第10巻平成9年7月30日発行（年1回発行）
ISSN 0915-6015

靴の医学

Volume 10
1996

編集
日本靴医学会

靴の医学

Volume 10

1996

編集

日本靴医学会

「靴の医学」Vol. 10 の刊行にあたって

たまたま第 10 回日本靴医学会という節目の時の会長を務めさせていただいた．田村清先生と一緒の会長ということで，学会そのものの計画，運営は先生にお願いし，私は展示，人集め？　その他の雑用に関わった．従って，本紙の内容はもっぱら田村先生のお仕事である．

今まで「理事」として本会に関わってきたが，実際の会長を経験してみるとそれなりに感じるところがある．それを少し書いてみたい．

一口に 10 年といおうが，本会は決して順調に伸びてきたとはいえないのでは無かろうか．その端的な現れとしての「会員数の伸び」を診ると，決して満足する数字ではない．むしろ「伸び悩み」といってよいかも知れない．展示の出展社が少なくなったのもその現れの一つと言えるかとも思っている．

これらのことにいささか挑戦してみる試みをした．参加者を増やすために医師会のみでなくパラメディカル，コメディカルの方面にも PR してみた．それを梃子にして，展示して頂けそうな会社に出店を依頼してまわった．それらの成果は参加された皆さんのご批判をいただくことである．

もう一つ，これは学会そのものの内容に関してである．10 年の歳月を経験しているが，その発表に「アンケート調査」「新製品の説明」というものが未だに多いような気がする．「靴医学」というものの意味を考えてもっと「基礎的な研究」があってもよいのでは無かろうか．その意味では「展示発表」「商品展示の中での発表」なども考慮されてもよいかと思うが如何だろうか．

石井会長が始められた「一般公開講演」を今回も開催した．その最初に「靴屋さんのための足の話」としての大阪医大木下助教授のお話は決して一般の方のみならず，会員の皆さんにも聞いていただきたい内容であった．遅ればせながらテープを起こしているので，何らかの方法でお役にたてたいと思う．

これに対して「医師のための靴の話」をお願いした熊谷氏の話の内容もお役に立つと考えている．

という次第で「巻頭言」のつもりが反省の言葉となった．

ともあれ，今年からの第 11 会以降の発展を祈るや切なるものがある．

平成 9 年 7 月

第 10 回日本靴医学会会長
（医療法人一輝会　荻原整形外科病院）
荻　原　一　輝

「靴の医学」Vol. 10 の刊行にあたって

平成 8 年 9 月 28 日，阪神大震災から 1 年半経過し，復興著しい神戸市で第 10 回日本靴医学会が開催された．

本学会では一般演題が 38 題採択され，第一会場では足底挿板，足の治療，子供靴などの臨床的研究が，第二会場では床反力，歩行分析，足底圧，などの基礎的研究が発表された．

またパネルディスカッションとして「健康によい靴を考える」が企画され，通産省文化用品課々長 成宮治氏をはじめ各界の方々と貴重な意見を交換することができた．

特別研修講演として奈良医大 高倉義典助教授に「整形外科外来における足底挿板治療」を担当していただき，多くの疾患に対する対処法を教えていただいた．

また教育講演として医師に対しては「医師のための靴の話」，靴関係者には「靴屋さんのための足の話」を組み入れ，お互いに足りないところを補足するように企てられた．

一方本学会の特色として荻原一輝会長の主導された一般啓蒙活動が多角的に行われた．即ち学術展示，商業展示，書籍展示，足の計測，靴の手入れ法などが公開され，さらに 9 月 29 日には一般公開講座も催された．そのため出席者も延べ 2 000 人を越し，医師，靴関係者丈でなく一般市民の靴に対する関心の深さが確認された．このように本学会の今後の方向性に寄与することができたことは喜ばしくこれらの催しを推進して下さった荻原一輝会長と神戸子どもの靴を考える会の皆様に御礼申し上げたい．

会員の皆様が本誌を改めて通覧し明日からの御活動の御役に立てることを念じます．

平成 9 年 7 月

第 10 回日本靴医学会会長
（神戸市立中央市民病院副院長）
田　村　　清

靴の医学(日本靴医学会機関誌)

シュー・フィッターの役目とコンフォート靴……中井　一ほか……　1
幼児の足首の可動性と履物……坂下喜佐久ほか……　8
当院のナースシューズの型とナースの足の健康……竹松　宏　……　13
ハイヒール歩行の危険性について……永田久雄　……　20
CC-BPF-J機能素材を用いた軟性足底挿板　……蒲原伸明ほか……　25
ダイナミック・シュー・インソール・システム
　について……佐々木克則ほか……　31
足底板の動的使用効果について
　(ソルボセイン製 lateral wedge の効果)……関根将利ほか……　35
切断などの症例に対するインナーシューの試み……水田良治ほか……　40
Einlagen-Sokuteiban(various “Einlagen” types
　for foot deformities and problems)　……Eduard Herbst……　43
足底挿板(靴内使用)療法について……加藤　正ほか……　47
新しい視点からの足板(靴インサート)の工夫……尾花正義ほか……　50
下肢アライメント矯正による外反母趾対策効果
　の報告……西尾　功ほか……　52
陥入爪に対するコットン・パッキングと形状記憶
　合金プレートによる矯正治療……町田英一ほか……　56
第一中足骨内反度の評価について……正岡　悟ほか……　61
歩行における地面反力の能動的成分の抽出法……小林一敏　……　66
高齢者歩行の立脚期における力学特性……川上篤志ほか……　69
歩行分析に基づいて設計したO脚対応靴の効果……松本直子ほか……　76
歩行時のシューズの衝撃緩衝性評価方法の検討……勝　眞理ほか……　82
ナースシューズの圧力画像解析……高橋　公ほか……　86
足底スキャナーの開発と臨床応用……服部友一ほか……　91
糖尿病足病変例の歩行時靴内の足底圧評価……新城孝道ほか……　96
足底圧測定器による片足下肢骨折患者の

Vol. 10　目　次　(1997年7月30日発行)

リハビリの評価……高井明徳ほか…… 100
逆ヒールの検討
(第8報：アッパーの構造について)……加藤哲也ほか…… 104
踵の無いトレーニングシューズにおける
歩行の運動生理学的解析……元田弘敏ほか…… 110
踵なし靴が体幹固定装具装着中の躯幹筋および
椎骨に及ぼす影響について(第2報：
踵なし靴着用例と非着用例の比較)……松浦義和　…… 114
靴による姿勢の変化……石塚忠雄　…… 120
日本人の足に適合したドイツ既製靴の開発……清水昌一　…… 126
靴の歩行を目的とした試歩行靴の開発と評価(第2
報：ヒール・ソールが及ぼす影響について)……金子秀雄ほか…… 130
糖尿病性足部潰瘍に対する硬性治療靴の試み
(第4報)……橋本健史ほか…… 134
糖尿病に合併したCharcot関節に対する
靴型装具作製……新城孝道ほか…… 137
子どもの足の成長と子どもの靴の等差について
(靴のサイズのJIS規格S5037の問題点)……和田　定ほか…… 140
子供の足の発育形成を考えたシューズ
についての一考……加藤　寛ほか…… 149
成長期の足と靴との適合と外反母趾……大野貞枝ほか…… 155
幼児の足底アーチの発達と靴の調査(第2報)……下枝恭子ほか…… 162
足底挿板装着タイプのジュニアシューズの
使用経験……内田俊彦ほか…… 165
教育講演：医師のための靴の話
靴を作る……熊谷温生　…… 170
【会報】会則，理事会・評議委員会，投稿規定 …… 176

靴の医学 **10**：1-7，1996.

シュー・フィッターの役目とコンフォート靴

株式会社大丸京都店
中井　一，梅谷克子
株式会社フットテクノ　大持靴店　コンドル靴店
蒲原伸明，藤田穫琉　大持進一　阪田茂宏
ジャパントータルフットケア協議会　安積診療所
会員一同　安積和夫

はじめに

大丸京都店(以後D店と略す)は，1717年(享保2年)の創業以来，呉服から始まって現在では和洋式の服装・履物を中心に，その他の生活用品を販売している．京都が発祥地のため地域に密着し，また全国にも良質の商品販売と情報を提供している．このためには仕入商品の選択，品揃え，在庫管理，販売，即ちマーチャンダイジングを厳しくし，大・中・小の販売業のリーダー的な役目を果している．さらに消費科学研究所を作り，JIS規格より高い基準に目標をおき，ユーザーの依頼があった商品の一点一点について，その都度調査研究している．

大持靴店は昭和36年高槻市で，シューズショップ　コンドル(以後C店と略す)は昭和38年宝塚市で創業し，現在は両店とも親子2代で足と靴に悩みをもつ顧客に対応している．

足と靴の悩みをもつ顧客が最近急増し，シューフィッター(以後SFと略す)の役目が重視されている．SFは靴の販売時に，ウェルフィッテングとTPOに特に注意している．このために個人的には最新の足と靴の情報を把握し，研究グループを作り，靴医学の知識を求めて日々の業務を行い，予防医学的な観点からコンフォート靴を充実し顧客に対応している．これらについて報告する．

Key words：comfort　footwear(コンフォート靴)，
duty of shoefitter(シューフィッターの役目)
shoe-revision(靴の補正)
study of footwear(靴研究グループ)
well-fitting and ill-fitting(適正靴合せと，不適正靴合せ)

調査と考察

D店は5年前からコンフォート靴(健康靴・快適靴)売場コーナーを設け，業務を行っている(図1)．コンフォート靴は，後で述べる石塚忠雄先生の快適靴の基準に加え，D店が考えた次の5点を加えている．(1)靴全体の形が足の自然な形に近い，(2)中底の形が足裏の形に近い，(3)足に無理がかからぬヒールの高さ(30 mm以下)，(4)靴の各部分が足の各部分に合っている，(5)足の踵部の固定がしっかりしている．これらの基準をもったブランドをコンフォート靴とした．

C店はコンフォートの専門店を別に作り，店内はスライド式ディスプレイとした(図2)．

D店が選んだコンフォート靴の基準をもつブランドを表1に示す．大持・C店も同じ傾向である．

前に述べた基準の他に，コンフォート靴と一般靴(紳士靴25.0 cm，婦人靴23.5 cm)，各200足の左右の重量差を調べた(図3，4)．一般靴は重量差の大きいものがあり，コンフォート靴は重量差が少ない．

SFが顧客に商品を提供する場合は，左右差5.0 g以下で靴合せし販売する必要がある．しかし販売時に靴の計量は大変困難である．メーカーは製作時に計量し，靴店は入荷時の抜き打ち検査で細

表 1. 大丸京都店が選んだコンフォート靴

原産国	ブランド	会社名
日　本	ボンステップ	大塚製靴社
	ハッシュパピー	大塚製靴社
	ペダラ	アシックス社
	ワラッジ	アシックス社
ドイツ	フィンコンフォート	ウァルディー社
	バンター	ガンター社
	ベアフット	リーダーハインリッヒトリートメン社
イギリス	クラークス	クラークス社
フランス	メフィスト	メフィスト社

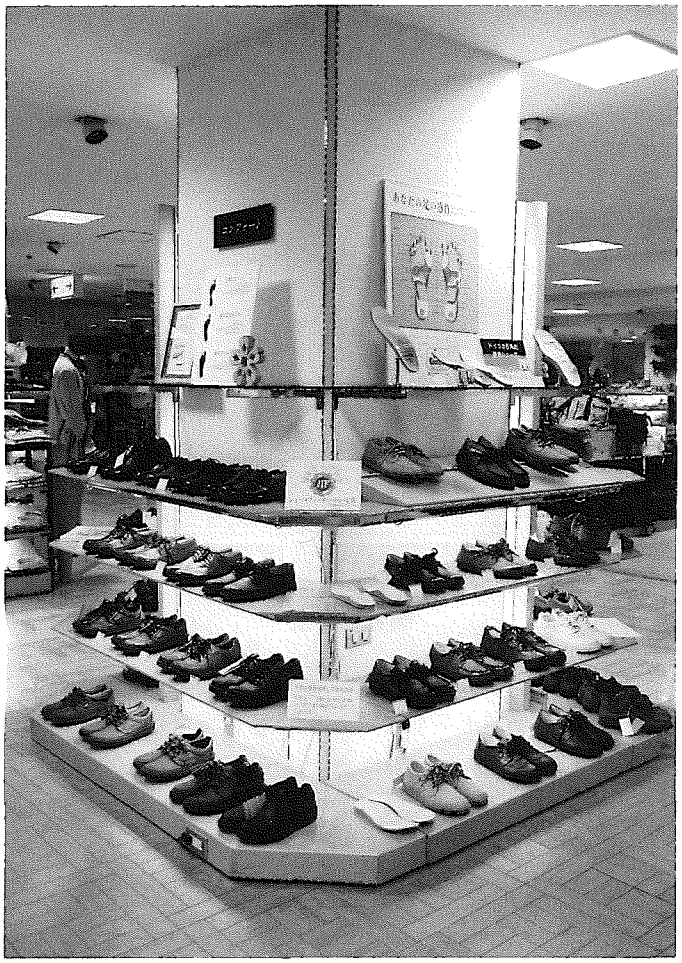


図 1.
D店のコンフォート靴コーナー

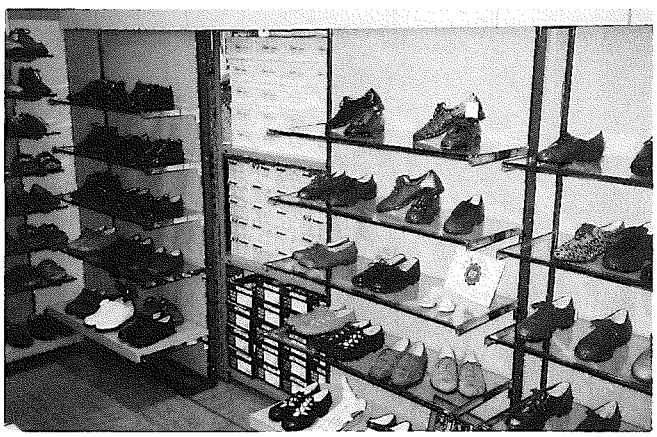


図 2.
C店のスライド式ディスプレイ

かいチェックがいる．6.0〜10.0 g 差の靴を着用して 1 日 7 000 歩を歩行すると，6.0 g では 42 kg，10.0 g 差では 70 kg 以上の重量差，のストレス差が生じる．年月にすれば大きな重量差となり，インフィッテングの一つになる，特にコンフォート靴の販売時には，左右の靴の計量を行い，左右差 5.0 g 以下の基準が必要である．

コンフォート紳士靴の売上は顧客の福祉・健康

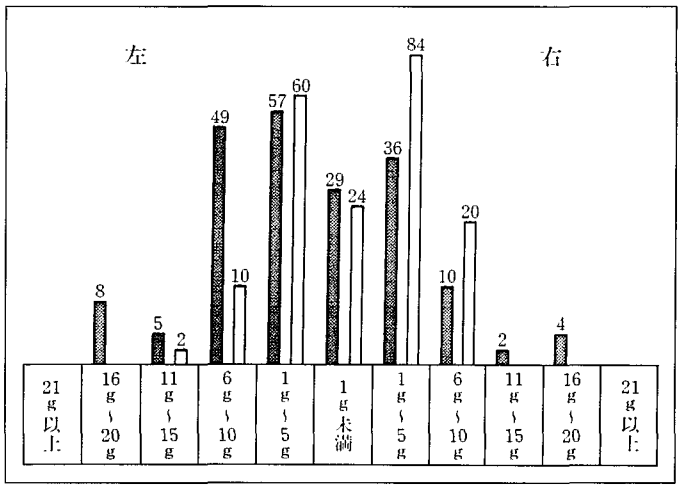


図 3.
コンフォート(紳士・婦人)靴の左右重量差
■：紳士靴 200 足
□：婦人靴 200 足

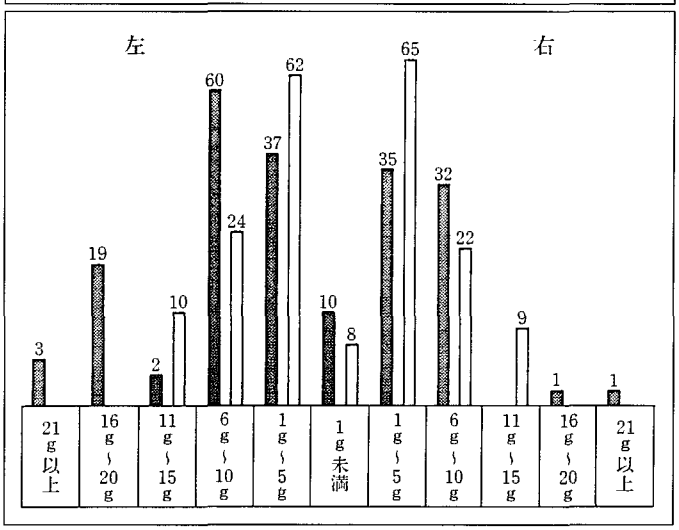


図 4.
一般(紳士・婦人)靴の左右重量差
■：紳士靴 200 足
□：婦人靴 200 足

志向に対する高まりから過去5年間にわたり順調に伸びてきた.前年と比べて105%から120%の伸びで推移してきた．コンフォート婦人靴の売上は月によって前年に比べて異常に低いことがあった,しかし前年に比べて110%から130%の伸びをしてきた.

一般紳士靴は景気の動向について左右され過去5年間，前年に比べて低くかった．一般婦人靴は景気に左右されず，完全なマーチャンダイジングと的確な顧客ニーズの把握ができた．ブーツブームの影響により過去5年間，前年に比べて105%から110%増に推移してきた.

またSFの役目として日常に行っていることは簡単な足と靴の計測によるフィッテングである．しかしフィッテングのみではいろいろな条件から完全にはできなかった．そのために日本靴総合研究会のペドカルテ（図5-a）による基本的計測に次のことを加えた．(1)座位非荷重時，立位荷重時による外郭，カタトール紙(株式会社　新王子製紙,現在製作中止)フットプリントを用いた足底部の割出し，(2)踵角度などを独自に計測した(図5-b)．これらの計測値と足の観察から顧客に足と靴のアドバイスをしている(図6)．

踵の部位は靴底の構造で決まる．これらはX線写真の観察で判断できる(図7，8)．

SFの役目は，(1)靴のウェルフィッテングに

氏名	様	性別	男・女
住所	〒 ☎(　　)		
生年月日	大正 昭和 平成　年　月　日　満　才		
身長	・ cm	体重	・ kg
職業	事務・営業・製造・その他(　　)		
出生地	都・道 府・県		
自称サイズ			
備考			

整理番号	
測定日時	平成　年　月　日 AM PM　時
測定地	都・道 府・県
測定責任者	

⑱ 内ふまず長	mm
⑲ ふまず長	mm
⑳ 外ふまず長	mm
㉑ かかと幅	mm

㉒ 第一趾側角度	
㉓ 第五趾側角度	
㉔ かかと角度	

② ウエスト・ガース	mm
③ インステップ・ガース	mm
④ ヒール・ガース(ロング)	mm
⑤ ヒール・ガース(ショート)	mm
⑥ 下腿最小囲	mm
⑦ 下腿最大囲	mm

⑧ 第一趾高	mm
⑨ 第五趾高	mm
⑩ 足高	mm
⑪ 外果端高	mm
⑫ 外果高	mm
⑬ 内果高	mm
⑭ 下腿最小囲高	mm
⑮ 下腿最大囲高	mm
	mm
	mm

① 足囲(ボール・ガース)	mm
⑯ 足長(フット・レングス)	mm
⑰ 足幅(ボール・ウイズ)	mm

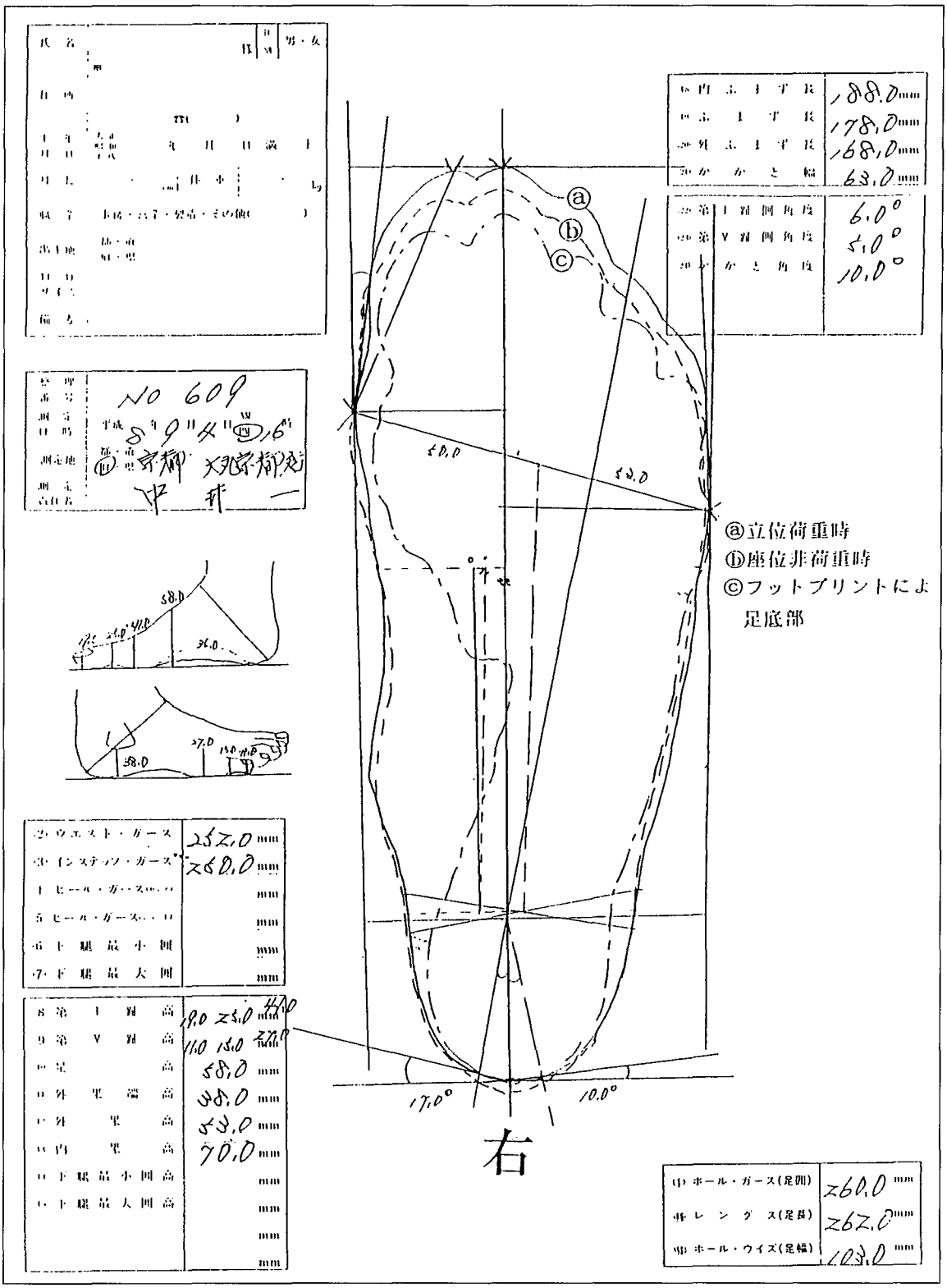
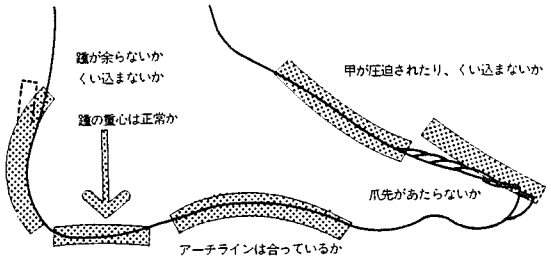
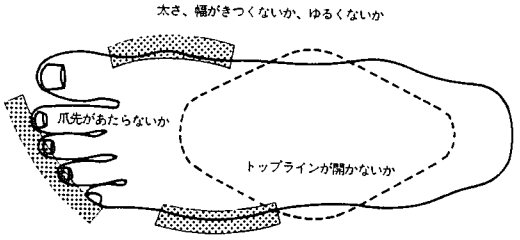


図 5-b．ペドカルテの使用例





	チェックポイント	左　足			右　足		
1.甲足部	捨て寸は	10 mm 以上		10 mm 未満	10 mm 以上		10 mm 未満
	母指の爪先のゆとり(高さ)は	良い	**あたる**	**ゆるい**	良い	**あたる**	**ゆるい**
	母指の側面からの圧迫は	良い	**きつい**	ゆるい	良い	**きつい**	ゆるい
	小指の爪先のゆとり(高さ)は	良い	**あたる**	ゆるい	良い	**あたる**	ゆるい
	小指の側面からの圧迫は	良い	**きつい**	ゆるい	良い	**きつい**	ゆるい
2.ボール部	靴と足のボール部(位置)は	合う	ずれている		合う	ずれている	
	太さはきつくないか	良い	きつい	ゆるい	良い	きつい	ゆるい
3.土ふまず部	内側からの圧迫は	良い	きつい	ゆるい	良い	きつい	ゆるい
	外側からの圧迫は	良い	きつい	ゆるい	良い	きつい	ゆるい
4.トップライン	外踝があたらないか	良い	**あたる**	低すぎる	良い	**あたる**	低すぎる
	甲の押さえは	良い	きつい	ゆるい	良い	きつい	ゆるい
5.踵部	ヒールカーブの角度は	良い	**くい込む**	ゆるい	良い	**くい込む**	ゆるい
	踵部の落ち着きは	良い	きつい	ゆるい	良い	きつい	ゆるい

1か所でも太字に該当したら，その靴は足を傷めるので注意

氏　名	
	様
お客様サイズ	
ブランド	
計測した靴のサイズ	

	左足	右足
足長		
足囲		

コメント		〒	

図 6. フィッティングチェックシート

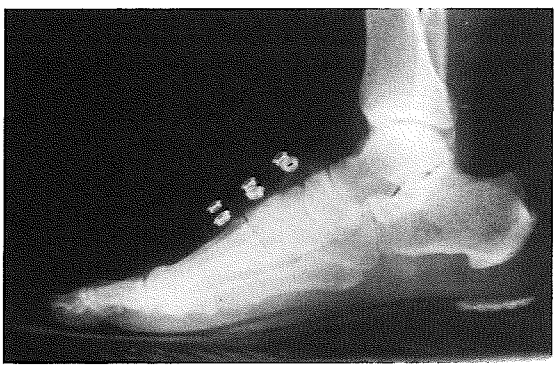


図 7. 正しい踵の位置と靴底の構造

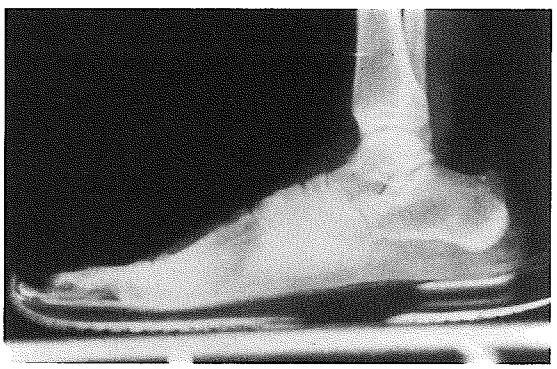


図 8. 間違った踵の位置と靴底の構造

よって足の障害を防ぐ，(2) 足の障害がある人に靴を的確に合わせ，必要があれば医療機関にご紹介する．このような足と靴の知識・SF の役目などを靴医学会から社会に普及することをお願いする．

石塚忠雄先生を委員長とした「靴と健康に関する調査報告書 1996 年，健康からみる靴の分類」には「快適靴は一般靴に比べ衝撃吸収性，抗菌防臭加工，高防水透湿性などの生理的，快適性機能を付与し，これら機能性を強調した既製靴・整形外科的要素は薄い・我が国では健康靴，快適性靴あるいはコンフォート靴と称しているものが多い．」と記されている．

関西の百貨店，靴専門店に SF のいる店がある．そして靴を考える会，その他があり，足と靴が心

身に与える影響に，強い関心を持つ人々がいる．靴の補正・微調整などについて，毎月の研究会を行っている．これらの会では各専門医，メーカーなどの熟達した人々を招き研修している．

来店された顧客には，医師の意見書で作った足底装具・靴型装具の適合性について質問する人々がいる．これらの人々に対しSFは一般的な微調整の中で顧客の要求に応じ足と靴の自己管理能力を高めることを行っている．

顧客が過去2年間にイルフィッテングで相談にこられた件数358件(紳士靴148件，婦人靴210件)，そのうち微調整やアドバイスにより「履心地が良くなった.」件数259件(紳士靴86件，婦人靴173件)72.3%であった．紳士靴に対し婦人靴は関心度が高く，また悩んでおられる人々が多かった．

このようにして，ウェルフィッテングで顧客の福祉と健康，また生活習慣病の予防に尽している．

まとめ

(1) コンフォート靴コーナー，コンフォート専門店がふえている．

(2) コンフォート靴は一般靴に比べて重量差が少ない．

(3) SFは知識と技術の向上につとめている．

(4) SFは福祉と健康，生活習慣病の予防に役立ちたい。

(5) SFへ足と靴についてのご指導をお願いする．

文 献

1) 石塚忠雄ら：靴と健康に関する調査研究報告書．**1**：7，1996.
2) 中井 一ら：靴内視鏡ビデオ画像システム(SSVIS)と足輪郭・フットプリント・足骨格X線背底像一図形(3 F-F)，足輪郭•フットプリント一図形(2 F-F)．靴の医学，**6**：129-135，1992.
3) 苗村香代子ら：足輪郭・フットプリント・足骨格X線背底像一図形(3 F-F)，足輪郭•フットプリント一図形(2 F-F)の観察と計測．靴の医学，**6**：136-141，1992.
4) 中井 一ら：裸足と着靴足のX線写真像からみた靴のill-fitting．靴の医学，**7**：119-123，1993.
5) 苗村香代子ら：靴原性疾病群の診療における経験と症例．靴の医学，**7**：110-116，1993.

靴の医学 **10**：8-12，1996.

幼児の足首の可動性と履物

兵庫教育大学　PL学園女子短期大学　兵庫教育大学
坂下　和　坂下喜佐久　原田碩三

研究の目的

最近，幼児の転倒や捻挫の増加などの機能的な面にだけでなく，土踏まずの未形成，X脚，O脚，骨盤の傾斜，体の左右差やゆがみ，などの構造的な面にも問題が生じている．

人間は上から下へ，中心から末端へと発達し，退歩する時はこの反対の順になることが知られている．したがって，我々の身体的な問題は最初にあしに現れるといえる．

捻挫は足首の可動性が大きい幼児では発生しにくいと考えられていたが，平成7年の日本体育・学校保健センター刊『学校の管理下の災害―15』によると，幼児にも5.2%の捻挫がみられる．これは登降園時と園内のけがで，医療費が3 000円以上かかった時に給付されたものの統計である．即ち，帰宅後や3 000円以下は含まれていないので，実際はもう少し多いと考えられる．

捻挫の原因としては運動量の不足と運動の質の低下，あるいは好ましくない履物などがあげられるが，直接的には足首の内倒し，外倒し，底屈，背屈，が小さいこと，つまり，足首の可動性が悪いことや趾力が弱いことであろう．

そこで，本研究では足首の可動性に注目して，足首を回転させて描く円の軌跡の大小，内倒し，外倒し，底屈，背屈などと履物，趾力，足型，運動能力などについて検討し，今後の幼児の履物への示唆を得ようとした．

研究の方法

測定対象は大阪市の草履園の5歳児26名(男児11名女児15名)とその園と非常に近い靴園の5

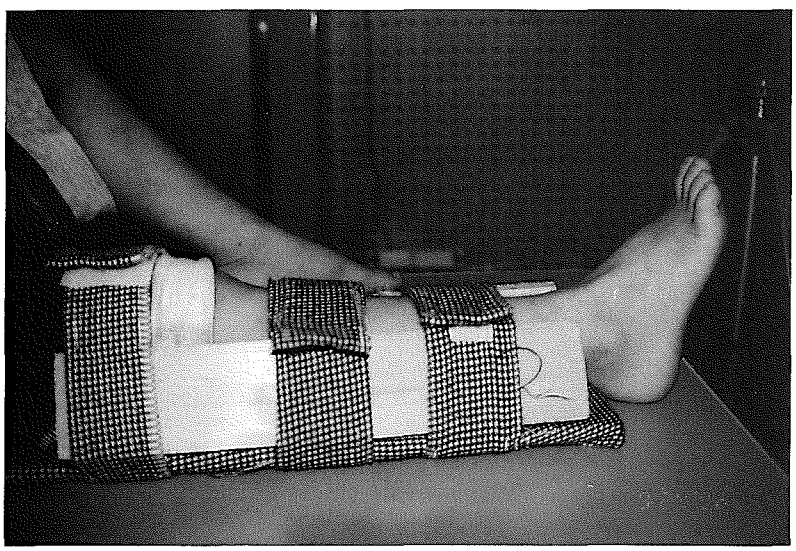


図 1.

Key words：ankle turn(足首可動)，(child foot)幼児の足

歳児 38 名(男児 18 名女児 20 名).

測定時期は平成 8 年 6 月.

測定項目：足首の可動性(内倒し,外倒し,底屈,背屈),足首を回転させて描く円の軌跡,趾力,足型から計測した,足長,足幅,踵幅,土踏まず,浮き指,身長,体重,運動能力(20 m 走,立ち幅跳び,テニスボール投げ).

測定方法：足首の可動性は,可動装置であしと膝の上下を固定し(図 1),足を母趾側へ傾ける(内倒し),足を小趾側へ傾ける(外倒し),爪先を下げる(底屈),爪先を上げる(背屈)を行い角度を測定する.また,脚を固定した状態で母趾に鉛筆をつけ(図 2)足首を回転して,紙に円を描かせた.円の大きさは,性差や月齢差との相関がみられないために円の大小の検討には性別,月齢を考慮しなかった.

足型(① 足長,② 足幅,③ 踵幅,④ 土踏まず,⑤ 浮き趾)：Berkeman の足型スタンプを使用して測定した.足型スタンプの取り方は,

① 椅子に座る,② スタンプにインクをつけ用紙をセットする,③ 片足をスタンプ台に乗せ立ち上がる,④ 再び椅子に座って足をあげる,⑤ 同じ要領で反対の足型をとる,の順である.

趾力：竹井機器の把持力レコーダに改良したピンチメータを接続した.被験者を足首,膝,腰が直角になるように座らせ,踵を接地した状態で,趾でピンチメータを踏ませ,各趾の力の最高値を測定した.

図 2.

身長,体重,20 m 走,立ち幅跳び,テニスボール投げは一般的なので省略する.

結果と考察

1．円の軌跡別の足首の可動性

足首を回転させ円の軌跡を描いた平均型や最大・最小が図 3 であるが,右足の円の方がやや大きく,縦長で,左は円に近い.足首の可動性の平均値,標準偏差を求めたところ,表 1 のように左右全く同じ値であった.

左右それぞれの円の軌跡を平均値±1/4 標準偏差内を普通として大小別に平均値をみたものが表 2 である.この結果,次の 4 つのことがいえた.

(1) 内倒しは円の軌跡の大きい子の方が左右と

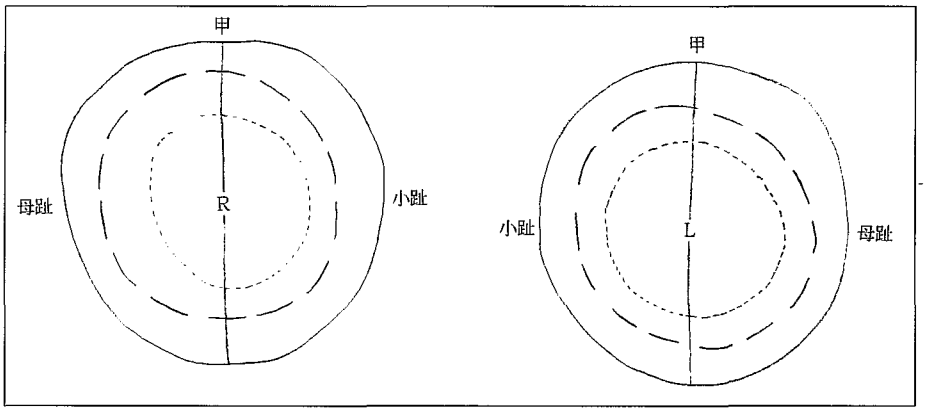


図 3.
左右の円の軌跡の平均型,最大,最小.

表 1. 足首の可動の平均値，標準偏差

	L			R		
	人　数	平　均	標準偏差	人　数	平　均	標準偏差
足首R内	64	75.78	15.31	64	75.78	15.31
足首R外	64	37.73	12.88	64	37.73	12.88
足首R底	64	67.50	14.91	64	67.50	14.91
足首R背	64	21.25	7.02	64	21.25	7.02
足首L内	64	76.95	13.68	64	76.95	13.68
足首L外	64	36.64	12.94	64	36.64	12.94
足首L底	64	67.19	14.69	64	67.19	14.69
足首L背	64	24.45	7.72	64	24.45	7.72

表 2. 円の軌跡別測定項目の平均値，標準偏差

		L 大			L 小				R 大			R 小			
		人数	平　均	標準偏差	人数	平　均	標準偏差	T検定	人数	平　均	標準偏差	人数	平　均	標準偏差	T検定
趾力	跡力R 1	49	12.04	4.02	15	10.95	4.10		47	12.15	4.10	17	10.78	3.77	
	跡力R 2	49	4.55	1.86	15	3.49	2.05		47	4.51	1.95	17	3.72	1.84	
	趾力R 3	49	4.50	2.17	15	3.09	1.85	*	47	4.54	2.19	17	3.15	1.79	*
	趾力R 4	49	3.78	1.83	15	2.99	1.19		47	3.75	1.86	17	3.16	1.22	
	趾力R 5	49	3.48	1.65	15	2.88	1.59		47	3.47	1.64	17	2.97	1.63	
	趾力L 1	49	11.60	4.10	15	8.59	3.59	*	47	11.68	5.08	17	8.72	3.00	*
	趾力L 2	49	4.02	1.67	15	4.00	2.07		47	3.99	1.72	17	4.11	1.90	
	趾力L 3	49	4.27	2.01	15	3.60	2.23		47	4.25	2.08	17	3.72	2.05	
	趾力L 4	49	3.72	1.58	15	3.58	2.26		47	3.70	1.59	17	3.46	2.15	
	趾力L 5	49	3.59	1.69	15	2.99	1.09		47	3.58	1.69	17	3.08	1.89	
足首可動	足首R内	49	77.35	15.41	15	70.67	14.25		47	76.38	15.84	17	74.12	14.06	
	足首R外	49	39.49	13.55	15	32.00	8.41	*	47	39.79	13.87	17	32.06	7.30	*
	足首R底	49	69.80	14.18	15	60.00	15.24	*	47	69.04	14.36	17	63.24	16.00	
	足首R背	49	21.74	7.18	15	19.67	6.40		47	22.02	7.27	17	19.12	5.93	
	足首L内	49	78.47	13.20	15	72.00	14.49		47	78.30	13.12	17	73.24	14.68	
	足首L外	49	37.25	12.67	15	34.67	14.08		47	37.66	12.68	17	33.82	13.64	
	足首L底	49	69.29	14.83	15	60.33	12.32	*	47	69.15	12.91	17	61.77	18.11	
	足首L背	49	24.39	5.83	15	24.67	12.32		47	24.47	5.83	17	24.41	11.71	
足型	足長R	49	16.62	0.88	15	16.34	0.95		47	16.68	0.87	17	16.19	0.89	
	足幅R	49	6.81	0.39	15	6.63	0.36		47	6.81	0.40	17	6.66	0.36	
	踵幅R	49	3.73	0.29	15	3.73	0.28		47	3.73	0.61	17	3.74	0.25	
	足幅／足長	49	41.04	1.85	15	40.62	2.27		47	40.85	1.89	17	41.19	2.12	
	踵幅／足幅	49	54.77	3.78	15	56.39	3.88		47	54.74	3.82	17	56.27	3.75	
	足長L	49	16.67	0.95	15	16.35	0.91		47	16.73	0.94	17	16.23	0.90	
	足幅L	49	6.79	0.45	15	6.56	0.35		47	6.79	0.45	17	6.61	0.37	
	踵幅L	49	3.67	0.29	15	3.75	0.22		47	3.68	0.29	17	3.71	0.23	
	足幅／足長	49	40.77	2.16	15	40.33	1.98		47	40.63	2.20	17	40.78	1.91	
	踵幅／足幅	49	54.14	3.35	15	56.92	2.57	*	47	54.28	3.39	17	56.20	3.03	*
	土踏まずR	49	1.27	0.45	15	1.60	0.51	*	47	1.28	0.45	17	1.53	0.51	
	土踏まずL	49	1.24	0.45	15	1.53	0.52		47	1.28	0.45	17	1.47	0.51	
	浮き趾R	49	1.02	0.14	15	1.07	0.26		47	1.02	0.15	17	1.06	0.24	
	浮き趾L	49	1.02	0.14	15	1.00	0.00		47	1.02	0.15	17	1.00	0.00	
体格運動能力	身長評価	49	0.90	1.28	15	0.47	1.06		47	0.92	1.30	17	0.47	1.01	
	体型	49	0.39	0.95	15	0.47	1.25		47	0.34	0.96	17	0.59	1.18	
	走評価	49	−0.57	0.84	15	0.00	0.76	*	47	−0.53	0.86	17	−0.18	0.81	
	跳評価	49	−0.78	0.59	15	−1.00	0.85		47	−0.77	0.63	17	−1.00	0.71	
	投評価	49	−0.08	0.89	15	−0.27	1.34		47	−0.09	0.91	17	−0.24	1.25	
	運動能力	49	−1.43	1.56	15	−1.27	2.22		47	−1.38	1.70	17	−1.41	1.81	

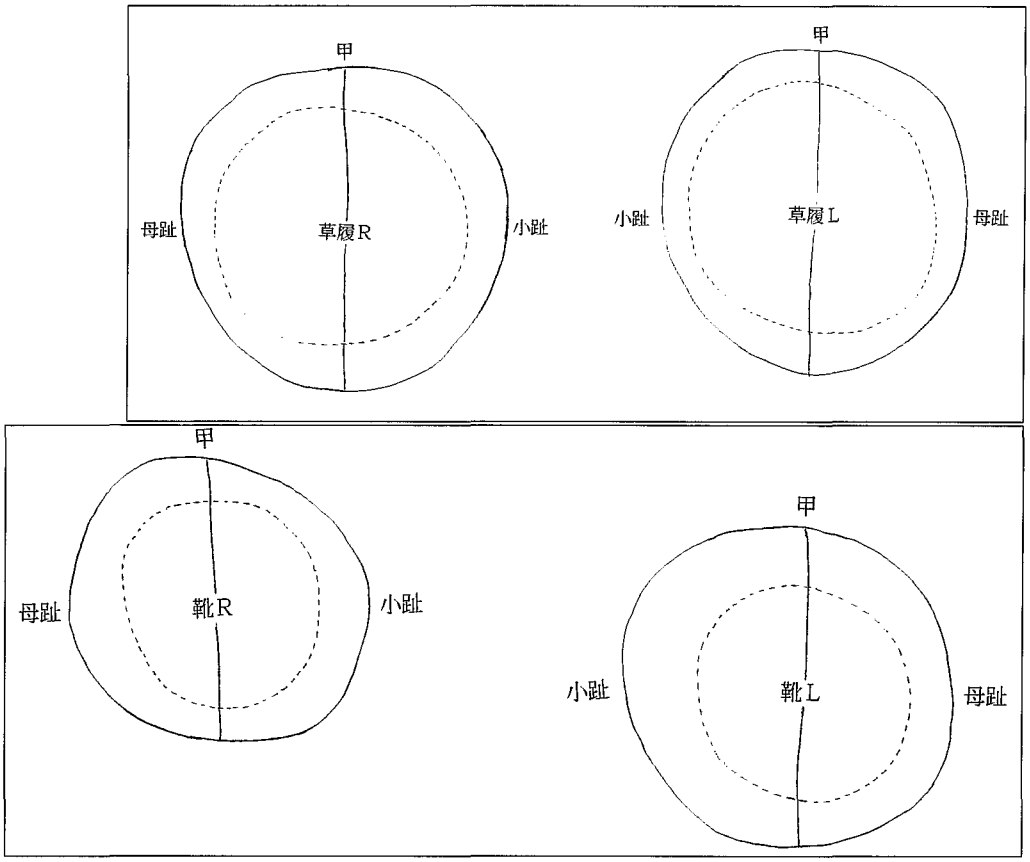


図 4.
履物別左右の円の軌跡の大小.

もやや優れている，(2) 外倒しは円の軌跡の大きい子の方が左右とも優れている，(3) 底屈は円の大きい子の方が右足はやや優れており，左は有意差がみられる，(4) 背屈は円の大小による差はほとんどみられない.

即ち，背屈を除くと円の軌跡の大きい子は，内倒し，外倒し，底屈が大きい傾向がみられた.

2．円の軌跡の大きい子の特徴

円の軌跡をみると右足に比べて左の方がやや大きい．円の大きい子は小さい子に比べて，(1) 趾力は右第二趾を除き両足とも強く右第三趾，左母趾は有意な差がみられる，(2) 足型は左の浮き趾，左右の踵幅/足長を除き全ての項目が好ましい，特に左踵幅/足幅，右土踏まずは有意差がみられる.

3．履物別の足首の可動性

履物別に円の軌跡の大小をみたものが図 4 であるが，草履の方が靴よりも左右とも大きい．また，草履は左右差があまりみられないが，靴は左足の方が右よりも大きい．そこで，履物別に足首 4 項目の平均値を求めたものが表 3 で，以下のことがいえた.

(1) 内倒しは，表 3 の①のように，草履の方が靴よりもやや大きい，(2) 外倒しは，表 3 の ② のように，草履の方が明確に大きい，(3) 底屈は，表の ③ のように，左右とも草履の方がやや大きい，(4) 足首の背屈は，表の ④ のように，左右とも履物による差があるとはいえない.

4．履物別の特徴

草履の方が，靴に比べて (1) 趾力は全趾とも強く，右第四趾，左第二趾で有意な差がみられる，(2) 足型は逆三角形の好ましい足で土踏まずに有意な差がみられる，(3) 運動能力はやや優れている，(4) 円の軌跡が有意に大きい.

要　約

(1)　足首の回転の軌跡は草履の子の方が靴の子

表 3. 履物別測定項目の平均値，標準偏差

	草履			靴			
	人数	平均	標準偏差	人数	平均	標準偏差	T検定
趾力R 1	26	12.79	3.97	38	11.10	3.88	
趾力R 2	26	4.76	1.77	38	3.99	1.96	
趾力R 3	26	4.77	2.00	38	3.76	2.15	
趾力R 4	26	4.31	1.85	38	3.11	1.42	*
趾力R 5	26	3.72	1.80	38	3.08	1.44	
趾力L 1	26	12.80	4.63	38	9.59	4.36	
趾力L 2	26	4.35	1.71	38	3.80	1.72	*
趾力L 3	26	4.60	2.02	38	3.77	2.00	
趾力L 4	26	3.93	1.77	38	3.52	1.67	
趾力L 5	26	3.52	1.51	38	3.40	1.86	
① 足首R内	26	78.27	14.34	38	74.08	15.51	
② 足首R外	26	43.85	13.89	38	33.55	9.99	*
③ 足首R底	26	71.35	15.42	38	64.87	13.74	
④ 足首R背	26	22.31	7.63	38	20.53	6.37	
① 足内L内	26	77.12	14.09	38	76.84	13.00	
② 足首L外	26	42.12	13.74	38	32.90	10.68	*
③ 足首L底	26	69.42	13.89	38	65.66	14.83	
④ 足首L背	26	24.23	5.13	38	24.61	8.99	
足長R	26	16.45	0.89	38	16.62	0.89	
足幅R	26	6.77	0.40	38	6.77	0.40	
踵幅R	26	3.72	0.25	38	3.74	0.31	
足幅／足長R	26	0.41	0.02	38	0.41	0.02	
踵幅／足幅R	26	0.55	0.03	38	0.55	0.04	
足長L	26	16.50	1.00	38	16.67	0.89	
足幅L	26	6.77	0.49	38	6.73	0.38	
踵幅L	26	3.68	0.24	38	3.70	0.29	
足幅／足長L	26	0.41	0.02	38	0.40	0.02	
踵幅／足幅L	26	0.54	0.03	38	0.55	0.04	
土踏まずR	26	1.19	0.39	38	1.45	0.50	*
土踏まずL	26	1.12	0.32	38	1.47	0.50	*
浮き趾R	26	1.00	0.00	38	1.05	0.22	
浮き趾L	26	1.00	0.00	38	1.03	0.16	
身長評価	26	0.85	1.26	38	0.76	1.20	
体型	26	0.65	0.88	38	0.24	1.06	
走評価	26	−0.50	0.89	38	−0.40	0.81	
跳評価	26	−0.65	0.68	38	−0.95	0.61	
投評価	26	0.04	0.94	38	−0.24	1.01	
運動能力	26	−1.12	1.72	38	−1.58	1.66	
円大小R	26	1.08	0.27	38	1.34	0.47	*
円大小L	26	1.15	0.36	38	1.34	0.47	*

よりも円が大きかった．なお，円の大きさの左右差は，靴の子にはみられ，左の方が大きかった．しかし，草履の方は左右差があるとはいえなかった．

(2) 円が大きい子は，趾力が強い，内倒し，外倒し，底屈が大きい，足の形が逆三角形に近い状態である，土踏まずの形成率が高いなどがみられた．

靴の医学 **10**：13-19，1996.

当院のナースシューズの型とナースの足の健康

つくばセントラル病院整形外科
竹松　宏

はじめに

当院は，ベッド数130，開院以来8年になる．最近になり看護婦の勤務中の足部愁訴が増加し対策が必要になったため，看護婦の足の健康状態を調べるとともにナースシューズに対する看護婦の認識程度を調べ看護婦の足の健康を保持する方法を見つける目的で，当院の看護婦を対象にアンケート調査を行った．

方　法

当院の看護婦94名を対象に5つの項目((1)どのようなナースシューズを使用しているか，(2)ナースシューズの型および実勤続年数と足疾患との間で関連はあるか，(3)ナースシューズを換える理由および期間とナースシューズの型の間に関連はあるか，(4)ナースシューズの型とその壊れおよび痛み発生に関連はあるか，(5)勤務以外では足は

表 1. アンケート項目.

看護婦の実勤務年数
看護婦の年齢
足の疾患罹患の有無・種類・治療法
使用しているナースシューズの型・サイズ
ナースシューズの使用期間
ナースシューズを換える理由・回数
ナースシューズの壊れる部位
ナースシューズの工夫・要望・検診は？
普段の足の状態：
家の中での足の状態
普段の履物の種類
履物による障害の有無
草履・下駄の使用経験の有無

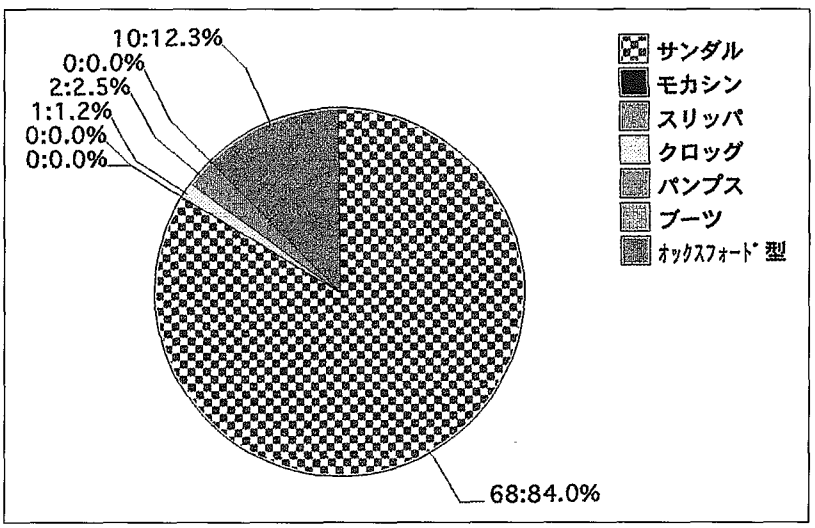


図 1.
ナースシューズの型.

Key words：nurse shoes(ナースシューズ)，sanndal 型(サンダル)，foot impairment of nurse　medical check of foot　change of type of nurse shoes(看護婦の足部障害　検診体制　型変更)

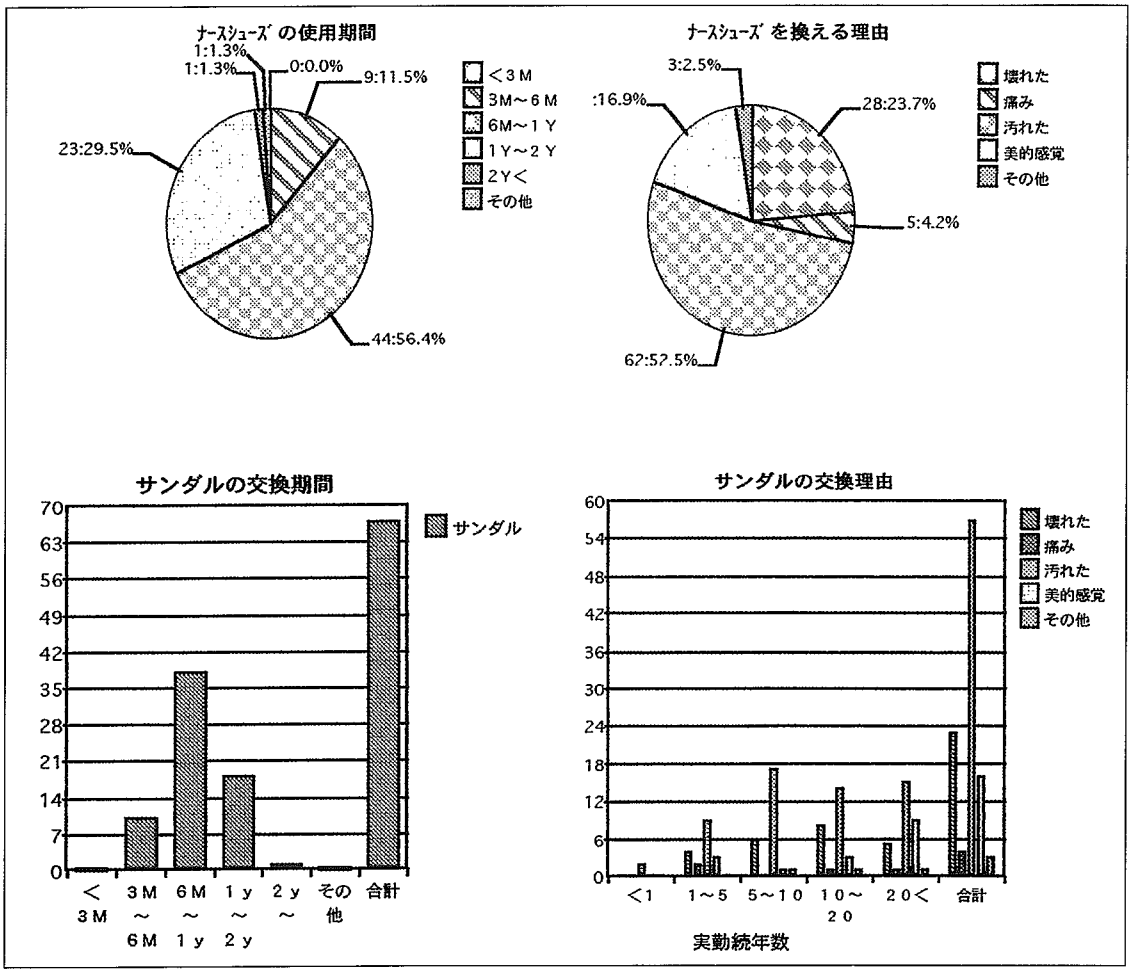


図 2. ナースシューズの使用期間と交換理由.

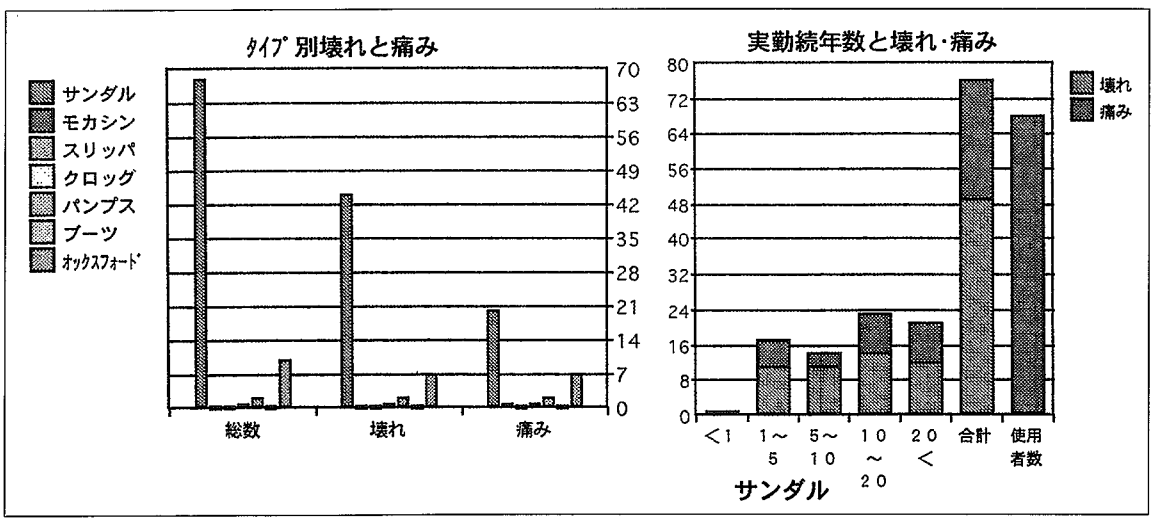


図 3. ナースシューズの型と壊れ痛み.

基準を満たしているか？

	い る	いない
サンダル	51	31
モカシン	2	2
スリッパ	—	—
クロッグ	—	—
パンプス	2	—
ブーツ	—	—
オックスフォード	3	4

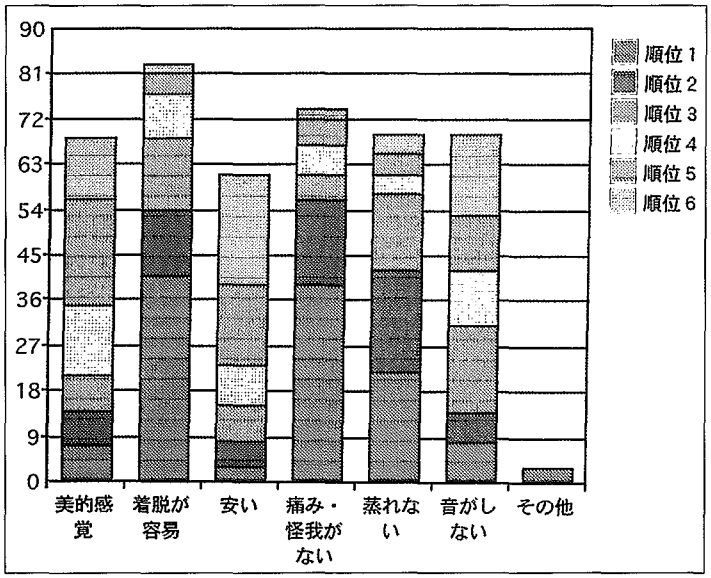


図 4. ナースシューズ選択の基準.

どのような状態でいるか；何か不都合は生じるか)を検討項目として，アンケート調査(表1)を行い，全員から回答を得た.

結 果

先ず，当院の看護婦の実勤続年数は5年以上20年未満が大半であった．サンダル・モカシン・スリッパ・クロッグ・パンプス・ブーツ・オックスフォードという靴の基本型を図示して判断を求めた．現在使用しているナースシューズの型は，サンダル型がいちばん多かった(図1)．オックスフォード型は勤続10年以上が使用していた.足の疾患罹患経験はナースシューズによると本人が判断したものを答えてもらったが，半数以上にあり，実勤続年数各年代およびナースシューズ各型共通で，うおのめ・陥入爪・外反母趾・白癬などが多かった．ナースシューズの使用期間は，全型を合計すると6か月から2年が4/5以上であったが，サンダル型では使用者の約半数であった．換える理由は，汚れた・美的感覚がサンダル型で多かった(図2)．ナースシューズの型と壊れ・痛み発生との関連について便宜的に靴の模式図を図示して答えてもらったところ，壊れ・痛みともサンダル型に多く実勤続年数各年代に均等に分布していた(図3)．壊れは足底，痛みは足尖に多かった．ナースシューズ選択の基準は着脱が容易・痛み怪我がない・蒸れないが上位に挙げられていた．そして，約4割が現在市販されているナースシューズは選択の基準を満たしていないと答えた(図4)．ナースシューズの型の変更は，2/3が行っており，実勤続年数が長いほど経験者が多くまた変更回数が多かった．型変更後の型はサンダルがいちばん多かった．型変更の理由としては，痛み・足の疾患罹患が上位を占めた(図5)．ナースの足の定期的な健康診断の必要性は，2/3が必要と答え，実施されてナースシューズの型の変更をすすめられた時には，7割以上が変更をすると答えているが，サンダル型使用者では，着脱が容易との理由で型変更しないとの答えが見られた(表2)．勤務以外での足の状態は，室内では約半数が裸足であり，履物ではパンプス・モカシンの順に使用が多かった．そして，7割近くが勤務以外の履物で痛み・疲れなどの不都合を経験していた(図6)．不都合を回避するための工夫もみられた.下駄・草履は3/4以上が使用経験があるが，使用頻度はわずかであった.

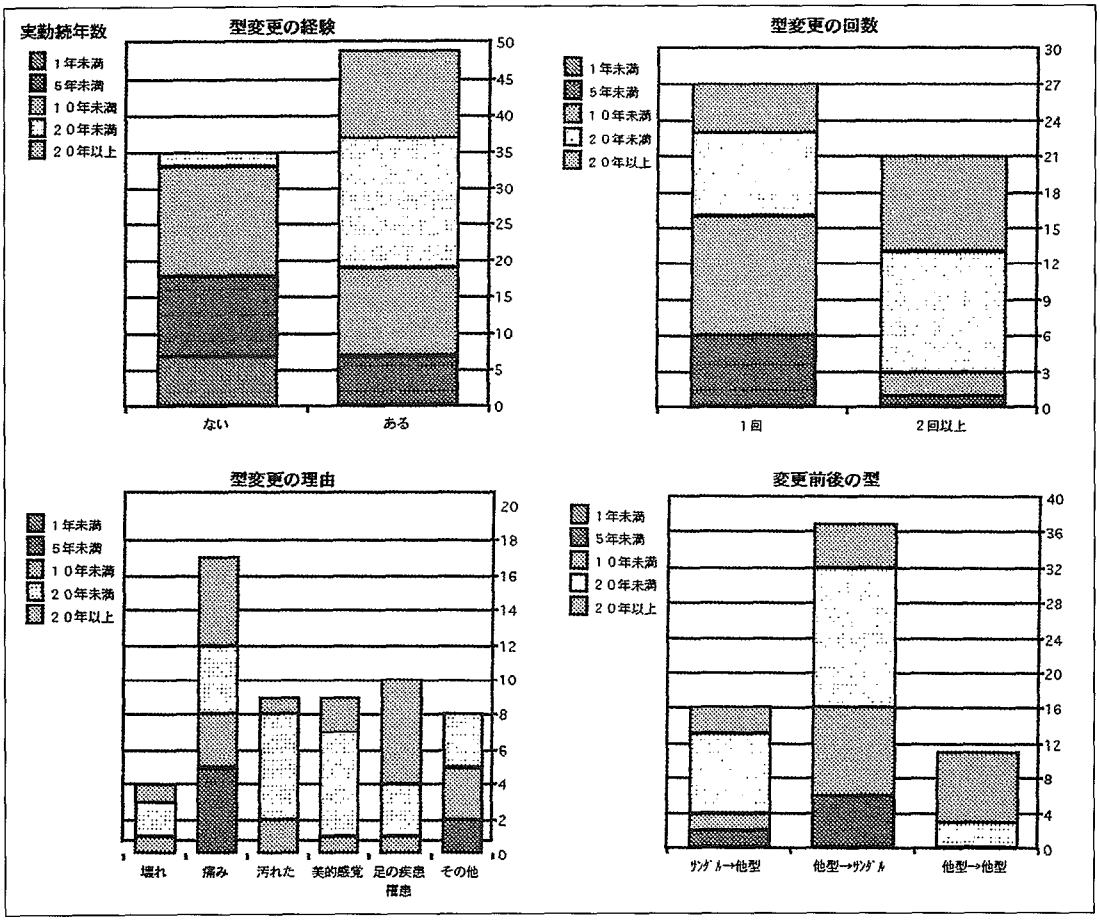


図 5. ナースシューズの型変更.

表 2. 足の健康診断について.

a. 健康診断は必要か？ 型変更はするか？

必要	56
不要	33
変更する	73
変更しない	15

b. 型変更しない理由

	サンダル	モカシン	パンプス	オックスフォード
総 数	14	0	1	0
美的感覚	1	0	0	0
着脱が容易	4	0	1	0
安 い	1	0	0	0
その他	2	0	0	0

考 察

アンケートから，当院の看護婦のナースシューズの認識程度はわからなかったが，使用するナースシューズに関しては，不都合はあるものの現時点ではサンダル型を選択することが最善であると判断していることが示された．ナースシューズに関するこれまでの報告をまとめてみた：支給靴・自由購入靴ともナースシューズはさまざまな不都合はあるもののタイプはサンダル型が多く[2)4)]，足部障害は，足趾・足尖に多く，胼胝・扁平足・外反母趾がサンダル型に多く見られた[2)4)5)]．そして，高齢になるほど有症率が増加するとの報告も見られた．使用期間は6か月から1年が大半であった[4)7)8)]．型変更の経験者は高齢になるほど多く，サ

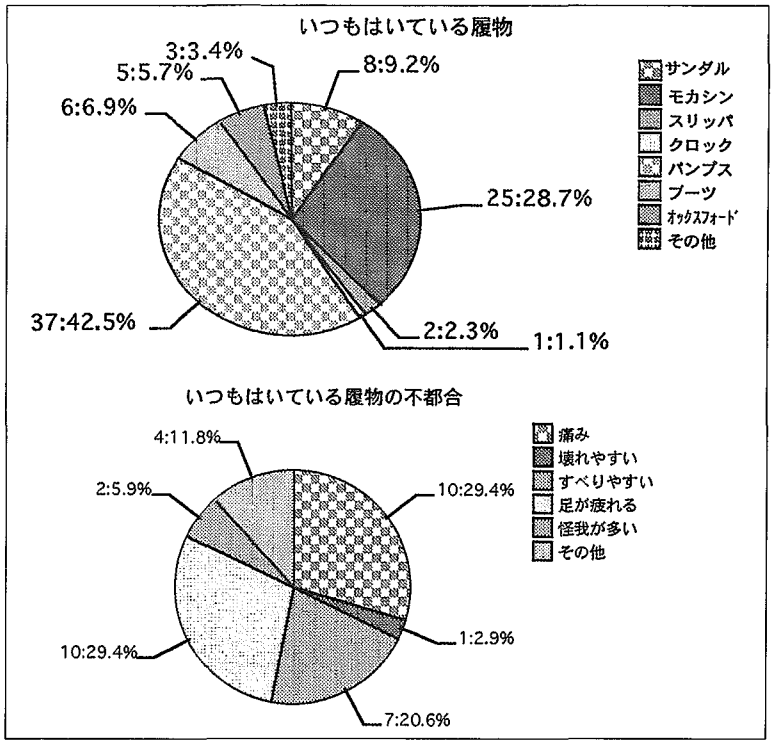


図 6.
いつも履いている履物.

ンダル型がかなり最終的に選択されていた[4]. 理想のナースシューズの条件としては，疲労感なし・耐久性・蒸れない・軽い・低コストを上位としているという報告が多く[3)7)]，若年者ほど値段が安ければ不都合は我慢する傾向が報告されている[2]. また，自由購入靴使用者では足部愁訴・障害が少ないとの報告もある[6]. アンケート施行者の考察として，現在のナースシューズ全般の改善すべき問題点として，扁平な靴底・踵部が小さい・アーチサポートがないことを挙げ[8]，足部愁訴を減少させるために，ナースシューズの選択範囲・選択方法・選択のための知識の啓蒙についての配慮・選択が必要と結論している報告が多かった[1)5)].

当院では現在，自分で購入しているごくわずかを除いて3種類のナースシューズを採用し，各自自由に選択し(図7)，1年に1回支給している. 開院当初，種々報告されているサンダル型の欠点を考慮して[3)4)]，ごく一部の足障害を訴える希望者以外は，ナースシューズをオックスフォード型に指定した. しかし，オックスフォード型に対する不満が高まり，また，新しく就職した看護婦の希望もあり，外反母趾も増加したため選択制にしたところ，サンダル型が増加した. アンケートの結果から，サンダル型が増加した要因として，着脱が容易なこと・安価のため買い換えが負担にならないこと・蒸れにくいことを推測した(表3). アンケートからは個々の型に対する不満がみられ，また，自分の選択基準に合った靴を探すために実勤続年数の長いほど型変更を繰り返すものの，最終的には，多くがサンダル型を選択している. 現状を受け入れて満足しているように思われ，ナースシューズに対する関心や知識は高くないと思われる. 看護婦の足の障害を防止するためには，看護婦に対してナースシューズの種々の知識の啓蒙が必要であるが，啓蒙のためにも，看護婦の足の障害のチェックのためにも，定期的な足の検診のようなものが必要ではないかと考えている. アンケートでは，不要との答えも多いが，必要ならナースシューズの型変更を行うとの回答も多く，アン

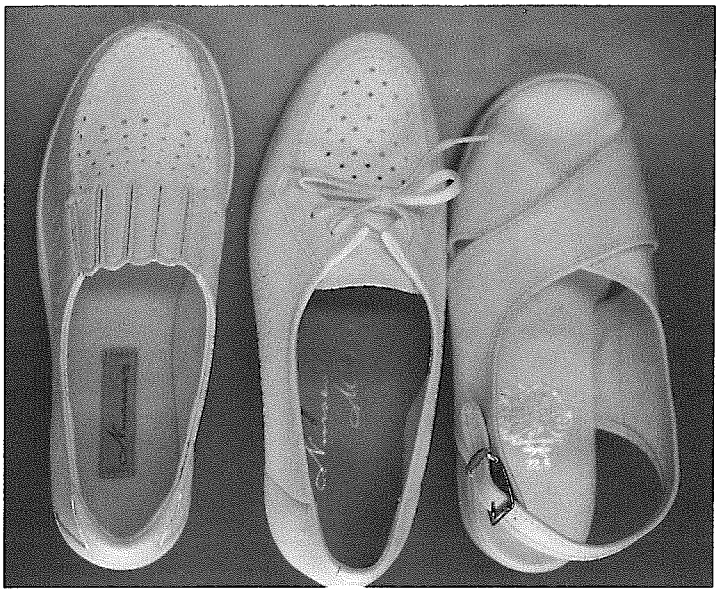


図 7.

表 3. ナースシューズへの不満.

ナースシューズのタイプ	不　満	人　数
サンダル	キュッキュと音が出る	3
サンダル	疲れる	3
サンダル，クロッグ，オックスフォード	スニーカーが欲しい	
サンダル	蒸れる，通気性が悪い，デザインが少ない	
オックスフォード	脱げてしまう	
オックスフォード	疲れる	
サンダル	夏は蒸れて湿疹ができてかゆくなる	
クロッグ	種類が少ない	
サンダル	軽いものがよい	2
サンダル	汗の吸収がよいものがほしい	
サンダル	種類が少ない(ミシンの縫製部分)	
サンダル	靴底に足の形の跡がついてしまう	
パンプス	キュッキュと音が出る	
サンダル	足が疲れにくいものをはいているので不満はない	
オックスフォード	手軽に洗えるものが欲しい	
オックスフォード	蒸れないものが欲しい	
オックスフォード	ゴミ・ホコリがつかないものが欲しい	
サンダル	歩きにくい	
サンダル	足が臭くなる	

ケートなどにより看護婦の要望を取り入れて，検診項目を検討して，実施したいと考えている.

結　語

(1) 当院の看護婦 94 名の足部の健康状態を調べるためにナースシューズの型を中心にアンケートを行った.

(2) サンダル型は，着脱が容易・蒸れないなどの理由で他型からの変更者が多く現在最も使用者が多かったが，足疾患・痛み・壊れの頻度も高く不満も多い.

(3) 今後，看護婦の足部障害への対策としては，靴障害の啓蒙とともに看護婦個々の要求にあわせた検診体制が重要と思われる.

文　献

1) 有永　誠ら：足サイズに基づいた看護婦靴支給による愁訴の改善率. 靴の医学, **9**：61-63, 1995.
2) 内田俊彦ら：看護婦の足部痛について. 靴の医学, **6**：48-53, 1992.
3) 岡本　晃ら：ナースシューズの問題点. 靴の医学, **4**：129-131, 1990.
4) 木村敏信ら：当院におけるナースシューズの現状調査. 日本靴医誌, **1**：21-24, 1987.
5) 後藤武史ら：ナースシューズの問題点と足部愁訴. 靴の医学, **7**：156-158, 1993.
6) 鈴木　精ら：ナースシューズと足の愁訴. 靴の医学, **7**：167-171, 1993.
7) 鵜田　律：いわゆるナースシューズ, ナースサンダルは看護婦を苦しめていないか. 靴の医学, **7**：141-144, 1993.
8) 矢野メリ子ら：ナースシューズと足の愁訴に関する検討. 靴の医学, **7**：152-157, 1993.

靴の医学 **10**：20-24，1996.

ハイヒール歩行の危険性について

労働省産業安全研究所
永田久雄

はじめに

靴ヒールの適正高については，今までに多くの研究者によって足骨格の変化，歩行軌跡，エネルギー代謝量，外反母趾の観点から論じられてきた[1)~9)]．しかし，ハイヒール靴が引き起こす転倒・転落の危険性の観点から論じた研究は見当たらない．筆者が調査した階段からの転落による労災の分析結果[10)]では，ハイヒール，セミハイヒールでの降り歩行で多くの女性が転落事故に遭っていることが判明した．特に，図1（全サンプル数666名）に示すように20歳前後の若い女性に多く，若年層（15～24歳）の74%がヒール高が3 cm以上の履物を使っていた．本研究では，ヒール高別の立位姿勢の不安定性を転倒・転落の危険性の観点から実験的に明らかにしようとするものである．

評価方法の基本

ハイヒール歩行の危険要因としては，ヒールの引っかけと靴の不安定性の2点が挙げられる．ヒールの引っかけに関するハイヒールでの階段実験[11)]では，足を階段に着ける時の足回転が十分になされていないことをストロボ写真撮影より見いだすことができた（図2）．しかし，実験ではハイヒールを踏み段に引っかけないように用心深く歩行するためか，その危険性を求めることはできなかった．そこで，すべり，つまずき時に体にかかる力に着目し，床面をサーボモータにより水平に動かして立位姿勢が保持できなくなる限界を求めた．その限界値からヒール高の評価を試みた．加速力は緩やかな波状でなく，事故時を想定して瞬発的に立ち上がる矩形波状（図3）に負荷することにした．実験は当研究所で開発した最大滑走距離9.2 mのパソコン制御方式のリニアアクセラレータ[12)]を用いて行った（図4）．

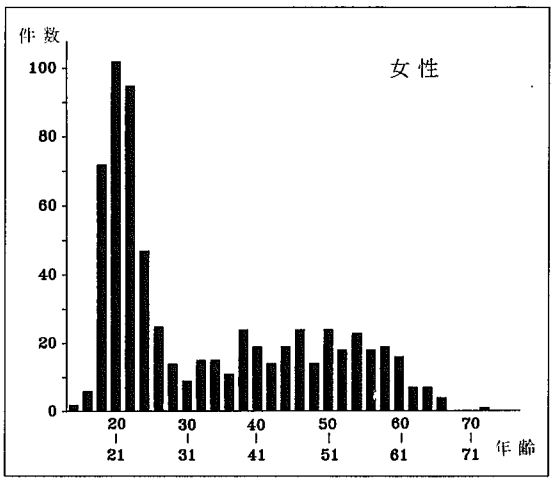


図1. 階段事故と年齢

方　法

1．被験者

被験者は女性12名で平均年齢21.3歳（19～24歳，SD（＝標準偏差）1.5歳）である．平均身長は156 cm（149～166 cm，SD 4.8 cm），体重は50 kg（40～58 kg，SD 6.5 kg），靴サイズは23.2 cm（22.5～24.0 cm，SD 0.5 cm）である．

2．履　物

ヒール高が異なるローヒールA（S_1：ヒール高12.3 mm），ローヒールB（S_2：ヒール高30.6 mm），セミハイヒール（S_3：ヒール高56.0 mm），

Key words：high-heeled shoes（ハイヒール）
equilibrium（平衡）
fall（転倒）
acceleration（加速）

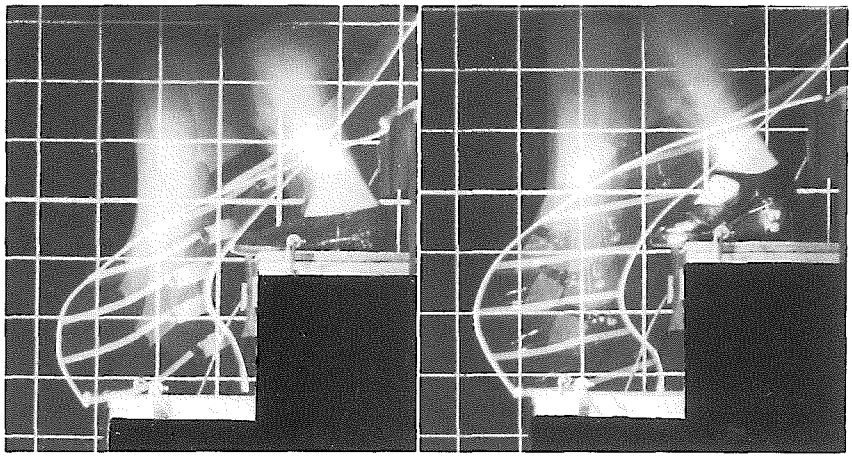


図 2.
階段下降時の靴の動き
a：ヒール高 25 mm
b：ヒール高 70 mm

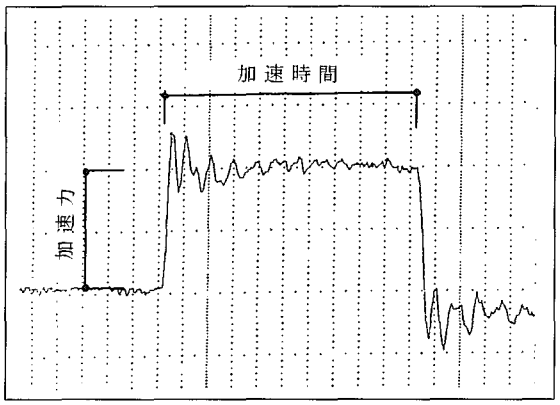


図 3. 矩形波状の加速力

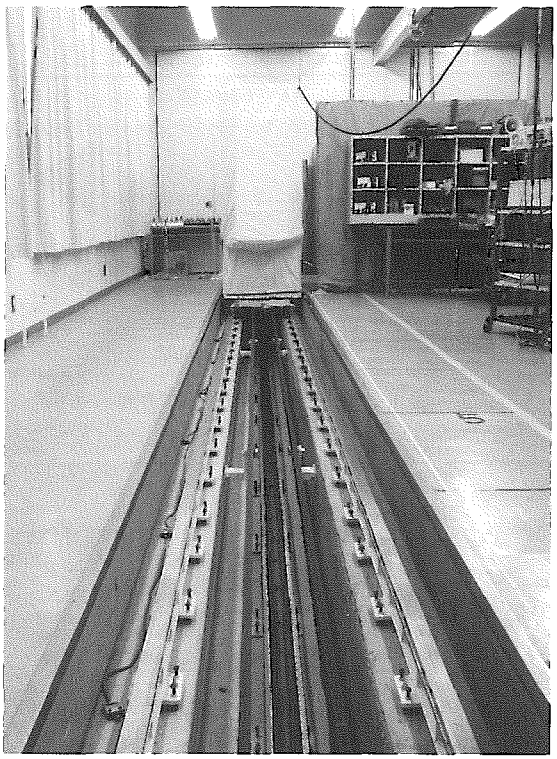


図 4. リニアアクセラレータ

ハイヒール(S_4：ヒール高 88.8 mm)の 4 種類の市販靴を選定した(図 5)．本研究ではソールの厚さを差し引いた値をヒール高とした．比較のために，裸足状態(S_0)についても実験を行った．

3．足　位

最も弱い方向，つまり横開脚の立位姿勢に対して前後方向から加速外力を加える方法で実験した(図 6)．そこで，身体の動きをモニターするために，足圧計測センサーシートを床に貼り，その上に足を置かせた．

4．実験手順

各ヒール高ごとに，一定の加速時間(2 000 ms)の水平加速外力を被験者に負荷し，立位姿勢保持の限界加速値を求めた．実験時の被験者の様子を図 7 に示す．

実験手順は次のとおりである．

(1)　被験者に前もって実験の主旨を説明した後に，リニアアクセラレータ上にのせ，数回加速外力を加えて実験環境に慣れさせた．実験開始後は手摺につかまったり足位置を動かして加速力に耐えないように指示した．

(2)　本実験では発進前に，足圧の中心点の動きから，姿勢の前傾，後傾のチェックと姿勢の左右

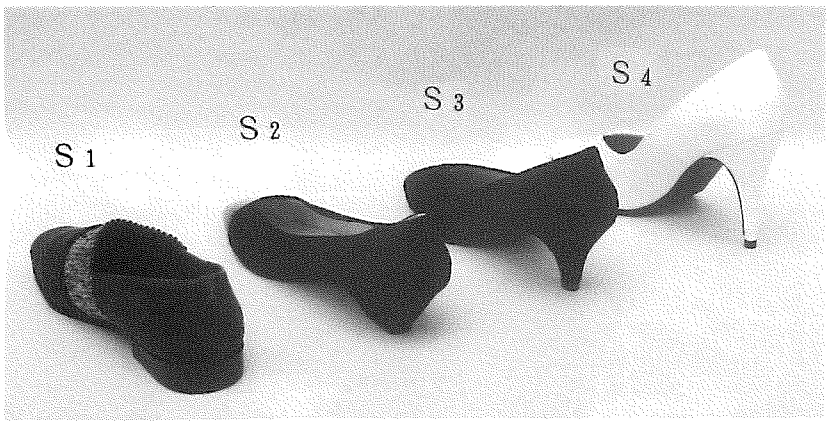


図 5.
ヒール高別の靴

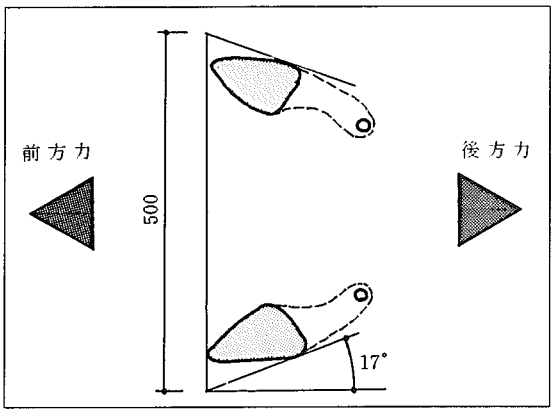


図 6. 足位と水平加速外力の方向

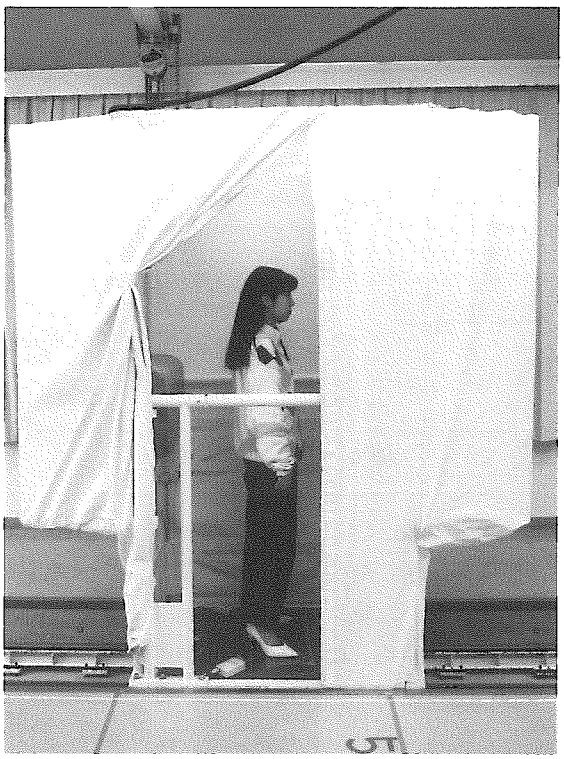


図 7. 走行台と被験者

への偏心のチェックを行った.

