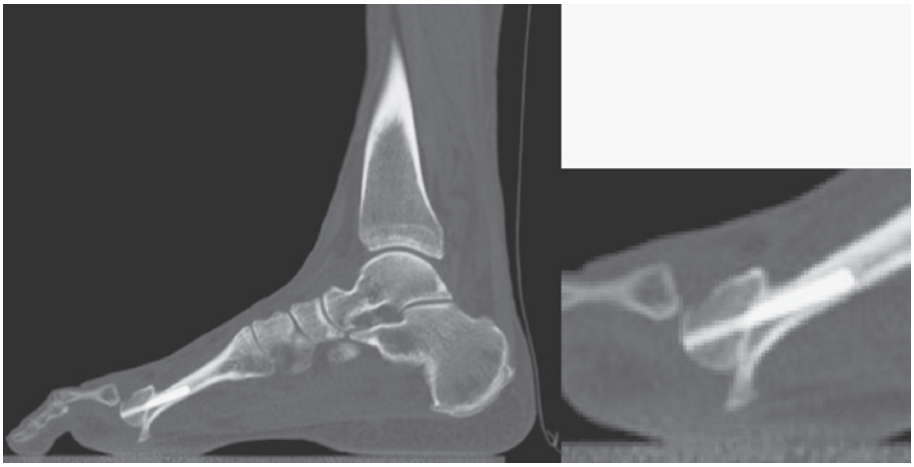


図 3.　術後 4 ヶ月　CT 像
底側に突出した残存骨片が認められ，MTP 関節は亜脱臼位にある

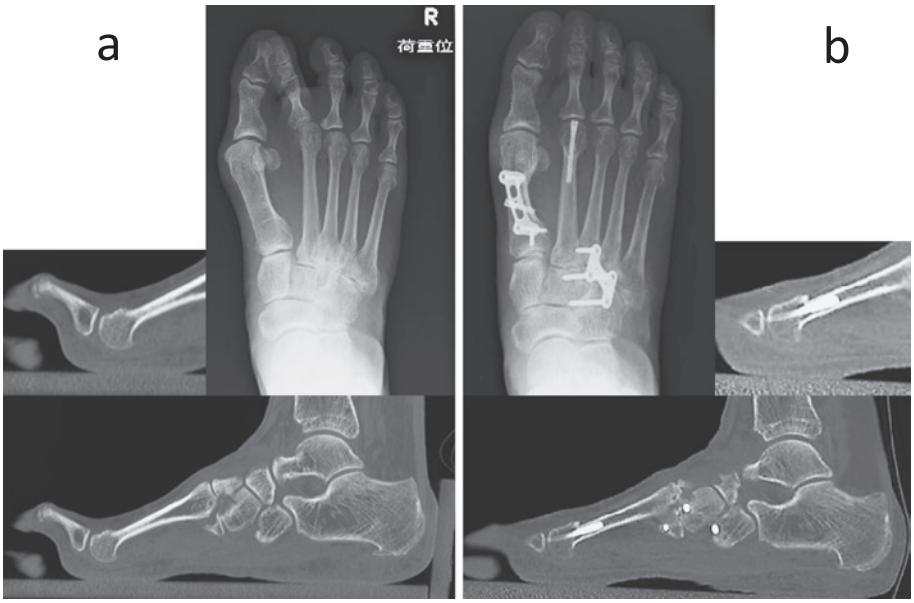


図 4.　症例供覧
a：術前単純レントゲンおよび CT 像
b：術後 9 ヶ月単純レントゲンおよび CT 像

因が合わさったことで生じると考えられる．解剖学的な要因として，第 2・3 中足骨は多趾に比べて長いことに加えて，第 2 趾には足底骨間筋が欠如しており，足底骨間筋，背側骨間筋は外側足底皮神経と深腓骨神経に 2 重支配され，足趾運動の際に常に緊張していることも 1 つの要因であると考えられる．次に物理的要因として，開張足，外反母趾，槌趾変形など第 2，3 趾に対する直接的な力が加わり，背屈強制されることも挙げられる．背屈強制されることによって plantar plate や側副靭帯の損傷・弛緩が生じることで第 2 趾の背側脱臼が生じることが考えられる[3]．

第２・3MTP 関節脱臼に対しての中足骨短縮骨切り術には様々な手術法がある．遠位骨切り法の代表的なものとしてはスクリューにて内固定を行う Weil 法，固定を行わない Helal 法[4]がある．骨幹部骨切り法としてはキルシュナーにて外固定を行う坪井らの骨切り法，羽生らの骨切り法などがある．近位骨切り法としてはスクリューにて外固定を行う奥田，仁木らの近位での斜め骨切り法がある．しかしどの固定法も強い内固定は得られにくく，術後早期の荷重は困難であり，骨切り部での転位や変形癒合なども見られることがある．

われわれは強固な内固定を行うために，髄内釘として直径 3.5mm 長さ 30mm のフルスレッドヘッドレススクリューを利用してきた．

本法の最大の長所は強固な内固定を行うことにより，早期の荷重が行える点である．早期の荷重を行うことにより第２・3MTP 関節脱臼併発例においても，外反母趾の再発の予防，骨癒合の促進，足趾の可動域の改善が行える．

起こりうる合併症としては骨頭関節面からの 3.5mm の侵襲があるため，術中の骨頭骨折や術後の骨軟骨障害や変形性関節症の可能性がある．今回の報告では認められなかったが，今後の観察が必要である．

近位骨片の先端，すなわち足底部での骨切除不足による骨残存の可能性があり，１例１足において術後に完全な整復が得られず足底部痛が残存したことから，術中に底側に骨の突出が残存していないか十分な確認を行う必要性がある．

結　語

外反母趾矯正骨切り術に併用し，Helal 変法での第２・３中足骨短縮骨切り術を行った．髄内釘としてフルスレッドヘッドレススクリューを利用し強固な内固定を行い，早期に荷重を開始することが可能となった．今後，変形性関節症等が起きる可能性もあり，さらに長期の観察が必要である．

文　献

1）佐本憲宏．重度外反母趾の手術治療回旋差し込み骨切り術（Rotated Insertion Metatarsal Osteotomy）．日本足の外科学会雑誌　2013 ; 32（1）: 100–6.
2）Trnka HJ, Gebhard C, et al. The Weil osteotomy for-treatmerntof dislocated lesser metatarsophalangeal joints. Acta Orthop Scand 2002 ; 73（2）: 190–4.
3）Branch, H.E. Pathological dislocation of the second toe. J. Bone Joint Surg 1937 ; 11（4）: 978–84
4）Helal B, Greiss M. Telescoping osteotomy for pressure metatarsalgia. J Bone Joint Surg 1984 ; 66-B : 213–7.
5）白仁田厚．第２中足趾節（MTP）関節脱臼．関節外科 2013 ; 32（1）: 67–8.
6）奥田龍三．併用手術に要する外反母趾の手術療法．関節外科　2009 ; 28（7）: 75–83.
7）仁木久照．リウマチ趾変形の診断と治療：中足骨近位短縮骨切り術による関節温存術の概念とその成績．MB Orthop 2010 ; 23（13）: 45–52.

靴の医学 **27**(2)：140–143, 2013.

症例報告

糖尿病性足部難治性潰瘍に対して装具療法が有効であった１例

The Orthotic therapy for diabetic intractable ulcer of the foot；a case report

[1)]東名ブレース株式会社
[2)]社会医療法人明陽会成田記念病院
[1)]Tomeibrace Co. Ltd
[2)]Narita Medical Hospital

田中　秀和[1)]，宇野　秋人[1)]，平尾　晴美[2)]
Hidekazu Tanaka[1)], Akihito Uno[1)], Harumi Hirao[2)]

Key words：糖尿病足（Diabetic Foot），装具療法（Orthotic therapy），足底板（Shoe-Insole）

要　旨

糖尿病性潰瘍治療のガイドラインによると下肢潰瘍は神経障害・虚血・静脈圧亢進・外的刺激など様々な原因で発症するとされ，糖尿病性潰瘍では減圧することが最も治癒率を上げるとされている[1)]．今回，長期間治癒しえなかった糖尿病性足部難治性潰瘍に対して，足底板と靴型装具を中心に包括的なフットケアを行い有効な成果を得たので報告する．

緒　言

平成19年度厚生労働省の国民健康・栄養調査では，我が国の20歳以上の糖尿病が疑われるのは予備軍も含め約2210万人と推測されており，これは成人の約５人に１人が該当すると言われる[1)]．

糖尿病性足病変は神経障害・末梢動脈疾患（peripheral arterial disease：PAD）・感染が三大要素とされている[1)]．糖尿病性足部潰瘍は，踵部や中足骨頭下への足底圧集中や靴の不適合などによる創傷が重度の血管障害（細動脈の閉塞）による局所部分壊死（patchy necrosis）に，糖尿病性神経障害による足部の知覚消失という防御機構の障害が加わり発生するとされている[2)]．そして，創に感染が加わると組織内圧が上昇し壊疽に進行する．また，糖尿病性難治性足部潰瘍には，創傷治療と同時に創部の除圧と安静が必要となり，重度の場合には total contact cast 法が選択される．今回は日常生活の変化による影響を考慮し装具による治療を選択し，創部の治療過程において，装具の形態，素材の変更などを継続的に行うことで治癒を促進しえた症例を経験したので報告する．

対象と方法

【症例】

63歳女性，専業主婦．

［主訴］

右足の創傷治療

［既往歴］

約８年前にⅡ型糖尿病を発症．

（2013/11/22 受付）

連絡先：田中　秀和　〒489–0979　愛知県瀬戸市坊金町271番地　東名ブレース株式会社
TEL 0561–85–7355　FAX 0561–85–7177
E-mail h-tanak@tomeibrace.co.jp

図 1. 装具療法開始前

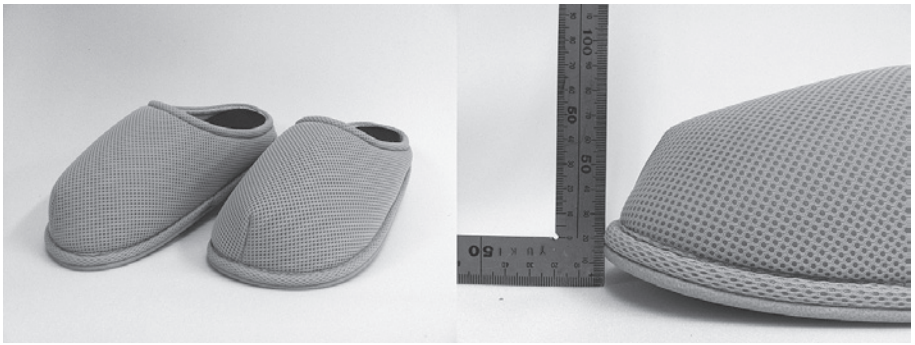


図 2. 深底スリッパ．Toe box の高さ 5cm.

［現病歴］

平成18年8月より当院の形成外科にて糖尿病性難治性潰瘍と診断され創傷治療開始となる．今回の受診以前に右足土踏まず部に蜂窩織炎から潰瘍となり，潰瘍切除後，創部瘢痕を認めた．現在もⅡ型糖尿病を治療中である．

平成 24 年 5 月より看護師によるフットケア開始．その後，左第 5 趾の潰瘍及び第 3 趾中足骨骨頭部の胼胝形成が認められた．フットケア開始時の検査結果は，足関節/上腕血圧比（ankle brachial index：ABI）右 1.06，左 1.15．モノフィラメント 5.07 で右第 1 趾は反応が遅く，左第 1，5 趾は不明．振動知覚は左右 7 秒であった．

［装具療法開始時所見］

右足：第 1，5 中足骨頭，第 1，2 趾中足骨間部に潰瘍形成．第 2 趾背側偏位．足関節底屈制限，第 2 趾屈曲伸展制限，第 1 趾伸展制限，足底内側に瘢痕形成及び知覚障害を認めた．

左足：第 5 中足骨頭部に潰瘍形成．第 3 趾中足骨頭部に胼胝形成．足底全体に知覚障害を認めた．（図 1）

平成24年6月よりカスタムメイドの足底板を使用した装具療法を開始した．

【方法】

日常生活での装具療法を目的とし，室内外とも，足趾への履物による干渉を制限するため，室内では既製の深底スリッパ（図 2）を使用し，室外では既製の深底靴（図 3）を使用した．足底板は支持ベースに ESE ゴム硬度 60 の材料を使用し，足底面にトータルに接触する形状とした．表層は足

図 3. 深底靴．Toe box の高さ 4.5cm.

