

2022 年度～2023 年度

共同研究報告書

生体計測に基づいた
インソールの身体学的・生理学的効果の検証

摂南大学 理工学部

川野常夫

目 次

1. はじめに	1
2. 研究対象のインソール	2
3. インソールの効果の測定	3
3.1 姿勢計測	5
3.2 筋負担計測	10
3.3 長期間使用における足アーチの補正効果	14
3.4 心拍変動によるストレス測定	19
4. おわりに	22
参考文献	25
謝辞	26
付録 2023 年度日本人間工学会関西支部大会における発表論文	27

1. はじめに

昨今、足に問題を抱える人が増えてきている。扁平足や外反母趾、浮き指といった足の症状は、もともと日本人には少ないと言われていたが、靴を履くようになった日本人にも増加する傾向が見られる^{(1),(2)}。それらの症状は歩行、走行、立脚などの行動時にクッションの働きをする足アーチがなくなり、それらの行動で体重がかかったとき、足の骨にかかる負担が大きくなることで引き起こされる。足の骨にかかる負担が大きくなると、疲れやすく、痛みにより歩くことができなくなったり、筋肉を傷めたりする危険性もある。

このような症状を緩和するために必然としてインソールが登場し、開発が進められてきた。インソールは、靴の中敷きに凹凸をつけ、人間の土台となる足の肢位や使い方に变化を与えるものである⁽³⁾。靴の歴史が1000年以上に渡るヨーロッパ諸国などではインソールはかなり古くから使用され発展してきたが、靴の歴史が70年足らずの日本ではインソールの開発ならびに普及が遅れているのが現状である。インソールに関する研究は多いものの、姿勢の安定性や足の衝撃に関するものがほとんどである^{(4),(5)}。また、足の爪先から踵まで足の全面をサポートするインソールを対象とするものが多く、足のアーチ部から踵までをサポートするハーフインソールの研究は見当たらない。ハーフインソールは、靴内への脱着が容易で、いろいろな靴に簡単に入れ替えて使用できるという特徴がある。

本研究ではプレスコントロール社が足のアーチを標準的な形状に補正するために開発した2種類のハーフインソールを対象として、インソールの違いによる姿勢の違いや筋負担の違いを実験を行って明らかにする。また、被験者にハーフインソールを長期間使用してもらい、定期的に足圧分布の測定を行うことによって足アーチの補正効果を明らかにする。実験では立位姿勢や歩行などをハーフインソールを装着する場合と装着しない場合で行い、それぞれの条件において、足首の回内角や胴体の動揺、筋電図測定による筋負担の評価、長期間使用におけるアーチ面積の変化、重心動揺測定による安定性の評価、質問紙による主観的評価などを行うことによって、ハーフインソール装着の効果および2種類のインソールそれぞれの特性を検討する。

なお、本研究は摂南大学の人を対象とする研究倫理審査委員会の承認を得て実施した(承認番号 2021-069)。また、各実験においては、被験者からインフォームドコンセントを得て実施した。

2. 研究対象のインソール

本研究が対象とした 2 種類のハーフインソール（プレスコントロール社、および坂本設計技術開発研究所による設計、開発）を図 1 に示す。対象のインソールは、1 つは図(a)に示すプラチナ ハーフプレミアムで、もう 1 つは図(b)に示すカーボンハーフ プレミアムである⁽⁶⁾。いずれも足をサポートするための硬質プラスチックと衝撃吸収と滑り止めのための軟質エラストマーが組み合わされている。硬質プラスチックに配合された素材によってそれぞれ名前が付けられている。(a)のプラチナ ハーフプレミアムはグラスファイバープラチナとトルマリンが配合され、(b)のカーボンハーフ プレミアムはカーボンが配合されている。これらはダブルインジェクション製法（2色成形）という新製法により、硬い素材と柔らかい素材の一体成形により、不可能とされてきたプラスチック部の「サポート力（安定感）」とエラストマー部の衝撃吸収による「快適性（フィット性）」の両立を実現している。プラスチックは合成樹脂と呼ばれ、固まった