(3) 次に，リニアアクセラレータを静止状態から予告することなく発進させた.

(4) 立位姿勢保持の限界加速値を見いだすまで，被験者に加速外力を繰り返し加えた.

安全上の配慮から，実験開始時からいきなり大きな加速外力を被験者に負荷するのでなく，弱い加速外力からスタートして繰り返すごとに加速外力を増してゆき，立位バランスを失って倒れるまで負荷する方法によった.

結果と考察

1. ヒール高と限界加速値

体の前方へ加速力(持続時間2 000 ms)を負荷した場合，分散分析からヒール高間に高度な有意差(F分布値＝46.6＞$F_{44}^{4}(0.01)$)が見られる. 被験者間においても有意差(F値＝17.0＞$F_{44}^{11}(0.01)$)が認められるが，すべての被験者について前方力に対してヒール高S_3, S_4の時に限界値が落ちる傾向は見られた. そこで，平均値にその標準偏差を付して，ヒール高別の結果を図8に示す. 前方力に対する実験結果によると，ハイヒールで最小値となり，ローヒールAで最大となる. ハイヒール

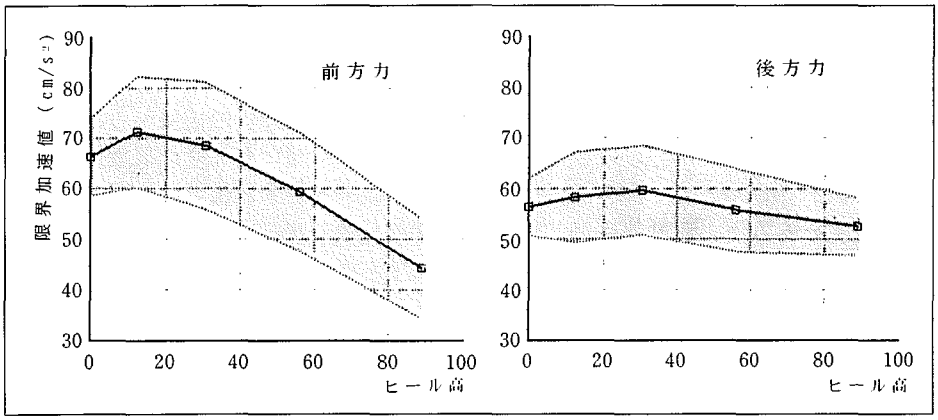


図 8.
靴ヒール高と立位姿勢保持の限界加速値

表 1. ヒール高の推奨値例

研究者		ヒール高 (mm)	測定方法
神中	(1937)	30	X線撮影ほか
青木	(1944)	20	X線撮影
三浦ら	(1954)	20～30	サイクルグラフほか
小川ら	(1958)	＜40	エネルギー代謝量ほか
石毛	(1961)	30	エネルギー代謝量ほか
Rabbi ら	(1992)	＜60	足部横アーチの伸び
倉ら	(1994)	＜60	足底圧ほか

表 2. 限界値の相対評価(ローヒールA：100)

履物		ヒール高 (mm)	相対値	
			前方力	後方力
裸足	(S_0)	0.0	93	97
ローヒールA	(S_1)	12.3	100	100
ローヒールB	(S_2)	30.6	96	102
セミハイヒール	(S_3)	56.0	83	96
ハイヒール	(S_4)	88.8	62	90

での限界値はローヒールAより38%ほど減じている．図8から被験者間のばらつきが大きいとは言え，一般的にヒール高30 mm以上になると限界値が減少してくる．裸足，ローヒールA，ローヒールBでの実験値を分散分析した結果から見ると，ヒール高(S_0～S_2)間の検定では，F値＝4.0＜$F^2_{22}(0.01)$となり，危険率1%で有意差があると言えない．つまり，ヒール高30 mmまでは大差がないと判断できる．

後方力の場合，ヒール高間に有意差は見いだせない(F値＝3.5＜$F^4_{44}(0.01)$)．このことは実験に用いたハイヒールの接地面積は他と比較して狭いが，その影響も小さいことを意味している．一方，前方力では足底圧観察から身体が倒れかかるとソール部で床面を押し返すようにして体を戻そうとすることから，ヒール接地面積の広さの影響はほとんどないと推察される．以上より，本実験結果に及ぼす接地面積の影響は少ないと推察される．

図8で前方力と後方力を比較すると，ヒール高約60 mmを境にして，限界値の大小関係が逆転している．つまり，60 mm以上のヒール高では後方より前方に倒れやすくなる．

2．過去の研究結果との比較

神中[2]は，X線撮影などによる足部骨構造の観察から適正ヒール高を扁平足で35 mm，正規足で30 mmとした．青木[3]は，足部構造から20 mmが最良であるとした．三浦ら[4]は，足部構造からヒール高20 mmが最適であり，20～30 mmのときに歩行中の呼気量が最も少なくなり，効率的であるとした．小川ら[5]は，ヒール高40 mmまでは呼気量，エネルギー代謝量及び心拍数に差がみられないが，これを超えると急に増大すると報告している．石毛[6]は，ステップテストでの心拍数，呼気量，酸素消費量から判断したヒール高は20～40 mm，エネルギー代謝量[7]から判断したヒール高は30 mmが最適であるとした．Rabbi ら[8]は外反母趾を防ぐ観点から，前足部横アーチの伸張を観察し，ヒール高は60 mm以下とした．倉[9]らもアン

ケート調査，足底圧測定からヒール高 60 mm 以上で足の障害が発生しやすいことを裏付けている．各研究者の推奨値を表 1 に示す．

立位姿勢保持の観点から求めたローヒールAの限界加速値(前方力で 71.3 cm/s^2，後方力で 58.3 cm/s^2)を 100 とした場合，他のヒール高の相対的な値は表 2 のようになる．前方力でヒール高 12 mm で限界値が最大となり，30 mm を超えると，この値が急激に減じてくる．ハイヒールでは，ローヒールAと比較すると限界値が 62 まで減じている．このことから，30 mm 以下のヒール高の履物が適切であると推察される．また，図 8 前方力の場合に，ヒール高 S_0〜S_2間に有意差はないが裸足時の限界加速値がローヒールAより僅かに低くなること，また，被験者の約 8 割まで裸足の方が低くなることから，立位バランスの観点からみると，裸足状態が最適とは必ずしも言えない．

まとめ

被験者の前方または後方から瞬発的に水平加速力を加えることのできる装置を用いて，被験者がバランスを崩す限界の加速度を求めた．立位姿勢の不安定性とヒール高との関連を明らかにしようと試みた．

本研究により，以下のような結論が得られた．

(1) 被験者の正面から背面方向にかかる後方力では，履物による差が僅少で有意差が認められない．

(2) ヒール高 60 mm を超えると，限界値の上下関係が逆転して後方力より前方力に対してより不安定となる．

(3) 前方力を負荷した場合にハイヒール(ヒール高 89 mm)はローヒール(ヒール高 12 mm)と比較して，限界加速値が 38%減じている．つまり，ハイヒールではローヒールと比較すると約 4 割ほど立位姿勢の保持機能が衰えて，前方に倒れやすい．

(4) ヒール高別の立位姿勢保持の限界加速値から判断して，ヒール高は 30 mm 以下が推奨できる．また，裸足が最善でなく，ヒール高が 10 mm〜20 mm 程度ある靴の方が僅かであるが安定する傾向が見られた．

参考文献

1) 佐野祐司ら：ハイヒールが歩行姿勢やエネルギー代謝に及ぼす影響，第 2 回姿勢シンポジウム論文集，姿勢研究所編，119-124，1977.
2) 神中正一：職業婦人と靴．治療及処方，**18**：802-814，1937.
3) 青木松三：足部骨構造上より観たる立業者の靴踵高に就いて．日本連合衛生学会誌，**16**：112-113，1944.
4) 三浦豊彦ら：歩行運動と履物に関する研究(第 9 報)—適当な靴とヒール高について．労働科学，**30**：447-454，1954.
5) 小川新吉ら：履物と姿勢について(II)エネルギー代謝より見た考察．体力科学，**7**：325-326，1958.
6) 石毛フミ子：ハイヒールの体力医学的研究 I，ステップテストに現われたヒール高の影響．体力科学，**10**：49-55，1961.
7) 石毛フミ子：ハイヒールの体力医学的研究II，歩行時のエネルギー代謝に現われたハイヒールの影響．体力科学，**10**：56-61，1961.
8) Rabbi, M. E. ら：歩行時の前足部横アーチに及ぼす靴ヒール高の影響．靴の医学，**6**：145-148，1992.
9) 倉　秀治ら：ハイヒール靴と足の障害．MB Orthop. **7**：13-18，1994.
10) Nagata, H.：Occupational accidents while walking on stairways. Safety Science, **14**：199-211，1991.
11) 永田久雄：階段からの転落要因に関する基礎的な考察．階段の安全性からみた踏面・蹴上寸法の評価に関する研究の 1．日本建築学会計画系論文報告集，**439**：73-80，1992.
12) 永田久雄：急加速刺激を加えた場合の立位姿勢の安定性評価装置の開発．人間工学，**27**：221-223，1991.

靴の医学 **10**：25-30，1996.

CC-BPF-J 機能素材を用いた軟性足底挿板

株式会社フットテクノ
蒲原伸明，藤田穫琉
株式会社大丸京都店　大持靴店　コンドル靴店
中井　一，梅谷克子　大持進一　阪田茂宏
ジャパントータルフットケア協議会　安積診療所
会員一同　安積和夫

はじめに

靴の製造と販売および足の健康管理などの方法が，現状のままで続く限り，靴原性疾患[1](靴原病)，即ち靴で起こる生活習慣病の増加はあっても，減少はない．これらによって被る，消費者の損失は非常に大きい．また，国民の保健上の唯唯しい問題である．患者は進歩する靴医学のサービスを十分に受けていない．靴原病および他の疾患への靴医学の診療は皆無に等しい(図1)．

今まで，各種の靴および靴型装具に，いろいろな足底挿板が製作され使われてきた．しかし，納得できるものが少ない．この現状を打開する一つの方法として，CC-BPF-J 機能素材と他の素材を使い，いろいろな足底挿板を製作し，その製作手引書を作った．これらの足底挿板を CC-BPF-J 軟性足底挿板(以後，軟性足底挿板と略す)と呼称した(表1)．

これらの軟性足底挿板は，各種の靴と靴型装具の適合性と機能性の向上，足と心身の健康の維持と増進，靴原病および他の疾患の予防と治療などに使用できる．そして，この軟性足底挿板は消費者と靴業者および患者と医療従事者など，誰もが製作できることを目的にしてきた．

Key words：cambrelle cera clean-breathable special polyurethane foam-jersey-functional insole material(CC-BPF-J 機能素材)
disease of habitual life(生活習慣病)
shoes fitting(靴合わせ)
shoes-genesis disease(靴原性疾患)
new soft insole〔新しい足底装具(足底挿板)〕
foot and shoes(足と靴)

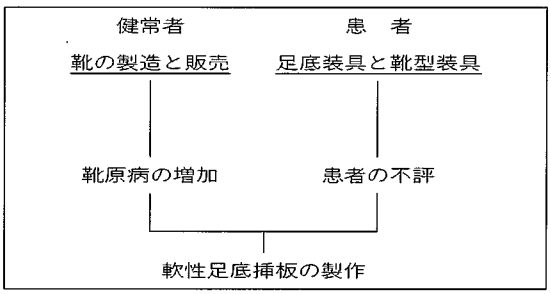


図 1. 靴医学の普及の必要性

表 1. 軟性足底挿板の役目

1．各種の靴の適合と機能の向上
2．足と心身の健康の維持と増進
3．靴原病，他疾患(生活習慣病)の予防と治療
4．誰もが簡単に製作できる

軟性足底挿板の基本となる素材の特性(図2～5，表2)

今回の基本となる CC-BPF-J は，靴の製造段階で過去数年に渡り使われてきた実績のある機能素材をベースにし，吸汗性・乾燥性・抗菌消臭性・衝撃吸収性・フィット性・軽量性を複合化した有用な素材である(図2)．

CC は，全米足病医学協会から唯一の認定を受けたインナー素材であり，この素材を中敷表面に使用したものに，銀イオンによるオゾン抗菌・消

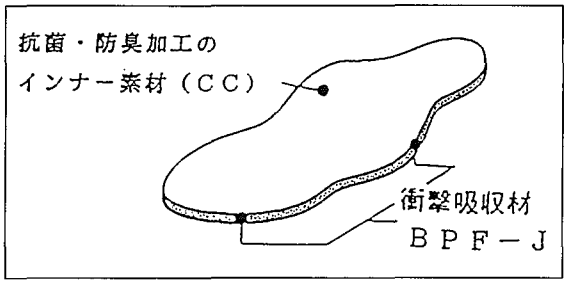


図 2. CC-BPF-J 機能素材(通気性衝撃吸収材)を用いた軟性足底挿板

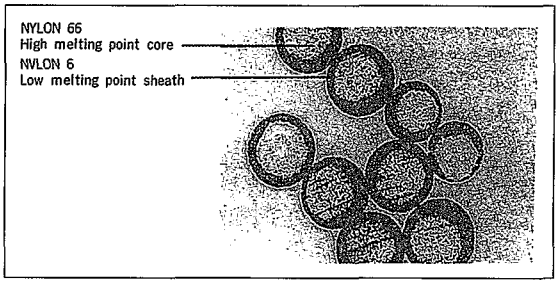


図 3. 全米足病医学協会から唯一の認定を受けたインナーの特殊繊維の二重構造(顕微鏡断面図)

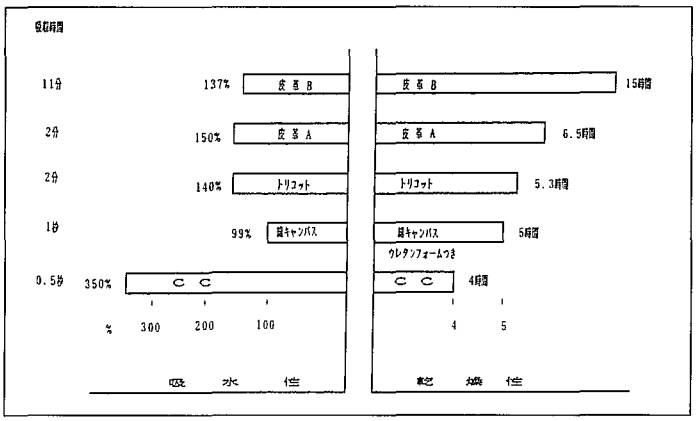


図 4.
CC と他の裏地材の乾燥と吸水の比較

臭加工した素材の呼称である．この認定インナー材は，特殊ナイロン不織布を使用し，異種のポリマーが核になるポリマーの内側を同心円状に包み込んだ，独自の二重構造の繊維から作られており，そしてバインダーを一切使用しない繊維のみでポーラスにできている．短時間で大量の汗を吸収し，拡散・乾燥性に優れている．

銀イオンによるオゾン抗菌消臭加工の殺菌原理，即ち現在の抗菌方法では最も理想的なオゾン殺菌と同じメカニズムである．この方法は銀イオンの触媒作用による活性酸素を常に極少量ずつ発生し，大きな効果を発揮する．この特徴は各種細菌類は勿論，皮革や布類に発生する黒カビ，青カビ，クラドスポリウムなどの強力で頑固なカビ類，特に足に発生する白せん菌(水虫菌)には強い殺菌効果がある．

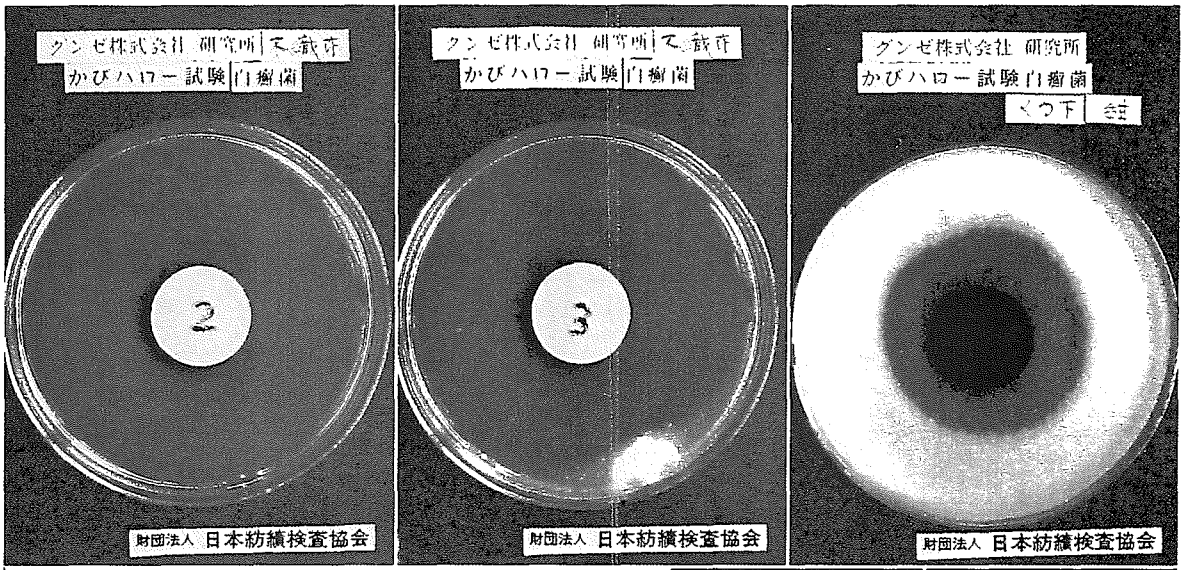
発汗の悪臭には，特殊セラミックの効果で分解消臭する．皮膚への安全性には，日本食品分析センター，日本産業皮膚衛生協会でテストの結果，高い安全性を認めている．

BPF-J は世界初の通気軽量衝撃吸収材(Breathable Special Poly-urethane Form)と片面 jersey(補強布)の貼り合わせたものを呼称する．

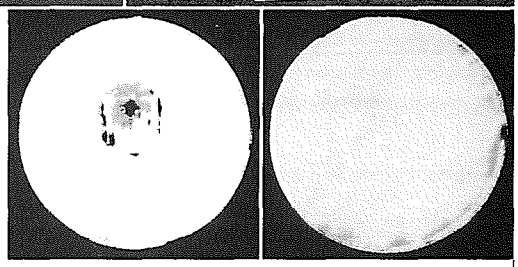
この素材は，画期的な発泡の特殊技術により従来のポリウレタンに比べ非常に優れた性質を有し，高度な物性と安定した科学特性によって，連続気泡構造が 95%の通気性を達成し，軽量で吸汗・乾燥性に優れた衝撃吸収材である．

CC-BPF-J をくも網状の糊づけ法で貼り合わせた構造のものを CC-BPF-J 機能素材と呼称する．

この素材の厚さと硬さは，BPF の厚さと硬さをかえることで，使用目的に適したものの製作ができ，一般には厚さ 1.5 mm, 2 mm, 3 mm のものを作っている．



a：キャンブレル含浸架橋法
全く白癬菌が認められない．
b：キャンブレル含浸架橋法
角の所にわずかに白癬菌が認められる程度で殆どが死滅している．
c：くつ下紡糸法(練り込み)
洗濯 10 回後のデータで，生地自身は白癬菌を寄せつけないがまわりに対する殺菌効果はない．
d：「オドイータ」で試験したものである．
e：無処理の生地を試験したものは白癬菌で埋まってしまっている．



この殺菌に対する理論はいくつかあり，代表的なものを上げると第一説は，金属イオン(銀イオン)の触媒作用により，活性酸素(発生期の酸素)を常に極少量ずつ発生させ，現在の抗菌方法では最も理想的と言えるオゾン殺菌と同じメカニズムであって，高湿度下でより効果を発揮する．

<参考>
(1) 銀イオン殺菌　O_2－－2(O)
(2) オゾン殺菌　O_3－－O_2＋(O)
(3) 過酸化水素殺菌　$2H_2O_2$－－$2H_2O$＋2(O)

この発生期の酸素が細菌などの微生物に作用し，脱水，酸化を起こし，微生物のエネルギー代謝を停止させ，死にいたらしめる．

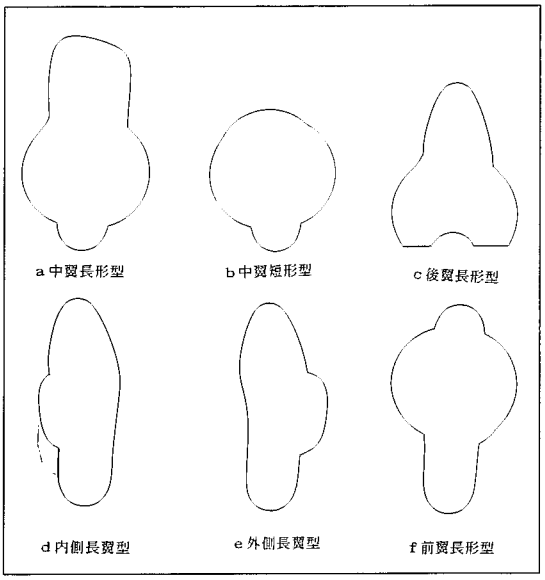
第二説は銀イオンの作用で微生物，細菌が死滅するという説で(1)細胞表面による金属の吸着，(2)細胞内への金属の活性移動，(3)細胞組織の死滅，の過程をへて，微生物・細菌を死にいたらしめる．

図 5. 銀イオンによるオゾン殺菌原理

表 2. BPF と他のクッション性素材の比較

			水分吸収	揮発性	通気性	伸長性	アンモニア吸収
BPF	連続気泡	非結合ポリウレタン	○	○	○	○	○
ウレタン液鋳造品	独立気泡	ポリウレタン	×	×	×	○	×
ウレタンスポンジ	半連続	ポリウレタン	○	△	○	×	×
EVA	独　立	エチレンビニールアセテート	×	×	×	×	×
天然ゴム	独　立	イソプレン	×	×	×	○	×
合成ゴム	独　立	ブタジエン	×	×	×	○	×
ラテックスフォーム	半連続	SBR＋NBR	○	△	△	○	×
不織布	繊維状	ナイロン/ポリエステル	○	△	○	○	×
活性炭	粒　状	C(炭素)	△	△	△	○	×

○：あり　△：ややあり　×：なし



▲図 6. 軟性足底挿板の形

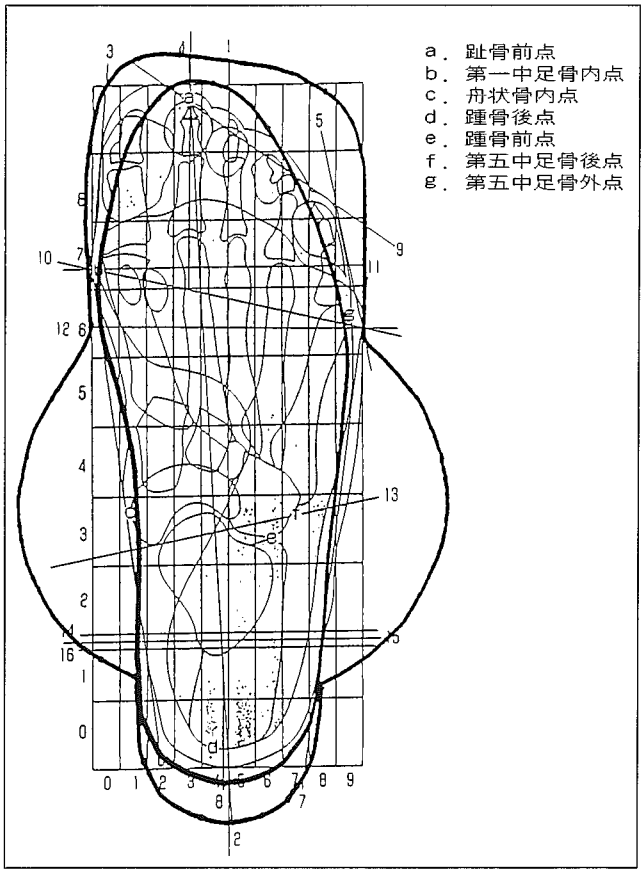


図 7. ▶
S-D-3 F-F から採型した
軟性足底挿板の形

軟性足底挿板の形，名称，製作法およびその付属 Pad(図 6 ～ 8)

各種の靴の中底と個々の左右の足の形にあわせて，靴と足への立体的調整が可能な形に採型し裁断できるようにしている．図 6 -a の形の既製の軟性足底挿板をその手引書とともに市販している．この形のものを一般的に多用する．図 6 -a の軟性足底挿板の形は S-D-3 F-F[2]から採型した．内側の実線は従来の足底挿板の形であり，外側の実線は軟性足底挿板の形である．

図 6-a～f の軟性足底挿板の形は，S-D-3 F-F の区画および靴の中底と足の形を参考にして，CC -BPF-J の素材上に直接に採型し製作する．採型にはカラーレスペンを使い，裁断には細工鋏を使うと便利である．これらの形の軟性足底挿板の形と名称は図 7 a～f に示す．

図 6 -a の中翼長形型の内側，外側の翼は，中足部に適当な締まりを与え，中足部の固定性を良くする．その結果，中足骨の収束，縦・横アーチの保持，足の前方への移動と趾先当たりの防止が期待できる．

翼の長さと幅(高さ)は，個々の足のアーチの長さと高さに合わせて採型する．外側の翼の必要がない場合には，外側の翼を切りおとして使う．両側の翼の必要がない場合にも，両側の翼を切りおとして，一般の市販の中敷のようにして使う．中翼長形型のものは既製の中敷がある靴で，既存の中敷きと入れかえて使う．

図 6 -b の中翼短形型は中敷のない靴に使用する．今までの中敷は，すべてが靴の爪先までいれられたために，靴前部の余裕空間が減少し，前足部を圧迫して障害をおこし，いろいろな靴原病の原因になっていた．前足部の障害の予防には，中敷の前方を切りおとして使うことが大切である．

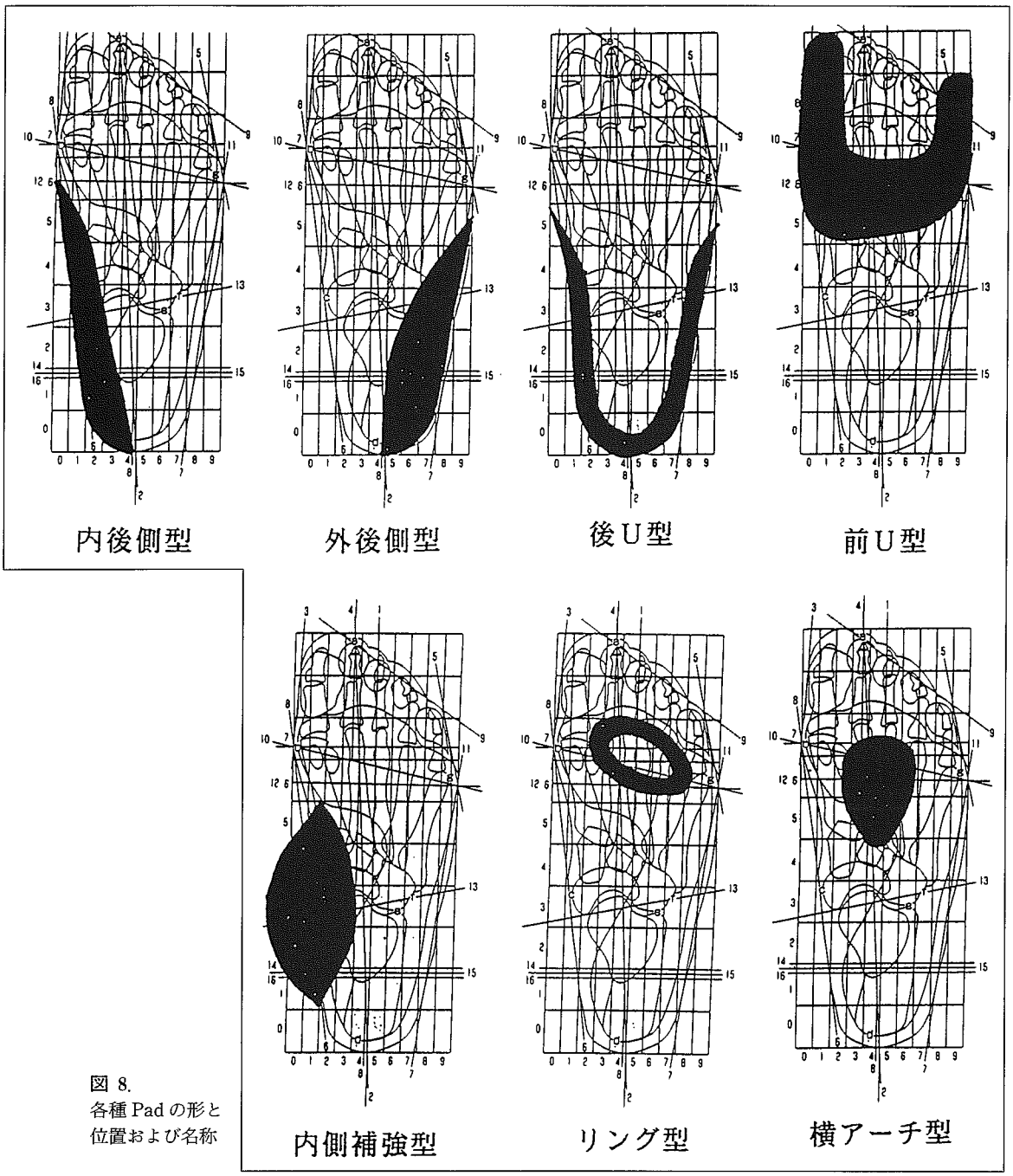


図 8.
各種 Pad の形と
位置および名称

図 6 -c の後翼長形型は後足部の障害に使用する．採型と成型はよく吟味して行う必要があり，効果は優れている．従来は後足部の障害への靴の対応には，硬い月型芯の一部を取り除く方法がなされていた．この方法では，靴の経日的な変歪が早く強くおこり，経日的な治療目的に即さない．後翼型は，この靴の問題を解決し，さらに後足部の他の障害への適応がひろめられる．

図 6 -d の内側長翼型は前足内側部の障害に使用する．外反母趾，滑液嚢炎などの痛みに効果が

ある．

図6-eの外側長翼型は前足外側部の障害に使用する．

図6-fの前翼長形型はサンダルおよびヘップサンダル(ツッカケ)，スリッパなどに使用する．とくに手術用ツッカケの機能性向上に効果がある．

その他に，軟性足底挿板には，いろいろな形がある．母趾と第二趾の間に切り込みを入れて衝立をたて，外反母趾の予防用や治療用に使用できる．また，甲の低い足には適当な部位に翼をつけて，甲のおさえに使える．後足部の発育が悪い場合には後翼の形を加減して，後足部の適合性を良くすることができる．

軟性足底挿板の裏面に貼りつけるPadの形，大きさ，厚さ，位置などは，靴医学の知識にもとづいて決める．

即ち，足の陽性ギプスモデル，立位荷重時の裸足および着靴足の足骨格各方向のX線像，D-2F-F[2]，D-3F-F[2]，靴内視鏡画像[3]，中底の圧痕，表底の摩滅，甲革裏地の擦れ，靴の変歪，姿勢，歩容，脚長差などの靴医学上の所見を参考にして決める．

各種Padの名称，位置を図8に示す．この他にもいろいろな形のPadがある．

Padの硬さ，軟らかさ，形，大きさ，厚さ，位置などを目的によって選び，単数または複数の同型，異型のPadを軟性足底挿板の裏面に使う．時には表面に使うこともある．Padはあらかじめ片面に糊づけ加工したものを使うと便利である．

足と靴の状態に合わせて，軟性足底挿板にPadを組みあわせて，いろいろな“完成した軟性足底挿板”の製作が可能である．

これらの完成した軟性足底挿板の使用は靴の適合性と機能性を向上し，また，靴のなかで，足の支持性，加圧，減圧，前後・左右の傾き，補高などを調整できる．そして，これらの効果は足の障害の予防と治療，即ち靴による生活習慣病に利用できる．

むすび

(1) 軟性足底挿板は，各地の福祉健康フェスティバル，靴店などへの出張サービスで，多数の足と靴の悩みを持つ人々の靴の補正，チューンナップに使用し，すべてが好評であった．

(2) 軟性足底挿板は，足と靴の相談に来られた人々に使えることが確認できた．

(3) 軟性足底挿板と製作手引書の市販は，初めに述べた靴医学の問題解決の一方法となり，また，国民一人ひとりが自己に対するシューフィッター，装具士になりうる道をひらき，足と靴の自己管理ができる道を開いたものである．

(4) 軟性足底挿板は，足と靴の悩みを持つ人々，また靴医学上で生活習慣病の予防に役立っている．

文　献

1) 苗村香代子ら：靴原性疾病群の診療における経験と症例．靴の医学，**7**：110-116，1993.
2) 苗村香代子ら：足輪郭・フットプリント・足骨格X線背底像—図形(3F-F)，足輪郭・フットプリント図形(2F-F)の観察と計測．靴の医学，**6**：136-141，1993.
3) 中井　一ら：靴内視鏡ビデオ画像システム(SSVIS)と足輪郭・フットプリント・足骨格X線背底像—図形(3F-F)，足輪郭・フットプリント図形(2F-F)．靴の医学，**6**：129-135，1993.

靴の医学 **10**：31-34，1996.

ダイナミック・シュー・インソール・システムについて

東芝病院リハビリテーション科
佐々木克則，小野秀俊，増島　篤，厳　琢也

はじめに

我々の提唱しているダイナミック・シュー・インソール(以下DSIとする)とは，スタティックアライメントのみを考慮した従来からの足底挿板と違い，あくまでも歩行・走行を中心としたダイナミックアライメントを考慮して作製するものである．したがって足部のみならず，下肢・体幹を含めた身体のダイナミックマルアライメントに起因する障害に対して広く用いられ，障害予防やスポーツパフォーマンス向上などにも応用できるものと考えている．

今回は，これまでのDSIの現状と，この考え方に基づいて考案した，ダイナミック・シュー・インソール・システム(以下DSISとする)の各種パッドについて紹介する．

対　象

1992年1月から1996年6月までの4年6か月の間に，何らかの障害により当科を受診し，DSIを作製したのは，延べ2 358例で，内訳は一般患者が785例，スポーツ選手が1 573例であった．

DSIの作製方法

DSIの作製にあっては，まず，身体のスタティックおよびダイナミックアライメント評価を行う．このアライメント評価のポイントは，スタティックおよびダイナミックな中でのバランスの崩れをみつけだすことであり，全体のバランスから診て，徐々に局所に絞って診るようにすることが大切である．

スタティックアライメント評価における最も診やすいポイントとして，肩甲骨下角と骨盤上部の位置があげられる．身体のバランスの崩れをかばうことにより，この位置がずれてしまうケースが多く，左右を比較して肩甲骨下角の位置があがっている側の骨盤上部の位置は下がるといった関連が多くみられる(図1)．また，ダイナミックアライメント評価については，その人にとってのマルアライメントの出現をみつけだすことが最も難しいと言える．

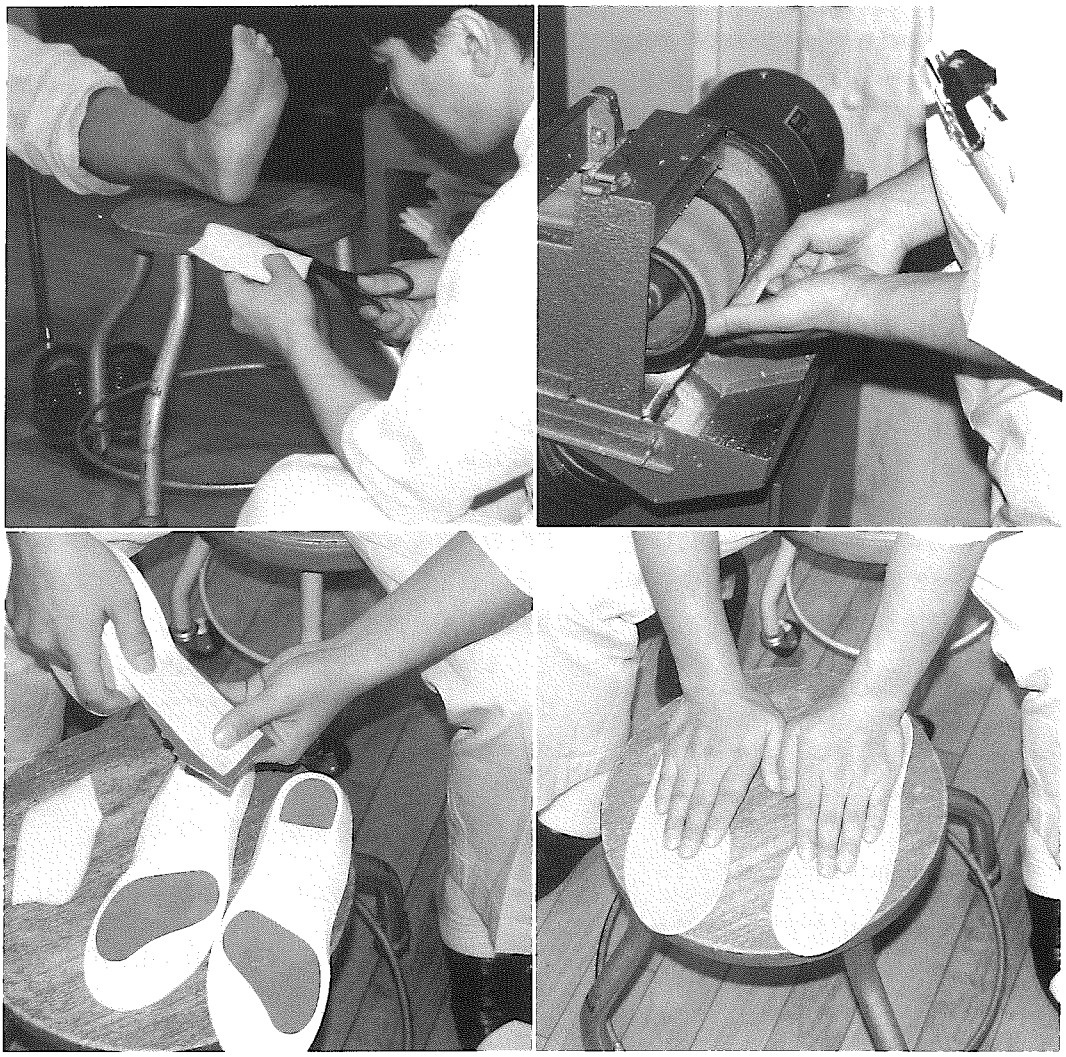
次に，実際の作製の仕方であるが，まず，三進興産社製のソルボを材料とした既製のDSISスポーツ用アーチパッドを，評価より決定した形状に左右共にカッティングする．次に，電動グラインダーにてなめらかに削り込み，シューズの中敷きの裏に張り付ける．それを，意図した形状になっているか中敷きの上から確認した後，シューズの中に入れて履いてもらい，再びアライメント評価を行う．その後は，小さなパッドを切り貼りし，目的とするダイナミックアライメントに近づけるように何度も微調整を繰り返す(図2)．

DSI作製後のフォローと効果判定

DSIを装着する靴は，本人が最も履きやすく，履いている時間の長いものを原則とし，作製後は可能な限り使用してもらうようにした．また，初

Key words：dynamic shoe insole(ダイナミック・シュー・インソール(DSI))
static aingment(スタティックアライメント)
dynamic aingment(ダイナミックアライメント)
dynamic shoe insole system(ダイナミック・シュー・インソール・システム(DSIS))

図 1.



a | b
c | d

図 2.

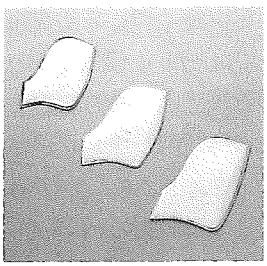


図 3.

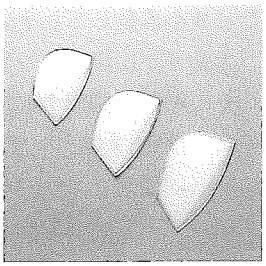


図 4.

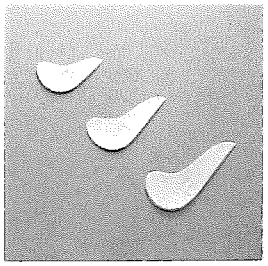


図 5.

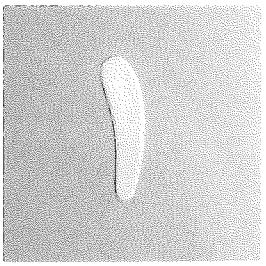


図 6.

回のフォローは最低でも 2 週間以内に行い，それ以降は，症状と使用度に応じて調整するようにしている．

効果判定は，ほとんどの人が行うアンケートなどによるものではなく，個々のダイナミックアライメントを確認しながら，痛みや不安定性との関連性をチェックして行うものである．我々の経験では，ほとんどのケースに身体のダイナミックマルアライメントに起因する動きがみられ，疾患特有の動きの傾向についても明らかになりつつある．中でも，特に痛みが強い場合は，著明なマルアライメントに起因する動きがみられ，装着と同時に痛みが激減するといったケースも数多く経験している．

図 7.

DSIS の各種パッド

DSIS 理論については，本学会においても，第 7〜9 回にかけて発表してきたが，特に動きを診る難しさや削って形にする難しさがあるために，なかなか理解できないという問題点があった．そこで，我々は，少しでも簡単で，多くの人に使えるような，動きを誘導させるパッドを作製したので紹介する．

1．DSIS 3 軸アーチパッド(図 3)

このパッドは，主に，踵接地後に母趾方向へ移動しやすくさせるのとオーバーサピネーションを防ぐといった目的のパッドであり，前額面，矢状面，水平面といった 3 次元の動きに関与するものである．また，装着方法については 2 点で合わせる必要があり，その人の足の特定の位置に正確に合わせ，高すぎる場合は，2 mm のプレーンシートを踵部にたす必要があることを付け加えておく．

2．DSIS 2 軸アーチパッド(図 4)

このパッドは，主に踵接地後，足底外側から小趾方向へ移動しやすくさせるのとオーバープロネーションを防ぐといった目的のパッドであり，前額面，矢状面，水平面といった 3 次元の動きに関与するものである．また，DSIS 3 軸アーチパッドと同様に，2 点で合わせて，高すぎる場合は，2 ミリのプレーンシートを踵部にたす必要があることも付け加えておく．

3．DSIS R ウエッジパッド(図 5)

このパッドは，踵部の内側もしくは外側の片側使用により，踵接地後の移動方向を変えることや重心移動をスムーズにするといった作用がある．

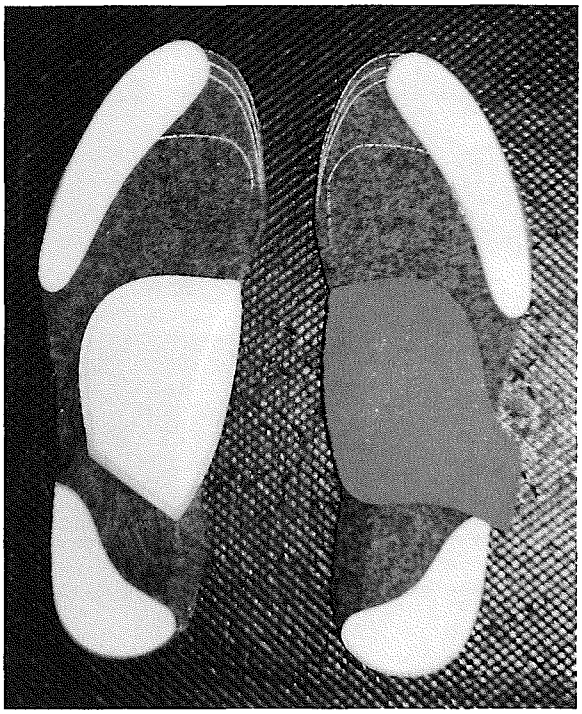


図 8.

また，これ以外にも，両側使用により踵の安定性を増大させるといった作用がある．

4．DSIS 前足ウエッジパッド(図 6)

このパッドは，主に前足部の動きを変化させる目的で使用し，母趾側につけて前足部をサピネーションさせるか，小趾側につけて前足部をプロネーションさせるといった作用がある．

足関節内反捻挫に対する DSIS 作製例

足関節内反捻挫の際のダイナミックマルアライメントとして，踵接地後，踵部外側から小趾方向に重心移動してしまい，足尖離地期に足部過回外の動きが出現してしまうことである(図 7)．即ち，その動きを抑制するためには，図 8 の右側のように，DSIS 3 軸アーチパッドに同 R-ウエッジパッドと同前足ウエッジパッドを加えたものが，より痛みや不安感を少なくできると言える(図 8)．

おわりに

今回は，DSIS 各種パッドについて報告したが，我々の経験から，本来人間が持っている機能を最大限に発揮させるようにすることが重要であると言える．そのためには，足元，即ち靴も含めて安定させること，機能を阻害しない靴を考えることが重要であると言える．今後も，治療のみならず，機能を最優先に考え，予防をも考慮した方法について研究し，臨床データも出して行きたいと考える．

参考文献

1) 内田俊彦ら：看護婦の足部痛について．靴の医学，**6**：48-53，1993.
2) 入谷　誠ら：下肢障害に対する我々の足底挿板療法の紹介．靴の医学，**6**：97-100，1993.
3) 佐々木克則ら：スポーツ外傷・障害に対する我々の足底挿板療法．靴の医学，**7**：132-135，1994.
4) 佐々木克則ら：機能面より考慮したサッカーシューズの開発．靴の医学，**8**：154-157，1995.
5) 佐々木克則ら：機能面より考慮したサッカー用インソールの紹介．靴の医学，**9**：15-18，1996.
6) 小野秀俊ら：我々の開発したダイナミック・シュー・インソール(スポーツタイプ)の紹介．靴の医学，**9**：23-26，1996.

靴の医学 **10**：35-39，1996.

足底板の動的使用効果について
—ソルボセイン製 lateral wedge の効果—

札幌医科大学整形外科学教室
関根将利，鴇田文男，石井清一
北海道立心身障害者総合相談所
佐々木鉄人

はじめに

静的な足底力分布についての報告は，これまでにも散見されるが，実際に歩行中に示す動的な足底力分布の報告は少ない．当科では，自由歩行時にも測定可能な計測機器を開発し，その精度および臨床試用に関して報告してきた[2)~4)]．我々は第9回の本学会において，ソルボセイン製 medial wedge の動的使用効果について足底力分布の変化を測定して報告した[1)]．それによると，10 mm 高の medial wedge を装着すると足底力分布は内方から外方へ移動することを確認した．今回は，ソルボセイン製 lateral wedge を使用した場合の動的使用効果について検索した．

対象および方法

対象は下肢に変形を認めない成人男性3名である．年齢は28～35歳，足長は全例が 26 cm，利き手は右である．使用した lateral wedge はソルボセイン製で，高さは 5 mm，7.5 mm，10 mm の3種類である(図1)．

調査項目は，(1)おのおのの高さの lateral wedge を装着した時の静止時立位での leg heel angle の測定，(2)おのおのの高さの lateral wedge を装着して歩行した時の後足部，および前足部の足底力の変化の測定である．

Key words：lateral wedge(外側ウェッジ)，dynamic efficiency(動的効果)，plantar reaction force(足底力)

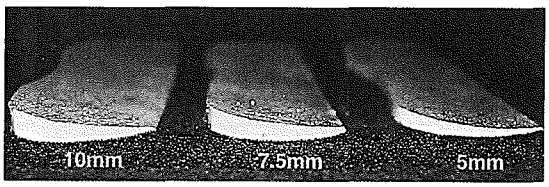


図 1. 各高さのソルボセイン製 lateral wedge(高さは左から 10 mm，7.5 mm，5 mm)

静止時立位での leg heel angle は，自然立位で計測した．それぞれの高さの lateral wedge 装着時の測定を行い，lateral wedge 未装着時と比較した．足底力の計測には，当科で開発した靴型足底力分布測定装置を使用した[2)~4)]．本装置は，インソールの左右それぞれ10か所に荷重センサを内蔵している．被験者を一定の速度で歩行させた時の足底力の変化を経時的に測定した．経時的な変化は腰部に携帯した記憶装置に収録することで，歩行時の無拘束計測を行った(図2)．被験者の歩行速度は，普通の歩行を想定し，歩調 112 step/min.とした．被験者はメトロノームにあわせて3回の歩行練習を行ったのち，32 m の板張りを直線歩行して，その際に示す足底力分布を計測した．足底力計測の際のセンサ埋蔵インソールは lateral wedge の上で，被験者の足底と直接接するように置き，足底とインソールとの界面にかかる荷重を測定した．5 mm，7.5 mm，10 mm の3種類の高さの lateral wedge 装着時と，未装着時の歩行時に，インソールに埋蔵された前足部センサ#2，#3，#4からと，後足部センサ#8，#9からの連続20歩のデータを収録した．最初と最後の2

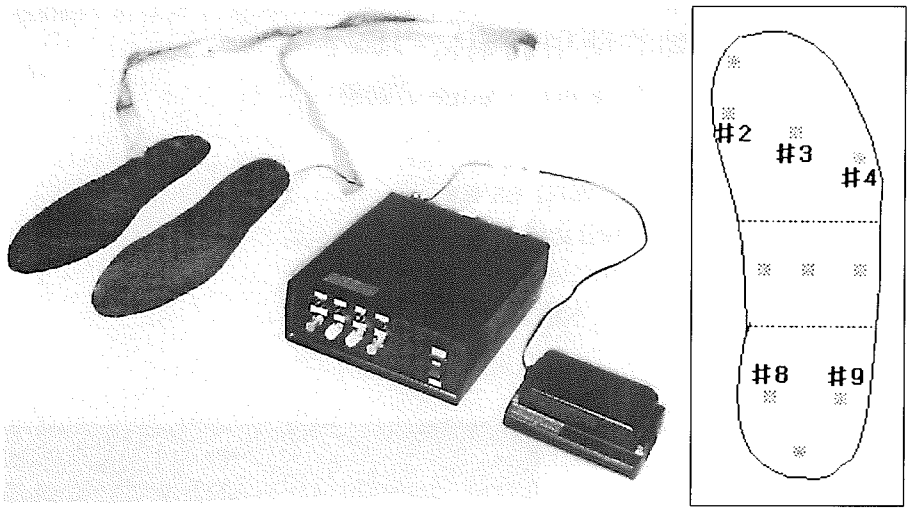


図 2.
我々が開発した足底力測定装置(a)．測定を行ったセンサの設置部位(b)．

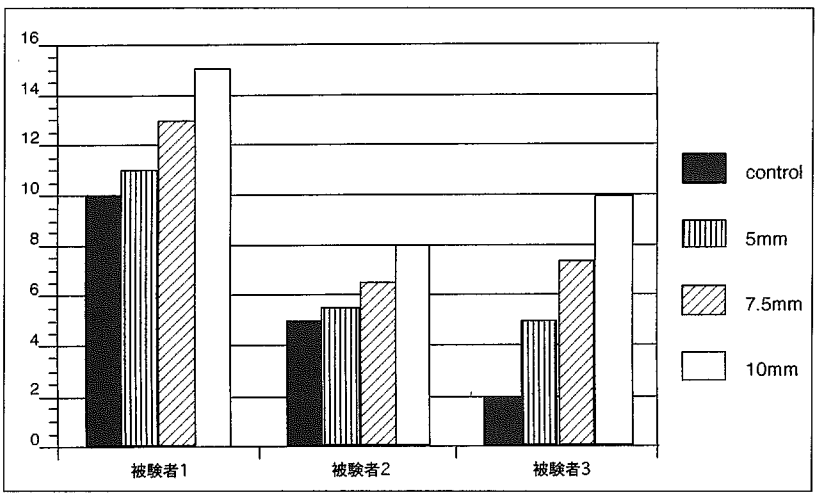


図 3.
各高さの lateral wedge 使用による，静止時立位 leg heel angle.

歩を除いた 16 歩の右足のデータについて，足底力の peak 値を測定し，平均値と標準偏差を解析した．統計処理には，Student-t test を用い，危険率 5％以下を有意差ありとした．

結　果

1．静止時の leg heel angle

静止時立位の leg heel angle は，lateral wedge 未装着，5 mm lateral wedge 装着，7.5 mm 装着，10 mm 装着の場合を計測した．被験者 1 のそれぞれの計測値は 10°，11°，13°，15°であった．被験者 2 では 5°，5.5°，6.5°，8°，被験者 3 では 2°，5°，7.5°，10°であった．つまりすべての被験者で wedge の高さが増すにつれ，踵部外反の増加を認めた(図 3)．

2．動的足底力の変化

Lateral wedge を装着した時の足底力の変化は表 1 (被験者 1)，表 2 (被験者 2)，表 3 (被験者 3) にまとめて示した．lateral wedge を装着することによって，個人差はあるものの，足底力分布は一定の傾向を示して変化していた．即ち，前足部では内側，中央，外側とも足底力は低下していた．また後足部では外側は増加し，内側では不変か低下を示していた．Lateral wedge の高さが 5 mm の場合も上記の傾向が認められたが，高さが 10 mm の場合にはより著明に変化していた．

表 1. 被験者1における各wedge高での足底力分布(数値は平均値±標準偏差で，単位はkgfである．なお，統計学上の有意差は，未装着とそれぞれの外側ウェッジ装着とを調べ，p≦0.05(＊印)を有意差ありとした.)

センサの部位	未装着(control)	lateral wedgeの高さ		
		5 mm	7.5 mm	10 mm
#2(前足部内側)	3.18±0.42	1.52±0.15*	1.64±0.25*	0.86±0.24*
#3(前足部中央)	4.03±0.55	2.44±0.29*	2.21±0.28*	2.95±0.37*
#4(前足部外側)	1.73±0.29	0.84±0.14*	0.30±0.06*	1.68±0.16
#8(後足部内側)	4.19±0.43	3.46±0.28*	3.85±0.28	3.11±0.36*
#9(後足部外側)	2.22±0.39	2.46±0.25	2.71±0.35*	2.98±0.26*

n＝16

表 2. 被験者2における各wedge高での足底力分布(数値は平均値±標準偏差で，単位はkgfである．なお，統計学上の有意差は，未装着とそれぞれの外側ウェッジ装着とを調べ，p≦0.05(＊印)を有意差ありとした.)

センサの部位	未装着(control)	lateral wedgeの高さ		
		5 mm	7.5 mm	10 mm
#2(前足部内側)	1.32±0.17	1.32±0.17	0.68±0.11*	0.78±0.14*
#3(前足部中央)	3.17±0.47	3.17±0.47	3.25±0.26	1.61±0.21*
#4(前足部外側)	1.70±0.33	1.70±0.33	1.53±0.28*	0.82±0.22*
#8(後足部内側)	4.87±0.41	5.18±0.45	4.68±0.43	4.95±0.49
#9(後足部外側)	1.64±0.31	2.23±0.26*	2.02±0.20*	2.29±0.29*

n＝16

表 3. 被験者3における各wedge高での足底力分布(数値は平均値±標準偏差で，単位はkgfである．なお，統計学上の有意差は，未装着とそれぞれの外側ウェッジ装着とを調べ，p≦0.05(＊印)を有意差ありとした.)

センサの部位	未装着(control)	lateral wedgeの高さ		
		5 mm	7.5 mm	10 mm
#2(前足部内側)	3.10±0.26	2.50+0.31*	1.16±0.15*	1.35±0.12*
#3(前足部中央)	3.13±0.52*	1.84±0.18*	0.92±0.23*	0.66±0.14*
#4(前足部外側)	1.61±0.35	0.92±0.15*	0.83±0.18*	0.54±0.15*
#8(後足部内側)	6.82±0.34	6.49±0.39	4.99±0.36*	5.75±0.46*
#9(後足部外側)	3.08±0.45	3.26±0.31	2.93±0.42	2.71±0.38

n＝16

次に個々の対象についてその特徴を記述してみると，被験者1(表1)ではlateral wedgeの高さが，5 mmですでに前足部の足底力の低下と，後足部内側の足底力の低下，外側の増加が認められた．Wedgeの高さが7.5 mm, 10 mmと増すにつれて後足部の変化はより著明となった．一方，前足部では，内側と中央の足底力の低下の程度がより著明になるのに対し，外側の低下の程度はわずかであった．

被験者2(表2)では，wedge装着による前足部の足底力の低下は，wedgeの高さが5 mm，7.5 mmでは一様に認められるとはいえなかった．Wedgeの高さが10 mmになってはじめて，内側，中央，外側の足底力の低値を示すように変化して

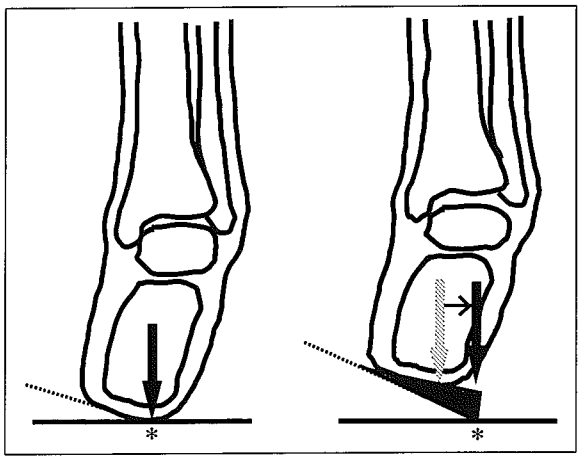


図 4. heel strike 時の荷重開始点(a：未装着時，b：lateral wedge 装着時)．
lateral wedge 装着によって荷重開始点(＊)は外側に移動する．

いた．一方，後足部では，wedge の高さが 5 mm の場合にすでに内側の足底力の低下，外側の増加が認められた．その低下と増加の程度は，wedge の高さが増しても，大きな変化は認められなかった．

被験者 3 (表 3)では，前足部の足底力の低下は他の被験者と比べても最も著明にあらわれていた．Wedge の高さが 5 mm の場合でも，内側，中央，外側の足底力の低下は著明に認められた．一方，後足部では，内側の足底力の低下は著明であったが，外側の足底力は wedge 未装着の場合と比べても大きな変化は認められなかった．

考　察

Lateral wedge の使用効果について検索した報告は散見されるが，多くは静的な状態での評価である．安田ら[5]は，内側型膝 OA に対して lateral wedge を使用した場合の，下肢アライメントに及ぼす影響を静的な状態で分析した．その結果，lateral wedge の使用効果は下肢機能軸の直立化にあると結論した．直立化にともない，筋活動を介して起立歩行系が変化して，膝の内側関節面に加わる荷重は外側に移動すると述べている．Lateral wedge についての静的使用効果についての多くの報告は，下肢アライメントを研究題材にしたものが多いが，安田らと同様の結果が得られている．

一方，lateral wedge の動的使用効果についての報告はほとんど見られない．安永ら[6]は，内側型膝 OA 患者に対し，lateral wedge を使用し，歩行時における足底圧中心線の変化に注目している．それによると，lateral wedge を装着することによって，足底圧中心線は外側移動を認め，下肢荷重線の外側移動が得られたとしている．今回の我々の調査においても，lateral wedge により後足部の足底力は外側で増加しており，安永らの結果を支持していた．

我々の前回の調査では，ソルボセイン製 medial wedge を使用することによって，前足部の足底力には変化を認めなかったが，後足部の足底力は外側で増加していた．今回は，ソルボセイン製の lateral wedge を装着した場合の動的使用効果を分析したが，前足部の内側・中央・外側の足底力は，全体的に低下していた．また後足部では，一般に外側で増加を示し，内側では低下する傾向を示していた．

Lateral wedge 装着による，前足部足底力の低下，後足部足底力の外側での増加と内側での低下が，どのような機構で起こるのかを考察してみた．一般に歩行の際には，heel strike 時には足部は回外位にある．Heel strike から mid stance にかけて，足部は回外位から徐々に回内していく．したがって，後足部足底力は，時間の経過とともに，荷重中心が内側に移動する．しかし，lateral wedge を装着すると，heel strike 時には lateral wedge の外側縁で接地することになる．したがって，図 4 に示したように，荷重開始点は外側に移動して，後足部の足底力は外側で増加してくる．一方，lateral wedge 装着により，mid stance では，後足部の回内が強制される．しかし，後足部内側に十分に荷重がかかるまで回内する前に，足部は take off の phase に入ってしまい，荷重は前足部に移動する．したがって，後足部内側には足底力が十分に加わらずに低下すると考えることが可能である．一方，lateral wedge 装着によって，前足部でも足部の過度の回内が起こって，内側が

沈み込む．Take off 時には，足部は再び回外して前足部で蹴りだして前進する．その際，前足部内側の沈み込みが強いと，足部には過度の回内が起こるので，蹴りだしがスムーズにいかないことになる．このことが，前足部全体の足底力の低下に関係があるとも考えられるが，最終的な結論を得るには，さらに分析が必要である．

ま と め

(1) lateral wedge を装着することにより，静止時立位での leg heel angle は，wedge の高さに比例して増加していた．

(2) lateral wedge を装着することにより，歩行時の後足部の足底力は，外側で増加し，内側で低下していた．

(3) lateral wedge を装着することにより，歩行時の前足部の足底力は，内側，中央，外側ともに低下していた．

参考文献

1) 木村明彦ら：足底板の動的使用効果について．靴の医学，**9**：125-128, 1993.
2) Tokita, F.：Portable instrument for accurate measurement of force distribution during dynamic activities. Med.& Biol. Eng.& Comput., **33**：618-621, 1995.
3) 鴇田文男ら：靴型足底力分布測定装置の開発—直線歩行解析の臨床応用．日本臨床バイオメカニクス学会誌，**15**：423-426, 1994.
4) 鴇田文男ら：足底板の動的使用効果．靴の医学，**7**：128-131, 1994.
5) 安田和則ら：変形性膝関節症に対する楔状足底板の効果．臨整外，**14**：677-682, 1979.
6) 安永雅克ら：変形性膝関節症における膝関節側方動揺性の加速度解析．臨整外，**29**：841-846, 1994.

靴の医学 **10**：40-42，1996.

切断などの症例に対するインナーシューの試み

川村義肢株式会社
水田良治，眞殿浩之
株式会社アリス　　兵庫医科大学整形外科
Eduard Herbst　　建川文雄

はじめに

我々は，整形外科靴，特に患者の陽性モデルから作成した特殊木型を用いて製作される特殊靴と呼ばれる分野で，ドイツの整形外科靴製作法をもとに国内向けに改良した独自の製作方法について紹介した．

そしてその中で，リスフラン程度の足部切断者に対して，靴の中に装着する装具の製作経験について報告した[1]．

この装具は，切断者の足底の圧迫を分散させるとともに，より正常に近い歩行の安定性を得ることを目的に製作される靴のインナーソケットのようなもので，靴を履いても，また装具単体で室内用としても使用できるように工夫されている．

今回，この「インナーシュー」と呼ばれる装具手法についての経験を重ね，その有用性について検討するとともに，日本国内における活用の可能性について考察を加えたので報告する．

症　例

表1に示す5症例について，個々の状態に応じたインナーシューを製作し，その前後の状態を比較，検討した．なお，靴はドイツ SOLIDUS 社製の既製健康靴や日本の既製靴を使用した．

1．症例1

20代前半の男性で，事故により両足ともリスフラン間接付近で切断されており（図1），インナーシュー製作以前は，ハイカットの運動靴の足先にガーゼをつめて使用していた．

表1．症　例

症例	年齢	性別	問題点
1	23	男　性	両足部切断
2	27	女　性	左内反拘縮・脚長差
3	45	女　性	右踵骨骨折後変形
4	38	女　性	左中足骨切断
5	52	女　性	両内反拘縮

図2は，この症例に対して製作したインナーシューである．短靴の使用ができるように，踵骨をフレキシブルな素材であるエルコフレックスでホールドし，ソケット部には，軟質スポンジのインナーの上に比較的弾性のあるカウンター素材を熟成形した．なお，カウンター素材には，ドイツ MINKE 社製 MAX 3.1.0. を使用した．

そして歩行時にスムーズな踏みかえしが得られるように，前足部には弾力の強いスポンジを患者の踏みかえしの方向に合わせて設定した．

この装具を装着した上に，靴下を履くことによって短靴の使用が可能になり，靴を履いた時も，脱いだときも痛みなく滑らかに歩行できるようになった（図3）．

2．症例2

20代後半の女性で，左足の内反拘縮と，約15 mm の脚長差がみられた（図4）．

変形のためハイカットの運動靴もしくは靴型装具しか履くことができず，何とかして市販の靴が履きたいという本人の希望から，インナーシューを製作することになった．

Key words：orthopedic shoes（整形外科靴）
amputation（切断）

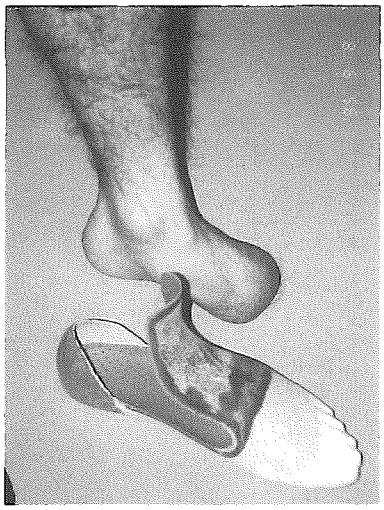


図 1.

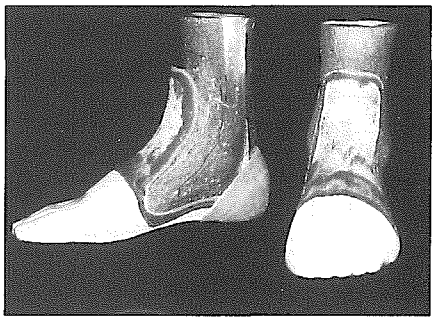


図 2.

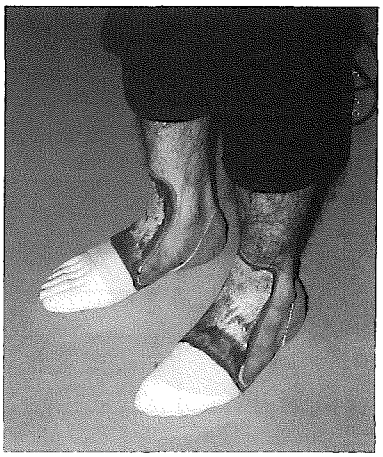


図 3.

図 4.

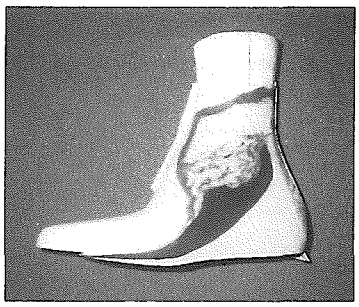


図 5.

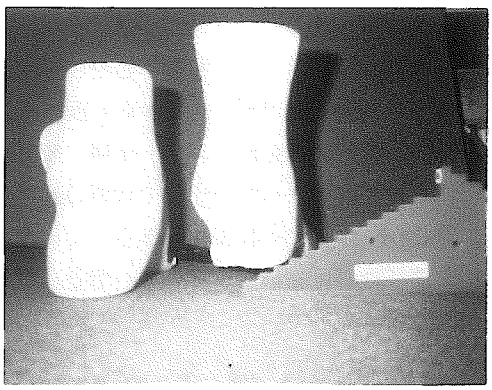


図 6. ▶

図 7.

図 8.

このケースでは，支持性を高めるためインナーシューの本体は足間接を覆う高さまでとし，内装の皮革の上にカウンター素材 MAX 3.1.0. を熟成形した．踵の部分はコルクを用いて脚長差を補正するとともに，スタイル出しを行った(図 5)．

この時内反による外側への倒れ込みを考慮して，踵部の設定を外側へ移動し，製作した(図 6)．

仮合わせの後，外装を仕上げて完成させた(図 7)．

靴下を装着することにより，見た目の違和感はほとんどなくなり，短靴での歩行も可能となった(図 8)．

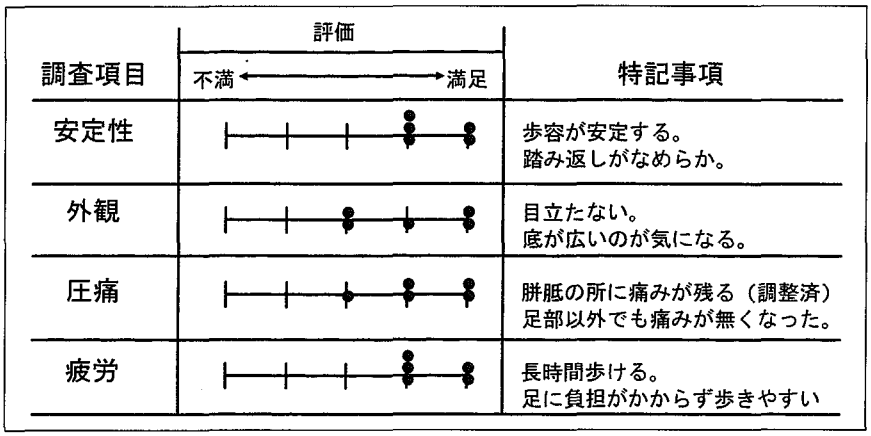


図 9.
アンケート結果

アンケート調査

今回インナーシューを製作した5例について，歩行の観察や使用者への聞き取り調査などを行った所，歩行の安定性，外観，圧痛，疲労などの項目について，すべての症例で状態の改善がみられた(図9)．特にそれまであきらめていた市販の短靴の装着が可能になったことが患者にとって大きな励みになっていることが感じ取れた．

ま と め

(1) 切断や強度の変形により，靴の装着が困難な症例に対し，インナーシューを製作し，良好な結果を得た．

(2) 市販の短靴を履くことが可能になることより，精神的にも大きな効果があると考えられる．

(3) 今後経験を重ね，より完成された装具にしていきたい．

文 献

1) 眞殿浩之ら：ドイツの整形外科靴製作手法の国内での応用．靴の医学，**9**：8-10，1995.

靴の医学 **10**：43-46，1996.

Einlagen-Sokuteiban

Various "Einlagen" types for foot deformities and problems

Orthopedic Shoe Technician, K.K.Alice, Kobe
Eduard Herbst

There are several indications for "Einlage". All foot and knee problems, and foot diseases are categorized into static and biodynamic problems.

There are also diseases like diabetes, rheumatism or metatarsalgy affecting the feet and influence the dynamic of the gait cycle.

To categorize foot problems like this is of course difficult, but it makes it much easier to see the main problem.

Possibilities with Einlagen are：

1. Correction of static and dynamic problems
2. Elimination of high pressure points and eventually of pain

Einlagen can only be a passive correction or relief of any footproblem.That means that as soon as the patient does not wear the Einlagen, the foot moves back into the wrong position.

The foot arches are necessary for a functional foot, they are built by a skeleton and held by the foot muscles. So a careful correction of most foot deformities is only possible when doctors teach their patients also how to do foot exercises to strengthen the foot muscles.

There are three general functions of Einlagen：

1. Einlagen should be a bedding and provide support for the foot
2. Einlagen should prevent high pressure points
3. Einlagen should guide the rolling movement

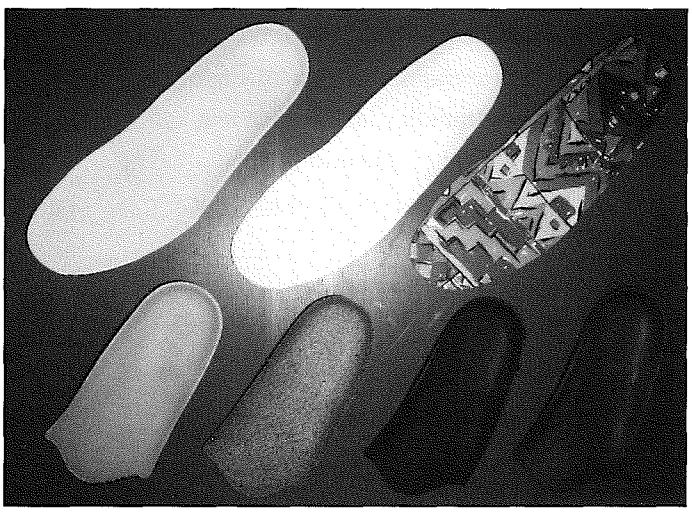


図 1.

Key words：einlage（足底板），foot deformities（足の変形）

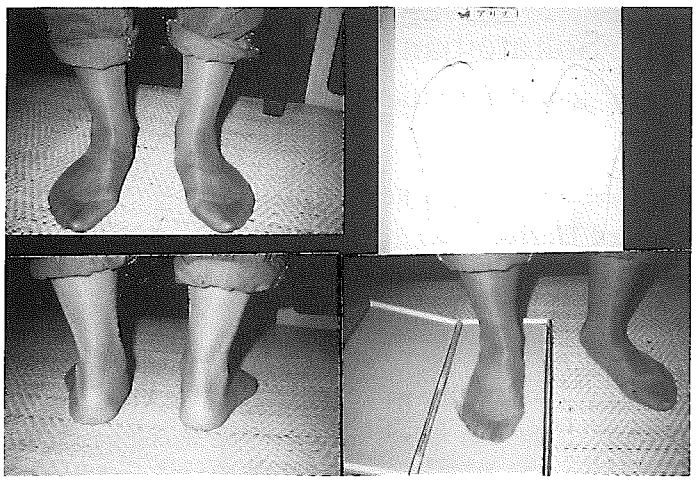


図 2.

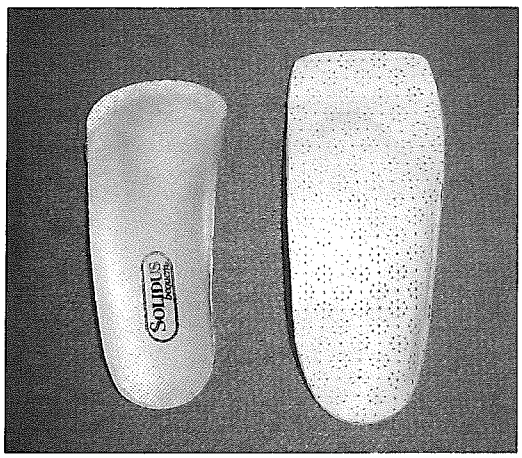


図 3.

The bedding of the foot and the reduction of pressure points are the main tasks of Einlagen in the case of metatarsalgy, contracted feet and especially in the case of diabetic feet.

To support the foot is especially important for pes planus or pes varus.

Concerning pes adductus and pes valgus but also genu varus and valgus, the main objective of the Einlage fitting is to guide the rolling movement of heavily charged feet and knees.

There are several types of Einlagen available. 1st type are prefabricated Einlagen. This type of Einlagen is produced with various different materials.

Most of these prefabricated inserts do not fit well and some are not even adjustable (like silicon) or are just too soft, such as Latex.

Einlagen that are too soft have the disadvantage that the insole feels good in the beginning, but in the long term the Einlagen do not provide support or make a correction.

In my experience I have discovered that there are some prefabricated Einlagen for children available which have an anatomic shape, and allow the possibility of being modified.

There is also a system of Einlagen for sports which provide a basic insole, a good anatomic shape and come in four different shore levels. These basic elements are easy to correct and can be fitted for many patients and different sports types (Fig.1).

The 2nd type of Einlagen is custom-made. From my experience it is only with custom-made Einlagen possible to get a perfect and individual fitting.

To solve individual problems it is possible to choose from various cushioning and stiffening materials and build the Einlagen in modul tech-

図 4.

図 5.

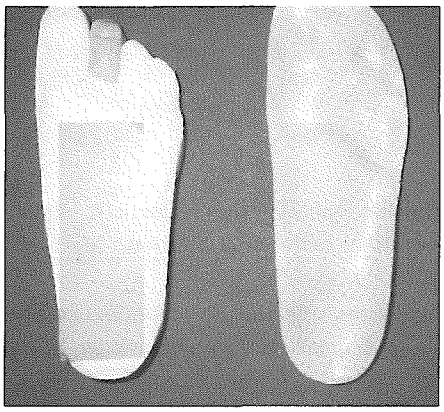


図 6.

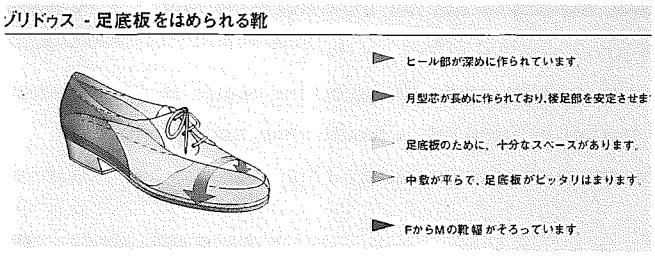


図 7.

nique.

To make custom-made Einlagen it is necessary to

1. examine the patient
2. check the gait
3. make a foot print
4. and do an imprint with Trittschaum (Fig. 2)

The foot imprint is filled with plaster to obtain a positive mold of the foot.This mold is then corrected and on this mold the thermoplastic Einlagen materials are pressed using a vacuum machine.

The Einlagen are then shaped by grinding and finally covered with cushioning material and leather. At this stage a first check is done with the patient, including a walking test.Then the patient tries the Einlagen for two weeks; after which the final check with eventual adjustments is done.

Practical examples of Einlagen:

Patient A has a pes plano valgus with a hallux

valgus and pes traverso planus deformity.
The goal of Einlagen is to support the metatarsal arch, to bed the metatarsal capitals and to correct and support the static problem at the long arch.
It is also necessary to make a lateral lip to prevent the foot from slipping off the Einlage (Fig. 3).