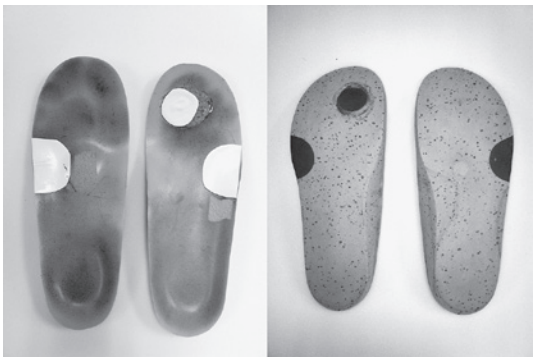


図 4. 調整後の足底板

図 5. 装具療法開始から 15 ヵ月後

部表面の摩擦力及び剪断力の減少を目的として熱硬化性連続発砲素材による衝撃干渉を行った.（図 3）

経　過

装具療法開始から 2 ヵ月後，潰瘍の改善が見られたが，胼胝面積の狭小化が低いため，さらなる除圧を目的として右第 1，5 中骨頭部・左第 5 中足骨頭部をくり抜いた．しかし，1 ヵ月後除圧部辺縁の皮膚肥厚を認めたため，患部の除圧部落ち込みによる辺縁への圧力集中を避けるため，辺縁を滑らかにし低反発素材で補填した．さらに摩擦による問題を解消する目的に，テフロン加工されたシートを加えた．（図 4）

装具療法開始から 7 ヵ月後の検査結果では ABI 右 1.17・左 1.27，モノフィラメント 5.07 では両足共感覚は無く，6.65 に右足は反応があるが，左足は反応無しであった．

創傷部の治療遅延のため，足底板の再作製を行った．中間層に熱可塑性独立発砲ウレタンを使用し，前足部に熱可塑性素材を使用し，創部保護ガーゼも不使用となったため，足裏形状によりフィットさせるようにした．表層は低反発素材とナイロン製の表面摩擦の少ない織布を使用し靴のアウターソールによる足底の動的荷重分配を行った．また，歩行時の観察による歩行分析により外側ウィップが見られ，立脚後期に小趾に荷重集中が起きるため，方向性ロールを加えた．装具療法開始から 15 ヵ月後，製作当初に比べ潰瘍・胼胝とも改善が見られた．（図 5）

考　察

足底板による圧力対策として一般的に行われているくり抜きによる除圧を行ったが潰瘍部周辺の皮膚の肥厚が現れた．これは，静的な状態で有効でも，動的な歩行では素材―皮膚間にズレによる剪断力が生じ皮膚障害が起こる[3]．そのため，除圧や免荷を目的としたくり抜きを行う際には，素材硬度の滑らかな素材組み合わせの工夫や皮膚への部分的な剪断力を軽減するシート[3]を貼るなどの加工が必要であった．

また，足底板の再作製に加え靴底への対応を加えたことにより潰瘍の改善がみられたことから，total contact cast 法と同様に足部・足関節を一体に歩行を考えることが重要であり，足底板に複数の材料を組み合わせたことと同時にアウターソールで運動方向性の確立と関節機能の代償を行ったことで，日常生活を保持しながら足部の安静が保たれ創傷の治療促進に至った．糖尿病性足部難治性潰瘍に対して創傷の局所的な評価だけでなく，創傷部の変化に対応しながら装具を随時調整したことで装具療法の効果を発揮することができたと考える．

結　語

今回，糖尿病性難治性足部潰瘍に対し，創管理を目的とし装具療法を行った．装具療法において患者の創部治療状態に応じて適切な調整や変更を行うことが重要である．

文　献

1）市岡　滋他．足の創傷をいかに治すか．克誠堂出版；2009. 2–270.
2）河辺信秀他．糖尿病性足部潰瘍の危険因子に対する装具療法の効果．理学療法学　2004 ; 31（5）: 296–303.
3）宇野秋人他．剪断力による皮膚障害の予防法．靴の医学　2006 ; 20（2）: 69–73.

靴の医学 **27**(2)：144–146, 2013.

シンポジウム

糖尿病足病変に対する治療戦略―義肢装具士の立場から―

The treatment strategy for diabetic foot lesions ―From the standpoint of a prosthetist and orthotist―

有園義肢株式会社
Arizono PO Co., Ltd

有薗　泰弘
Yasuhiro Arizono

Key words：糖尿病足病変（diabetic foot lesions），義肢装具（prosthesis and orthosis），保険制度（insurance system）

はじめに

糖尿病足病変に対する装具療法は糖尿病患者の増加はもちろん，下肢救済という考えの浸透により糖尿病関連医療者にとって無視できないものとなっている．

これは糖尿病関連学会の中でも必ずといってよいほど取り上げられることからも明白であり，私自身も当疾患に対する装具作製の機会が年々増加している．

当疾患に対する治療用装具は整形疾患のそれと比して，機能面でもさることながら靴としての役割もあることからそのファッション性，着脱性，耐久性も考慮せねばならない．また装具療法としては日が浅く保険適用の問題など新たな課題が表面化している．

糖尿病足病変の原因，症状，進行

糖尿病足病変の定義については WHO において以下のように定められている．

「神経学的異常といろいろな程度の末梢神経障害を伴った下肢の感染，潰瘍形成，そして・または深部組織の破壊」(厚生労働省発行　中医協審議資料より)

糖尿病足病変の原因として神経障害，血流障害，免疫力低下があり，靴擦れ，低温火傷，白癬，陥入爪，胼胝等をきっかけとして，足部皮膚に潰瘍を形成する．また神経障害により足部内の関節変形（シャルコー関節）を引き起こすこともあり，この足部変形により靴擦れを起こし潰瘍を形成することもある．いずれにせよ潰瘍が悪化すると壊疽，切断に至る．

糖尿病足病変において患部の「切断」に至った場合，それで治療が完了するというものでもなく，マイナー切断であれば足底圧の変化による新たな胼胝・潰瘍形成の問題，メジャー切断であれば糖尿病による断端形成遅延の問題，また切断による運動量低下で糖尿病そのものが悪化するなど切断により新たな問題が出現する．そのような理由から潰瘍形成→切断→潰瘍形成の悪循環に陥らぬよう，切断者においては一層の留意が必要となる．

(2013/12/12 受付)
連絡先：有薗　泰弘　〒866–0815　熊本県八代市長田町3300　有園義肢株式会社
TEL 0965–33–3983　FAX 0965–32–1492
E-mail po-arizono@hyu.bbiq.jp

糖尿病足病変に対する義肢装具士の介入

義肢装具士と糖尿病患者の関わりとしてかつては，糖尿病による下肢切断者に対する義足の作製が主体であった．特に近年の義足の進歩は素晴らしく，特にシリコンライナーを用いた義肢装着法は断端トラブルの多発する糖尿病患者にとって大きな福音をもたらすものとなった．ただ，それにも増して糖尿病患者の高齢化，全身状態悪化等により義足歩行リハビリテーションが進展しないなどの問題も大きく，切断（特にメジャーアンプテーション）の防止というものが近年急速に注目されるようになってきた．つまり「下肢救済」という考え方である．そのような中ここ十年くらいであろうか，糖尿病患者に対する治療用装具作製の依頼が増加しており，その多くがオーダーメイドの足底装具をドイツ製コンフォートシューズに挿入して使用するというものである．

胼胝及び潰瘍形成をきたした患者に対しては足底圧改善目的の足底装具，免荷装具の作製，および適切な靴の提案を行う．これはマイナー切断者に対しても同様である．

過去に皮膚潰瘍を形成した，または無くても胼胝等があり潰瘍形成のリスクが高いと思われる糖尿病患者に対して，潰瘍形成予防目的のフットウェア（靴，靴下，室内履き）の提案，履き方指導なども重要である．この場合，予防という意味から保険適用とはならない．

足底装具と靴

糖尿病足病変では胼胝，潰瘍，足趾変形，神経病性関節症（シャルコー関節），切断といった病態に対する足底装具を作製する．患部の除圧，または足底部の全面接触を目的とした足底装具を作製することが基本であるが，それを挿入するための靴もまた重要である．糖尿病足病変に対する足底装具は除圧の有効性を高めクッション性を確保するために，厚みを持たせる傾向にあることから，それを挿入できるだけの十分な容積が靴内に確保されている必要がある．標準で厚みのあるインソールが挿入されている，いわゆるコンフォートシューズがこの分野で多用されるのはそのような理由からである．

また，靴は一般の装具と異なりファッションの要素も大きいことから機能面のみならず，患者の嗜好・ライフスタイルにも耳を傾け，靴を提案していく必要もある．

糖尿足病変と装具作製時の保険適用

糖尿病足病変に対する装具療法は従来からの整形外科，リハビリテーション科領域の装具療法と比して日が浅く保険制度の面からの問題が表面化している．

一般に治療用装具は健康保険の対象となり，患者は製品代金を装具製作会社へ立て替える必要があるが，療養費として各保険者に請求することによりその負担割合に応じて払い戻しを受けられる．

ところが，糖尿病足病変に対して一部の保険者が治療用装具として認めないなどとして，この療養費の払い戻しを患者が受けられないなどの事例も発生している．その主な理由として

・元来，装具療法は整形外科的疾患を対象としている

・「糖尿病足病変」に対する療養費の給付は「糖尿病合併症管理料」として評価され，この中に「靴の選択方法についての指導」とあり，「装具の作製」や「靴の購入」は含まれていない

・「糖尿病足病変に対する装具療法」は現在のところ中医協（中央社会保険医療協議会）の評価を受けていない（そもそも，当療法に対する提案がどの学会からも出ていない）

等々である．

この判断は各保険者の判断に委ねられている部分も大きく，全ての保険者に該当するものではないが，装具作製前に保険の適応にならない可能性を患者に説明，同意を得て製作を進めていく必要がある．また，義肢装具製作所の問題点として

・義肢装具士が患者の足の検査・評価を行いそ

の者が自らの判断で治療用装具を販売している業者が存在する

・市販靴にインソールを入れたのみで「靴型装具」として約８万円の療養費の請求があった（この場合，インソールのみを「足底装具」として療養費の対象とすべきで，靴に関しては患者が自費で購入する必要がある）

・医療機関に勤務する看護師から「靴型装具」の多数の申請があった

等々の問題が浮き彫りになっており，これらは保険者のホームページにも不正事例として掲載されている．

終わりに

かつて日本の義肢装具業界であまり耳なじみのなかった「フットウェア」という言葉であるが，糖尿病足病変に義肢装具士が関わるようになってこの言葉に接するようになり保険適用の面で混乱をきたすようになってきた．つまり，本来保険適用とならない既成靴，室内履き，ストッキング等いわゆる「フットウェア」と，保険適用の「装具」との区分があいまいになっているということである．今後は糖尿病足病変足部への装着物において，保険適用となる「装具」(Orthosis）と，保険適用とならない「フットウェア」(Footwear）とを明確に区別する必要があると考える．なお，この両者とも糖尿病足病変にとって必要不可欠であるということは言うまでもない．

糖尿病足病変に関わる義肢装具士の役割としては，患者の使用に耐えうる，つまり機能面のみならずファッション性，装着性，耐久性などの面を含め，本当の意味での治療効果が高い装具を提案・作製し，糖尿病足病変に対する装具療法というものを世間に広く認知してもらうことが重要であると考える．

このような中，一部の業者の不正行為により義肢装具業界が信用を失うと制度上成り立つものも成り立たないという事態に陥ってしまう．これは取りも直さず糖尿病足病変で悩んでいる患者の治癒という方向性をも見失わせてしまうという事態になりかねない．

我々義肢装具士，また義肢装具製作所はこのような行為を厳に慎まなければならない．

靴の医学 **27**(2)：147–150, 2013.

パネルディスカッション

足部疾患の予防・治療に関わる靴について

Therapeutic shoes for foot disorders

[1)]慶應義塾大学整形外科
[2)]慶應義塾大学スポーツ医学研究センター
[3)]うさみ整形外科
[1)]Department of Orthopaedic Surgery, Keio University, School of Medicine
[2)]Sports Medicine Research Center, Keio University
[3)]Usami Orthopaedic Surgery

池澤　裕子[1)]，須田　康文[1)]，橋本　健史[2)]，宇佐見則夫[3)]
Hiroko Ikezawa[1)], Yasunori Suda[1)], Takeshi Hashimoto[2)], Norio Usami[3)]

Key words：治療靴（orthotic shoes），インソール（insole），外反母趾（Hallux valgus）

要　旨

足部疾患の保存的治療は薬物療法や理学療法，装具療法で，特に重要なのは装具療法である．外反母趾やリウマチ足部障害，糖尿病足等の装具作製には疼痛の軽減，歩行の改善が第一の目標であるが，履きたい靴でなければ患者の満足はえられない．患者のニーズを許容範囲内で受け入れ，好まれる治療靴の作製をめざすことが重要である．

1）緒　言

足部疾患の保存的治療には薬物療法や理学療法，装具療法などがあるが，特に重要なのは装具療法である．なかでも多く用いられるのは足底板であり，足底板で対応できない場合は靴型装具の作製や手術の考慮となる．

装具作製には医師，義肢装具士，理学療法士等多職種が関わる中で最終的には患者に有益な装具を処方・作製し，なおかつ患者に好まれる靴とは何か？代表的疾患による装具処方の要点・注意点を中心にのべながら考えていきたい．

(2014/01/24 受付)
連絡先：池澤　裕子　〒160–8582　東京都新宿区信濃町35　慶應義塾大学整形外科
TEL 03–5363–3812　FAX 03–3353–6597
E-mail ikezawa_h@ashitokutsu.com

2）装具の役割

足底板は一種の矯正装具で，足底軸を支持するためのアーチサポートとも言われ多くの材質から作製されている．

治療靴は疾病ならびに欠損した足部に対して特別な計測手法とモデル手法により，手作りで仕上げる靴のことである[1)]．治療靴は上げ底，免荷，支持，欠損部の補完，矯正，固定，踏み切りを容易にする手法など個々の症例に必要な手技により足部を被覆させて作用していくものである[2)]．

3）各種疾患での足底板・治療靴の実際

1．外反母趾

外反母趾は母趾の外反，第１中足骨の内反によりバニオンが形成され靴により炎症を生じたり，横アーチの低下により足底に胼胝ができたりして痛みを生じる疾患である．足底板は縦アーチの補正目的のアーチサポートと第２から５趾の負荷軽減を目的とした中足骨パッドを付けることが，保

図 1. 外反母趾用　足底板
アーチサポートと中足骨パッドで縦・横アーチが低下しないよう支持する.