図 1 研究対象のハーフインソール

後は硬くて形状を保持する性質がある。一方、エラストマーとはゴムのように弾性をもつ、柔らかい高分子素材である。成形後に固まっても柔らかいため、衝撃を吸収する役割を果たす。図1のハーフインソールは、これらの性質を利用し、図に示すように「土踏まず」のアーチ（内側縦アーチ）を支える部分にはプラスチックを、地面から衝撃を受ける「かかと」の部分にはエラストマーを使用している。これらによって、適正なアーチ形状を保持するとともに、地面からの衝撃を吸収する。

また、これらのハーフインソールは図1(c)に示すように、靴底の後方部に装着するハーフタイプのため、様々なシューズに簡単に入れ替えて使用できる機能的なインソールとなっている。

プラチナハーフプレミアムとカーボンハーフプレミアムそれぞれのアーチ部を支える力を比較するために、アーチ部の剛性を測定した。図2に測定方法と測定結果を示す。図(a)に示すように、ハーフインソールをテーブルに固定し、デジタルフォースゲージ（mrc社製、分解能0.05N）を用いて、計測プローブをアーチの頂点に当て下方に押し込む力を加えていき、力と変形量（mm）を記録した。押し込む力と変形量の測定結果を図(b)に示す。グラフから1mmだけ変形させるための力、すなわち剛性は、プラチナハーフプレミアムで、5.7N/mm、カーボンハーフプレミアムで、9.5N/mmであることがわかる。したがって、カーボンハーフプレミアムのほうが、剛性が高く、約1.7倍硬いという結果となった。

3. インソールの効果の測定

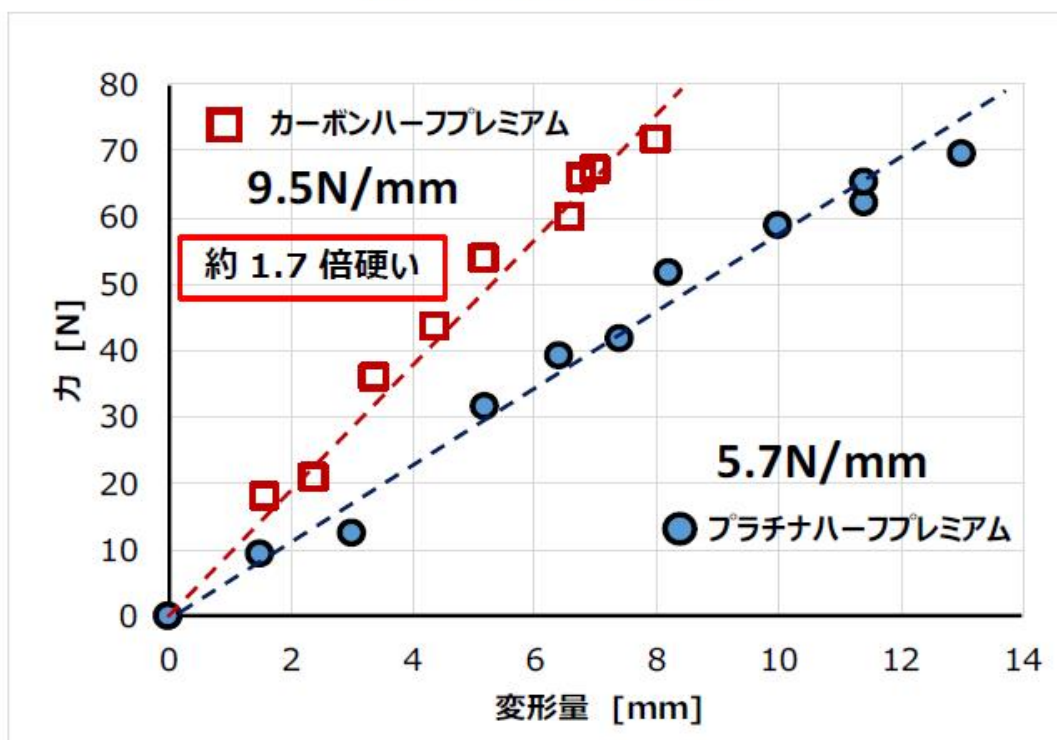
インソールを装着した場合の効果を定量的に明らかにするため、次の測定ならびに評価指標を取り上げる。インソールの効果を評価するための方法論が確立されているわけではなく、標準規格もないのが現状である。一般的にインソールには、快適性、安定性、抗疲労性などの向上や足形状の矯正などの目的があり、それらを評価するものを取り上げた。