Patient B is a young girl with club foot deformity on both feet developed after a meningo myolicele. Before coming to me she had been provided with braces up to the knee. But her shoes had no supporting footbed so the patient developed very hard skin at the ball area and the tuberositas of the 5th metatarsal bone. In addition, the braces did not look too good and had a psychological effect on the girl.
With the custom-made Einlagen the static is supported. It is fitted into a health shoe, and the braces are no longer necessary (Fig. 4, 5).

Patient C is a diabetic patient with an amputation of the second toe at the right foot, following an inflammation.
The Einlage for this patient has the function of distributing the weight evenly over the whole sole of the foot in order to eliminate high pressure points. The insole should be rigid in order to take as much movement from the foot as possible to prevent ulceration.
For this patient a semi orthopedic shoe is used with enough space inside for a thick cushioning insole and the shoe is adjusted with a rocker bar to ease the roll movement (Fig. 6).

In Europe, Einlagen are usually used with health shoes or special shoes made for Einlagen. Such shoes make sure that patients get the most possible benefit from their Einlagen.

The shoes
1. have enough depth and width to give enough space for Einlagen.
2. have a very stable counter to make sure that the foot is held in the right position.
3. have a stable shank so the shoes do not bend between heel and ball area.
4. are designed with shoe laces to provide the foot-hold behind the ball area.
5. have a natural shape. (Fig 7).

Without proper shoes, Einlagen cannot function properly and provide only minimal support or correction.

Literature

1) Orthopaedieschuhtechnik : Zeitschrift fuer Praeventation und Rehabilitation, Maurer, Geislingen, 11/95, 5/94, 1/94.
2) Orthopaedieschuhtechnik, Sonderthema DGOT : Orthopaedische Zurichtung der Konfektionsschuhe, Beratungsausschuss der Deutschen Gesellschaft fuer Orthopaedie und Traumatologie (DGOT) fuer das Orthopaedieschuhmacherhandwerk.
3) "Alice" Catalogue, page 2, K.K. Alice, Kobe, 1994.
4) Baumgartner/Stinus : Die orthopaedische Versorgung des Fusses, 2. Aufl., Thieme, Stuttgart-New York, 1995.
5) Kraus, E. : Fachkunde Orthopaedieschuhtechnik, 4. Aufl., Maurer, Geislingen, 1986.

靴の医学 **10**：47-49，1996.

足底挿板(靴内使用)療法について

聖テレジア病院整形外科
加藤　正，鈴木　昇

はじめに

外反母趾の治療にあたって，足底挿板による装具療法は，効果がないとする考えもあるが，自家症例の経験では，適応を選んで行えば，有効な治療法のひとつである[1)2)].

その治療法結果について，検討を加えて報告した.

症　例

直接検診した例は，女性145名，男性9名の合計154名で，このうち16名(女性11名，男性5名)は趾節間外反母趾である.

また，手術治療後に足底の胼胝形成の防止を目的として，足底挿板を装用させたものは17名である(表1).

治療の適応

足底挿板による治療の適応は，母趾MTP関節下の種子骨の位置によって決定しているが，種子骨の位置が第1群[3)4)]に属するものには，まず，足底挿板や整形治療靴による保存的療法を勧めている.

しかし，種子骨の位置が，第2，3群[3)4)]の例については，足底挿板による治療に限界のあることを十分に説明し，6か月程度装用しても症状の軽快しないものには，外科治療を勧めている(図1).

種子骨の位置が第2，3群であった例は，33例であったが，このうち2例3足については，1年以上たっても症状が改善されないため手術治療を実施した.

表 1. 症例(7～81歳)

	女性	男性	N
外反母趾	145	9	154
I-P型外反母趾	(11)	(5)	(16)
〔術後採型例〕	〔17〕	〔0〕	〔17〕

足底挿板の作製

5～6年前までは，主として革製の足底挿板を作っていたが，現在は，合成材料による足底挿板を主流にして作っている.

後者の足底挿板は，装用者の自覚的評価によれば，革製のものに比べて，重量の軽いことと衝撃吸収性に優れている．他覚的評価では，吸湿性が劣るとされている.

一人ずつ採型して，足底挿板を作るが，アーチ・サポートの形は，成書にみられるような腎形や円形ではなくて，楕円形に近い形である[1)2)].

調査結果と考察

足底挿板を靴内に敷いてできるだけ通勤，通学時に装用させているが，症状が悪化したため手術療法に移行した2例，3足を除けば，ほとんどの例において自覚的評価は満足であった.

そしてまた，10歳代の例においては，予測以上に早期から，母趾の外反角度が縮小され，疼痛も消失している.

症例：両足外反母趾，初診時12歳，女学生.

主訴：両足母趾のMTP関節痛，両足第二，三中足骨頭部痛.

Key words：hallux valgus(外反母趾)
indication of orthotics(装具療法の適応)
arch support(足底挿板)

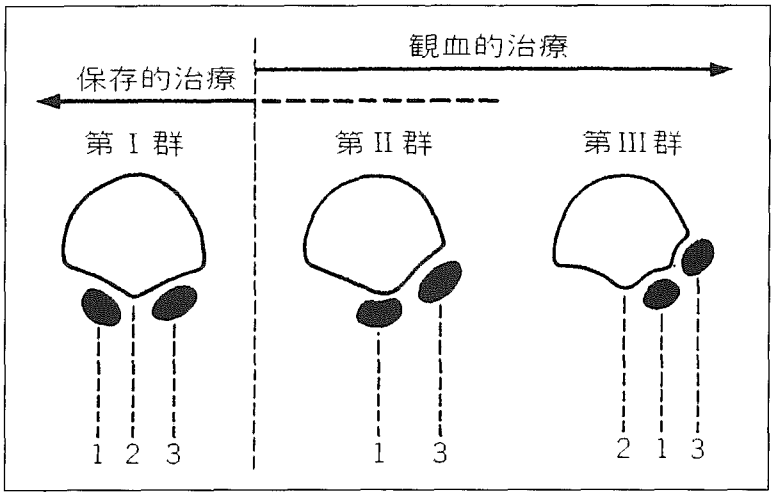


図 1.
種子骨の位置の分類と治療法
1：脛骨側種子骨
2：crista
3：腓骨側種子骨

図 2. 12 歳時より足底挿板を装用させた外反母趾症例のX線像
上段：12 歳時(1994)
下段：14 歳時(1996)

初診後，直ちに採型して足底挿板を作り，靴内で装用させた．主として通学時に使用させたが，装用して 6 か月ほどで，痛みはほとんど消失し，2 年後に，足底挿板を新調した時点では，痛みは全く消失していた．X線像上での計測によれば，初診時の母趾外反角度は，左 17°右 20°であったものが，足底挿板を装用してから 2 年目には，左 8°，右 11°と改善されていた(図 2，3)．

このような例が，次第に数多く経験されるようになったので，最近は 10 歳代での手術適応例が，ほとんどみられなくなってきた．

ボール幅とアーチ・サポートの幅

計測できた外反母趾の 121 例と，趾節間外反母趾の 16 例とについてみると，アーチ・サポートのサイズは，成書にみられるサイズよりは明らかに，縦・横ともに大き目になっている．

ボール幅に対するアーチ・サポートの幅の割合は，外反母趾例では，左 50.0%，右 50.5%であり，趾節間外反母趾の例では，左 47.3%，右 48.3%である(図 4)．

また，アーチ・サポートの縦の長さは，各人の足ゆびの長さの違いとも関連して，ボール幅のように安定した基準値が設定できないため，比率ではなく，実測値を示す．

この長さは「土ふまず」の長さに相関しているが，約 9.5〜14 cm までであった．

このアーチ・サポートのサイズは，量産の靴や足底挿板について，これからも修正，改善しなければならない重要な事項である．

なお，自家症状では，足底挿板を装用させるだけではなく，足ゆびで「もの」を摘む運動や，就寝

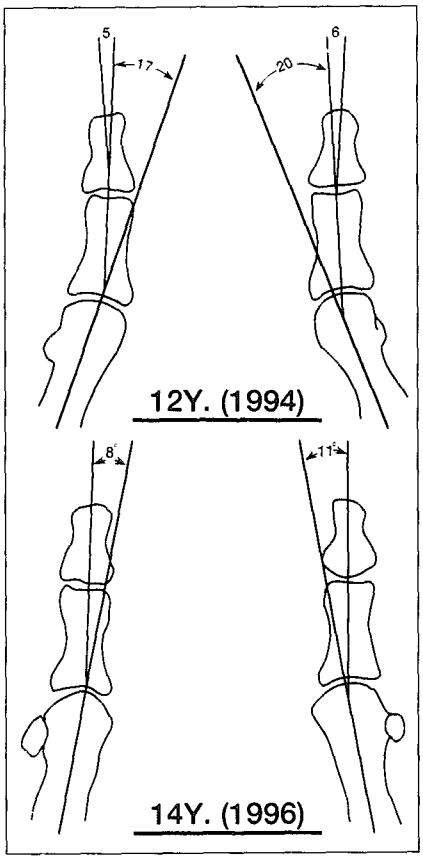


図 3.
図2のX線像のトレース図
明らかに母趾外反角の減少がみられる.

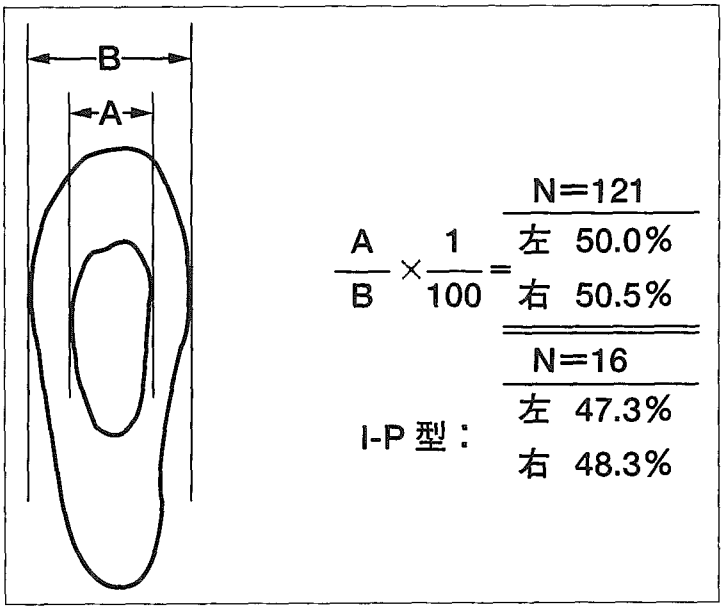


図 4. ボール幅とアーチ・サポート幅
A：アーチ・サポート幅
B：ボール幅

時に「はな緒」の代わりに紐状にしたガーゼを母趾と第二趾との間に狭んでおくことで，趾間の刺激運動を継続させている[5].

ま と め

(1) 外反母趾に対する，靴内足底挿板による装具療法は，その適応をわきまえて，早期に治療を開始すれば，優れた治療成績が得られる.

(2) 適応の決定には，種子骨の位置の分類が重要な指標となる.

(共同義肢製作所のご協力に感謝する).

文 献

1) 加藤 正ほか：中足骨パッドの考察. 靴の医学, **2**：34-36, 1988.
2) 加藤 正ほか：外反母趾の足底挿板療法. 靴の医学, **9**：103-105, 1995.
3) 加藤 正：外反母趾. 整形外科, **37**：371-375, 1986.
4) 加藤 正：外反母趾の治療と靴について. MB Orthop, **7**：69-74, 1994.
5) 加藤 正：外反母趾の治療・予防, 21-26, 全日本病院出版会, 東京, 1995.

靴の医学 **10**：50-51，1996.

新しい視点からの足板(靴インサート)の工夫

東京都立荏原病院リハビリテーション科　高橋義肢工房有限会社
尾花　正義　　高橋　豊

はじめに

足板(靴インサート)は，種々の足部疾患に対する治療に使われている．足板(靴インサート)の代表であるUCBL型靴インサート[1)2)]は，プラスチックを中心素材として作製されている．

今回熱可塑性プラスチックを中心素材とした足板(靴インサート：以下，今回の足板(靴インサート))を作製し，種々の足部疾患患者に使用し，その効果を検討したので報告する．

対象および方法

対象は，表1に示すように，外反扁平足を認める小児患者5例(年齢：2～5歳)と慢性関節リウマチや糖尿病などによる足部変形を認める成人患者7例(年齢：39～68歳)で，全例が市販の靴やこれまで作製された足板(靴インサート)の使用では，歩行時に足部痛を訴えて歩行困難であった．

これらの対象に対して，表2に示すような熱可塑性プラスチックであるポリオレフィン(モンローシート®)を中心素材として，ショック材であるEVA樹脂や熱可塑性ゴムなどから作られるBKホーム®をはりあわせることで，足板(靴インサート)を作製した．

今回の足板(靴インサート)を実際に使用しての効果を各対象について，主観的(履き心地，歩きやすさなど)，客観的(足部X線撮影所見，足部変形の程度，足底部の胼胝などの変化など)に評価・検討した．

Key words：foot plate(足板)
shoe insert(靴インサート)
plastic(プラスチック)
foot disorders(足部疾患)

表1．対　象

①小児	
外反扁平足	：5例(2～5歳)
②成人	
扁平足・外反母趾	：3例(59～68歳)
リウマチ足	：3例(39～68歳)
糖尿病足	：1例(59歳)

表2．今回の足板(靴インサート)の素材

1）熱可塑性プラスチック：ポリオレフィン
(モンローシート®)
2）ショック材：EVA樹脂など(BKホーム®)
3）合成コルク，皮革など

結　果

小児，成人患者ともに，今回の足板(靴インサート)を使用したところ，市販の靴の中に入れての履き心地や歩きやすさなどの主観的評価は良好であった．ただし，一部の症例では，今回の足板(靴インサート)を最終的に完成させるまでの間に，十分な適合が得られずに修正や再作製を必要とした．

外反扁平足を認める小児患者5例では，今回の足板(靴インサート)の使用の有無で，立位時(荷重時)の足部X線撮影を行い，足部内側縦アーチを評価したところ，今回の足板(靴インサート)を使用すると内側縦アーチが改善することが確認された．

また，慢性関節リウマチによる足部変形を認める成人患者3例では，今回の足板(靴インサート)を使用開始後最大2年までの間では，足部変形の進行(悪化)は認めなかった．

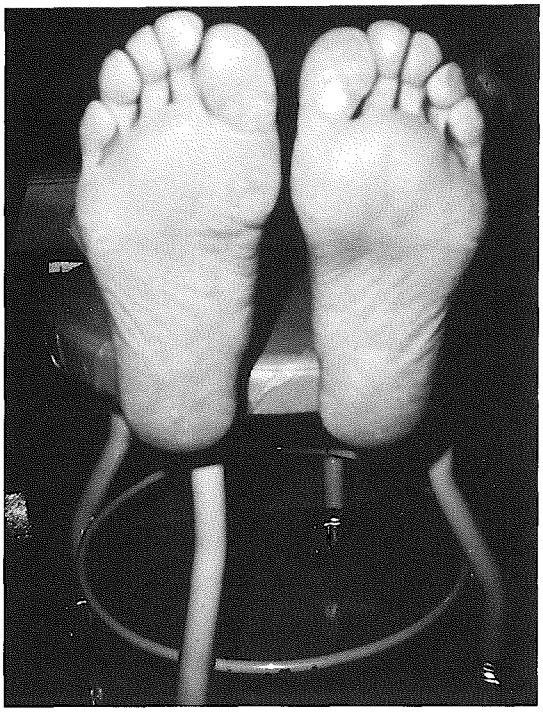


図 1. 症例の足底部の様子

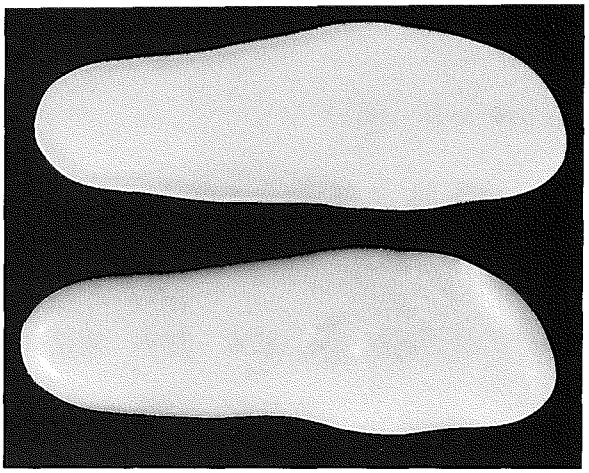


図 2. 今回作製した足板(靴インサート)

代表症例

61歳，女性．20歳頃から，足底に胼胝，鶏眼が出現し，歩行時痛みを伴うようになった．他院にて加療するも，足底，足趾に胼胝，鶏眼が多発し，徐々に歩行困難となったため，当院外来を受診した．図1に示すように，両側母趾の足底，中足趾節関節および両側第五趾の中足趾節関節に胼胝を認め，歩行時痛みを伴い長距離歩行が困難であった．本症例に対して，図2に示すような今回の足板(靴インサート)を処方・作製したところ，胼胝による痛みが消失し，長距離歩行が可能となった．

考　察

足板(靴インサート)は，本学会でもこれまで多くの発表があったが，扁平足などの足部アーチの障害の改善，慢性関節リウマチなどによる足部変形の整復・矯正，足底部位の過度の荷重(胼胝，鶏眼など)の免荷などを目的とする履物の中に差し込む装具である[2]．その素材としては，革，クッションコルク，ゴム，プラスチックなどが使われている[3]．

足板(靴インサート)の代表的なものとして，UCBL型靴インサート[1)2)]があるが，このUCBL型靴インサートもプラスチックで作製される．

今回我々が作製した足板(靴インサート)は，UCBL型靴インサートと同様に，熱可塑性プラスチックであるポリオレフィン(モンローシート®)を中心素材としたが，その理由としては，足板(靴インサート)自体を薄く，軽量にできることや足板(靴インサート)を作製したり，修正したりすることが比較的容易であることがあげられる．しかし，その反面，足部変形に対する整復・矯正が不十分となり，長期間の使用で破損する可能性も考えられる．

今回の足板(靴インサート)を実際に適応した自験症例では，これまでのところ主観的，客観的評価ともに，良好な結果であったが，今後症例数を増やすとともに，長期間使用しての状況についても十分に評価する必要があると考える．

おわりに

今回我々が作製した熱可塑性プラスチック製足板(靴インサート)は，扁平足などの足部アーチの障害や慢性関節リウマチなどによる足部変形などの種々の足部疾患に対して有用と考える．

文　献

1) 武智秀夫，明石謙：装具，第2版，153-155，医学書院，東京，1986.
2) 加倉井周一：装具学，第2版，25-28，医歯薬出版，東京，1991.
3) 石塚忠雄：新しい靴と足の医学，第1版，61-63，金原出版，東京，1992.

靴の医学 **10**：52-55，1996.

下肢アライメント矯正による外反母趾対策効果の報告

(株)アシックススポーツ工学研究所
西尾　功，松本　直子，楠見　浩行，佐藤　重基，福岡　正信

目　的

外反母趾の主な形態特徴として図1のような踵部外反，ローアーチ，第一趾外反があげられるのは周知の通りである．外反母趾防止，もしくは外反母趾の人の痛みを軽減させる形態異常に対応した中敷を考案し，使用前後の下肢の形態変化および痛みの点から効果を確認したので報告する．

方　法

1．被検者

30～40歳代で少なくとも週に2回以上練習を行う有痛性外反母趾のママさんバレープレーヤー7名，同じくママさんテニスプレーヤー5名を対象とした．

被検者にはあらかじめ適合サイズのシューズを1か月間使用させシューズに慣れさせた．その後，下記の3タイプの中敷を2週間ずつ使用させた．

2．中敷の構造

タイプ1：ノーマルカップインソールに縦・横アーチパッド(STAP)．内側ウェッジ(MW)．中足部内側側面パッド(MMP)．母趾・小趾球部側面パッド(MLMPP)を加えたもの（図2）．

タイプ2：ノーマルカップインソールにSTAP. MW. MMPを加えたもの（図3）．

タイプ3：ノーマルカップインソール

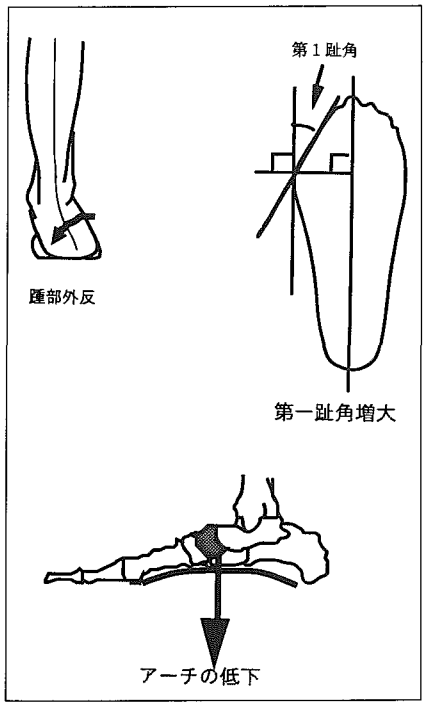


図 1.
HVの形態的特徴

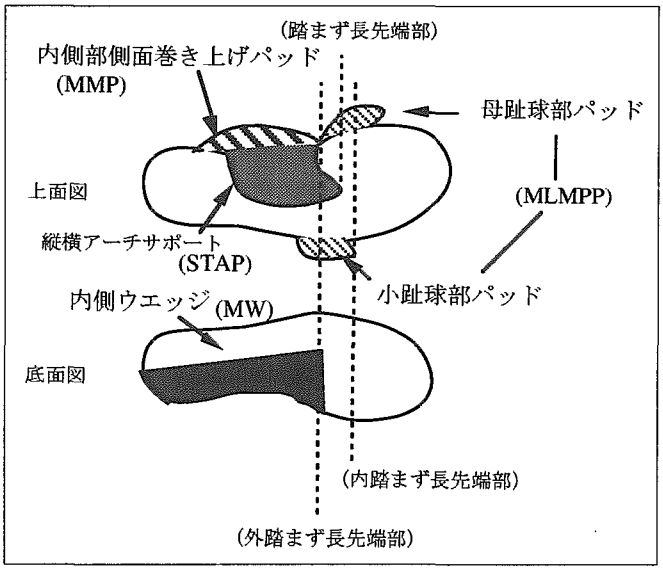


図 2. タイプ1略図

Key words：hallux valgus(外反母趾)，calcaneus angle(踵部角)，1 st phalangeal angle(第一趾角)，apex of arch(骨アーチ高)

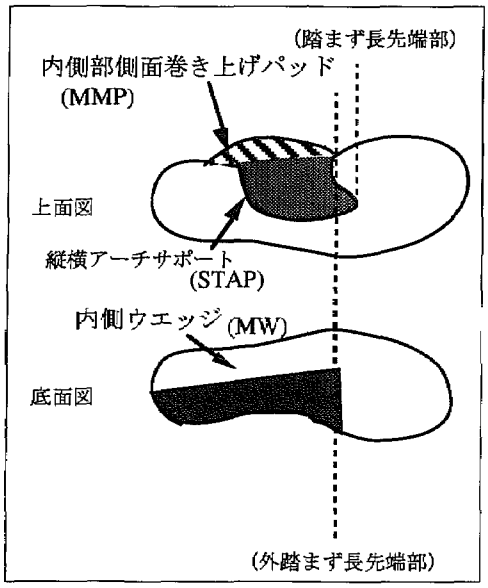


図 3.
タイプ2略図

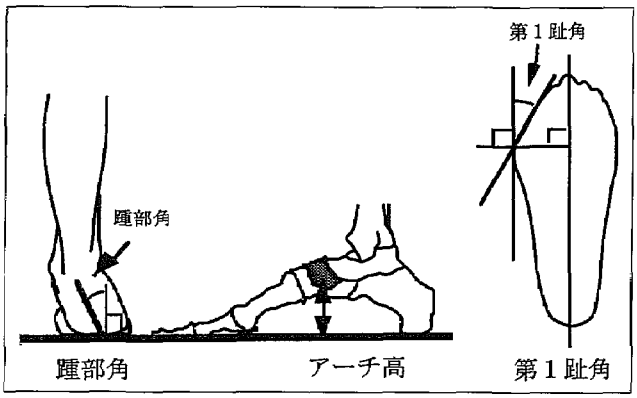


図 4. 測定項目図

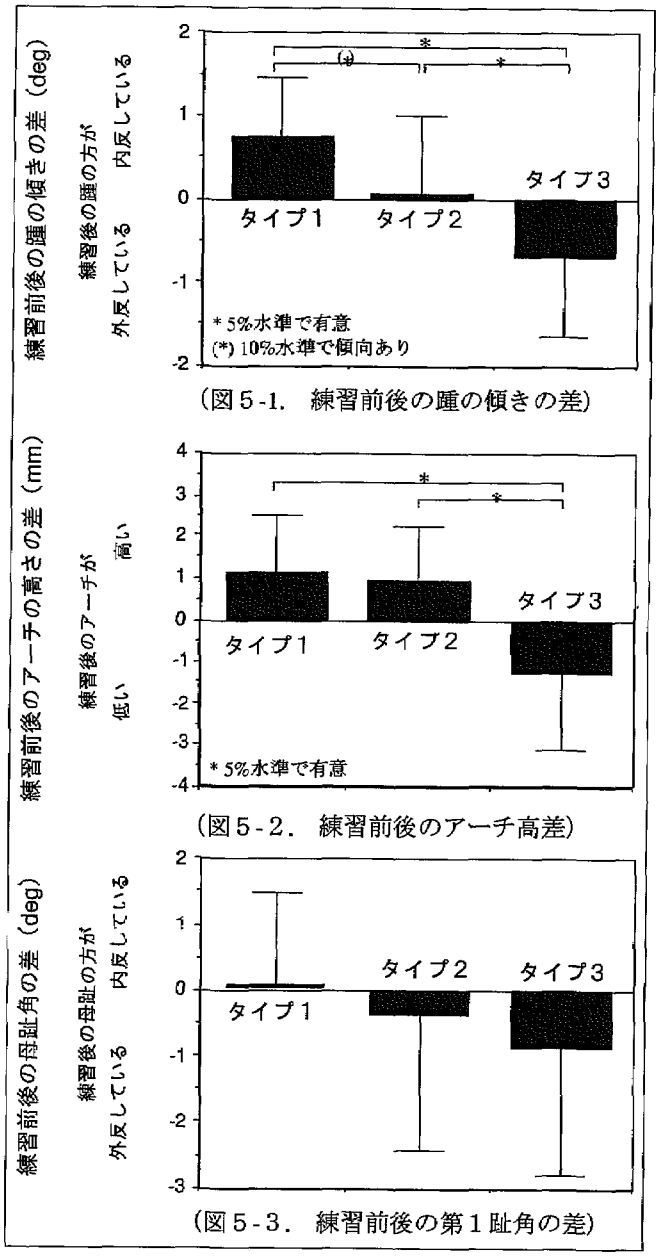
3．各構造の目的

(1) **STAP (Saggital Transverse Arch Pad)**：縦横アーチの形成及び保持

(2) **MW (Medial wegde)**：外反母趾の足には外反扁平足が多くみられる．すでに過回内防止の効果が確認されている[1)2)7)]MW を取り入れた．

(3) **MMP (Midfoot Medial Side Pad)**：軟部組織の内側へのはみだしによるアーチ低下防止．

(4) **MLMPP (Mediolateral Metatarsal-Phalangeal Side Pad)**：形成されたアーチをヒールオフ(以下, H.O)後に維持する．外反母趾足は正常足に比して脛側種子骨が縮小傾向[5)]にあるためプッシュオフ(以下, P.O)時に種子骨が外側へ移動し，内側への荷重が増加する．その増加を防止する．



(図 5-1. 練習前後の踵の傾きの差)

(図 5-2. 練習前後のアーチ高差)

(図 5-3. 練習前後の第1趾角の差)

図 5. 測定結果

4．測定項目

各タイプ2週間使用後の1日の練習前後に踵部角，骨アーチ高(舟状骨高)，フットプリント外郭線上から第一趾角を求めた(図4)．

5．官能検査

測定と同時に外反母趾(HV)の痛みおよび他部位の下肢の障害(足部痛2名，膝痛2名，腰部痛4

表 1. 他部位への効果

障害	人数	効果があった人数		
		タイプ1	タイプ2	タイプ3
足部	2	2	0	0
膝	2	1	1	0
腰	4	4	3	0
下腿	1	1	0	0
大腿	1	1	0	0
合計	10	9	4	0

名，下腿部痛1名，大腿部痛1名)に対する効果に関しての官能検査を実施した．

なお，中敷形状は個人に合わせての矯正を施したものではなくものではなく全て規格化し，全被検者が同一規格のものを使用した．

結　果

1．練習前後の形態変化

タイプ別の比較（図5）

タイプ1：踵部外反角は練習後の方が減少し，骨アーチ高は上昇した．第一趾外反角は練習前と後では変化はみられなかった．

タイプ2：踵部外反角は練習後の方が軽度減少し骨アーチ高は上昇した．第一趾外反角は練習後に軽度増加した．

タイプ3：踵部外反角は増加し，骨アーチ高は低下．第一趾外反角は練習後に増加した．

測定項目別の比較

(1)踵部角：タイプ1はタイプ3よりも有意に踵部外反角が小さく，タイプ2よりも外反が小さいという傾向がみられた．タイプ2はタイプ3よりも有意に外反が小さかった(図5-1)．

(2)骨アーチ高：タイプ1はタイプ2,3よりも，およびタイプ2はタイプ3よりも有意にアーチ高が高かった．(図5-2)．

(3)第一趾角：第一趾外反角では特に有意な差はみとめられなかった(図5-3)．

2．痛みへの効果

HVの痛み：評価テスト実施前に日本靴総合研究会の計測方法に基づいた足型測定を実施し，それまで本人が使用していたサイズから適合サイズへ変更したことにより被検者12名中5名の痛みが消失した．

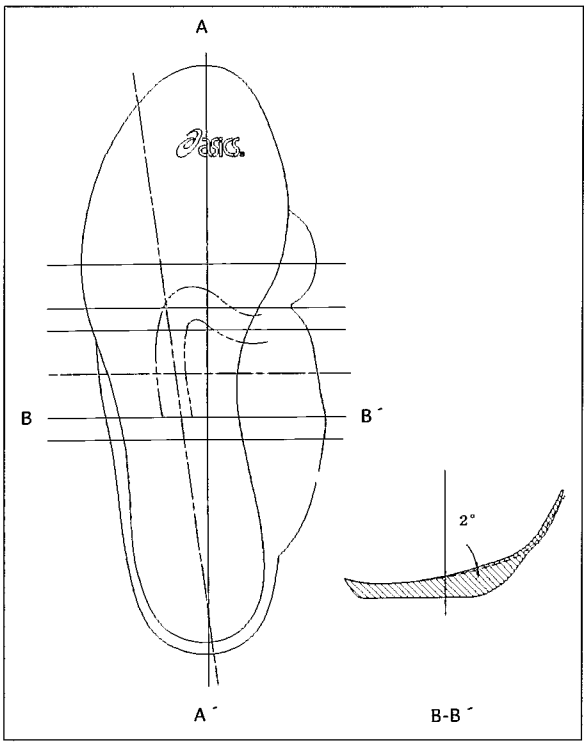


図 6. 外反母趾対応中敷最終形状

タイプ1では残り7名(全員)の痛みが軽減したが，第五趾及び第五中足骨頭近位部に圧痛を訴える被検者が半数いた．タイプ2では5名の痛みが軽減した．タイプ3によって症状が変化した被検者はいなかった．適合サイズで痛みが消失した5名もタイプ1およびタイプ2を使用するとさらに楽になった．

他部位の痛み：HV以外の障害を訴える被検者が数名おり，それらの部位への効果を調査した結果を表1に示す．タイプ1では膝後十字靭帯損傷1例以外の症状が緩和した．タイプ2では腰部3名，膝1名の症状が緩和した．タイプ3では全例症状の変化はみられなかった．

考　察

官能評価および練習前後の形態変化の結果から，従来のHV用のアーチサポート(STAP)のみ

ではなく母趾球部側面パッド及びMMPをプラスすると，HVの痛みの抑制効果が高まる．それが下肢形態の変形抑制あるいは改善効果があることがわかった．

MLMPPに関してはH.O時の中足骨の拡がり防止を目的としたものであったが被検者によって評価のバラツキがあり必ずしも効果があるとはいえない．外反母趾足は正常足に対して脛側種子骨が縮小傾向にあるという報告から推測すると，P.O時に腓側種子骨への過度なストレスを回避するため母趾球部より遠位において内側へ負荷がかかりやすくなる．その結果母趾側面へ圧力がかかり第一趾角が増大すると推測できる．母趾球部側面パッドによって第一趾角の増加を防止できたと考える．

今回比較した3タイプの中ではタイプ1がすべての項目において他の2タイプを上回る効果が認められたが小趾球部側面パッドは圧痛の可能性あり図6のような構造が望ましい．

文　献

1) Cavanagh, P . R：The running shoe book, 259-260, Anderson World, Inc. , 1980.
2) 中谷公一：スポーツ障害におけるオーソティクスの役割について．靴の医学，**3**：76-81, 1988.
3) 正岡　悟ら：母趾基部種子骨の大きさと外反母趾(第2報)．靴の医学，**5**：5-10，1991.
4) 大久保衛ら：整形外科のメディカルチェックとしてのアーチ効率の意義．臨床スポーツ医学，**7**別冊：287-292，1990.
5) 辻　信弘ら：下肢のスポーツ障害とその対策．靴の医学，**5**：169-171，1991.
6) 島津　晃ら：扁平足障害の診断と治療．関節外科，**6**：47-51，1987.
7) 中谷公一ら：走行時の下肢の運動分析(第2報)．臨床スポーツ医学，**6**別冊，427-431，1989.

靴の医学 **10**：56-60，1996.

陥入爪に対するコットン・パッキングと形状記憶合金プレートによる矯正治療

日本大学整形外科学教室
町田英一，佐野精司
江川整形外科・形成外科医院
江川雅昭

はじめに

靴による圧迫が陥入爪の原因の一つとされている．10人に1人は陥入爪と言われる程多い疾患であるが，患者は手術を恐れて医療機関を受診するのが遅れることがある．皮肉にも，そのため手術療法を選択されることが多くなる．形状記憶合金プレートを用いた新しい治療法について報告する．

方　法

多摩メディカル社製の陥入爪矯正用形状記憶合金プレートはニッケル・チタニウム合金から成り，40～45°以上の温度で平らに戻る．このプレートを外科用接着剤アロンアルファA「三共」で爪の表面に貼り，患者はヘアードライヤーで毎日1回から3回温める．この形状記憶合金プレートは常温では柔らかく，温めた時のみバネとして働く．貼る前に，陥入部の爪廓を引いて縁を良く露出し，矯正しようとする弯曲部に合わせて細かく型どりをする(図1)．我々の治療方針は過剰肉芽のある場合は，硝酸銀棒で肉芽を腐食し爪縁を露出し，爪のトゲ(爪刺)を除去する．この治療による痛みは少ないため，普通は局所麻酔を用いない(図2)．触れただけで強い痛みのあるstage 2の例では爪刺を切除するために局所麻酔を用いる事もある．

Key words：ingrown toenail(陥入爪)
shape memory alloy plate
(形状記憶合金プレート)
cotton packing(コットン・パッキング)
silver nitrate stick(硝酸銀棒)

形状記憶合金プレートを貼り爪の弯曲を少しづつ矯正する．コットン・パッキングは爪の角の下に隙間ができたら右に示すように爪の角の下に綿花を詰め爪の成長を軟部組織の表面に誘導する．肉芽のない例では形状記憶合金プレートとコットン・パッキングを行う．

対　象

症例は2か月以上経過した45例，年齢は14～72歳(平均35歳)，男性22例，女性23例と男女差はなく，やや若い成人に多い．来院時の状態はHeifetzのstage 1の炎症期が30例，stage 2の膿の貯留が4例，stage 3の肉芽形成が22例である[1]．

結　果

経過観察期間は2～12か月である．痛みがとれて爪の形が明らかに変わったものが14例，痛みがとれたものが29例で，74%が経過観察できた．このうち無効例はない．残り14例は不明である．不明はすべて症状の軽いstage 1であり，プレートの貼り方を指導している．重症例であるstage 2，stage 3はすべて経過観察し，軽快している．形状記憶合金による矯正の効果は爪の厚さによる．爪の薄い症例では比較的短期間で痛みが軽快するが，接着剤が剝がれやすい．

症　例

症例，56歳男性．テニスを3年前から毎週行い，

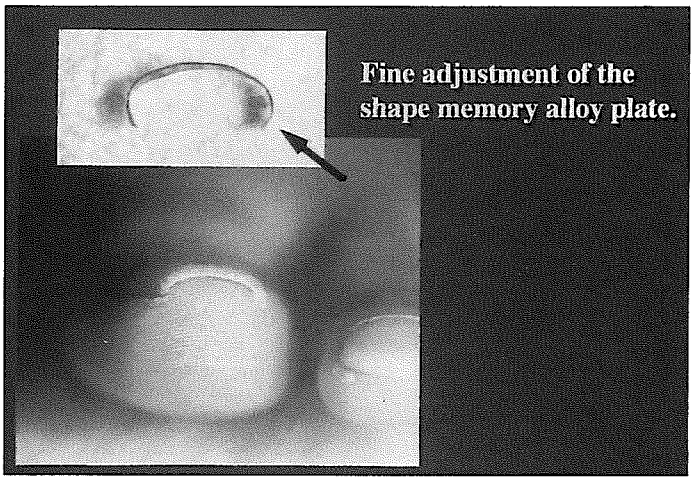


図 1.
矯正しようとする弯曲部に合わせて細かく型どりをする.

a|b

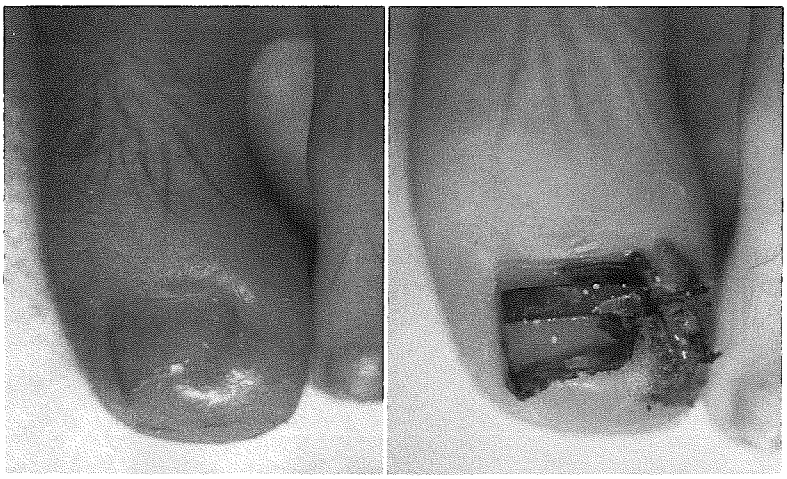


図 2.
硝酸銀棒により腐食し,
トゲを切除する.
a：14歳男子　強い発赤，腫脹があり，ただちに排膿が必要である.
b：治療後1週間

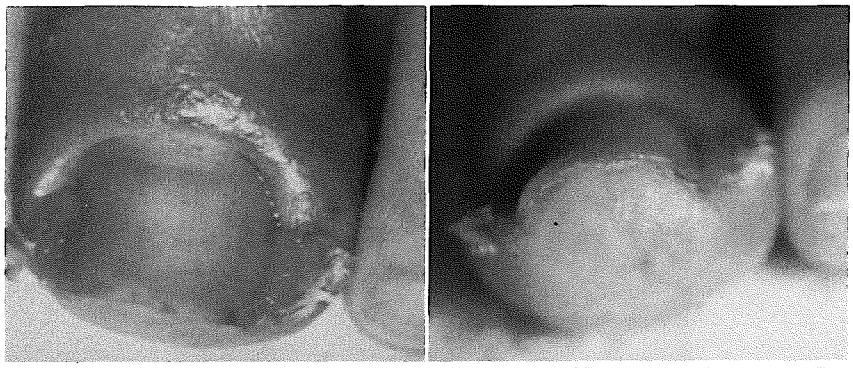
2年前から炎症を繰り返していた．硝酸銀棒で肉芽を腐食して爪縁を露出し，爪のトゲを除去し，同時に形状記憶合金プレートを貼った．1週間で痛みが取れ，隙間ができたのでコットン・パッキングも追加した．深爪していた爪の角も2週間で軟部組織の上に出て炎症が消退した(図3)．

過剰肉芽を生じている例では，まず軟部組織内の刺状に残った爪を切除する．トゲは皮膚を突き破って出ることもある(図4)．トゲが軟部組織内にあると激しい肉芽腫を生じるが，硝酸銀棒による腐食で麻酔を用いずに切除できる．軟部組織に隠れている爪の縁の部分は柔らかく，矯正治療に反応し易い．

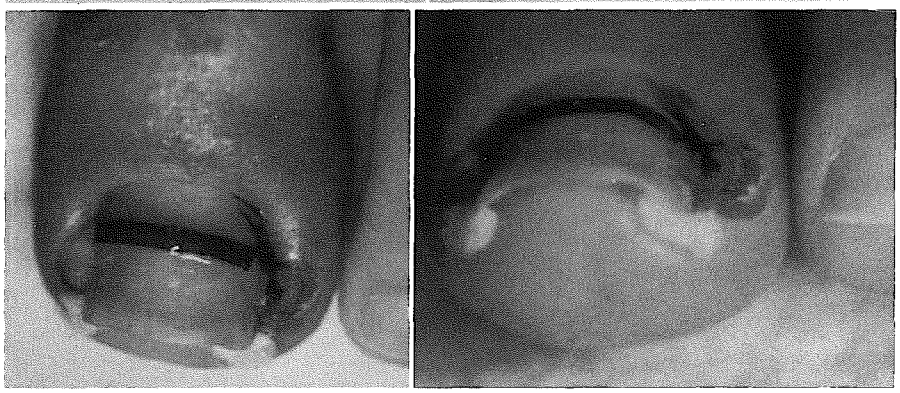
考　察

陥入爪の原因としては，先天性，環境，外傷，医原性がある．手指の陥入を伴う先天性と考えられる症例も稀にある．不適切な爪切り，深爪が最も多い．そして靴の toebox が狭いと陥入爪が発生しやすい．外傷により爪を剝離した後には患側のみ陥入爪を生じることがある．また，爪刺を医師が切除し，深爪を生じてさらに陥入爪が進むことも多い(図5)．

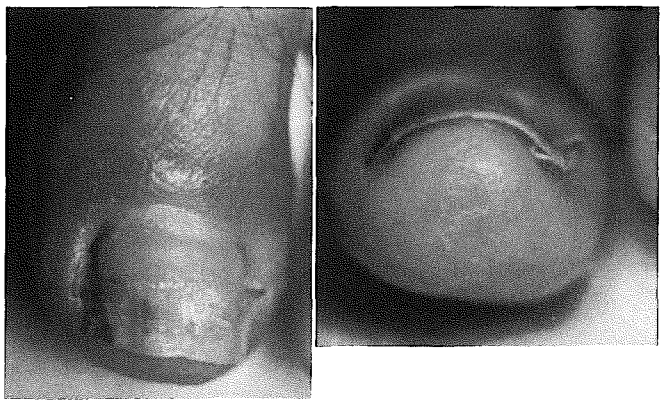
陥入爪に対して爪甲爪母爪廓の部分切除やフェノール法が一般的に行われているが，こうした手術は爪の幅を狭くし，整容的に問題がある．爪は爪母により作られ，遠位に伸びてくる．従来は手術により爪母の形を変えることで爪甲の弯曲を変



a.

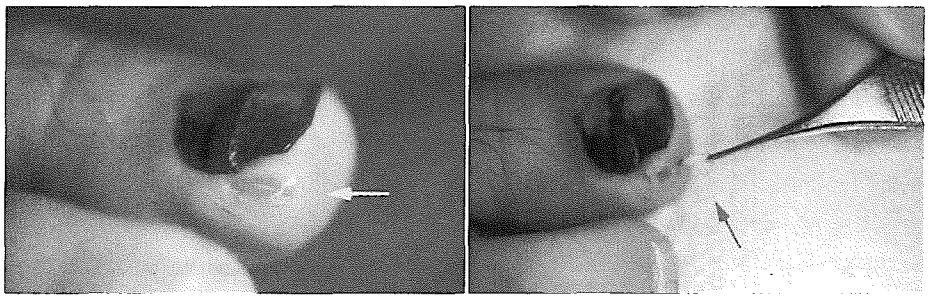


b．治療後1週間



c．治療後2週間

図 3.
56歳，男性.
硝酸銀棒，形状記憶合金プレート，コットン・パッキングによる治療.



a|b

図 4.
爪刺(トゲ)は皮膚を突き破って出ることもある.
a：抜去前
b：抜去後

えようとしてきた．しかし，爪が厚く肥厚し，弯曲が極めて強い弯曲爪の pincer nail でも，形状記憶合金プレートにより，明らかに弯曲が改善する(図6)．つまり爪甲の弯曲を改善すると爪母の形が改善するのが観察された．陥入爪の発症機序と逆の経過を辿って治癒する．

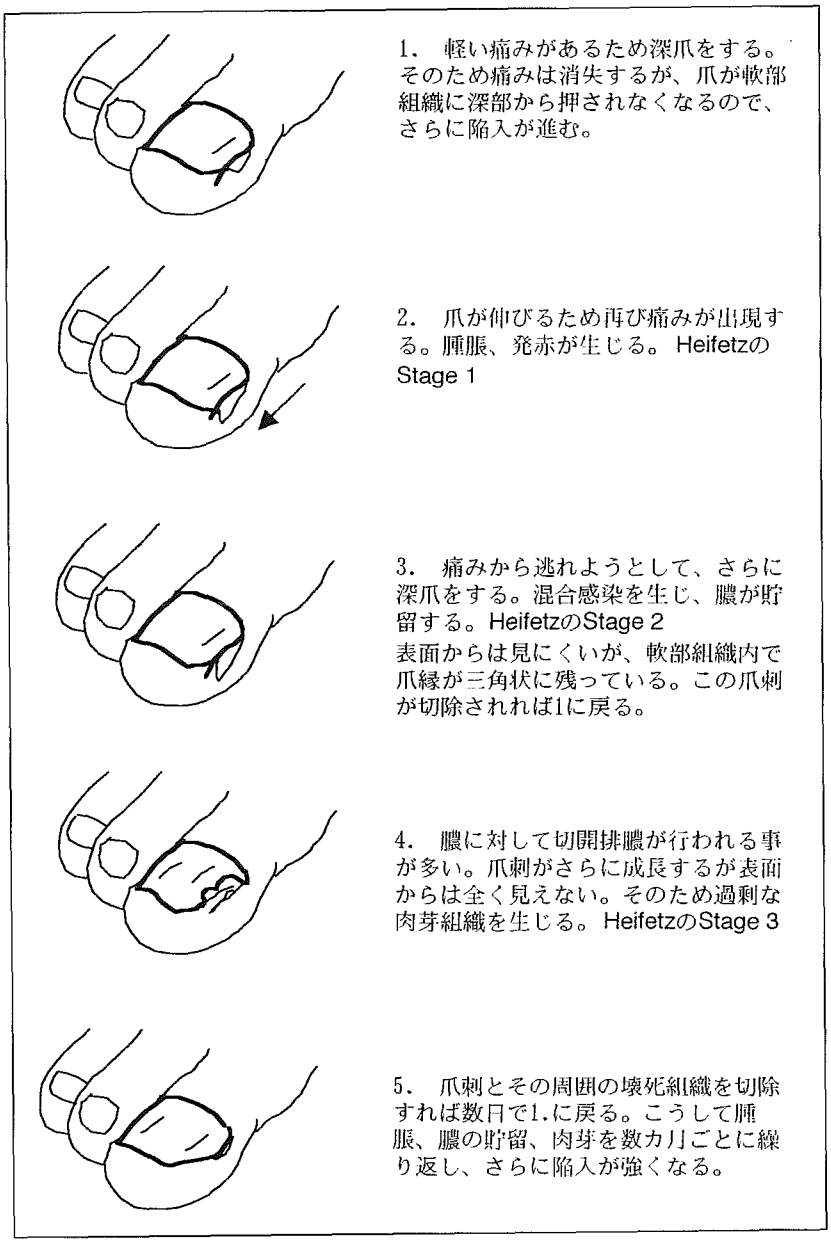


図 5.
陥入爪の悪循環

a|b

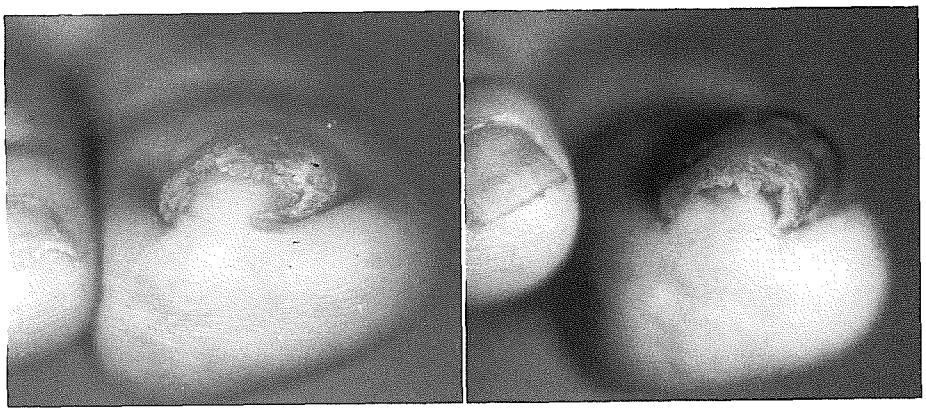


図 6.
爪が厚く肥厚し，弯曲が極めて強い弯曲爪の pincer nail でも，形状記憶合金プレートにより，明らかに弯曲が改善する．
a：Pincer nail 64 歳女性.
b：形状記憶合金プレート治療開始から9か月

形状記憶合金プレートは従来からある爪の矯正用のbraceを進歩させた方法である．ドイツのONYCLIPは弾性の金属板であり欧州で用いられている．三浦はドイツBernd Stolz社のB/S Braceを紹介している[2]．これは弾性のあるプラスチックの板であり，やはり接着剤で爪に貼布する．筆者も数例に用いて軽症例に効果があることは確認したが，弯曲した爪に弾性のある平板を貼るのは煩雑であり，その弾性が長期間持続することは期待できない．一方，形状合金プレートは爪が厚く，弯曲が強い症例に対しても有効であるが，治療期間が数か月におよんでしまう事，プレートは6か月以上繰り返し使えるが，約1万円と高価な事が欠点である．

陥入爪の急性期の痛みの原因は爪刺にある[3]．爪の縁と角を露出するのが要点であり，その後に形状記憶合金プレートで爪甲の弯曲そのものを矯正する．

爪の成長方向を押し上げるコットン・パッキングは18世紀にはすでに用いられていた．Senapati(1986)は古くからの治療法であるが軽症例には有効であり，現代でも見直すべきであると述べている[4]．最新の形状記憶合金プレートに古くからの硝酸銀棒とコットン・パッキングを加えた3つの方法を陥入爪の適切な時期に組み合わせて用いることで効果は確実で，治療期間は短縮された．この治療方針により，我々が渉猟した範囲で手術を必要とした例はない．

まとめ

陥入爪に対するコットン・パッキングと形状記憶合金プレートによる矯正治療を行い，爪の弯曲を改善した．

文　献

1) Heifetz, C. J.：Ingrown toe-nail. Am. J. Surg. **38**：298-315, 1937.
2) 三浦淳子：ドイツBernd/Stolzのシステムによる B/S Braceの陥入爪に対する保存的処置法について．靴の医学，**7**：117-118，1993.
3) 鬼塚卓弥：Ingrown nail 爪刺(陥入爪)について．形成外科，**10**：96-105，1967.
4) Senapati, A：Conservative outpatient management of ingrowing toenails. J. R. Soc Med. **79**：339-340, 1986.

靴の医学 **10**：61-65，1996.

第一中足骨内反度の評価について

府中病院整形外科　医療法人誠心会白雲荘
正岡　悟　　城戸正博

はじめに

外反母趾などに際して，第一中足骨の内反の評価は必要な項目の一つとなっており，おもに第一・二中足骨長軸間の角度(以下 M1M2 角)で表記される場合が多い．外反母趾の治療に際し，この角度の矯正のほかに第一中足骨・種子骨間の関節不適合性の是正も重要とされる．この第一中足骨の内反による第一・二中足骨長軸間角度の開大と第一中足骨・種子骨間の関節不適合性はある程度平行して生ずると考えられるが，この二者の関係を明らかにするために検討を行った．

第一中足骨の内反について

図1は348人の足のX線上の中足骨と種子骨の平均的な位置を標準化して座標軸上にプロットしたものである[1]．第一中足骨頭の横方向の分散は種子骨の分散のおよそ倍近くになっていることから，深横中足靱帯に連結している種子骨と第二中足骨に対して，第一中足骨はその位置の変動が大きいことがうかがわれる．

したがって，第一中足骨の内反という場合，それは第二中足骨に対する内反であり，また種子骨に対する内反でもある．後者は「種子骨転位」sesamoid displacement としても呼称されているが，主体は実際には第一中足骨の内反変位である．

この種子骨に対する第一中足骨の内反度の評価については，Hardy・加藤[2]の評価など表1に示したものがある．

今回の検討においては，第二中足骨に対する第一中足骨の内反度の評価として，(1)第一・二中足骨骨頭間の直線距離，(2)第一・二中足骨長軸間の角度(M1M2 角)，を計測した．

種子骨に対する第一中足骨の内反度の評価として，(3) Hardy　and　Clapham による種子骨の

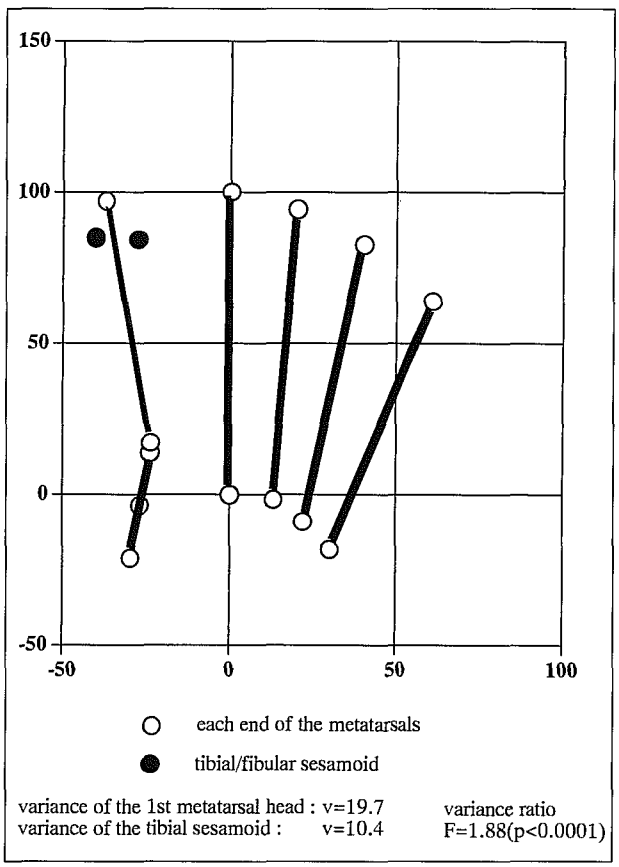


図 1. 348名の足の中足骨骨頭・底部と種子骨の平均的な位置を標準化して座標軸上にプロットしたもの．第一中足骨骨頭の分散が脛骨側種子骨の分散のおよそ2倍になっている．

Key words：metatarsus primus varus
(第一中足骨内反)
sesamoid bone(種子骨)
hallux valgus(外反母趾)
radiographic measurement(X線計測)

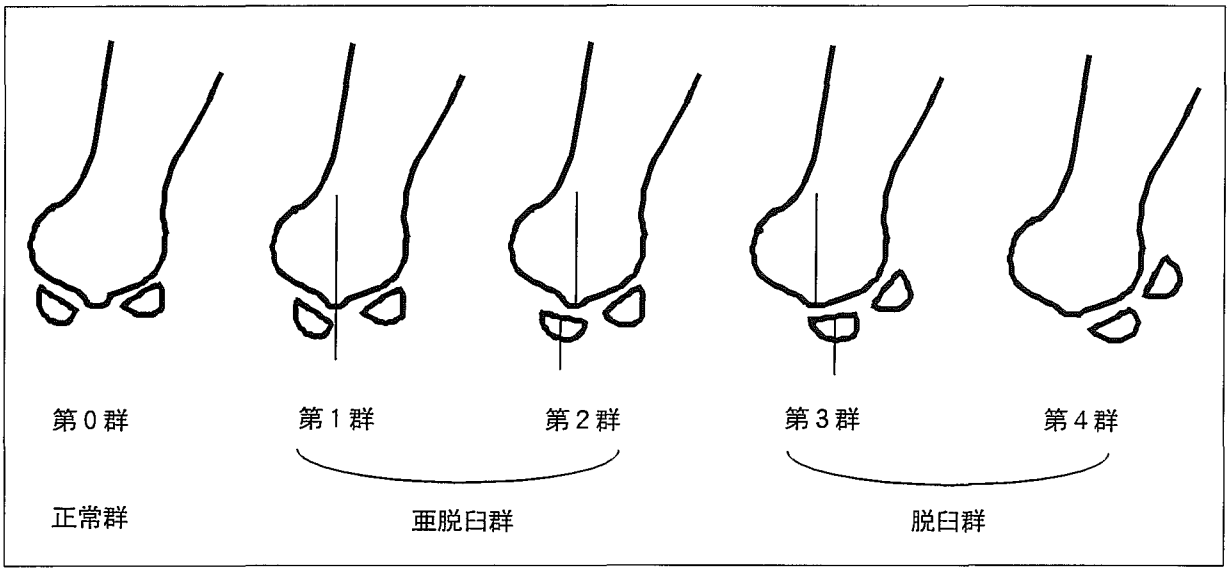


図 2.

「種子骨転位度」を仮に5群に分ける．脛骨側種子骨と第1中足骨の関節面の関係より転位を評価．第0群は転位のない状態．第1群は，脛骨側種子骨が整復位を離れて腓骨側に転位し始めているが，種子骨の端が metartarsal ridge(を通る鉛直線)まで到達していない状態．第2群は，種子骨の端が ridge を越えてから種子骨(関節面)の中央部が ridge に達するまで．第3群は種子骨(関節面)の中央部が ridge を越えてから種子骨の端が ridge を離れるまで．第4群は，種子骨の(脛骨側の)端が ridge を離れてより先に転位している状態を指す．この際，第1・2群を亜脱臼群，第3・4群を脱臼群と称した．

表 1. 第一中足骨の内反度の評価

第二中足骨に対する 第一中足骨の内反度	M1M2 角
種子骨に対する 第一中足骨の内反度	Hardy and Clapham 加藤 その他

“positioning”[3], (4) 後に述べる「種子骨転位度」(図2)を計測した．

対象と方法

374人748足について，両足の荷重位X線撮影を統一した手技[4]で行った．X線管球とフィルム間距離は1mに統一．背底像ではそろえた両足の中心をねらい，15°前方よりの照射で撮影．前足部軸写像では木台上で踵50°挙上位にした両足の中心をねらい，水平面より25°上方からの照射で撮影を行った．

得られたX線背底像から，第一・二中足骨骨頭および骨底部頂点の座標，および脛骨側種子骨の座標，を計測した．そしてこれらの結果より第一中足骨内反度の直線距離および M1M2 角を算出した．背底像よりはまた Hardy and Clapham による種子骨の “positioning” を行った．

前足部軸写像よりは，種子骨に対する第一中足骨内反度つまり「種子骨転位度」を図2のように仮に5つの段階(level)に分類することを試みた．この際のポイントは，脛骨側の種子骨(関節面)中央部が metatarsal ridge(を通る鉛直線)を越えるか越えないかで，つまり第2群と第3群の間で一つの区切りをおいたことにある．大きく見れば，第0群が正常の位置，第1・2群が亜脱臼位，第3・4群が脱臼位を指すものと見ることができる．軸写像よりはまた，種子骨関節面の水平面に対する傾斜角を計測し，種子骨の長軸回りの回旋の指標とした．

結　果

M1M2 角は第一・二中足骨骨頭間距離と r=0.86 の高い相関をなしており，第二中足骨に対する

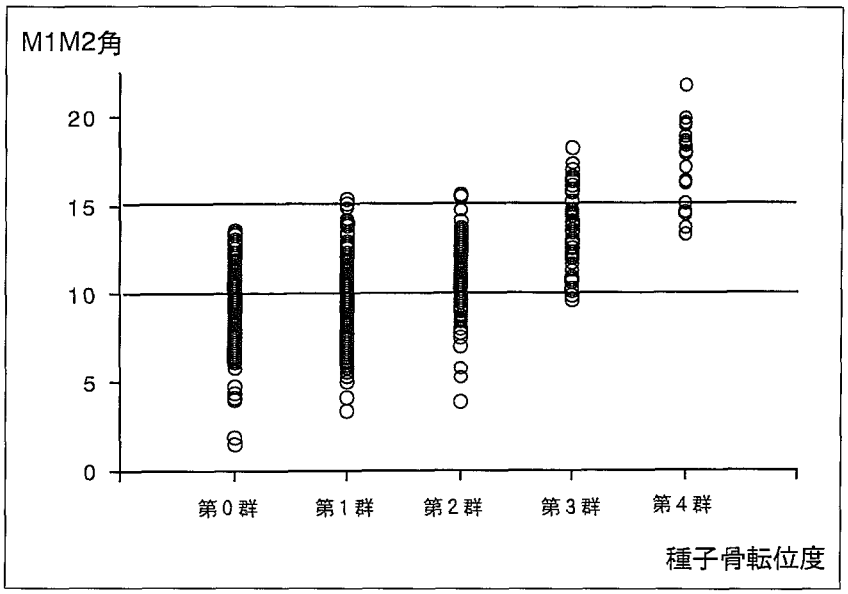


図 3.
「種子骨転位度」と M1M2 角との関係.
M1M2 角 10 度以下では第 3・4 群が見られない. M1M2 角が 15 度を越えるものでは第 0～2 群が見られない.

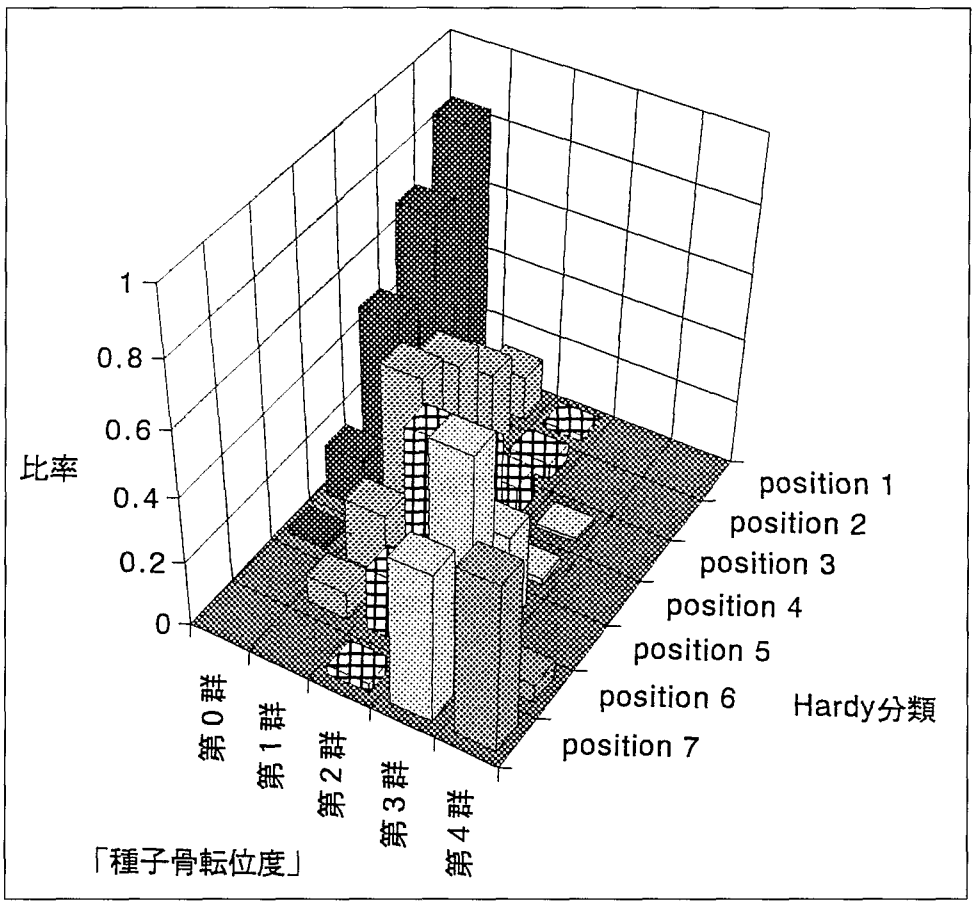


図 4.
「種子骨転位度」と Hardy 分類の関係.
Z 軸に相当する度数は全体に対する比率で示している.

第一中足骨の内反度をよく表していた.

「種子骨転位度」と M1M2 角の関係は図 3 のとおり. Spearman's coefficient は 0.47, 順序尺度毎に分けた組の相関としては 0.97 であった. この結果を見ると M1M2 角 10°以下のものでは「種子骨転位度」の第 3・4 群は見られない, つまり種子骨脱臼位のものはなかった. また M1M2 角 15°を越えて 16°以上のものでは, 第 0～2 群が見られ

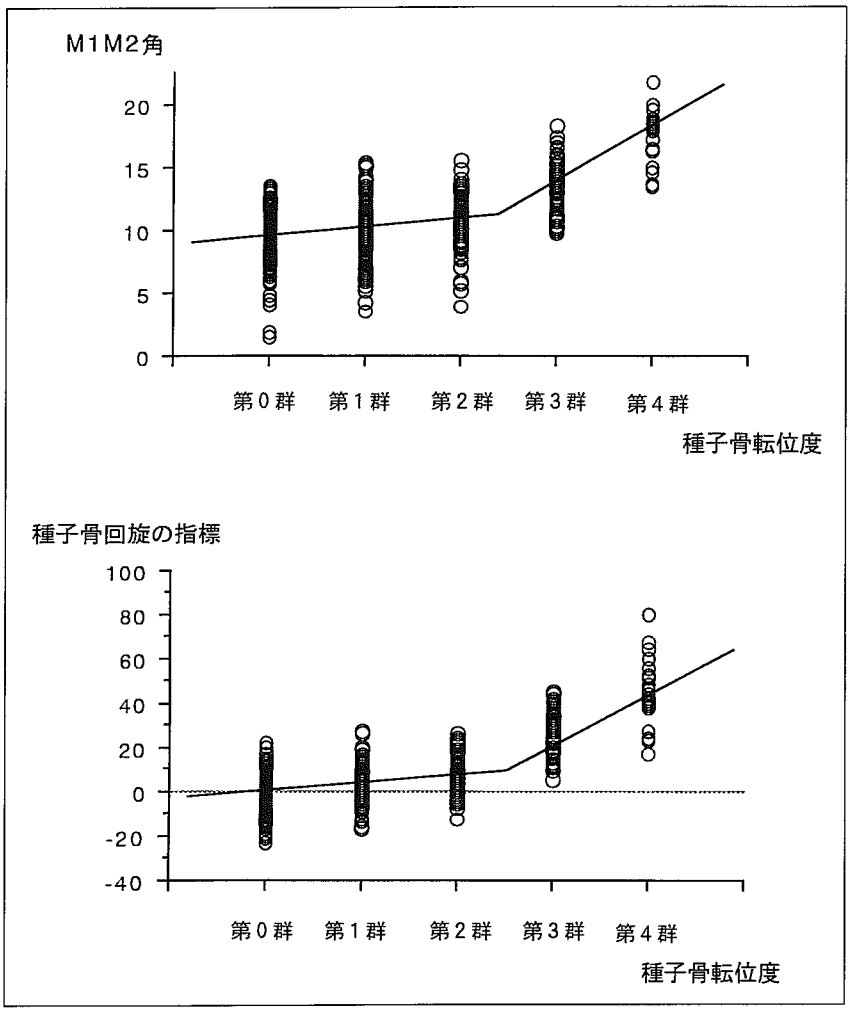


図 5.
「種子骨転位度」と M1M2 角および種子骨回旋の指標との関係.
いずれの場合も「種子骨転位度」の第 2 群と第 3 群の間で，つまり種子骨が脱臼しているかしていないかで，その分布の様相が異なっている.

ない，つまり全例脱臼していた．しかし M1M2 角 10°から 15°の間では，正常例も脱臼例も両方見られた.

「種子骨転位度」と Hardy 分類の関係は，図 4 のとおり，Spearman's coefficient は 0.68 であった．"position 1・2・3" では，種子骨脱臼は見られなかったが亜脱臼は散見された．種子骨の脱臼・亜脱臼がなくても "position 4, 5" に分類される場合があった．"position 4" 以下では脱臼はほとんど起こっていなかったが，数例には脱臼が見られた.

「種子骨転位度」と M1M2 角の関係に加え，「種子骨転位度」と種子骨の長軸回りの回旋の指標との関係を図 5 に示した．いずれの場合も，「種子骨転位度」の第 2 群と第 3 群の間で，つまり種子骨が脱臼しているか，していないか，を境としてその分布の様相が変わっていた.

考　察

(1) 第二中足骨に対する第一中足骨内反

M1M2 角は，第一・二中足骨骨頭間距離と高い相関をなしており，また角度という指標を用いていることから骨格の大きさによる個体差を除去できており，第二中足骨に対する第一中足骨内反度の指標としては従来から言われているとおり有用であることが再確認された.

(2)「種子骨転位度」と M1M2 角の関係

両者は比較的高い相関を示した．M1M2 角 10° 未満のものでは，「種子骨転位度」の第 3 ・ 4 群が見られず，種子骨の脱臼しているものはなかった．また M1M2 角が 15°を越えて 16°以上のものでは，第 0 ～ 2 群が見られず，種子骨は全例脱臼し

ていた．しかしM1M2角10°から15°の間では，正常例も脱臼例も両方見られており，この角度の範囲内では種子骨は脱臼・非脱臼いずれの状態でも存在しうると考えられた．M1M2角10°から15°の間では，M1M2角による第一中足骨・種子骨間の関節不適合性の類推はできない．

また以上のことから，M1M2角は15°を越えると異常と言うことができ，正常値の上限が10°から15°の間に位置していることがわかる．

(3)「種子骨転位度」とHardy分類との関係

この両者の相関も高く，“tibial sesamoid position”は第一中足骨の種子骨に対する内反度をある程度まで代表しうるものと考えられた．“position 1”では，正常例が多いが軽度の亜脱臼も見られた．“position 2・3”では，種子骨脱臼は見られなかったが亜脱臼は散見された．“position 4”以下では脱臼はほとんどないものの，数例に見られた．しかし種子骨の脱臼・亜脱臼がなくても“position 4・5”に分類される場合があり，不正確さが残った．このようにHardy分類では限定した条件下で「種子骨転位度」を推定することができるが完全ではなく，種子骨と第一中足骨の関係を見るには，やはり別途軸方向撮影での評価も必要と考えられた．

(4)「種子骨の脱臼」

M1M2角および種子骨の長軸回りの回旋の指標と「種子骨転位度」との関係(図5)では，いずれも種子骨が脱臼しているかしていないかでその分布の様相が変わっており，脛骨側種子骨(中央部)がmetatarsal ridgeを越えるか越えないかが一つのturning pointとなっていることが推測された．

まとめ

(1)第一中足骨内反度の評価については，第二中足骨に対する内反と，種子骨に対する内反の二つについて考える必要がある．

(2)第二中足骨に対する第一中足骨の内反度の評価としては，従来どおり第一・二中足骨長軸間の角度(M1M2角)で十分である．

(3)第一中足骨の内反度の評価には，しかしこの第二中足骨に対するM1M2角を見るだけでは不十分で，種子骨に対する内反度をも評価すべきである．

(4)種子骨に対する第一中足骨の内反度の評価としては，X線背底像よりの評価のみでは正確さを欠き，前足部軸写像での第一中足骨・種子骨間関節の不適合性の評価が必要と考えられた．

ただ，各評価の間には次のような関係があった．

1) M1M2角10°未満のものでは，種子骨は脱臼していない．

2) M1M2角15°を越えるものでは，種子骨は脱臼している．

3) Hardyの“position 2・3”では，種子骨亜脱臼は散見されるが脱臼は見られない．

4) Hardyの“position 4”では脱臼はほとんどないものの，数例に見られる．

(5)種子骨の脱臼に関しては，脛骨側種子骨(中央部)がmetatarsal ridgeを越えるか越えないかが一つのturning pointとなっていると推測された．

文　献

1) 正岡　悟：母趾基部種子骨の位置について．靴の医学，**9**：31-34，1995.
2) 加藤　正：外反母趾 1st. Ed. ライフ・サイエンス，東京，pp：43-77，1989.
3) Hardy, R. H., Clapham, J. C. R：Observations on Hallux valgus. J. Bone Joint Surg., **33B**：376-391, 1951.
4) 正岡　悟：母趾基部種子骨の大きさ(体積)と外反母趾(第2報)．靴の医学，**5**：5-10，1991.

靴の医学 **10**：66-68，1996.

歩行における地面反力の能動的成分の抽出法

中京大学
小林一敏

緒　言

ボールの反発高は落下のたびに減少するのに人間の歩行では，着地の地面反力を通して適当な量の能動的力(Actuating force)が与えられて，反発高が一定に保たれている．この問題について，通常の非線形粘弾性モデルでは地面反力の後半で誤差が大きくなる[1)2)]ことが分かっている．Actuatorとして速度フードバックを持ったモーターを仮定する研究[3)]がなされてきた．この研究の目的は，歩行時の地面反力の中から能動的力を抽出する方法を提案することである．そしてこの能動的力の大きさや出現時点を分析して靴と人間との適合性をバイオメカニクス的に研究することを目指している．本論文では，歩行中の身体重心(C. G.)の上下振動の変位，速度，加速度を，運動の周期性に着目して地面反力から算出し，その振動を非線形粘弾性要素で構成される運動方程式で表し，パラメータを最小二乗法により同定した．そのモデルにより運動過程における地面反力の中の非線形粘弾性要素による反力成分と重心の速度変化を分析して能動的力を抽出することを試みた．

歩行中の上下振動の力学モデル

歩行の力学モデルを図1に示す．質量mの重心の接地した瞬間の位置を原点にとり，上下軸の上方向を正とし，変位 x，速度 $\dot{x}$，加速度 $\ddot{x}$，重心に加わる地面反力をfとする．fはばね力 f_k と減衰力 f_c の和からなっていると考える．このモデルを次式のように表す．

$$m\ddot{x} = -f - mg \tag{1}$$

$$f = f_k + f_c \tag{2}$$

$$f_k = \sum_{i=1}^{r} k_i x^i \tag{3}$$

$$f_c = \sum_{j=1}^{s} c_j \dot{x}^j + \sum_{p=1}^{u}\sum_{q=1}^{v} a_{pq} x^p \dot{x}^q \tag{4}$$

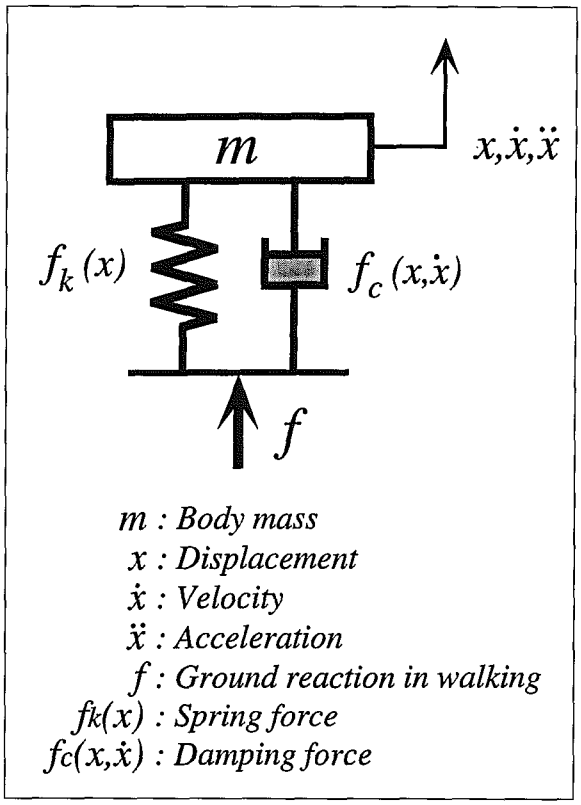


Fig. 1　Mechanical model of walking

Key words：walking(歩行)
ground reaction force(地面反力)
actuating force(能動的力)
nonlinear viscoelastic model
(非線形粘弾性モデル)

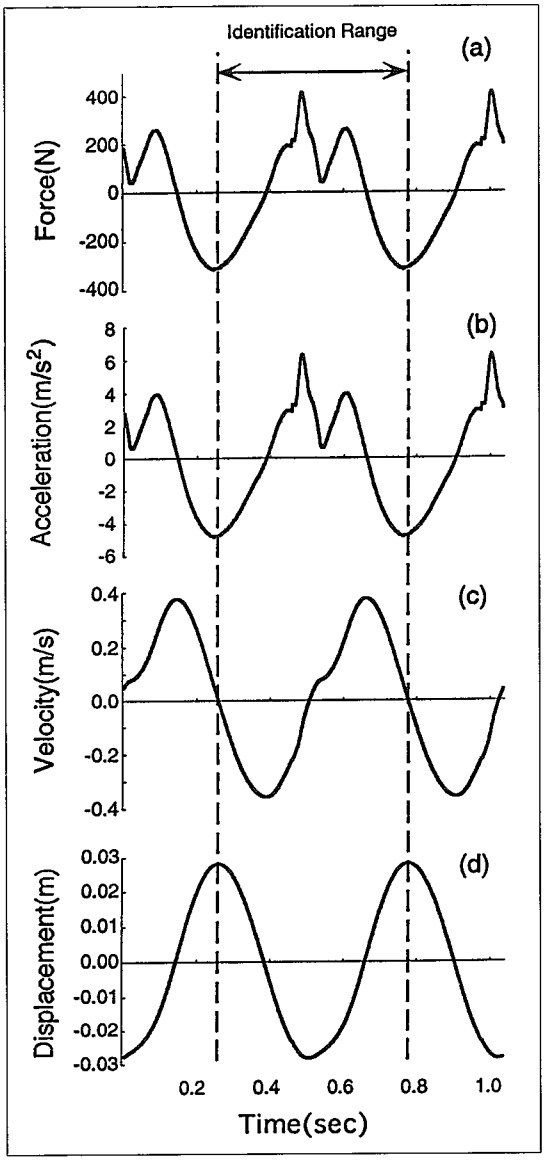


Fig. 2 Calculation of acceleration, velocity and displacement of center of gravity (C. G.) from ground reaction force of walking.

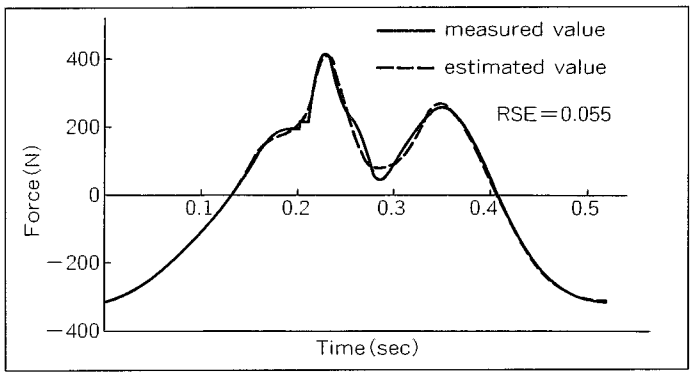


Fig. 3 Comparison of ground reaction forces between measured value and estimated value.

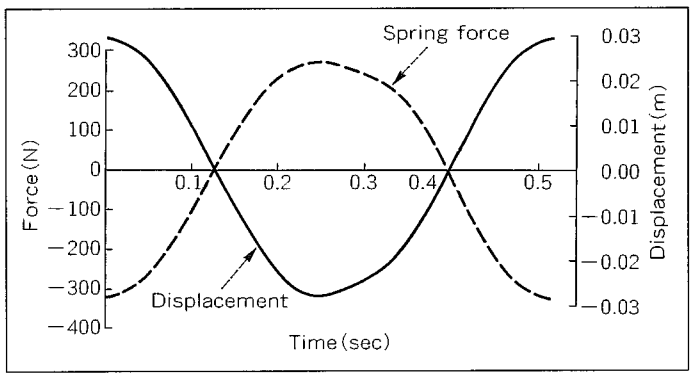


Fig. 4 Dislpacement and reaction force of spring element.

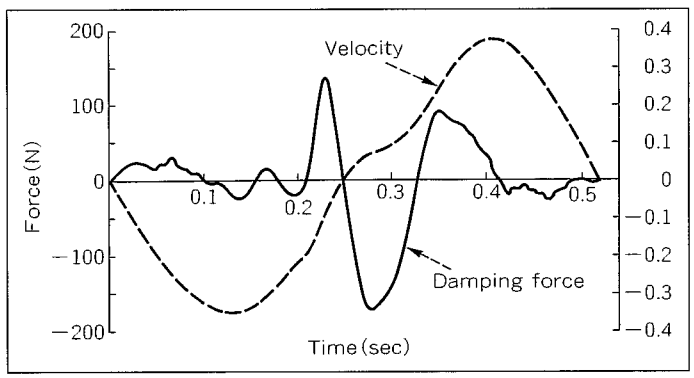


Fig. 5 Velocity and reaction force of damper element.