図 2-a. 外反母趾

図 2-b. チェックシューズ
靴製作の途中で圧迫や疼痛がないか確認することができる.

図 2-c. 治療靴
MTP 関節の圧迫を避け, 大きなトーボックスになっている.

存療法の第一選択である.（図 1）他の履物への使いまわしが可能で治療靴よりも安価である. しかし挿入する靴に制限があり, 装着しないと効果は発揮できない. 足底板が装着可能な市販靴の種類が増えること, もしくは市販靴に合わせるようアーチを保ちつつ, 薄めに足底板を作製できることが患者にとって受け入れがよいと思われる.

外反母趾角が高度な症例や第 2 趾以下の MTP 関節背側脱臼合併例では足底板を装着しても市販靴が履けないことがあり靴の作製が必要になる. 治療靴は, MTP 関節の圧迫を避け, 縦横アーチの支持[3], 胼胝部の除圧が処方の基本であり, その他クッション性がある素材の使用や大きなトーボックス, アッパーを柔らかくし, ふりを内側にする等があげられる.（図 2）製作過程で仮合わせの際, 熱可塑性半透明プラスチックで作製したチェックシューズで圧迫や疼痛がないか確認している.（図 2b）足底板より高いフィット感が得られるのが利点だが, 高価であるにもかかわらずデザイン性は劣ること, 保険適応は一足のみであることが欠点である. 装具療法は外反母趾変形が矯

図 3-a. RA 治療靴　足底板
胼胝部の除圧，広いトーボックス，軽量，柔らかな素材，ベルトで着脱を容易にしている．

図 3-b. RA 治療靴　側面
ウェッジソール，トーアップ，ロッカーバーでローリングしやすくしている．
（写真　提供元「東名ブレース株式会社」）

正されないため，症状と重症度をあわせ，適切に処方し，改善がない場合は手術療法を行うことが望ましい．

2. 関節リウマチ（RA）

関節滑膜の増殖炎症を主とする自己免疫疾患である．近年早期より薬物療法が開始され，また生物学的製剤の普及により，炎症のコントロールは良好になっているが，より高い QOL を求めるようになり，装具処方の機会が増えつつある．

足部は外反母趾と第 2 から 4 足趾の背側脱臼，内反小趾を伴う扁平三角足が特徴的な前足部障害，その他足根関節の破壊による扁平足等の中足部障害や距腿関節破壊による後足部障害があげられる．

軽度な足趾変形に対しては，外反母趾同様に足底板が用いられるが，高度な症例に対しては靴が作製される．

広いトーボックス，柔らかな素材，軽量，胼胝部の除圧，ローリングがしやすいことが要求される．皮膚が薄いため足接触面の素材や縫製等きめ細やかな対応が必要になる．（図 3）重要なのは，RA の活動性のコントロールができていること，上肢機能や股関節・膝関節障害の合併を考え，着脱が容易であることなどの工夫が必要である．
高度な足部変形の RA 患者は室内においても歩行に支障があることがあり，靴より軽装の屋内用の履物の要望が多い[4]．アッパーは布製で柔らかく軽量で足底板を必ず処方する．

3. 糖尿病

神経障害・血流障害のため足部に潰瘍を生じ感染・壊疽に進行する．また関節拘縮やシャルコー関節を生じ，変形し歩行障害を生じやすい．また足趾切断後に対しては再発を予防しなくてはならない．装具処方の基本は病巣部の減圧や足底の全面接地である．また皮膚の障害を起こしやすいため，RA と同様に足接触面の素材や縫製等きめ細やかな対応が必要になる．靴の処方はトータルコンタクトで荷重圧の分散化をはかることである．またシャンクを延長することにより安定性を増し，踵部の過度の内外反を抑えるロングカウンターを処方することもある．前足部ローリング，荷重軸の矯正も個々の症例にあわせて処方する．

装着する前には患者へ靴を履く前の異物の確認や靴下を必ず履くなどいわゆるフットケアの教育が重要である．

4）装着後の注意点

装具作製後は何回か調整が必要になることが多い．また装着後も変形が進行してしまう例があり，患者にはあらかじめ装具の限界を説明し，理解と協力を得ることが必要である．装具を受け入れて

もらうために患者の訴えを聞き，調整することは重要である．また経時的に装具の状況を確認する必要がある. 数か月経過をみても効果がえられず，手術で改善が期待できる場合は手術療法に移行する．

5）考　　察

治療靴の作製は難しい．本来の目的である痛みが軽減しない場合は根気よく何回も調整していかなくてはならない. 外反母趾やRAは女性に多く，疼痛が軽減し歩きやすくなるのはもちろんであるが，デザイン性が重視される．年齢も幅広く好まれるデザインや，使用用途が異なることがある．病態に応じて作製しても患者が満足して履きたい靴ではないこともある．患者のニーズを優先すると個人の好む市販靴を補正し，より安価である足底板がよいように思われる．治療靴を製作したRA患者のアンケート調査でも一番の問題はデザインで，デザインに関する項目が半数を超えていたと報告している[5]．

以上をふまえ今後の展望としては市販靴でも足底板対応可能な靴や，市販靴でも治療靴との中間的存在になりうるような靴があればよいと思われる．また治療靴においては医療者側の理想よりも患者のニーズを取り入れ，調整しながらの許容範囲内の靴，治療靴でも市販靴により近い靴の作製が望まれる．そのためにはバイオメカ的な研究，素材の開発や靴デザイナーの介入などあげられるであろう．

よい装具とは何か？医師は患者の生活背景・ADLの障害程度・足部や全身の病態から装具を処方する. 義肢装具士は装具作製に精通しており，処方を基に患者足部の計測から素材とデザインを考え作製する．理学療法士は理学療法を行い実際の歩行状況を確認しフィードバックをする．より良い装具を作るには，医療者間双方向の連携がよくとれていること，患者と治療における協力関係が築かれていることが重要であると考える．

文　　献

1）橋本健史．治療靴―その基礎と臨床―．関節外科 2012 ; 31（1）: 81–7.
2）Marquardt W，加倉井周一訳．整形外科矯正靴の任務と可能性．靴型装具のすべて―理論と実際―．パシフィックサプライ；1983. 60.
3）島村知里他．成人外反母趾の装具療法．新 OS NOW No. 17 装具療法―モデルと適応のすべて．メジカルビュー社；162–5.
4）田口規子．リウマチ足の装具療法. 新OS NOW No. 17 装具療法―モデルと適応のすべて．メジカルビュー社；170–4.
5）須田英宏他．関節リウマチ患者における整形靴の製作．靴の医学　2006 ; 20（2）: 36–9.

靴の医学 **27**(2)：151–154, 2013.

コラム

リウマチ患者に対応する日常使用する靴

Shoes for rheumatic patients for daily use

[1)]株式会社アルカ
[2)]高田馬場病院整形外科
[3)]株式会社シュリット
[1)]ALKA co.Ltd
[2)]Takadanobaba Hospital, Department of Orthopaedic Surgery
[3)]Schritt co. Ltd

天笠亜衣子[1)]，町田　英一[2)]，久世　泰雄[3)]，青木　　淳[3)]
Aiko Amagasa[1)], Eiichi Machida[2)], Yasuo Kuze[3)], Jun Aoki[3)]

Key words：リウマチ（Rheumatism），足趾変形（Toe deformity），満足度（Satisfaction level），幅（Width），長さ（Length）

要　旨

足趾変形を伴う関節リウマチの患者において，日常使用する靴と，その満足度を検討した．30歳代から70歳代のリウマチ患者の女性74名を対象に，足長と幅，履いている靴の長さと幅，調整内容を調べ，さらに使用感を聞いた．

日常履いている靴は，4つに分類した．ロッカーバーソールとフラットソールの靴底2種．ハイカットとローカットの高さ2種に分けた．ロッカーバーソールのローカット利用者が多く，足幅がAからFまで分布しているのに対し，50%の人がE幅の靴を履いていたが，不満の数は少なかった．

緒　言

関節リウマチ（RA）患者は，ハンマートウ，オーバーラッピングトウなど足趾変形が多くみられ，足趾背側部痛や足底部痛を訴え，靴選びに問題を抱えている．痛みを避けるため，単に大きい靴なら良いと考えられているのではないかと危惧し，履いている靴とその満足度について調査を行った．

対象と方法

対象は，著者の勤務する靴小売店で靴を購入したRAの女性74名で，年齢は，30歳代4名，40歳代11名，50歳代21名，60歳代24名，70歳代14名の計74名であった．そのうち，下肢に関して手術を受けていたのは，5名であった．足趾変形の内訳は外反母趾59名，ハンマートウ18名，マレットトウ1名，クロートウ24名，オーバーラッピングトウ6名であった．

靴は，ロッカーバーソールのハイカットとローカット．フラットソールのハイカットとローカットの4つに分類した．ロッカーバーソールはMTP関節の安静の目的があり，ハイカットシューズは，足関節の安定に効果があると考える．（図1）

以下の方法を用いた．

（2013/11/18受付）
連絡先：天笠亜衣子　〒170–0013　東京都豊島区東池袋2–15–5　株式会社アルカ
TEL 03–3983–0133　FAX 03–3983–0079
E-mail alka@alka.co.jp

図 1. 履いている靴の種類

方法：足の長さと幅を調べ，日常履いている靴の長さと幅と比較し，使用感を明らかにした．まず足長と靴の長さが同じ群と靴の方が長い群の満足度を比較し，次に足幅と靴の幅が同じ群と靴の方が広い群の満足度を比較した．

結　果

［足長と実際に履いていた靴の長さを図 2 に示す］

足長と靴の長さが同じだったのが 11 名であった．足長に対し，靴の長さが大きいのが 63 名であった．（図 2）

［足の幅と実際に履いている靴の幅を図 3 に示す］

足幅は，A から F まで全体に分布しているのに対し，靴の幅は，E に集中している．（図 3）

［長さからみる満足度］

足長と同じ長さの靴を履いている人 11 名のうち，靴に対して不満のある人が 1 名．足長より長い靴を履いている人 63 名のうち，不満のある人が 8 名だった．（表 1）

［幅からみる満足度］

足幅に対し細い靴を履いている人 25 名のうち，靴に対して不満のある人が 2 名．足幅と同じ幅の靴を履いている人 15 名のうち不満のある人は 2 名．足幅より広い幅の靴を履いている人 34 名のうち，不満のある人は 5 名．