3.1 姿勢計測

- (1) 立位姿勢における足首回内角
- (2) 足踏み中の胴体の動揺計測
- (3) 立位姿勢における重心変動



(a)押し込み力と変形量の測定



(b) 力と変形量の測定結果

図2 2種類のインソールの剛性（アーチ部）

3.2 筋負担計測

- (1)10m 歩行における下肢の筋負担計測
- (2)15 分間歩行における下肢の筋負担計測
- (3)立位姿勢における腰の筋負担計測

3.3 長期間使用における足アーチの補正効果

- (1)足圧分布の測定
- (2)足アーチ部面積の測定
- (3)立位時の重心の安定度測定
- (4)主観的評価の変化

3.4 心拍変動によるストレス測定

- (1)着座姿勢と立位姿勢におけるストレス指標の測定

以下に順次、測定方法と結果について述べる。

3.1 姿勢計測

(1)立位姿勢における足首回内角

本研究が対象とするハーフインソールが装着者の姿勢に与える影響を調べるためいくつかの姿勢計測を行った。まず、足首の回内角の計測を行った。図3に回内角 p がどの角度であるのかを示す。床に付いた足の小指側を浮かすように回転することを回内と呼び、それによって下腿部と踵部に生じる角度が回内角である。

計測は被験者4名(22歳, 男性, アーチ形状正常群)に対して行った。インソールの効果を明確にするため、靴内にインソールを装着するのではなく、水平な床上にインソールを置き、その上に素足を乗せるようにした。

被験者の脚背面の膝, 踝, 踵にマーカーを貼り、後方から写真撮影を行って、ビデオ式モーションキャプチャーを用いて回内角を求めた。図4にビデオ式モーションキャプチャーによる足首角計測アプリの画面を示す。脚の背面に貼り付けたマーカーをアプリの指示どおりにマウスでクリックすることによって、下腿部と踵部の骨格線が表示され、それぞれの線のなす角度が求められるように

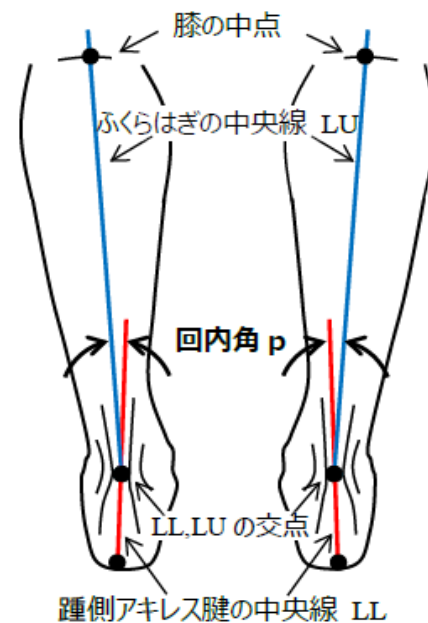


図3 足首の回内角



図4 ビデオ式モーションキャプチャーによる足首角計測アプリ

なっている。ここでは、それぞれの線のなす角度のうち、内側の角度が求められるので、それらの角度から 180 度を引き算することによって図3の回内角 p が求められる。