地面反力から重心の加速度，速度，変位の算出

実験例を図 2 に示す．(a) は地面反力波形である．この波形から重心の加速度を算出したものが (b) である．運動の周期性によりこれを次の着地まで積分すれば，任意の初速度において，同一の終速度になるような速度波形を得る (c)．この波形を積分した変位波形 (d) が周期性を持つように (c) の初速度を定める．

モデルの決定

地面反力 f から算出した運動学的量の時系列

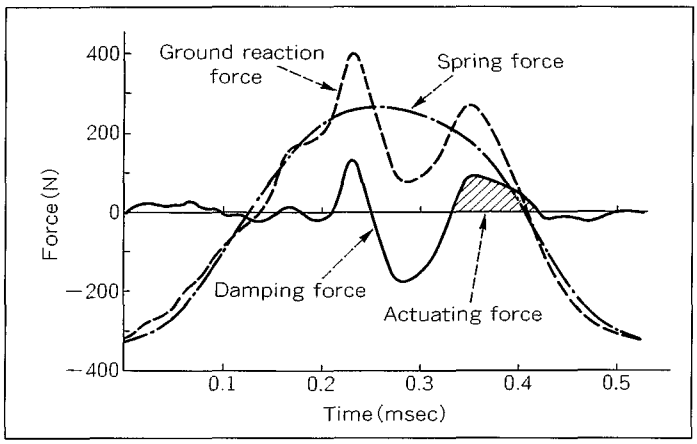


Fig. 6
Actuating force estimated from ground reaction force.

$(x,\ \dot{x},\ \ddot{x})$を用いて最小二乗法によりパラメータを同定したモデルから，式(1)〜(4)により求めたf, f_k, f_cの推定値を求める．ばね的反力f_kの特性に関するxの多項式の次数r，減衰力f_cの中の非線形粘性力に関するxの多項式の次数s，xと$\dot{x}$の間の相互作用力に関する積和多項式の次数u, vはf_kとf_cの次数の特性に関係があるので，運動の種類や分析の目的に適した値を選ぶ必要がある．

モデルによる推定値と考察

本研究では，力学モデル(1)式で$(r,\ s,\ u,\ v)=(3,\ 9,\ 3,\ 3)$を用いた．このモデルにより逆解析して得られた地面反力の推定値と実験値が図3で，相対標準誤差RSE＝0.055で高い推定値を示している．

図4はモデルのスプリング要素による反力f_kと重心変位の関係を示す．図5は減衰要素による反力f_cと重心速度の関係を示す．図4ではxとf_kの符号が反対になっており，重心の運動方向とばね反力が逆向きにはたらいている．図5においては，$\dot{x}$とf_cの符号が反対のときは重心の運動方向と粘弾性要素の反力が逆向きにはたらいているが，同符号のときは重心の運動方向を積極的に補助する能動的力としてはたらいていることを意味している．前半の$\dot{x}$が負の区間はほとんど重心の下向きの運動の反力としてはたらいている．後半の重心が上方に向かう$\dot{x}$が正の区間はf_cも同じ方向に大きく作用している部分があり，ここでは，図4のばね要素の復元力に加え，能動的力としてf_cが作用して上昇力を補っていることを意味している．

図6は地面反力fを構成するf_kとf_cを一緒にしたもので，地面反力の中の能動的力を取り出したものである．

結　言

力学モデルの中の減衰要素を，速度によって変化する可変粘性係数で表される部分と，速度と変位の相互作用によって変化する可変相互作用係数で表される部分の和として構成した．このような非線形粘弾性モデルを同定するために，身体重心の変位，速度，加速度を従来の画像解析を用いず，地面反力から算出して精度を高めた．これらの方法により，運動学的量の関数として能動的力を表すことを試みた．

文　献

1) 宮地　力ら：ランニング中の着地衝撃の粘弾性モデルによるシミュレーション．筑波大学体育科学系紀要，**11**：253，1988.
2) 湯川治敏ら：可変質量粘弾性モデルによるランニング中の着地衝撃のパラメータ同定．日本機械学会論文集，61-587：220，1995.
3) 土居陽治郎ら：人間の連続ジャンプのモデル化．日本機械学会講演論文集，900-14：45，1990.

靴の医学 **10**：69-75，1996.

高齢者歩行の立脚期における力学特性

月星化星㈱技術研究所　　久留米工業大学工学部
川上篤志，郷原英治，清水紀和　田川善彦，中尾典孝

はじめに

わが国の社会の高齢化は急速に進んでいる．厚生省の統計によると，65歳以上の高齢者が人口に占める割合は15%を超えている．また，寝たきりの高齢者の増加も大きな社会問題となっている．

人間は，加齢により筋肉や神経など身体を構成する諸器官の発揮機能の低下を引き起こす．しかし，Jamesら[1]は高齢者が歩行練習を行うことによって，歩行練習をしていないグループに比べて，歩行速度の改善が見られたと報告している．したがって，高齢者が健康的な日常生活を維持するには身体の運動が不可欠であろう．そこで日常的かつ安全に実施できる運動として「歩行」を取り上げた．

高齢者の安全かつ快適な歩行の実現のために，高齢者歩行の立脚期における力学的特性を調べた．また，シューズの効果を見るために，裸足と一般的な紳士革靴を履いた場合について比較した．

方　法

1．被験者

健康な高齢者3名(82.3±6.9歳 74, 82, 91歳)．
健康な若年者4名(25.0±3.2歳)．

2．シューズ

一般的な紳士革靴．

Key words：aged(高齢者)
human walking(歩行)
floor reaction force(床反力)
moment(モーメント)

3．実　験

各被験者についてフォースプレート上で静止状態，静止状態から歩行開始，歩行第1歩目，自由歩行，17 cmの台から降りる，計5種類の実験項目をそれぞれ裸足とシューズを履いた時の二つの条件下で5回ずつ行った．同時にポジションセンサシステム(浜松ホトニクス社製，C1373-16)のポジションマーカーを肩峰，大転子，膝，外踝，第5中足骨骨頭に装着し，矢状断面での位置座標を求めた(図1)．

床反力は，フォースプレートからの出力を動歪

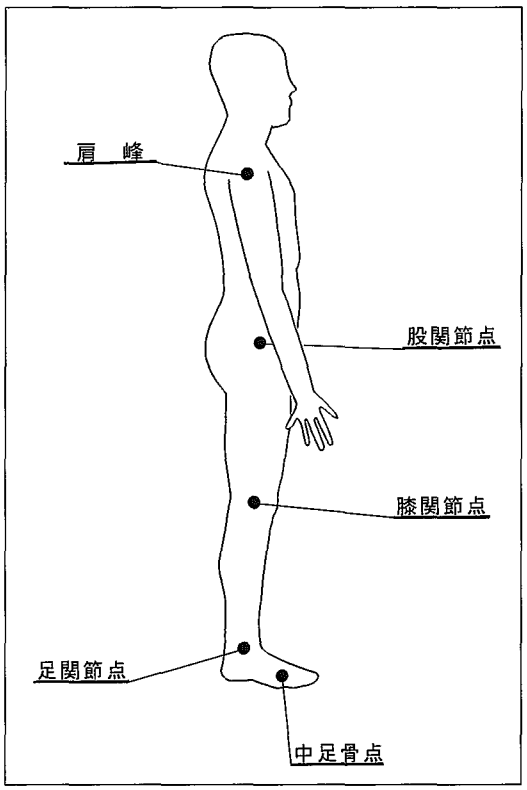
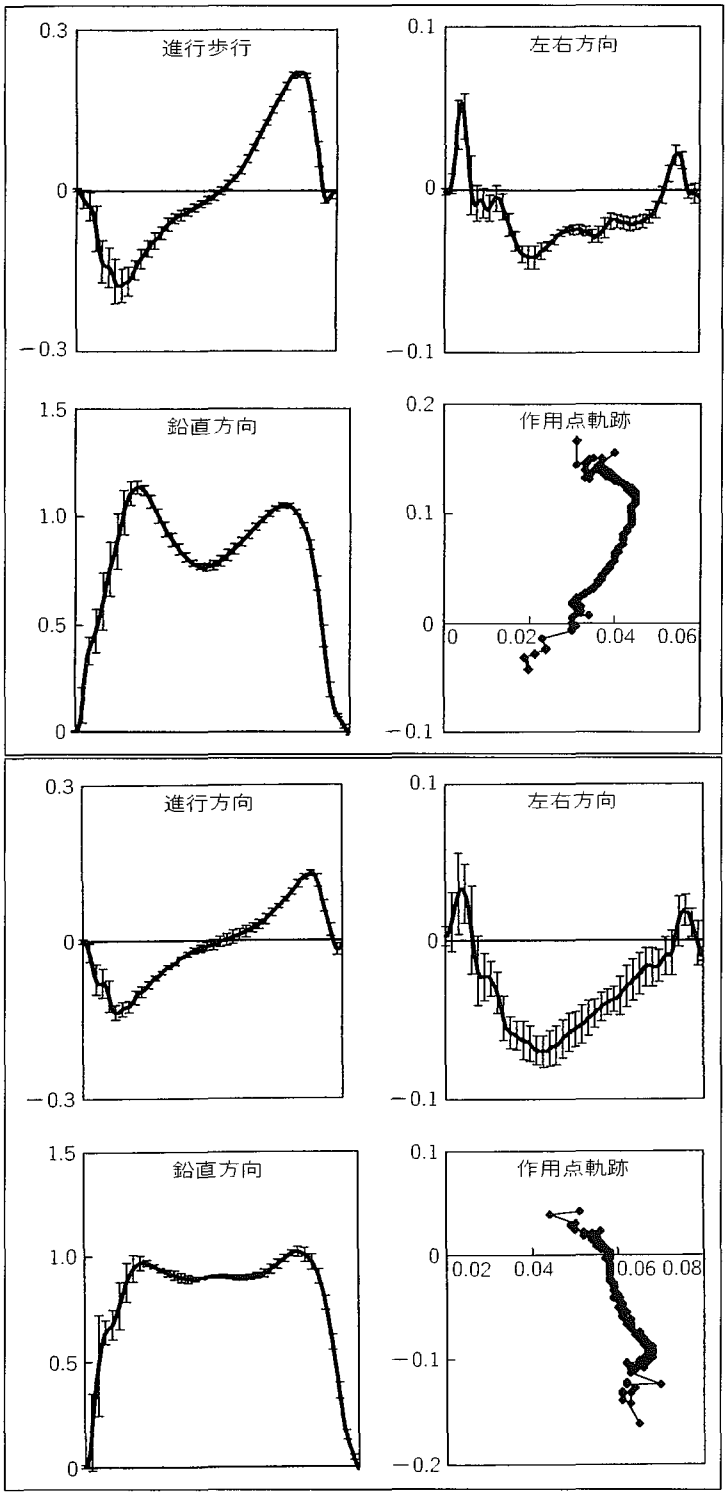


図1．ポジションマーカー装着装置



a．高齢者

b．若年者

図 2.
床反力および作用点軌跡の特徴(裸足)

み計(東京測器社製，DRA-10A)を介してGPIBによりコンピュータ(NEC社製，PC-9821Bf)に取り込むことにより得た．また，ポジションセンサシステムの出力はA/D変換ボードを介してコンピュータ(EPSON社製，PC-286V)に取り込んだ．両計測の開始は動歪み計のトリガーにより同期をとった．サンプリング周波数は200 Hzである．

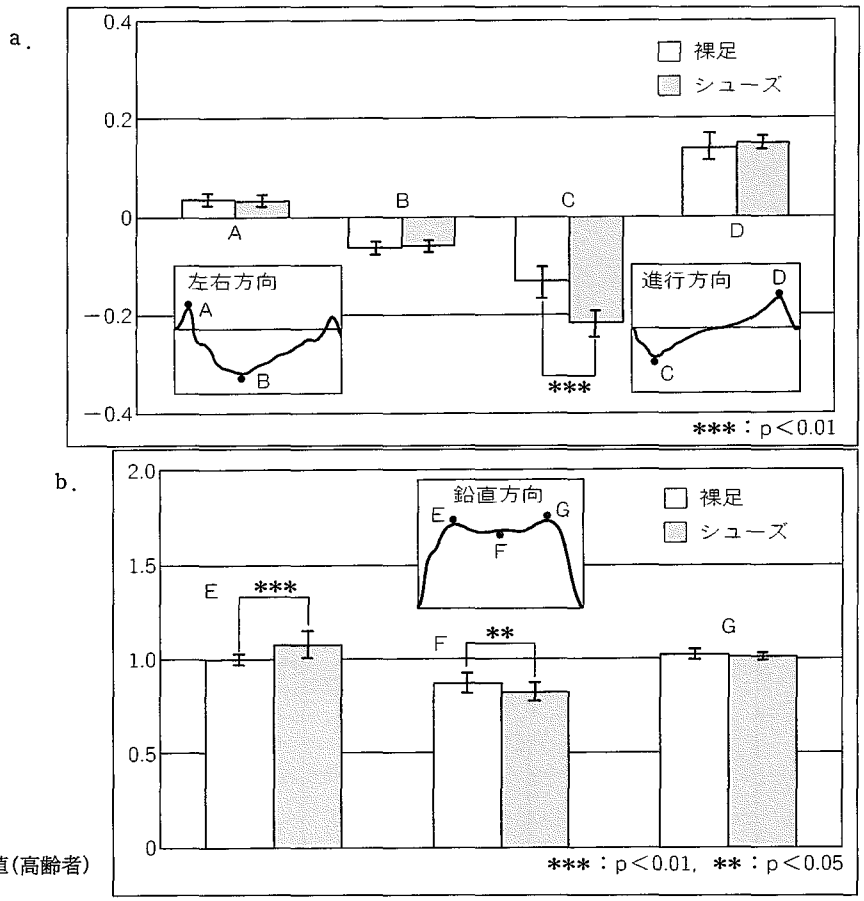


図 3.
床反力のピーク値(高齢者)

なお，ポジションマーカーは，臨床歩行分析懇談会規定(DIFF)に基づく位置に貼付した．さらに，床反力，身長，体重のデータを共に同懇談会規定の書式で表し，関節モーメントを計算した[2]．

床反力の3方向成分をそれぞれローパスフィルターにかけ，体重と立脚期で正規化しピーク値を求めた．

関節モーメントは足，膝，股の各関節のモーメントを体重，脚長と立脚期で正規化しピーク値を求めた．

支持モーメント[3]は3関節の伸展のモーメントを「正」として立脚期の各関節モーメントを加えて求め，体重と脚長で正規化した．時間軸については立脚期が100%となるよう正規化した．

結　果

静止，静止状態から歩行開始，歩行第1歩目，17 cmの台から降りるの試験においては，いずれも，裸足での歩行とシューズ着用での歩行に有意な差は見られなかった．

1．自由歩行

床反力および作用点軌跡

(1) 高齢者の特徴

若年者と比べて(図2-a，b)

1）進行方向成分は制動も駆動も小さい．

2）左右方向成分は大きい．

3）鉛直方向成分の2峰性が見られない．

4）作用点軌跡が直線的に移動している．

(2) シューズ着用時のピーク値の比較・高齢者(図3-a，b)

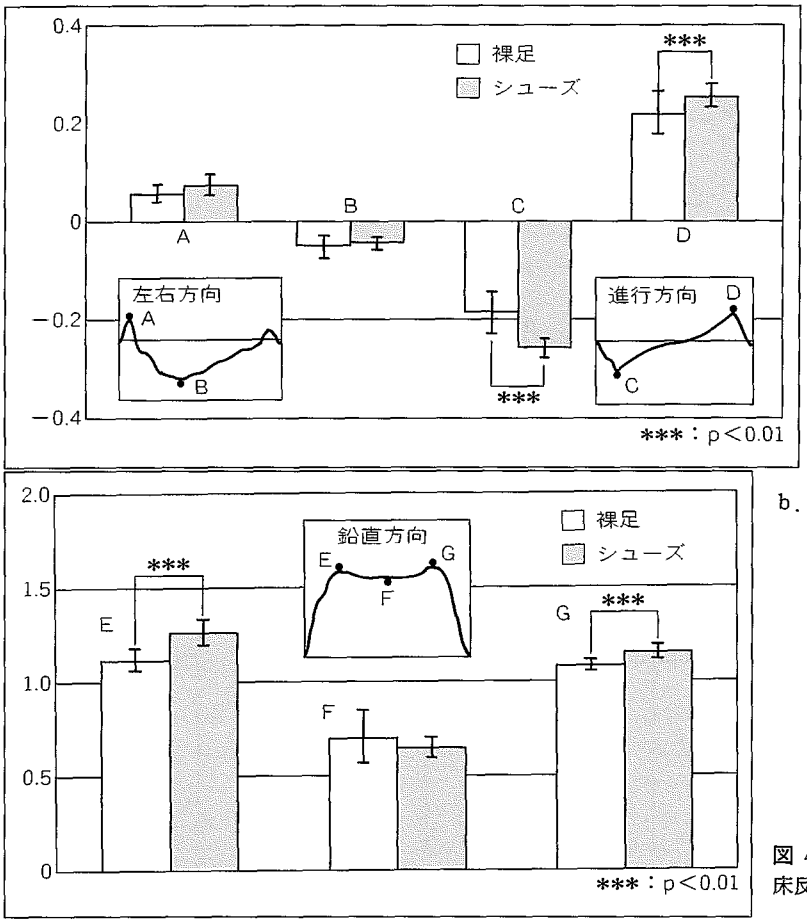


図 4.
床反力のピーク値(若年者)

1）進行方向成分は制動が有意に($p<0.01$)大きくなった.

2）左右方向成分に差は見られなかった.

3）鉛直方向成分は接地時($p<0.01$)と抜重時($p<0.05$)に有意差が見られた.

・若年者(図 4-a, b)

1）進行方向成分は制動も($p<0.01$)駆動も($p<0.01$)有意に大きくなった.

2）左右方向成分に差は見られなかった.

3）鉛直方向成分の接地時($p<0.01$)と蹴り出し時($p<0.01$)の 2 つのピーク値は有意に大きくなった.

2. 関節モーメント

(1) 高齢者の特徴(図 5-a, b)

若年者と比べて

3 つの関節モーメントは，どれも小さく，関節回りのモーメントの発生量が少ない.

(2) シューズ着用時のピーク値の比較

・高齢者(図 6)

1）股関節モーメントは，接地時に有意な差($p<0.01$)が見られた.

2）膝関節モーメントは，接地時($p<0.01$)と蹴り出し時($p<0.05$)に有意な差が表れた.

(3) 若年者(図 7)

1）股関節モーメントは，接地時に有意な差($p<0.01$)が見られた.

2）膝関節モーメントは，蹴り出し時に有意な差($p<0.01$)が見られた.

3. 支持モーメントの積分値(図 8)

裸足での歩行では，若年者が高齢者よりも有意に($p<0.05$)大きな積分値であったが，シューズを履くと高齢者の方が大きくなる傾向があった. ま

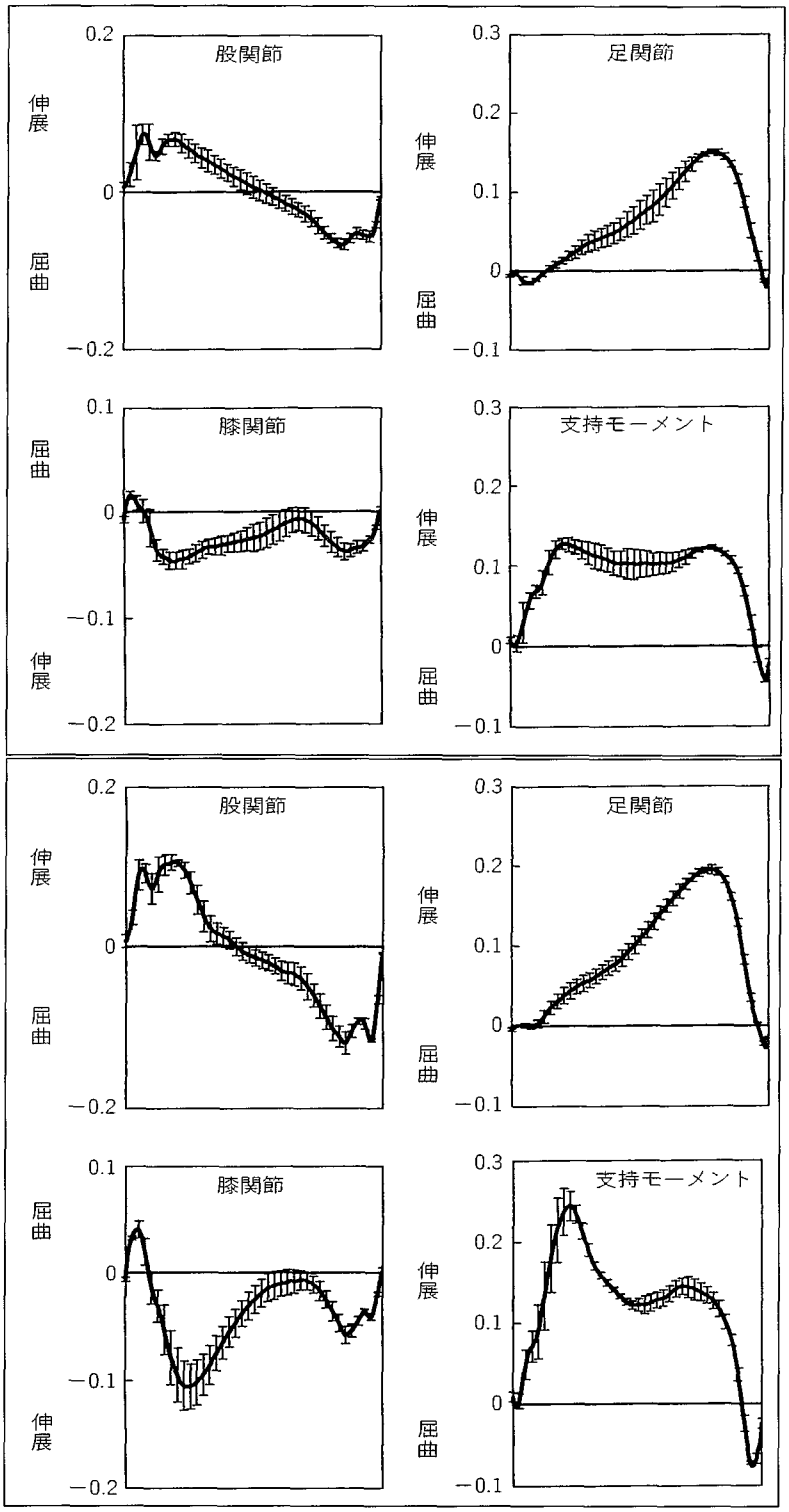


図 5.
関節モーメントの特徴(裸足)

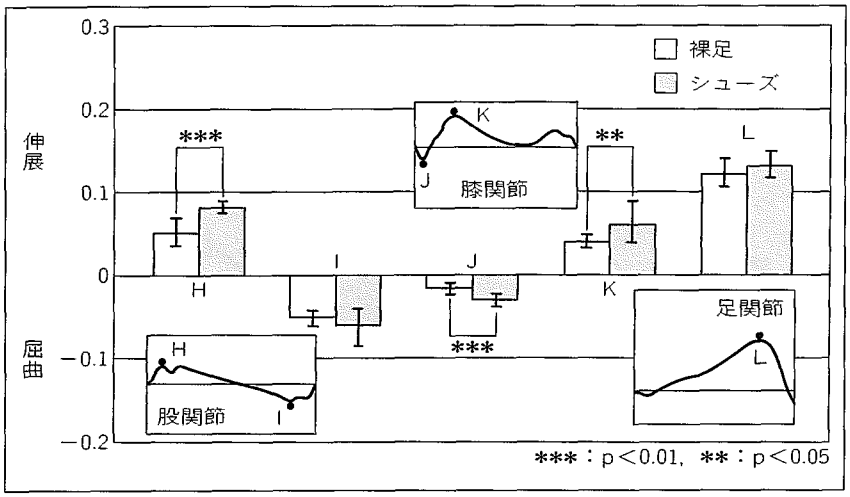


図 6.
関節モーメントのピーク値
(高齢者)

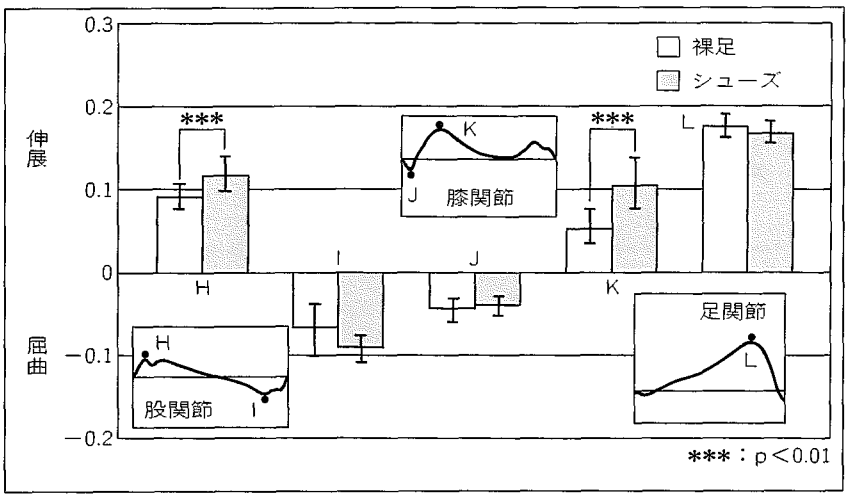


図 7.
関節モーメントのピーク値
(若年者)

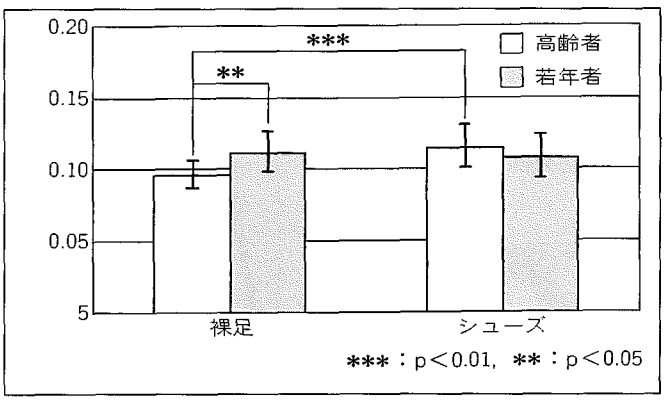


図 8.
支持モーメント積分値

た，裸足での歩行とシューズを履いた歩行を比較すると，高齢者は有意に($p<0.01$)増加しているのに対して，若年者は減少している傾向があった．

考　察

裸足での歩行について，若年者に比べて床反力の進行方向の制動や駆動のピーク値が低いことや

鉛直方向成分が二峰性を示さないことは，高齢者がすり足で蹴る力に乏しいことを示している．

石塚ら[4]や山田ら[5]は高齢者用のシューズを開発している．ともに強調していることはトゥスプリングの挙上である．我々の実験では一般の紳士革靴を履いたが，わずかなトゥスプリングの挙上やヒールアップなどにより若年者では床反力の進行方向成分における制動・駆動のピーク値が裸足よりも有意に大きくなった．また，高齢者では進行方向の制動のピーク値が大きくなり，鉛直方向成分の二峰性が顕著に表れた．

関節モーメントもシューズを履くと裸足での歩行よりも各関節のモーメントが大きくなった．これは歩行速度が増し，身体の動きがダイナミックになったためと考えられる．

支持モーメントは，立脚期中の体重負荷による下肢全体の屈曲を3関節回りの筋が協調して防止しているものである[3]．足関節に関しては底屈方向のモーメントが下腿が前方へ倒れるのを防止し，股関節では伸展方向のモーメントが大腿を後方に引いて膝を伸展させる．したがって，支持モーメントが正の値の時下肢全体で上体の屈曲，膝折れを防止していると考えられる．

図8から，高齢者では，シューズを履くことにより，裸足で歩行運動を行うよりも矢状断面の上体の支持性が増していると思われる．即ち，高齢者は裸足で歩行するよりもシューズを履いて歩行した方が安全かつ安心して歩行できるのではないかと思われる．

今回の試験は被験者の数も少なく，矢状断面での検討しか行っていない．今後は被験者の数を増やし，前額面での検討も加えたい．

まとめ

(1) 床反力の鉛直方向成分は二峰性が顕著に見られるようになった．また，進行方向成分は制動力が大きくなった．

(2) 関節モーメントのピーク値はシューズを履くと大きくなった．

(3) 支持モーメントの積分値が，シューズを履くと大きくなり，矢状断面の上体の支持性が大きくなった．

参考文献

1) James, O. Judge, M. D., et al.：Exercise to Improve Gait Velocity in Older Persons., Arch Phys Med Rehabil, **74**：400-406, 1993.
2) 臨床歩行分析懇談会：歩行データ・インターフェイス・ファイル活用マニュアル 歩行データフォーマット標準化提案書．1992.
3) D. A. Winter.：Overall principle of lowerlimb support during stance phase of gait. J. Biomechanics, **13**：923-927, 1980.
4) 石塚忠雄ら：新しい老人靴の開発．靴の医学，**3**：20-25，1990.
5) 山田忠利ら：老人靴の開発について．靴の医学，**2**：81-87，1989.

靴の医学 **10**：76-81，1996.

歩行分析に基づいて設計したO脚対応靴の効果

(株)アシックス　スポーツ工学研究所
松本直子，西尾　功，勝　眞理，村上　治，品山亮太
太田達男，上林　睦，佐藤重基，福岡正信

目　的

日本人にはO脚が多いのは周知のことであり，我々が一般人174名を対象に調査したところ，図1に示すように約7割がO脚であった．O脚は膝の内側に負荷が多くかかることから，変形性膝関節症の誘因とされている[1)2)]．O脚の変形性膝関節症には外側ウエッジが処方されることが多い[3)~5)]が，膝に障害のないO脚の膝の負担を和らげる靴は少ない．

本研究は，膝に障害のないO脚に適した靴の構造を，歩行実験から検討することを目的とした．

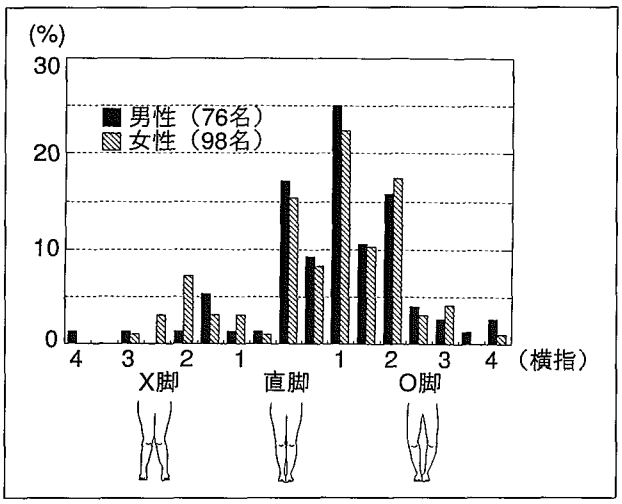


図 1. X脚，直脚，O脚の割合

Key words：bow legs(O脚)
medial wedge(内側ウエッジ)
lateral wedge(外側ウエッジ)
angle of the step(歩向角)
medial rotation of the lower leg
(下腿の内旋)

歩行実験による検討

1．実験1

実験1では直脚とO脚の歩行動作を比較することでO脚の歩容の特徴を明らかにし，靴の構造を検討することを目的とした．

(1)方　法

1) 被検者

健常な成人女性11名であり，左右内側関節裂隙間3横指以上のO脚7名(平均年齢43.1±9.9歳)，直脚4名(平均年齢54.3±5.7歳)である．

2) 実験手順

被検者は体育館に設定した幅1m，長さ15mの歩行路を，普段歩く速度で10回歩いた．

3) 測定項目

被検者の腹部(頭頂から身長の47%の位置の体重心[6)])，爪先，踵に着けたマーカーの動きをVICON 3次元動作分析システム(OXFORD METRICS社製)を用いて毎秒60コマで撮影し，腹部のマーカーから重心の側方動揺を，爪先と踵のマーカーから歩向角(図2)を算出した．重心の側方動揺は着地から離地までの腹部マーカーの水

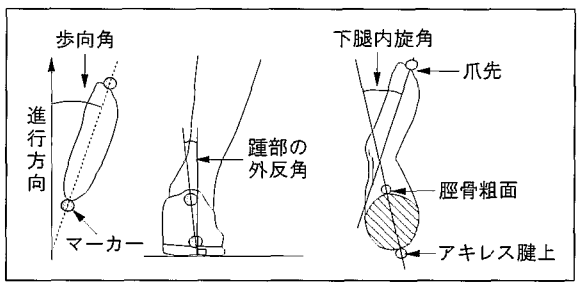


図 2. 歩向角，踵部角，下腿内旋

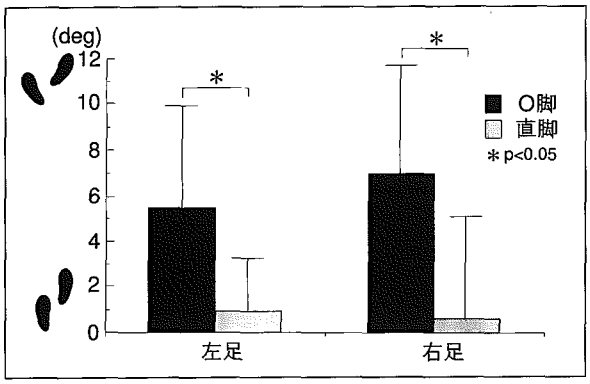


図 3. O脚と直脚の歩向角の平均と SD

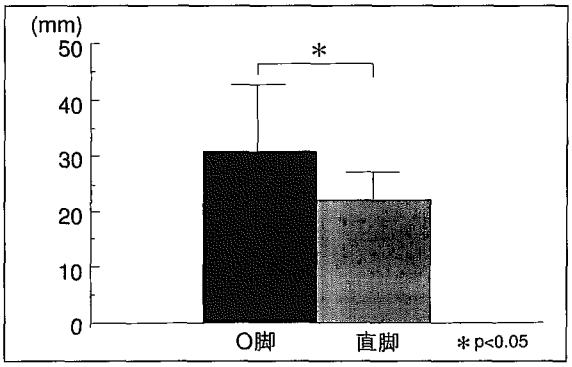


図 4. O脚と直脚の重心の側方動揺の平均と SD

平方向での最大移動距離とした．歩向角は足底全体が接地している期間の平均値から求めた．

4) 統計検定

O脚と直脚の違いを調べるためにt検定を行った．

(2)結　果

1) 歩向角

図3にO脚と直脚の歩向角を示す．両足ともに，O脚は直脚よりも歩向角が有意に大きかった．つまりO脚は直脚よりも爪先を外側に向けて歩いていた．

2) 重心の側方動揺

図4にO脚と直脚の重心の側方動揺を示す．O脚は直脚よりも有意に重心の側方動揺が大きかった．

(3)考　察

実験1の結果から，O脚は直脚に比べて爪先を広げて歩いており，重心の側方動揺が大きいことがわかった．爪先を外に向けると，大腿骨頭を通る鉛直線と膝関節中心との距離が短くなる．体幹からの荷重は大腿骨頭を通して脚に伝わるので，大腿骨頭を通る鉛直線と膝関節中心の距離が短いと，膝関節のモーメントは減少する．さらに膝関節のうち大腿脛骨関節においては，大腿骨頭を通る鉛直線と膝関節の距離が長いと接触圧力分布は内側に偏るが，短くなることで内外側にわたって均等になる[1)7)]．O脚は膝関節の内側にかかる荷重が大きいことから，O脚の人は自然に爪先に向けて膝の負担を減らしていると推測される．

爪先を外に向けて歩くと重心の外側への移動が大きくなり，重心の側方動揺が大きくなる．これでは膝の負担が減ったとしても，歩行の効率が悪くなると思われる．

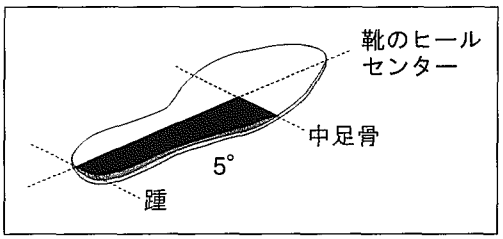


図 5. 外側ウエッジ

2．実験2

O脚の人が膝の負担を減らすために爪先を広げた歩き方をしているのならば，爪先を広げないで膝の負担を減らすような靴を履けば歩行の効率が良くなると考えられる．外側ウエッジが歩行動作に及ぼす影響を調べた報告はある[8)~10)]が，O脚の歩行の特徴である歩向角や重心動揺に及ぼす影響については調べられていない．そこで実験2では，O脚で変形性膝関節症の治療のために使われている外側ウエッジが，膝に障害のないO脚の歩向角および重心の側方動揺に及ぼす効果およびその問題点を調べることを目的とした．

(1)方　法

1) 被検者

健常な3横指以上のO脚の成人女性7名(平均年齢43.1±9.9歳)である．

2) 実験手順

被検者は体育館に設定した幅1m，長さ15mの歩行路を普段歩く速度で歩いた．実験条件は，図5に示すように踵から中足骨の範囲に5°の外

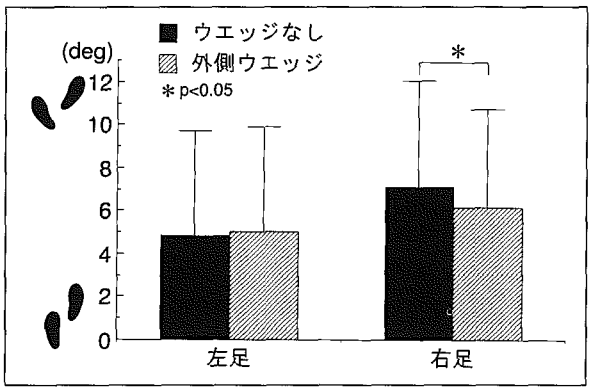


図 6. ウエッジなし，および外側ウエッジで歩行したときの平均と SD

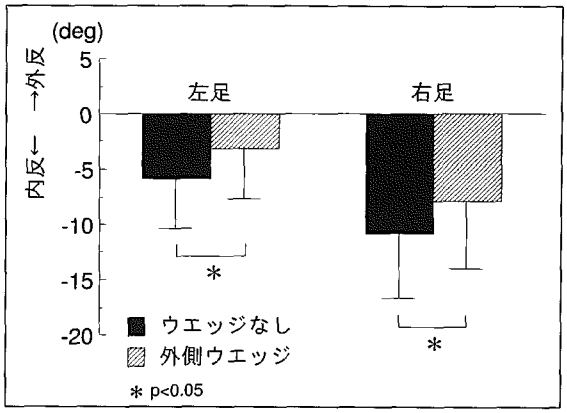


図 7. ウエッジなし，および外側ウエッジで歩行したときの踵部角の平均と SD

側ウエッジを靴内に着けた条件(外側ウエッジ)と，ウエッジのない条件(ウエッジなし)である．各条件をランダム順に 5 回ずつを歩くことを 1 セットとして，2 セット行った．

3) 測定項目

実験 1 と同じ方法で方向角と重心の側方動揺を求めた．被検者の後方に設置したハイスピードカメラ(nac 社製，HSV-400)を用いて毎秒 200 コマで踵の動きを撮影し，踵部の最大外反角度(図 2)を求めた．踵は着地してから徐々に外反し，そのあと離地まで内反するが，その最も外反した値はプロネーションの指標としてよく使われている．歩行では最も外反した状態でも内反位にあるが，ここでは踵部の最大外反角度と言うことにした．

4) 統計検定

被検者と条件の二要因の分散分析を行い，条件間に有意な差が認められた時は Scheffe'テストを行った．

(2) 結　果

1) 歩向角

図 6 にウエッジなしおよび外側ウエッジを着けた時の歩向角を示す．右足はウエッジなしに比べて外側ウエッジの方が有意に小さかった．左足は条件間に有意な差はなかった．

2) 重心の側方動揺

重心の側方動揺は，ウエッジなしで 37.7±7.9 mm，外側ウエッジで 37.2±6.9 mm で，条件による差はなかった．

3) 踵部の最大外反角度

図 7 に踵部の最大外反角度を示す．両足とも，外側ウエッジの方がウエッジなしに比べて有意に大きかった．即ち，着地後の踵の内側への倒れ込みが，外側ウエッジによって大きくなった．

(3) 考　察

O 脚の人が外側ウエッジを着けると，歩向角が小さくなることがわかった．外側ウエッジは膝関節内側へのストレスを減弱する[8]ので，爪先を外側に向けなくても良くなったのだと考えられる．

外側ウエッジの効果は右足にしか現れなかった．アライメント計測の結果から，被検者の踵部は左足で 0.4°外反し，右足で 3°内反していた．すでに踵部外反している左足では，外側ウエッジの効果が少なく，歩向角でその効果を確認することができなかったと思われる．

重心の側方動揺については，外側ウエッジによる効果が見られなかった．しかし，本実験よりも高い外側ウエッジを着けた歩行実験で膝の側方への移動距離が減少したという報告がある[9]ことから，さらに高い外側ウエッジであれば効果が現れる可能性もある．

踵部外反および下腿の内旋はプロネーションの指標として使われており，過度のプロネーションは腸脛靭帯などへの障害を引き起こすことが知られている．O 脚はその骨の構造上，腸脛靭帯の緊

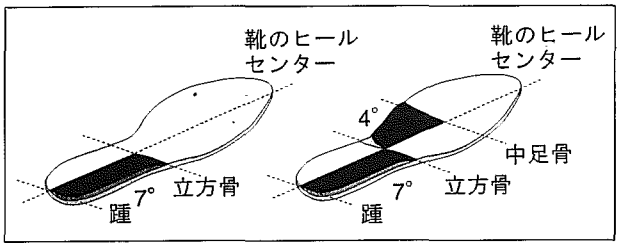


図 8. 外側ウエッジ(左)および外側ウエッジと内側ウエッジの組み合わせ(右)

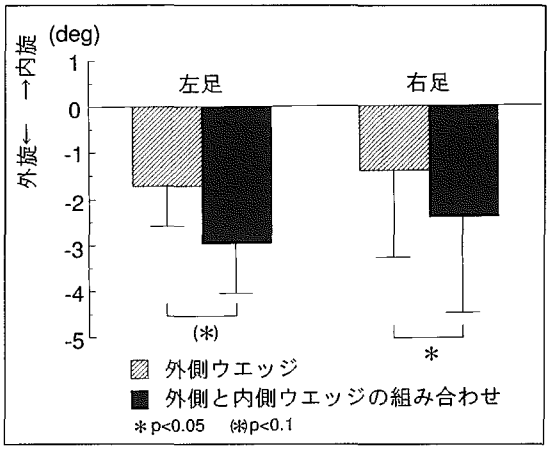


図 9. 外側ウエッジおよび外側と内側ウエッジの組み合わせで歩行したときの下腿の最大内旋角の平均と SD

張が高い[11)12)]と言われている．またO脚の人は歩向角が大きく(実験1の結果)，従来の報告[10)13)]と同様に外側ウエッジによって踵部外反が大きくなることから，プロネーションが大きくなり腸脛靭帯への負荷が増すと推察される．

3．実験3

外側ウエッジによるプロネーション増加を抑えるため，下腿内旋の抑制に使われる内側ウエッジ[14)]を立方骨レベルから中足骨まで着けることにした(図8)．しかし外側ウエッジと内側ウエッジを組み合わせると両方のウエッジの効果が消えてしまう可能性があるので，その効果を確認することにした．

(1)方　法

1) 被検者

健常な2横指以上のO脚の成人女性3名(平均年齢31.7±8.5歳)である．

2) 実験手順

被検者は体育館に設定した幅1m，長さ15mの歩行路を普段歩く速度で歩いた．実験条件は，踵から立方骨の範囲に7°の外側ウエッジを靴内に着けた条件(外側ウエッジ)と，同じ外側ウエッジに立方骨レベルから中足骨の範囲に4°の内側ウエッジを加えた条件(外側と内側ウエッジの組み合わせ)である．各条件をランダム順に5回ずつ歩くことを1セットとして，2セット行った．

3) 測定項目

被検者の爪先，踵，脛骨粗面，アキレス腱上に着けたマーカーの動きをVICONを用いて撮影した．下腿の内旋は上方から見た脛骨上の点とアキレス腱上の点を結ぶ線と爪先と踵を結ぶ線のなす角(図2)とし，着地から踵が浮くまでの期間で最も内旋した値を求めた．歩行では最も内旋した状態でも外旋位にあるが，ここでは下腿の最大内旋角度と言うことにした．

4) 統計検定

被検者と条件の二要因の分散分析を行い，条件間に有意な差が認められた時はScheffe'テストを行った．

(2)結　果

1) 下腿の内旋

図9に外側ウエッジおよび外側と内側ウエッジの組み合わせを着けた時の下腿の最大内旋角度を示す．右足では外側と内側ウエッジの組み合わせが外側ウエッジだけのときよりも下腿の内旋が有意に小さかった．また左足でも同様の傾向が見られた．

2) 歩向角

右足は，外側ウエッジだけでは9.1±3.1°，外側と内側ウエッジの組み合わせでは8.4±3.0°であり，有意な差はなかった．左足も，外側ウエッジだけでは10.1±1.7°，外側と内側ウエッジの組み合わせでは10.2±0.9°であり，有意な差はなかった．

(3)考　察

踵から立方骨に外側ウエッジを着けるとともに，立方骨レベルから中足骨の範囲に外側ウエッジよりもやや低い内側ウエッジを着けると，外側ウエッジ単独の時よりも下腿の内旋が小さくなったことから，プロネーションは減少したと言える．また外側と内側ウエッジを組み合わせた時と外側ウエッジだけのときで，歩向角が変わらなかったことから，内側ウエッジを前足部に着けても外側ウエッジの効果は変わらないと言えよう．

実履きテスト

踵から立方骨の範囲に外側ウエッジを着けて，立方骨レベルから中足骨の範囲に内側ウエッジを着けた構造で，本当に膝の内側の負担が減るのか，また市販しても問題がないのかを確認するために実履きテストを行った．以下に3例を記す．

例1：ゴルフ

対象：4横指のO脚，変形性膝関節症で膝の内側と腸脛靭帯に痛みのあるゴルフ選手(23歳)．

経過：3.5°の外側ウエッジと内側ウエッジを前述の範囲に設けた中敷を15日間着用した結果，痛みがなくなった．

例2：ランニング

対象：2.5横指のO脚，変形性膝関節症で膝の内側に痛みのある市民ランナー(47歳)．

経過：3.5°の外側ウエッジと内側ウエッジを前述の範囲に設けた中敷を1か月間着用した結果，膝の痛みが減少した．

例3：ウォーキング

対象：1.5横指から4横指のO脚で健康な成人女性6名(平均年齢49.8±6.3歳)．

経過：3°の外側ウエッジと2°の内側ウエッジを前述の範囲に設けた靴を1か月間着用した結果，履き心地が快適で疲れにくいという評価を得た．

要　約

本研究は，O脚に最適な靴を量産品として展開するための構造を，歩行実験から検討することを目的とした．その結果，以下のことが明らかになった．

1) O脚は直脚よりも歩向角が大きかった．これは膝の内側の負担を減らすためと考えられるが，重心の側方動揺が大きく歩行効率が良くない．

2) 膝の内側の負担を減らす外側ウエッジによって歩向角が小さくなった．それと同時にプロネーションが大きくなった．

3) 踵から立方骨の範囲に外側ウエッジを，立方骨レベルから中足骨の範囲に内側ウエッジを設けたところ，外側ウエッジの効果を維持したままプロネーションを減らすことができた．

4) 外側ウエッジと内側ウエッジの組み合わせは膝の内側の痛みに効果的であると同時に，健常なO脚の人でも履き心地が良い靴として展開できることが確認された．

文　献

1) 山下文治ら：衝撃と下肢関節の障害．バイオメカニズム学会誌，**14**：100-106，1990.
2) 腰野富久ら：小児O脚・X脚，大腿骨・脛骨内反の計測法と短下肢型O・X脚矯正装具による治療．整形外科，**37**：543-554，1986.
3) 石田保夫ら：変形性膝関節症に対する楔状足底板の使用経験．整形外科，**35**：1153-1158，1984.
4) 戸祭喜八ら：変形性膝関節症の楔状足底板に依る治療．中部整災誌，**18**：398-400，1975.
5) 安田和則ら：変形性膝関節症に対する楔状足底板の効果(第2報)―臨床的評価―．臨床整形外科，**16**：665-672，1981.
6) 松井秀治：運動と身体の重心，各種姿勢の重心位置に関する研究，体育の科学社，1958.
7) Castaing, J., et al.：関節・運動器の機能解剖下肢編(井原秀俊ら訳)．第一版，協同医書出版社，東京，118-120，1990.
8) 宗田　大ら：変形性膝関節症に対する外側楔状足底板の動的効果．東京膝関節外科研究会，16-22，1984.
9) 小村　孝ら：内側型変形性膝関節症の歩行分析．日本臨床バイオメカニクス学会誌，**15**：387-390，1994.
10) 山崎裕功ら：楔状足底装具(足底板)の動的評価について(第1報)．臨床整形外科，**18**：531-540，

1983.
11) 増島篤：腸脛靭帯炎．整形・災害外科，**25**：1833-1838，1982.
12) 横江清司：歩行と障害．J. J. Sports Sci.，**3**：630-638，1984.
13) 安田和則ら：変形性膝関節症に対する楔状足底板の効果．臨床整形外科，**14**：677-682，1979.
14) 中谷公一ら：走行時の下肢の運動分析―腸脛靭帯摩擦症候群について―．臨床スポーツ医学，**5**：222-227，1988.

靴の医学 **10**：82-85，1996.

歩行時のシューズの衝撃緩衝性評価方法の検討

(株)アシックス　スポーツ工学研究所
勝　眞理，福岡正信，中田　了
奈迫光男，松本直子，上林　睦

目　的

健康，体力作りを目的としたウォーキングのほか，日常生活においても舗装された路面を長時間歩行した場合，膝や腰などへの負担は無視できない．このためウォーキングシューズに要求される機能の一つとして，衝撃緩衝性が挙げられる．

歩行時の衝撃を評価する方法としては，これまで下肢皮膚上に固定した加速度計出力[1)2)]から評価する方法やフォースプラットフォームで計測された地面反力に発生するパルス状の波形のピーク値で評価する方法[3)]が知られている．しかし，前者は加速度計の傾き，皮膚の揺れなど加速度計の固定方法により結果が左右されるほかに，加速度計，アンプ，テレメータなどを身体に装着するため，被検者に与える心理的負担は少なくないという問題がある．また，後者では地面反力の着地直後に生じる受動的衝撃[4)]と呼ばれるパルス状の波形が，歩行時には生じない場合があるため，単に地面反力波形のピーク値では評価できないなどの問題がある．

そこで本研究では，歩行時の地面反力波形の周波数成分に着目し，より人間の感覚に適合したシューズの衝撃緩衝性評価方法について検討したので報告する．

Key words：gait(歩行)
shock attenuation(衝撃緩衝)
ground reaction force(地面反力)

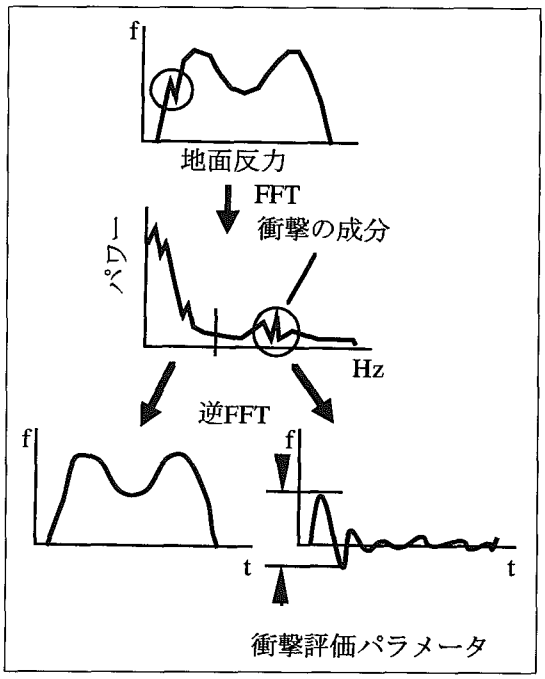


図 1. データ処理方法

方　法

被検者は健康な女性 3 名(身長 163.2±1.8 cm，体重 57±3.6 kg，年齢 23.7±2.9 歳)である．これらの被検者がヒール高，ヒール断面積が異なる 5 種類(S1～S5)のウォーキングシューズ(サイズ 24.5 cm)を履いて，任意の速度で歩行した時の地面反力をフォースプラットフォーム(KISTLER 社製 9287A　固有振動数(fz) 520 Hz)を用いてサンプリング周波数 1 000 Hz で計測した．

シューズの衝撃緩衝性の感覚による評価を，シェッフェーの一対比較法(浦の変法)を用いて，

表 1. 分散分析表

要　因	平方和	自由度	不偏分散	F
主効果	180.84	4	45.21	137.7867**
主効果*個人	−17.04	16	−1.065	−3.2458
組合せ効果	4.06	6	0.6767	2.0623
順序効果	0.49	1	0.49	1.4934
順序*個人	1.01	4	0.2525	0.7695
誤差	22.64	69	0.3281	
総平方和	192	100		

** $p<0.01$

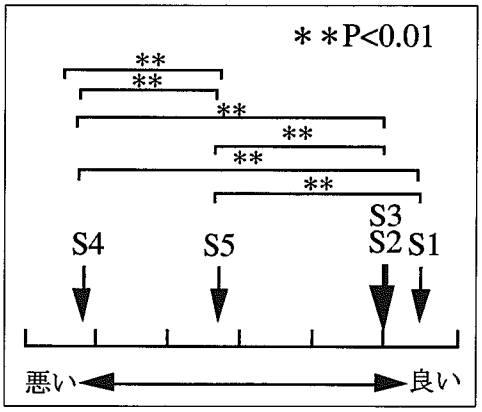


図 2. シューズの衝撃感尺度図

表 2. 信頼区間の判定

Si−Sj	95%信頼区間		99%信頼区間	
	Si−Sj+Y0.05	Si−Sj−Y0.05	Si−Sj+Y0.01	Si−Sj−Y0.01
S1−S2=0.02	0.34	−0.30	0.41	−0.37
S1−S3=0.02	0.34	−0.30	0.41	−0.37
S1−S4=2.12			2.51	1.73**
S1−S5=1.14			1.53	0.75**
S2−S3=0	0.32	−0.32	0.39	−0.39
S2−S4=2.1			2.49	1.71**
S2−S5=1.12			1.51	0.73**
S3−S4=2.1			2.49	1.71**
S3−S5=1.12			1.51	0.73**
S4−S5=−0.98			−0.59	−1.37**

** $p<0.01$

上記の3名を含む5名の被検者で行った．各被検者に対して，「Aシューズと比べてBシューズの衝撃緩衝性は？」の質問をひとつの対とし，再度AとBの順序をかえて判断させた．このように，すべてのシューズにおいて順序のある対をランダムにそれぞれ1回ずつ判断させた．判断は「非常に良い(＋3)，かなり良い(＋2)，少し良い(＋1)，同じ(0)，少し悪い(−1)，かなり悪い(−2)，非常に悪い(−3)」の7点法によった．

地面反力データは各シューズ10試技を計測し，各被検者の体重で正規化した．地面反力波形の鉛直成分をフーリエ変換し周波数成分に分解した．各試技ごとに衝撃の成分である高周波数帯を取り出し，逆フーリエ変換して衝撃波形を抽出した(図1)．この様にして算出した衝撃波形の最大振幅値と官能検査による評価を比較した．

結　果

1．感覚によるシューズの衝撃緩衝性評価

分散分析(表1)の結果，主効果に有意差があり，5種類のシューズの衝撃緩衝性に差があることが判った．このため，どのシューズ間に差があるのか調べるため，信頼区間の判定(表2)を行った．その結果，S1とS2，S1とS3，S2とS3以外の間に有意な差($p<0.01$)が見られた．図2にシューズ衝撃感の尺度図を示す．その結果，歩行時のシューズの衝撃緩衝性はS1，S2＝S3，S5，S4の順に良いと感じていた．

2．地面反力波形から抽出した衝撃波形による衝撃緩衝性評価

歩行速度は，被検者とシューズの二要因の分散分析を行った結果，有意な差は見られなかった．

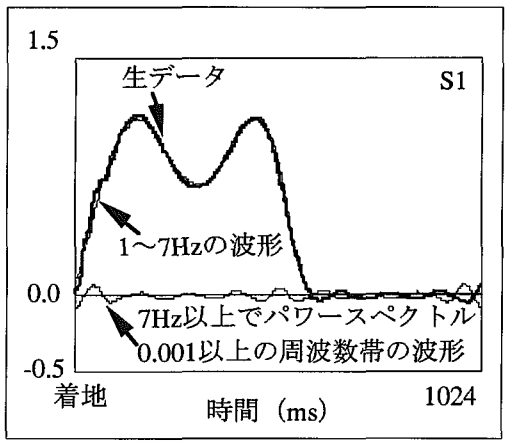


図 3. S1 の鉛直方向の地面反力波形と抽出した周波数帯の波形

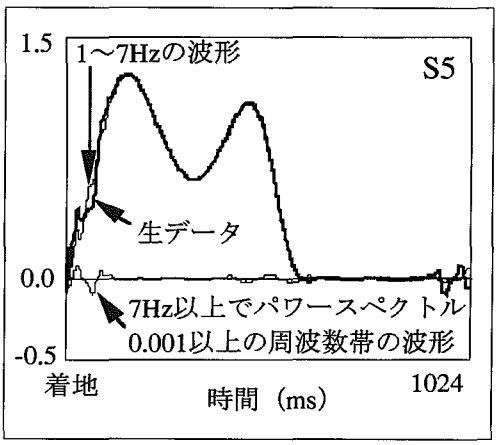


図 4. S5 の鉛直方向の地面反力波形と抽出した周波数帯の波形

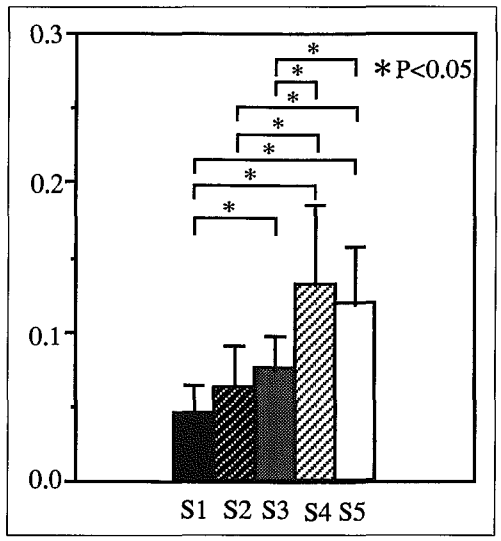


図 5. シューズ別衝撃比較

体重で正規化した地面反力波形の鉛直成分をフーリエ変換して周波数成分に分解した．その結果，非常に強く現れる低周波数領域のほかに，強く現れる高周波数帯が見られた．そこで非常に強く現れる低周波領域の 1～7 Hz の周波数帯を逆フーリエ変換で力の波形に戻した結果は，地面反力の生波形と非常に良く一致した(図 3，4)．このため，歩行時の地面反力波形の基本周波数帯は，1～7 Hz と考えられ，7 Hz 以上の強く現れる周波数帯は踵着地時の受動的衝撃であると考えられる．これらの結果は，Simon らの報告[5]とほぼ一致している．そこで実験データの 7 Hz 以上の高周波領域で，パワースペクトルが 0.001 以上の周波数帯を取り出し，その周波数帯を逆フーリエ変換して衝撃波形を抽出した．

歩行時の衝撃波形の最大振幅の大きさを図 5 に示す．その結果，S1, S2, S3, S5, S4 の順に数値が小さく，シューズの衝撃緩衝性が良かった．

考　察

地面反力を用いて歩行時のシューズによる衝撃の違いを評価する場合，地面反力は歩行速度によって影響されるため，歩行速度は一定しておく必要がある．歩行速度のほか，7 Hz 以上で強く現れる周波数帯の領域，その強さは，シューズの形，素材などの違いや，足の着き方などの歩容の違いによって変化する．このため，地面反力の鉛直成分を周波数分析した結果 7 Hz 以上の周波数領域で強く現れる周波数帯は，条件によって異なることになる．しかし，強く現れる周波数帯が異なっていても，その周波数帯を抽出し，それを逆フーリエ変換して力の波形に戻したその最大振幅値の大きさは，官能検査による人間が感じる歩行時の着地衝撃感と良く一致していた．

ヒールの高さなどシューズの形が変わると，足

の着き方などの歩容も当然変化する．このため，シューズの衝撃緩衝性の評価において，これらの違いを踏まえた上で評価しないと人間の感覚とは，かけ離れた評価となる恐れがある．

今回の結果から，条件によって地面反力の鉛直成分に着地直後にパルス状の波形が見られない場合でも，その波形を周波数分析した結果，衝撃の波形が存在することが明らかになった(図3)．また，衝撃感の官能検査と一致したことから，人間は7 Hz以上の周波数領域で，強く現れる周波数帯の成分を衝撃と感じることが示唆された．したがって，歩行速度を一定にする必要があるが，被検者にセンサーなどを取り付けることなく，ただシューズを履いて歩行したときの地面反力を計測することによって，その鉛直成分を周波数分析し，7 Hz以上の周波数領域で強く現れる周波数帯を抽出する．その抽出した周波数帯を逆フーリエ変換した波形の最大振幅値によって，より人間の感覚に適合したシューズの衝撃緩衝性の評価が可能である．

ま と め

(1) 歩行時の地面反力波形の鉛直成分には，1～7Hzの低周波数帯と7Hz以上の周波数領域に強く現れる高周波数帯がある．

(2) 人間が歩行時に感じる衝撃は，7 Hz以上の高周波数帯の成分である．

(3) 被検者にセンサーなどを取り付ける負担をかけることなく，歩行速度一定で，歩行時の地面反力を計測し，その鉛直成分を周波数分析することによって，人間が感じる衝撃を定量化することができる．このため，煩雑な官能検査をせずにシューズの衝撃緩衝性を評価することが可能である．

参考文献

1) Voloshin, A. et al.：Force wave transmission through the human locomotor system, Trans. of the ASME. J. Biomech., **13**：477-480, 1980.
2) 川田善彦ら：足接地時における人体への衝撃力—実験とモデル解析によるアプローチ，バイオメカニズム，**13**：113-123, 1996.
3) Gavanagh, P. R., Lafortune, M. A.：Ground reaction forces in distance running. J. Biomech., **13**：397-406, 1980.
4) Nigg, B. M. et al.：Load sport shoes and playing surfaces, Sport Shoes and Playing Surfaces, In：E. C. Frederik(ed.), Human Kinetics, 1-23, 1984.
5) Simon, S. R. et al.：Peak dynamic force in human gait, J. Biomech., **14**：817-822, 1981.

靴の医学 **10**：86-90，1996.

ナースシューズの圧力画像解析

医療法人高橋整形外科　福島厚生義肢製作所
高橋　公　　牧内俊作

はじめに

ナースシューズについてのアンケート調査結果[1)2)]を参考にして，昨年の本学会でその試作靴を提示した．そして普通履いている靴(以下履きなれ)と少しきつめの靴(以下きつい靴)も用意して，足の各部にプレスケールをはり，どの程度足に圧力を受けるか検討した[3)]．今回，さらに圧力画像解析システムを採用して，圧力分布の変化や表示されたデータを分析した．

方　法

被験者の第一趾，第五趾および土ふまずに富士フィルム社の超低圧プレスケールをはり，上記3種のナースシューズで3分間歩行させた．発色されたフィルムを同社のFPD-901に適用し検討を加えた．

結　果

圧力測定フィルムプレスケールの発色情報を，FPD-901に適用してフルカラーでディスプレー上に基本分布図が再現され，圧力の変化が色別されて写し出される(図1)．超低圧プレスケールでは0.5～2.50 MPaまでは赤色の濃淡，0.5 MPa以下は緑色，2.50 MPa以上は黄色で描出されている．その外枠にはX-Y座標にみられるような荷重(N)の波形も示されている．そして図の右上には，圧力有効率(%)，加圧面積(mm^2)，平均圧力(MPa)，最大圧力(MPa)および荷重(N)のデーターが表示されている．

表 1. 基本分布図の圧力有効率(%)

	試作		履きなれ		きつい
第一趾	81.9	＞	54.7	＜	60.8
第五趾	87.7	＞	80.5	＞	66.2
土ふまず	76.0	＞	67.2	＞	57.7
平均	81.9	＞	67.5	＞	61.6

表 2. 2.5 MPa以上の圧力有効率(%)
(基本分布一部分消去)

	試作		履きなれ		きつい
第一趾	9.1	＜	38.7	＞	33.1
第五趾	3.9	＜	14.2	＜	29.7
土ふまず	19.9	＜	26.6	＜	35.6
平均	10.9	＜	26.5	＜	32.8

まず，圧力有効率(%)をデータ表示より取り出してみた(表1)．これは，試作靴，履きなれおよびきつい靴の3種の靴によって第一趾，第五趾および土ふまずに，0.5～2.5 MPaまでの圧力がどの程度うけているかを%で表している．数値が大きいのは，0.5～2.5 MPaの範囲の圧力を受けている割合が多いことを表し，逆に小さいのは，0.5 MPa以下は一般に少ない傾向がみられるので2.5 MPa以上の強い圧力を受ける割合が多いということになる．第一趾では圧力有効率が，試作靴＞きつい靴＞履きなれの順に減少し，第五趾および土ふまずでは，試作靴＞履きなれ＞きつい靴の順になってゆく．平均値を求めてみると試作靴＞履きなれ＞きつい靴の順序となり，試作靴では履きなれやきつい靴より圧力有効率が大で，2.5 MPa以上の強い圧迫力を受ける割合が少ないといえる．

Key words：nurse shoes(ナースシューズ)
prescale(プレスケール)
pressuregraph(圧力画像)

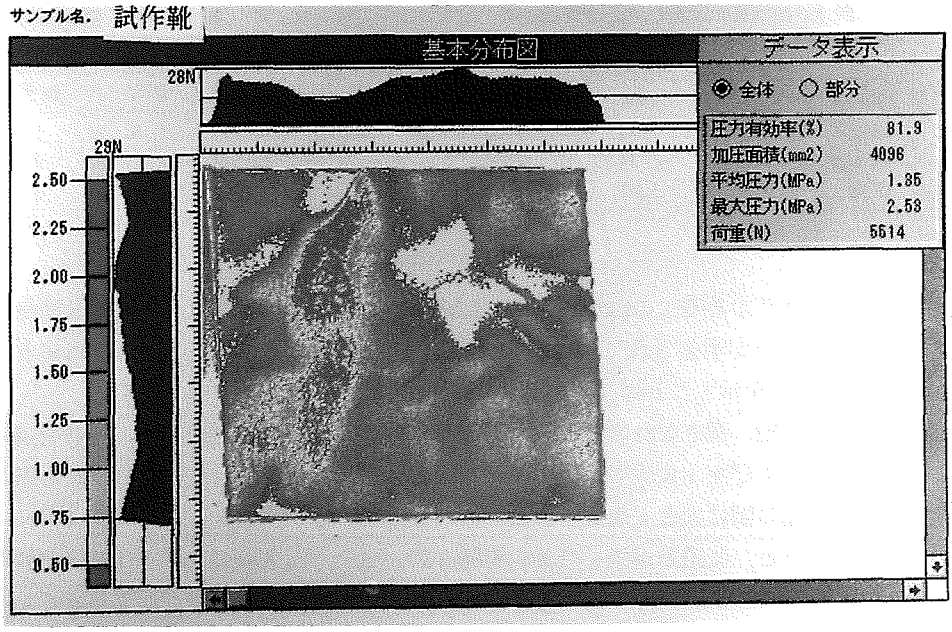


図 1.
基本分布図
(試作靴装着時の第一趾)

a|b

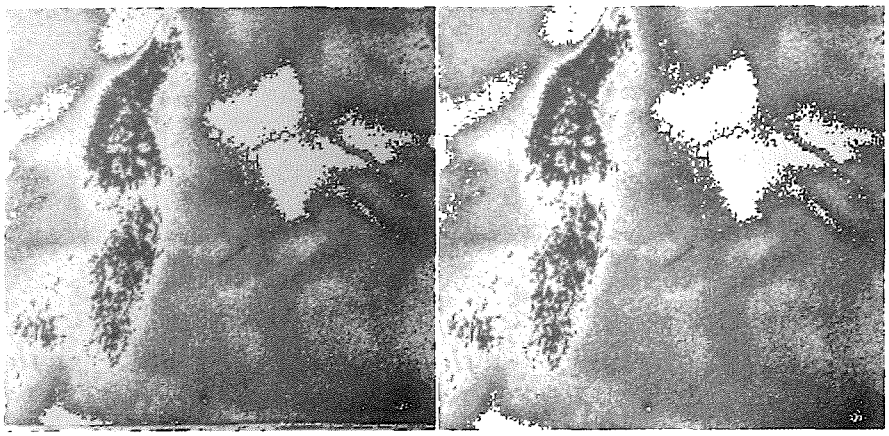


図 2.
基本分布と部分消去
a：基本分布
b：部分消去

a|b|c

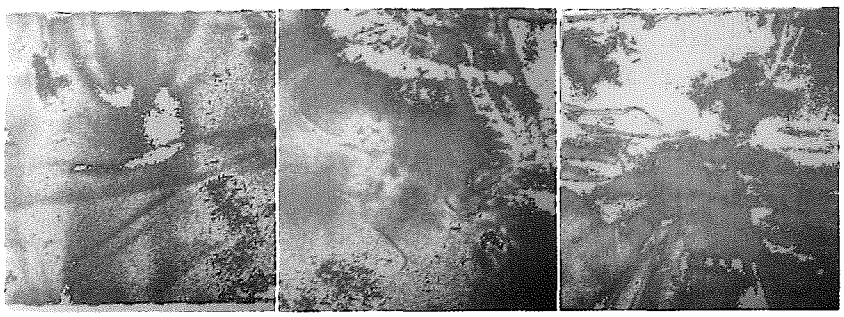


図 3.
第五趾の基本分布図
a：試作靴
b：履きなれ
c：きつい靴

ところで，FPD-901 では色別されて表示されたある部分を消去することも可能である．図 2 の左側は基本分布図であるが，この 2.5 MPa 以上の黄色の部分を消去して，右側のように白ぬきされたようにディスプレーできる．この部分を消去した時のデータも表示され，表 1 の圧力有効率との差

表 3. 2.5 MPa 以上の加圧面積(mm)

	試作		履きなれ		きつい
第一趾	409	<	1834	>	1800
第五趾	160	<	743	<	1426
土ふまず	1098	<	1494	<	1931
平均	556	<	1357	<	1719

表 4. 基本分布の平均圧力(MPa)
(荷重N/加圧面積 mm)

	試作		履きなれ		きつい
第一趾	1.35	<	1.89	>	1.76
第五趾	1.13	<	1.40	<	1.79
土ふまず	1.62	<	1.79	<	1.85
平均	1.37	<	1.69	<	1.80

を示したのが表2である．この数値は，0.5 MPa以下の緑色の部分が消去されていないので，2.5 MPa以上の割合を示すことになる．第一趾では，試作靴，きつい靴，履きなれの順に割合が大きくなり，第五趾および土ふまずでは，試作靴，履きなれ，きつい靴の順に大きくなる．また，これらの平均値をみると，圧迫力が強くてその範囲も広いのはきつい靴でみられ，その後，履きなれ，試作靴と続き，試作靴では2.5 MPa以上の強い圧迫を受ける割合が最も少ないことが分かる．

ちなみに第五趾での基本分布をみると(図3)，試作靴では赤い部分の圧力有効率が高く，2.5 MPa以上の黄色の部分はわずか3.9%である．履きなれになると14.2%に増え，きつい靴ではさらに29.7%と増えて圧迫の強い部分が広がってくる．ただ単に数値で示されるより図でこのように比較すると一見してその違いが分るし，強く圧迫を受ける足の部位も明らかである．

一方，圧力面積(mm^2)は，ほぼ同じ大きさに切ったプレスケールに加わった圧力の範囲を示している．しかし，切り出したプレスケールの大きさに若干の差がみられるため，各々の実数では比較できない．そこで，基本分布の加圧面積から部分消去した面積を減じた値を求めた．それが2.5 MPa以上の加圧面積に相当する(表3)．これをみると表2とほぼ同様の傾向がみられ，平均しても試作靴<履きなれ<きつい靴の順に2.5 MPa以上の圧力を受ける面積も増加してゆくことが分る．

さらに平均圧力を拾ってみると表4のようになる．この数値は，データー表示されている荷重(N)を加圧面積(mm^2)で除した値を四捨五入したのと同じである．この表も同様の傾向を示し，平均しても試作靴<履きなれ<きつい靴の順に平均圧力も大きくなってくる．

また最大圧力や，基本分布の縦横にX-Y座標のように荷重(N)の波形も描かれていて多彩である．

以上のように，この圧力画像解析では，視覚的に瞬時に判別されるだけでなく，容易に多くの情報が得られる利点がある．

考 察

足部疾患で変形のある足や異常歩容を呈する場合，荷重時の足底部の形態や圧力分布の情報を知りたくなる．かつて墨汁を足底に塗って紙に画いたfoot printがあったが，操作が煩雑で足底の形態しか見られない．

その後，感圧フィルムのプレスケールが登場し，筆者も先天性内反足[4)5)]や変形性足関節症[6)]の手術前後に応用し，足底部の形態変化を観察した．しかし圧力の計測までには至らなかった．

有富[7)]は，低圧用プレスケール単独では発色しないため，金属ボールを中間に介在させて正常足底圧を調べた．山本[8)]は，ゴムマットとアクリル板からなる増感度装置を作成し，超低圧用プレスケールで足部変形にまで適用した．さらに木田[9)]は，極超低圧用プレスケールを使用して裸足と靴装置時の靴外面における足底面圧を比較した．

これに対して我々は，超低圧用(0.5～2.5 MPa)プレスケールを右足の第一趾，第五趾および土踏まずに貼ってナースシューズを装着させた．もちろん立位のみでは発色しなかった．しかし，単発の荷重より一定時間の歩行後の足への圧力を調べ

a|b|c

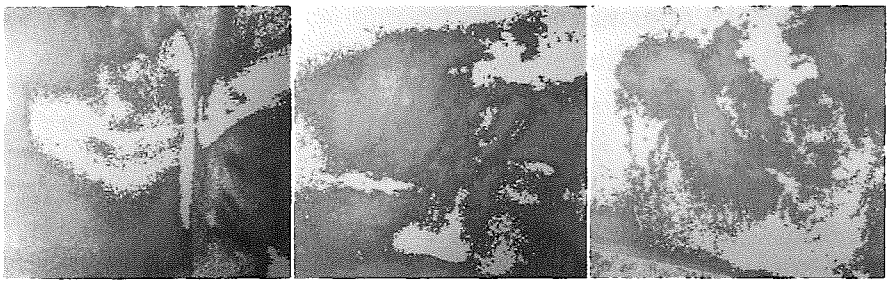


図 4.
土ふまずの基本分布図
a：試作靴
b：履きなれ
c：きつい靴

た方が靴による圧迫の程度をよく反映していると考え，3分間歩行後の類型の圧力を求めた．これによって中間への介在や増感装置がなくとも容易にプレスケールが発色された．その圧力測定にはプレスケール専用濃度計 FPD-305 と圧力換算機 FPD-306 を使用して各点の圧力を求めて分析した[3]．

今回さらに，得られたプレスケールを圧力画像解析システム FPD-901 の内蔵スキャナーで読み込ませ，その圧力分布を分析した．図1のように圧力の変化が赤，緑，黄色と色別されて写し出され，一見して圧力の強弱および範囲の程度が判別可能である．そして右上には種々のデータ表示もなされ，情報量も多い．

圧力有効率(表1，2)をみると，平均して試作靴，履きなれ，きつい靴の順に減少してゆき，おもにこの順序で 2.5 MPa 以上の圧力を多く受けていることが分かる．確かに試作靴より，履きなれおよびきつい靴では，第一趾と第五趾に痛みを伴うといい，第五趾の基本分布(図3)の流れをみると，あたかも臨床像を彷彿させているかのようである．

また，土ふまずの部での基本分布をみると(図4)，試作靴では，盛り上げを作ってアーチサポートがなされているため，その中心部が黄色で彩られている 2.5 MPa 以上の強い圧力を受けて足穹隆が保持されている．しかし，履きなれおよびきつい靴では，土ふまずの中心より周囲が強い圧力を受けて足穹隆の低下を伴い，痛みや疲労と関連してくるものと推察される．

さらにこのシステムでは，基本分布の一部を消去することも可能で，例えば 2.5 MPa 以上の黄色の部分を消去(図2)し，そこからその範囲もとり出せる．この部分消去によりどの部位が強く圧迫を受けているかなど，靴の作成，靴合せ臨床の一部にも応用できるかもしれない．

その他データーの表示もあり，分析能が豊富であるが，FPD-305 と FPD-306 が「点の計測」とすれば，この FPD-901 は「面の解析」を可能にしてきた．

最後に，本学会では毎回のようにナースシューズに関する演題がよくみられるが，より良いナースシューズを得るため基礎的研究，医療機関や靴メーカーの理解と社会的対応など多くの問題を抱えている．そのためには，これらを推進する project team を作って，総合的に取り組んでゆく必要があると思われる[10]．

ま と め

(1) 昨年本学会で提示したナースシューズの試作靴と，履きなれおよびきつい靴を装着した時の足にうける圧力に関して検討した．

(2) 圧力画像解析には，富士フィルム社の FPD-901 を使用した．

(3) 画像はフルカラーで基本分布図が再現され，圧力の変化が色別されている．

(4) 圧力有効率は平均すると，試作靴ではその範囲が大きく，適度の圧力をうけている部分が多く，履きなれ，きつい靴の順に減少してくる．

(5) 2.5 MPa 以上の強い圧迫を受ける割合は，平均するときつい靴で大きく，履きなれ，試作靴の順に減少してくる．

(6) 平均圧力も同様の傾向を示した.

(7) FPD-901 は, 点の計測から面の解析を可能にし, 情報量も多い.

(8) より良いナースシューズを求めて, 各方面からの project team を作り, 協同研究していくべきである.

文 献

1) 高橋 公ら：ナースシューズと足の愁訴. 靴の医学, **7**：159-163, 1993.
2) 高橋 公：ナースシューズの構造と装着感. 靴の医学, **8**：116-120, 1994.
3) 高橋 公ら：ナースのための試作靴. 靴の医学, **9**：64-68, 1995.
4) 高橋 公ら：先天性内反足の再手術例の検討. 整・災外, **27**：565-569, 1984.
5) 高橋 公ら：先天性内反足の年長児再手術例の経験. 東北整炎, **28**：21-25, 1984.
6) 高橋 公ら：セラミック製人工足関節の経験. 東北整炎, **27**：306-311, 1984.
7) 有富 寛ら：感圧フィルム「プレスケール」を応用した簡易足底面圧の測定. 足の外科研究会誌, **1**：20-25, 1980.
8) 山本晴康ら：プレスケールにより得られた foot print の臨床的意義. 足の外科研究会誌, **3**：41-45, 1982.
9) 木田盈四郎ら：裸足と靴装着時の靴外面における足底面圧の比較, 靴の医学, **6**：149-154, 1992.
10) 高橋 公：ナースシューズの構造と足の愁訴ーアンケート調査と今後の課題について. 仙台市医師会報, **386**：18-22, 1996.

靴の医学 **10**：91-95，1996.