足幅と同じか，さらに幅の広い靴を履いている人の不満の割合はそれぞれ 13％と 15％で，足幅より細い靴を履いている人より高いものだった．（表 2）

不満の内容では，「重く感じる」「疲れる」などの訴えは，足長より大きく，足幅より広い，ゆるい靴を履いている人に多いという結果だった．

考　察

RA の患者は，予想通り足長よりも長い靴を選ぶ傾向があった．しかし，足長よりも長い靴を選ぶことによって不満感が高まる傾向は見られなかった．

これは，RA 患者は足趾変形が著しい為，トウボックスの余裕がないと，足趾背側部に痛みを感

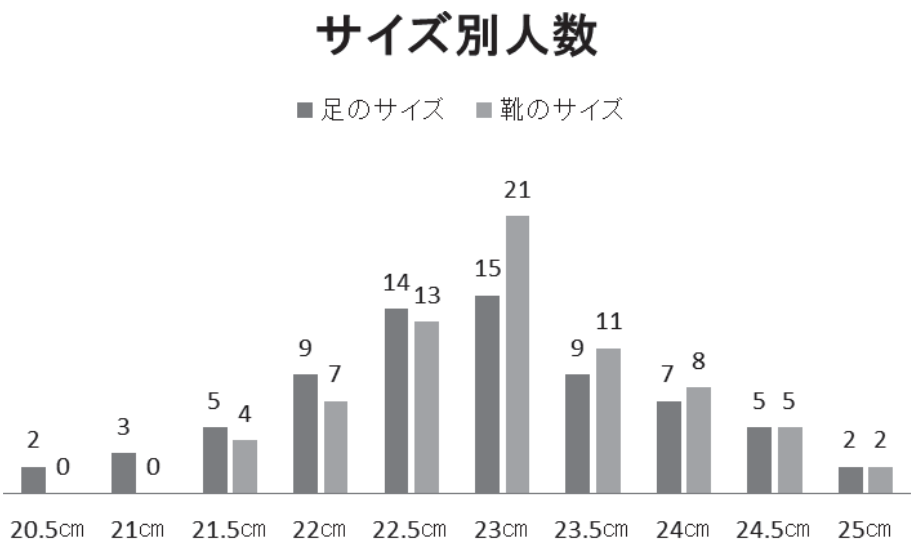


図 2. 足長と履いている靴の長さの比較

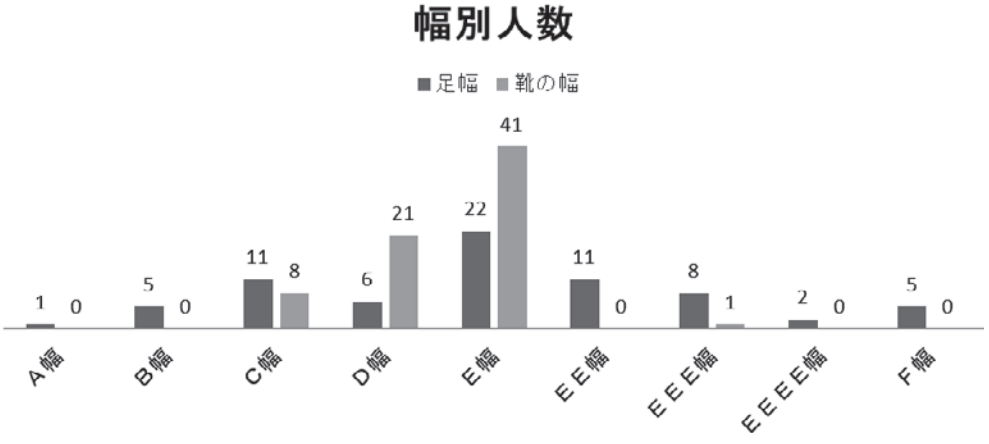


図 3. 足幅と履いている靴の幅の比較

じるため，足の長さより長い靴を選ぶ傾向がある為である．計測上，23cmEE が適切な RA 患者が，24cmE の靴を選べば，自ずと幅に余裕が生まれる．これは，24E の足囲は 23EE の足囲に相当することから，足計測に基づいた E の幅の靴が適正と考え，同じ E で 1cm 長い靴を選ぶと，EE の靴を履く感覚になる為である．とすれば，元々幅 E の RA 患者が，足の長さよりも 1cm（2 サイズ）長い靴を選びたければ，D 幅の靴を選ぶことで，足趾の圧痛を避け，尚且つフィット感の良い靴を得られる事になる．これが，足囲より細めの靴を選んだ RA 患者の満足感につながったと考える．

この様に，幅に関しては，足幅よりも細い靴を履いている人の方が，足幅より広い靴を履いてい

表 1. 長さから見る，満足度

着用の靴	足長と同じ	足長より大きい
大変不満	0（ 0%）	0（ 0%）
不満	1（ 9%）	8（12%）
満足	10（91%）	49（77%）
大変満足	0（ 0%）	6（ 9%）
合計	11	63

表 2. 幅からみる，満足度

着用の靴	足幅より狭い幅	足幅と同じ幅	足幅より広い幅
大変不満	0（ 0%）	0（ 0%）	0（ 0%）
不満	2（ 8%）	2（13%）	5（15%）
満足	21（84%）	13（86%）	27（79%）
大変満足	2（ 8%）	0（ 0%）	2（ 5%）
計	25	15	34

る人よりも，不満の割合が少なかったことから，広いより長いほうがRA患者にとっては，心地よいと推察した．

ただし，ここでは同一の靴を比較しているわけではなく，材質の差異により，履き心地に影響がないとは言えない事も付け加えておく．

結　語

本来の自分の足の長さよりも長い靴を選んだとすれば，圧痛はないものの，本来の足幅より広い靴を選んだことになる．従って，計測からくるJIS規格と適合しない場合があるので，注意を要する．足趾のプロポーションの問題などにより，個々の靴の選び方が異なるため，次回絶対値での研究を深める必要がある．

靴の医学 **27**(2)：155–158, 2013.

コラム

運動器の治療として足底板の効果とその持続性を考える

Consider the its and sustainability effect of the insole as a treatment for locomotorium

三枝整形外科医院　リハビリテーション科
Department of Rehabilitation, Saigusa Orthopedics Clinic

新井　恒雄
Tsuneo Arai

Key words：姿勢筋緊張（postural tone），入谷式足底板（Iritani method shoe insole），知覚行為循環（perceiving-acting cycle）

要　旨

裸足歩行で右小趾の末梢神経に疼痛が出現する14歳女性に対して，入谷式足底板（以下，足底板）を作製した．足底板の効果は裸足でも持続して疼痛は消失した．交通事故後約1年経過した48歳男性の複視による右眼での注視から生じる過剰姿勢筋緊張を軽減させて自己定位[1]を促す目的で足底板を作製した．短期間で屋外歩行時の人とすれ違う時と段差の恐怖心がなくなった．2症例とも足底板により新たな自己定位の形成を促し，その状態で生活することで知覚行為循環[2]が成立し活動性を向上させたと考えた．

緒　言

運動器の治療として足底板が用いられるが足底板がなくともその効果が持続し痛みや動作が改善することがある．歩行時末梢神経痛を呈した裸足競技を行う症例と，頭部外傷後に知覚システム協調障害[3]のため活動制限を生じた症例を通して，足底板除去後もその効果が持続した経緯を考え報告する．

症 例 1

14歳女性．競技種目：剣道（経験年数6年）．主訴：裸足で歩くと右小趾が痛い．疾患名：右内反小趾，末梢神経損傷．既往歴：左アキレス腱炎．身体的特徴：Joint laxity，両側開張足．関節可動域テスト，徒手筋力検査は特に問題なし．筋緊張：下腿前外側が高緊張，右下腿の内側が低緊張．右第5中足骨頭底部に圧痛．立位姿勢の矢状面は，両側足趾を伸展，両上肢を前方挙上することで重心を前方に修正．（図1）歩行：右足での過剰な踏み出し，左足で蹴り出し（図2）により，右前方への推進が大きくなり右前足部が回外し第4・5趾は内反内転．歩行直進性を欠くその自覚なし．足底板作製の直接評価20日後の裸足歩行で痛み軽減と歩行直進性の向上が診られたため，剣道（裸足状態）への復帰を目標に通学用の靴に足底板を処方した．目的としては左踏み出し足，右蹴り出し足[4]へ変換促通であるが，荷重時痛を考慮して，右荷重増大からの蹴りだしは段階的に行った．

（2013/10/29受付）

連絡先：新井　恒雄　〒288–0801　千葉県銚子市唐子町34–12　三枝整形外科医院リハビリテーション科
TEL 0479–23–2126　FAX 0479–23–1268
E-mail saigusa_oc@yahoo.co.jp

図 1. 症例 1 裸足姿勢と足底板使用後の姿勢

図 2. 症例 1 足底板使用による踏み出し蹴り出し足の変換

結　果

歩行の前方直進性向上，裸足時の右小趾痛は消失し剣道に復帰した．

筋緊張は左右共に下腿前外側の高緊張改善，右下腿の内側低緊張も改善した．

症 例 2

48 歳男性．軽自動車運転中に普通車と接触，田んぼへ転落し受傷．受傷後約 1 年後，左肩関節拘縮改善のため当院受診．疾患名，障害名：左肩関節拘縮．脳挫傷後右片麻痺，眼筋麻痺，右外傷性肩関節脱臼，右足関節内果・腓骨骨折，右第 4 中手骨骨折．主訴：屋外歩行時に人とすれ違うのが怖い．段差が怖い．複視により左目を閉じたほうが見やすい．左肩が挙上出来ない．動作：段差から降りる際，動作が止まり体幹を回旋しながら下肢をおろす．（図 3）患者にボールを投げると，身体が一時後退して捕球も困難であった．（図 4）立位姿勢：頸部左回旋，右肩甲帯外転挙上．立位時筋緊張：右胸鎖乳頭筋・大胸筋・広背筋，左右上腕二頭筋の亢進を優位に認めた．姿勢筋緊張改善のため足底板処方．

図 3. 症例 2 段差降り動作：左側足底板使用前と右側足底板使用後

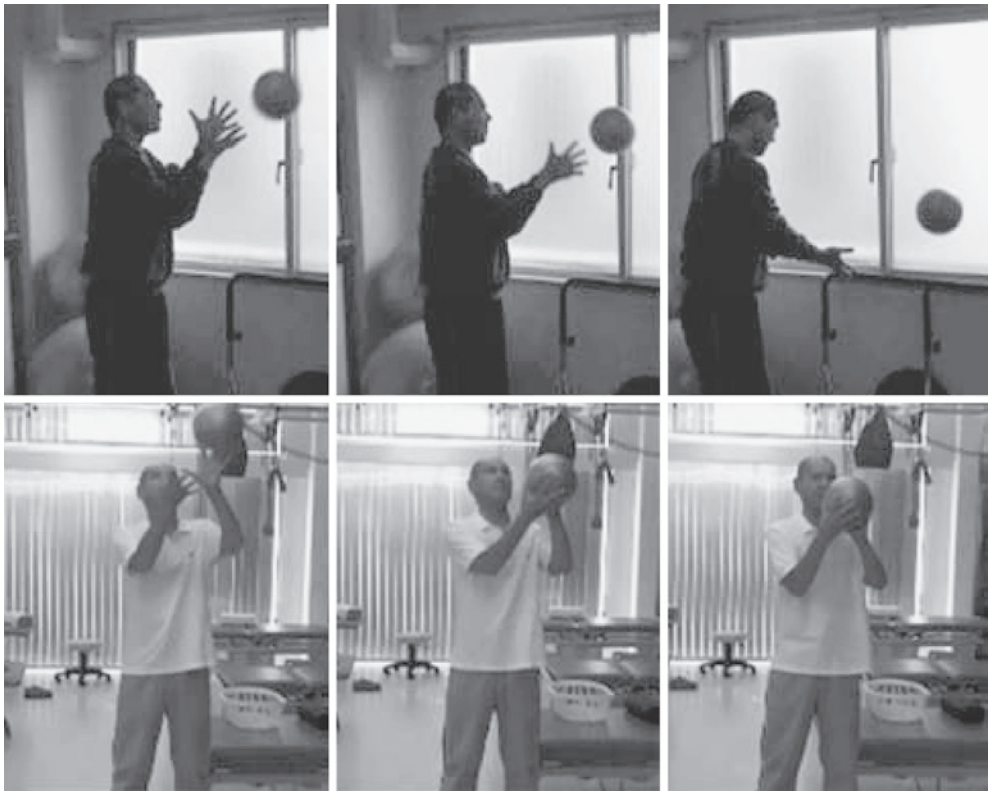


図 4. 症例 2 ボールキャッチ：上段足底板使用前と下段足底板使用後

結　果

歩行時に人とすれ違う恐怖心がなくなり街中を歩行可能．段差から降りる際の動作がスムーズになる．ボールを迎えて捕ることが可能になる．立位時筋緊張の左右差も同レベルとなった．左肩挙上

可能.

考　察

症例１では毎日通学で履く靴に足底板を使用することで，無意識下に筋緊張をコントロールし，身体に対するメカニカルストレスを減ずるに方向に誘導した．その結果，身体内部環境である中枢神経系の内側下行路[5]にも影響したことが，裸足状態でも効果が持続した一要因と考える．症例２については脳挫傷後の両眼複視により左眼を閉眼させ右眼のみに注視した事が，過剰な姿勢筋緊張を形成した．姿勢筋緊張は自己定位に重要な情報である．自己定位困難な状態が外部環境への適合障害を生み，活動制限を生じさせたと考えた．足底板を使用する事により，過剰な筋緊張が生じない自己定位を作り出した．経過が長く他院から眼筋，足底板を入れた時期から恐怖心が改善したことから，知覚システムの協調障害に対しても足底板は有効であると考える．２症例ともに，新たな自己定位の形成を促し，その状態で生活することで知覚行為循環が成立して活動性を向上させたと考える．

文　献

1) 冨田昌夫，大塚　圭．移動　基礎的な定位と自己定位の原点の再構築．ボバースジャーナル　2003；26巻２号：112–9.
2) 冨田昌夫．自分のことを自分でもわからない　知覚システム間の乖離．理学療法学　2007；34巻４号：129–31.
3) 冨田昌夫他．知覚システムの協調障害　視覚システムからの検討．第15回活動分析研究大会誌　2003；下巻：420–3.
4) 入谷　誠．歩行の概要．入谷式足底板基礎編．第１版第２刷．大見広道．神奈川：運動と医学の出版社；2011．72–3.
5) 高草木薫．大脳基底核による運動の制御．臨床神経学 2009；49：325–34.

靴の医学 **27**(2)：159–162, 2013.