インソールの使用条件としてプラチナハーフとカーボンハーフの 2 条件のほか、インソールを使用しない条件を加えた 3 条件とした。各条件において足の位置と向きが一致するようにするため、紙の上に被験者の自然な立ち位置での足型を描き、インソールを使用しない条件ではその上に立つように指示した。インソール使用の条件では、足型に合わせてインソールを配置し、被験者がその上に足を乗せるようにした。

図5にインソール 3 条件において求めた足首の回内角の結果を示す。図からインソールを使用することによって回内角が減少することがわかる。これはインソールのアーチ部の盛り上がりによって足首が回外側へ回転するためであると考えられる。その効果は、剛性の高いカーボンハーフのほうがより大きいことがわかる。内側縦アーチが低下した状態の扁平足では回内角が大きくなり、疲労や外脛骨障害や足底筋膜炎、シンスプリントなどの疾患を誘発すると言われて⁽⁷⁾いる。インソールによって回内角が減少することによってこれらの障害が緩和

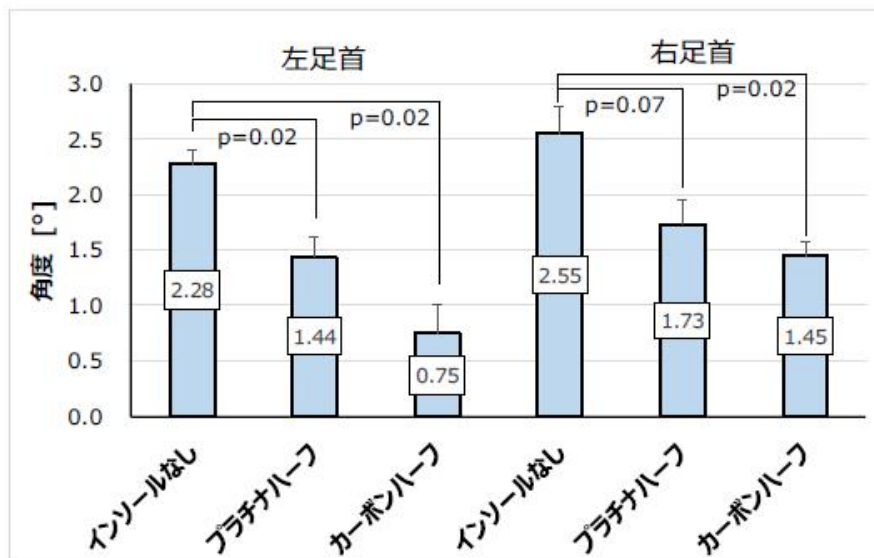


図5 インソール3条件における足首回内角

されることが期待される。

(2) 足踏み中の胴体の動揺計測

次に、歩行中の胴体の動揺計測を行った。人は歩行時に胴体がわずかに左右前後に動揺する。図6に胴体の動揺の指標として取り上げた鉛直線からの「ずれ角」を示す。首の中心と腰の中心を結ぶ骨格線が鉛直線とのなす角を前額面(θ_f)と矢状面(θ_s)のそれぞれについて求めた。胴体の骨格線の計測には、筆者らが開発したAIカメラを用いた⁽⁸⁾。

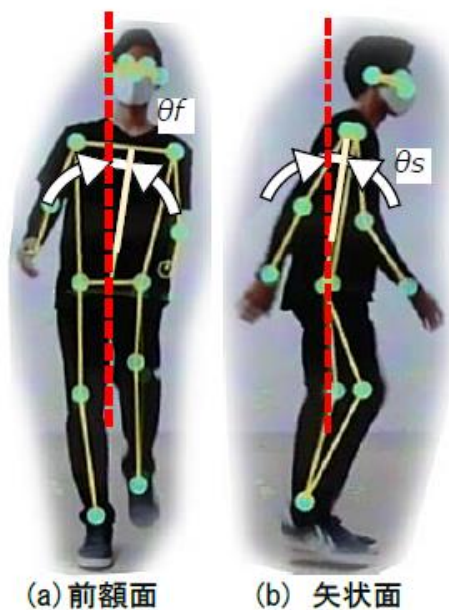


図6 胴体の鉛直線からの「ずれ角」

図7に足踏み動作中にAIカメラで抽出した骨格線の表示例を示す。AIカメラでは、このように動作中の各関節点の座標をリアルタイムに認識し、それらを線で結んで骨格線を表示することができる。座標は保存されるので、あとで解析に用いることができる。