足底スキャナーの開発と臨床応用

愛知医科大学整形外科学教室
服部友一，高柳富士丸，加藤知里，丹羽滋郎
愛知医科大学リハビリテーション部　中京大学体育研究所
田中深雪，加藤文之　水谷好孝

はじめに

最近，整形外科の外来において，扁平足や外反母趾など足と靴に関する訴えが多くみられるようになり，日常生活に支障を来す症例も増加の傾向にある。この足と靴の問題に対し医学的，生体工学的に取り組むため，当科に「足と靴の外来」を開設した．従来より，足底面の観察は，インクを用いたフットプリント，ガラス板と反射鏡を利用した扁平足鏡などにより行われているが，これらの方法においては定量的な計測や分析が困難である．そこで我々は，パーソナルコンピューターとイメージスキャナーにより，立位における足底の画像を取り込む装置(足底スキャナー)を考案し，足と靴の外来に利用している．今回，この装置の概略を述べ，また実際に記録された症例の足底画像を示し，臨床応用の可能性について報告する．

装置概要

足底スキャナーは，被験者をガラス板上に立たせ，足底の形態，および足底とガラス板との接触状態をイメージスキャナーにより画像として取り込む装置であり，パーソナルコンピューター(アップル社製 Macintosh Performa 5220，映像入力機能付)，フラットベッド型イメージスキャナー(エプソン社製 GT-5000 ART：A4 サイズ)，厚さ 12 mm のガラス板を天板としイメージスキャナーを収納する木製フレーム，転倒防止のための手摺フレームからなる(図1，2)．また足底の画像に併せて足部の外観を記録するため，カラーCCD カメラ(パイオニア社製 MPC-CV 1：27 万画素)をコンピューターの映像入力に接続した．

スキャナーを制御し，画像の取り込みを行うソフトウエアとして，スキャナー付属の EpScan-Mac V 1.40 を使用し，取り込み条件として 8 ビットフルカラー(1667 万色)，解像度 72 dpi (ドット/インチ)，高速読み取りモード，ズーム 50％を設定した．これにより縦 297×横 216 mm の領域を約 5 秒で取り込み，直ちにコンピューターのモニター画面に表示することができる．取り囲まれた足底の画像は，PICT 形式の画像ファイルとしてハードディスクなどの記憶装置に保存する．足底スキャナーの画像においては，足底とガラス板との接触部分は反射率が高く明るく映り，また接触圧力が高いほど皮下組織が疎血となり，より白く映る(図3)．

またカラーCCD カメラにより撮影された足部の映像を，カメラ付属の映像取り込みソフト CamVision によりハーフサイズ(320×240 画素)の静止画として取り込み，足底画像と同じく PICT 形式の画像ファイルとして保存する．これらの画像ファイルは，随時コンピューターのモニター画面に表示可能であり，また図形処理や画像処理などのソフトウエアを利用し，さまざまな計測・分析が可能である．

Key words：flat foot(扁平足)
hallux valgus(外反母趾)
image scanner(イメージスキャナー)
image processing(画像処理)

図 1.
足底スキャナーによる足底の計測

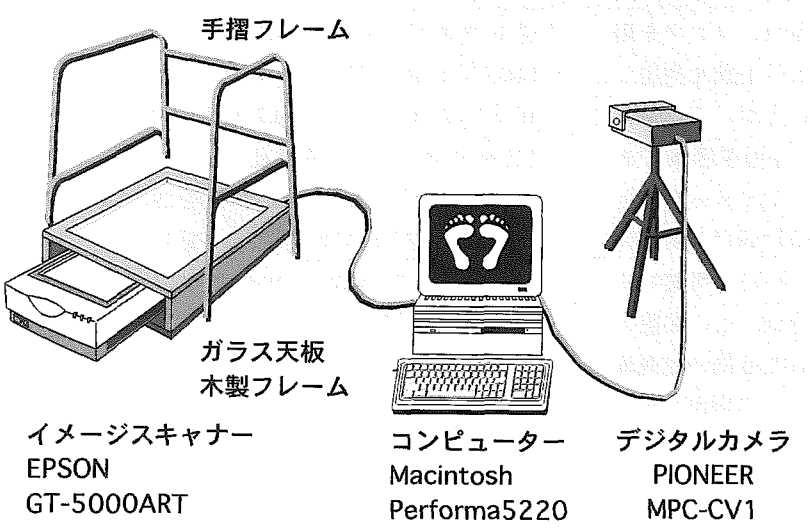


図 2.
足底スキャナーの構成（ブロックダイアグラム）

測定原理と画像のひずみ

本来，イメージスキャナーは，写真などの画像をコンピューターに取り込む装置であり，取り込む原稿をイメージスキャナーのガラス製原稿台に置き，密着させて取り込みを行うものであり，光学レンズを使用しないためレンズの収差による画像の歪曲はない．しかしながら足底スキャナーにおいては，体重負荷に耐えうる強化ガラスを木製フレームを使用してイメージスキャナーの上に設置しており，足底の接触面である強化ガラス上面とイメージスキャナーの原稿台との間には，厚さ 12 mm の強化ガラス，および 8 mm の間隙が存在している．この影響により，取り込まれた足底画像は横方向で約 10%縮小されており，拡大補正する必要がある．

一般にカラーイメージスキャナーによる画像の取り込みは，原稿台のガラス板の直下に蛍光ラン

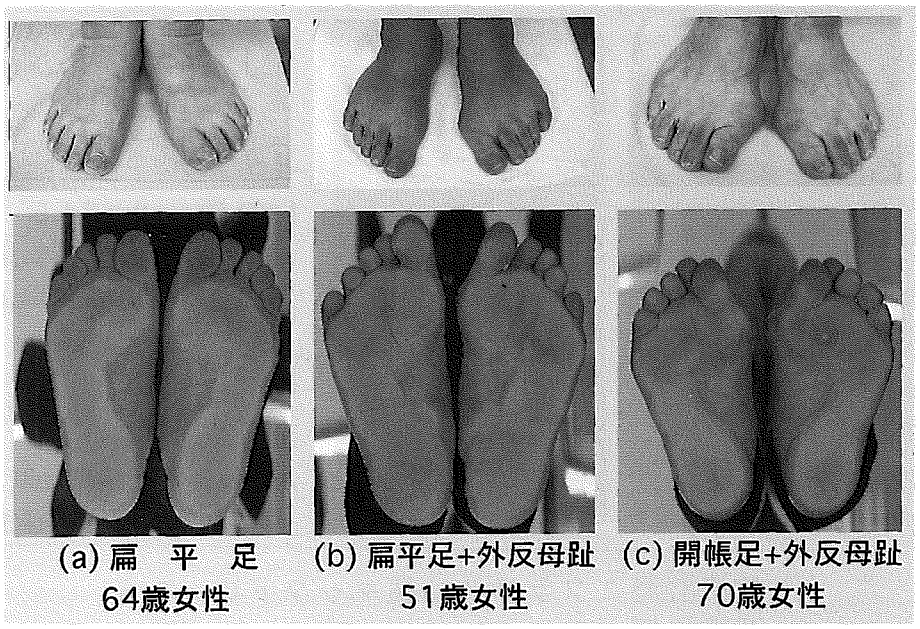


図 3.
臨床計測例（前足部カメラ画像と足底スキャナー画像）

プと，多数の光センサーを直列に配置したラインセンサーを置き，原稿台のガラスを透して蛍光ランプより赤緑青の3色の光を照射し，写真等の原稿で反射した各々の光をラインセンサーにより検出し，個々の光センサーに対応した微小点の色が認識される．これより得られた一直線上の点の連続を一本の線として扱い，蛍光ランプとラインセンサーをわづかずつ縦方向に移動させながら，横方向の線の取り込みを繰り返し，画像全体を取り込んでいる．即ち，横方向の取り込みは光学的に，また縦方向は機械的に行われていることになる[1]．したがって，横方向においてのみ，反射距離の増大や屈折などによる光路変化の影響を受け，取り込み画像が縮小されることになる．また縦方向の機械的送りに一定の時間を要するため，取り込み画像は静的なものに限定される．

臨床応用

「足と靴の外来」の初診時に足底スキャナーを用い，両脚立位と左右の片脚立位における足底の観察，CCD カメラによる足部外観の記録を行っている．受診患者の足と靴に関する問題は様々であるが，その多くは扁平足，開帳足および外反母趾に起因する着靴時や着靴歩行時の前足部の疼痛であり，また鶏眼・胼胝(うおのめ・たこ)の発生を伴うものが多い．これらの症例においては，足部の縦アーチ・横アーチの消失や母趾の外反変形などは外見的にも明らかであるが，足底スキャナーによる足底の画像は，足底の形態や接地状況，大まかな荷重分布が簡単に把握でき，「足と靴の外来」の診療にきわめて有益な情報を提供する(図3)．

縦アーチの低い扁平足では，土踏まずが小さく接触面積の増大が観察され，足趾での荷重負荷は少ない(図3-a)．外反母趾の場合，第一中足指節関節での外反変形が明瞭であり，また母趾を内旋位で接地し，母趾内側と第一中足骨骨頭で荷重負荷を行っている(図3-b，c)．また外反変形が大きい場合，第二趾が母趾に押し上げられ接地しなくなる(図3-c)．横アーチの低い開帳足では，中足部が広がり，さらに異常な荷重と摩擦により中足部に胼胝が発生することが多い(図3-c)．

考　察

扁平足や外反母趾をはじめ，陥入爪，先天奇形，

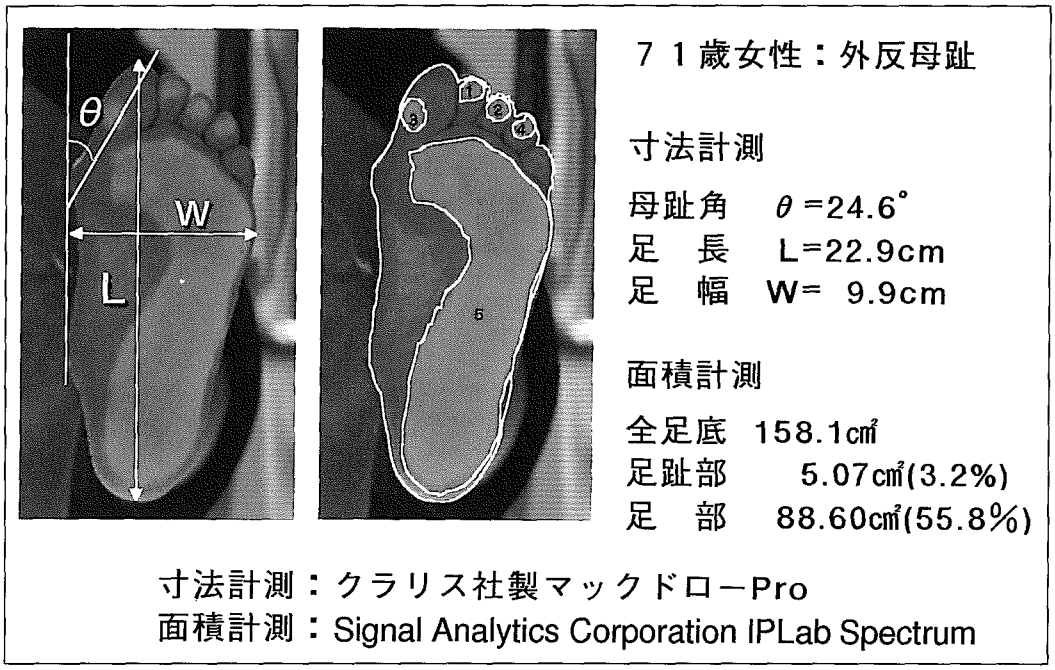


図 4.
汎用画像処理ソフトによる形態計測および面積計算

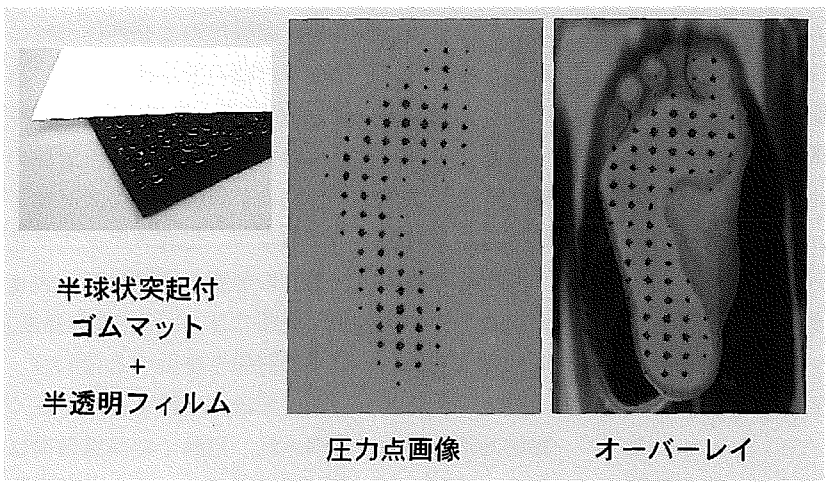


図 5.
足底の圧力分布の評価

リウマチによる足趾の変形など，足部に障害を有する症例は多い．これらの疾患において，足底の形状や接地，および荷重の状況を観察・記録することは極めて重要である．従来よりフットプリントや扁平足鏡の写真撮影などにより行われてきたが，これらの記録は紙面上の画像であるため，さらに詳細な分析を行うことは困難である．一方，ガラス板を用いて歩行路を設け，ガラス板の下に照明ランプ，反射鏡，テレビカメラを置き，足底の接地状況を記録するシステムや，感圧フィルムを用いたマトリックスセンサーにより，圧力分布を連続して測定するシステムなども開発されている[2]．しかしながら，こららは設備規模が大きい，高価であるなどの理由により，臨床にはほとんど普及していない．

考案した足底スキャナーは，従来のガラス板と鏡による扁平足鏡を，最近進歩の著しいパーソナルコンピューターとイメージスキャナーを応用

し，オンラインの計測システムに発展させ，臨床において簡単かつ正確に足底部を観察するものである．これによりガラス面における足底の形状，および接地状況はデジタル画像として記録保存され，モニター画面での観察のみならず，汎用の画像処理ソフトを利用し，形態計測や面積計算が可能である(図4)．また突起付ゴムマットと半透明フィルムを用い，足底の圧力をゴムマット接触点の大きさとして検出し，その圧力分布を計測することもできる(図5)．

以上のごとく，考案した足底スキャナーは，ガラス板と既成の機器を活用した簡単な計測システムであり，その応用は静的な計測のみに限定されるものの，設備が安価，被験者の負担が少ない，結果が即時に得られる，種々の画像処理が可能，など多くの利点を有する極めて実用的な装置であり，臨床応用が可能である．

ま と め

パーソナルコンピューターとフラットベッド型イメージスキャナーを利用し，足底の形態，および接地状況をデジタル画像として取り込む足底スキャナーを開発した．取り込まれた足底の画像より，足部の変形や接地部位が明瞭に観察でき，また記録されたデジタル画像は種々の画像処理ソフトを利用し，詳細な分析が可能である．静的な計測のみに限定されるが，安価で実用的な装置として，臨床応用が可能である．

文 献

1) GT-5000 ART 取扱説明書，セイコーエプソン株式会社，1995
2) 石塚忠雄編集：靴医学診療マニュアル M B Orthop. **7**(12)：1994.

靴の医学 **10**：96-99，1996

糖尿病足病変例の歩行時靴内の足底圧評価

東京女子医科大学糖尿病センター
新城孝道，藤倉知子，布目英男，照屋　亮，大森安恵

はじめに

本邦では糖尿病性足壊疽で足切断する症例が珍しくなくなった．糖尿病人口の増大で足壊疽が増加する可能性があり，その予防が急務となっている．糖尿病性足病変は種々の原因や誘因が関与し発生する．足病変の中でも，素足での平地歩行で足底部の圧力異常分布が，糖尿病性神経障害でおこることが報告[1)~3)]されている．また靴使用時での歩行でも糖尿病性足底病変例に圧力異常がみられるとの報告[4)5)]がある．そのため足病変を有する糖尿病者の治療および予防に，足底圧力異常を是正するための靴が重要な役割を果たす．足病変を有する糖尿病者に対して，靴使用での歩行時の足底圧の分布異常を調査し，靴の適否を検討する．

対象および方法

インスリン非依存型糖尿病者で，男性16名と女性11名の計27名を対象とした．年齢は42～84歳(平均63歳)．糖尿病の罹病期間は8～31年(平均15年)．糖尿病の治療法は血糖降下剤が2名でインスリン注射が25名であった．糖尿病合併症は，神経障害が全例にみられ，網膜症は20名，腎障害が12名にみられた．腎障害の12名中，血液透析例は7名含まれていた．足病変の内容は，足切断例が8名，シャルコー関節例3名，足趾潰瘍8名，前足部の胼胝2名，虚血肢2名，足知覚障害2名と足趾変形は外反母趾とハンマートウの1名であった．着用した靴の種類は靴型装具の単独使用が20名，一部加工を含む市販靴の単独使用12名，靴型装具と市販靴両方使用例が6名であった(表1)．

表 1．足病変と使用靴

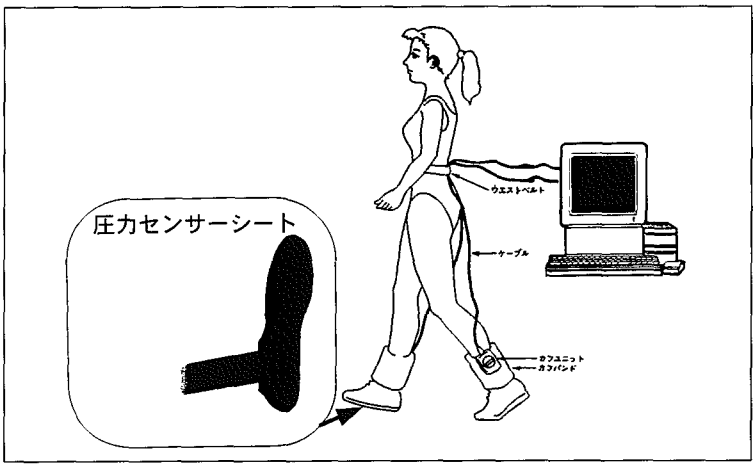
		靴の種類					
		市販靴		市販靴一部加工		靴型装具	
足病変	NO	男	女	男	女	男	女
足趾変形	1	1		1			
足趾潰瘍	5	2	1			2	1
胼胝	4	1	2			1	2
虚血肢	2			2		1	
足知覚障害	2	1	1	1			
シャルコー関節	5	1				2	2
足趾切断後	5	1		1		3	2
前足部切断後	3		1			2	

靴内の足底圧測定はFscanシステムを使用した．薄いセンサーシートを靴内に挿入し，ケーブルでコンピュータ本体に接続(図1－a，b)．キャリブレーション施行後に歩行させ，リアルタイムに足底圧を記録した(図2－a，b)．足底圧分布を長軸方向への4等分割占有度を評価した(図3)．また市販靴と靴型装具両方での歩行で検査できた例に関しては靴間の比較をした．

結　果

足病変と足底圧パターンの関係は表2の如き結果を得た．足趾変形，足趾潰瘍，胼胝，虚血肢や足知覚障害例での靴内の足底圧は，市販靴で男性はDとCタイプが多く，女性でD，AやBタイプ

Key words：diabetes mellitus(糖尿病)
diabetic foot lesion(糖尿病足病変)
plantar ulcer(足底潰瘍)
plantar foot pressure at a walk
(歩行時足底圧)
plantar foot pressure in the shoes at a walk(歩行時靴内足底圧)



a | b

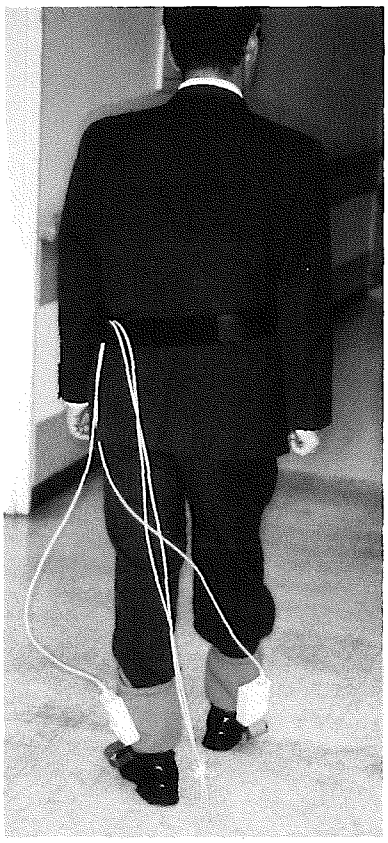
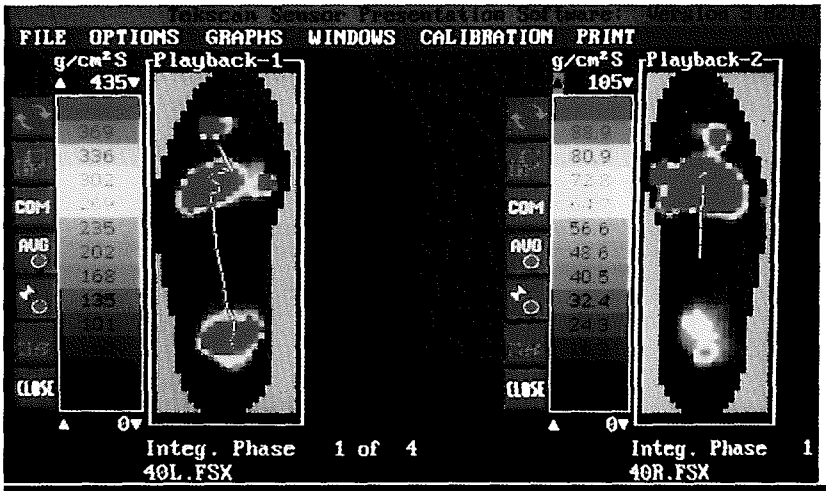


図 1.
a：方法
b：実際の測定

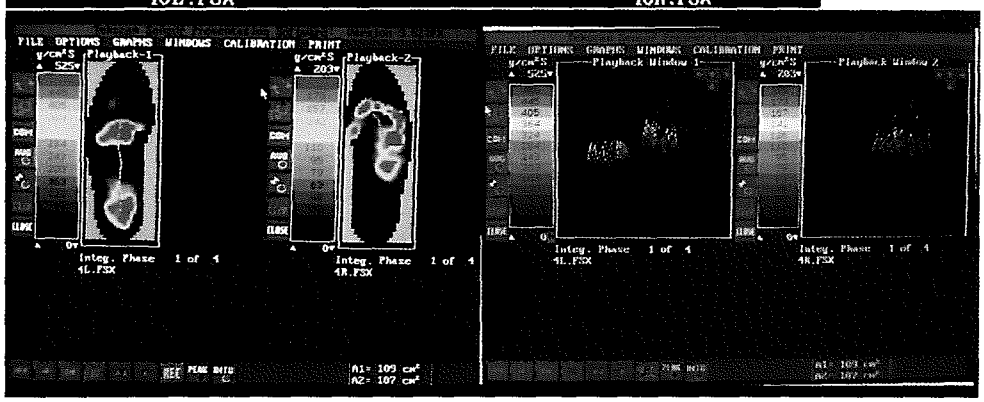
がみられた．市販靴と一部加工市販靴や靴型装具両方使用した7例で比較すると，不変例2名，CやDタイプよりBやAタイプに変化例は3名みられた．シャルコー関節や足切断例では靴型装具でAタイプが多くみられた．

考　案

靴を履き歩行時の足底圧を測定するに際し，方法的な問題がある．器具やケーブルを装着し，廊下を歩行するに際して自然な本来の歩行がなされているのかの問題がある．また数歩歩行しその平均をとるため，慣らし歩行を行う必要がある．靴の足底圧は歩行速度と関係があるため，歩行速度の要素を加味した解析が必要である．靴の側での問題として新しい作製間もない場合と，靴が摩耗した場合とでは同一人物でも，検査で得られる値が異なるのは当然である．以上の様な要素が関与するため，今回足底圧お絶対値の比較は行わず，足底パターンに焦点をあて評価した．私案としての足底圧パターン分類でみると，外反母趾とハンマートウの足趾変形例では足底パターンDで左右差や靴の違いに変化がみられなかった．足趾潰瘍ではパターンDであったが，靴型装具使用の女性では右足の健足はパターンDで靴型装具使用で潰瘍足の左足はパターンAに修正されている．パターンAは足が靴に接触する面積が広く，部分的な荷重負荷の免荷がなされている事が靴型装具や免荷用中敷使用の際の評価に役立つ．胼胝ではパターンDの凹足状の足のが多く，踵と前足部の2箇所での体重負荷がかかることがわかる．慢性の機械的圧力での胼胝形成の原因となっている可能性がある．市販靴で左足の胼胝形成例に対して靴型装具を着用しての圧力パターンがパターンCよりパターンDへ，またパターンAよりパターンDに変化している．パターンAよりパターンDに変化するのは靴や中敷の外ウエッジで足の矯正がなされ，変化したものと思われる．パターンDとパターンCの違いは歩行のわずかな変化が関与する



a．足底圧図



b．足底圧図

図 2.

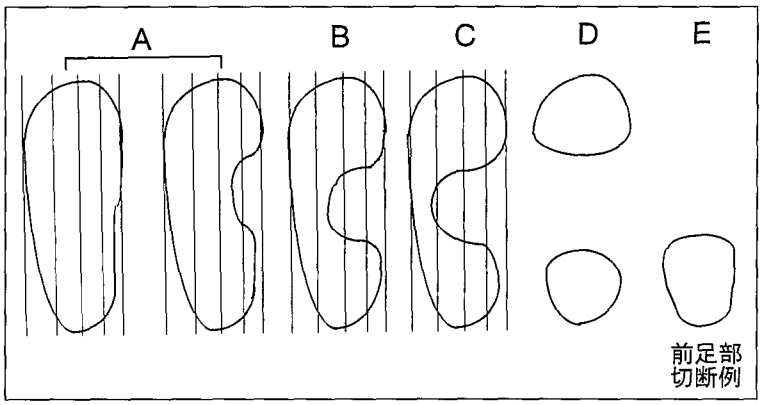


図 3.
足底圧パターン分類
足底面を長軸方向に 4 等分割し，その占有状態で足底圧分布をA-Eに分類した．Aは 4 分割のうち足底中央の線より外側にある場合とし，Bは中央線より内側で 3 番線を超えない．Cは 3 番線を超え足底中央部が認められる状態．Dは足底圧が前足部と踵部の 2 か所となり，足底中央部が消失している．

ため優位な差ととるか判定が困難であった．虚血肢ではパターンA，AよりパターンC，Dに変化いている．虚血肢では足趾の靴による圧迫で虚血壊死に陥りやすいために，ロッカーソールの靴底を採用したことが関係するものと思われる．知覚障害の足では市販靴の加工でパターンDよりパターンCに変化し接地面積が増加し荷重の軽度の補正ができたものと思われる．シャルコー関節例の市販靴使用の 1 名がパターンC．Dを示しているが，縦アーチが保たれている例でのパターンを示す．靴型装具使用ではパターンAが得られている．中敷と靴型装具が矯正した結果と思われる．足趾切断後の状態は種々のパターンが示されていた．市販靴使用より靴型装具使用でパターンDよ

表 2. 足病変と足底圧パターンの関係

		靴の種類					
		市販靴		市販靴 一部加工		靴型装具	
足病変	NO	男	女	男	女	男	女
足趾変形	1	D. D		D. D			
足趾潰瘍	5	D. D		→		D. D	
		D. D	D. D			D. D	D. A
胼胝	4	D. C		→		D. D	
			D. A	→			D. D
			A. D				D. C
虚血肢	2			A. A	→	C. D	
				D. C			
足知覚障害	2	D. D	→	D. C			
			B. B				
シャルコー関節	5	D. C				A. A	D. D
						A. D	D. A
足趾切断後		D. D		→		D. C	A. D
					D. B →	D. A	B. A
						D. D	
前足部切断後			D. A		C. D	D. E	

圧力パターン D. D：右足．左足

りパターンCに変化がみられ，矯正効果が作用している．市販靴の一部加工例が靴型装具使用後にパターンBよりパターンAに変化し，免荷効果が得られている．靴型装具使用での足趾切断例はパターンA．Bを示し同様に免荷効果が得られている．前足部切断後は接地面積が変化し，歩行のために靴型装具がロッカー底に作製した点が反映したものと思われる．中敷を含めた靴型装具の有用性に関しては，長期間の観察での評価が必要と思われる．

ま と め

足底圧分析は，何らかの足病変を有する糖尿病者の靴内の圧力分布異常と，免荷用中敷及び靴型装具での圧力均等化を評価するのに大変有用であった．足底圧分布の均等化に免荷用中敷及び靴型装具が有用であった．

参考文献

1) Boulton AJM et al：Dynamic foot pressure and other study as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy. Diabetes Care. **6**：26-32, 1983.
2) Boulton AJM et al：Abnormalities of foot pressure in early diabetic neuropathy. Diabetic Medicine. **4**：225-228, 1987.
3) Ctercteko GC et al：Vertical forces acting on the feet of diabetic patients with neuropathic ulceration. Br J Surg, **68**：608-614, 1981.
4) Peter R. Cavanagh et al：Plantar pressure in the Diabetic Foot. The Foot in Diabetics. Lea & Febiger, London, 54-70, 1991.
5) Schaff PS wt al：The rocker bottom shoe：pressure relief for the innsennsitive diabetic foot [abstract]. Diabetes, **38**(Supple 2)：80A, 1989

靴の医学 **10**：100-103，1996

足底圧測定器による片足下肢骨折患者のリハビリの評価

大阪信愛女学院短期大学　奈良県立五條病院　近畿大学医学部
高井明徳　大城　治　三戸秀樹

はじめに

筆者らは，足底面にかかる圧変化の測定により足底面の接地状況を検出・記録できる小型軽量の携帯型足底圧測定装置を開発し，その適用によって歩行特性の解析や履物着用の歩行への影響などを明らかにする上で有効なデータを得られることを明らかにした[1]．また，本装置の適用は立ち作業や立ち歩き作業の労働負担の評価を行う上でも，有効な方法となりうることを示すデータを得た[2]．本装置の特徴は，小型軽量の本体をベルト部などに取り付け，足の裏面に取り付けたセンサーからのデータを長時間にわたって，しかも場所を選ばず，連続的に足裏面の接地状況を記録できることで，先にあげた研究はもとより，足に関わるさまざまな研究分野で効果的に利用されていくことが期待される．

今回，本装置を片足下肢骨折患者のリハビリの進行状況を的確に評価するための一方法として適用できるかどうかについて検討した．

方　法

1．装置の概要

足底圧測定器は，小型軽量の本体(70 mm×30 mm×10 mm，200 g)と足底面に取り付けるセンサーからなり，センサーと本体はコードで接続される(図1)．

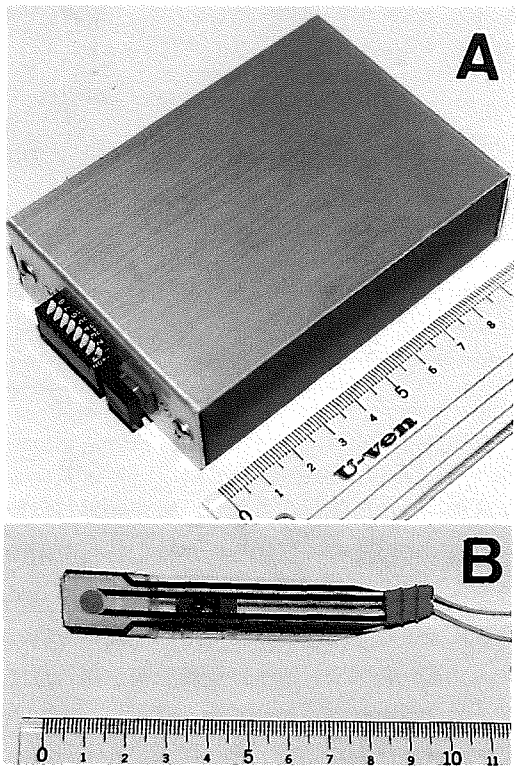


図 1．足底圧測定器
(A)とセンサー(B)

本装置で用いるセンサーは，ON/OFF式のフラットスイッチ(DMCカスタムメンブレンススイッチDC，厚さ約0.2 mm)で，足底面の接地状況が，接地している時には「ON」，接地していない時には「OFF」として検出される．本体は，全体で16個，片足につき8個のセンサーを取り付け，センサーからのデータを1秒，0.1秒，0.05秒間隔のいずれかで受信・記録し，1秒間隔の場合8時間連続でデータを採取できる．本体に記録されたデータは，専用プログラムでNEC PC-9800シリーズのコンピュータに読み込み，データの解析

Key words：sole pressure(足底圧)
fracture of a leg(片足下肢骨折)
walking(歩行)
evaluation of rehabilitation
(リハビリの評価)

図 2. 足裏面へのセンサー取り付け位置

を行う.

2．被験者および歩行実験

片側下肢骨折患者1名について本装置を取り付け歩行実験を行った．センサーは，高井・三戸(1993)に従い，片足につき4か所取り付け(図2)，データは0.1秒間隔で採取した．装置本体はベルト部に固定した．歩行は，病院の平坦な廊下で両松葉杖および歩行車を用いて行った(図3)．歩行距離は30 mであった．なお，実験後の被験者との面談より装置本体やセンサーの取り付けによる歩行への影響はなかったと判断した．

被験者は，交通事故により左下肢の膝蓋骨を骨折した26歳の男性で，手術後ギブス固定を4週間行い，ギブスを取り外して2日後に初めて患肢を接地させた歩行を行わせた．今回のデータ採取はこの初歩行時のもので，歩行では，患肢を10 kg負荷で接地させた．松葉杖歩行は，手術3日後からギブスを取り付けた状態で行っているので(ただし患肢の接地は行っていない)，慣れた状態で行われた．歩行車での歩行は初めての経験であった．

結　果

図4は足底圧測定装置で得られた片側下肢骨折患者の両松葉杖および歩行車による歩行データの一部を示す．この図において，歩行における足の接地状況の変化が明瞭に示され，歩行状況が把握できる．今回のデータの特徴として，患肢(左足)の接地時間は短く，健肢(右足)の接地時間は長いことが上げられた．

そこで，今回の研究では，足が接地している時間(接地時間)と足が地面から離れている時間(離地時間)，および接地時間と離地時間の和(歩行周期)に着目し，統計値を算出し，患肢と健肢の間で比較を行った(表1，図5．6)

松葉杖歩行および歩行車歩行とも，患肢では離

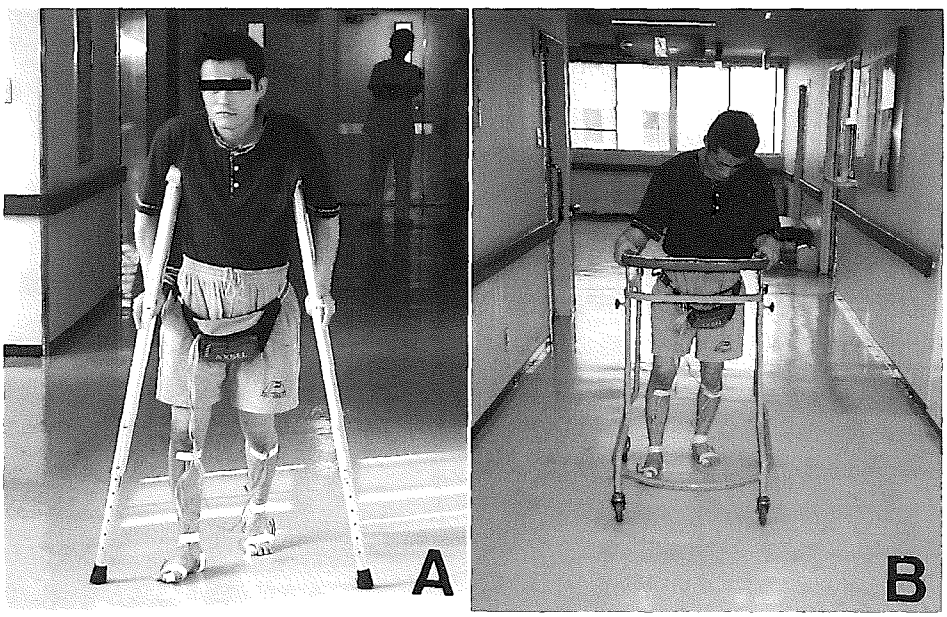


図 3.
松葉杖(A)および歩行車(B)による歩行

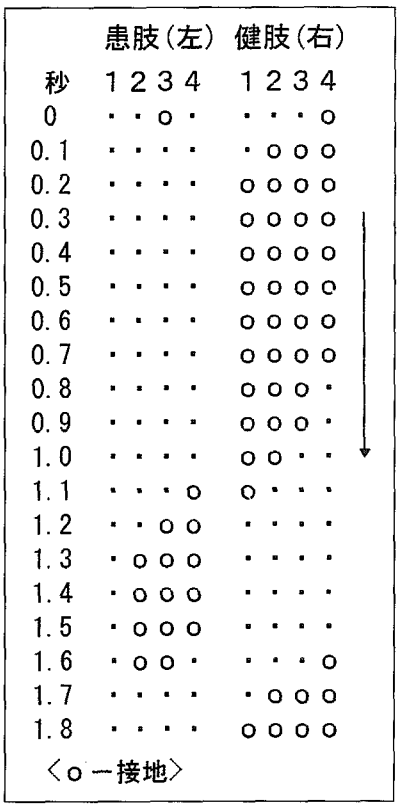


図 4.
歩行に伴う足裏面の接地状況の変化
1，2，3，4はセンサー取り付け位置の番号(図2参照)

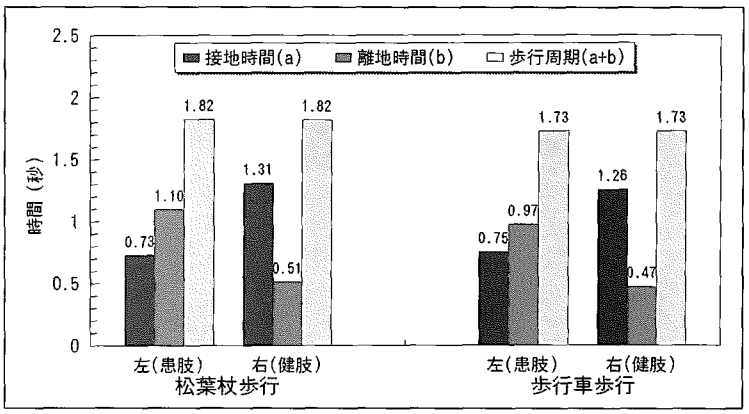


図 5. 片側下肢骨折患者の両松葉杖および歩行車による歩行特性

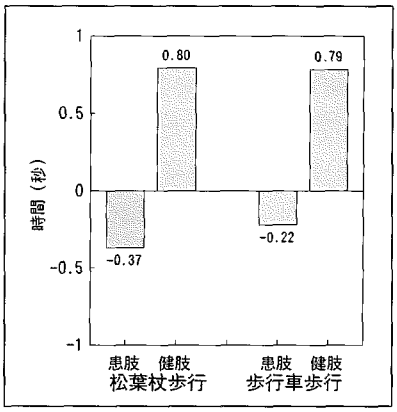


図 6.
患肢と健肢における接地時間と離地時間の差

表 1. 片側下肢骨折患者の両松葉杖および歩行車による歩行特性

		接地時間(a)	離地時間(b)	歩行周期(a+b)
松葉杖	患肢	0.73±0.14(3-11)	1.10±0.25(6-22)	1.82±0.21(14-29)
	健肢	1.31±0.17(11-24)	0.51±0.10(3-8)	1.82±0.20(15-30)
歩行車	患肢	0.75±0.13(4-11)	0.97±0.15(7-14)	1.73±0.18(11-23)
	健肢	1.26±0.14(10-19)	0.47±0.09(2-8)	1.73±0.16(13-23)

＊1) 数値は，平均値±標準偏差値(最小値-最大値) (秒)
＊2) 患肢-左足，健肢-右足

地時間が接地時間に比べ長いのに対して，健肢では接地時間が離地時間に比べかなり長かった．なお，歩行周期は両足でほぼ一致した値であった．

松葉杖歩行と歩行車歩行のデータを比較した場合，歩行車歩行が松葉杖歩行に比べ歩行速度がやや早かったものの，全体的に平均値・標準偏差値ともに差の少ない類似度の高いデータを示した．

考 察

今回の結果は，まず患肢と健肢では接地時間と離地時間の割合が異なり，患肢は接地時間が短く，一方健肢は接地時間が長いことを示した．これは，患肢では足への負荷をできるだけ少ない状態に保持しようとし，一方，健肢の方は，患肢における負荷が少ない分，身体を支えるために必要な大きな負荷がかかることを示している．

今回の歩行は，手術後患肢を接地させた初めての歩行であり，患肢と健肢への負荷の差が最も大きい状態での歩行であると考えられる．今後，リハビリが進むにつれて，患肢と健肢の間の接地時間の差が小さくなり，最終的には両足との間に差はなくなると考えられる．

今回の結果は，本装置を用い，リハビリ開始時の患肢と健肢の歩行時における接地状況の相違の程度，およびリハビリの進行に伴う患肢と健肢の相違が少なくなる方向への変化状態を調べることにより，リハビリの効果がかなり適切に評価できることを示唆するものである．

今回の歩行データの標準偏差値をみた場合，データのばらつきは少なく，比較的安定したリズムで歩行が行われたことが示唆される．おそらく，松葉杖または歩行車のいずれの場合も，補助の媒体に関わらず，ある程度自分自身のもつ歩行リズムで歩けた結果であると考えられる．

松葉杖歩行と歩行車歩行とでは，やや歩行車歩行が速いという結果が示されたが，１回だけの実験データで，かつ両者のデータは平均値・標準偏差値とも非常に類似していたので，この点について両者の特性の相違を論ずることができないが，歩行車を用いた方が車輪の関係で松葉杖歩行に比べ速い歩行になることは十分考えられる．

今回のデータは被験者が１名で，かつ１回のみのデータでもあったので，十分な考察はできない面があったが，片側下肢骨折患者の歩行に関する基本的なデータは得られたと考える．

今後，骨折部位や骨折の程度による歩行状況の解明，リハビリの進行による歩行状況の変化などのデータの積み重ねにより，本装置を片側下肢骨折患者のリハビリの評価に適用することの有用性の高さが明白に示されるとともに，リハビリの評価のための指標が確立されていくと考えられる．さらに，本装置の適用は，骨折の歩行への影響など足に関わる本質的な問題の解明にも役立つデータが得られることも考えられる．また，今回の研究では，松葉杖歩行と歩行車歩行による明瞭な相違は認められなかったが，今後両者を含め補助器具の利用による歩行特性やリハビリへの効果などの点についても興味ある知見が得られるかもしれない．

要　旨

歩行特性の解析のために開発した小型携帯用足底圧測定装置を，片側下肢骨折患者のリハビリの評価に適用できるかどうかについて検討した．片足下肢骨折患者１名について，足の裏面の４か所にセンサーを取り付け，平坦な廊下を両松葉杖および歩行車を用いて歩行実験を行い，歩行時のデータは0.1秒間隔で記録した．得られた結果は，患肢と健肢では接地時間と離地時間の割合が異なり，患肢は接地時間が短く，一方健肢は接地時間が長いことを示した．患肢と健肢の間の接地時間の相違がリハビリの進行とともにどのように変化していくかを調べることによりリハビリの効果を評価することが可能であると考えられ，本装置の適用がリハビリの評価の有効な手段となりうることが示唆された．

文　献

1) 高井明徳・三戸秀樹：足踏み測定器による歩行パターンの解析の試み．Human Interface, **9**：237-242，1993.
2) 高井明徳・三戸秀樹：足底圧連続測定による労働負担評価．第５回現代労働負担研究会論文集，3-7，1996

靴の医学 **10**：104-109，1996.

逆ヒールの検討　第8報
―アッパーの構造について―

国立東京第二病院整形外科
加藤哲也，細川昌俊，横井秋夫
石橋　徹，竹島昌栄

はじめに

高齢者人口の増加に伴い，より適切な高齢者用靴の開発が急務である．高齢者の靴に必要な機能的な要件としては，(1)軽いこと，(2)着脱が容易であること，(3)つまずきにくいこと，一方滑りやすくないこと，(4)裏(ライニング)が柔らかく，暖かいことなどが一致した見解として挙げられている(表1)．また高齢者用の靴の形態上必要な要件は，まず，(1)逆ヒールであること．このことに関し我々は高齢者特有の歩行姿勢，歩行様式を示すものに対し，靴の後端より靴のボールジョイント部が1.0 cm高くなっている逆ヒール靴が有用であること，また足関節症，膝関節症，腰痛疾患に対しても効果があることを報告してきた[1]．

逆ヒール靴は単に爪先の靴底を厚くしたものではなく特別の構造変化が必要である．即ち，(2)トウスプリングを高くする，(3)トウボックスを高く，幅広くする．(4)ヒールカーブを深く，前倒れにする．(5)靴の甲部(アッパー)を大きく開いて履きやすく，脱ぎやすくすると同時に固定性を良くすることである(表2，図1)．今回アッパーについて必要要件にあった構造を検討した．

方　法

高齢者に対するアンケートから靴に求められている要件を調査する．

Key words：reverse heel shoes(逆ヒール靴)
upper of shoe(靴の甲革)
geriatrics(高齢者)

表 1. 高齢者靴の要件(一般)

1．軽い
2．着脱が容易
3．つまずきにくい，滑りやすくない
4．裏(ライニング)を柔らかく

アッパーの3種類の構造別に装着時の姿勢の変化を連続写真，スティックピクチャーにより観察する．装着に要する時間を測定する．歩行時にアッパーから足にかかる圧を測定する．自覚的評価として着脱性，フィット性を3段階に評価してもらう．以上のことからアッパーの望ましい構造を検討する．被検者は軽症の膝関節症があり，逆ヒール靴を3年間着用している80歳の女性である(図2)．

結　果

1．アンケート

運動器に障害がなく，日常生活動作に支障のない70歳以上の高齢者31名，平均年齢75.5歳，に対し靴を購入する時に最も気をつけることは何かアンケートを行った．表3の項目の中から3つを選択してもらった．その結果“歩きやすい”が最も多く，次に“足にぴったり合っている”，第三位は”履いたり脱いだりしやすい”であった(図3)．これを男女別にみると，男性では二位に“足にぴったり合っている”三位に“履いたり脱いだりしやすい”が来て，“軽い”“安い”の順であった(図4)．

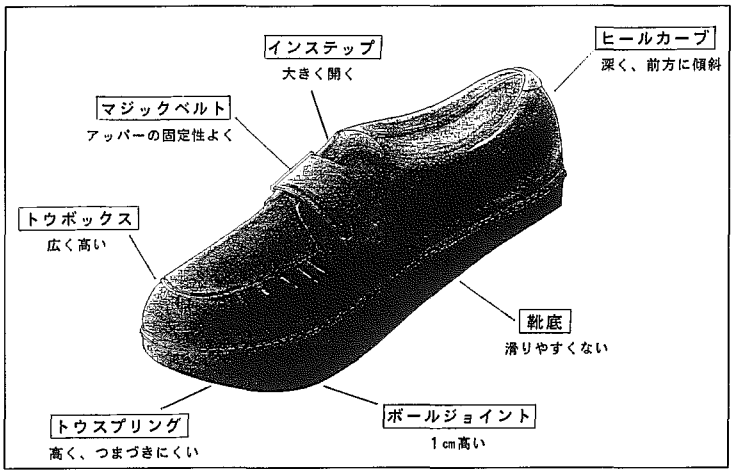


図 1.
逆ヒール靴の改変部

表 2. 高齢者靴の要件(形)

1．逆ヒール
2．トウスプリング；高く
3．トウボックス；厚く，幅広く
4．ヒールカーブ；前倒れ
5．アッパー；広く開ける，固定性をよく

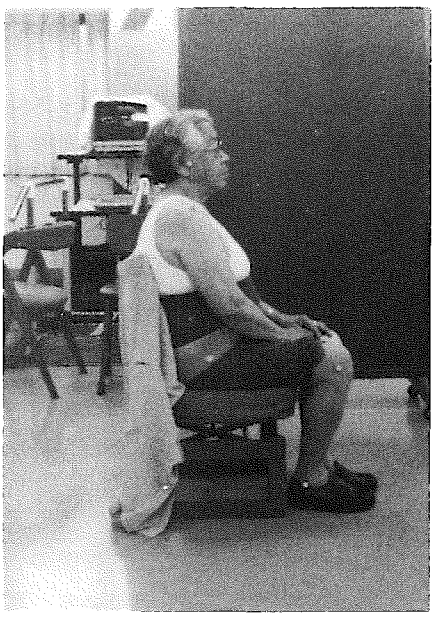


図 2.
80歳，女性.
膝関節症(軽症)，逆ヒール靴装用歴3年

表 3. アンケートにお答えください

あなたが靴を買う時，最も気をつけることは次のどれですか．3つだけ丸をつけて下さい．

1．色，形がよい．	7．やわらかい．
2．安い．	8．むれない．
3．はいたり，ぬいだりしやすい．	9．暖かい．
4．足にぴったり合っている	10．軽い．
5．ゆったりしている．	11．丈夫である(長持ちしやすい)．
6．歩きやすい．	12．雨に強い．

男性　女性　年齢　歳

女性では二位に“軽い”があり，三，四位に“足にぴったり合っている”“履いたり脱いだりしやすい”が来て，五位が“やわらかい”であった(図5)．

2．アッパーの構造別装着時姿勢の変化

アッパーが，(1)スリップオン式のもの，(2)マジックテープ付きバンドのもの，(3)靴紐のものの3種の靴を用意した(図6)．

椅子に腰かけた位置からこれらを装着する時の姿勢の変化を連続写真により観察した．スリップオン式のものでは踵を靴に入れる時だけ指をそえているが，あまり上体の前屈を必要としない．マジックベルトのものではベルトを締める時にベルトをつまむ動作があるので前屈を必要とする．しかし片手だけの操作ですむので，強い前屈は必要でない．靴紐のものは両手で紐を結ぶ動作であり，著明な前屈姿勢に比軸的長い時間保持される傾向にあった(図7)．

三次元動作解析システム(酒井医療)を用いて装着時の動作を観察した．センサーを耳垂，肩峰，大転子，膝関節，足関節に置いたスティックピクチャーでみると，スリップオン式では上体の前屈が少なく，前屈位に留まる時間も短い．膝関節は屈曲位をとり前屈しやすい姿勢をしている．マジックベルトのものは上体の前屈が強くなっているが，その時間は長くない．しかし膝関節はかなり伸展されている．靴紐のものは上体は強い前屈位で長く留まっている．その姿勢では腰が浮き上

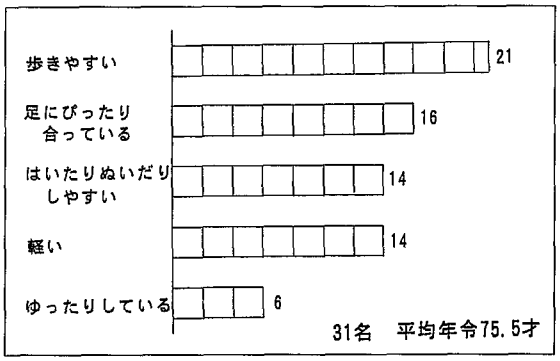


図 3. アンケート結果

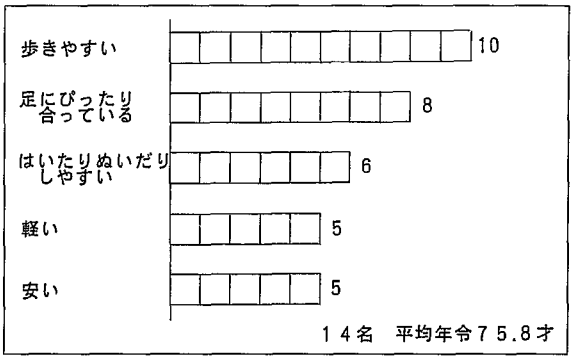


図 4. 男性

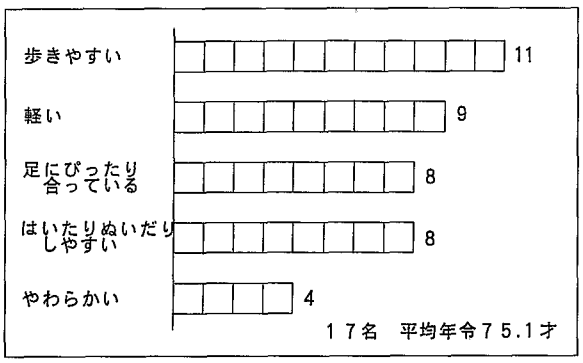


図 5. 女性

がっており，膝関節も伸びており，明らかに辛い姿勢であることがわかる(図 8)．

3．アッパーの構造別装着所要時間

姿勢変化を観察した時と同じ動作で 3 種の靴の装着に要する時間を 3 回の試行によって測定した．スリップオン式は 7.7 秒であり，明らかに短かった．マジックベルトは 3 種の中間で 24.3 秒であった．靴紐は 32.7 秒と著明に長時間を要した(図 9)．

4．アッパーの構造別足背部圧

靴のアーパー部の内側に圧センサー紙プレスケール(富士フィルム)を置いて自由歩行させ足背にかかる圧を測定した．スリップオン式では圧力は 0.7 kg/cm^{2}と小さく，その圧のかかる面積も 1.5×1.5 cm^{2}と小さい範囲であった．マジックベルトは 2.0 kg/cm^{2}で圧は最も高かったが，その面積は 3.0×2.0 cm^{2}で中間の大きさであった．靴紐は 1.5 kg/cm^{2}とマジックベルトよりやや小さいが，その面積は 4.0×3.0 cm^{2}と最も大きかった(図 10)．

5．自覚的評価

3 種のアッパー靴について着脱性とフィット性を＋＋，＋，－の三段階に評価してもらった．靴が足にぴったり合っているという感じは靴紐で最も秀れ，次にマジックベルトであり，スリップオン式は少し遊びがあるように感じていた．着脱の容易さについては当然スリップオン式が安楽であり，一方靴紐は姿勢が辛く面倒である．マジックベルトは許容できる範囲であるという感想であった(表 4)．

考　察

高齢者のための靴に備わるべき機能的要請のいくつかはすでに大方の見解の一致をみている．高齢者に対するアンケートでも一位は“歩きやすいこと”であった．逆ヒール靴は高齢者特有の歩行様式，歩行姿勢を改善し，自覚的にも歩行しやすさを感じさせることはすでに報告してきた[1]．ただし“歩行しやすさ”を感じるのは装用後 2～4 週後からであった．それまで経験のない爪先上りの靴は，はじめは多少違和感があるのが普通である．

高齢者靴に要請される機能，そこから生ずる形の変化，ことに逆ヒールという新しい形に伴って生ずる形態的変化についてこれまで検討してき

a．スリップオン　　b．マジックベルト　　c．ひも

図 6. アッパーの構造

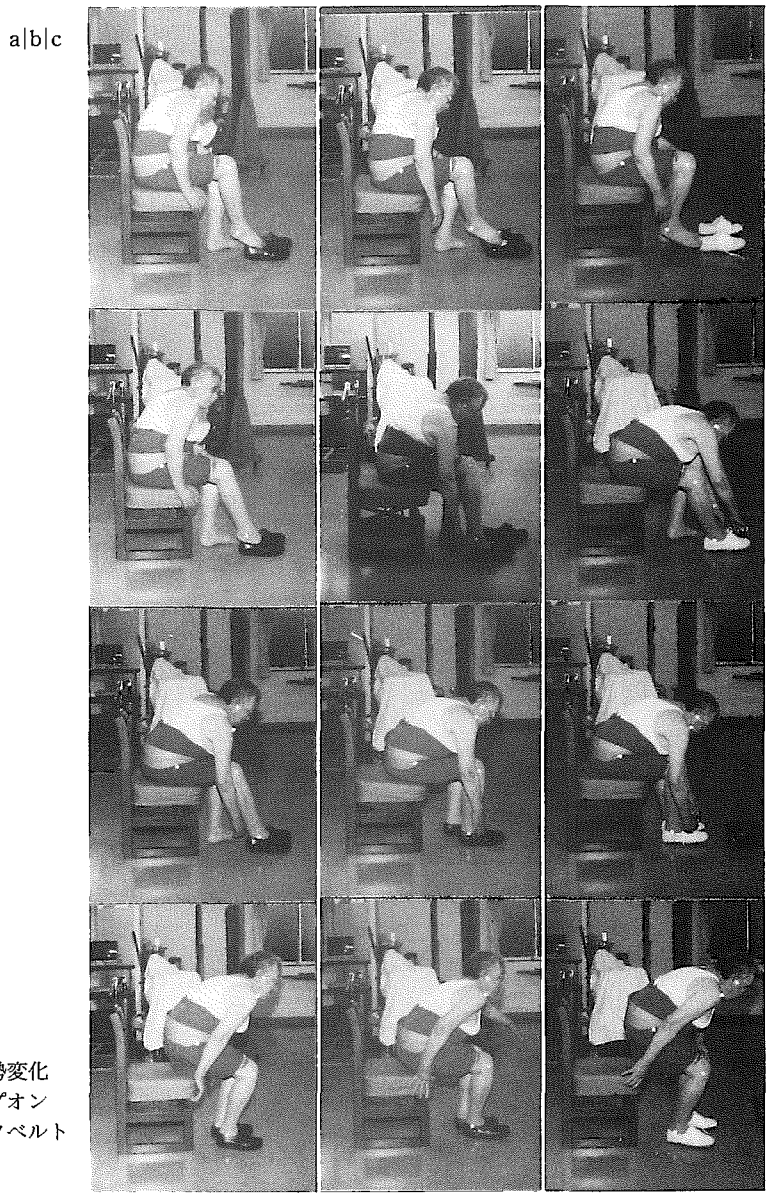
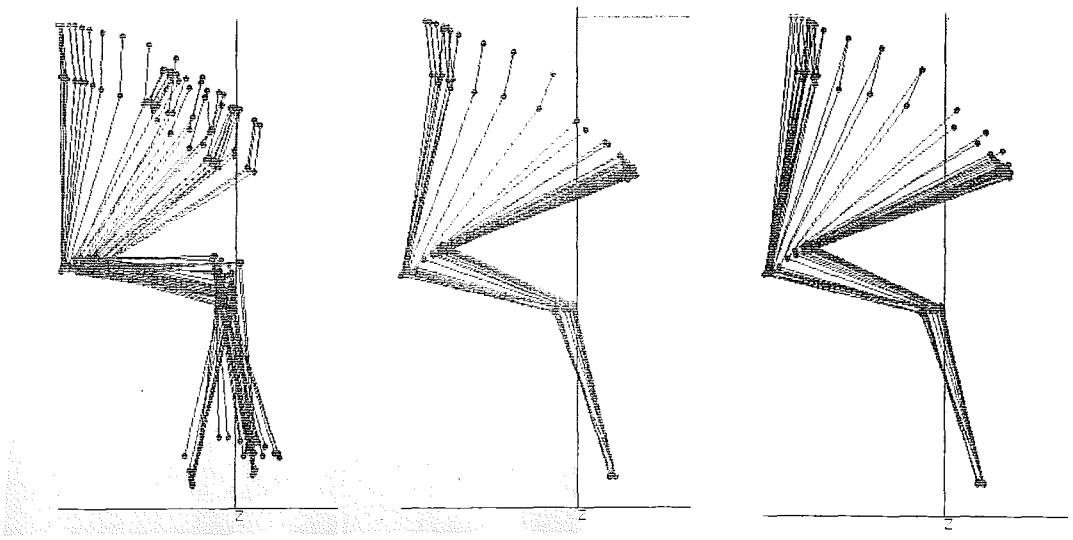


図 7.
靴装着時の姿勢変化
a：スリップオン
b：マジックベルト
c：ひも



a．スリップオン　　b．マジックベルト　　c．ひも

図 8. スティックピクチャー(3次元動作解析システム：SIGHT-3D)

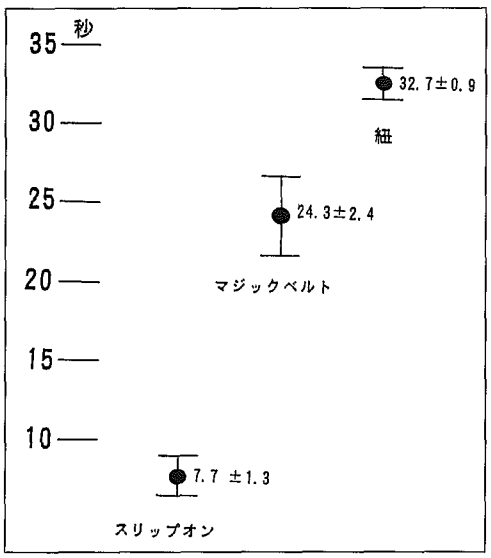
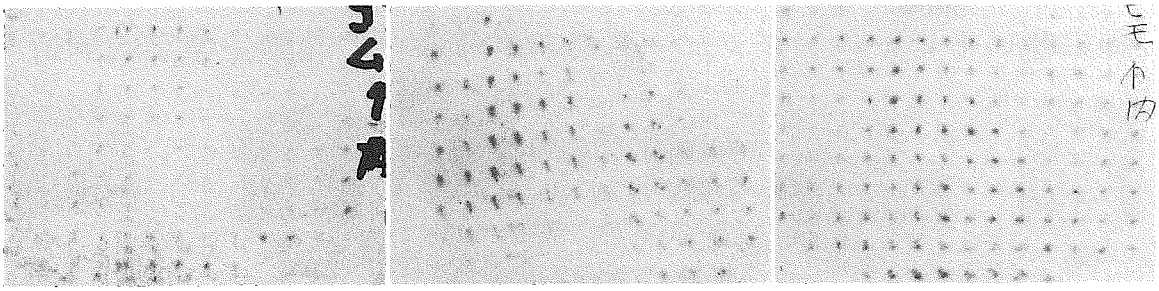


図 9. 靴の装用に要する時間

表 4. 自覚的評価

	スリップオン	マジックベルト	靴紐
着脱性	++	+	−
フィット性	−	+	++

た．アンケート調査による高齢者が求める靴への要請の二位は“足にぴったり合っている”であった．“足にぴったり合っている”ことは歩きやすいことにもつながるが，足に靴をぴったり合わせるには足背部を靴に固定する必要がある．これは高齢者靴で爪先に余裕のある場合は特に大切である．これを圧センサー紙で調べると，靴紐は足背部で靴の大きさを足に合わせることができるし，足背部に強い圧を広い面積でかけることができ，靴の固定性には最もよく機能していると考えられる．一方マジックベルトは面積は靴紐より小さいが靴紐以上の圧がかけられ，固定性に十分な役割を果していることを示している．アンケートによる第三の要望事項は“履いたり脱いだりしやすい”ことであった．靴へ足を出し入れするためにはアッパー部を大きく開く必要がある．靴紐のものは紐をゆるめれば大きく開くことはできるし，爪先までジッパーで左右に開く靴などはこの点では理想的である．マジックベルトのものはそれほどではないが，ある程度開くことができる．次に靴のアッパーの足背部への固定法であるが，この部分がゴムバンドでできているスリップオン式は手を下す必要がなく最も簡便である．一方靴紐は両手操作で面倒であり，高齢者で困難な前屈姿勢を強く長くとらねばならない．その点マジックベル



a．スリップオン　圧力 0.7 kg/cm²　面積 1.5×1.5 cm²

b．マジックベルト　2.0 kg/cm²　3.0×2.0 cm²

c．ひも　1.5 kg/cm²　4.0×3.0 cm²

図 10. 靴の甲部における圧(プレスケールによる)

トは片手で操作でき，靴紐よりはるかに簡単である．

以上のような調査結果から機能的要請をある程度満足でき，自覚的評価からもわかるように使用者からも受け入れられるアッパーの構造はマジックベルトが適当であることがわかった．

ま と め

(1) 高齢者靴は逆ヒールであるべきであるが，その場合特に靴の甲部(アッパー)は広く開いて着脱が容易であることと，固定性をよくすることが大切になる．このことはアンケートによる靴への要望とも一致した．

(2) アッパーをスリップオン式のもの，マジックテープ付きバンドのもの，靴紐のものの3種について，装着に要する時間，装着時の姿勢，アッパー部にかかる圧，自覚的評価について検討した．

(3) 高齢者靴のアッパーの構造にはマジックベルトが適しているという結果を得た．

参考文献

1) 加藤哲也：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．**3**：26-34，1990．

靴の医学 **10**：110-113，1996

踵の無いトレーニングシューズにおける歩行の運動生理学的解析

吉備国際大学保健科学部理学療法学科
元田弘敏，平上二九三，中島正明
藤野英己，武田　功
吉備国際大学保健科学部作業療法学科
難波悦子，村井弘育

はじめに

近年健康ブームで数多くの健康グッズが売り出されている．しかしそれらがどの程度科学的に信頼性のあるものか，またその機能を発揮するのに正しい指導がなされているのかは疑問である．

今回，我々は健康シューズ・ロシオ（踵の無い靴）について，PCI（Physiological Cost Index）を測定し運動生理学的に，さらに床反力，筋電計を用いてバイオメカニクス的知見からもその歩行特性を検討したので報告する．

歩行の種類

ロシオを図1に示す．a，bは水平面に対し15°の傾斜をもたせ，bの部分に滑り止めを付けている．

歩行はヒールコンタクト時に，足関節背屈位でaをつける方法と底屈位でbをつける方法の2種類がある．

本研究では前者をHC＋，後者をHC－とした．また対照群としてノーマルシューズでの歩行をNとした．

Key words：training shoes without heel
（踵の無いトレーニングシューズ）
gait analysis（歩行分析）
physiological cost index
（生理的コスト指数）

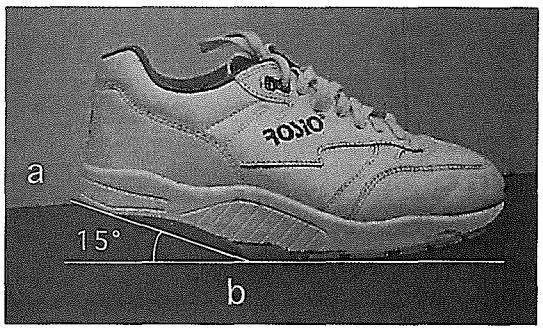


図 1. ロシオシューズ

対象・方法

1．運動生理学的検討

実験期間は平成8年5月1日から14日までの2週間とし室温は常時20°Cになるように設定した．

対象は健康成人男性12名で平均年齢24.5±6.1歳，平均体重は63.2±10.2 kg，平均身長は171.4±4.5 cmであった．

測定項目は心拍数差（運動時心拍数－安静時心拍数）とPCIとした．PCIは心拍数差を歩行速度で除して算出し，動作時のエネルギー効率を示す指標で，その値が低いほどエネルギー効率が良いと言われている[1)~3)]．

測定方法はトレッドミル傾斜0°で速度1.5，2.5，3.5，4.5，5.5，6.5 km/hの6段階について，被検者に3通りの方法，HC＋，HC－，Nで計18通りの歩行を各4分間無作為の順序で行わせた．歩行開始後3分後から1分間の心拍数をテレメーター式心電図で測定した．

表 1. 歩行速度と PCI の関係

	1.5 km/mh	2.5 km/h	3.5 km/h	4.5 km/h	5.5 km/h	6.5 km/h
N	0.58±0.08	0.38±0.05	0.27±0.03	0.27±0.03	0.32±0.02	0.38±0.03
HC−	0.64±0.08	0.38±0.05	0.30±0.03	0.30±0.03	0.35±0.02	0.45±0.03
HC+	0.63±0.07	0.41±0.04	0.31±0.03	0.32±0.03	0.34±0.02	0.42±0.02

(n=12) Mean±S. E.

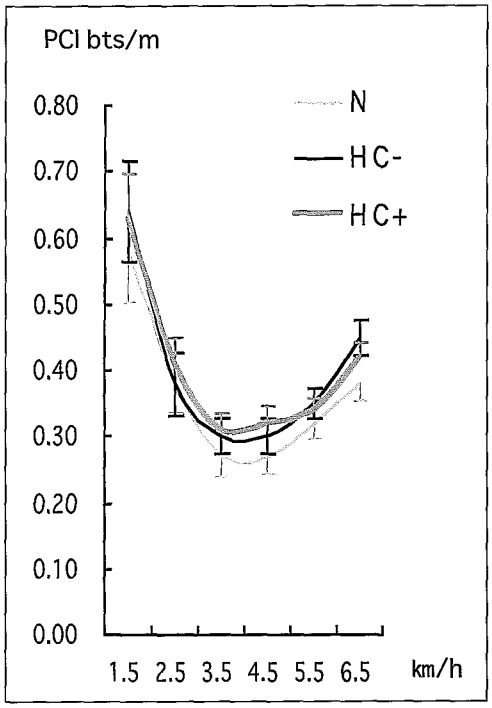


図 2. 歩行速度と PCI の関係

なお各段階では 5 分以上の休息をとらせ，安静時心拍数に戻ったことを確認して次の歩行を行わせた．

2．バイオメカニクス的検討

対象は健康成人男性 1 名で年齢 34 歳，体重は 67.0 kg，身長は 169.0 cm であった．

測定は床反力測定装置(kistler 社製，サンプリング周波数 500 Hz)および筋電図測定装置(日本電気三栄社製 EMG テレメーター，サンプリング周波数 500 Hz)を使用した．

被検者(右下肢)の前脛骨筋筋および腓腹筋に電極を貼付し，歩行速度が 4 km/h になるようにメトロノームに合わせて 2 枚の床反力の上を右下肢，左下肢の順番で平地歩行させた．

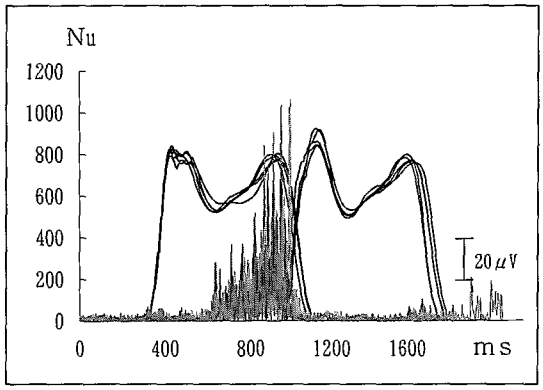


図 3. Nにおける床反力垂直成分と腓腹筋(右)の活動
*図 3 から図 8 は各群での 5 試行の筋電図(整流化したもの)および床反力垂直成分を同一時間軸で重ね合わせたものである．

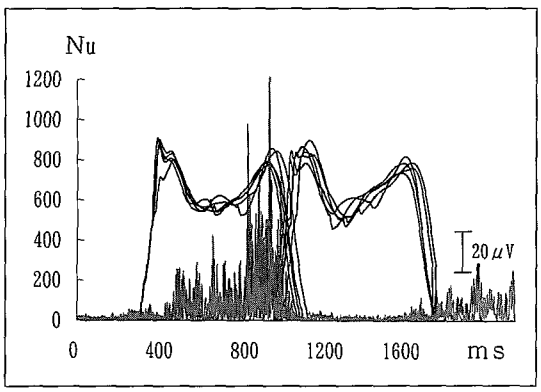


図 4. HC+群における床反力垂直成分(右→左)と腓腹筋(右)の活動

上記の方法で HC+，HC−，N の 3 通りについて各 5 回，計 15 回計測を行った．

結　果

1．PCI について

心拍数はどの運動課題においても歩行開始 2 分後にほぼ定常状態になった．

歩行速度と PCI の関係では 3 群とも，1.5 km/h

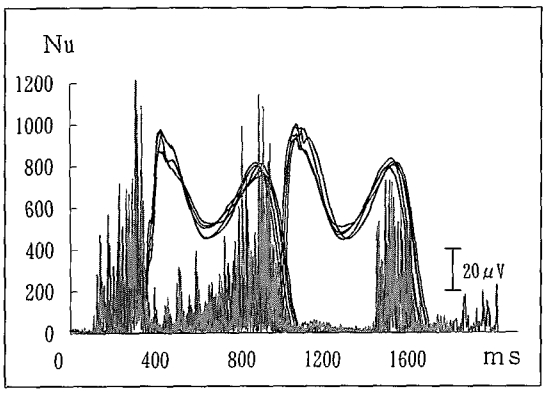


図 5. HC－における床反力垂直成分(右→左)と腓腹筋(右)の活動

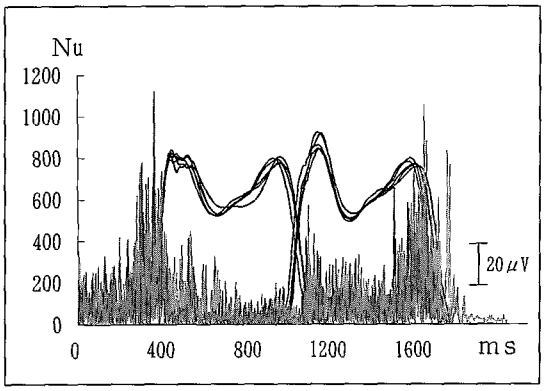


図 6. Nにおける床反力垂直成分(右→左)と前脛骨筋(右)の活動

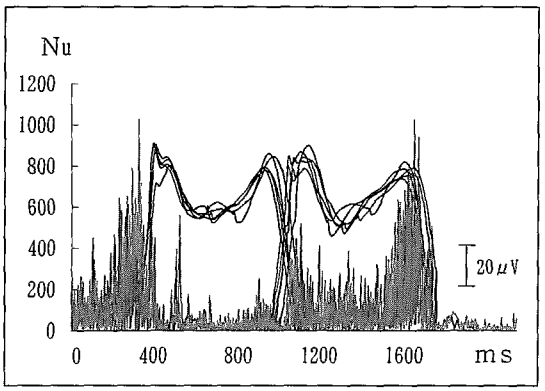


図 7. HC＋における床反力垂直成分(右→左)と前脛骨筋(右)の活動

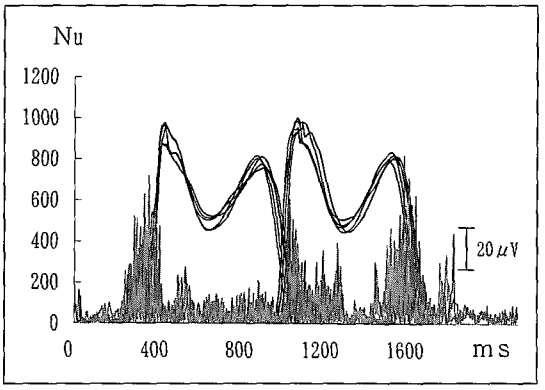


図 8. HC－における床反力垂直成分(右→左)と前脛骨筋(右)の活動

でPCIは最大値を示し，歩行速度の増加に伴いPCIは減少し，3.5～4.5 km/hで最小値を示し，さらに速度が増加するに従いPCIは増加した(図2，表1)．

3群におけるPCIの最小値の比較は，N群が最も低く0.27±0.03 bts/m，HC－群で0.30±0.03 bts/m，HC＋群で0.31±0.03 bts/mとなり，N群に対してHC－群で11%，HC＋群で15%の増加がみられた(表1)．しかし，統計学的な有意差はみられなかった．

2．筋電図および床反力について

腓腹筋はNでは主に立脚期中期から後期に働いていた(図3)．HC＋でも同様であった(図4)．しかしHC－ではその他に右下肢接踵前にも大きな活動が記録された(図5)．

前脛骨筋については3群とも接踵前後と遊脚期に活動がみられた(図6～8)．接踵前後の活動では，Nに対してHC＋では大きくなり(図7)，HC－では小さくなる(図8)傾向が見られた．

床反力垂直成分に関しては3群とも荷重相，免荷相に峰ができた(図3～8)．荷重相の峰(第一主峰)を3群間で比較すると，N(図3，6)に対してHC＋では2峰性を示し(図4，7)，HC－では急峻になっていた(図5，8)．3群間で免荷相の峰(第二主峰)に大きな差は見られなかった．

考　察

歩行速度とPCIの関係については多くの報告がある[4)~10)]．その中で宮川ら[4)]はPCI値は自由歩行に近い40～80 m/minの範囲で最低となり，それより歩行が速くても遅くてもPCI値は増大すると述べている．我々の結果は宮川らのと一致し

た(図2).

PCI値は，3群とも3.5 km/h(58.3 m/min)～4.5 km/h(75 m/min)で最小値となった．つまり，この速度で最も歩行効率がよいと考えられる．Nに対してHC+，HC－の至適速度の変化は認められなかった．PCIの最小値の比較で，N群に対してHC－群で11%，HC+群で15%の増加がみられた(表1)ことは，次にあげる下肢の筋活動の差との関連が考えられる．

筋電図の比較でNに対して，HC+では接踵時に前脛骨筋の活動増加がみられ(図7)，HC－では接踵前に腓腹筋の活動がみられた(図5)．この理由としてヒールコンタクト時の足関節角度の違いがあげられる．HC+ではNでのヒールコンタクト時に比べ足関節背屈位保持のため，前脛骨筋のより強い収縮を必要としたと考えられる．Nにおけるヒールコンタクト時には，腓腹筋の活動がほとんど見られなかった(図3)がHC－では足関節底屈位保持のため，腓腹筋と前脛骨筋が同時収縮していた(図5，8)ことが本研究より明確となった．これらのことより前脛骨筋の増強にはHC+が有効で，腓腹筋の増強にはHC－が適していると思われる．

床反力垂直分力の第一主峰の比較でNに対してHC+が2峰性を示した(図4，7)理由として，HC+では，ヒールコンタクト時に靴底のaからb(図1)の部分で連続的に接踵したことが考えられる．またHC－で急峻性を示した(図5，8)のは，接踵時にbは硬くて接地面積が小さく，滑りどめのストッパーの役割があることに起因すると考えられる．

このことよりHC－ではヒールコンタクト時のショックが大きくなることを考慮して使用する必要があると思われる．

ま と め

健康シューズ・ロシオ(踵のない靴)について，3種類の歩行N, HC+, HC－でPCI(Physiological Cost Index)を測定し，その歩行特性を検討した．

PCI値は3群とも3.5 km/h(58.3 m/min)～4.5 km/h(75 m/min)で最小値となった．

3群のPCIの最小値の比較でN群に対してHC－群で11%，HC+群で15%の増加が見られた．

3群の筋電図の比較でNに対して，HC+では接踵時に前脛骨筋の活動増加がみられ，HC－では接踵前に腓腹筋の大きな活動がみられた．

床反力垂直分力の第一主峰を比較するとNに対してHC+では2峰性を示し，HC－では急峻性を示した．

今後の研究方針としては，3次元動作解析器での分析を加え，総合的にこの靴の評価を行いたい．

文 献

1) MacGregor, J., et al.: Disability. 159-172, Macmillan, London, 1979.
2) MacGregor, J.: The evaluation of patient performance using long-term ambulatory monitoring technique in the domiciliary environment Physiotherapy, **67**: 30-33, 1981.
3) Steven M. M., et al.: The Physiological cost of gait(PCG): A new technique for evaluating nonsteroidal antiinflammatory drugs in rheumatoid arthritis. Br J Rheumatol, **22**: 141-145, 1983.
4) 宮川ひろ子ら：各種歩行速度におけるPCIの変化．運動生理，**7**：1-4，1992.
5) 竹井　仁ら：歩行におけるPhysiological Cost IndexとMETSとの関係．理学療法学，**20**：289-299，1993.
7) 今田　元ら：Physiological Cost Indexによる脳卒中片麻痺患者の歩行機能評価．リハビリテーション医学，**28**：491-494，1991.
8) 遠藤伸也ら：片麻痺患者の円形歩行路における時計回り反時計回りのPCIの差について．東北理学療法学，**3**：33-36，1991.
9) 小関　務ら：PCIの再現性について．東北理学療法学，**3**：26-29，1991.
10) 竹沢　実ら：円形歩行路における円周の違いによるPCIの差について．東北理学療法学，**3**：30-32，1991.

靴の医学 **10**：114-119，1996.