コラム

学校指定靴用に工夫した足底挿板が有用であった種子骨障害の１例

One caces of sesamoid bone disorder insole that was devised to school for designation

[1)]東名ブレース株式会社
[2)]慶應義塾大学整形外科
[1)]Tomeibrace. Co., Ltd
[2)]Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Keio University

小野　嘉昭[1)]，曽我　敏雄[1)]，奥村　庄次[1)]，池澤　裕子[2)]，須田　康文[2)]
Yoshiaki Ono[1)], Toshio Soga[1)], Shoji Okumura[1)], Hiroko Ikezawa[2)], Yasunori Suda[2)]

Key words：種子骨障害（sesamoid bone disorder），装具療法（Orthotic therapy）

要　旨

種子骨障害の装具療法として，除圧目的の足底挿板や踏み返し時に母趾背屈を制限する目的でシャンクの延長・ロッカーボトム・メタタルザルバーなど靴に加工をすることが広く行われる．今回我々は，種子骨障害の１例に対して患者の要望を満たせるよう足底挿板に工夫を加えた結果，十分な除痛効果を得ることができたので報告する．

緒　言

種子骨複合体の機能として荷重時の衝撃を和らげる，母趾関節・長母趾屈筋腱の保護，母趾底屈筋力の伝達などがあり[1)]，踏み返し時に種子骨にかかる負荷は体重の３倍とも言われている[2)]．このような負荷のかかる種子骨には，新鮮骨折・疲労骨折・骨軟骨炎・無腐生壊死・骨髄炎・骨関節症などに起因する種子骨障害が生じ[3)]，治療に難渋することが少なくない．一般に，種子骨障害では安静固定・運動量の低減・薬剤・装具療法など保存療法がまず初めに選択される．今回，頑固な足底痛を有していた種子骨障害に対して，学校指定靴向けに製作した足底挿板が有用であった１例を経験したので報告する．

対象と方法

症例１　15歳女性．中学３年生．身長157cm・体重50kg.

ダンス・空手・陸上競技愛好家．週６回スポーツ活動に従事していた．

既往歴・家族歴：特記すべき事項なし．

主訴：左母趾MTP関節底側痛．

現病歴：平成24年12月より左母趾MTP関節底側に運動時痛を自覚していた．他院を受診し安静を勧められたが軽快せず，その後日常生活においても疼痛を認めたため平成25年２月当院受診となった．

理学所見：左母趾MTP関節底側やや内側に著明な圧痛があり，歩行時には常に痛みを自覚していた．母趾他動背屈にて疼痛が増強した．母趾

（2013/11/01 受付）
連絡先：小野　嘉昭　〒259–1147　神奈川県伊勢原市白根字初川472–5　東名ブレース株式会社関東支店
TEL：0463–92–5578
FAX：0463–92–5582
E-mail：ono@tomeibrace.co.jp

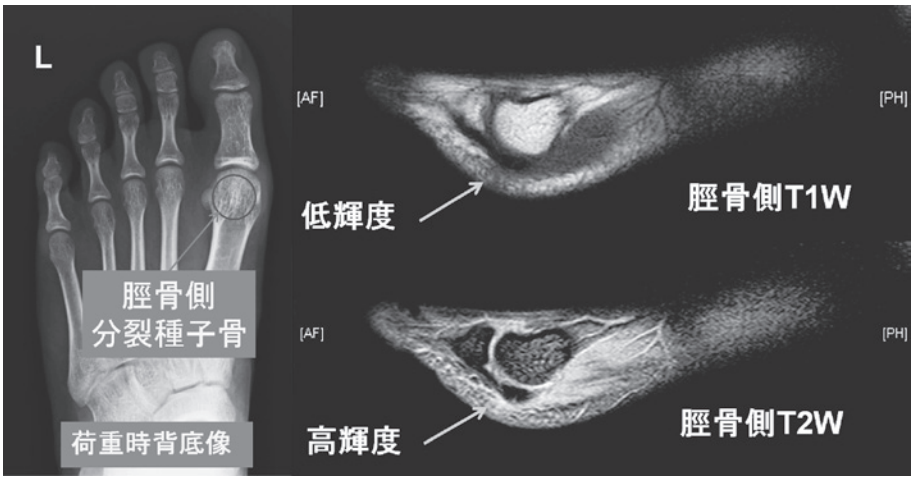


図 1. 単純レントゲンと MRI 画像

図 2. 学校指定靴

図 3. トライアル用の足底挿板

図 4. トライアル用装具の対策

MTP 関節可動域は，疼痛のため背屈 45°（底屈 20°）に制限されていた．JSSF 母趾スケールは 59 であった．

画像所見：単純レントゲン像では左脛骨側種子骨に分裂像を認め，M1M5 角は 25°，calcaneal pitch は 16° と開張足，扁平足はなかった．MRI 画像では，種子骨には明らかな輝度変化はなかったが，左脛骨側種子骨底側に T1 強調像で低輝度，T2 強調像で高輝度の領域を認めた．（図 1）

以上の所見から種子骨周囲炎（広義の種子骨障害）と診断し，安静指示および除圧目的での装具療法を行うこととなった．なお，患者が学校指定靴（ローファー靴）への加工や靴自体にメタタルザルパットを付けるパット加療は希望せず，インソールタイプの足底挿板を製作することとなった．（図 2）

今回，インソールを入れるには適さないローファー靴を使用したいとの希望であったため，初

図 5. 完成型装具

めにトライアル用の足底挿板を製作し，問題点を探った上で足底挿板を完成させることとした．当院での通常の足底挿板では縦・横のアーチをサポートすることで除圧を図ることが多く，今回もそれに従い縦・横アーチサポートをしっかりとさせた．またローファー靴のため，MTP 関節より遠位は出来るだけ薄くする必要があり，母趾球底部では熱可塑性の芯材をくり抜きトータルコンタクトと患部の除圧を試みた．(図 3)

このトライアル用装具を 2 週間使用してもらったところ，除圧が不十分であったためか疼痛の軽減は得られなかった．

このため，医師立会のもと縦アーチアップとメタタルザルパッドの内側を母趾直近まで延長することでより高いトータルコンタクトを目指した．(図 4) 次に患者にその場で試し歩きを指示したところ，足底挿板の厚みにより前足部に圧迫感を認めたため靴のトウボックスを拡張した．

結　果

調整後 2 週間後の再診時に疼痛の改善が得られていたため，本装具を製作するに至った．(図 5) 本装具は学校通学用靴のみではなく，適応可能であったスポーツシューズにも装用した．

完成型足底挿板の装用を開始してから 1 ヵ月後に足底痛は消失し，2 ヵ月後からスポーツ復帰も可能となった．疼痛が消失した 6 ヵ月後においても，患者の意思により装具装用を継続しているが，母趾 MTP 関節の他動背屈は 80° まで改善し，JSSF 母趾スケールは 90 となった．

考　察

種子骨障害に対する装具療法では，患部を除圧する目的の足底挿板の装用や靴の加工が行われる．しかし通学用学校指定靴は底が薄く今回のようにローファータイプの革靴が選ばれていることが多い．通常靴に比べ元来足底挿板での調整を念頭に置いた設計ではないため，トウボックスが低く甲の被りと踵が浅いこと，また紐やマジックベルトによる甲の締め加減調整や足底挿板を入れるスペースの確保が出来ないことから，足底挿板の設置は難しいのが現状である．しかし今回のように，医師や患者の協力のもと，まずトライアル用装具を作り，問題点を抽出しながら時間をかけて足底挿入板を製作することで，より目的にかなった装具療法を行うことが可能であった．今回の結果から，特殊靴に足底挿板を製作する場合には，治療に時間的余裕があれば，トライアル用装具を先に製作することが重要であると考える．

結　語

スポーツ愛好家の 15 歳女子中学生，頑固な足底痛を伴う種子骨障害の 1 例に対して，足底挿板に工夫を加えることで，良好な治療成績を得ることが出来た．

文　献

1) Kadakia AR, Molloy A. Current concepts review. Traumatic disorders of the first metatarsophalangeal joint and sesamoid complex. Foot Ankle Int 2011 ; 32 : 834–9.

2) Boike A, Schnirring-Judge M, McMillin S. Sesamoid disorders of the first metatarsophalangeal joint. Clin Podiatr Med Surg 2011 ; 28 : 269–85.

3) 田中康仁. 種子骨障害. 整形外科痛みへのアプローチ 下腿と足の痛み. 第2版. 高倉義典編. 東京：南江堂；1999. 152–-54.

靴の医学 **27**(2)：163–166, 2013.

特別講演

足変形の計測と靴設計への応用

Measurement of Foot Deformation for Shoes Design

慶應義塾大学　名誉教授

Professor Emeritus, Keio University

山崎　信寿

Nobutoshi Yamazaki

Key words：足変形（Foot Deformation），動作計測（Motion Capture），靴設計（Shoes Design）

要　旨

靴の様々な不都合は，歩行中の足と靴の変形による足靴間の固定性の低下によって生じることが多い．足靴間の固定性の改善には，関節運動や体重負荷変動，靴からの圧迫などによって変形する靴歩行中の足を，非侵襲かつ定量的に計測する必要がある．このため，反射標点式動作計測手法とコンピュータによるモデル変形手法を応用し，簡便な動的足変形計測手法を開発した．

具体的には，従来の球標点を円標点にすることで，透明靴内の足変形も計測できるようにし，この標点位置を足骨格モデルと対応付けることで関節角度を推定すると共に，足表面のメッシュ変形から表面伸縮量も計算できるようにした．また，超音波画像診断装置を用いて標点のずれ量を確認し，本手法の妥当性を検証した．

これらの手法で得た足変形の時系列的関係から，歩行中の足囲増加を利用して履口を開きにくくすれば，パンプスの踵の脱げやすさを改善できることを示した．さらに，足関節の受動的屈伸許容量でハイヒールの中底形状の角度配分を決めれば，圧力分散と前滑りを改善できることを示した．

はじめに

はさみのように，人が直接使う道具の寸法や形は，人の解剖学的・運動力学的制約により，大きく変えることはできない．このような，「人が使う物」より，靴のように「人に使う物」のデザインでは，さらに身体制約が大きい．一方，靴は人目にもさらされるため，足との適合のみならず，ファッション性も無視することはできない．一時期流行った厚底靴は，ファッションの力を見せつけたが，靴底は甲や中底に比べて人から少し離れているために，身体制約が緩み，かろうじて履けたのであろう．このように，時としてファッション性の要求が足と靴の適合性を著しく低下させてしまうのは，どこまでが許容できるか，あるいは，そのデザインを成り立たせるためにはどこで補えば良いかが，必ずしも明らかでないことによる．

靴の甲に必要な最低限の機能は，靴底を足に固定することである．したがって，それは鼻緒でも良いが，やがて足の保護や装飾などの新たな機能が加わって，変形する足を変形する甲で包む構造になり，実用性とファッション性との間で様々な問題をもたらすようになった．この問題の解決には，相互変形する足と靴の実態を知り，そこから，足と歩行および靴のファッション要求を満足させる，靴の固定方法を考案する必要がある．

足変形の計測手法

歩行中の足を測るために，従来から様々な試みがなされてきた[1]．最近は計算による形状変形手法が精緻化し，体表面の標点から骨格モデルの関節角度を推定する方法と，表面形状を三角形の網目

（2013/11/28 受付）

連絡先：山崎　信寿

E-maill yamazaki@mech.keio.ac.jp

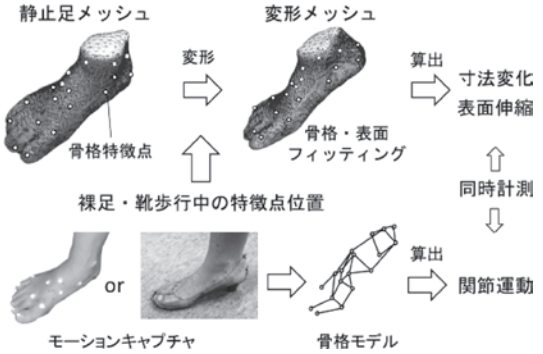


図 1. 歩行中の足変形計測手順

状に分割して，多くの標点の動きから表面変形を計算する方法も開発されている．両者を同時に適用できれば，歩行中の足変形を総合的に把握するための有力な手段になる．また，透明素材の靴も，素材特性の違いや発汗による曇りの問題はあるが，歩行中の足を直接観察できる魅力がある．しかし，運動計測に用いられる通常の球標点では，甲に大きめの穴を開けない限り，透明靴との併用はできなかった．このため，本講演では，球標点から円標点に換えることで，図 1 に示すように透明ビニール靴内の足特徴点計測を行い，このデータを利用して骨格モデルとメッシュモデルから関節運動と体表面変形の両方を同時に推定する方法を提案した．計測例を図 2 に示す．詳細は，文献[2]を参照されたい．