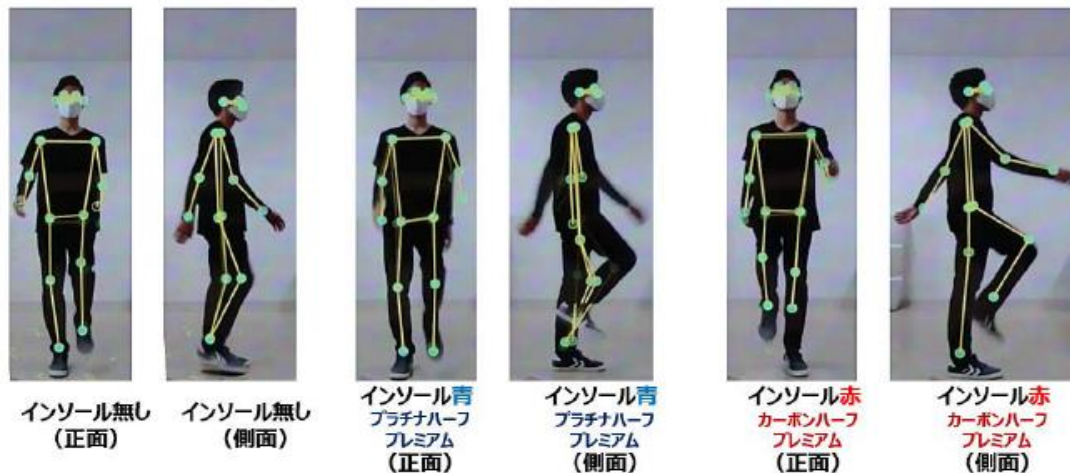


図7 足踏み動作中のAIカメラによる骨格線の抽出と表示の例

図8にインソール3条件において求めた胴体のずれ角の絶対値の平均を示す。被験者は3名(22歳, 男性, アーチ形状正常群)とし, 被験者には各自の靴にインソールを装着して10秒間の足踏みをしてもらった。図からインソールを装着したほうが胴体の動揺が小さくなるのがわかる。インソールの違いではカーボンハーフのほうがより小さくなる傾向がある。このようにインソールを装着することによって胴体が安定するのはインソールにより足の接地時の安定性が向上するためと考えられる。