踵なし靴が体幹固定装具装着中の躯幹筋および椎骨に及ぼす影響について

第2報：踵なし靴着用例と非着用例の比較

松浦整形外科医院
松浦義和

目　的

体幹固定装具を長期間装着すると，躯幹筋や椎骨の萎縮を来すと考えられる．そこで「靴の医学 Vol. 9」に，軟性コルセットを装着し，踵が15°カットされ，踵が着地したとき爪先が25°上がる踵なし靴を履いて日本生活をした6例から，体幹固定装具を装着しても，踵なし靴を併用すれば，萎縮した躯幹筋や椎骨が改善すると報告した．

今回は，踵なし靴を着用した例に，さらに着用しなかった例も加えて，比較検討したので報告する．

対象および方法

胸腰椎移行部の脊椎骨折で，脊椎ギプスにて4～6週間固定後，さらに軟性コルセット固定とし，このコルセット装着時に踵なし靴も着用して日常生活をさせた7例と，コルセット装着時に踵なし靴を着用しなかった6例を対象とした．

受傷直後，脊椎ギプス除去時，コルセット装着4～7週後，コルセット装着9～14週後に，受傷椎体部位と第4腰椎部位でCTスキャンを施行した．受傷部位の腹直筋，背筋および第4腰椎部位の腹直筋，背筋の水平断，即ち横断面積の変化と第4腰椎椎体海綿骨のCT値の変化を測定して，踵なし靴の着用が腹筋や背筋，さらに椎骨の萎縮の回復に与える効果を比較検討した．

Key words：heel-less shoes(踵なし靴)
lumbar fixation(腰椎固定)
trunk support(体幹装具)
muscle atrophy(筋萎縮)
bone atrophy(骨萎縮)

結　果

症例の一部を供覧すると，脊椎ギプス固定後，軟性コルセットを装着して，この時，踵なし靴を着用した症例の第4腰椎部位の背筋(最長筋と腸肋筋の合計)は図1に示すとおりで，受傷時，この筋の横断面積は1 932.0 mm²(100%)で，ギプス除去時，即ちコルセット装着時には1 691.6 mm²(87.6%)に減少したが，コルセット装着4週後1 929.6 mm²(99.9%)までに回復し，さらに，コルセット装着13週後には2 001.4 mm²(103.6%)と，ほぼ受傷時の状態にまで回復する．他方，軟性コルセット装着時，踵なし靴を着用しなかった症例，すなわち，踵なし靴非着用例の第4腰椎部位の背筋は図2に示すとおりで，受傷時2 304.1 mm²(100%)，ギブス除去時2 099.5 mm²(91.1%)に減少し，コルセット装着5週後には1 971.5 mm²(85.6%)に，コルセット装着9週後には1 935.6 mm²(84.0%)となり，背筋の横断面積は減少したままで，回復をみない．

つぎに，第4腰椎椎体海綿骨のCT値の変化であるが，コルセットと踵なし靴併用例は図3に示した。受傷時CT値は55.2(100%)であるが，ギプス除去時のCT値は36.6(56.1%)と減少するが，ギプス除去，即ちコルセット装着4週後CT値は43.3(78.4%)と，やや回復し，コルセット装着13週後CT値は54.4(98.6%)と完全に回復した．一方，踵なし靴非着用例は図4に示したとおりで，受傷時のCT値は119.7(100%)で，ギプス除去時

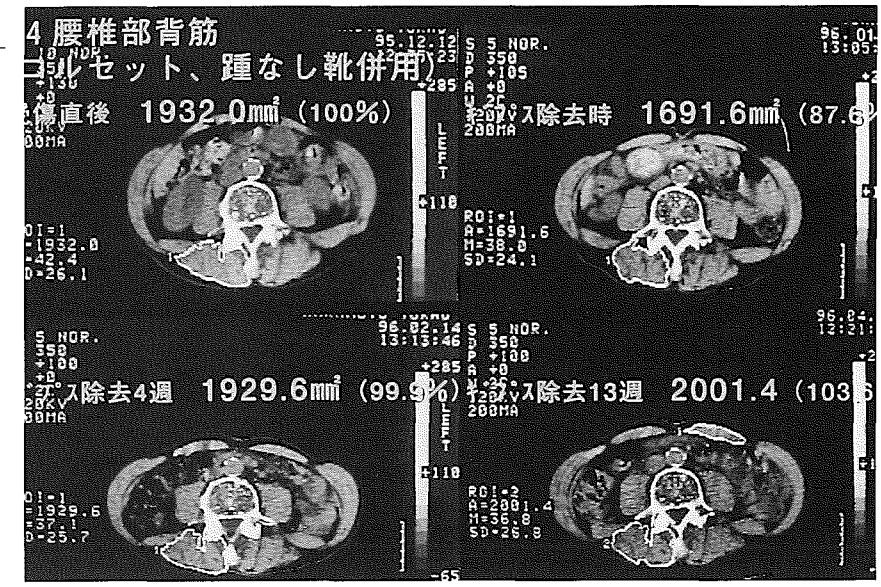


図 1.
第 4 腰椎部背筋
(コルセット，踵なし靴併用)
a：受傷直後
1 932.0 mm²(100.0%)
b：ギプス除去時
1 691.6 mm²(87.6%)
c：ギプス除去後 4 週
1 929.6 mm²(99.9%)
d：ギプス除去後 13 週
2 0001.4 mm²(103.6)

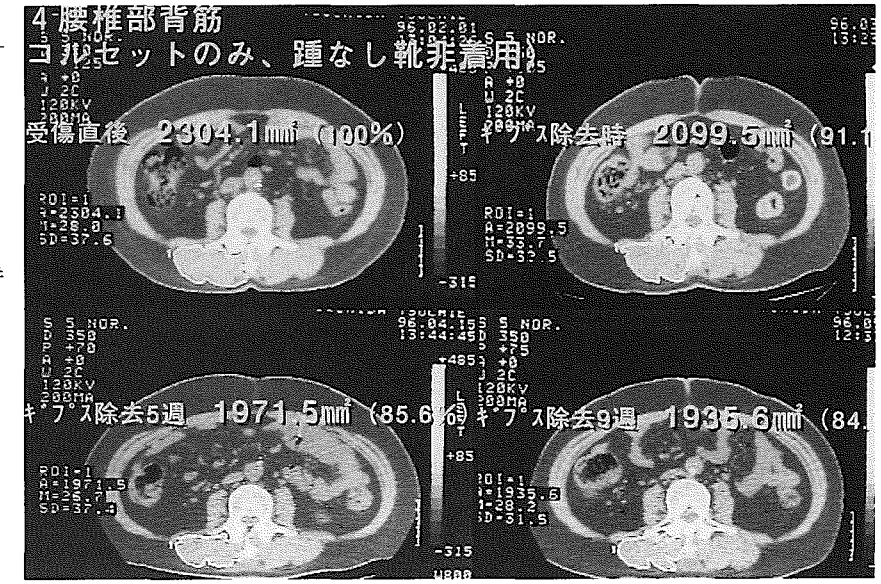


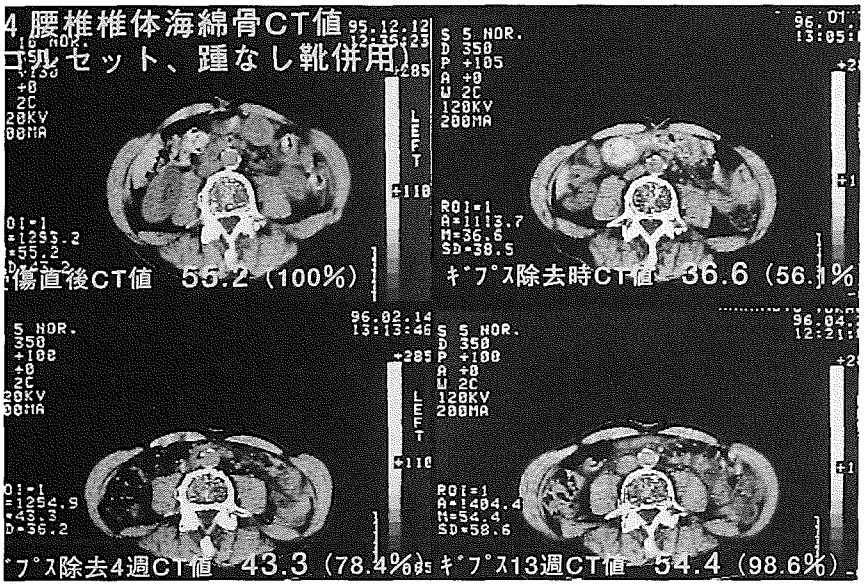
図 2.
第 4 腰椎部背筋
(コルセット，踵なし靴非併用)
a：受傷直後
2 304.1 mm²(100.0%)
b：ギプス除去時
2 099.5 mm²(91.1%)
c：ギプス除去後 5 週
1 971.5 mm²(85.6%)
d：ギプス除去後 9 週
1 935.6 mm²(84.0%)

CT 値は 111.2(92.9%)と減少し，コルセット装着 5 週後，9 週後 CT 値は 106.8(89.2%)，106.0(88.5%)と減少が続き，回復しない．

ギプス除去して，コルセット装着時に踵なし靴を着用した 7 例の胸腰椎移行部(受傷部位)と第 4 腰椎部の左，右合計の 14 腹筋，背筋の横断面積の変化と，その変化の割合(%)，さらに第 4 腰椎椎体海綿骨の 7 例の CT 値の変化とその割合(%)を表 1，表 2，表 5 に示した．

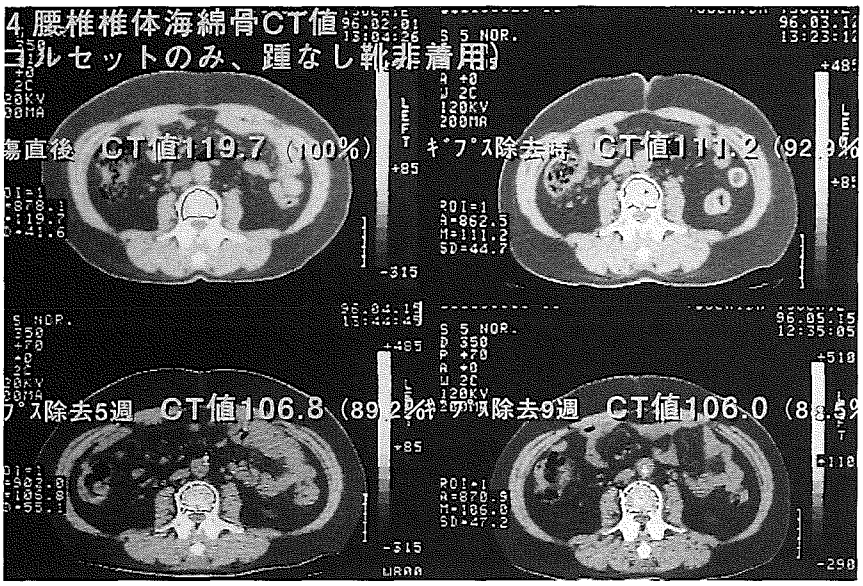
また，コルセット装着時に踵なし靴を着用しなかった 6 例の胸腰椎移行部(受傷部位)と第 4 腰椎部の左，右合計の 12 腹筋，背筋の横断面積の変化と，その変化の割合(%)，さらに第 4 腰椎椎体海綿骨の 6 例の CT 値の変化とその割合(%)を表 3，表 4，表 5 に示した．

受傷部位，即ち胸腰椎移行骨折部位における腹直筋の横断面積は，ギプス除去，即ちコルセット装着時，踵なし靴着用例では受傷直後に比して，83.9%にまで減少したが，コルセット装着 4～6 週後には，97.1%に，さらにコルセット装着 9～14



a|b
c|d

図 3.
第 4 腰椎椎体海綿骨 CT 値
(コルセット，踵なし靴併用)
a：受傷直後
55.2(100.0%)
b：ギプス除去時
36.6(56.1%)
c：ギプス除去後 4 週
43.3 (78.4%)
d：ギプス除去後 13 週
54.4 (98.6%)



a|b
c|d

図 4.
第 4 腰椎椎体海綿骨 CT 値
(コルセット，踵なし靴非併用)
a：受傷直後
119.7(100.0%)
b：ギプス除去時
111.2(92.9%)
c：ギプス除去後 5 週
106.8(89.2%)
d：ギプス除去後 9 週
106.0(88.5%)

週後には 101.9%に改善した．これに対して，踵なし靴非着用例では，ギプス除去時 78.9%に減少し，さらに 4～6 週後 73.8%，9～14 週後 75.5%と筋幅の改善をみない．背筋も，踵なし靴着用例ではギプス固定除去時 83.1%と減少したが，コルセット装着 4～6 週後 97.7%，9～14 週後 101.8%と改善したのに比し，非着用例ではギプス除去時 77.9%に減少し，コルセット装着後 4～6 週，9～14 週でも，73.4%，73.8%と減少したままである．

第 4 腰椎部位では腹直筋の横断面積は踵なし靴着用例ではギプス固定除去時 78.8%となり，4～6 週後 95.4%，9～14 週後 101.0%と回復するが，非使用例では，ギプス除去時に 80.2%で，コルセット装着 4～6 週後も 76.5%，9～14 週後 76.6%と減少が続く．背筋も靴着用例ではギプス除去時に 84.8%となるが，4～6 週，9～14 週後，それぞれ 97.2%，101.2%と筋幅が改善するのに比し，非着用例は，ギプス除去時 84.8%，4～6 週後，9～14 週後，それぞれ 83.4%，79.1%と回

表 1.
胸腰椎骨折部における腹筋，背筋の横断面積の変化(踵なし靴着用)
腹筋は腹直筋，背筋は最長筋，腸肋筋の合計，面積単位：mm²，( ) 内は受傷後の面積を100 した%を示す

氏　名		受傷直後	ギプス除去時 (受傷 4～6 週後)	ギプス除去 4～7 週後	ギプス除去 9～14 週
石○広○ (69 歳，男) 第 12 胸椎骨折	腹筋 右	526.4(100)	456.0(87.5)	503.6(95.7)	546.7(103.9)
	腹筋 左	811.0(100)	695.0(85.7)	780.0(96.2)	821.9(101.3)
	背筋 右	1648.5(100)	1238.2(75.1)	1526.5(92.6)	1588.7(96.4)
	背筋 左	1519.3(100)	1223.8(80.6)	1284.8(84.6)	1410.4(92.8)
深○初○ (78 歳，女) 第 1 腰椎骨折	腹筋 右	510.8(100)	423.5(82.9)	541.9(106.1)	541.9(106.1)
	腹筋 左	575.4(100)	521.6(90.6)	586.2(101.9)	585.0(101.7)
	背筋 右	1047.9(100)	843.4(80.5)	1141.3(108.9)	1154.4(110.2)
	背筋 左	1234.6(100)	1100.6(89.1)	1231.6(99.8)	1325.9(107.4)
丹○ミ○ヲ (77 歳，女) 第 2 腰椎骨折	腹筋 右	601.7(100)	513.2(85.3)	576.6(95.8)	599.3(99.6)
	腹筋 左	653.3(100)	561.1(85.9)	632.8(96.9)	638.8(97.8)
	背筋 右	1979.9(100)	1643.7(83.0)	1884.2(95.2)	1983.4(100.2)
	背筋 左	1934.4(100)	1683.2(87.0)	1908.1(98.6)	1932.0(99.9)
松○美○子 (68 歳，女) 第 12 胸椎骨折	腹筋 右	550.3(100)	476.1(86.5)	541.1(98.3)	579.0(105.2)
	腹筋 左	550.3(100)	512.0(93.0)	561.1(102.0)	581.4(105.7)
	背筋 右	1208.3(100)	1077.9(89.2)	1380.5(114.3)	1426.0(118.0)
	背筋 左	1376.9(100)	1098.2(79.8)	1483.4(107.7)	1534.8(111.5)
大○恵○子 (70 歳，女) 第 12 胸椎骨折	腹筋 右	596.9(100)	531.2(89.0)	594.6(99.6)	660.4(110.6)
	腹筋 左	717.8(100)	583.8(81.3)	707.0(98.5)	782.4(109.0)
	背筋 右	1404.4(100)	1138.9(81.1)	1318.3(93.9)	1380.5(98.3)
	背筋 左	1576.7(100)	1375.1(87.3)	1538.4(97.6)	1567.1(99.4)
小○シ○コ (65 歳，女) 第 1，2，3 腰椎骨折	腹筋 右	808.7(100)	593.4(73.4)	722.6(89.4)	791.9(97.9)
	腹筋 左	754.9(100)	539.5(71.5)	729.7(96.7)	746.5(98.9)
	背筋 右	1499.0(100)	1317.1(87.6)	1433.2(95.6)	1484.6(99.0)
	背筋 左	1666.4(100)	1373.3(82.4)	1567.1(94.0)	1629.3(97.8)
中○寅○ (70 歳，男 第 12 胸椎骨折	腹筋 右	418.7(100)	330.2(78.9)	413.9(98.6)	419.9(100.3)
	腹筋 左	547.9(100)	409.1(74.7)	459.4(83.8)	490.5(89.5)
	背筋 右	2001.4(100)	1634.9(81.6)	1923.6(96.1)	1975.1(98.7)
	背筋 左	2091.1(100)	1656.9(79.2)	1850.7(88.5)	2003.8(95.8)
平均変化率	腹筋	(100)	(83.9)	(97.1)	(101.9)
	背筋	(100)	(83.1)	(97.7)	(101.8)

表 2.
第 4 腰椎部位における腹筋，背筋の横断面積の変化(踵なし靴着用)
腹筋は腹直筋，背筋は最長筋，腸肋筋の合計，面積単位：mm²，( ) 内は受傷後の面積を100 とした%を示す

氏　名		受傷直後	ギプス除去時 (受傷 4～6 週後)	ギプス除去 4～7 週後	ギプス除去 9～14 週
石○広○ (69 歳，男) 第 12 胸椎骨折	腹筋 右	562.3(200)	455.8(81.1)	514.4(91.5)	588.6(104.7)
	腹筋 左	573.0(100)	496.5(86.6)	571.8(99.8)	594.6(103.8)
	背筋 右	1836.3(100)	1324.3(72.1)	1804.0(98.2)	1833.9(98.7)
	背筋 左	1836.3(100)	1465.5(79.8)	1810.0(98.6)	1856.6(101.1)
深○初○ (78 歳，女) 第 1 腰椎骨折	腹筋 右	671.1(100)	501.2(74.4)	674.7(100.5)	696.2(103.7)
	腹筋 左	684.3(100)	563.7(82.4)	665.1(97.2)	666.3(97.4)
	背筋 右	1552.8(100)	1330.3(85.7)	1570.7(101.2)	1604.2(103.3)
	背筋 左	1650.9(100)	1507.3(91.3)	1762.1(106.7)	1697.5(102.8)
丹○ミ○ヲ (77 歳，女) 第 2 腰椎骨折	腹筋 右	675.9(100)	535.9(79.3)	649.6(96.1)	656.8(97.2)
	腹筋 左	686.7(100)	534.7(77.9)	637.6(92.8)	705.8(102.8)
	背筋 右	1672.7(100)	1453.5(89.0)	1650.9(98.7)	1670.0(99.8)
	背筋 左	1787.3(100)	1508.5(84.4)	1722.7(96.4)	1804.0(109.3)
松○美○子 (68 歳，女) 第 12 胸椎骨折	腹筋 右	715.4(100)	535.9(74.9)	717.8(100.3)	716.6(100.2)
	腹筋 左	710.6(100)	525.2(73.9)	679.5(95.6)	760.8(107.1)
	背筋 右	2162.9(100)	1894.9(87.6)	2049.2(94.7)	2122.2(98.1)
	背筋 左	2194.0(100)	1892.5(86.3)	2135.4(97.3)	2150.9(98.0)
大○恵○子 (70 歳，女) 第 12 胸椎骨折	腹筋 右	727.3(100)	549.1(75.5)	631.6(86.8)	723.8(99.5)
	腹筋 左	747.7(100)	556.3(74.5)	673.5(90.1)	667.5(89.3)
	背筋 右	1961.9(100)	1783.7(90.9)	1874.6(95.6)	2040.9(104.0)
	背筋 左	1982.3(100)	1792.0(90.4)	1966.7(99.2)	2062.4(104.0)
小○シ○コ (65 歳，女) 第 1，2，3 腰椎骨折	腹筋 右	707.0(100)	532.3(75.3)	698.6(98.8)	701.0(99.2)
	腹筋 左	753.7(100)	581.4(77.1)	701.0(93.0)	772.8(102.5)
	背筋 右	2292.1(100)	1920.0(83.8)	2150.9(93.8)	2179.6(95.1)
	背筋 左	2081.1(100)	1668.8(80.2)	1838.7(88.3)	2054.0(98.7)
中○寅○ (70 歳，男) 第 12 胸椎骨折	腹筋 右	543.1(100)	454.6(83.7)	537.1(97.1)	547.9(100.9)
	腹筋 左	553.9(100)	474.9(85.7)	532.5(96.1)	586.2(105.9)
	背筋 右	1932.0(100)	1691.6(87.6)	1929.6(99.9)	2001.4(103.6)
	背筋 左	2064.8(100)	1609.0(77.9)	1909.3(92.5)	2067.2(100.1)
平均変化率	腹筋	(100)	(78.8)	(95.4)	(101.0)
	背筋	(100)	(84.8)	(97.2)	(101.2)

氏　名		受傷直後	ギプス除去時 (受傷4～6週後)	ギプス除去 4～7週後	ギプス除去 9～14週
浅○田○一 (81歳，男) 第2腰椎骨折	腹筋　右	866.1(100)	479.7(55.4)	477.3(55.1)	
	左	1077.9(100)	728.5(67.6)	672.2(62.4)	
	背筋　右	2377.5(100)	1682.2(71.0)	1708.3(71.9)	
	左	2043.3(100)	1587.2(77.7)	1587.5(77.7)	
田○マ○コ (76歳，女) 第1，2腰椎骨折	腹筋　右	266.8(100)	259.8(97.4)	223.7(83.8)	207.0(77.6)
	左	299.1(100)	174.7(58.4)	172.3(57.6)	166.3(55.6)
	背筋　右	1341.0(100)	1080.2(80.6)	996.5(74.3)	1004.9(74.9)
	左	1710.7(100)	1079.1(63.1)	985.7(57.6)	996.5(58.3)
杉○ト○コ (71歳，女) 第12胸椎骨折	腹筋　左	539.5(100)	466.6(86.5)	464.2(86.0)	463.0(75.5)
	左	662.7(100)	549.1(82.9)	512.0(77.3)	488.1(73.5)
	背筋　右	1242.9(100)	841.0(67.7)	839.8(67.6)	823.0(75.5)
	左	1418.8(100)	949.9(67.0)	915.2(64.5)	867.3(61.1)
高○田○ヤ○ (77歳，女) 第12胸椎骨折	腹筋　右	634.0(100)	445.0(70.2)	398.4(62.8)	394.8(62.3)
	左	691.0(100)	526.4(76.2)	454.5(65.8)	459.4(66.5)
	背筋　右	1056.3(100)	939.1(88.9)	884.1(83.9)	885.3(83.3)
	左	1482.2(100)	1024.0(69.1)	1030.0(69.5)	886.5(59.8)
広○マ○エ (81歳，女) 第12胸椎骨折	腹筋　右	521.6(100)	427.7(81.4)	384.0(73.2)	
	左	504.8(100)	436.6(86.5)	394.8(78.2)	
	背筋　右	1384.1(100)	1053.9(76.2)	976.2(78.3)	
	左	1335.1(100)	997.7(79.6)	892.4(66.8)	
土○つ○え (59歳，女) 第12胸椎骨折	腹筋　右	723.8(100)	659.2(91.1)	656.8(90.7)	662.7(91.6)
	左	702.2(100)	652.0(92.9)	648.4(92.3)	637.6(90.8)
	背筋　右	2109.1(100)	1883.0(85.2)	1771.7(84.0)	1845.9(87.5)
	左	2036.1(100)	1848.3(90.8)	1916.5(94.1)	1824.3(88.7)
平均変化率	腹筋	(100)	(78.9)	(73.8)	(75.5)
	背筋	(100)	(77.9)	(73.4)	(73.8)

表 3.
胸腰椎骨折部位における腹筋，背筋の横断面積の変化(踵なし靴非着用)
腹筋は腹直筋，背筋は最長筋，腸肋筋の合計，面積単位：mm²，(　)内は受傷後の面積を100とした%を示す

氏　名		受傷直後	ギプス除去時 (受傷4～6週後)	ギプス除去 4～7週後	ギプス除去 9～14週
浅○田○一 (81歳，男) 第2腰椎骨折	腹筋　右	660.4(100)	552.7(83.7)	539.5(81.7)	
	左	801.5(100)	569.4(71.0)	546.7(68.2)	
	背筋　右	1957.1(100)	1711.9(87.5)	1755.0(87.9)	
	左	1944.0(100)	1758.0(90.5)	1709.5(87.9)	
田○マ○コ (76歳，女) 第1，2腰椎骨折	腹筋　右	698.6(100)	434.3(62.2)	421.1(60.3)	427.1(61.1)
	左	628.1(100)	497.7(79.2)	453.4(72.2)	436.6(69.5)
	背筋　右	1146.0(100)	801.5(69.9)	736.9(64.3)	671.1(58.6)
	左	1385.3(100)	1031.2(74.4)	842.7(68.1)	856.5(61.8)
杉○ト○コ (71歳，女) 第12胸椎骨折	腹筋　左	521.6(100)	425.9(80.3)	394.8(75.7)	393.6(75.5)
	左	533.5(100)	428.3(86.9)	402.0(75.4)	387.6(72.7)
	背筋　右	1880.8(100)	1577.9(83.9)	1569.5(83.4)	1538.4(81.8)
	左	1894.9(100)	1646.1(86.9)	1615.0(85.2)	1476.2(77.9)
高○田○ヤ○ (77歳，女) 第12胸椎骨折	腹筋　右	684.3(100)	622.1(90.9)	612.5(89.5)	594.6(86.9)
	左	772.8(100)	643.6(83.3)	637.6(82.5)	642.4(83.1)
	背筋　右	1605.4(100)	1508.5(94.0)	1479.8(92.2)	1493.0(93.0)
	左	1734.2(100)	1531.3(88.3)	1508.5(87.0)	1519.3(87.6)
広○マ○エ (81歳，女) 第12胸椎骨折	腹筋　右	574.2(100)	468.9(81.7)	449.8(78.3)	
	左	587.4(100)	467.7(79.6)	459.4(78.2)	
	背筋　右	2188.6(100)	1814.8(85.7)	1737.0(82.0)	
	左	1935.6(100)	1758.5(90.9)	1733.4(89.6)	
土○つ○え (59歳，女) 第12胸椎骨折	腹筋　右	710.6(100)	576.6(81.1)	589.8(83.0)	593.4(83.5)
	左	722.6(100)	631.6(87.4)	637.6(88.2)	583.8(80.8)
	背筋　右	2304.1(100)	2099.5(91.1)	1971.5(85.5)	1935.6(84.0)
	左	2251.4(100)	1954.7(86.8)	1938.0(86.1)	1985.8(88.2)
平均変化率	腹筋	(100)	(80.2)	(76.5)	(76.6)
	背筋	(100)	(85.8)	(83.4)	(79.1)

表 4.
第4腰椎部位における腹筋，背筋の横断面積の変化(踵なし靴非着用)
腹筋は腹直筋，背筋は最長筋，腸肋筋の合計，面積単位：mm²，(　)内は受傷後の面積を100とした%を示す

表 5.
第4腰椎椎体海綿骨部のCT値とその割合の変化(踵なし靴着用，非着用の比較)
( )内は受傷直後のCT値を100とした%を示す

	氏　名	受傷直後	ギプス除去後 (受傷4～6週後)	ギプス除去 4～7週後	ギプス除去 9～14週後
踵なし靴着用例	石○広○　(69歳，男) 第12胸椎骨折	111.9(100)	85.7(76.6)	88.9(79.4)	121.0(108.1)
	深○初○　(78歳，女) 第1腰椎骨折	46.3(100)	41.7(90.1)	43.9(94.8)	44.3(95.7)
	丹○ミ○ヲ　(77歳，女) 第2腰椎骨折	91.0(100)	74.5(78.6)	85.7(94.2)	95.0(104.4)
	松○美○子　(68歳，女) 第12胸椎骨折	80.9(100)	62.3(77.0)	75.0(92.7)	100.7(124.5)
	大○恵○子　(70歳，女) 第12胸椎骨折	186.0(100)	111.7(60.1)	144.5(77.7)	154.3(83.0)
	小○シ○コ　(95歳，女) 第1，2，3腰椎骨折	55.1(100)	48.4(87.8)	51.4(93.3)	59.3(107.6)
	中○寅○　(70歳，男) 第12胸椎骨折	55.2(100)	36.6(66.3)	43.3(78.4)	54.4(98.6)
	平均変化率	(100)	(76.6)	(87.2)	(103.9)
踵なし靴非着用例	浅○田○一　(81歳，男) 第2腰椎骨折	62.9(100)	57.5(91.4)	55.0(87.4)	
	田○マ○コ　(76歳，女) 第1，2腰椎骨折	187.7(100)	130.1(68.6)	122.8(64.7)	83.7(44.1)
	杉○ト○コ　(71歳，女) 第12胸椎骨折	95.3(100)	78.9(82.8)	57.5(60.3)	78.0(81.8)
	高○田○ヤ○　(77歳，女) 第12胸椎骨折	80.6(100)	54.5(67.6)	54.3(66.3)	69.3(86.0)
	広○マ○エ　(81歳，女) 第12胸椎骨折	95.9(100)	87.6(91.3)	85.4(89.1)	
	土○つ○え　(59歳，女) 第12胸椎骨折	119.7(100)	11.2(92.9)	106.8(89.2)	106.0(88.6)
	平均変化率	(100)	(82.4)	(76.2)	(75.1)

復しない．

骨萎縮の変化を示す第4腰椎椎体海綿骨のCT値は，踵なし靴使用例では脊椎ギプス除去時76.6%であるが，コルセット装着4～6週後，9～14週後，それぞれ87.2%，103.1%となり，骨萎縮の回復が認められる．他方，非着用例では，ギプス除去時76.6%と減少し，さらにコルセット装着4～6週後76.2%，9～14週後75.1%とCT値は減少して骨萎縮が続く．

結語および考察

脊椎ギプス除去後，軟性コルセット装着時に踵が15°カットされ，踵着地時爪先が25°上がる踵なし靴を着用すれば，腹筋や背筋の筋萎縮や椎体の骨萎縮が改善されることを，脊椎ギプスを除去し，コルセットを装着する時，踵なし靴を着用した症例と着用しなかった症例とを比較検討して確かめた．

文　献

1) 松浦義和ら：踵なし靴の腰痛および膝関節痛に対する効果．靴の医学，8：56-60，1994.
2) 松浦義和：踵なし靴が体幹固定装具装着中の躯幹筋．および椎骨に及ぼす影響について．靴の医学，**9**：38-43，1995.

靴の医学 **10**：120-125，1996.

靴による姿勢の変化

城南病院
石塚忠雄

目　的

人間の姿勢の変化は，加齢によって異なってくることは周知の事実である(図1)．そしてまた，裸足のときと靴を履いたときとでは，さらにその姿勢に変化が認められる．また，靴の種類や型などによっても，姿勢に微妙な変化が現れてくる．

そこで筆者は，人間の姿勢の変化と靴とが，如何なる相関関係にあるかということを検索したので，その結果を報告する．

方　法

被験者は22名であり，うち女性18名，男性は4名であった．年齢は23歳から74歳の健常者を対象とし，靴による姿勢の変化を検索したのである．使用した器材は，図に示すフランス製測定器であり，これはグレ夫人の好意により借用したものである．さらに，タクタイルセンサーによる足底圧の変化も併せて検討した．

まず，被験者の正面後面を調べ，図2のごとく，両肩の上に水平に横の定規をあて，さらに骨盤にも図3に示すごとく，脊椎に対して90°の角度で線をおき，さらにまた側面から，骨盤より先足部に至るまでの測定を行うことにより，裸足と靴を履いたときとの比較研究を行った(図4，5)．なお，この器械は，横に付いている目盛りと分銅の位置により，その角度を測定していくものである(図6)．さらに，図7に示すものは，おおむね左右平等に力がかかる健常者の足底圧の結果である．また，その継続的検索は，図8に示すごとくで；裸足と矯正靴を履いたときとの変化を示したものである．

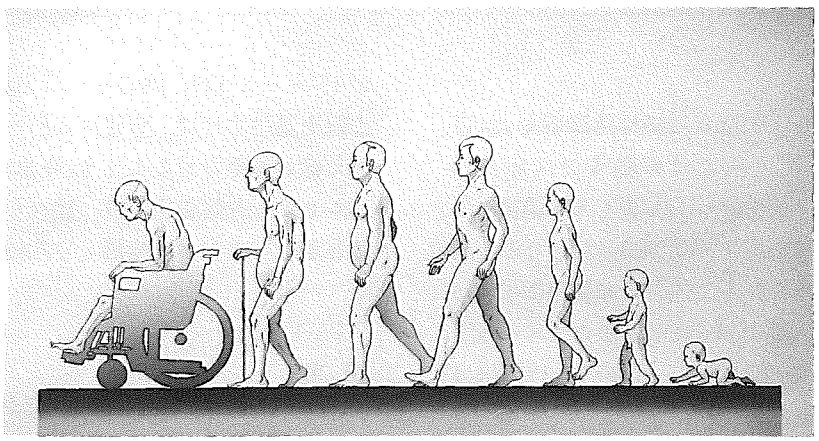


図 1. 加齢による姿勢の変化

Key words：posture(姿勢)，shoes(靴)，foot sole pressure(足底圧)

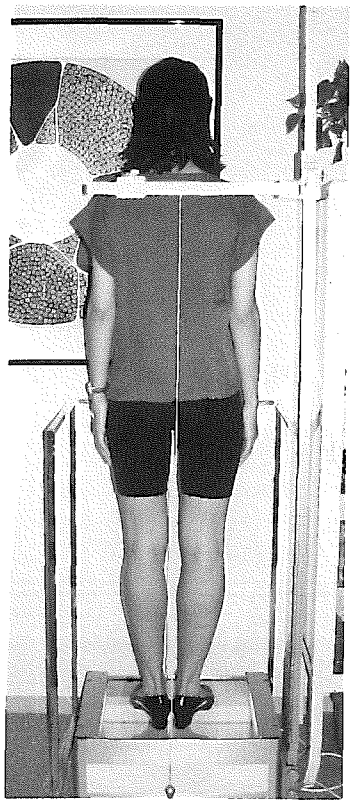


図 2. 姿勢の測定器(1)

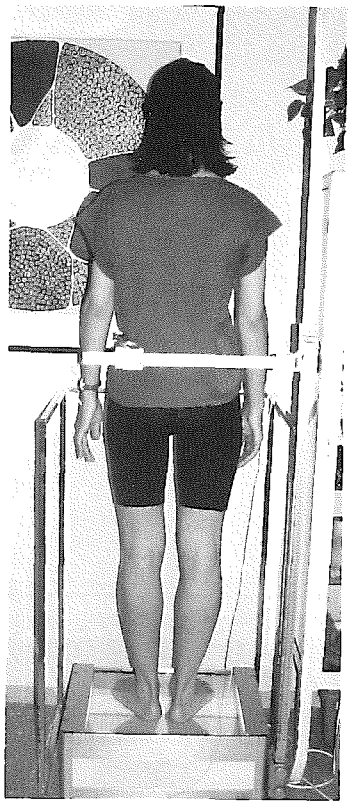


図 3. 姿勢の測定器(2)

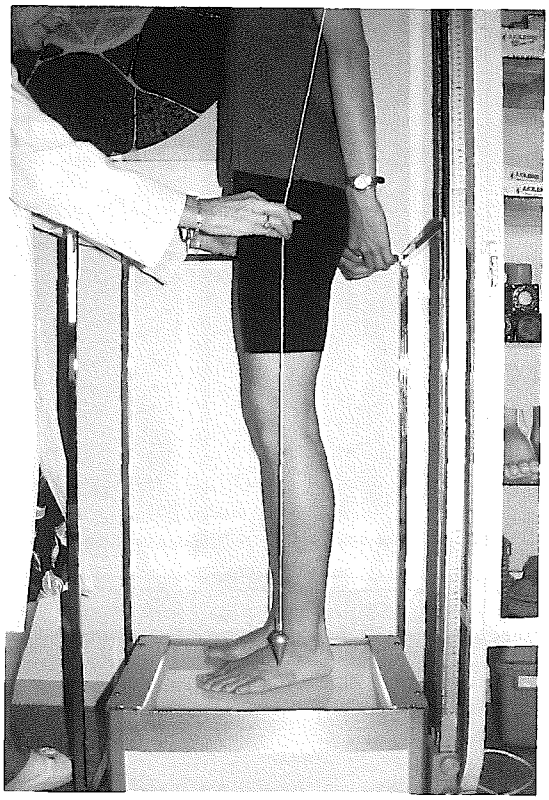


図 4. 姿勢の測定器(3)

◀図 5.
姿勢の測定器(4)

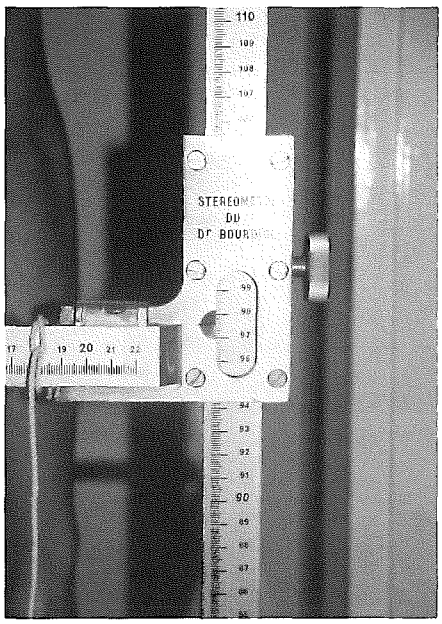


図 6.
測定器の目盛りと分銅の紐

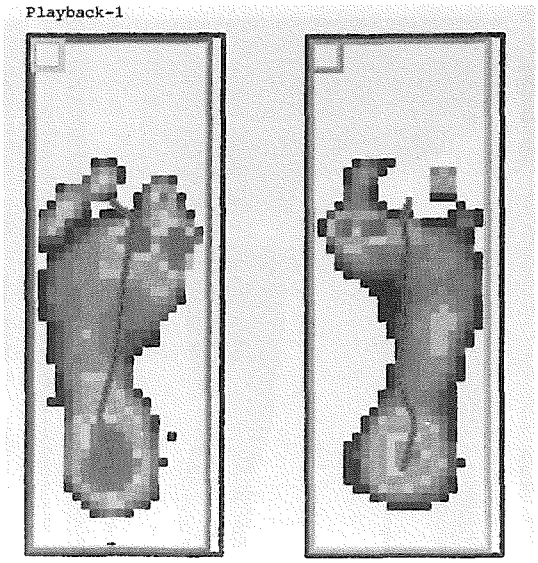


図 7. 健常者の足底圧

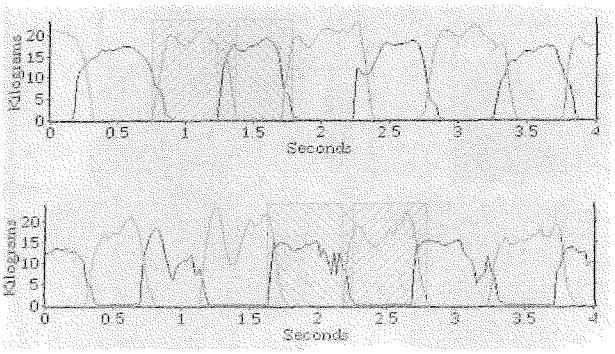


図 8. 足底圧の継続的変化(上：裸足，下：矯正靴)

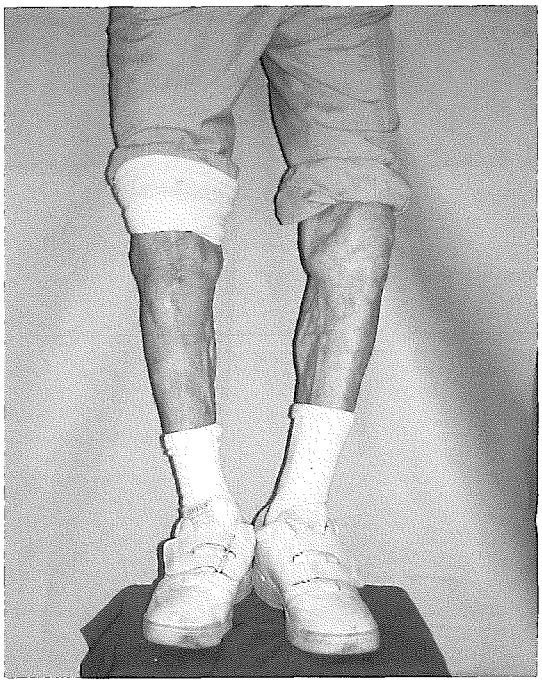


図 9. O脚

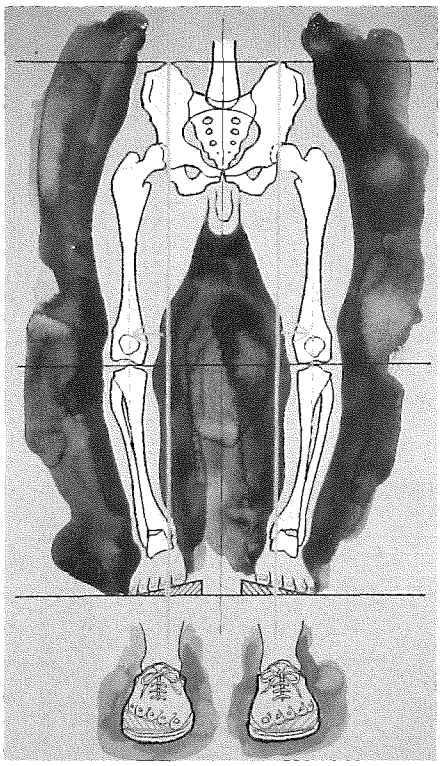
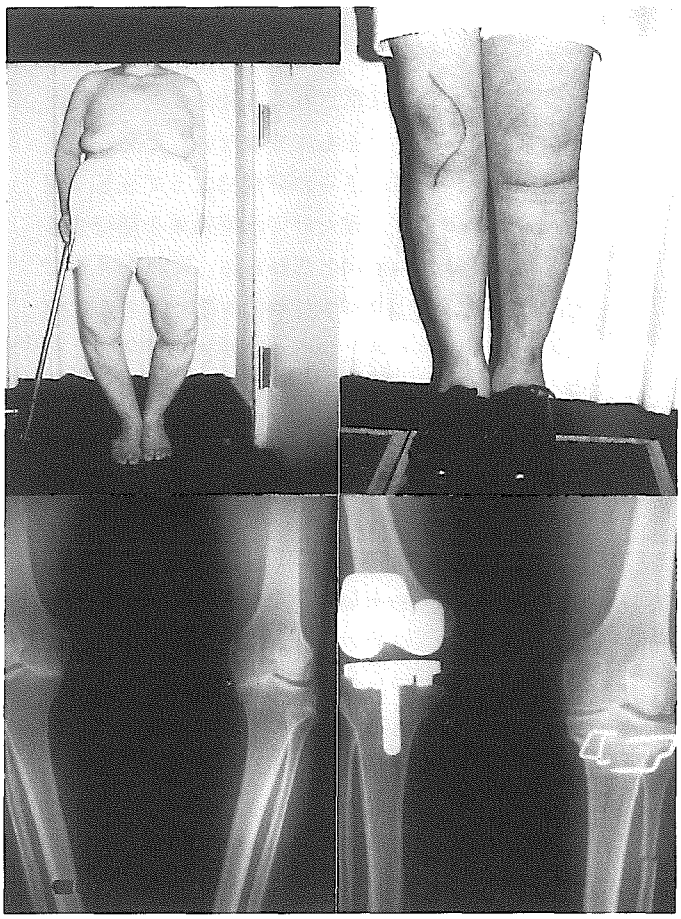


図 10. O脚

結　果

姿勢測定器によって測定した結果は，全例とも左右の肩の高さおよび腰の高さ，また角度も全く同じものはなかった．全例とも 5 mm から 1 cm，甚だしいものは 2 cm ぐらいの差異を認めた．しかし，この程度の左右の脚長差および骨盤，肩の高さの相違などは，靴によって矯正する必要を認めなかった．これらの差でも，人間の代償作用が十分に効いているのである．靴底を多少上げることによって，被験者が靴の適合度に満足し快感を覚えるようであれば，それは矯正すべきである．しかし，1 cm または 2 cm の脚長差があるからといって，直ちに靴底を上げる必要はないように思われた．



術前　　術後

図 11. 重症のO脚

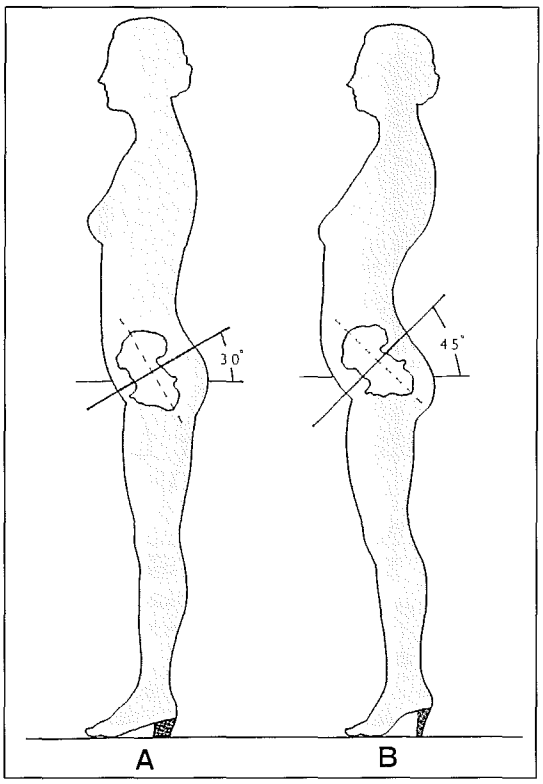


図 12. ヒール靴と骨盤角度の関係
A：正常な骨盤と姿勢を示したもの.
B：ハイヒールを履くと骨盤の角度は前傾し身体の姿勢（殊に背筋と腹筋）が変わる.

要するに，被験者が靴を履いた状態でより快適感を得られれば，それで十分目的は達せられるのである.

図9に示したごとく，O脚の場合は，両膝に力が加わり，放置しておくと変形性膝関節症を誘発する危険が多分にあるため，これは矯正する必要がある．O脚は，靴の外側が減り気味なので，そこを軽度挙上する(図10)ことにより快感を得られることが多い．しかし，靴だけによってO脚を矯正するということは極めて困難であり，その他体操療法などにより膝を鍛え，鍛練することが必要である．図11は重症なO脚で，矯正靴による治療は不可能である．このため，右側はダウコーニング(Dow Corning)のスタンダードタイプ(standard type)の人工膝関節を投入し，左側は高位脛骨下骨切り術を施行した後に中足骨骨頭下バー，靴舌部の補強，さらに衝撃吸収材を使用した靴を作成したことで，極めて満足する結果を得た症例である.

ハイヒールを装用した場合，躯幹はその直立位を正常に保とうとするため，まず膝と腰が弯曲してくる．そして裸足のときは，骨盤の角度は両側骨盤の横のラインと体の躯幹の垂直線に対して30°の角度にあると言われているが，ハイヒールを履くと，殿部が後方へ，また腹部が前方に突き出すような形になり，この角度が急激に増加し約45°の角度となる(図12)．そして，これを矯正しようとする力により，腰椎の前弯が強調されてくる

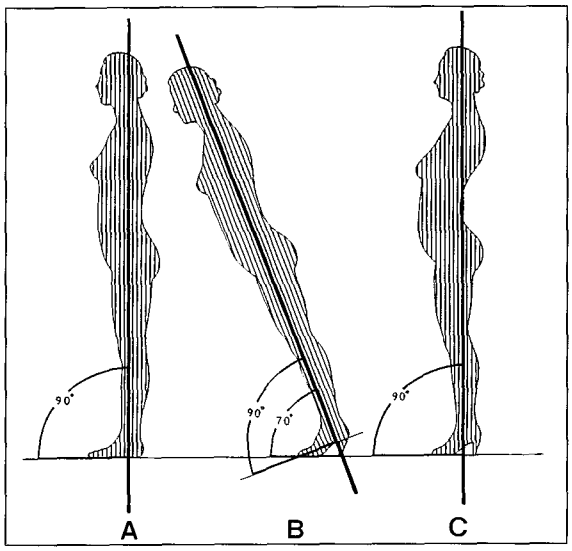


図 13. ヒールの高さと身体の姿勢
A：平面上に起立した正常な身体の姿勢
B：ハイヒールを履いた時の身体の姿勢　身体は前方に傾斜する
C：ハイヒールを履き前方に傾く身体を垂直に保つように補正するその結果腰椎部が過度に前弯を呈する

のである．さらに，腰椎部を支えている腸腰筋に強い過緊張を強いる結果となり，姿勢が大きく変化してくる．その結果，胸が前方に突き出すような形になり，女性にとっては美容的に美しい形となるため好まれる傾向があるが，人間本来の健康的な姿勢という点からみると，この姿勢は必ずしも好ましい姿勢とは言えない(図 13)．

筆者が調査したところによると，ハイヒールを履いた場合に，どの程度の変化が実際に起こるのか，その統計学的な観察記録は非常にまちまちであり，誤差が多く数値的に示すのは困難である．しかし，ヒールを上げることによって起こる下肢，骨盤，さらには脊椎の変化は，我々が想像している以上に複雑であり，種々の変化が起こってくることは事実である．また，ハイヒールを履くことによってもっとも多くの患者が訴えることは，姿勢の変化による腰椎部の筋肉痛である．

考　察

直立二足歩行に象徴される人間の姿勢は，靴だけによって解明されるものではない．足関節，下腿，大腿部，骨盤，さらに脊椎によって正しく保たれるものであり，靴だけで治療効果を期待することは大変難しいものと思われる．靴はあくまでも，裸足でいるよりも歩行機能を高め，さらに起立能力を増進させるということが極めて望ましい姿である．これに加えて正しい姿勢を保つためには，どうしても運動療法が必要であり，不自然な姿勢を長く保っておくと，変形性脊椎症，椎間板ヘルニア，変形性膝関節症，変形性足関節症などを誘発する原因となる．これらの予防には，足にしっかりとフィットした靴を履くことが重要である．殊に日本人に多いO脚は，足にしっかり合った靴を履くことはもちろん，歩き方においても，つま先が内側に入る歩き方をすると膝の内側に体重が過度にかかり，膝の疼痛を訴えることになるので，前足部が直向するような正しいウォーキングを行うよう心掛ける必要がある．

また，O脚体操として，立ったまま膝を軽く曲げ，両膝の内側を付けたまま膝を伸ばすような運動をするとよい．さらに，足関節に 1 kg から 2 kg の重りをつけ，膝を十分伸展した状態で股関節の屈伸運動を行う，即ち大腿四頭筋の訓練をすることが大切である．殊に重要なことは，O脚X脚の改善には非常に長い時間がかかるということで，たゆまず努力することが必要である．

O脚は，大腿骨と脛骨の外側の角度(FTA)で測定する．正常人では 175°くらいであるが，両膝の間の隙間が 1 cm につき，FTA は約 1°増加するといわれており，これが 180°をこえると手術が必要になることもある．

かかることから，足によくフィットした靴を履き，絶えず下半身を鍛えることによって，よい姿勢を保ち健康を増進することができると思われる．

ま と め

姿勢を正しく美しい姿で歩行することは，人間の健康にとって大変重要なことである．足関節が内側に曲がり，その結果O脚となり，さらには骨盤の傾斜角度の異常を示す．これらのことから，直立二足歩行の人間の生来培ってきた美しい姿が変化し，年の割りに姿勢が崩れ，老化現象を早期に起こしてくるようなことが多々ある．

我々はまず，正しい姿勢と健康とが如何に人間の生存にとって大事なことであるかということをよく考えなければならない．そのためには，よい靴を履いて颯爽と歩くことが大事である．

よい靴とは，足の解剖学的な状態を知り，それに合うことが必要である．即ち，人の足はもっとも運動性の広い前足部と，柔軟性，しなやかさを求められる足背部，そして人間が直立した場合，制御の作用をつかさどる踵の部分とから成り立っている．このような足の異なった機能から考え，靴を履いた場合でも前足部が十分に動かすことができ，捨て寸は約1 cm程度必要である．しなやかさと柔軟性のある中足部は，柔らかみのある素材で作る必要がある．そして踵は運動性があってはならない．足本来の踵のカーブをしっかりと包みこむような構造の靴が望ましいと思われる．

TPOに応じて靴を上手に履き替えることが，人間の姿勢を美しくみせ，そして健康につながる大切な要因となるものと思われる．

文 献

1) Baylor, A. M. & Spirduso, W. W.：Systematic aerobic exercise and components of reaction time in older women. J Gerontology, **43**：121-126, 1988.
2) Blair, S. N.：Physical activity, physical fitness, and health. Seminar presented at the University of Texas, Department of Kinesiology and Health Education, Austin, TX, 1988.
3) Cerella, J.：Information processing rates in the elderly. Psychological Bulletin, **98**：67-83, 1985.
4) Era, P., Jokela, J., Suominen, H. & Heikkinen, E.：Correlates of vibrotactile thresholds in men of different ages. Acta Neurol. Scand., **74**：210-217, 1986.
5) Hoyer, W. J. & Familant, M. E.：Adult age differences in the rate of processing expectancy information. Cognitive Development, **2**：59-70, 1987.
6) Light, K. E.：Effects of adult aging on response programming complexity and compatibility. Ph. D. dissertation, University of Texas at Austin, 1988.
7) Spirduso, W. W.：Exercise as a factor in aging motor behavior plasticity. In Exercise and health, the American Academy of Physical Education Papers, No. 17, (pp. 89-100). Fifty-fourth Annual Meeting. Minneapolis Champaign, IL：Human Kinetics, 1984.
8) Spirduso, W. W., MacRae, H. H., MacRae, P. G., Prewitt, J. & Osborne, L.：Exercise effects on aged motor function. Annals of the New York Academy of Sciences, **515**：363-375, 1988.
9) Stelmach, G. E., Amrhein, P. C. & Goggin, N. L.：Age differences in bimanual coordination. J Gerontology：Psychological Sciences, **43**：18-23, 1988.
10) Woollacott, M. H., Inglin, B. & Manchester, D.：Response preparation and posture control in the older adult. In J. Joseph, Central determinants of age-related declines in motor function. Annals of the New York Academy of Science, **515**：42-53, 1988.
11) 石塚忠雄：新しい靴と足の医学，52；94-95；184，金原出版，1992.

靴の医学 **10**：126-129，1996.

日本人の足に適合した ドイツ既製靴の開発

足と靴の科学研究所
清水昌一

はじめに

第8回日本靴医学会における演題「セラピーシューズの効用」[1]で，ドイツ既製セラピーシューズ装着前後のフットプリントの変化を調査し，その効用を報告したが，問題点として，ドイツ人と日本人の足型の多少の相違については，自らも論述[2]したし，また多くの方々からご指摘をいただいた．その後460足について，その相異を調査したので報告する．

適合した靴のサイズの選び方

立位で，足型がエジプト型趾と正方形型趾には第一趾，ギリシャ型趾には第二趾に(図1)，余裕が少くとも1cm(図2)，ハンマートーが強いと，程経て足趾が伸長することを見越して，その他に3

図 1.

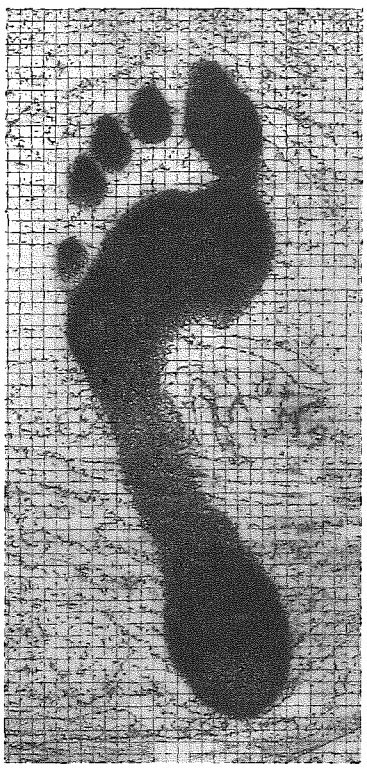


図 2.

Key words：Egyptian foot(エジプト型趾)，Greece foot(ギリシア型趾)，Square foot(正方形型趾)，the base of 5th metatarsus(第五中足骨基部)，highest point(ハイエストポイント)

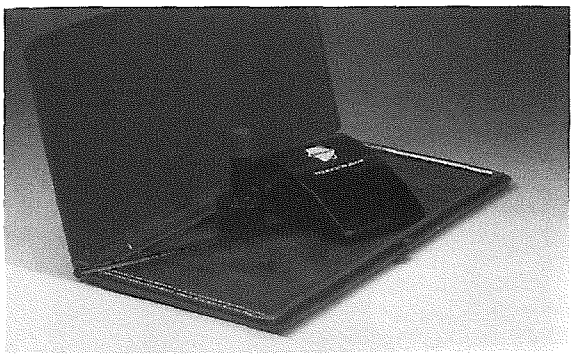


図 3.

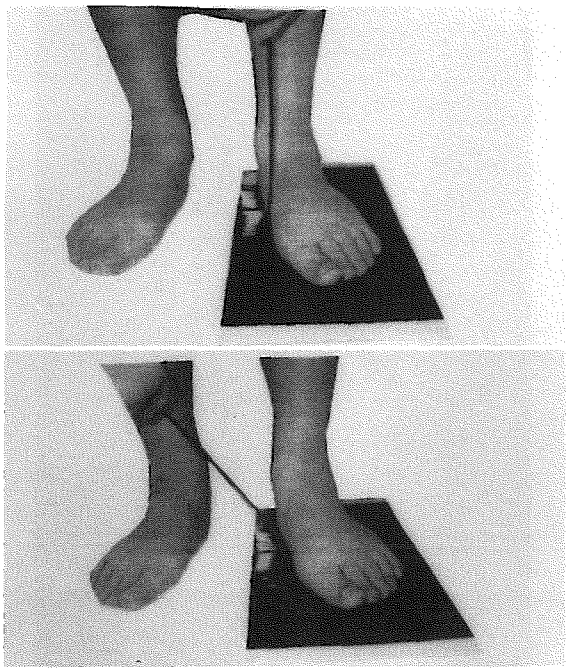


図 4.

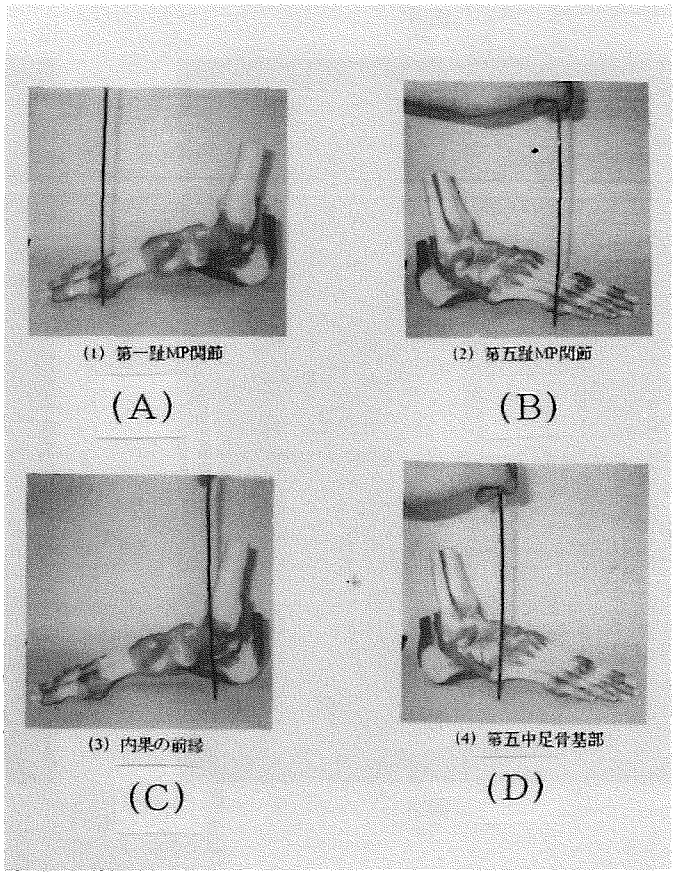


図 5.

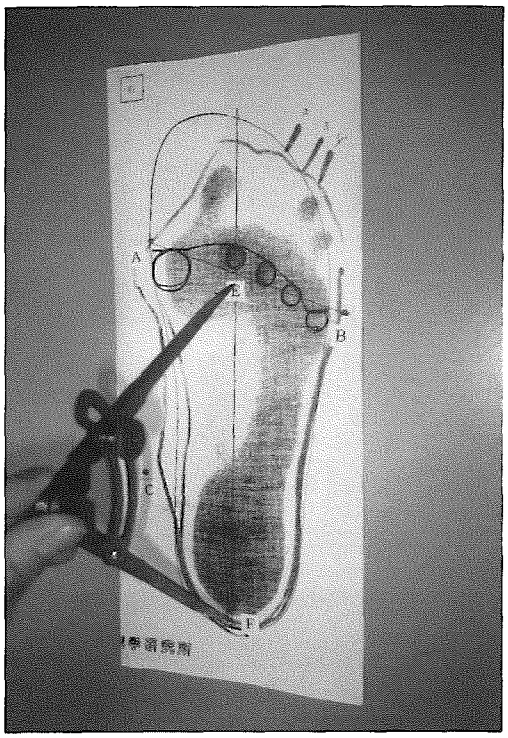


図 6.

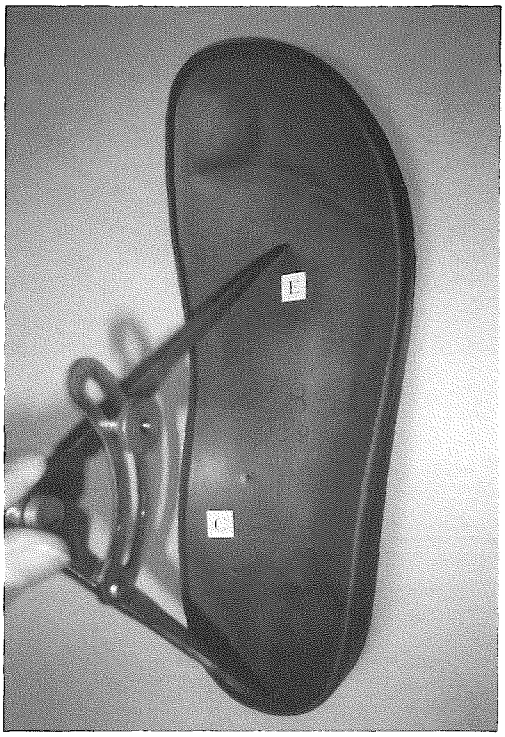


図 7.

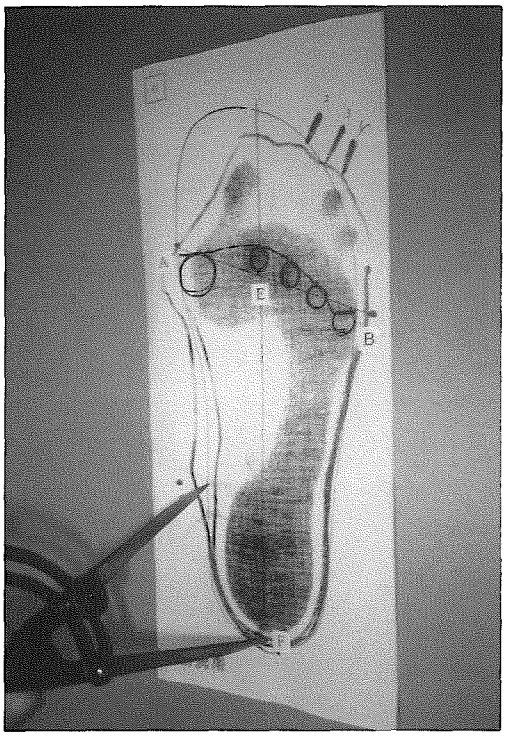


図 8.

図 9.

～4 mm 多く余裕をみるべきである．

フットプリントの採り方

相異を調査する方法として，フットプリントを採用した(図3)．立位で，足の外側を90°で外縁を描く．次に45°の角度で内縁を描く(図4)．第一，第五MPジョイントに各々(A)，(B)をマークし，次に内果の前縁から90°に下ろした(C)をマークする．最後に第五中足骨基部(D)をマークする(図5)．

対象と方法

ドイツALSA社(以下DA社と略す)のフットベットとの相異を比較した．(A)，(B)を基に，中足骨骨頭の位置を描く(図6)．それから3～5 mm後方位をメタタルサルパットの前縁の位置(E)とし，それと踵骨後縁中心部(F)までの距離(図7)．(C)は内側タテアーチのもっとも高い点(ハイエストポイント)であり(図8)，(C)と(F)との距離(図9)．

結　果

メタタルサルパットの位置は，(E)～(F)最大値2.5 cm．最小値0．平均1.5 cmの差異があった(DA社の方が長い)．内側タテアーチ(C)～(F)のハイエストポイントは，最大値1.5 cm．最小値0．平均1 cm(DA社の方が長い)．特に足長に比べ，足囲が大きいと，大きめのサイズを選ぶためその差異は大きく，メタタルサルパットの中足骨骨頭への負担が懸念される．

ま と め

調査の結果を基にDA社と日本人の足に適合したフットベットの開発を進行中である．

文　献

1) 清水昌一：セラピーシューズの効用．靴の医学，8：71-74，1994．
2) 清水昌一：新コンセプトの靴．セラピーシューズの提案．歩くこと・足そして靴，169-170，1995．

靴の医学 **10**：130-133，1996.

靴の補正を目的とした試歩行靴の開発と評価

第2報：ヒール・ソールが及ぼす影響について

東京大学医学部附属病院リハビリテーション部
金子秀雄，加倉井周一，横田一彦
大宮義肢研究所
木下昌憲

はじめに

靴型装具を個々の患者に処方する時，仮合わせ・適合判定までに時間がかかる，医師の処方を受ける製作技術者が必ずしも靴型装具を製作を行っているとは限らない[1]ことがある．第1報では，靴型装具の具体的な補正項目を事前に察知するために試歩行靴を開発したが，ヒールとソール取り付け部の靴底金属枠が大きく頑丈であったため，ヒールの影響が十分に反映されていないと考えた[2]．そこで，金属枠を小型化した試歩行靴を再作製し，ヒール，ソールの歩行時における特性について分析したので報告する．

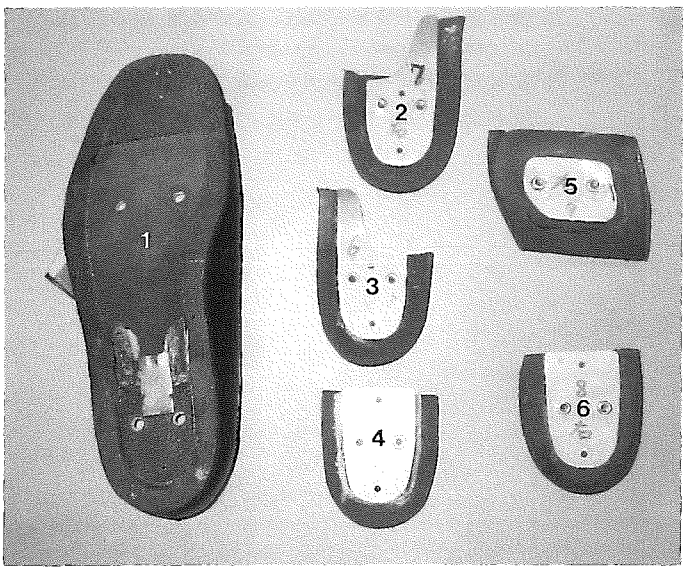


図 1-a．試歩行靴の底面ならびに各種ヒールとソール
1：靴の底面
2：逆トーマス型ヒール
3：トーマス型ヒール
4：標準型ヒール
5：ロッカーバー
6：標準型ヒール(ロッカーバー用)

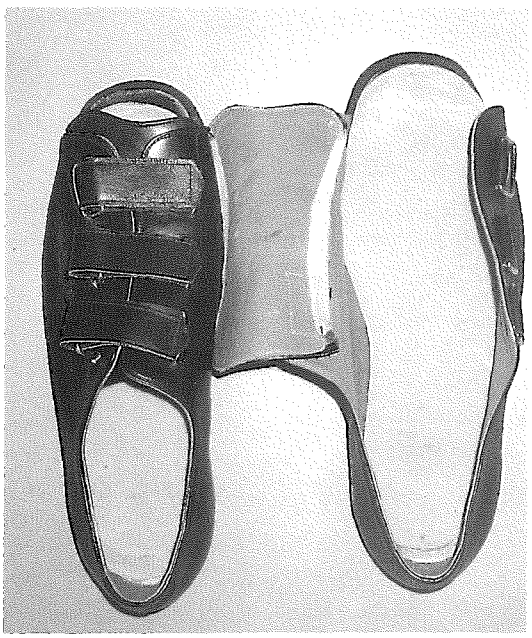


図 1-b．試歩行靴の上面と内面

Key words：trial shoes for shoe modification
(補正用試歩行靴)
normal subjects(正常人)
gait analysis(歩行解析)

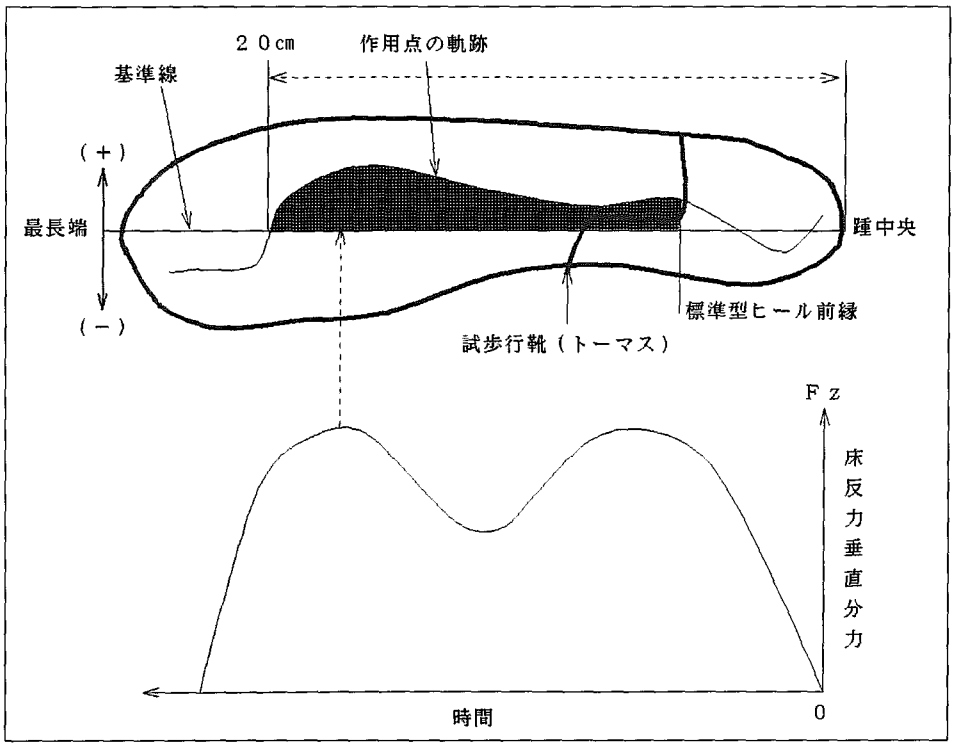


図 2.
作用点の軌跡の分析方法

実験方法

1．試歩行靴

開発した試歩行靴は標準型，硬性，SACH，トーマス型，逆トーマス型の 5 種類のヒールとロッカーバー，メタタルザルバーの 2 種類のソールの取り付けを可能にしたものである．

左右の靴長は 27.5 cm，ヒール長は標準型，硬性，SACH が 7.5 cm，トーマス型および逆トーマス型はさらに内外側に 3.8 cm 延長されている．ソールはバーの中心が MP 関節，中足骨中央部に相当する位置に取り付けられる．ヒールとソールの固定は 2 本のねじで固定し，足部の固定はベルクロにて調整する．最初の試歩行靴は靴底に金属枠を付けていたが，金属枠をヒールおよびソール側に取り付けることで小型化をはかった(図１)．

2．対象者

対象者は正常足を有する成人男性 6 名とした．対象者の年齢平均は 27.2±2.2(24～30)歳，足長平均は 25.9±0.8(25.0～27.0)cm，体重平均は 66.3±5.4(61～76)kg であった．

3．測定手順

標準型，トーマス型，逆トーマス型の 3 種類のヒールとロッカーバーの 4 種類で試歩行靴歩行時における動態を，作用点の軌跡と足形より検討した．計測は，60×40 cm の床反力計(Kistler 社製)を中央に設置した 7.5 m の歩行路上を，各対象者の歩調に設定したメトロノームに合わせて歩き，4 歩目に測定する足が床反力計に乗るようにした．各種のヒールとソール毎に 5 回の歩行を，左右で測定した．データは PEAK5 動作解析ソフトにて，サンプリング周波数 120 Hz で取り込み，床反力と作用点の軌跡を求めた．同時に，床反力計上に固定した用紙に足形を記録した．

足形からは，踵中央と最長端を結んだ基準線と進行方向とのなす角をトウアウトとして求めた．3 種類のヒールについて，トーマス型は内側縦アーチを確保により作用点の軌跡は外側に，逆トーマス型では外側縦アーチの確保により内側に位置すると仮定した．そこで，作用点の軌跡の位

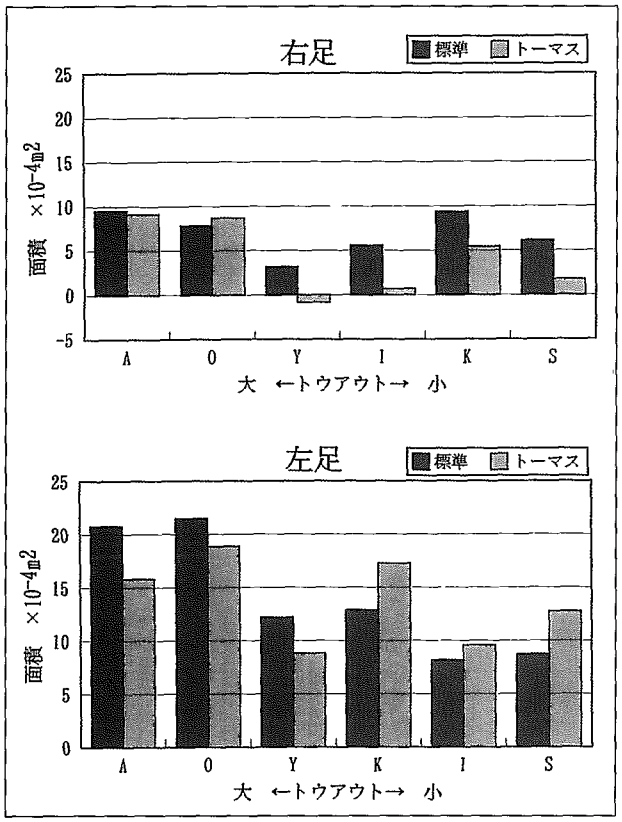


図 3. 対象者別にみた標準型とトーマス型の面積

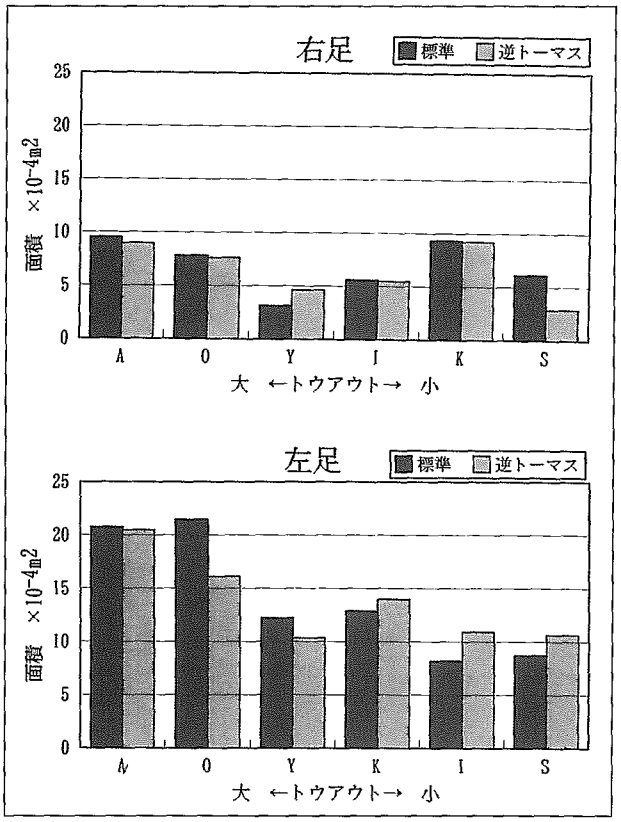


図 4. 対象者別にみた標準型と逆トーマス型の面積

置を表すために，標準型ヒール前縁と踵から 20 cm において作用点の軌跡と基準線で囲まれた面積を求めた．ロッカーバーでは，踏み返し時の最大垂直圧の位置が踵よりになると仮定し，床反力垂直分力のピーク値における基準線上の位置を求めた(図 2)．

統計処理は，標準型，トーマス型，逆トーマス型の 3 群間の比較には Kruskal-Wallis 検定[3]，標準型とロッカーバーの比較には t 検定を用いて，有意水準 5 %で検定を行った．

結　果

標準型とトーマス型の平均値で比較したものを図 3 に示す．縦軸に面積をとり，横軸には対象者をトウアウトの大きい順に並べた．トーマス型で面積が大きくなったのは全体の 1/3 であった．特に，左足のトウアウトの小さい対象者で，この結果を認めた．

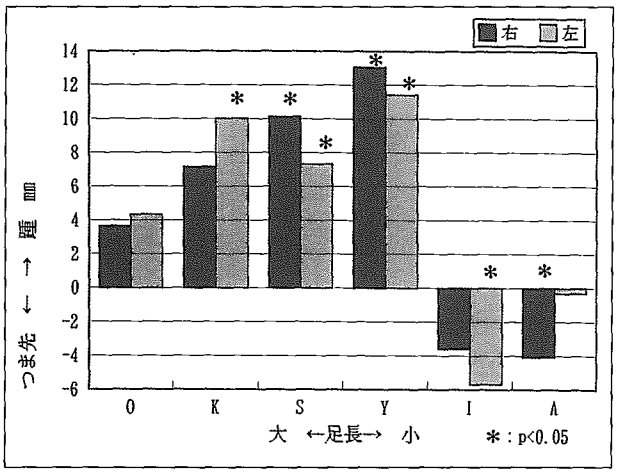


図 5. 対象者別にみた標準型とロッカーバーの位置の差

逆トーマス型と標準型の比較を図 4 に示す．逆トーマスで面積が小さくなったは全体の 2/3 であった．右足で多く認めたが，その差は小さく，むしろ，左足でトウアウトの大きい対象者の方が

差は大きくなっていた．これらの値に対して検定を行ったが，有意差は認められなかった．

踏み返し時の床反力垂直分力ピーク値の位置について，縦軸に標準型とロッカーバーの位置の差をとり，横軸に対象者を足長の大きい順に並べた(図5)．バーの頂点が中足骨頭直下およびその手前にあった対象者4名は，踵よりに移っていた．特に中足骨頭直下にあった2名は，左右ともに有意差を認めた．

考　察

ヒールの影響について，トーマス型では内側縦アーチの確保により作用点の軌跡は外側に移り，逆トーマスでは内側に移ると仮定した．この変化は，それぞれ全体の1/3，2/3に認めたが，対象者で一致した傾向はなかった．今回の対象者は正常人であり，ヒールの影響を越えて代償的な動作が働いたことが推測できる．しかし，足の左右およびトウアウトの大小により偏りがみられたことは，これらを考慮してヒールの大きさや形状も調整していく必要があると思われた．

これらのデータで有意差は認められなかったが，その理由は，(1)データ数が少ないこと　に加え，(2)足形を基準に作用点の軌跡から求めた面積が，ヒール延長部だけでなく踏み返し付近までを計算したため，歩行毎のばらつきが反映されやすくなったこと，が挙げられる．今後は，より自由歩行にちかい計測環境のもとで，データ数を増やすべきであると考えている．

ロッカーバーでは，踏み返し時の足部に加わる最大垂直圧の位置が踵よりに移ると仮定し，4名でこの変化を認めた．ロッカーバーの取り付け位置はバーの頂点が中足骨骨頭の直下とされている．この4名は，バーの頂点が中足骨骨頭直下およびその手前にあり，そのうち中足骨骨頭直下にあった2名は左右ともに有意差を認めた．つまり，ロッカーバーの頂点を中足骨頭直下に置くことで，踏み返し時の足部に加わる最大垂直圧は踵よりになることが示唆され，本試歩行靴が有効に作用したと言えよう．

ま と め

(1)　金属枠を小型化した試歩行靴で，成人男性6名を対象に，ヒールとソールの影響について検討した．

(2)　ヒールの影響は一致した傾向はなかったが，左右，トウアウトの大小により偏りがあった．統計学的に有意差は認められなかった．

(3)　ロッカーバーの頂点が中足骨骨頭の直下にあった対象者で，踏み返し時の最大垂直圧の位置が踵よりになり，左右とも有意差を認めた．

文　献

1) 加倉井周一：我が国の靴型装具製作の実態と問題点―日本義肢協会・日本義肢装具技術者協会員に対するアンケート調査結果から．靴の医学，**3**：35-40，1989.
2) 加倉井周一ほか：靴の補正を目的とした試歩行靴の開発と評価―第1報：ヒールが及ぼす影響について―，靴の医学，**8**：26-29，1995.
3) 山本澄子：床反力データの統計処理法，窪田俊夫・山崎信寿編：歩行分析データ活用マニュアル―床反力編―，p. 83-84，てらぺいあ，1994.

靴の医学 **10**：134-136，1996.

糖尿病性足部潰瘍に対する硬性治療靴の試み
—第4報—

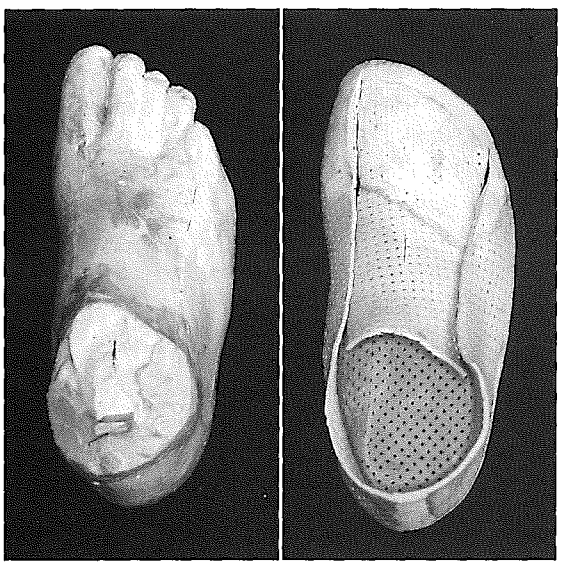
慶應義塾大学整形外科学教室
橋本健史，井口　傑，宇佐見則夫，星野　達，平石英一，宮永将毅

はじめに

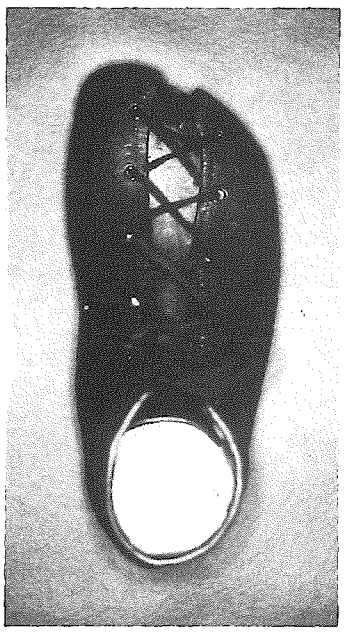
欧米では初期の糖尿病性足部潰瘍に対して，total contact のギプスにより，良好な治療成績が得られている．しかし，本邦では屋内では靴を脱ぎ，風呂を好む生活習慣や高温多湿の気象条件から，長期間の total contact cast の装用は困難である．我々は，total contact cast にヒントを得た靴型硬性装具を糖尿病性足部潰瘍に対する治療靴として作製してその結果を報告した[2)~4)]．今回，2年以上の治療靴使用の結果を調べたので報告する．

材料と方法

軽度荷重位で患者の正確な足型をギプスで採型した．これを陰性モデルとし，ギプスを流し込んで陽性モデルを作製した．この陽性モデルをもとにポリエチレンシートのインナーレイヤーを正確に熱形成した．次に，陽性モデルの上に剝離材を巻き，その上からポリプロピレンをかぶせ，真空ポンプを用いて靴型のアウターを熱形成した(図1)．toe cap では足趾の形態もそのまま成形されるように注意した．下腿部を長めに作製して，靴の装用を確実のものとし，靴底は，足関節を固定するので舟底型とした．また，背側にスリットを入れて着脱を容易にし，同時にひもで十分に締め



◀ 図 1.