足運動に伴う標点のずれについては，水中に足を入れて 12MHz のリニアプローブを円標点に当て，足指を屈曲して足底を 45° にした時の超音波画像を平地時と比較した．その結果，骨格特徴点に対する標点のずれの影響は，角度にして最大 2° 以下であった．また，円標点全体が映り込むようにカメラ配置を工夫すれば，球標点と位置精度は変わらず，体表面に密着しているため，むしろ 2 点間の寸法誤差が発生しない利点があった．なお，ビニール越しでも反射や屈折の影響はなかった．さらに，計測した標点データと足型モデルから推定した形状と寸法の精度も，十分高いことを確認した．本手法は，2013 年度のバイオメカニズム学会論文賞を受賞した．

パンプス歩行の特徴

同一被験者の，裸足と，ヒール高 45mm のウエッジヒールおよび 85mm のピンヒール歩行時の足変形を比較した．ヒール靴歩行でも足根部はほとんど変形せず，個体差の方が大きいが，中足骨部には立脚後期の内外転に明確なヒール差が現れる．しかしこれらは，振幅差であって，基本的な関節の動きはヒール高によらない．

足の表面伸縮パターンもヒール高によらず，足囲と足首部分の変化が大きい．その変化量は裸足が最も大きく，ヒールが高くなると，静止直立時の変形が主で，歩行による変化量は小さくなる．

足変形を利用したパンプスの固定性向上

足を覆う部分が少ないパンプスは，当然のことながら，固定力が低下して歩行中に踵が脱げやすくなる．しかし，これを避けるためにベルトを着けたり，開放部を小さくしたりすると，異なるデザインの靴になってしまうため，見た目の形を変えずに固定性を高めることが望ましい．

パンプス歩行の計測によれば，図 3 に示すように，踵のずれは歩行周期の 40％あたりから始まり，その増加時に踵のずれを感じている．この時期に，足根部は内側に倒れ，履き口を広げて口回り線を押し下げると共に，足根部の外側には隙間ができる．このため，足の前滑りがなくても，履き口の固定力が低下する．

一方，踵のずれが起こる時期には，図 4 に示すように足囲が増加するため，足囲と履き口回りに沿った表裏素材間誘導路に，8 の字状に強靱な紐を通せば，外形を変えずに，踵のずれ量を 20％程度減らすことができる．本手法は，ヒールカウンターなどの圧迫によるのではなく，周期的な足変形を利用するため，長期間の使用でも固定機能が失われることはない．詳細は文献[3]を参照されたい．

なお，踵のずれ量は 6.5mm で半数が不快に感じるが，わずか 1.5mm 減ると大多数が許容し，さらに 1.5mm 減るとずれが小さいと感じる．したがって，数 mm 小さくするだけでも効果が期待できる．製品化には様々な注意が必要なため，必ず筆者に相談されたい．

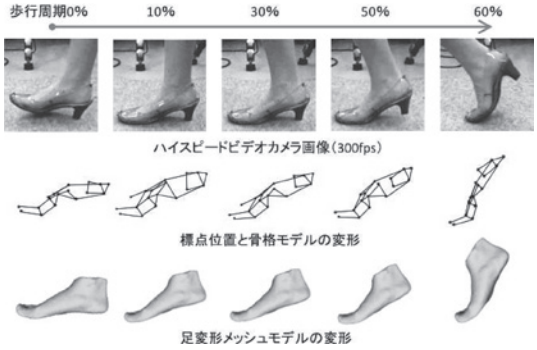


図 2. 足変形の計測例

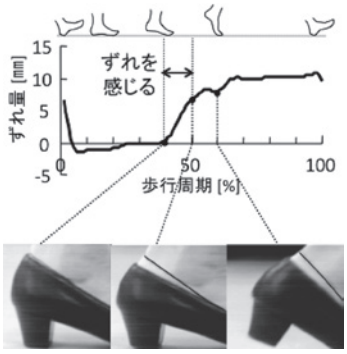


図 3. 踵ずれの時期

中底の角度配分

足と靴の固定不足がもたらす前滑りは，踵のずればかりでなく，足指の圧迫や足裏の剪断負荷など，様々な問題を引き起こす．ハイヒールで足の前滑りを減らすには，ヒールで傾けた足底を支える中底の角度配分が重要になる．

踵を支える部分を水平に近づければ，踵での体重支持がしやすくなり，ボール部の負荷が軽減するだけでなく，前滑り防止にも効果がある．しかし，アーチの屈曲には限界があるため，ヒールが高い場合は，踵角度を小さくできない．また，爪先角度を大きくすれば，前滑りを低減できるが，これも，ヒールが高いと指が屈曲しすぎて，大きくできない．このように，ハイヒールでは，中底の爪先と踵角度の配分に注意しなければならない．なお，足根中足部の角度は，踵と爪先の角度およびヒール高が決まると，足長ごとに幾何学的に決まってしまうため，独立に決められるのは，

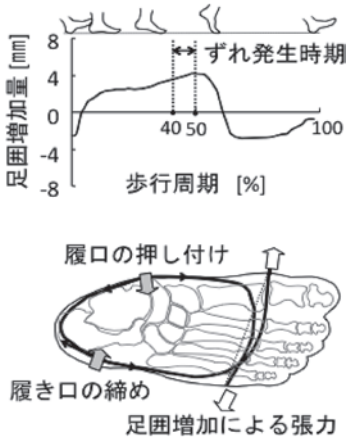


図 4. 足囲増加の活用

爪先と踵部分の中底角度だけである．

身体関節は靱帯などの強固な軟組織に覆われているため，図 5 に示すように，他動的に関節を動かすと，徐々に抵抗力が大きくなる非線形な弾性特性を示す．動かす途中で「不快」になった瞬間を答えてもらうと，足首は 50～110°，母指の伸展は 40°，小指は 50°，内アーチは 110～140°，外アーチは 150～170° 程度であった[4]．

ヒール高 50mm，足長 230mm として，幾何学的に可能な爪先角度と踵角度範囲を計算し，足のすべての角度が不快にならない爪先角度と踵角度の組み合わせを求めると，踵傾斜 10°，母指側爪先角度 5°，小指側 3° になった．図 6 に示すように，市販靴の中底をこの角度に補正した結果，前足部のピーク圧は明らかに小さくなり，母指球の移動量で定義した前滑り量は，中足部のみ覆うサンダル形式でも，爪先上がりがほとんどない補正前の市販靴より 2mm 程度小さくなった．前滑りは 1mm でも感じるため[5]，この改善効果は大きい．

提示したデータは，試験的に行った少数例の結果であるが，今後の足型計測事業などの機会を活用し，足の各部の許容関節角度についての十分なデータが蓄積されれば，中底角度配分を合理的に決定できる可能性がある．

おわりに

身体に密着して大きく変形しながら体重を支える靴のデザインには，その過酷な状況を，総合的・定量的に把握できるデータが必要である．近年の

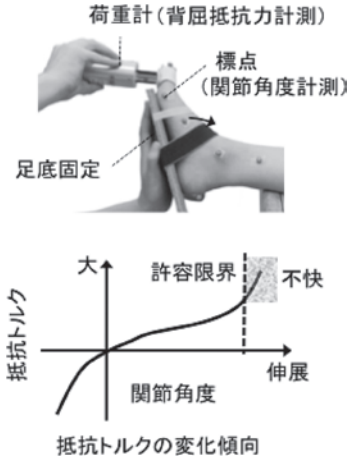


図 5. 関節許容限界の計測

動作計測技術とモデル解析技術は，この困難な要求の実現を可能にしつつある．

新たなデータは新たな発想も生み出す．従来，靴の適合性を低下させる一因であった足変形も，うまく利用すれば，靴のデザインを維持したまま足と靴の固定性を高めることができる．また，足の主要関節屈伸許容値を知れば，中底各部の角度配分を合理的に決められる可能性がある．このような工夫で，足と靴が無理なく固定されれば，局所的な負担が低減し，結果的に歩きやすさが向上する．

特に婦人靴では，快適性はファッション欲求には勝てない．一方，体に接する靴は，足の形が変わらない限り，試行錯誤的に到達した従来の寸法形状から大きく変えることはできない．したがって革新を求めるファッションと保守的な身体とを調和させるには，「快適」から「許容」への，靴作りの発想の転換が必要であろう．まずは「足が許容できる靴」の条件を明らかにし，ファッションを楽しめるようにすべきである．「足の快適」以前に「心が快適」にならないと，結局は売れず，せっかくの工夫が無駄になる．目と心が楽しめる靴にするには，まず，足と靴に何が起きているかを定量的に知ることが必要である．

戦後の物質的豊かさを求めた時代から，今やモノは使い切れないほど充足し，自己実現欲求の高まりもあって，様々な分野で徹底的に安いか，こだわりの一品かの二極化が進んでいる．中途半端はどちらの要求にも応えられない．日本の高品質な靴は，自分へのご褒美として買ってくれるような，ファッションと履き心地の両方の要求を満たす，経験と理屈が調和したデザインに進むことを願いたい．

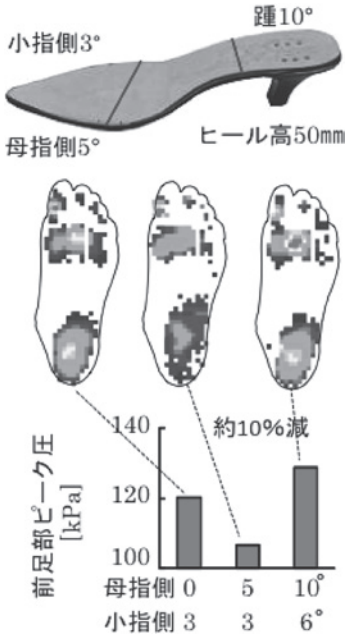


図 6. 中底角度の影響

文　献

1) 山崎信寿，富田祐司．足と靴のバイオメカニズム．バイオメカニズム　1983 ; 6 : 80–8.
2) 西浜里英，山崎信寿．円標点とメッシュ変形法を用いた歩行時の足骨格と表面変形の計測．バイオメカニズム　2012 ; 21 : 135–44.
3) 西浜里英，山崎信寿．歩行中の足変形を利用した踵ずれ低減パンプス．バイオメカニズム　2010 ; 20 : 77–86.
4) 加藤麻子，西浜里英，山崎信寿．足の骨格可動域に基づくハイヒール中底角度配分．人間工学　2011 ; 47（特）: 142–3.
5) 大堀あき子，山崎信寿．歩行における靴内滑り量の計測と評価 . 人間工学　1990 ; 26（特）: 216–7.

靴の医学 **27**(2)：167–170, 2013.

特別講演

スポーツ靴と足部・足関節の疾患

Foot and ankle disorders related with sports shoes

奈良県立奈良病院整形外科
Department of Orthopaedic Surgery, Nara Prefectural Nara Hospital

杉本　和也
Kazuya Sugimoto

Key words：スポーツ（sports），靴（shoes），足（foot），足関節（ankle），疾患（disorder）

はじめに

スポーツにおいて靴は重要な要素であり，ときには競技における勝敗を左右する．その形状や機能はスポーツによって様々な特徴を有し“スポーツ靴”を定義することは容易ではないが，“スポーツを行うときに用いる靴で，それを使用することでスポーツが可能になる，あるいはスポーツ能力を向上させるもの”ということができるのではないだろうか．ここではどのようなスポーツ靴があるのか，また，スポーツ靴がどのような足関節・足部の傷害と関わっているのかを紹介する．

スポーツにおいて求められる靴の機能

足の保護と競技能力の向上はもとより，装用の簡便さや耐久性，ファッション性が要求される．その種類も様々であり，大手メーカーのスポーツ靴カタログを見ると，オリンピックで採用されているような種目に関しては，水泳，武道，ビーチバレーなどを除いて，ほとんどすべての競技に専用の靴が発売されていることに驚く．いずれも着用することに魅力があるからこそ需要があるといえる．

（2013/12/20 受付）
連絡先：杉本　和也　〒631–0846　奈良県奈良市平松1–30–1　奈良県立奈良病院
TEL 0742–46–6001　FAX 0742–46–6011
E-mail kzort@m3.kcn.ne.jp

1，靴による足部の保護

1）外傷からの保護

コンタクトスポーツでは踏みつけられたり蹴られたりする衝撃を緩和する機能を発揮する．また，足底圧の緩和にも寄与する．一方，ウインタースポーツでは保温が重要であり，足部を凍傷から守ることが要求される．

2）疲労の緩和

スポーツの基本動作である走行時に着地動作で発生する衝撃は靴の着用で緩和される（図 1）[1]．衝撃緩和による疲労の蓄積を防止することで疲労性障害の発生率低下が期待される．

2，靴によるスポーツ能力の向上

1）グリップ性能

スポーツにおける能力向上は，動作を俊敏にすることでもたらされる．そのためには競技場の地面（以下，サーフェイス）との滑りを防止することが求められる．滑りの防止機能はグリップ性能とも呼ばれる．グリップ性能が向上すると俊敏な動作が可能となり，スポーツ能力は向上する．その一方で足部は大きな角速度や加速度に晒され，脚全体に負担が増大する[2]．グリップの増大は傷害発生の増加に関係するため，グリップ性能が高ければ高いほどよい靴であるということにはならない．

2）軽量であること

重い靴は俊敏な動きを妨げる．したがって，機

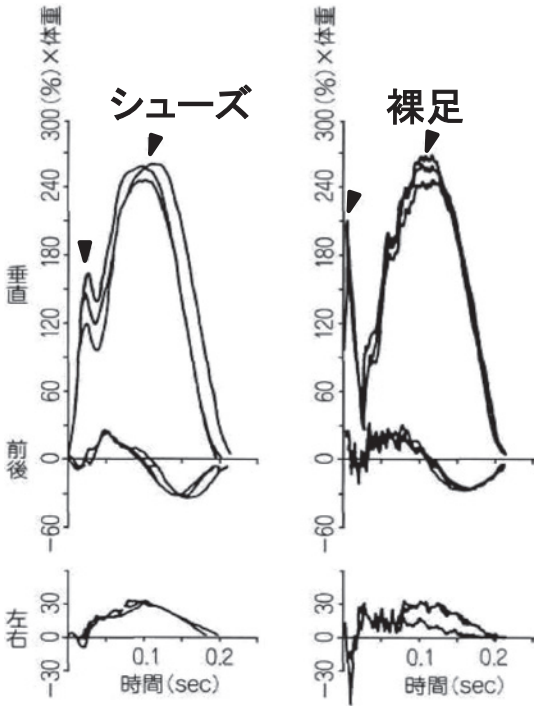


図 1. 裸足とシューズを履いた時のランニング時の床反力の相違（文献 1 より）.