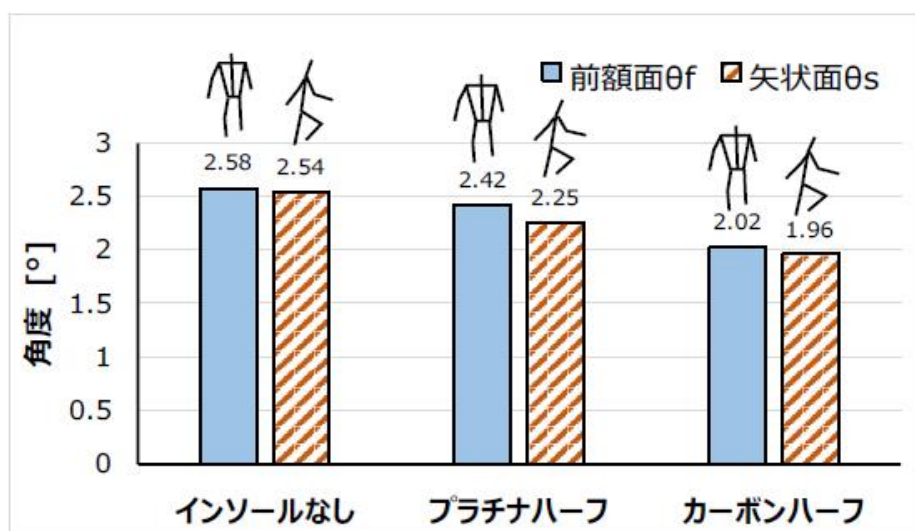


図8 足踏み動作中の胴体の鉛直線からのずれ角の平均

(3) 立位姿勢における重心変動

インソールを使用することによって身体の重心が安定するか、また 2 種類のインソールで違いがあるかどうかを検討するため、重心変動の測定を行った。図 9 に重心変動を測定している様子を示す。用いた測定器は、足圧分布測定器フットビュー SAM (ニッタ製) である。これは四角形状の測定台の上に載った人の重心着点(人体の重心を通る鉛直線と測定台との交点)を連続的に求める測定器である。以後、重心着点を、重心と表記する。



図 9 重心変動測定の様子

被験者は 6 名 (22 歳, 男性, アーチ形状正常群) とした。インソールの使用条件は、インソールを使用しない、プラチナハーフ使用、カーボンハーフ使用の 3 条件である。足首回内角の測定と同様に、各条件において足の位置と向きが一致するようにするため、紙の上に被験者の自然な立ち位置での足型を描き、インソールを使用しない条件ではその上に立つように指示した。インソール使用の条件では、足型に合わせてインソールを配置し、被験者がその上に足を乗せるようにした。3 条件の順序はランダムとした。測定時間は、3 条件それぞれ 30 秒間とした。被験者は両脚立ちで立位姿勢を保ち、目は開眼状態とした。

図 10 に重心変動の測定結果を示す。外周面積は、平面上の重心軌跡の外周を囲む線で形成する多角形の面積で、大きいほど不安定であることを示す。図

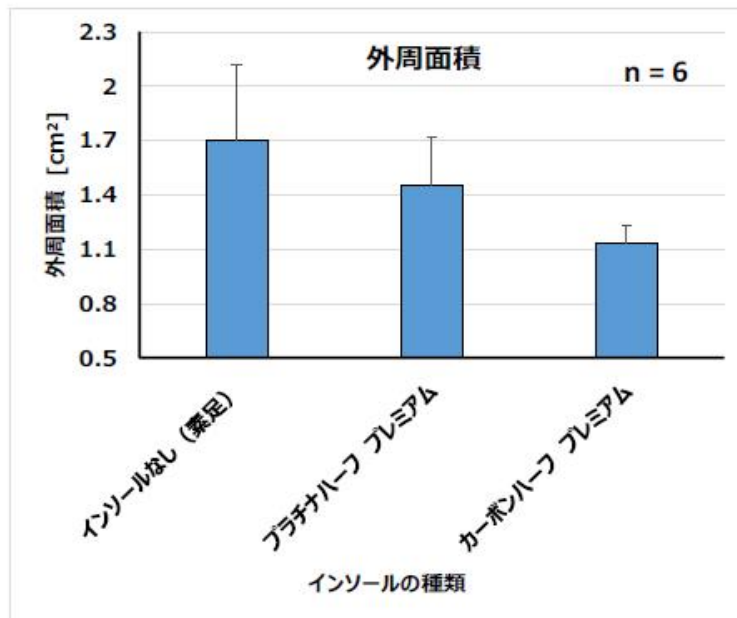


図 10 重心変動測定の結果 (開眼, 両脚立ち)

からインソールなしの場合が最も不安定で、インソール使用時はより安定となることがわかる。2種類のインソールでは、カーボンハーフプレミアムが最も安定となっており、これは足アーチを支持する力が大きいいため、足のアーチ形状が確実に形成され、維持されたためと考えられる。