▶ 図 2.

Key words：diabetic foot(糖尿病足)
ulcer(潰瘍)
treatment(治療)

表 1. 対象症例

症例	年齢(歳)	性	糖尿病診断からの期間(年)	潰瘍の部位	大きさ(mm)	程度(Wagner 分類)
1	45	男	16	小趾基部	25×20	grade 2
2	59	男	5	母趾	15×10	grade 1
3	50	男	7	母趾	15×15	grade 2
4	60	男	16	第1，2，5趾	15×10	grade 2
5	85	男	30	母趾，小趾	10×10	grade 2

表 2. 調査項目
(直接検診および電話アンケート)

- 靴装着期間
- 足部潰瘍の状態
- 靴のはきごこち　着脱の手間
- 　長期間の歩行の可否
- 　むれることはないか

表 3. 結　果

症例	年齢(歳)	性	靴装着期間	潰瘍の状態	靴のはきごこち
1	45	男	3年	消退	着脱に手間がかかるむれやすい
2	59	男	2年	治癒	着脱に手間がかかる
3	50	男	2年	治癒	
4	60	男	2年	消退	着脱に手間がかかる
5	85	男	2か月	消退	

られるようにした(図2).

対象症例は45歳から85歳の糖尿病患者5例で，全例男性である．糖尿病罹病期間は，5年から30年．足部にWagner分類でgrade 1が1例，grade 2が4例，10 mmから20 mmの足部潰瘍を認めた(表1).

調査項目は，治療靴の装着期間，足部潰瘍の状態および着脱の手間，長距離歩行の可否などの治療靴のはきごこちとした(表2).

結　果

治療靴装着期間は，2か月から3年であった．治療靴装着後，1か月から3か月で，全例で明かな足部潰瘍の消退を認めた．1例の他疾患による死亡例を除き，2年から3年後の潰瘍の状態も良好であった．ただ，治療靴の装着をやめると潰瘍が再発した例が2例あり，これらは，いずれも再装着によって治癒していた．履き心地としては，長距離の歩行は全例で可能であったが，2例で着脱に手間がかかったと回答があった．重かった，背広が似合わないなどの形の不満がそれぞれ，1例であった(表3).

考　察

近年我が国でも糖尿病患者が増加し，糖尿病性足部潰瘍も多発する傾向にある．Boultonらは，潰瘍が皮膚と皮下に留まるWagner分類[5]のgrade 1や骨や腱に及んでも骨髄炎や膿瘍を伴わないgrade 2の糖尿病性足部潰瘍に対して膝下から足部全体に無辱のギプスを巻くtotal contactのPlaster walking castを処方し，良好な結果を得たと報告している．彼らは，皮膚の固定による局所の安静，圧の分散による局所の圧の減少，浮腫の除去と予防，足部の外傷からの防御をその根拠としてあげている[1].

本治療靴の特徴は，まず，正確に成形された硬性装具によって足部皮膚が固定され局所の安静が保たれるので，壊死部の修復が早まること．同時に，足部全体に圧が分散され，局所への圧力集中が避けられるので，新たな壊死の発生を防止できることである．また，ウレタンのインナーレイヤーであるので，吸湿性と皮膚に対する固定と愛護の点で優れている．さらに，外観を通常の靴に近付けられるので周囲に対する違和感も少なく，ビジネスマンにも受け入れられやすい．また，従来のtotal contact castに比べ，本治療靴は脱着が自由であり，潰瘍の観察，処置が適宜おこなえる．今回の調査で，装着が2年以上にわたっても長距離歩行等問題がないことがわかった．一方，問題点としては，着脱に手間がかかる，重い，背広が似合わないなどであった．

結　語

糖尿病性足部潰瘍に対して total contact cast による治療の原理に基づき，我が国の気候，生活習慣にあわせた硬性の治療靴を開発した．これを臨床に使用した結果，2年以上にわたって良好な結果を得た．

文　献

1) Boulton, A. J. M., et al：Use of plaster casts in the management of diabetic neuropathic foot ulcers. Diabetes Care, **9**：149-152, 1986.
2) 橋本健史ほか：糖尿病性壊疽に対する硬性治療靴の試み．靴の医学，**6**：87-89，1992.
3) 橋本健史ほか：糖尿病性壊疽に対する硬性治療靴の試み(第2報)．別冊整形外科 No 25：320-323，南江堂，1994.
4) 橋本健史ほか：糖尿病性足部潰瘍に対する硬性治療靴の試み—第3報—．靴の医学，**7**：33-36，1994.
5) Wagner, F. W. Jr.：Treatment of the diabetic foot. Compr Ther, **10**：29-38, 1984.

靴の医学 **10**：137-139，1996.

糖尿病に合併したCharcot関節に対する靴型装具作製

東京女子医科大学糖尿病センター
新城孝道，藤倉知子，布目英男，照屋　亮，大森安恵

はじめに

糖尿病の血糖コントロールが長期に悪く，神経障害合併例にCharcot関節をきたすことがある．シャルコー関節は正常な足の形状の変化がみられ，放置すると一層の変形が進行する．その結果足底形状の変化で足底面の圧力変化がおこる．足底面圧の高値部位は反復的な物理的圧力刺激で皮膚の損傷をおこし，潰瘍形成が生じる．一度潰瘍形成がなされると潰瘍の治癒が困難となる．また足の外形の変化がおこると，通常の履物が合わず靴ずれの原因となる．シャルコー関節を合併する糖尿病者を治療し，かつあらたなる足病変の発生予防のために履物が大切である．今回Charcot関節に対する靴型装具を作成しその有用性を検討した．

対象および方法

Charcot関節を合併したインスリン非依存型糖尿病患者33名(男21，女性12)を対象とした．年齢45～72歳(平均56)，糖尿病罹病期間10～29年(平均13)，治療法は血糖降下剤11名とインスリン注射22名であった．糖尿病合併症は神経障害33名，網膜症33名，腎症は14名でうち透析治療例が9名であった．足趾切断例が2名含まれていた．靴はCustom-Molded Shoeとした．Charcot関節例の足の変形に対応するためには，(1)両足の足の高さを同等にする，(2)足底の形状に適合しかつ矯正的作用を有する中敷，(3)前記の特殊中敷が入る靴底の深いExtra Depth Shoes型が基本構成となる．ギブス採型で足の陽性モデルを作製し，靴型として使用．足底の形状に合わせ中敷作製．中敷はピーライトかプラスラゾーテで成型し，一部ゴムを重層しメタタルザールバーやウェッジを付加した．中敷の踵は靴内での安定の為にカップインソール形状とした．足底での突出部は中敷をくりぬき，周囲を軽度盛り上げた．靴のつま先は丸型かオブリクー形で，Toe Boxを高くした．靴の爪先の余裕寸法は10～15 mmとした．靴底は荷重補正のためにwedgeをつけ，内反傾向防止に足底中央の靴幅を広げたフレア・ヒールにし，かつ靴内側部の高硬の月形しんで補強した．靴のふまずしんはスチールシャンクを用い，踵よりつまさきまで延長した．靴底は前足部の免荷が必要な例に対しロッカーソール形式とした．靴底は軽量化の為に材料にEVAを使用．靴はoxford型18名，Chukka型13名，Boot型2名で，靴の開きはBlucher型とした．甲の固定は折り返し型マジックテープとした．靴作製に関してはまず仮合わせを行い，足と靴との適合性，歩行状況や履きやすさの官能検査を十分行い修正箇所を点検した．骨盤の傾斜，側彎症の有無，関節の変形の程度や筋肉萎縮での筋力の低下等で足の高さが変化するため，立位静止時のみならず，歩行でのチェックを行い正確をきした．それから靴の最終作製に入るという手順を経た．特殊靴型装具の使用に際して必要性を納得させ，患者の足病変の悪化で足壊疽になったり，足切断にならないように患者教育を十分行い，動機ずけを図った．靴の他に，身体バ

Key words：diabetes mellitus(糖尿病)
Diabetic foot lesion(糖尿病足病変)
charcot joint(Charcot関節)
custom-molded shoe(特殊靴型装具)
rocker-bottom shoes(ロッカー底靴)

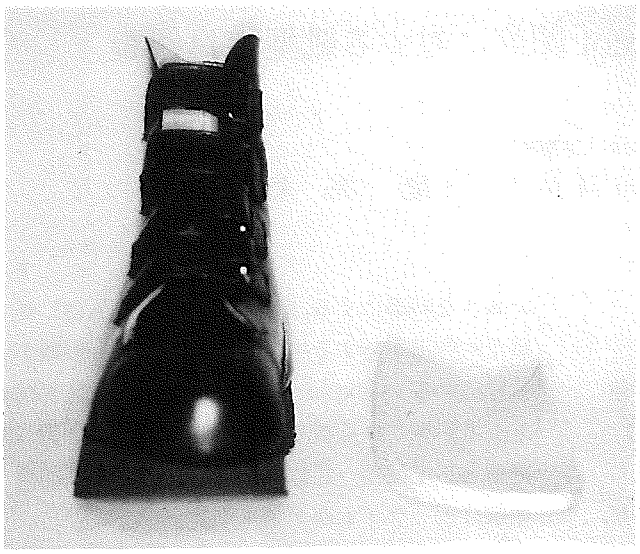


図 1.
靴型装具(Boot 型)
a：正面
靴底が安定するようフレアーヒールとした甲での固定は折り返し型マジックテープを用いた．足の縦アーチを保持するために，靴の内側部を垂直状に強化した足関節のアライメント維持のため Boot 型に作製
b：真上から見た図
左右の足の形状に合わせて作製した
c：側面
ロッカー底とした

ランスがとりにくい例に対して，杖の使用を指導し，足への荷重を軽減すべく立位歩行時間の制限や重量物保持の制限を指導した．定期的に Foot Care 外来を受診させ，足と靴の観察を行った．靴型装具の使用期間は 6～24 か月(平均 12 か月)であった．

結　果

新たな足の骨折，脱臼例は 35 名中 1 名にみられたが，他は足の変形の進行はみられなかった．この一例は靴型装具を外来受信時に使用していたが，普段は市販靴を履き，かつ歩行時間が長かった例である．靴による新たなびらん形成は下肢浮腫高度の 1 名に靴のトップライン部にみられた．

角質増殖や足白癬症の感染はみられなかった．靴の使用に対しての感想では，市販靴と形が異なり受け入れに対しての抵抗が全例にみられた．他に靴の着脱が面倒，靴が重い，歩きにくい点があげられた．しかし靴の使用時間が長くなるにつれ慣れが生じ，靴使用での不満が減少してきた．

考　案

糖尿病者のCharcot関節の発生機序として糖尿病性神経障害が背景因子として大きく関与する．糖尿病性神経障害で下肢の筋肉萎縮がおこる．その結果足の構造維持力が低下し，そこに何らかの外力が及び足の関節の脱臼や骨折が生じる．また糖尿病性知覚神経障害で足関節の脱臼や骨折に気がつかず，日常生活を維持し，重量物運搬等や長時間の歩行で一層悪化することが多い．Charcot関節に関する靴を含めた治療に関する文献[1)~7)]は総論的で具体性が乏しかった．過去の本靴学会で，糖尿病者の足病変に対する靴型装具使用に関する報告[8~10)]を行い，靴型装具が重要であることを強調してきた．足底潰瘍の治療及び予防で従来作製してきた靴型装具は短靴が殆どであった．Charcot関節の中で足の矯正や，現状の足の形状保持のためにChukka型やBoot型が必要な例がみられた．靴作製では個々の患者の足の形状が多彩であるため，靴の処方や靴作製に関して手探りで取り組んだ．本研究の結果，幾つかの改善点があるが，糖尿病者のCharcot関節に関し靴型装具が足病変の治療および予防に有用であった．今後，Charcot関節に対する靴型装具使用が広く普及するものと思われる．靴型装具の使用のみならず，日常生活や仕事での足に対する荷重負荷を軽減するように，患者指導を行う必要がある．患足の荷重負荷軽減の結果，対足の新たな足病変の発生も起こりうるため，定期的観察が必要である．

ま と め

糖尿病患者でシャルコー関節例に対してCustom-Molded Shoeを作製した．靴は免荷用特殊中敷を入れたExta Depth Shoes型とし，靴内側部を強化し，靴底はフレアー状で前足部はロッカーソールとした．靴型装具を使用し，足の変形を保護し，かつ病変の進展悪化を防止出来有用であった．

文　献

1) Holstein, P., et al：Decompression with the aid of insoles in treatment of diabetic neuropathic ulcer. Acta Orthop Scand, 463-468, 1976.
2) W. マルクワルト著．加倉井周一訳：靴型装具のすべて―理論と実際．パシフィックサプライ株式会社．56-80，1963.
3) 加倉井周一：下肢装具としての靴の処方．骨・関節・靱帯，311-321，1989.
4) Parsons, H., et al：Management of diabetic neuropathic joints. N Eng J Med, **244**：935, 1951.
5) William C. Coleman：Footwear in a management progrtam of injury prevention. The Diabetic Foot(4th ed). The C. V. Mosvy Company, Toront, 293-309, 1988.
6) Barry, C., et al：Orthotic and pedothic management of the diabetic foot. The foot in diabetes, Lea & Febiger, 207-222, 1991.
5) Coleman, W. C.：Footwear in a management progrtam of injury prevention. The Diabetic Foot(4th ed). The C. V. Mosvy Company, Toront, 293-309, 1988.
6) Barry, C., et al：Orthotic and pedothic management of the diabetic foot. The foot in diabetes, Lea & Febiger, 207-222, 1991.
7) Boulton, A. J. M., et al：Reduction of the abanormal foot pressures in diabetic neuropathy using a new polymer insole material. Diabetes Care, **7**：42, 1984.
8) 新城孝道ら：足病変を有する糖尿病患者に対する治療靴．靴の医学，**3**：49-52，1989.
9) 新城孝道ら：糖尿病性足病変に対する治療靴の効果と限界．靴の医学，**6**：20-24，1992.
10) 新城孝道ら：糖尿病足病変に対する靴型装具の長期使用例での足と靴の評価．靴の医学，**9**：81-85，1995.

靴の医学 **10**：140-148，1996.

子どもの足の成長と子どもの靴の等差について

—靴のサイズのJIS規格S5037の問題点—

荻原整形外科病院　荻原みさき病院
和田　定　荻原一輝

はじめに

靴のサイズのJIS規格S5037は，昭和52年度足型計測データに基づいて平成6年に改定されてできた規格である．昭和58年に初めて靴のサイズのJIS規格が制定されて以来，一貫して等差方式が採用されている．我々は，子どもの足と靴を考える会で子どもの足を8年間にわたり計測してきたが，今回足長・足幅・足囲の調査結果から，子どもの靴のサイズの等差の問題点を検討した．

対象と方法

(1)対象は，平成元年3月時点で平均年齢4歳4か月の幼稚園児で，平成元年から平成8年まで毎年3月に計測した．症例数の内訳は男児257例(513足)，女児251例(502足)，合計508例(1 015足)であった(表1)．

(2)計測項目は，足長・足幅・ボール部足囲で，足長と足幅は，毎回靴メーカーの専門家が作成した外郭投影図を測り，足囲は直接計測した．

(3)基礎データとして，足長・足幅・足囲の年齢別平均値，年間成長(各々Δ足長，Δ足幅，Δ足囲と略す)およびΔ足幅/Δ足長，Δ足囲/Δ足長を求めた．

(4)足長が5 mm増加したときの足囲の増加量を算出するために，年齢別に同一症例のΔ足長をX軸，Δ足囲をY軸にとった散布図から回帰曲線を描き回帰係数を求めた．

(5)足囲と足長および足囲と足幅の散布図から回帰曲線を求め，両者の関係を調べた．

なお，統計学的処理は群間の比較はt検定を用い，$p<0.05$で有意差ありとした．

表1．症例数

	男児［例(足)］	女児［例(足)］
4歳	18(35)	16(32)
5歳	34(68)	34(68)
6歳	28(56)	29(58)
7歳	37(74)	39(78)
8歳	38(76)	37(74)
9歳	33(66)	30(60)
10歳	33(66)	29(58)
11歳	36(72)	37(74)
計	257(513)	251(502)

結　果

(1)足長・足幅・足囲の年齢別平均値

表2の通りであった．

(2)足長・足幅・足囲の年齢別平均値の昭和52年度足型計測データとの比較(図1)

足長は女児では毎年増加し，最大3.7 mm，最小0.8 mm，平均2.0 mmの増加であったが，男児では女児より少なく，最大2.1 mm，最小−1.1 mm，平均0.4 mmの増加であった．

足囲は，女児では毎年増加し，最大3.0 mm，最小0.5 mm，平均1.6 mmの増加であったが，男児では，逆に減少傾向で最大2.1 mm，最小−4.5 mm，平均0.6 mmの減少であった．

(3)Δ足長・Δ足幅・Δ足囲：(図2)

Key words：children(子ども)
growth of foot(足の成長)
shoes(靴)
fixed intervals of length and perimeter
(等差)

表 2. 足長・足幅・足囲の年齢別平均値(男女別)

			4歳	5歳	6歳	7歳	8歳	9歳	10歳	11歳
足長	男	最大値	180.0	190.0	198.0	209.0	217.5	226.0	248.0	251.5
		最小値	143.0	153.0	164.0	170.0	178.5	183.0	190.2	197.0
		平均値	164.0	172.3	181.7	189.9	199.0	207.0	217.2	223.8
		[足]	N=35	N=68	N=56	N=74	N=76	N=66	N=66	N=72
	女	最大値	177.0	184.0	194.0	203.0	213.0	222.0	232.3	242.0
		最小値	144.0	154.0	162.5	170.0	176.0	187.5	195.4	200.0
		平均値	163.3	171.1	180.7	188.8	197.7	207.6	217.3	222.9
		[足]	N=32	N=68	N=58	N=78	N=74	N=60	N=58	N=74
足幅	男	最大値	77.0	81.0	89.0	88.5	91.5	95.0	98.9	104.0
		最小値	58.0	59.0	64.0	67.0	68.0	70.5	74.1	77.5
		平均値	67.4	70.2	75.4	77.6	81.4	83.1	86.9	90.1
		[足]	N=34	N=66	N=56	N=74	N=76	N=66	N=64	N=72
	女	最大値	76.0	77.0	80.0	82.5	89.5	90.0	94.7	99.5
		最小値	59.0	61.0	66.0	68.0	71.5	74.0	77.6	80.0
		平均値	67.7	68.9	74.1	75.9	79.9	82.5	86.7	89.7
		[足]	N=32	N=66	N=56	N=78	N=74	N=60	N=58	N=74
足囲	男	最大値	185.0	197.0	211.0	215.5	220.0	227.0	258.0	257.0
		最小値	147.0	157.0	159.0	163.5	171.0	174.0	182.4	185.0
		平均値	163.5	174.8	183.2	189.0	197.8	202.9	213.3	218.0
		[足]	N=35	N=68	N=54	N=74	N=76	N=66	N=66	N=72
	女	最大値	179.0	188.0	195.0	201.0	210.0	219.0	226.2	235.0
		最小値	151.0	152.0	162.0	167.0	175.0	180.0	187.2	197.0
		平均値	164.0	171.0	179.6	185.2	193.8	200.4	209.1	216.9
		[足]	N=32	N=68	N=58	N=78	N=74	N=60	N=58	N=74

(単位：mm)

Δ足長とΔ足幅は，男女とも5～6歳および9～10歳時に有意に増加した．Δ足囲は男女とも9～10歳で有意に増加した．

(4) Δ足幅/Δ足長，Δ足囲/Δ足長：(図3)

Δ足幅/Δ足長は，男児では9～10歳で有意に増加し以後横ばいであったが，女児では9～10歳以降増加した．

Δ足囲/Δ足長は，男児では9～10歳で増加し，10～11歳で逆に有意に減少したが，女児では9～10歳，10～11歳で有意に増加した．

(4) 足長5 mmの伸びに対する足囲の変化

男児は最大5.4 mmから最小3.3 mmまで，女児は最大5.7 mmから最小3.6 mmまで変化した(図4)．

昭和52年度足型計測データと比較すると，各年齢範囲でJIS規格の4 mmをほぼ上回った(図5)．

(5) 足囲と足長，足囲と足幅の回帰曲線(図6)

足囲と足長の回帰曲線は，男女とも4次多項式となった(R2乗値＝0.99)．

足囲と足幅の回帰曲線は，男女とも1次直線で，足囲対足幅は約2.4対1であった(R2乗値＝0.99)．

考　察

小児科学では，発育期の分類として1～5歳を幼児期，6～11歳を学童期，12～20歳頃を思春期としているが，それは生物学的に発育パターンが異なり常に直線的関係ではないからである．Scammonは，小児の発育を神経型，リンパ型，生

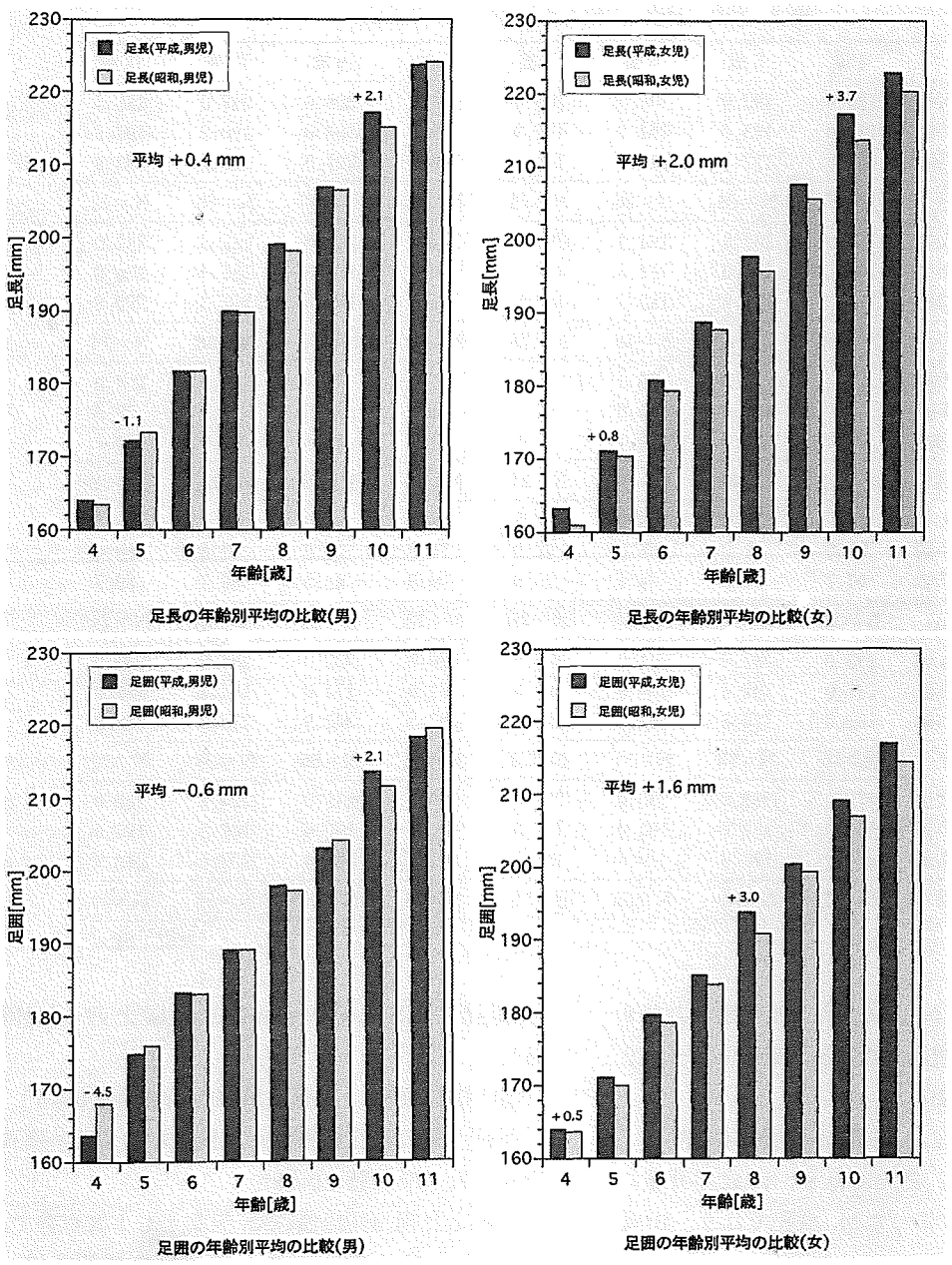


図 1.
足長・足囲の年齢別平均値の比較

殖型，一般型に分類し，筋肉や骨格は一般型に属するとした(図 7)．これによると，5 歳までと 12 歳以降の発育は急速で，その間の発育は逆に緩徐であるが決して直線的発育でないことがわかる．

我々の調査でも，幼児期から学童期への移行期と学童期の終わりに急激に成長する時期があり，さらに学童期の終わりの成長パターンは男女で異なっていた．このように足の成長も直線的関係ではなかったが，JIS 規格 S5037 は現在まで等差方式を採用している．即ち，11 歳以下を男女区別せずに子ども用とし，足長の等差はハーフサイズごとに 5 mm，足囲の等差はハーフサイズごとに 4 mm(即ち足長対足囲が 5 対 4)に規定している(図 8)．この理由は，昭和 52 年度計測結果で 11 歳

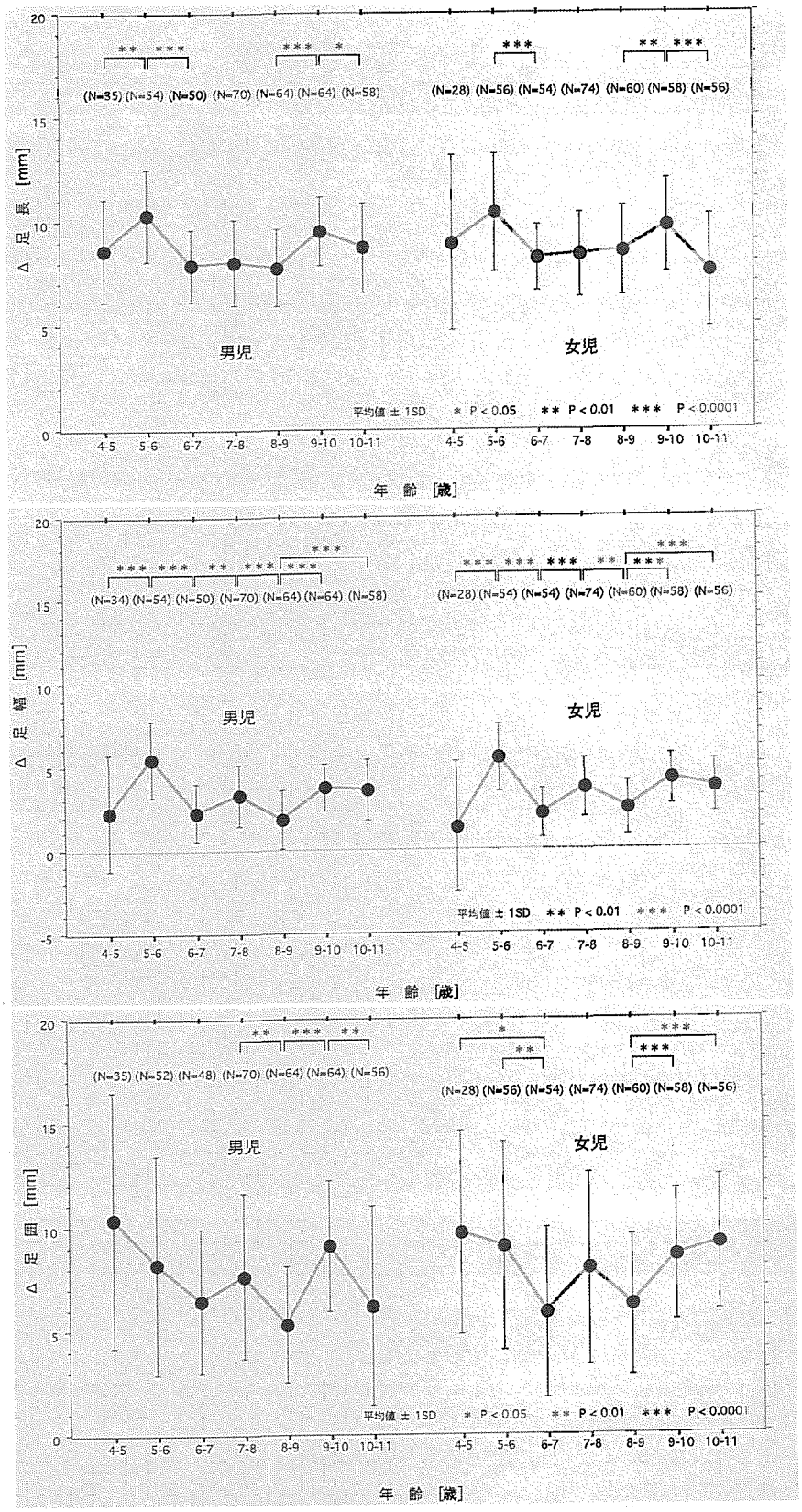
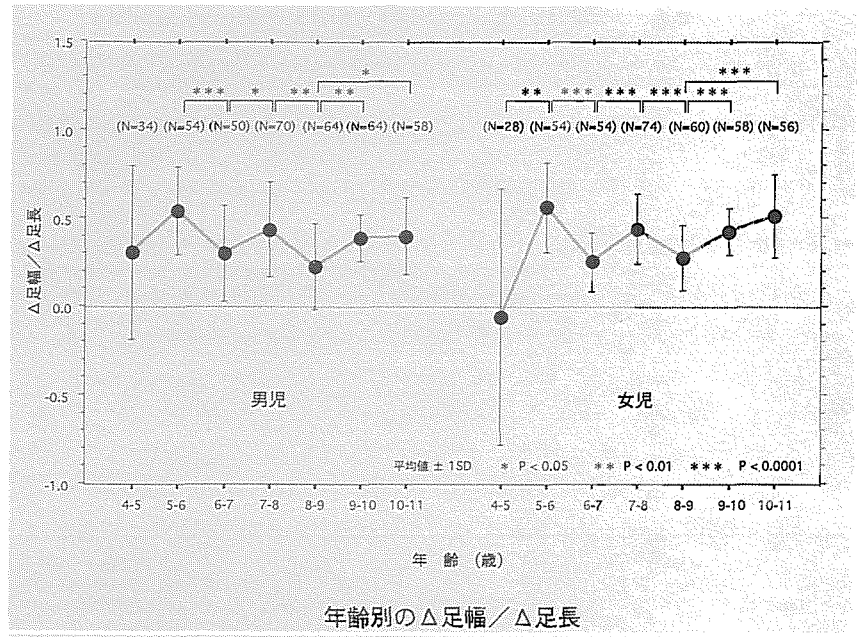
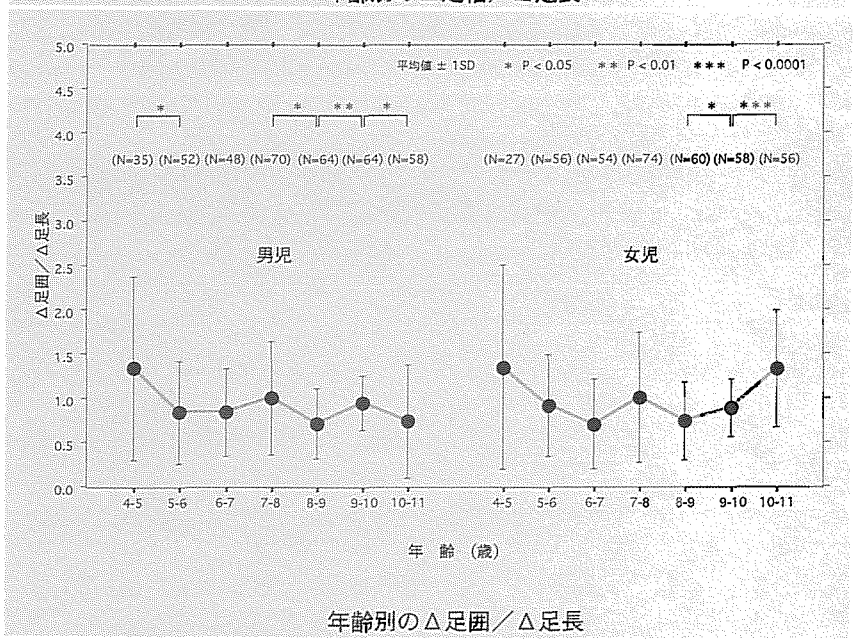


図 2.
足長・足幅・足囲の年間成長



年齢別のΔ足幅／Δ足長



年齢別のΔ足囲／Δ足長

図 3.
Δ足幅/Δ足長およびΔ足囲/Δ足長

までは足長5 mmの伸びに対し，足囲の伸びが4 mmであったためという．しかし，当時のデータを男女別に見ると，男児の伸びは12〜14歳にも4 mm以上あり，男女で成長パターンが異なるにもかかわらず11歳を境に無理に規格を揃えた印象を受ける(図9)．一方，諸外国の規格を調べると，イギリス，アメリカでは，等差方式を用いており，足長の等差はハーフサイズごとに1/6インチ，足囲の等差はハーフサイズごとに1/8インチ(即ち足長対足囲が4対3)と規定している．しかし，ドイツでは，足長と足囲の関係はすべてのサイズに一貫して一定ではないという独自の調査結果から，等差方式以外の規格がある．社団法人ドイツ靴産業中央連盟の作製した子供靴WMS規格は，

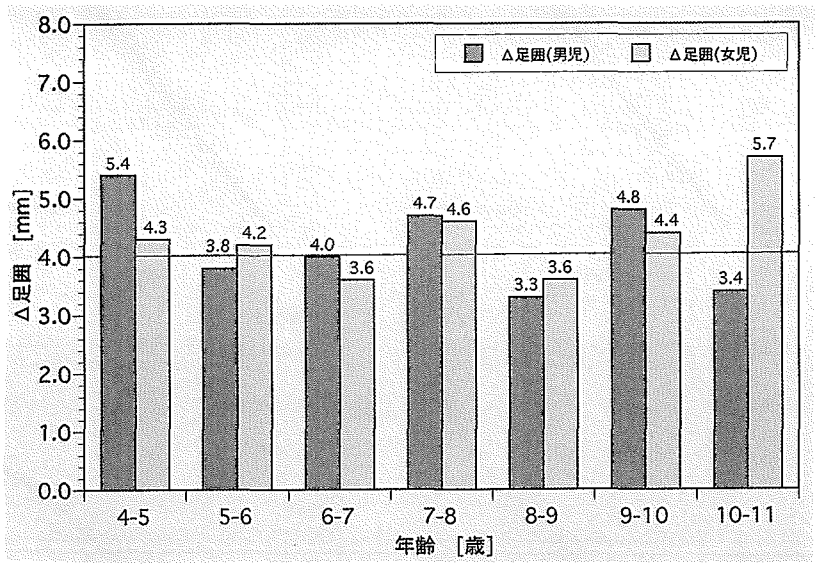


図 4.
足長 5 mm の伸びに対する足囲の変化量

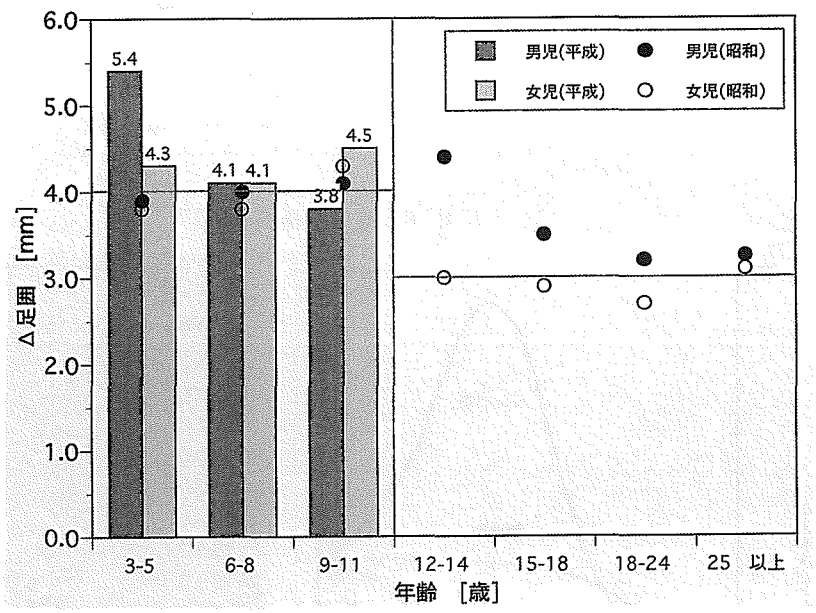


図 5.
足長 5 mm の伸びに対する足囲の変化量(昭和 52 年度計測結果との比較)

1964 年に子供靴研究会の決議に基づいて 1965 年に初版が発刊されて以来，1990 年の第 4 版に至るまで約 25 年間に 3 回改定されている．その第 4 版によれば，足長の伸びは小さいサイズ(サイズ 18～21)ではワンサイズごとに 6.0 mm であるが，サイズが大きくなるにつれ徐々に増加し，サイズ 32 以上では 6.6～6.7 mm まで増加する．足囲の伸びは，サイズ 18～35 までは男女同じでワンサイズごとに 1.5 mm～5.0 mm まで，サイズ 36 以上では男女別に異なり，少年靴では 5.0 mm まで，少女靴では 4.0 mm まで，各々 4 次多項式で近似できる累進状の増加方式を採用している(図 10)．

今回の調査結果から，さらに沢山の基礎データを基に，値そのものやその方式を検討する必要があると考えた．巻き尺を用いて計測する足囲データは誤差を含む危険性があるが，足囲と足幅が直

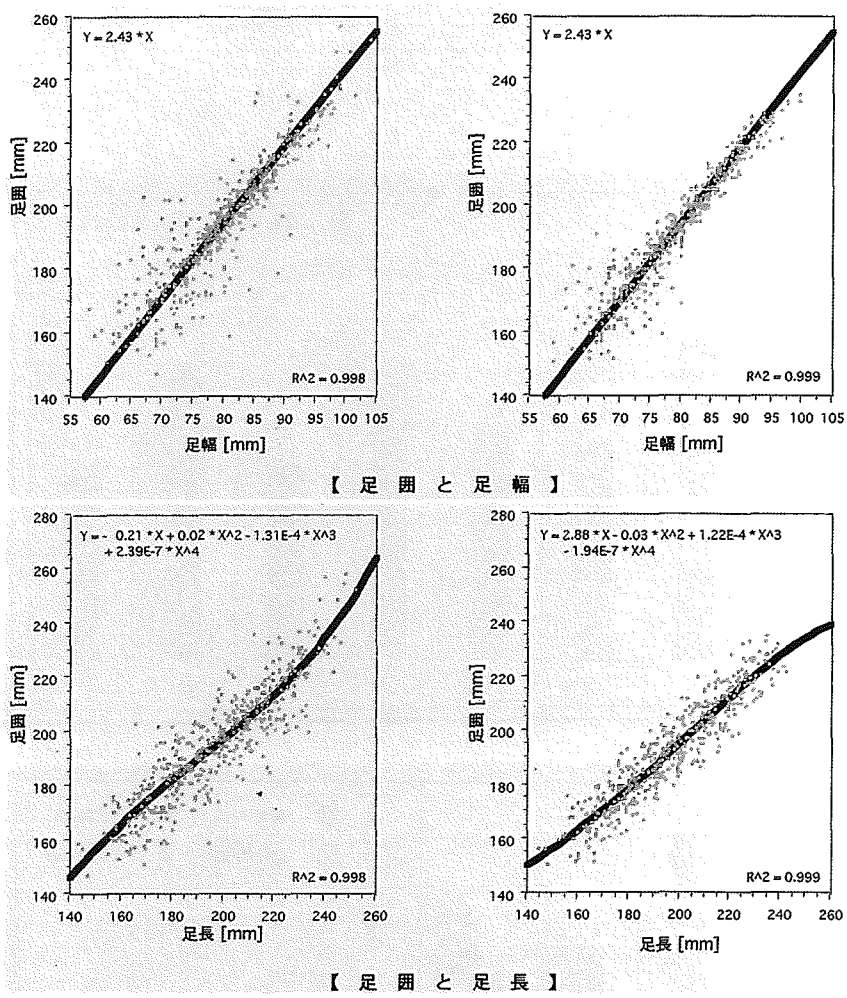


図 6.
散布図とその回帰曲線

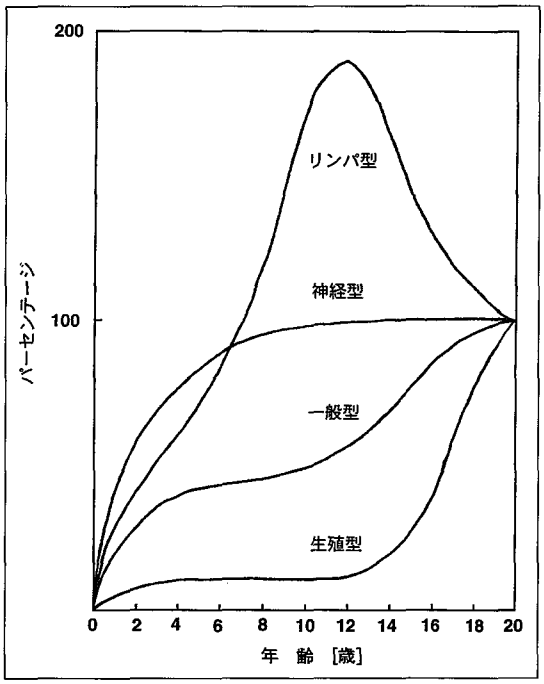


図 7. Scammon の臓器別発育曲線
(Scammon : The measurement of the body in childhood., 1930)

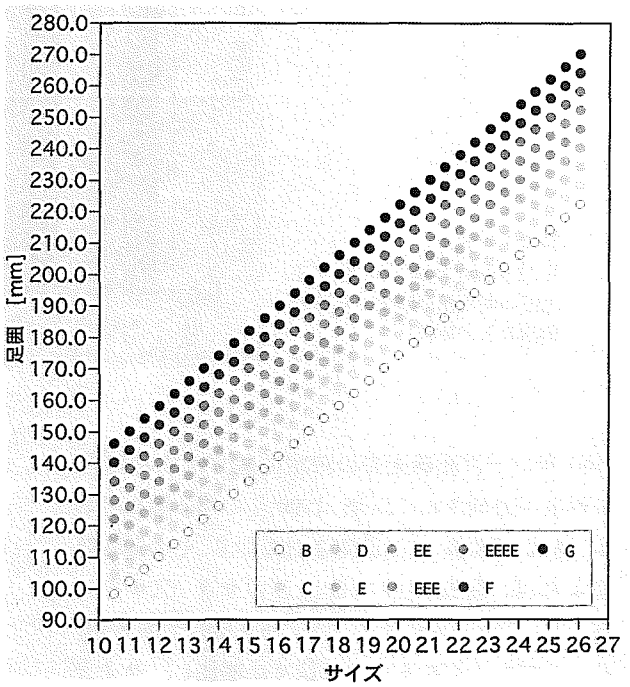


図 8. JIS 規格の等差方式(子供用)
足長の等差　ハーフサイズごとに 5 mm
足囲の等差　ハーフサイズごとに 4 mm

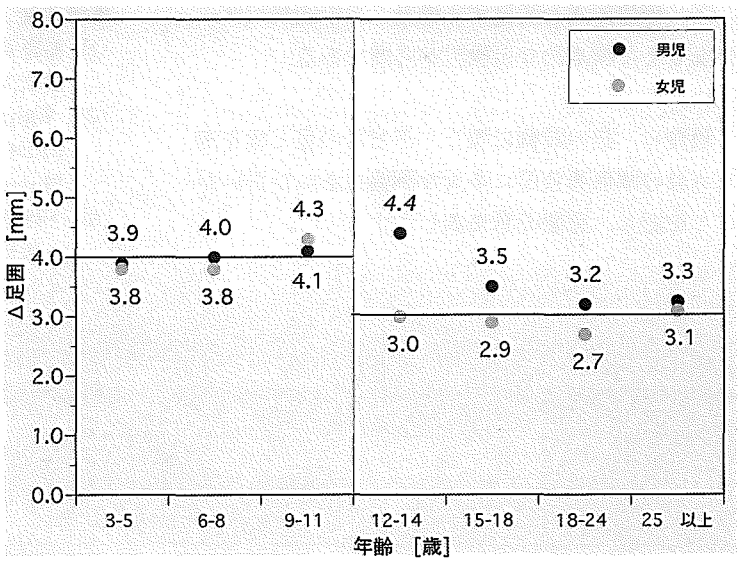


図 9.
足長 5 mm の伸びに対する足囲の変化(昭和 52 年度足形計測データ)

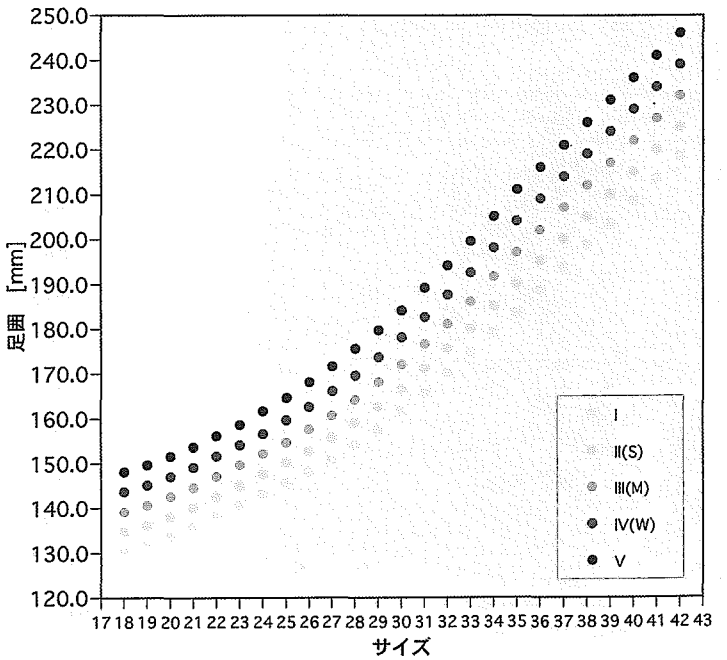


図 10.
WMS 規格の累進方式(少年靴用)
足囲の伸び
- サイズにより変化
- ワンサイズで最小 6.0 mm から最大 6.7 mm まで変化

足囲の伸び
- サイズに応じて 4 次多項式で近似される累進的増加
- 男児　ワンサイズで最小 1.7 mm から最大 5.0 mm
- 女児　ワンサイズで最小 1.5 mm から最大 4.0 mm

線的回帰をすることから，外郭投影図から正確に計測できる足幅データを用いて足囲を算出する方式も考えられた．また，等差方式を変更する場合，足囲と足長の回帰曲線が多項式で近似されたことから，累進方式も検討に値する選択肢の一つと考えられた(図 6)．

結　語

(1)　子どもの足の足長・足幅・足囲は，各年齢で非直線的成長をする．

(2)　今後靴の等差方式を継続する場合，足型計測データを更新し，等差の値の見直しが必要である．

(3) 等差方式を変更する場合，足の成長パターンを考えた根本的な再検討が必要である．

最後に，足の計測に際し，子どもの足と靴を考える会の関係者各位に多大な御協力をいただいたことを記し，感謝の意を表します．

参考文献

1) 福原元一：日本工業規格　靴のサイズ．第1版．財団法人日本規格協会，東京，1-15，1985．
2) Vaughan, V. C.：Nelson Text OF PEDIATRICS. 11th ed. W. B. Saunders, Philadelphia, 26-29, 1981.
3) 子供靴研究会：WMS 子供靴のための計測単位システム．社団法人ドイツ靴産業中央連盟．メイン．2-19，1990．

靴の医学 **10**：149-154，1996.

子供の足の発育形成を考えたシューズについての一考

小山整形外科病院
加藤　覚，小山由喜，真鍋雅春
株式会社アサヒコーポレーション
木下良一，岩方俊男

はじめに

近年，スポーツシューズの機能が高まってきたなかで，特に衝撃吸収性の改良が目覚ましく向上している．また最近，子供の足にまで外反扁平や外反母趾が散見されるようになってきた．その結果，歩行時の姿勢の歪みや猫背，慢性的な肩凝りなどの症状が見られるという報告もある．これは，衝撃吸収性の高い靴が足を過保護にし，骨格形成，アーチ形成の未発達及び，pronation foot，flat foot などによる足部衝撃吸収機能を，クッション性の高い靴が助長した結果とも考えた．そこで，骨格形成に刺激を与え，健康な発育を促すための素足感覚の子供用運動靴を考案したので報告する．

方　法

素足感覚で履け，正しいアーチ形成を目指すために，

(1) インソール先端部分の切れ目とアウトソール先端部分のくぼみにより，母趾と他の足趾を独自に動かすことを可能にし横アーチ形成を促す．

(2) 歩行時に，インソールにあるメタタルサルバーを自然に掴む工夫をこらし，メタタルサル部にメイヨークレッセントバー状のグリップ性を良くしたアウトソールを備え，縦横アーチ形成を促すように配した(図1)．

(3) 土踏まず部分を薄くすることにより，素足感覚で大地を掴み，縦アーチ形成の助長を図る(図2)．

(4) 踵部分のカウンターサポートを固めにすることにより踵の横揺れを防止し安定化させる．踵部の着地衝撃材は通産省の定める最低限の基準にとどめた．

また，両サイドのフィットアップサポートアームにより前足部の横揺れを防止する(図3)．

(5) アッパ素材に速乾，吸収に優れた新素材を採用した．

以上の機能を備えた運動靴と衝撃吸収性の高い靴および素足による歩行，走行をトレッドミルを用いてビデオ撮影をし，足部，足趾の動きを比較した．

また，ニッタ社製による足部下に直接敷くインソール状の足圧分布測定器を使用して歩行時の足底圧をそれぞれ比較した．

対象者は平均年齢10歳の男女5人ずつとした．

結　果

考案した運動靴と衝撃吸収性の高い靴を比較したところ，歩行，走行ともにヒールストライク時からミッドサポート時にかけて母趾の背屈が若干増大した．角度は，前者が平均35°，後者が平均28°であった(図4)．

Leg-heel alignment において踵骨外反と足部外転の減少が見られる傾向にあった．踵骨外反角

Key words：pes planovalgus(外反扁平)
hullux valgus(外反母趾)
pronation foot(回内足)
splay foot(開張足)
shock absorb(衝撃吸収)

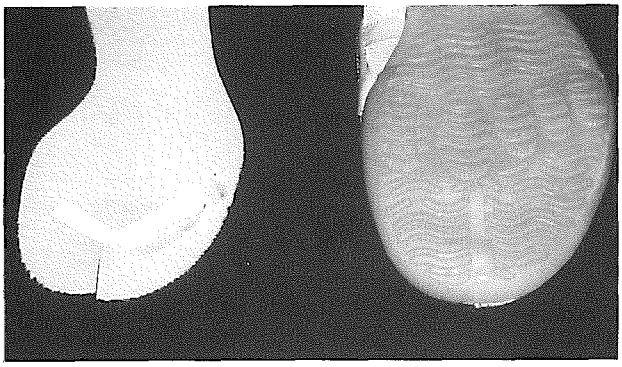


図 1.

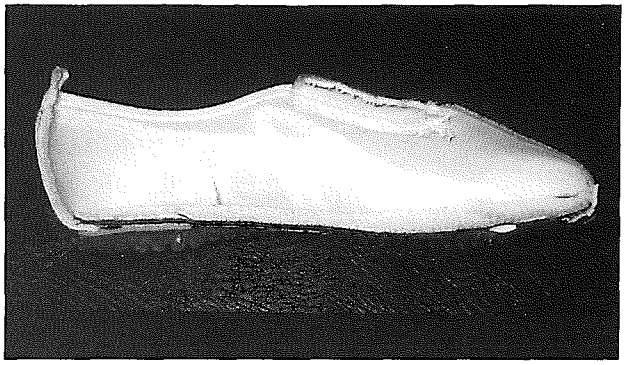


図 2.

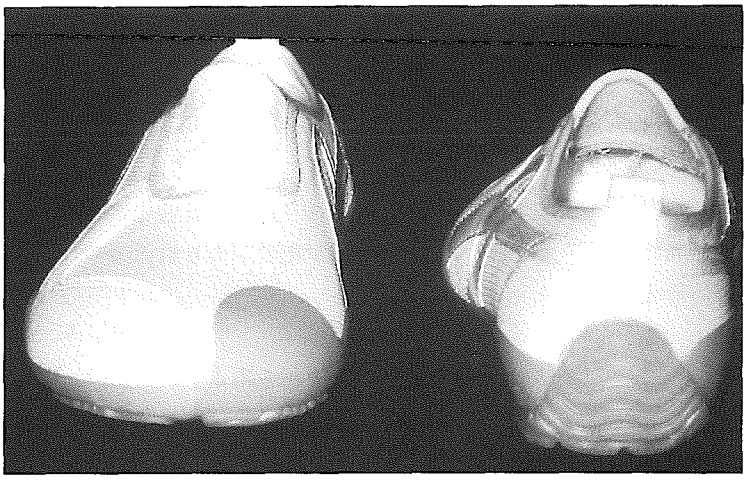


図 3.

は，前者が平均 7°，後者が平均 10°であり，足部外転角は，前者が平均 10°，後者が平均 25°であった（図 5）．

トォオフ時に MP 関節角の増大と，足趾の接地時間の増加が見られた．MP 関節角は，前者が平均 50°，後者が平均 35°であった（図 6）．

考案した運動靴と素足を比較したところ，トォオフ時の MP 関節角および足趾の接地時間がほぼ同じ傾向であった．

素足による歩行，走行時で見られた足部外転が，考案した運動靴による歩行，走行時では減少しており，前者が平均 12°，後者が平均 7°であった（図 7）．

足底圧を比較したところ，衝撃吸収性の高い靴は，足底全体に分散して圧力が加わり，足底面積は 212 m^2であり，裸足では，内側縦アーチ部に圧力が加わらず，足底面積は 197 m^2であった．我々の考案したシューズでは，さらに内側縦アーチ部に圧力が加わらず，足底面積は 190 m^2であった（図 8）．

考　察

子供の足の成長過程において，歩行を始める 1 歳前後では，アーチ形成はほとんどなく足底全体をつくベタ足で歩行する．3～4 歳になると徐々にアーチは形成されるが，歩行自体はまだ不安定で前後に転びやすい状態である．5～7 歳になると，更にアーチの形成が進む．8～10 歳頃にアーチ形成はほぼ出来上がり，ヒールストライク，フットフラット，トォオフなどの一連の歩行動作が安定化する．16～18 歳になると足の骨格形成はすべて完了する（図 9）．

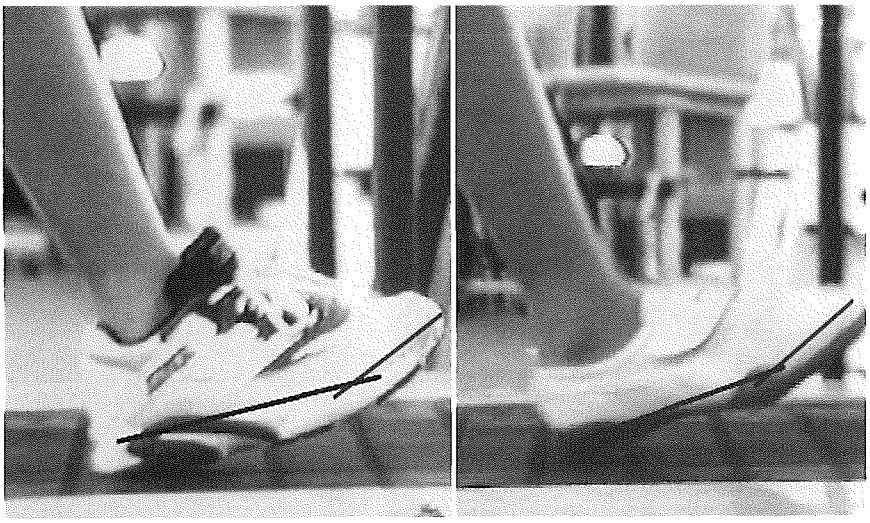


図 4.

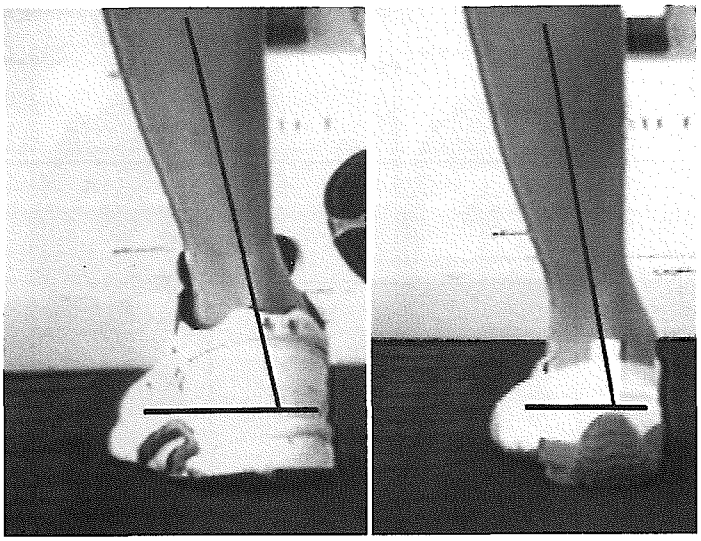


図 5.

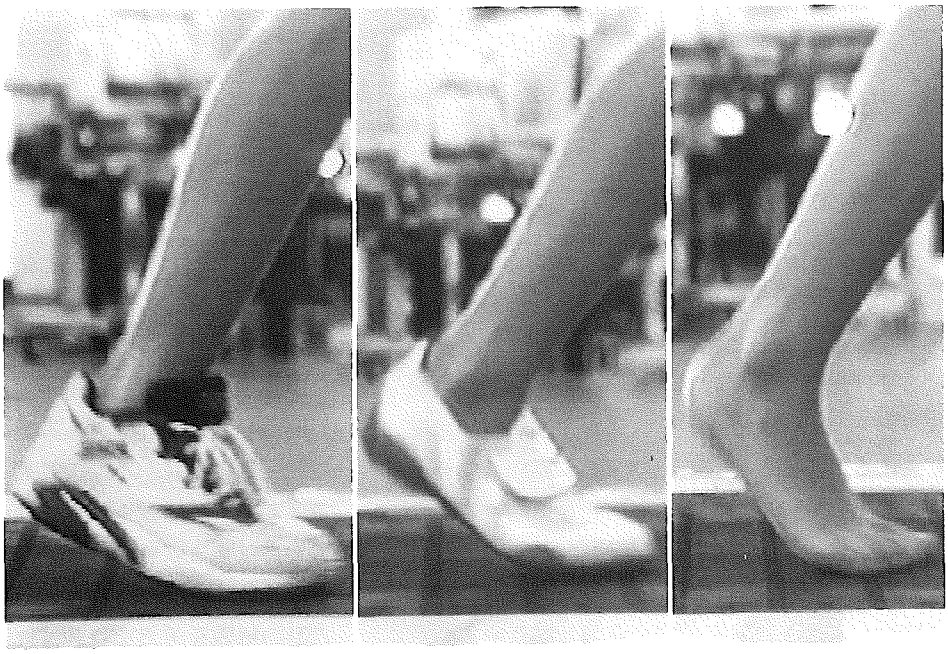


図 6.

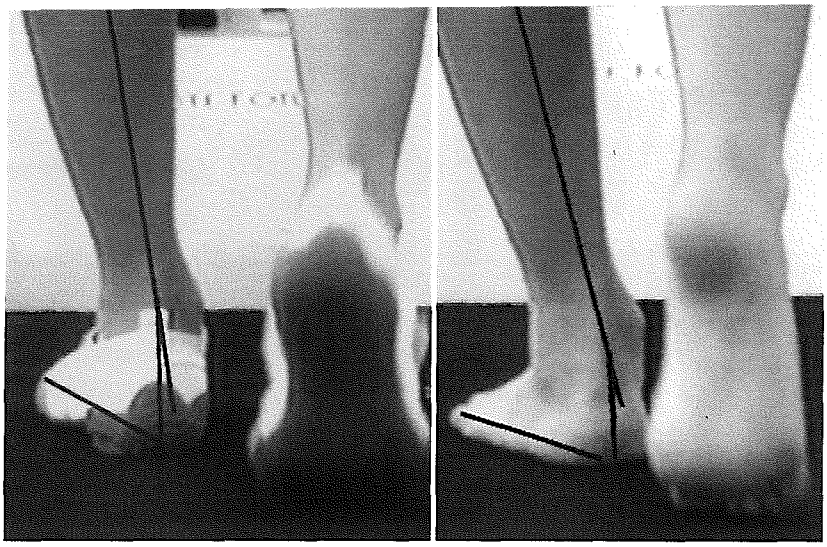


図 7.

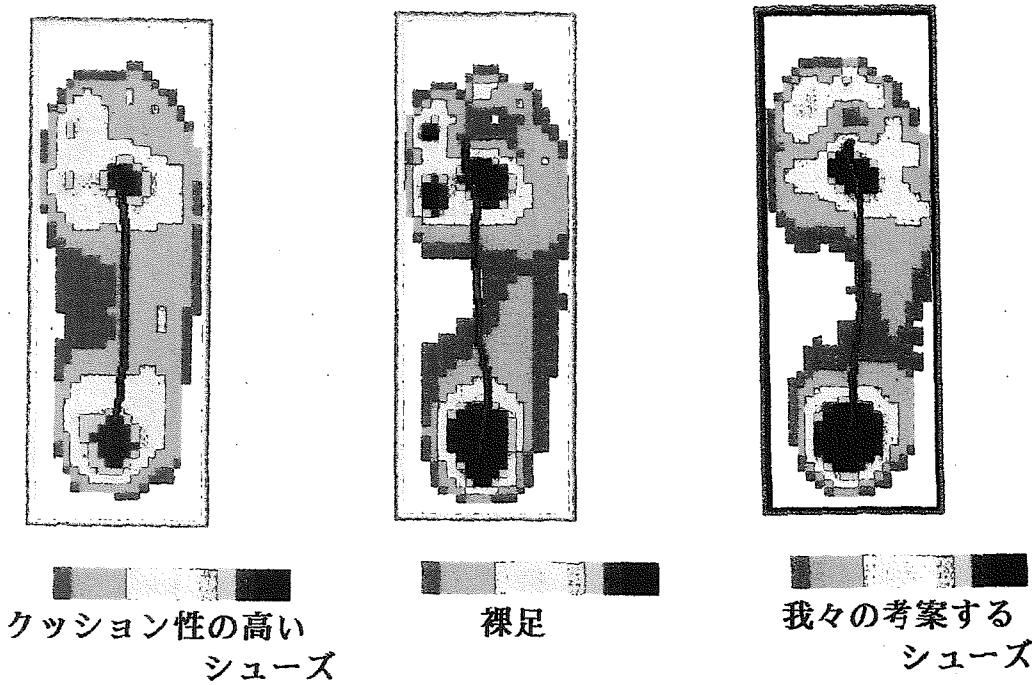


図 8. 足定圧分布による比較

特に幼児期から小学校低学年における足の発育形成は，成人になった段階での足の骨格形成に影響を与える重要なプロセスである．3～10 歳頃の足の骨は正常に発達していくが，靱帯や筋肉の発達が遅く，アーチ形成が未完成な児童が多く見受けられる．このような状況で年齢が嵩むと，外反扁平や外反拇趾につながり，活発な運動や過激なスポーツを行う 15～16 歳の年代になってから，アキレス腱炎やシンスプリント，足底腱膜炎，疲労骨折などスポーツ障害の誘発要因となりやすい．

靴を履いた状態が裸足に限りなく近づいた状態になれば，アーチ形成に期待が持て，子供の足の障害を予防することが出来ると考えられる．それは歩行動作の中で，足趾が自由に動かせ，靱帯や筋肉の発達が促進できる裸足感覚の状態であり，母趾と他の足趾が下駄の鼻緒を掴む要領で動かすことができ，足趾全体で地面を掴むような動作が自然に行える状態であることが望ましい．それらを踏まえて成長期の子供の靴を考えるには，子供の足の特徴を考えなければならない．未発達であ

図 9. フットプリントに見る土踏まずの形成

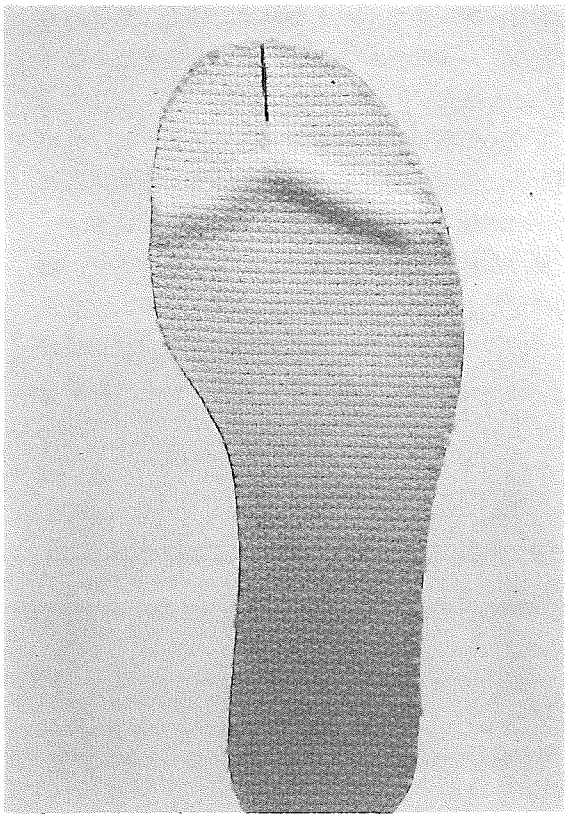


図 10. インソール

る子供の足は筋力もまだ不十分であるため，厚くて固い靴底を曲げて前方に踏み出す力や体重が備わってない[1]．よってウィンドラス現象を助長するようなMP関節の自然な背屈と，踵の持ち上がりを許す，ほどよい屈曲性と弾性をball joint lineにもった靴底が必要である[2]．

小児が歩行するとき，トォオフ時の足部の底面と地面との角度は最大50～60°である．よって小児の靴底はboll joint lineに50～60°位曲げられる固さが必要であると考えられる．これらから，小児の靴底の柔軟性としては，あまり抵抗がなく，90°位まで簡単に曲げられるものが適当な弾性強度であるとされる．

インソールには足趾と中足骨のつなぎ目にメタタルサルバー状の障害物をインサートすることで足趾が自然な形で地面を掴む動作が可能となる(図10)[3]．

また，アーチサポートを備えた場合，自家筋力によるアーチ形成ができず，足の骨格形成を妨げることがある．

小児の足根骨は連結が未発達であるため，体重過重時に外反傾向のある踵骨を外側から包み込むように踵部をサポートすることが重要である．

歩行を獲得した幼児は，足の力を発達させ，幅広い足であったのが狭長化し，成人の足へと成長していく．これを妨げることなく，前足部には指先が動かせる適切な幅と高さを持つゆとりがある方がよい[2]．

ま と め

(1) 子供の足の健康な発育には素足で遊ぶことが理想である．

(2) 素足は足の骨格形成，筋肉の発達に効果的である．

(3) 靴を履いた状態が素足に近い状態であればアーチ形成に期待がもて，足の障害を予防する要因となる．

(4) 生活の向上により子供の裸足の機会を奪ってしまった現在，子供の足の発育形成を妨げることのない靴が今後必要であると考える．

文 献

1) 佐藤雅人：小児の靴の特徴．MB Orthop. **7** (12)：25-30, 1994.
2) 佐藤雅人ほか：幼児の足の成長と靴．靴の医学．**5**：28-32, 1992.
3) 石塚忠男：新しい靴と足の医学．第一版．187-197，金原出版，東京，1992.

靴の医学 **10**：155-161，1996.

成長期の足と靴との適合と外反母趾

こどもの靴を考える会
大野貞枝，木下洋子，柴田祥江，
荻原一輝，田中洋一

はじめに

子供の靴を考える会では，1989年度より同じ子供の足の計測とその時点で着用している靴の状態を毎年一回記録してきている．1995年は阪神淡路大震災の年であり，例年3月に実施している計測は9月に繰り延べされ，1996年は例年どおり3月に実施された．よって1995年，1996年の両年の計測実施日は，前回計測実施日からの間隔が1995年は18か月，1996年は6か月と例年の12か月に比べ変則的であった．

対　象

ところで，子供の靴を一サイズ大きな靴にかえる必要があると感じるのは，親が足と靴の適合をチェックし余裕寸がなくなっていると判断するか，あるいは子供が自分の感覚で靴が小さくなったと訴えたときである．ところが，そのチェックの習慣もなく，また足先が靴にあたっているにもかかわらず本人がそれに気づかなかった場合，足よりも小さい靴を履き続けることになる．

足と靴の適合をチェックする習慣は個人差がある．震災後その傾向が顕著に出たものが1996年度の調査だ．一サイズ大きな靴に履きかえるまでの靴の使用期の長さが母趾の外反と関連があると思われる調査結果がみられた．

そこで本稿では，1989年度からこれまでの調査結果もふまえて母趾外反角度と靴の適合との因果関係の有無を考察した．また同様の調査結果をもとに足の内踏まず長と靴との適合を，多くの子供達が最も長時間履いている上履きで調査した．

1996年度の計測による拇趾角は，片足を単位とした場合15°以上は11例5.5°以下45例であり図1のようになった．

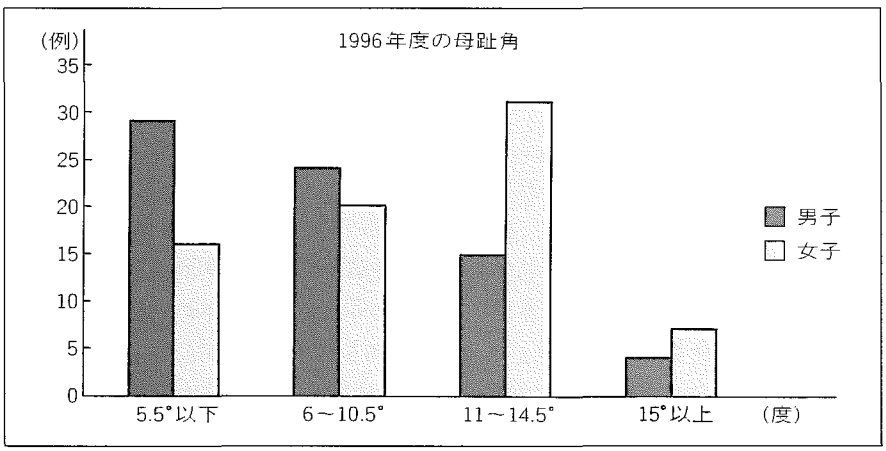


図 1.