能を損なわぬ範囲において，できる限り軽いことが求められる.

3，耐久性

性能のよい靴であっても，耐久性に劣るものは実用性に乏しい．トップアスリートにおいてはオリンピックの舞台において数回使用するだけの靴もあろうが，一般的なアスリートにおいては年単位で使用することを想定しなくてはならない．徐々に機能が低下すると考えられるが，できる限り機能の劣化が少ないことが望まれる.

4，ファッション性

現代のスポーツでは靴はユニフォームの一部でもあり，トータルコーディネーションにおいて靴のファッション性は欠かせない状況にある．よい機能をもった靴でも，好んで履いてもらえなければ，意味を持たないことから，ファッション性は無視できない要素と言える.

図 2. ラグビーにおけるタックル．スパイクシューズで足部がグリップされているところに外側から衝撃がくわわる.

5，装用の簡便さ

簡便かつ正確に装着できることが求められる．フィッティングよく装着することができなければ，よいスポーツ靴の機能は発揮できない．特に小児のスポーツ靴では重要な要素ではないかと考えられる.

靴に関連する傷害

競技特性や靴の形状に特徴的な傷害がみられる.

1，骨関節の外傷

グリップの向上により，ソールが滑らない結果，足関節靭帯損傷や距骨下関節靭帯損傷，足部靭帯（Lisfranc 靭帯）損傷，骨折などが生じる．特にスパイクシューズではコンタクト時に強い外力が足関節部分に負荷され，重度の脱臼骨折を生じることがある.

1）足関節脱臼骨折

スパイクシューズでプレーを行い，かつタックルを通常外側から受けるため，外反型の損傷が多い（図 2）．腓骨骨折，三角靭帯損傷，脛腓靭帯損傷の組み合わせとなる．Lauge-Hansen 分類の P-A 型である（図 3）.

2）Lisfranc 靭帯損傷

スパイクシューズにて踏み返しの際に，自重あるいは後方からの衝撃がくわわることで発症す

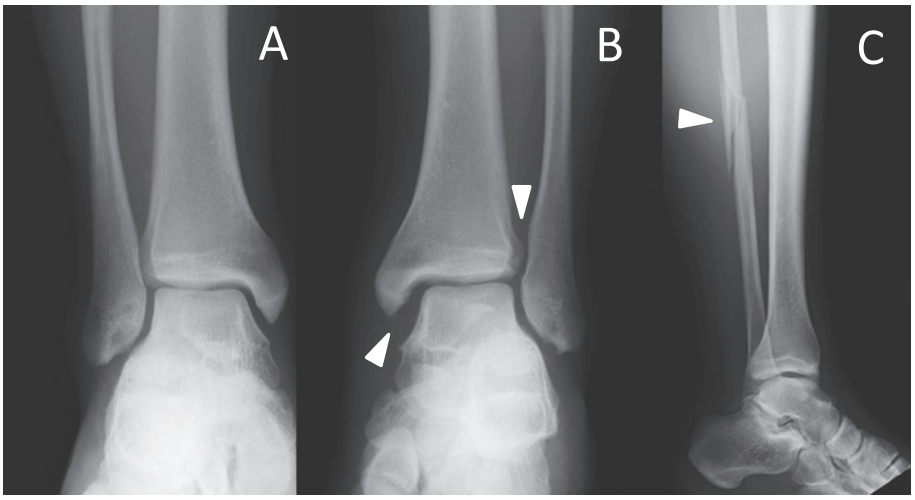


図 3. ラグビーにおける典型的な外反型の足関節外傷．健側（A）と比較すると患側（B）では内側ガータ部分と脛腓間の開大が明らかである（矢印）．また，下腿全体の X 線像（C）において腓骨の高位骨折（矢印）を認めることがあり注意を要する．

図 4. 33 歳，プロスノーボーダーに生じた距骨外側突起骨折（矢印）．

図 5. スパークポイントの摩耗．外側の摩耗が目立つ例．

る[3]．

3）距骨外側突起骨折

スノーボードに特徴的である．ジャンプの着地での衝撃と靴底が固定されたボードの撓りがもたらす後足部の回外が原因と考えられる[4]．初診時の X 線検査で見逃されることがあり注意を要する（図 4）．

4）母趾種子骨障害

スキーブーツ内で圧迫されることで生じる．ブーツのバックルを締めることで高い圧力が種子骨に負荷されるためと考えられる．

5）母趾基節骨疲労骨折

陸上の短距離種目の選手にみられる[5]．短距離走に用いるスパイクシューズは前足部のみにスパイクが装着されており，前足部での蹴り動作が重要である．母趾に強い負荷がかかる結果生じると考

えられている．

2，皮膚障害

フィッティングを重視すると，皮膚は圧迫を受けやすくなり，爪下血腫や爪縁の炎症，足底の胼胝，靴ずれなどの原因となる．また，通気性が不十分であることにより感染症の原因ともなり易い．

1）胼胝

スパイクシューズではブレードの部分に荷重が集中することから，胼胝形成の要因となる．

2）爪の傷害

爪の傷害はシューズの圧迫や競技中のコンタクトによって生じる．つま先部分のボックスは安全靴ほど強固ではないことから，パイクブレードで踏みつけられることで，爪下血腫や爪縁部の炎症が生じる．

3）感染症

靴の通気性が不十分であれば，靴の内部は湿潤となることから，細菌感染や白癬症が発生し易い環境となる．

ソールの摩耗に関する諸問題

O脚を有する場合，靴底では外側の摩耗が生じやすい．この“片減り”を放置しておくとO脚がさらに強調される結果，下肢に諸傷害をもたらす要因となる．特にラグビーではスクラムを組む特性から，スパイクのブレードはねじ込み式のポイント型であり，その形状から摩耗が早い．実際の調査でも“片減り”現象が確認されており，捻挫との関連が示唆されている（図5）[6]．

人工芝における問題

元来，芝生の上で行うスポーツはスパイクシューズを着用することが多い．したがって人工芝上で行われる競技では基本的にスパイクシューズを着用する．天然芝と比較してスパイクのポイントがよくグリップする（ひっかかり過ぎる）ことから，人工芝での傷害が多く報告されたが，最近では人工芝の改良が進み，天然芝と性状が同等になってきたとされる．しかしながら，人工芝の多くにおいて過度のグリップが危惧される．その点で，人工芝対応のスパイクシューズの必要性を認識する必要がありそうである．

おわりに

多くのスポーツ競技において靴は不可欠である．靴の装着によって足部は保護され，競技能力が向上することに異論はない．しかしながら，競技能力と安全性には相反する部分もあり，スポーツ靴に関連する傷害があることは事実である．競技能力を損なわない範囲で，このような傷害の発生率の低下を図ることができれば大変有益である．スポーツ靴における安全性の研究は本学会における重要な責務の一つと考える．今後，多くの研究がおこなわれることを願っている．

文　献

1）横江清司．バイオメカニクスからみたランニング損傷の予防．臨床スポーツ医学　2001；18（1）：7–12.

2）村松　憲，吉成啓子，友末亮三他．テニスシューズの科学．臨床スポーツ医学　1998；15（11）：1229–32.

3）杉本和也．Lisfranc 靭帯損傷．図説足の臨床．第2版．田中康仁，北田　力編．東京：メジカルビュー社；2010. 307–10.

4）熊井　司．距骨外側突起骨折．図説足の臨床．第2版．田中康仁，北田　力編．東京：メジカルビュー社；2010. 244–45.

5）Munemoto M, Sugimoto K, Takakura Y. Stress fractures of the proximal phalanx of the great toe : a report of four cases. Foot Ankle Int. 2009；30（5）：461–4.

6）笠次良爾，田中康仁，杉本和也他．ラグビー選手における足関節捻挫とシューズ摩耗との関連．靴の医学 2005；19（2）：32–6.

靴の医学 **27**(2)：171–175, 2013.

ランチョンセミナー

糖尿病足病変と予防的フットケア

Diabetic foot problems and preventive foot care

永寿総合病院糖尿病臨床研究センター
Diabetes Center of Eiju General Hospital

渥美　義仁
Yoshihito Atsumi

Key words：糖尿病足病変（diabetic foot），足潰瘍（foot ulcer），予防的フットケア（preventive foot care）

糖尿病足潰瘍は，患者のQOLを下げ，生命予後を短かくし，治療コストを高くする重篤な糖尿病の合併症である．わが国では，糖尿病足潰瘍の発症率が低いため欧米ほどの切迫感がないが，罹病年数が長く高齢の糖尿病患者が増加し，末梢神経障害や末梢動脈疾患（PAD：peripheral arterial disease）の進行例や透析例も増えるなど，わが国でも足潰瘍のリスクは増している．著者は，内科研修と糖尿病専門医として勤務した病院（東京都済生会中央病院）で，糖尿病内科，外科，血管外科，整形外科などに入院する足壊疽患者を担当した症例をまとめ，1991年に，「糖尿病の足―診断・治療・予後管理と予防法」（HBJ出版）を出版した．その後も多くの症例の治療にあたる中で，糖尿病内科医の役割は足潰瘍の予防と確信し，臨床と研究会立ち上げなど啓発活動を行ってきた．「インターナショナルコンセンサス　糖尿病足病変」の翻訳と内村功先生との監訳本は，国際的なプラクティカルガイドラインとして広く利用された．

近年，糖尿病専門医に足病変の重要性は認識されてきたが，実際に糖尿病外来で足の診察が行われることは少なく，切断を免れない例も依然として少なくない．足潰瘍とその切断の予防や治療には，糖尿病内科，循環器科，腎臓内科，整形外科，皮膚科，形成外科，血管外科などの医師に加え，義肢装具士，理学療法士，看護師など多くの職種が関わる必要がある．今回，糖尿病専門医の視点から，糖尿病足病変の把握と予防的フットケアについて，第27回日本靴医学会で報告した内容を概説する．

（2013/12/25受付）

連絡先：渥美　義仁　〒110–8645　東京都台東区東上野2–23–16　永寿総合病院糖尿病臨床研究センター
TEL 03–3833–8381　FAX 03–3833–8307
E-mail yatsumi@eijuhp.com

糖尿病足病変の基礎病態

糖尿病足病変は，末梢神経と自律神経が障害される糖尿病神経障害，末梢動脈疾患（PAD）による血流障害，易感染性の三者が直接的な基礎病態である．糖尿病足病変の進行型である足潰瘍の特徴は，この三者以外の間接的リスクとして，糖尿病網膜症や白内障による視力障害や，不適切な履き物の使用，腎症の進行，一人暮らしによる足回りの環境悪化，などがある．網膜症で視力障害があり，肥満と重なって足の爪切りが難しくなっている患者に，どのように爪を切っているか外来で再現してもらったところ，「勘で爪を切っている」という危うい爪切りをビデオに収めたことがある．その動画により基礎病態の把握だけでなく，日常生活の中でのリスクの実態を把握する必要性を広く訴えることができた．糖尿病専門医や足病