3.2 筋負担計測

(1) 10m 歩行における下肢の筋負担計測

歩行をインソールを装着した靴で行う場合とインソールを装着しない靴で行う場合で下肢の筋負担が異なるかどうかを検討した。

筋負担の測定対象とした筋肉は、利き足の次の4種類である。

- (1) 大腿四頭筋
- (2) 大腿二頭筋
- (3) 前脛骨筋
- (4) 腓腹筋 (ふくらはぎ)

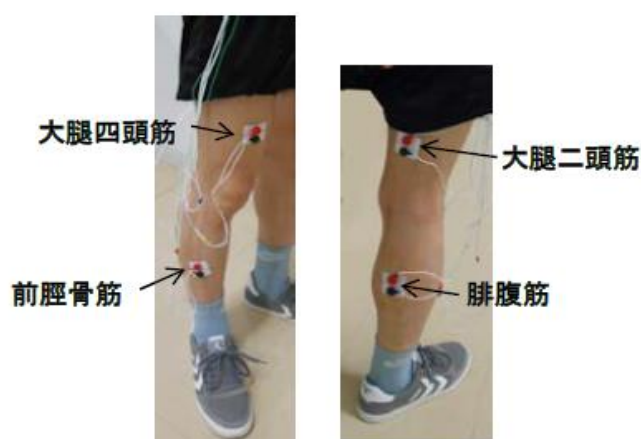
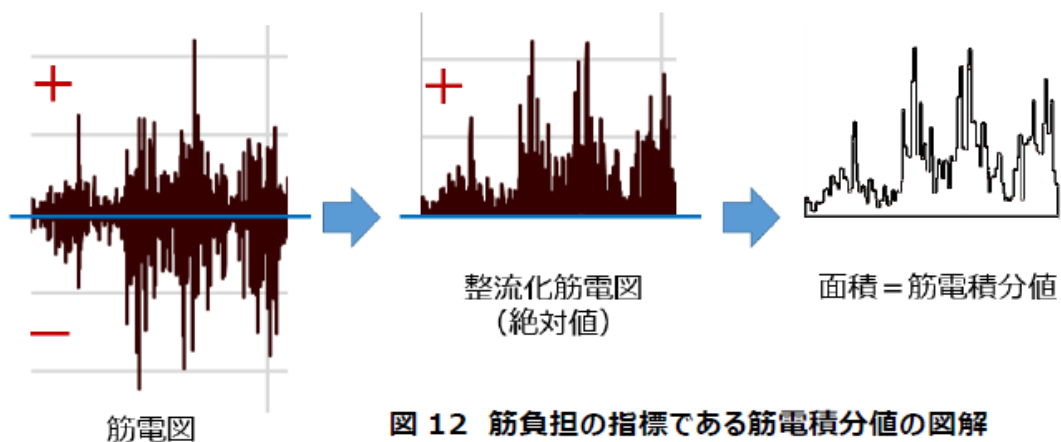


図 11 測定対象の筋肉と表面電極の貼り付け箇所

実際に表面電極を貼り付けている写真を図 11 に示す。表面電極は、+ (赤) と - (黒) の 2 個の電極を、筋肉の筋の方向に約 1cm の間隔で貼り付ける。筋電図の測定に使用した筋電計は、マイクロ DAQ ターミナル intercros-413 (インタークロス製) であり、無線方式で EMG データをサンプリング周波数 1KHz でパソコンに収録した。

被験者は 8 名 (22 歳, 男性, アーチ形状正常群) とした。インソールの使用条件は、インソールを使用しない、プラチナハーフ使用、カーボンハーフ使用の 3 条件である。3 条件の順序はランダムとした。インソールの 3 条件のそれぞれについて毎分 110 歩のテンポで 10m の平地歩行 (ビル内の p タイルの床上) を行ってもらった。ここで歩行距離を 10m としたのは、疲労が全く生じないようにするためであり、インソールの違いだけによる筋肉の活動量の違いを見るためである。