Key words：check(チェック)，habit(習慣)，change(履きかえ)，fit(適合)，hallux valgus(外反母趾)

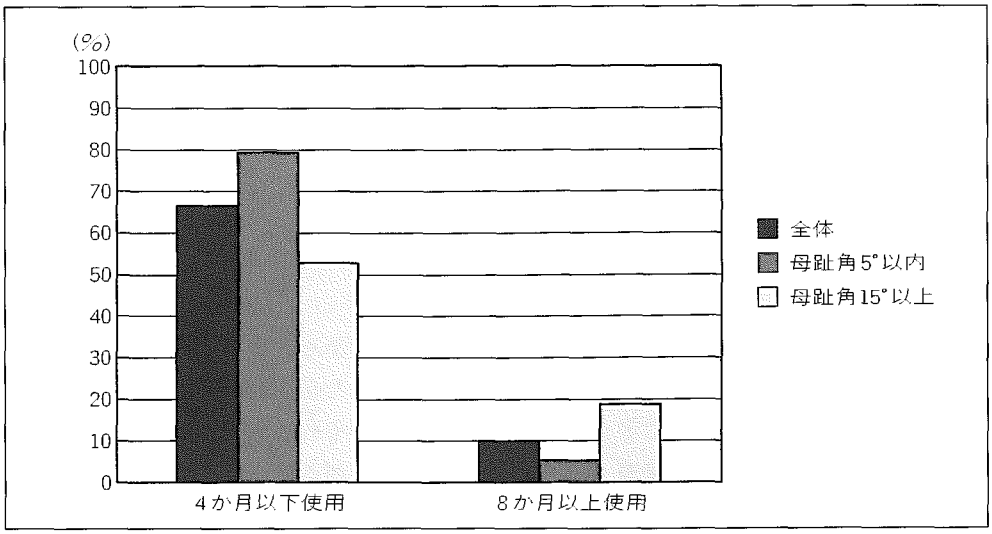


図 2.
調査日までの靴の使用期間と母趾角

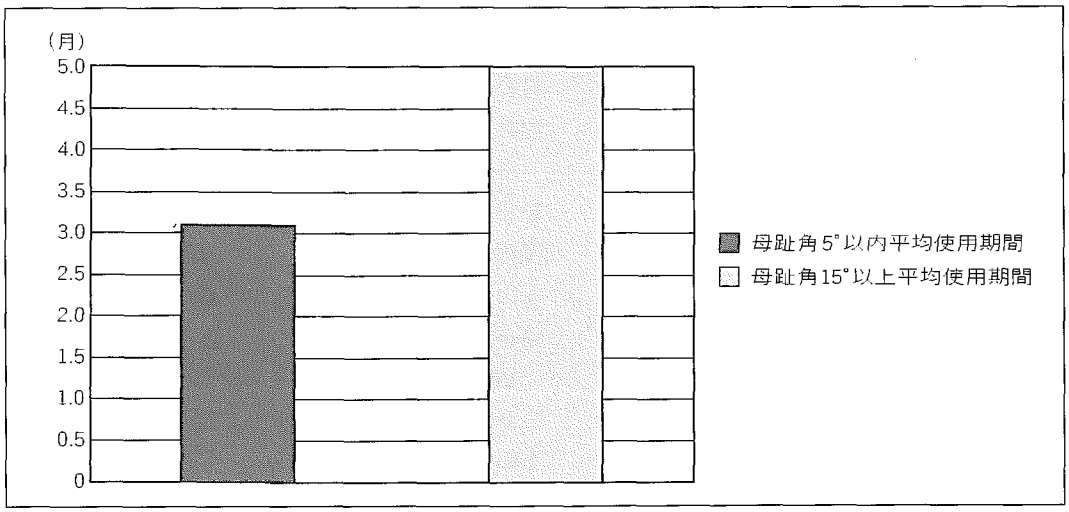


図 3. 1996 年度母趾角の違いによる 1993～1996 年の調査日までの平均使用期間

結果および考察

1996 年度の調査対象者は 75 名で，調査日までの靴の使用期間を聞き取り調査した結果，対象者 75 名のうち 58 名の使用期間が判明した．そのうち 7 名が調査当日まで 11 か月以上同じ靴を使用していた．ところがその 7 名のうちの 4 名が拇趾角 16°以上であった．1996 年度が震災後の平常ではない環境であり，足と靴の適合をチェックする習慣の有無が子供の足と靴に表れたと考えられる．そこで他の年度の母趾の外反角度と靴の適合とを照合した(図 2)．

1993 年度から 1996 年度までの，延べ人数 250 名における調査時までの靴の平均使用期間は，図 2 に見られるように 4 か月以下の子供は，全体では 66.4%母趾角 5°以内では 79%，母趾角 15°以上では 52.6%であった．一方，8 か月以上使用の子供は全体では 9.6%，拇趾角 5 度以内では 5.1%拇趾角 15°以上では 52.6%であった．

調査時までの靴の使用期間が 4 か月以下の短い

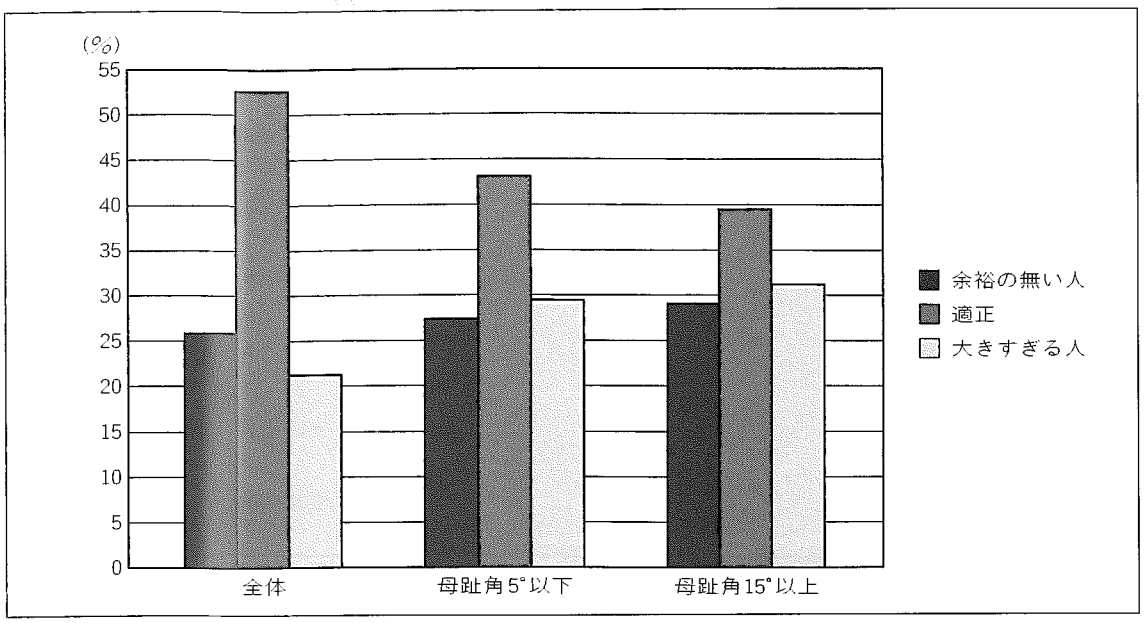


図 4. 母趾角の違いによる爪先の余裕の有無

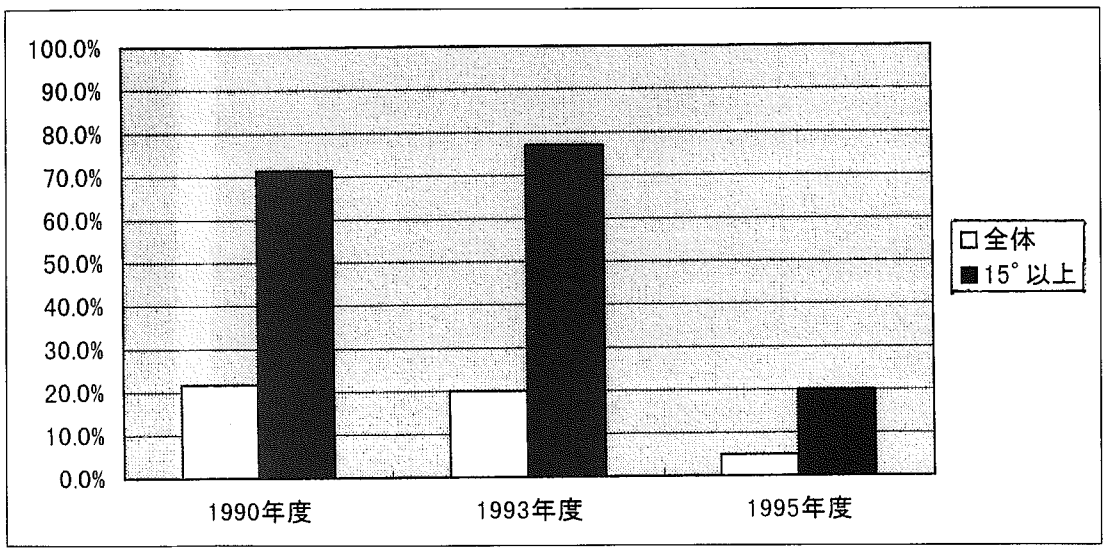


図 5. 母趾角 15°以上で爪先に余裕のない靴を使用している児童の割合

群では拇趾角が 5°以内の子供が多く，逆に 8 か月以上の長い群では母趾角が 15°以上の子供が多い．

なお 1996 年度の母趾角 5°以内の子供の 1993 年から 1996 年までの調査時までの平均使用期間は 3.1 か月，同じく母趾角 15°以上の子供の平均使用期間は 5 か月であった(図 3)．

ところで靴の使用期間が長いということは，足の成長に応じて適合した靴が履かれていないということになり，当然爪先に必要な余裕寸が不足することになる．そこで次に，余裕寸の適合と母趾角の関連を調査した．

1991 年から 1995 年における調査延べ人数 351 名のうち母趾角 5°以内 51 名，母趾角 15°以上 48

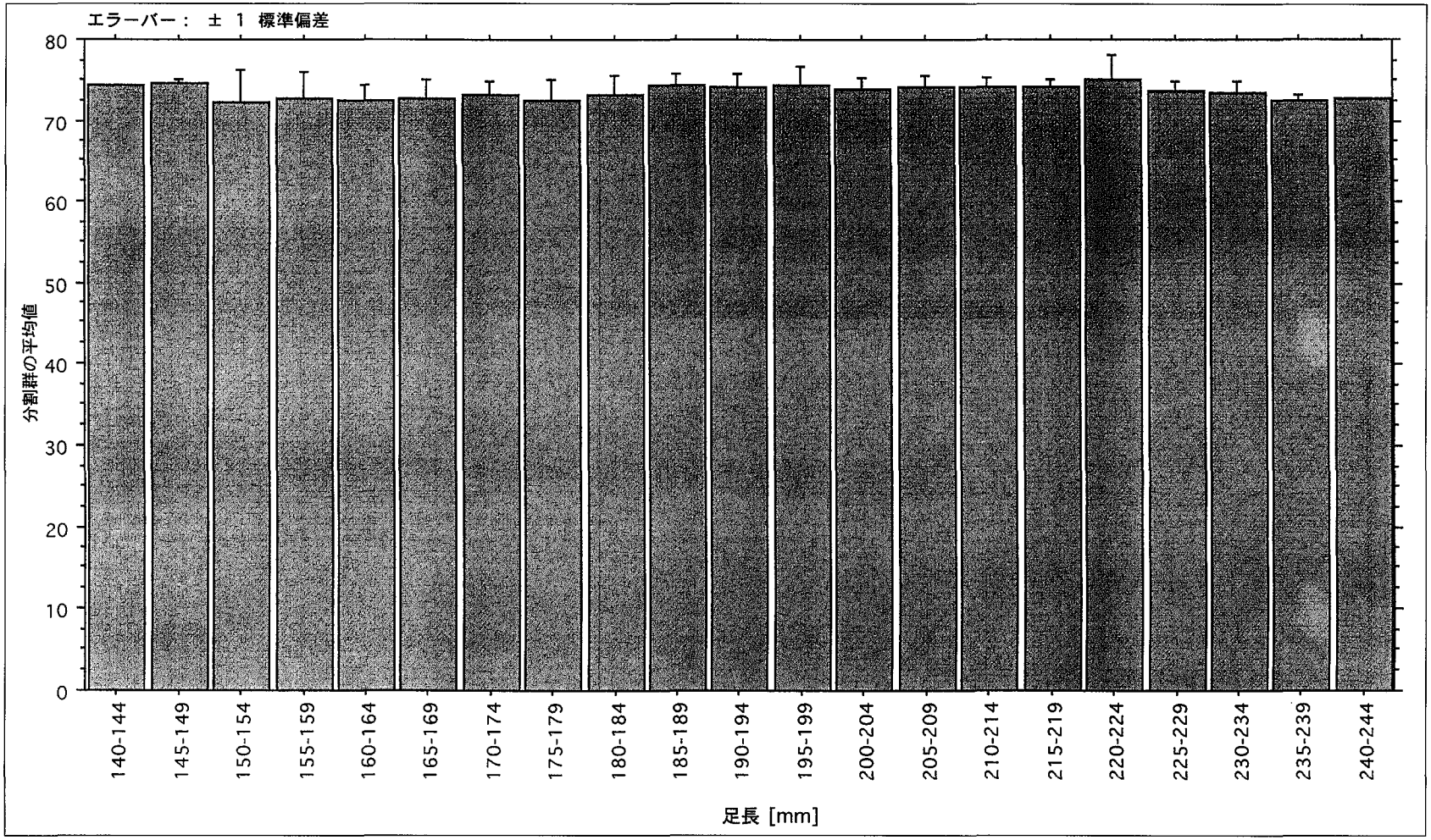


図 6. 内踏まず長/足長(女子)

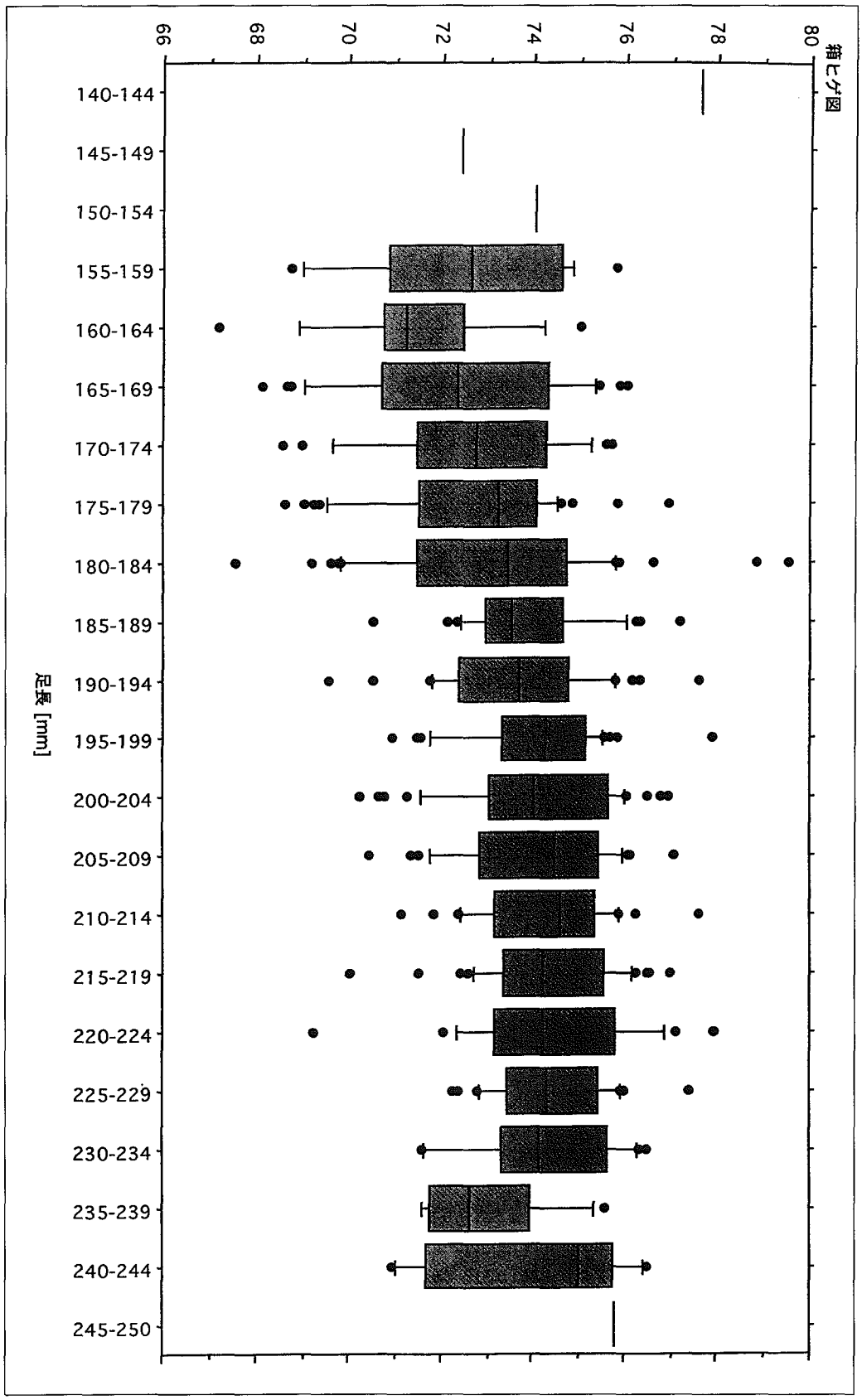


図 7. 内踝まず長/足長(男子)

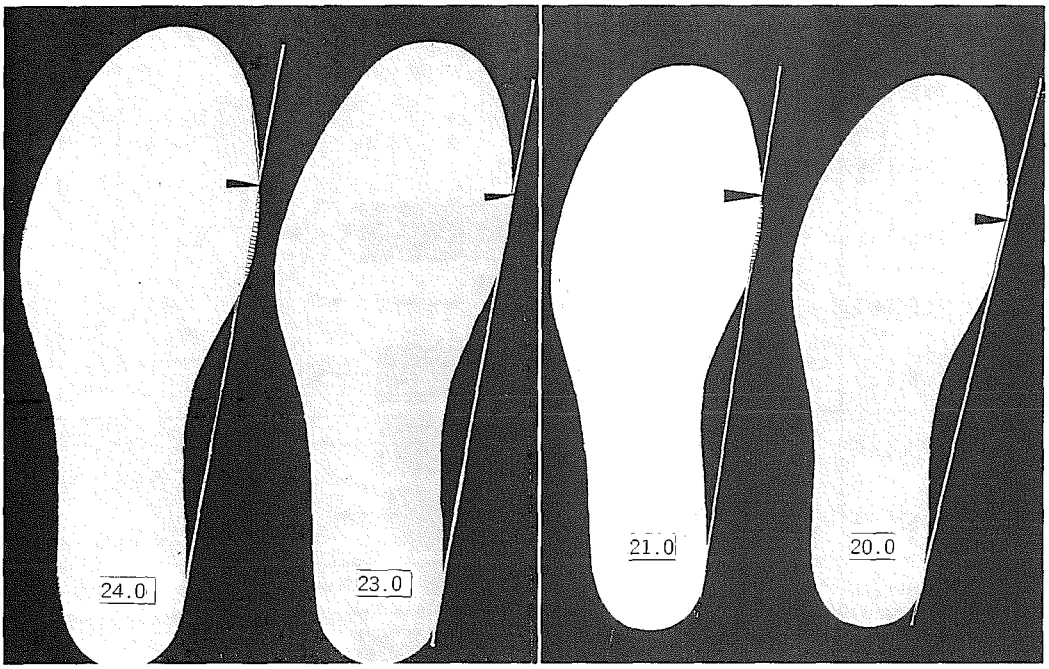


図 8.

名を比較すると，その時点での爪先の余裕が過剰な子供，不足する子供，ともに母趾角 15°以上が多く，適正な子供の割合は母趾角 5°以内が多い(図 4)．

1990 年の全調査数は 69 名，93 年は 75 名，95 年は 79 名であるが，それらの年度の母趾 15°以上で爪先に余裕のない靴を使用している子供の割合は全体での割合の 3 倍強になる．その他の年度は爪先余裕の調査の記録方法が不明瞭であり，取り上げられなかった(図 5)．

以上の結果から調査対象者数は少ないながらも，母趾角の外反角度は足と靴との適合と因果関係があることがうかがえた．消費者の足と靴の適合への関心が薄く，靴を一サイズ上に履きかえる時期が遅すぎる，つまり小さくなった靴をそのまま履き続けることは，外反母趾につながる恐れがある．今後調査を継続させていきその関連性をより明確にさせたい．

以上は通学に履いている靴が調査対照であった．次に校内履きに多く使用されている上履きについて，内踏まず長が靴と適合しているか否かを調査結果から考察した．

1989 年から 1996 年までのすべての内踏まず長の計測数値を片足を単位として男子 507 例，女子 498 例をサイズ別に分類して，その標準値を出した．グラフにすると図 6 の棒グラフと図 7 の箱ヒゲ図のようになる．

足の内踏まずの標準値を，長年全国的に多数の販売実績のある上靴の 20，21，23，24 のサイズの中敷にポイントをつけた．なお標準値は箱ヒゲ図の中央数値とした(図 8)．

今回取りあげた上履きでは余裕寸法は中底型(足が直接踏みつける部分の底．地面に接する本底では無い)では取られておらず，例えばサイズが 23 cm の表示の靴の中底の長さは 23 cm である．その代わりにヒールカーブが深くとられており，履き口の周りはゴムになっていて伸縮性があり，いわばかかとで余裕寸をとっている格好になっている．その是非は別として，足の内踏まず長のポイントは靴の踏み返し部とは明らかにズレが見られる．これでは足と靴が適合しにくい．今後外踏まず長の数値との関連も調査する必要があるが，改善が必要なポイントである．

上履きについては，どのメーカーの製品もさま

ざまな問題点をもっている．本会でもその問題点が指摘され続けておりながら製品に改善の跡は見られない．

日頃，人々の注目を集めるスポーツシューズやタウンシューズの品質の向上はめざましいが，次世代を担う子供達や工場勤務者が長時間履く上履きが旧態依然である現実に日本の靴文化の本質が如実に表れていると言えよう．

ま と め

本稿では，子供の足を守るためには，足と靴が適合しているかどうかの定期的チェックが重要であること，また上履きの踏みかえし部と足の内踏まず長の適合について考察した．

靴の医学 **10**：162-164，1996.

幼児の足底アーチの発達と靴の調査
—第2報—

埼玉県立小児医療センター整形外科
下枝恭子，佐藤雅人，佐藤栄作，梅村元子

はじめに

第9回日本学会で，梅村[1]が3歳児を中心に足底内側アーチの調査を行い，80%の園児にアーチ形成が認められたことを報告した．今回同じ園児の足底アーチを再調査し，どのように発達し変化しているか，靴との関連があるかについて検討した．

対象および方法

対象は，昨年も調査を行った幼稚園児43名(男児20名，女児23名)である．調査時年齢は4～5歳であった．調査項目は，①身長，②体重，③足底アーチ，④日常履いている靴の4点とした．

足底アーチについては，ピドスコープで立位の足底写真を撮り，画像解析装置を用いて足底面積に対する非接地面積の割合である足底アーチ面積比を求め，男女別に昨年度の値と比較した(図1)．

靴に関しては，1)月形芯がしっかりしているか，2)ソールの屈曲位置，3)靴の前足部の形状，4)紐などで調節が可能であるか，5)アーチサポートの有無の5点について調べた．

結　果

身長は男児平均105.9 cm，女児105.3 cm，体重は男児平均17.4 kg，女児16.9 kgで，1996年度の国民栄養調査による4～5歳児の全国平均値とほぼ同じであった．身長は昨年より約6 cm，体重は1.5 kg増加しており，正常な発育を示していた．

足底アーチ面積比は，昨年度が男児平均26.6%，標準偏差4.4，女児平均26.9%，標準偏差4.4であった．今年度は男児平均25.3%，標準偏差3.2，女児は平均24.9%，標準偏差2.6であり，男児も女児も，1995年と1996年のアーチ面積比は危険率5%で有意差はなかった(図2)．前回のアーチ面積比が23%未満でアーチ形成不良と判断された園児が今回23%以上となった例は認められなかった。また，昨年アーチ面積比が23%以上だった園児で23%未満とアーチの発達が変化した例もなかった．

靴について見ると，月形芯が十分硬く作られているもの3足，ソールの踏み返しの位置が足部遠位1/4のところにあるもの11足，前足部が幅広く余裕のあるもの36足，調節が可能であるもの20足であった．アーチサポートのあるものは3足だった．

考　察

サルがヒトへと進化していく過程で，直立二足歩行を獲得するために足の形態は除々に変化し，足底アーチが形成された[2]．足底内側アーチは歩行時のshock adsorberとしてはたらく人間特有の支持機構と考えられている[3]．この重要な形態である正常足アーチが，どの時期にどのように発育し，変化していくかについてはいまだ定説がない．Morleyは[4]，小児のFoot Printを比較し，年

Key words：planter arch（足底アーチ）
shoes（靴）
child（小児）

図 1.
足底アーチ面積比の計測方法

1995 年：Mn＝24　Fn＝27
mean 26.7%　26.8%
SD 4.4　4.3
1996 年：Mn＝20　Fn＝23
mean 25.3%　24.9%
SD 3.2　2.6

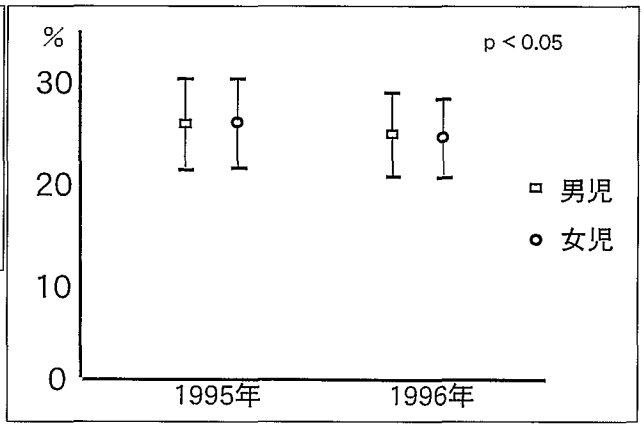


図 2. 足底アーチ面積比(1995 年および 1996 年)
男児の 1995 年と 1996 年の足底アーチ面積比の値に有意差は認められなかった．女児も同様の結果であった．

齢が増すごとに扁平足の割合が減少すると述べた．足内側アーチの経時的変化についての報告はこれが最初である．以後，アーチの形成時期について Staheli[5]が 6 歳ないし 8 歳まで，Volpon[6]は 2 歳から 6 歳までと，発育期間に幅があるのに対し，Forriol[7]らは，幼児期に急速に発達すると報告している。これらの横断的研究に対し，我々は 43 名の同じ幼稚園児の足底内側アーチを 2 年間調査した．その結果，3 歳時に計測されたアーチ面積比は 1 年後もその値にほとんど変化は見られず，昨年アーチ形成不良と判断された園児の足アーチの成長は認められなかった。80%の園児は 3 歳でアーチが形成され，1 年後もその形成されたアーチを保っていることが確認できたが，残りの 20%のアーチ形成不良群はなんらかの要因が重なり，アーチの発達はかなり遅れるものと考えた。

アーチの発達に影響を与える因子として，児の活動性や運動能力，靴，年齢，遺伝的要素などが挙げられる。原田ら[8]は，631 名の保育園児の足の調査から，運動能力の高い子供のほうが足内側アーチの形成が良い傾向にあると報告している．鈴木は[3]現代社会では困難であるが，足が正常に発達しそれを維持するには裸足で運動するのが理想的であるとしている。園児の現在の生活状況を考慮すると，屋外での運動の機会は減少傾向にある．裸足での教育を実行している幼稚園もあるが，

1日のうちのわずかな時間でしかない．現代の日本では靴は必需品であるが，適切な靴を与えられないために児の運動能力や意欲を阻害し，アーチの形成に間接的に関与している可能性も考えられる。今回の園児らの履いていた靴の調査では，ソールの屈曲位置が良好な靴や，前足部に余裕のある靴を履いている例は昨年より増加していた．しかし，優良靴を履いていた園児は少数であり，アーチ形成の不良だった園児のほとんどは良好とは言えない靴を履いているという結果を得ている．

靴が足内側アーチの発達を妨げるという報告に対し，Gould ら[9]は，1～2歳の幼児にアーチサポートをつけた靴とサポートのない靴を処方し，アーチの発達を調査した．その結果，アーチサポートをつけたグループの方が早期にアーチの形成が認められたが，調査の最終時期にはアーチサポートの有無にかかわらずアーチが形成されたと報告している．我々の調査では，アーチサポートのある靴を履いていた児はアーチ形成群に2名，形成不良群に1名と少数例しかなく，靴の使用期間も不明なためアーチの発達と靴との関係を明らかにすることはできない．しかしながら，靴と足の成長を考える上で重要な点であり，今後さらに同園児の追跡調査を行い，アーチの変化と靴のかかわりについて明らかにしたい．

ま と め

1）昨年調査を行った幼稚園児の足底アーチと靴の追跡調査を行った．

2）アーチ面積比は，男女とも昨年の平均値と差がなかった．

3）昨年アーチ形成が良好であった園児で，今回形成不良となった例はなかった．一方，形成不良と評価された園児は1年後もアーチの発達が認められなかった．

文 献

1) 梅村元子ら：幼児の足底アーチの発達と靴の調査―3歳児を中心に―．靴の医学，**9**：86-88，1995.
2) 島津晃：進化からみた足の疾患・変形．J. Jpn. Orthop. Assoc, **68**：585-594, 1994.
3) 鈴木良平：足と靴の在り方．日本義肢装具学会誌，**9**：251-256，1993.
4) Morley AJM：Knock-knee in children. BR. Med. J, **2**：976-979, 1957.
5) Staheli L. T., et al.：The longitudinal arch：a survey of eight hundred and eighty-two feet in normal cildren and adults. J. Bone. Joint. Surg., **69A**：426-428, 1987.
6) Volpon J. B：Footprint analysis during the growth period. J. Pediat. Orthop, **14**：83-85, 1994.
7) Forriol F., et al.：Footprint analysis between three and seventeen years of age. Foot & Ankle, **11**：101-104, 1990.
8) 原田硯三ら：幼児の運動能力と足の発達．教育医学，**40**：171-180，1995.
9) Gould N., et al.：Development of the child's arch. Foot & Ankle, **9**：241-245, 1989

靴の医学 **10**：165-169，1996.

足底挿板装着タイプのジュニアシューズの使用経験

東戸塚記念病院整形外科　東芝病院リハビリテーション科
内田俊彦　　佐々木克則
(株)三進興産　ミズノ(株)フットウェアー企画部
中村久継　　山名正樹

はじめに

成長期の子供靴は，子供の足の健やかな成長を促すという意味からも大切であることは異論のないところである．

従来より，靴の改良点は衝撃吸収材，サイズ，靴底の屈曲性などに注意が払われてきた．

足部障害全般に対して足底挿板を自作し，治療を実施してきた経験から，我々はアウトソールとしての靴だけの改良では十分ではなく，インソールとしての足底挿板も一体として考える必要がある，と考えている[1]．

今回，ジュニア用シューズに歩きやすさ，走りやすさを考えた足底挿板(ダイナミック・シュー・インソール以下DSI)を装着し，モニターを募り一年間の実履きを実施したので報告する．

対象および方法

モニターの対象は，小学校4～6年のミニバスケットボール部に所属する男子16名，女子18名の計34名である．モニター実施期間は平成7年4月より平成8年3月までの1年間である．

使用した靴はミズノ社製キッパーSPというジュニア用シューズである．改良点は，足底挿板装着のため中底を3mmほど深くしたことと，靴底の屈曲部が直線的であったため，ミッドソールに三本の切れ込みを入れラウンドに屈曲するようにしたことである(図1)．

DSIは後足部から前足部までの一体型で，後足部はラテラールウェッジとし，アーチパッドは内側，外側，横アーチを持つ三軸である(図2)．

検討項目は，モニター実施前後におけるフットプリント計測，使用した靴はそのつど回収し，変形や破損部分の確認を，モニター終了時，親と子供達にアンケート調査を行いその結果を集計した．

フットプリントの計測部位は，前足部の変形の指標として図3に示す母趾角と，足アーチの高低を示す指標としてフィック角を計測した．

結　果

1．フットプリント計測結果

フットプリント計測においては，モニター開始時の計測角度を基準とし，その増減をグラフに示した．母趾角において，増大は1°から最大5°まで，逆に減少は1°から最大8°まで見られ，母趾角の減少した例が多く見られたが，統計的には有意な減少ではなかった(図4)．Fic角においても母趾角同様に増減が見られたが，これも統計的に有意な増減ではなかった(図5)．

2．靴の変形，破損状況

靴の変形では，靴底内側の明かな片減りを示した例が一例あったが(図6-b)，図6-aに示すモニターシューズの前に着用していた靴の変形の方が明らかに激しかった．

靴の破損部分では，そのほとんどがアッパーの屈曲部分の内側および外側部分に見られた(図

Key words：shoeinsole(足底挿板)
junior shoes(ジュニアシューズ)
monitor(実履き試験)

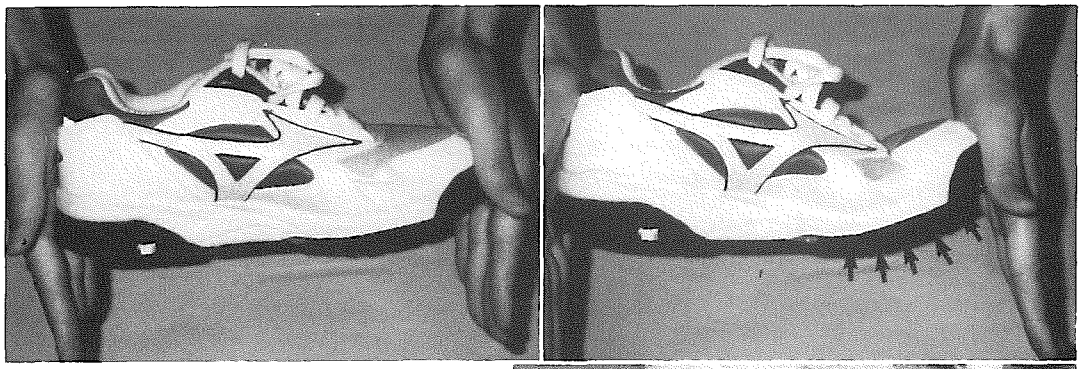
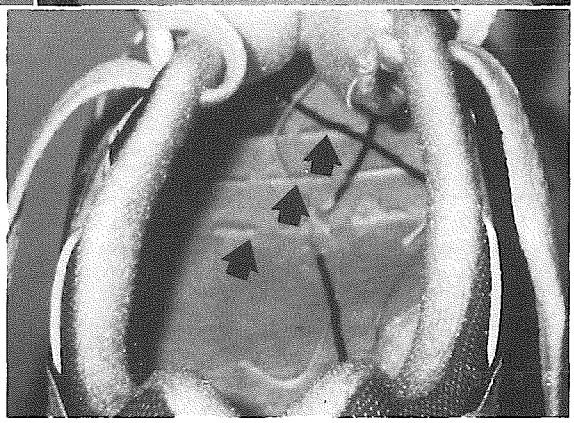


図 1.
改良点



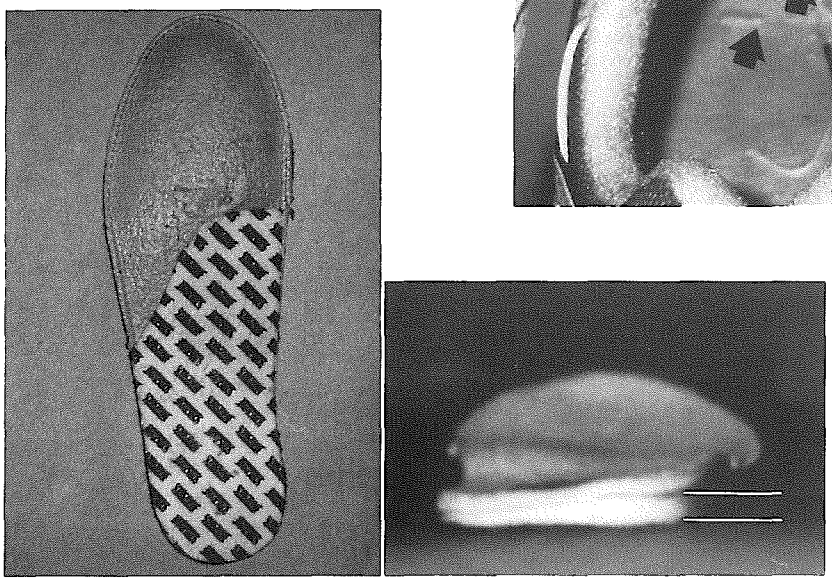


図 2.
DSI

7). 図 7 右上の靴の破損は指が入るほどかなり大きいが，モニターシューズということで我慢してずっと履いていたためである．他の例の破損による穴はずっと小さかった．また図 7 左のように，踵の内側の素材の破損が一例に見られた．

3．アンケート調査結果

アンケート調査はモニター終了時に子供達と母親達にそれぞれ別個に実施した．子供達へのアンケート結果をみると，今まで履いていた靴と比較して，「履きやすい」64%，「あまり変わらない」36%で，履きにくいという回答はなかった．靴のきつさ，硬さに関しては靴の甲部分がすこしきついと回答していたのが 36%，よいが 64%となっていた．硬さに関しては，踵部分を 10%が硬いと回答していたが，90%は気にしていなかった．歩きやすさに関しては，71%が歩きやすいと回答しており，歩きにくいという回答はなかった．デザインについては，75%が気に入っているとしていた．靴を購入する際の基準では，「デザインで決める」が最も多く約 50%であり，以下値段，着脱の容易

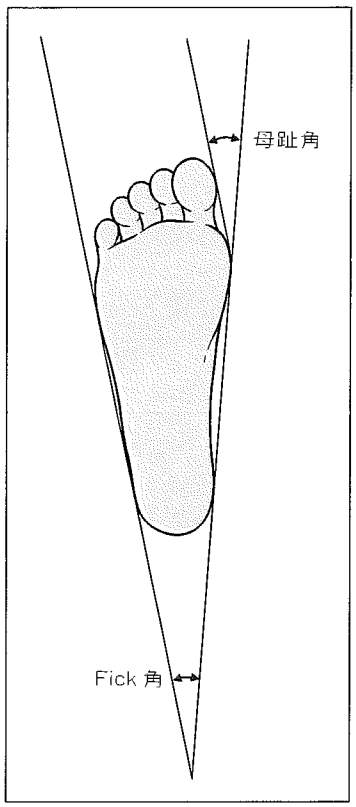


図 3. フットプリント計測部位

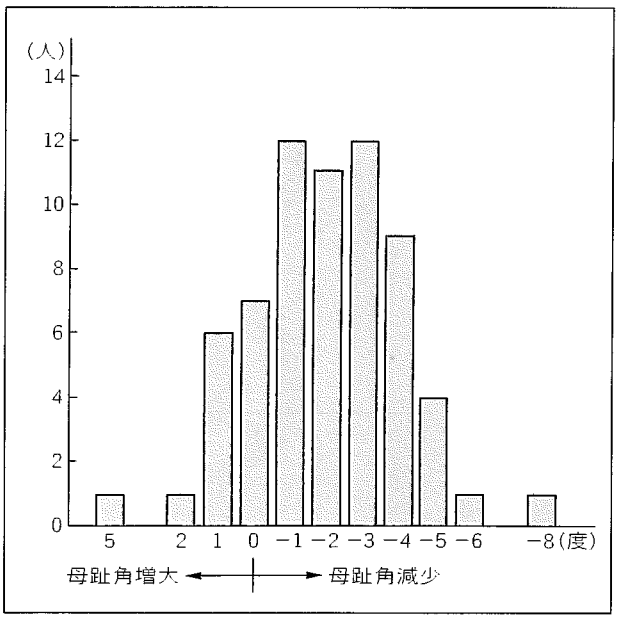
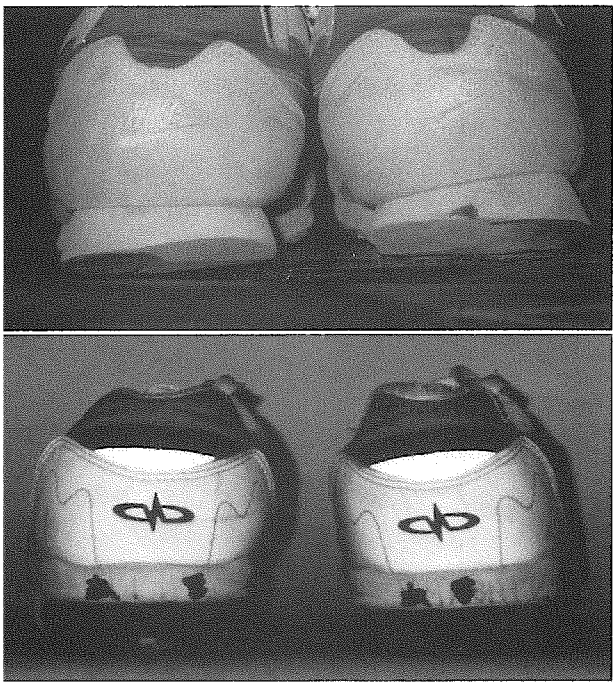


図 4. 母趾角の変化



a

b

図 6. 靴底の片減り例

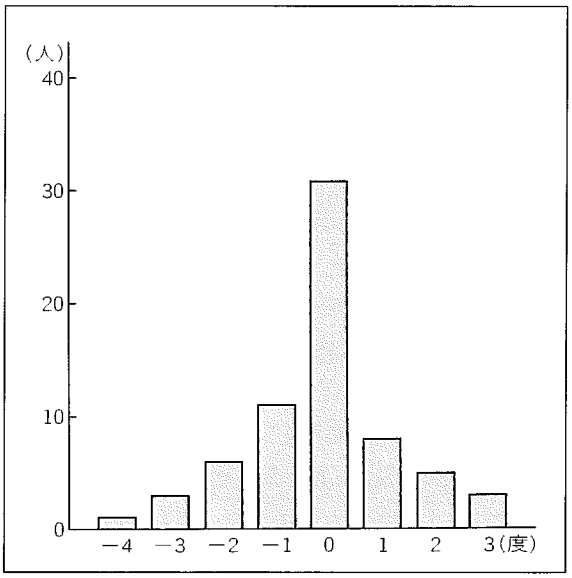


図 5. Fic 角の変化

さ，耐久性と続く．靴の着脱の際，ひもをそのつど締め直すか，という設問に対し，「必ずする」という回答は3例のみであり，約60%がしないという回答だった．

足底挿板の違和感については，踏まず部分の高さが気になるという回答が1例あったのを除いて

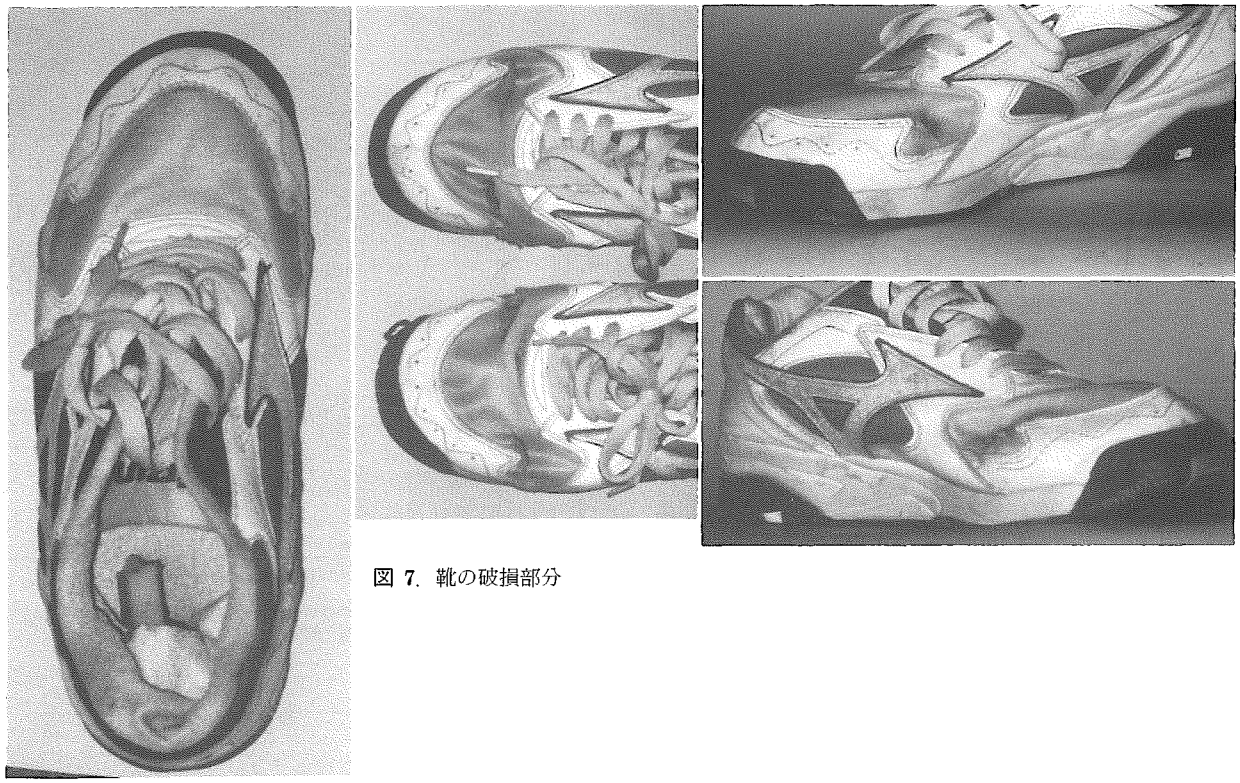


図 7. 靴の破損部分

は，足底挿板の装着に対しての違和感はなかった．

一方，母親達へのアンケートは靴を購入する際のポイント，サイズの選択，買い換え時期，値段などについて調査した．

靴を購入する際のポイントでは，値段とデザインがそれぞれ45%で最も多く，耐久性，着脱の容易さが続く．サイズについては「やや大きめを選ぶ」という回答が約65%，「ぴったりの物を選ぶ」という回答は35%であった．靴の買い換えは3～6か月に1度が最も多かった．靴の値段については2 500～5 000円の価格帯が90%以上を占めていた．

考　案

成長期の足は，その健康な発育を促す事が重要であり，その意味からも子供の覆く靴に注意を払うことは大切なことである．よい靴とは実際にどの様なものをさすかは議論のあるところであろう．足底挿板は一般的には治療目的で使用されるのがほとんどであるが，9年前より我々は足底挿板を自作し治療に応用し，現在までに数千の臨床例を経験したなかから，パフォーマンスの向上，障害予防という観点からもDSIは使用可能であると考えている．即ち，足底挿板の作用様式は一般的に①矯正要素，②支持要素，③免荷要素，④代償要素の4つのパターンがあると言われている[2]．我々は動きという観点から，移動方向を変える，推進，制動をかける，運動転換をはかるといった要素を取り入れている．

DSIは歩行動作を考え，COPが踵接地からすみやかに母趾方向に向かうような形状として，後足部外反，前足部回外形状とし，ラッテラルヒールウェッジを付け加え一体とした(図2)．ラテラルヒールウェッジの使用は一般的には踵骨内反の強いものに対して踵骨を外反させたりする目的で使用されている．またラテラルヒールウェッジの厚さは約3 mmであり，踵骨の外反がもともと大きい例に使用しても極端な外反を招くようなことは

考えがたく，ラテラルヒールウェッジ単独での使用ではなくアーチパッドも併用しているため，足の動きから考えてみても異常な代償の動きは引き出さない．この靴の使用にあたっては，パンフレットにも，もし痛みなど今までに履いていた靴に比べて異常な点が感じられるようであれば使用を中止してほしい旨の注意書きも添えてある．販売開始以降，代理店などに寄せられた苦情には，靴の前足部の破損に関してはいくつか発生が見られたが，痛みなどが発現したために使用を中止したという例は一例も報告されていない．また，今回計測したフットプリント計測においても，外反母趾角，Fic 角の変化はこの靴の使用前と使用後においての変化は有意な変化を示しておらず，足底挿板装着による新たな足部変形の発生なども見られておらず，問題点はないと考える．

今回，一年間にわたりジュニア用の足底挿板装着シューズの実履き試験を行ったが，フットプリント計測による母趾角，Fic 角の有意な変化は見られず，アンケート調査における使用感でもほぼ満足できる結果が得られており，子供の靴に足底挿板を装着する弊害は見られていない．したがって，靴における履き易さ，歩き易さを追求する上で，靴と足底挿板を一体として見ることは一つの方法であると考える．靴の購入に際しては，いまだにデザインや金額というところがその動機の大きな部分を占めており，成長期における子供靴の大切さをさらに啓蒙する必要があると思われる．

靴の破損に対してはアッパー部分のデザイン上の問題が大きいと考えられ，今後素材を含め検討の余地があると考えている．また桜井らも報告しているように[3]，子供靴の場合，靴紐を履くたびに締め直すことはあまり励行されておらず，年少児などには紐の代わりにベルクロなどで対処する必要もあるものと考える．

ま と め

(1) 足底挿板装着タイプのジュニアシューズの実履きを一年間にわたり実施した．

(2) フットプリント計測，靴の変形や破損状況の調査，アンケート調査を行った．

(3) 足部の変形や痛みなどの発生は見られず，子供靴に対する足底挿板装着タイプの靴の使用も，子供の足の健やかな発育を促す上で有用なものと考える．

文 献

1) 内田俊彦ら：外反母趾の治療に使用した靴に関する検討．靴の医学，8：92-95，1994.
2) Regnauld, B.：The Foot. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 1986.
3) 桜井実ら：子供の靴の開発．靴の医学，**3**：8-11，1989.

靴の医学 **10**：170-175，1996.

靴を作る

(株)日本靴科学研究所
熊谷温生

靴作りの持つ意義

足は一人ごと違うし，左右も鏡で写したようには同じではない．足に合う靴を作るにはそれぞれの足に応じてあつらえて作ることが望ましい．特に医学界においては，望まれる靴には処方靴と靴型装具がある．これらの靴は個人対応であるから，既制靴のように規格を定めて量産で作るよりも，一足ごとにあつらえで作る必要が生ずる[1]．

靴の作り方の概要

靴を作る方法をごく簡単に述べれば，靴甲と靴底とを組合せることである．一例を図1に挙げれば，上から下に向かった順序をたどる．

靴は太古の昔から作られていた．もちろん機械などははなかったから，簡便な道具を使って，手で作られた．今でも手で作ることはできるし，実際に専門職として手で作っている職人もいる．そのほとんどは個人対応のあつらえ靴である．

靴は手で作ることが本来ではないかと思う．靴の材料として，特に靴甲には，天然の皮革が用いられることが多いのは，天然皮革には足になじむという優れた性質があるからである．しかし天然物であるだけに材質は均一ではなく，微妙な変化

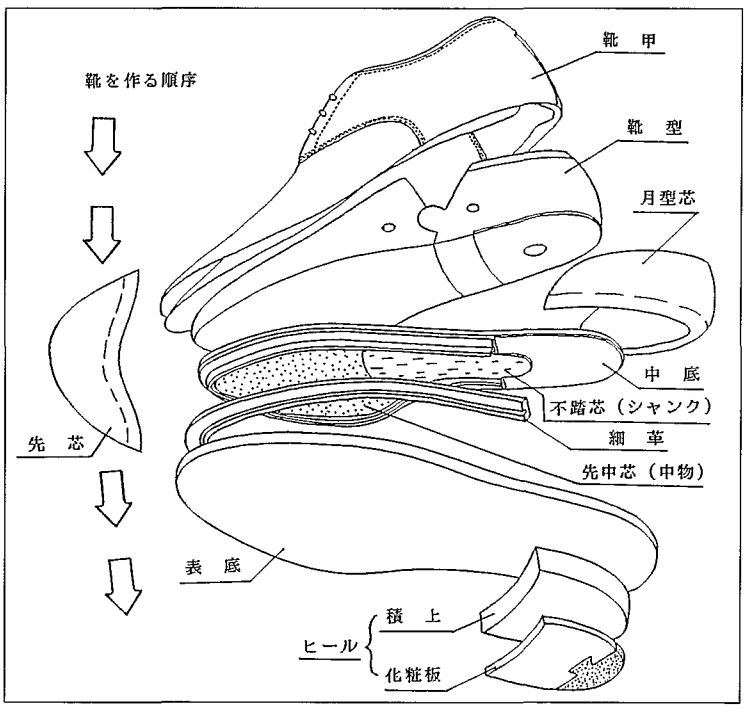


図 1.
靴を作る順序

Key words：method of shoemaking（靴の作り方）

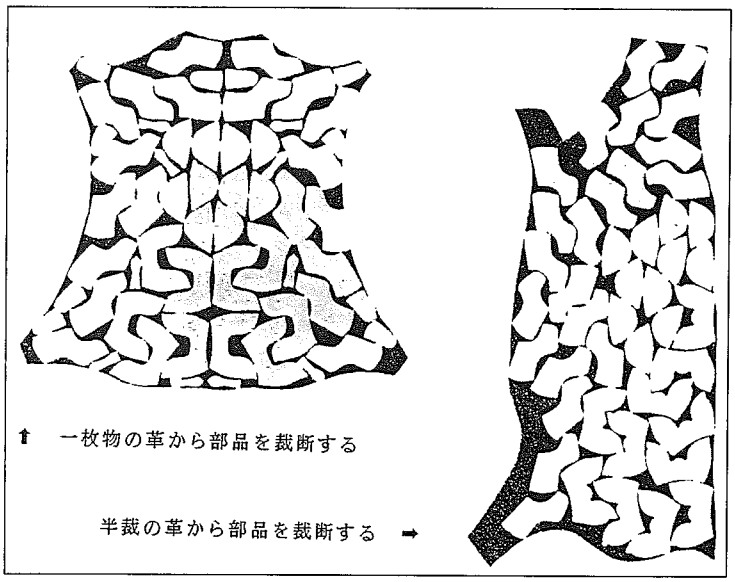


図 2.
甲材料の裁断

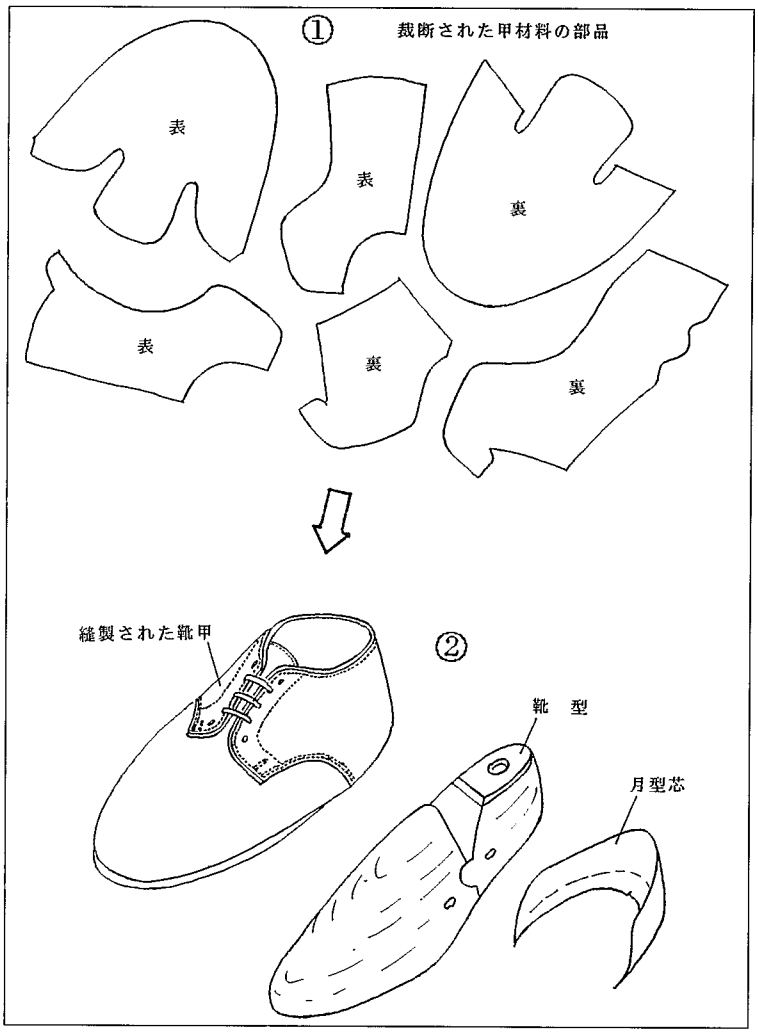


図 3.
靴の製造工程の概要－ I

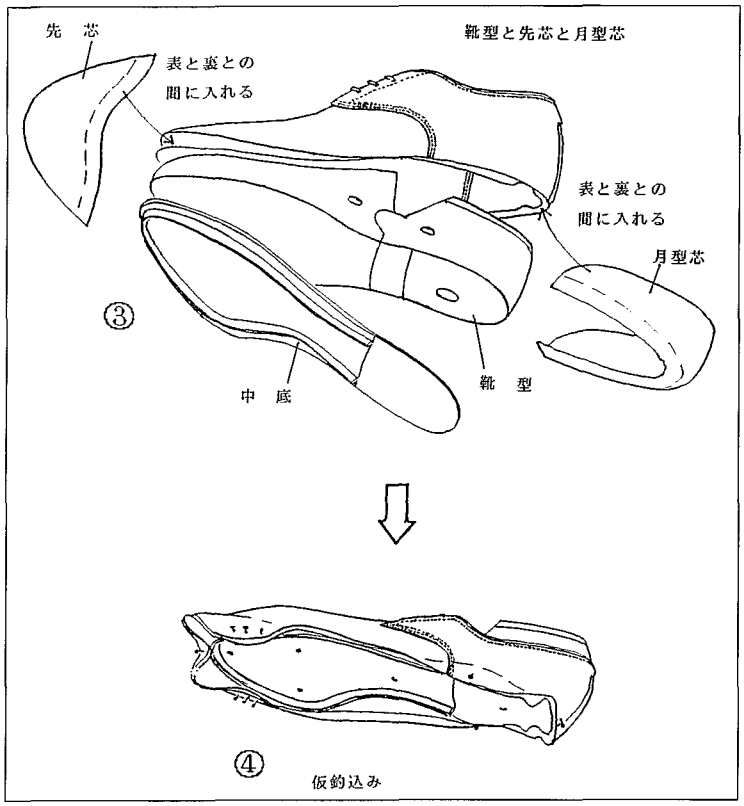


図 4.
靴の製造工程の概要-II

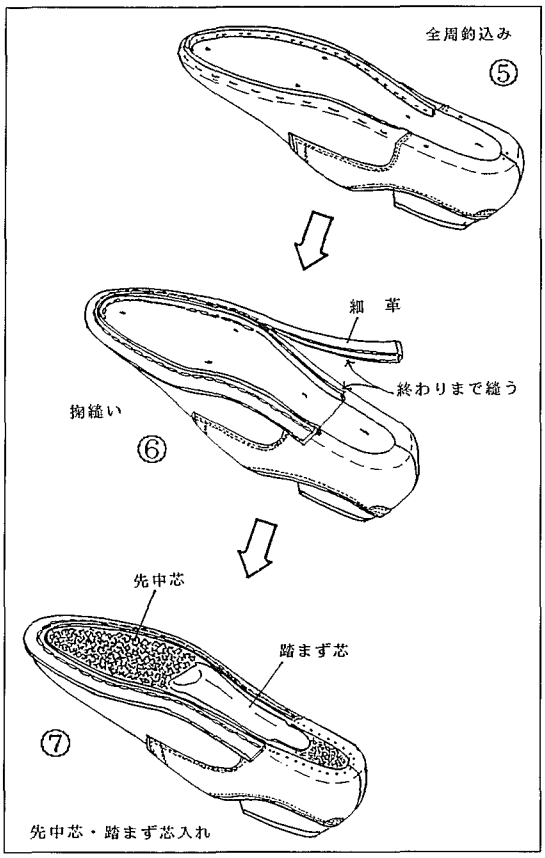


図 5.
靴の製造工程の概要-III

があるが，それを有効に生かして，手加減を加えながら作ることによって良い靴に仕上げることができるからである．

靴産業においては靴甲と靴底との組み合わせ方の違いを「製法」あるいは「構造」の違いと呼んで，靴の種類を分類する一つの方法としており，現在既制靴を作るために量産体制の下に行われている一般的な製法には 7 通りくらいのものがある[2)3)]．

これらの製法を大きく分ければ，縫い合わせるのと貼り合わせるのと 2 通りの方法がある。図式的に見れば貼り合わせる方が簡単で早く作れるが，相応の技術的な投資や背景が必要である．事実，量産に向いており，現在市場にある靴の主流を占めているが，手で作るには難しい事情がある．

縫い合わせる方が複雑だが，小さな道具を使うだけで手で作ることもできる．数十年前には手で作られた靴がかなり世の中にあったが，今では全

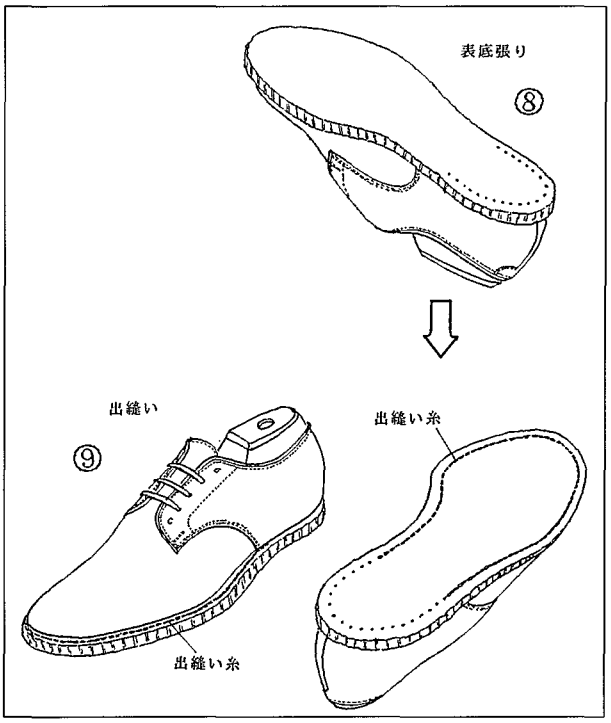


図 6.
靴の製造工程の概要-IV

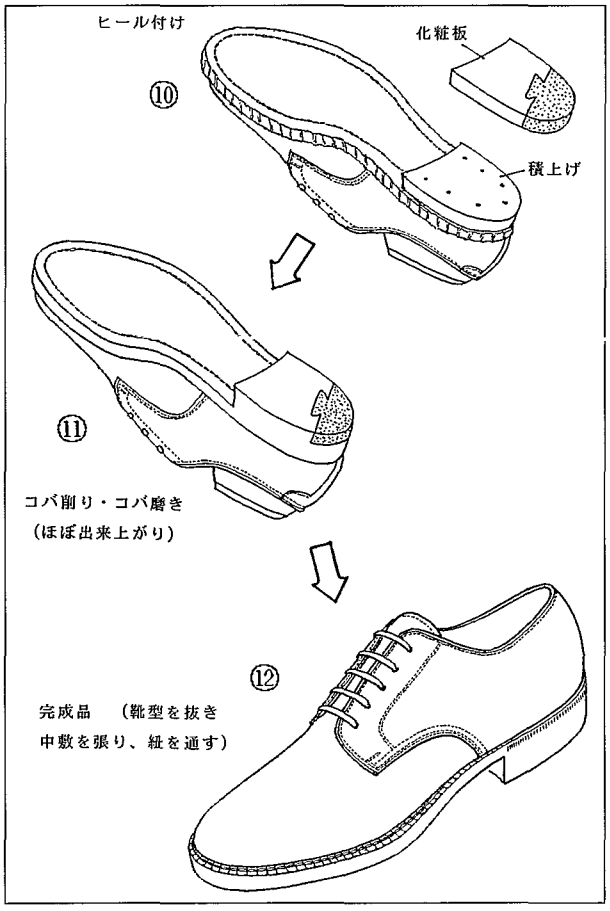


図 7.
靴の製造工程の概要-V

くの希少品である．それらは大低が個人対応の靴であり，一人の熟達した靴職人によって始めから終わりまで手作業で作られ，注文主の足に良く合っていたと思われる。しかし手で縫っていたのではたくさんの靴は作れず，値段も高くなる．

値段を下げるためにはたくさん作らなければならない．サイズを設定し，部品の形と大きさを規格化して，機械を使い，流れ作業によって靴を作るようになった．

手で作るには座って膝の上に靴を乗せて作業する．流れ作業の量産の場合は立って靴を持ち，機械に作業をさせる．いわば，手で行う作業を機械に行わせる．各工程の専用の機械には専従の作業者が従事し，分業で靴が作られる．この作業に伴って機械を使いこなす熟練技能者が出現した．手作業にせよ機械作業にせよ，靴甲を靴底に引っ張って作業をするから，図3以下の図解のように靴の姿は逆さまになる．

靴作りの基本「グッドイヤー・ウエルト」製法

ここでは靴甲と靴底とを縫い合わせる方法の一つである「グッドイヤー・ウエルト」製法について述べる．この方法は，底部を2回に分けて縫い合わせる，加工度の高い製法である．今でも手で作られている靴はこの方法によるもので，加工度が高いだけに完成度も高く，立派な靴になる．また靴底が減った時には底を剝がして新しい底を付けて再び縫い合わせることができる．つまり修理ができるという利点がある．

しかし，熟達した職人によっても手作業は生産数は限られ，高価なものになる．この製法を生かしながら，もっと大衆性のある価格で靴を作ろうという努力がなされ，1869年から1970年にかけてのアメリカのチャールズ・グッドイヤー2世が底を縫う機械を開発し，それによってこの製法の量産化が実現した．同氏の名前を冠して，この方法を「グッドイヤー・ウエルト」(或いは単に「グッドイヤー」または「ウエルト」)製法と呼ぶ([ウエルト]とは，後に述べる[細革]のことである)．

この製法は最も複雑な方法であるが，靴を作るために必要な技法のほとんどのものが含まれているので，この技法に熟達していればほとんどの製法の靴を作ることに応用ができることから，靴作りの基本であると言われている．以下にその概要を述べる．

1．裁断と製甲

材料から部品ごとに裁断する．天然皮革は，一枚の皮革でも場所によって厚さや伸びの方向に違いがあり，それらに配慮して裁断する．また天然皮革は概して高価なものであるから，図2に示すように，なるべく裁ち落としの無駄の少ないように裁断する[4]．その結果の一例が図3の①である．それらの部品を縫製して靴甲を作る．図3の②は靴甲の一例である．この作業を製甲という．

2．靴型と先芯と月型芯

靴は靴型にかぶせて作られる．靴型は足の身代わりで，靴作りの中で最も重要な道具である．靴甲をかぶせる前に，靴甲の爪先部分と踵部分の，表と裏との間にそれぞれ先芯(さきしん)と月型芯(つきがたしん)とを入れる．図4の③を参照されたい．

3．釣込み

靴型の底面にはあらかじめ中底を止めておく．靴甲をかぶせて中底の方向に引っ張り，中底の周辺に仮止めをする．これが図4の④の仮釣込みである．靴甲に曲がりや歪みのないことを確認して，図5の⑤のように底の全周を釣り込んで，靴甲と中底を固定する．

4．掬縫い

釣込みの終わった中底に細革を縫い付ける．中底には，細革を縫い付けるための溝が付いている．中底に溝がついていて，掬縫い(すくいぬい)を行うことがグッドイヤー・ウエルト製法の特徴である．図5の⑥の説明では途中までしか細革を縫い付けていないが，もちろん終わりまで縫い付ける．

5．先中心・踏まず芯入れ

中底の溝の内側に，図5の⑦のように踏付部から先の方には先中芯(さきなかしん)を，踏まず部には踏まず芯を入れる．先中芯はクッッションの役をなし，踏まず芯は靴の後部を支えて歪まなくする役を果たす．他の製法の靴でもこれらの芯は入るが，この製法では，溝の内側の段差が大きい分だけ厚いクッションを入れられるし，厚くて丈夫な踏まず芯を入れることができる．

6．表底貼り

続いて，その上に表底(おもてそこ)を貼り付ける．この作業は強い接着剤で完全に貼り付けるのではなく，表底が動かない程度に仮に貼りつけるもので，その後に表底の周辺を粗く切り取る．図6の⑧は，その様子を示す．踵部は釘で固定する．

出縫い

表底と細革とを縫い合わせる．グッドイヤー・ウエルト製法の特徴である．掬縫いに続いての二回目の縫い合わせで，これを出縫い(だしぬい)といい，修理ができる．図6の⑨では糸目が見えるが，糸目を見せない縫い方もある(この糸を切って

表底を剝がし，新しい表底を縫い付けて直すことができる)．

7．ヒール付け

踵部に積上げ(つみあげ)を付け，その上にさらに化粧板(けしょうばん)を付ける．図7の⑩はこの方法の説明だが，積上げと化粧板を一体化したヒールを付ける方法もある．このままでは表底の切断面は荒削りのままであるし，ヒールとの関係では周辺が不揃いでる．表底とヒールの切断面(これをコバとよぶ)をなめらかに揃えるために，次のコバ削り・コバ磨きの作業が必要である．

8．コバ削りとコバ磨き

表底のコバの部分は高速で回転するカッターで削る．ヒール部分は回転するサンドペーパーの車で削り，全周をなめらかにつなげる．それぞれインクを塗り，ワックスで磨いて仕上げる，図7の⑪はその出来上がりだが，この靴から靴型を抜き取り，内側の踵部に敷革を貼り，紐を通せば，図7の⑫のように，本当の出来上がり・完成品となる．

参考文献

1) 熊谷温生：既製靴の役割と問題点．日本義肢装具学会誌，**54**：340～345，1990.
2) W. A. ロッシ，R. テナント：プロフェッショナル・シューフィッティング．日本製靴㈱，東京，48-51，1987.
3) 熊谷温生：靴の商品知識．改訂第十六版，㈲ぜんしん，東京，49-57，1995.
4) 藤田　稔(編)：シューテキスト・甲材の特性と裁断のコツ．靴商工新聞社，東京，33-38，1973.

日本靴医学会　会則

（名称）

第1条　本会は，“日本靴医学会”（英文で表示する場合は，The Japanese Society for Medical Study of Footwear）と称し，事務局を東京都目黒区下目黒3-19-8　城南病院に置く．

（目的および事業）

第2条　本会は，靴の医学的知識と技術の進歩，普及をはかり，学術文化の向上に寄与することを目的とする．

第3条　本会は，第2条の目的達成のためにつぎの事業を行う．

1. 学術集会および講習会などの開催
2. 会誌・図書などの発行
3. その他，本会の目的達成に必要な事業

（会員）

第4条　会員は，本会の目的に賛同するつぎの者とする．

1. 正会員　日本国の医師免許証を有する個人，あるいは別に定める規定により承認された個人で，別に定める年会費を納める者．
2. 準会員　靴医学についての専門知識と技術を有する正会員以外の個人で，別に定める年会費を納める．
3. 賛助会員　本会の事業を賛助し，別に定める年会費を納める個人または団体．
4. 名誉会員　本会の進歩発展に多大な寄与，特別に功労のあった者で，評議員会および総会で承認された日本および外国に在住する個人．

（入会および退会）

第5条　正会員，準会員および賛助会員として入会を希望する者は，所定の申し込み書に必要事項を記入して本会事務局に申し込む．理事会の承認を受けたのち，当該年度の年会費の納入をもって会員としての権利を行使できる．

二．名誉会員として承認された者は，入会の手続きを要しない．本人の承諾をもって会員となることができ，年会費を納めることを要しない．

三．退会希望者は，退会届けを本会事務局に提出する．正会員，準会員および賛助会員で正当な理由なく3年間会費を納入しない者は自然退会とする．

四．本会の規定に背く行為，本会の名誉を損なう行為のあった会員は，理事会の議を経て除名することができる．

（役員および理事会）

第6条　本会に下記の役員を置く．

1. 理事長　1名
2. 理　事　若干名
3. 監　事　2名

二．理事長は理事会で互選によって選出する．

三．理事および監事は評議員の中から理事会で推薦し，評議員会および総会で承認する．

四．役員の任期は2年とし，再任を妨げない．

第7条　理事長は本会を代表し，会務を総括する．

二．理事は本会の代表権を有し，理事会を組織して会務（庶務，財務，渉外，学術，各種委員会）を執行する．

三．理事会に常任理事を置く．

四．理事は本会の財産および業務の執行を監査する．

五．理事会は理事長が必要に応じて招集し，理事会の議長は理事長とする．

六．次の事項は理事会で審議し，評議員会の決議を経て総会の承認を得なければならない．

1. 学術集会の会長，副会長の選出
2. 理事および監事の選出
3. 事業報告，事業計画，予算，決算に関する事項
4. 会則の変更
5. その他，特に必要と考えられる事項

（評議員および評議員会）

第8条　本会に評議員を若干名置く．

二．評議員は，正会員の中から理事会の議を経て理事長が委嘱する．任期は2年とし再任は妨げない．

三．評議員は評議員会を組織し，第7条六項に規定する本会の運営に関する重要事項を審議する．

四．評議員会は年1回，理事長が招集する．

五．理事長が必要と認めたとき，および理事または評議員の1/3以上，正会員の1/4以上から開催の請求があったとき，理事長は評議員会を1か月以内に招集しなければならない．

六．評議員会の議事は出席者の過半数をもって決定する．

七．名誉会員は評議員会に出席して意見を述べることはできるが，決議には参加できない．

八．評議員会の議長は第10条に規定した学術集会会長とする．

（総会）

第9条　総会は第4条に規定した正会員をもって組織する．

二．通常総会は年に1回，学術集会期間中に理事長が招集する．

三．臨時総会は理事会からの請求があったとき，理事長はこれを招集しなくてはならない．

四．総会では第7条六項に規定する重要事項を審議し，承認する．

五．総会の議事は出席者の過半数をもってこれを決する．

六．総会の議長は第10条に規定した学術集会会長とする．

（学術集会会長および学術集会）

第10条　学術集会を年1回開催するため，会長および副会長をおく．副会長は次年度の学術集会を開催する会長予定者とする．任期はその集会にかかわる期間とする．

二．会長および副会長は理事会において理事および評議員の中から推薦し，評議員会および総会で承認する．副会長は会長を補佐し，会長に事故あるときにはその職務を代行する．

三．会長は学術集会を主催し，学術集会の発表演題の採否を決定する．

四．会長は，その任期中に開催される評議員会と総会の議長をつとめる．

五．会長および副会長は評議員の身分であっても理事会に出席して意見を述べることができる．ただし理事会の決議には参加できない．

第11条　会員は参加費を支払い，学術集会に参加することができる．

二．学術集会での発表の主演者および共同演者は，原則として正会員，準会員，名誉会員とする．

三．会長は本会の会員以外の者を学術集会に招いて，講演，シンポジウムなどの演者を依頼することができる．

四．本会の会員以外でも，会長の承認を得て学術集会に特別参加し，主演者および共同演者として発表することができる．

五．四項に該当する者が機関誌に投稿を希望する場合には，臨時会費として当該年度の年会費を納入しなければならない．

（委員会）

第12条　本会の活動のため，理事会の議を経て各種委員会を置くことができる．

（経費）

第13条　本会の経費は会費およびその他の収入をもってあてる．

（事業年度）

第14条　本会の会計年度は，毎年8月1日に始まり翌年の7月31日に終わる．

（附則）

第15条　本会則は平成6年9月3日から適用する．

年会費細則

第1条　正会員および準会員の年会費は7 000円とし，当該年度に全額を納入することとする．

第2条　賛助会員の年会費は50 000円以上とし，当該年度に全額を納入するものとする．

附則）　この細則の変更は，理事会で審議し，評議員会の決議を経て，総会の承認を要するものとする．

内規

1．名誉会員に関する内規

国籍の如何を問わず，本会の進歩発展に多大な寄与，特別の功労のあった者とする．理事会が推薦し，評議員会および総会で承認を得なければならない．

2．正会員に関する内規

日本国の医師免許証を有しなくとも，次の条件をみたす者は理事会で決定し，評議員会で承認されれば正会員となることができる．

1）靴医学についての専門知識を有し，本会の発展に大きな寄与をなすと考えられ，2人以上の評議員から推薦を受けた者．

2）準会員として5年以上本学会に所属して本会の発展に貢献し，2人以上の評議員から推薦を受けた者．

3．理事および評議員に関する内規

1）理事は12名以内とする．

2）評議員は25名以内とする．

3）理由なく理事会あるいは評議員会を2年連続欠席した者，前年度に70歳に達した者（ただし常任理事を除く）は，理事あるいは評議員としてとどまることはできない．

附則）　この内規の変更は，理事会の決議を経て，評議員会の承認を要するものとする．

日本靴医学会
理事会・評議委員会

日　時：平成8年9月27日(金)
　　理 事 会：15：00〜17：00
　　評議員会：17：00〜18：00
場　所：神戸国際会議場
　　〒650 神戸市中央区港島中町6-9-1
　　☎ (078)302-5200

≪報告≫
1）第9回学術集会会計報告
2）平成7年度会計報告および監査報告
3）平成8年度予算案提出および平成7年度庶務報告
4）文部省平成8年度科学研究費助成研究成果公開促進費の申請結果
5）学術会議第17期登録申請結果報告
6）学術刊行物指定結果報告

≪議題≫
1）第10回学術集会運営準備状況報告
2）第11回学術集会予定および進行状況報告
3）次次期会長選出
4）役員改選および新役員の選出
5）新入会員の承認
6）学会誌の大学医局，図書室への寄贈について
7）学会誌掲載料について(前回から持ち越し議題)
8）認定医制度について(前回から持ち越し議題)
9）事務局移転について(前回から持ち越し議題)
10）会則の変更について
11）その他

≪報告≫
1）第9回学術集会会計報告
松崎理事から資料1に基づき報告．
2）平成7年度会計報告および監査報告
石塚理事から資料2に基づき会計報告後，加藤監事から監査報告．
3）平成8年度予算案提出および平成7年度庶務報告
◆予算案の作成について(資料2)　＊予算案作成に際して留意した点を以下に記す．
≪収入≫
①会費収入および協賛金収入のうち法人会員年会費は平成7年度の会費未収率を勘案の上，現在の会員数をもとに計算した．
②協賛金収入のうちの広告協賛金および論文収入，受け取り利息については過去3年間の平均値を計上した．
③研究開発助成金の¥300 000は毎年，公益信託日本教育シューズから頂いているものである．今年は8月5日に入金になったため，平成7年度の決算には計上されていない．また来年も8月上旬に入金されるものと予想して今年入金分の¥300 000だけを計上した．
≪支出≫
①学会運営費の増加は，過去3年間平均額に神戸の学会での支出を勘案して計上した．(事務局員宿泊費等)
②論文集製作費および消耗品費(コンピューター償却費)は既に正確な金額がでているので端数まで計上した．(うち論文製作費¥2 443 881はH8.9/9支払い済み)
③総会助成金および事務局人件費は毎年同額である．
④通信費のうちの切手・ハガキ・他については「靴の医学 Vol. 9」の発送が平成8年度にずれ込んだための大幅増加である．また，平成8年度内に「Vol. 10」を発送するものと見込んでその分も計上した．
(Vol. 9発送費約¥120 000, Vol. 10も同額と見込んで計上)
⑤交通費のうち理事会交通費の大幅減は，従来支給していた理事への交通費を今回より止めたことによる．
⑥電話料と雑費は過去3年間の平均額を計上した．
※予算の収入と支出の計は合わせておくべきである．予備費等を設けて収支±0になるようにすること．(松崎理事)
4）文部省　平成8年度科学研究費助成金研究成果公開促進費の申請結果
石塚理事から資料4に基づき審査に漏れた旨報告

⇨会長の名前で申請すること
会長がポスターを作成すること
会場費無料にすること
県医師会や教育委員会の後援をもらうこと
学術会議の後援をもらうこと
（申請がとおりやすくなる）

※次回の申請から会長に任せるとよい

※事務局が申請して補助がおりるもの―日本学術教育財団の補助金（¥150 000 位）

5）学術会議第 17 期登録申請結果報告（資料 5）

・石塚理事から従来の「予防医学」「環境保険学」は登録認められず，「医療技術開発学」「身体機能回復医学」のみの登録となった旨報告．登録された 2 分野のうち，どちらに候補者をたてるか優先順位をつけて頂きたい．

・靴医学会の会員が整形外科を専門とする医者が多いのであれば，「身体機能回復医学」が適当ではないか．（中嶋理事）

・東大名誉教授の渥美先生がユーザーの立場から，靴医学会へ入会された．先生は現在，第 7 部の委員長をなさっているとのこと．（佐野理事長）

※「身体機能回復医学」1 位に決定

6）学術刊行物指定報告（資料 6 参照）

・石塚理事から平成 8 年 7 月 24 日付で指定通知書が届いた旨報告．従来の発送費の 1/3 に抑えられる．

≪議題≫

1）第 10 回学術集会運営準備状況報告

田村会長，荻原会長から

・佐野理事長，石塚理事から昨年の通産省生活産業局の「靴と健康に関する調査研究委員会」を中心に企画してはどうかという提案があったので，「健康によい靴を考える」というタイトルでパネルディスカッションとして企画した．

・特別講演を奈良医大の高倉義典先生に，特別教育講演を大阪医大の木下光雄先生に，教育講演を（株）日本靴科学研究所の熊谷温生所長に依頼した．

・公開講演，公開展示をした（入場無料にした）ため会場費が無料になった．

・10 回記念ということで「キーワード集」を作成した．

・プログラム集の発送が遅れたことを反省する．

2）第 11 回学術集会予定および進行状況報告（資料 7 参照）

加藤　正理事から

・会　期：平成 9 年 9 月 26 日（金）
9 月 27 日（土）

・会　場：コクヨホール（東京都港区）

・公開講座も予定，テーマは未定

・子供靴，高齢者靴，スポーツ靴をメインテーマに取り上げたい．

※抄録提出締め切りを 7 月 31 日にすることに決定

⇨発表者の中には靴屋も多くいるので，抄録の内容チェックを厳しくした方がよい．（荻原会長）

3）次次期会長選出

・今回会長が 2 人だったので仕事の分担ができて大変助かった．（荻原会長）

・最近靴医学会の中でも，子供靴，高齢者靴，スポーツ靴など専門分野がわかれてきたようなので，それを検討のうえ会長を決めるとか，学術集会の開催地で決める等を考えてみては？（石塚理事）

・会員が減ってきていることを考えると，細分化して子供だけの靴，高齢者だけの靴，スポーツのための靴だけを考えることになると，さらに会員の減少を招きかねない．（佐野理事長）

・中京地区から選出

⇨※小林理事，横江評議員に決定（横江先生には後日確認の結果，了解頂いた．）

4）役員改選（資料 8 参照）

・会計監査の都合上，もう一人の監事は東京在住の方がよいと思う．（加藤先生）

・理事会，評議員会へ出席の悪い先生方の対処について

⇨※特別な欠席理由がない場合は会則どおり処理すること（過去の出欠状況を別紙にまとめましたのでご参照下さい．）

※加藤　宏先生を名誉会員とする．

※任期満了の理事，評議員は全員再任とする．

※新監事：中嶋寛之先生

※新理事：高倉義典先生，山本晴康先生

※新評議員：佐々木鉄人先生，田中洋一先生，松浦義和先生

⇨事務局から諾否をお伺いしたところ，山本晴康先生は御都合により辞退．

6）新入会員の承認（資料 10 参照）

・入会承認委員を設けたい⇨※加倉井先生に審査，承認頂き，佐野理事長へ事務局から報告することに決定

7）学会誌の大学医局，図書室への寄贈について（資料11参照）

※教授宛に送付すること

※今後送付する分は有料になるが送付を希望するかを問い合わせる．希望のところには有料で送付すること

8）学会誌掲載料について≪前回から持ち越し議題≫

※別刷は有料にすることに決定．

※規定枚数内も掲載料をとるか，図表の教え方はどうするか等については今後，小委員会をつくって検討

9）認定医制度について≪前回から持ち越し議題≫

※時期尚早

10）事務局移転について≪前回から持ち越し議題≫

・事務センターに委託するのはどうか？（佐野理事長）

・役割分担をすれば事務局が楽になる（中嶋理事

・常任理事の定年について⇨※70歳定年として事務局移転の方向で検討すべき（松崎理事）

11）会則の変更について

※小委員会をつくって検討

12）その他

・日整会学術用語委員会から用語改定について各学会へ意見を聞くための郵便物を発送したが，どうなったか？（加倉井理事）

⇨田村会長の元へ届いたとのこと．「インソール」を付け加えたらどうかと答えた．

・議事録を作成し，「靴の医学」に掲載すること（加倉井理事）

・毎回，理事会には会則を資料として配布すること（加倉井理事）

・抄録集も学術刊行物として発送

⇨※「靴の医学」と同じ表紙，通しNo.で作成すること（佐野理事長）

・靴医学会のマーク（エンブレム）作成について今後検討（佐野理事長）

・理事，評議員，名誉会員への委嘱状，名誉会員証などを設け，総会など会員の前で授与するのはどうか？（石塚理事）⇨※発行することに決定

・現状では評議員の意見が反映されていない．理事会での決定事項を評議員会では報告しているだけ．逆に下のほうから意見を取り上げ，理事会で検討した方が良いと思う．（佐野理事長）

・理事会，評議員会，総会とも理事長，もしくは理事長が指名した者が司会をすべきではないか．（荻原会長）

・各種小委員会がないので，全てを理事会で決定する現状は問題あり．編集委員会，会則改訂委員会などの小委員会を設けた方が良い．（佐野理事長）

・資料も前以て理事，評議員に送っておくと会がもっとスムーズに進む．理事，評議員へ検討すべき議題を前以て提出するよう打診するとよい．（松崎理事）

・城戸先生が第3回学会で発表した「カタトール」という神崎製紙（現日本製紙）の製品であるフットプリント用紙が製造中止になったのが残念．その類いの製品は健康保険で認められていない．カラープリント（写真）も保険外．学術的に考えておかしいと思う．学術会議の立場から，厚生省，文部省，通産省へ申し込れてもらいたい．また厚生省が従来の「成人病」のことを「生活習慣病」と呼び始めた．靴原生疾患こそ生活習慣病である．関係官庁はこの生活習慣病についての今後の対策をどうするつもりか聞いてきてほしい．（安積評議員）

⇨足の疾患に対するフットプリントの健康保険適用問題は，来年のおふたりの会長に日本医師会に働きかけてもらいたい．（田村会長）

・国際足の学会（International college of medicine and surgery of foot）の3年に1回の大会，第19回の大会が今年ブエノスアイレスであった．次回は1999年に日本（京都）で開催，会長を務めることが決まった．協力頂きたい．（鈴木名誉会員）

・「靴の医学」からコピーをとることを考えて各ページに雑誌名，巻名，ページ等を入れてほしい．（佐藤評議員）

⇨次回発行分からそのようにしたい．（石塚理事）

日本靴医学会機関誌「靴の医学」投稿規定

1．投稿は日本靴医学会会員に限る．但し，本学会から依頼したものはこの限りではない．
2．学術集会で発表した講演内容を論文形式として学会開催日に提出することを原則とし，本誌に掲載されたものは原著とみなす．
3．原稿は，400字詰め原稿用紙に横書きとし，新仮名使いを用い，その外は日本整形外科学会雑誌に準ずるものとする．製本時の組み上げ枚数5枚以内とし，その目安として文章は10枚以内，図表は合わせて7個以内とする．
4．原稿用紙には演題名，所属，氏名(主著者にはフリガナを付す)を明記し，5個以内の和文のキーワードおよび英文の key-word を付ける．表紙の下に連絡先の住所を記入する．
5．欧文または数字はタイプライター(ワープロ)を使用するかブロック体で記載する．
6．数量単位は m, cm, mm, l, ml, g, mg, ng, °C, 等で表わし，図1，図2，表1，表2の用例に従い簡単な説明を加える．
7．図表，写真はそのまま印刷できるように無駄な部分をトリミングし，明瞭なものとする．コンピューター画像は製図して提出する．骨格のX線写真は骨を白く表現し縮小写真とする．
8．文献は，本文中に引用したもののみとし，引用の箇所に肩番号を入れる．
   a．雑誌の場合：著者名(姓名共)：標題．雑誌名，巻：最初と最後の頁，西暦発行年．
   (例) 石橋渉ら：外反母趾の症状．日整会誌，**57**：345-362，1983.
   (例) Johnson, H. J., et al.：Treatment of painful neuroma in the foot. J. Bone Joint Surg., **63-B**：1234-1237, 1988.
   b．単行本の場合：著者名（編集者名）：標題．版数，発行所，所在地，引用した部分の最初と最後の頁，西暦出版年．
   (例) 足立　進：皮革靴の工学．第一版，金原出版，東京，30-45，1989.
   (例) Crenshaw, A. H.：Campbell's Operative Orthopeadics. 4th ed., C. V. Mosby, St. Louis, 1085-1096, 1963.
9．著しく投稿規定を逸脱したものは事務的に返却し，形式が整った時点で受け付ける．
10．投稿原稿の掲載については編集にあたる理事の承認を必要とする．編集にあたって著者に修正を求めることがある．
11．初校は著者が行う．
12．掲載料は規定頁数以内は無料とするが，超過分および着色印刷については実費負担とする．

編集委員（理事）：石井清一，石塚忠雄，荻原一輝，加倉井周一，城戸正博，桜井実，島津晃，中嶋寛之，松崎昭夫(五十音順)

購読申し込み 「靴の医学」（年１回刊）は日本靴医学会機関誌ですが，会員外の方にもお頒けいたします．希望の号数と誌代・送料を添えて，学会事務局宛お申し込みください．

入会申し込み 新規入会を希望される方は，住所（確実な連絡先），氏名，所属を明記の上，学会事務局までお申し込みください（封筒に「新入会申込」と表書してください）．

理事長 佐野　精司

理　事 石井　清一　石塚　忠雄　荻原　一輝　加倉井周一
加藤　正　加藤　哲也　小林　一敏　桜井　実
田村　清　中嶋　寛之　松崎　昭夫　（五十音順）

靴の医学　第10巻　1997年7月30日　発行©

定価 5,250円　（本体価格 5,000円　税 250円）　送料 310円

編集・発行者　日本靴医学会

〒153　東京都目黒区下目黒3-19-8　城南病院内
電話 03-3711-5436　FAX 03-3715-5613

Printed in Japan

制作：株式会社　全日本病院出版会