●透析導入例は下肢切断率が高い（東京都済生会中央病院）

	調査対象	切断例数	切断率
糖尿病	220	20	9.1%
非糖尿病	550	1	0.2%

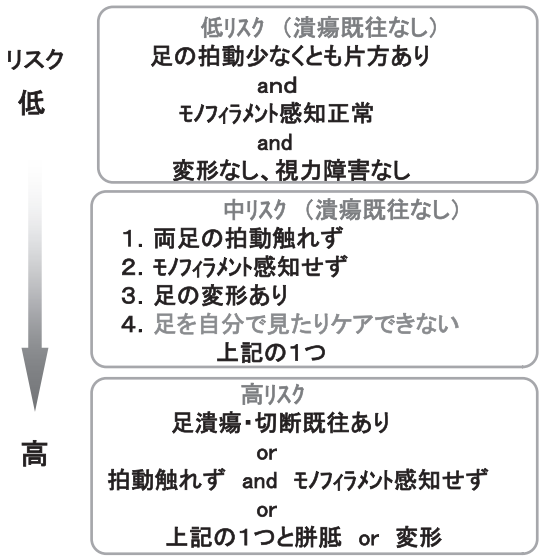
●末期腎障害例での下肢切断

（Pugh JA:ADA 1999）

	切断数(100例中)	切断率
糖尿病	10/100	10.0%
非糖尿病	1.9/100	1.9%

図 1. 糖尿病の透析，末期腎障害例は下肢切断率が高い

図 2. 末梢神経障害による防御感覚の検査（モノフィラメント検査）
通常は 5.07（ピンポイントで 10g の加圧）を使用する．モノフィラメントを当てる位置は厳密には決まっていないが，足潰瘍を形成しやすい部位の知覚を検査するのが望ましいと考えられている



Diabetes Care 30: 2064-69, 2007

図 3. Scottish Care Information-Diabetes Collaboration ulcer risk score のリスク分類

変に関心の高い看護師は，足潰瘍のリスクが高い患者に対して，爪切りの実際を観察することが必要である．

糖尿病内科医としては，末梢神経障害の症状を聴くと同時に検査し，さらに PAD の症状を聴くと同時に必要な検査を行う．糖尿病対策推進会議が約 20 万例の糖尿病患者を対象に行った神経障害の調査で，最も多かった自覚症状は足のつりやこむら返りであった．その他は，足のしびれ，痛み，違和感などであった．これらの症状がさらに進行すると，足の知覚と防御感覚が低下し，胼胝や靴擦れなどの痛みがマスクされるようになる．他覚検査としては，アキレス腱反射，振動覚検査，モノフィラメント検査を行う．これらの検査を行うには素足になる必要があるので，その時に足を直接観察することができる点で価値が高い．

PAD の自覚症状は，間欠性跛行，足の冷感や足先の痛み，下腿の脛毛の脱落などである．間欠性跛行の問診では，症状発現までの距離，出現するときの歩行速度を聞く．PAD の診察所見は，足背動脈や後脛骨動脈の拍動減弱や，下腿から足趾末端までの皮膚温が冷たいことである．客観的検査としては，ABI，下肢の動脈エコー，下肢動脈の MRA，造影 CT 検査，血管造影などがある．

糖尿病腎症と足潰瘍

わが国の糖尿病足潰瘍でリスクが高く注目すべきは，透析患者の足潰瘍である．以前，東京都済生会中央病院での透析例の足切断率を追跡調査し，糖尿病透析例が約 10 倍多いことを示した（杢

保医師）．この傾向は，イタリアからの報告でもほぼ同じ差であった．（図 1）世界的にも，糖尿病腎不全例は足切断の率が高いことが知られているが，わが国の糖尿病透析例の増加は特異だからである[1)]．2012 年末に透析を行っている約 31 万例のうち，糖尿病を原疾患とする割合は 37% で最大と報告されている．透析例は最も進んだ合併症の段階であるので，末梢神経障害は高度に進行し，PAD による血流障害，網膜症による視力障害も高頻度である．透析による血行動態の変化が足潰瘍の原因とされることもあるが，高度な神経障害や PAD や視力障害がない糖尿病以外の透析例では足潰瘍の発症が少ないので，透析自体が原因とは考え難い．透析施設の医師と看護師は，糖尿病合併透析患者の足を定期的に診察すると同時に，足潰瘍を発症した場合に依頼する足潰瘍の専門医との連携を築いておくべきである．

糖尿病専門内科医としては，腎症自体の発症を血糖コントロールや血圧管理で予防し，脂質管理も加えて PAD の進行も予防する 1 次予防が主な役割である．それでも腎症や神経障害が進行した場合は，定期的に足の診察や検査も行うべきである．さらに，神経障害や PAD が出現していない患者にも，糖尿病足潰瘍の存在とその予防方法を啓発することも重要である．2012 年，日本フットケア学会，日本下肢救済・足病学会，日本メドトロニックにより，2 月 10 日を「フットケアの日」（日本記念日協会にて認定）と設定したのは，足病変の啓発活動の一環である．

足の診察と検査

糖尿病専門医や一般内科医が診るべき足の変化は，足趾の変形（鉤爪足趾，槌状足，趾），靴擦れ，胼胝，水疱，皮膚の亀裂，巻き爪，爪肥厚，爪周囲の炎症，足潰瘍などである．いずれかの変化を認めた場合は，それぞれの部位，大きさ，硬さ，感染の有無，などを確認する．足趾に変形があれば靴擦れが起きやすいので，靴擦れの有無や靴の不適合がないか確認し，素足で靴を履かないよう指導する．胼胝や水泡は体重負荷とずり力により発症するので，足のアーチ構造から第 1，第 5 中足骨の骨頭部や，足趾間の関節による圧迫による足趾間に発症しやすい．皮膚の亀裂は，足の乾燥や皮脂の欠乏により踵部に発症しやすい．巻き爪はヒールの高い靴の使用との相関が高く，爪肥厚は爪白癬が原因である例が多い．足趾の診察時は，診るだけではなく，皮膚温や足背動脈と後脛骨動脈の拍動も確認する．アキレス腱反射，振動覚検査，モノフィラメント検査も定期的に行う．（図 2）内科医が血糖コントロールで余裕がない場合は，コメディカルが観察し記録する．

足趾の変化に足潰瘍リスクが重なるほど，短期間に診察を繰り返す必要がある．リスクが低ければ，間隔を開けて診察と検査を行う．ABI の測定に関しては，ADA（American Diabetes Association）と ACC（American College of Cardiology）が，50 歳以上の糖尿病患者，50 歳未満の糖尿病患者でも喫煙，高血圧，脂質異常症，糖尿病罹病年数 10 年以上を有する患者，PAD の下肢症状がある糖尿病患者は ABI を測定すべきと推奨している．

末梢神経障害・PAD の治療

足潰瘍の予防には，末梢神経障害や PAD の治療も重要である．両者とも，基本は血糖コントロールであるが，血糖コントロールだけでは症状は軽快しないことが多い．そこで．末梢神経障害の不快な症状が，不眠や集中力低下などで患者の生活を妨げる場合は，ディロキセチン（サインバルタ），三環系抗うつ薬，プレガバリン（リリカ）を少量から漸増して用いる．この三者は，日本糖尿病学会，国際疼痛学会，欧州神経学会などが，それぞれのガイドラインで推奨しているが対症療法である．神経障害の進行予防としてはエパルレスタット（キネダック）が用いられるが，早期の段階でないと効果が得られにくい．

PAD に対しては，clopidogrel（プラビックス），cilostazol（プレタール），aspirin（バイアスピリ

ン），sarpoggrelate（アンプラーク）などの内服治療を開始し，間欠性跛行出現までの距離の変化などで経過をみる．経口薬で症状が改善しない場合や，検査で高度な狭窄を認めた場合は，血管内治療（EVT：endovascular therapy）や外科的バイパス術を考慮し，実施可能な医師にコンサルテーションを行なう．

足趾の変形や胼胝や爪の変化に関しては，程度に応じて整形外科や皮膚科や形成外科医に相談する．難治性の胼胝は皮膚科に依頼するが，軽度であれば糖尿病専門医や習熟した看護師でも処置できる．

足潰瘍の治療

糖尿病患者が足潰瘍・壊疽まで進行した場合は，潰瘍の大きさと深さを測ると同時に，血流障害の程度を動脈エコー，MRA，血管造影，SPP などで評価し，デブリドマンを行いながら感染の有無まで確認する．感染に関しては，局所の所見や培養検査と同時に，CRP や白血球数などでも評価する．感染があればデブリドマンの徹底と同時に抗生剤を用いるが，免荷を含めて入院を要することが多い．デブリドマンは，病変の大きさや深さにもよるが，徹底して行うには，しばしば外科系医師が手術室で行う必要がある．PAD が潰瘍の治癒に悪影響を及ぼしている場合は，前記と同様に EVT や血管外科医によるバイパス手術を行う．近年，陰圧閉鎖療法が用いられることも多い．それぞれ病変により専門の医師に依頼するが，糖尿病専門医はチームの一員として血糖コントロールを行うとともに，足潰瘍の治療後も続く長期的な糖尿病治療の視点から治療に参加する．

さらに，切断の有無に関わらず足潰瘍が治癒し，義肢や再発予防の靴も作成し，他科の手を離れた後は，糖尿病を引き続き治療する糖尿病専門医が，足潰瘍の最もリスクの高い患者として定期的に足を直接診るべきである．なぜなら，足潰瘍を発症した患者は，治癒しても再発が多いのが特徴である．なぜなら，この段階では潰瘍が一旦治癒しても基礎病変である末梢神経障害や PAD や視力障害が著しく改善することはなく，足趾の変形なども残るからである．さらに，不適切な履物を用いる生活習慣も変わらないことが多い．

予防的フットケア

糖尿病専門内科医としては，血糖コントロールとともに，フットケアの啓発，定期的な診察，患者が日々行うセルフケアの指導など，予防的フットケアが主な役割である．特に，セルフケアが重要である．なぜなら，足の病変を日々観察できて，変化を早期に捉えられるのは患者自身だからである．また，足趾を洗って清潔に保つと同時に，洗うときに皮膚の変化をみたり，爪を安全に切ったり，靴の中の異物を探したり，低温やけどしないように暖房器具を用いたり，入浴時に注意するのは，最終的には患者自身だからである．また，万一，足潰瘍と思われる変化が出現した場合は，直ちに連絡するよう指導することも重要である．なぜなら，患者は足に変化が出現しても様子をみてしまい，しばしば，病変は拡大し，処置は遅れ，治療時間が延びると同時に，切断部位が高位になる場合が多いからである．

このようなセルフケア指導も，糖尿病の通院患者全員に行うのは効率が悪いので，患者をリスクで分類する必要がある．簡便なリスク分類として，International Working Group on the Diabetic Foot による，“神経障害なし”から“足潰瘍・壊疽の既往あり”まで，4 段階に分けた単純な分類も広く用いられている．これらのリスク分類により，糖尿病の診察の時 1-3 ヶ月毎に足まで診るか，年に 1 回足を診るだけで良いか，診察の間隔の目安がつけられている．

他のリスク分類に，潰瘍既往なしで足の拍動が少なくとも片方あり，かつ，モノフィラメント感知正常で，かつ，足趾の変形も視力障害もないような低リスクから，足潰瘍や壊疽の既往があって拍動も触れにくい高リスクまで分けた分類がある．（図 3）わが国では，特に糖尿病から腎不全と

なって血液透析を行っている患者が，最もリスクが高い患者として扱う必要がある．透析療法中の患者 150 名と足潰瘍や切断の既往のある 150 例の診療録を 30 ヶ月遡ってみると，予防的なフットケア教育，足病医の診察，治療靴や中敷きの作成，などの実施率は著しく低かったという報告もある[2]．

糖尿病足潰瘍の予防

糖尿病に関わるコメディカルで，特に足病変の予防に習熟したものが関わることも有効な予防策である．2008 年，糖尿病足病変に経験のある医師の指示により，研修を受けた看護師が足の処置や指導を行うことが，足病変の重症化予防として診療報酬（30 分以上で 170 点）で認められた．点数は高くないが，糖尿病足病変の重要性と，糖尿病専門医と看護師のチーム医療が評価され，全国でフットケア外来が開設され意義が大きい．今後，アウトカム評価が求められている．米国では糖尿病患者の足の診察と網膜症チェックが，糖尿病の診療質評価の項目として取り上げ改善を進めたところ，糖尿病患者の非外傷性下肢切断が減少したと報告されている[3]．

わが国でも，糖尿病専門医の足病変や予防的フットケアへの関心は高まっているが，実際の外来診療では，血糖コントロール改善が優先され，実際に足を診察する余裕がないことが多い．特に，足は靴と靴下をとって素足となってもらう時間的余裕がないのが，糖尿病専門医の外来診療の大多数と考えられる．今後，コメディカルとのチーム医療の推進が最も実現性が高いと考える．透析施設では，週に 3 回は受診するので，コメディカルがきめ細かい診察や検査を行うことが現実的対応である．

以上，糖尿病専門内科医の立場から，足潰瘍の関わり，足病変のリスク，足の変化，治療や検査，など述予防的フットケアについて述べた．講演を指名いただいた須田学会長に感謝する．

文　献

1）Ndip, A, et al. High levels of Foot ulceration and Amputation Risk in a Multiratial Cohort of Diabetic Patients on Dialysis Therapy. Diabetes Care 2010 ; 33 : 878–80.
2）Lavery, LA, et al. Diabetic Foot Prevention A neglected opportunity in high-risk patients. Diabetes Care 2010 ; 33 : 1460–62.
3）Li Y, et al. Declining Rates of Hospitalization for Nontraumatic Lower-Extremity Amputation in the Diabetic Population Aged 40 years or Older : U.S., 1988-2008. Diabetes Care 2012 ; 35 : 273–7.