図 12 に筋負担の指標として用いた筋電積分値の図解を示す。人間の筋肉から発せられる電気信号は図の左に示すように、プラスマイナスに振動するノコギ



り波として記録される。その信号の絶対値を求め（整流化し）、次に波形の最外周と x 軸とで囲まれる面積（筋電積分値）を求める。この筋電積分値が筋負担と比例するといわれている⁽⁹⁾。

図 13 に 10m 歩行時の下肢の筋負担の比較を示す。筋電積分値は人によって大きさが異なるため、各被験者の筋電積分値の平均値が 50 で、標準偏差が 10 となるように標準化を行った。グラフの縦軸は標準化筋電積分値としている。図からインソールなしよりも、プラチナハーフを使用したほうが筋負担が小さく、カーボンハーフを使用するとさらに小さくなるのがわかる。ハーフインソールはアーチ部を含めて靴の後方がやや高くなるため、インソールなしの状態に

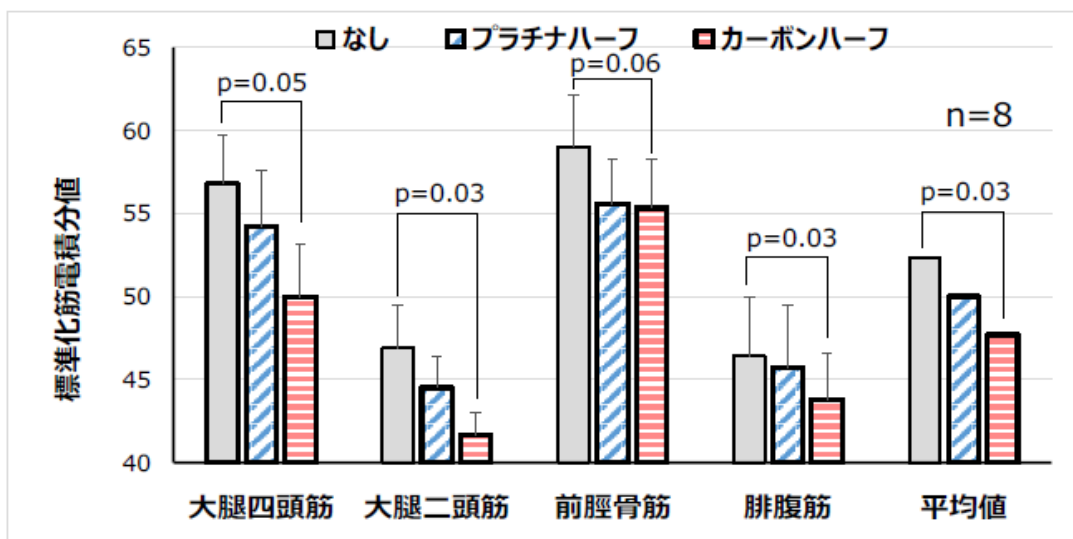


図 12 インソール 3 条件における 10m 歩行時の下肢の筋負担の比較

比べて全身がやや前傾する形となるため、脚を持ち上げて前に運ぶための大腿四頭筋や前脛骨筋の負担が減少するものと考えられる。また、カーボンハーフは剛性が高いため、床から跳ね返す力が増す分だけ筋負担が減少しているものと考えられる。

(2) 15 分間歩行における下肢の筋負担計測

前節では、疲労を伴わない歩行を取り上げたが、ここでは 15 分間の歩行を取り上げ、インソールの条件ごとに歩行中の筋電図の計測を行った。被験者は 1 名（22 歳，男性，アーチ形状正常群）とし、インソールの 3 条件のそれぞれについて毎分 110 歩のテンポで 15 分間の平地歩行（ビル内の p タイルの床上，約 500m）を行ってもらった。条件間には 30 分以上の休憩を挟んだ。筋電計測の筋肉は、前節と同じ、下肢の大腿四頭筋，大腿二頭筋，前脛骨筋，腓腹筋とした。

図 13 にインソールの 3 条件において求めた下肢の筋負担の結果を示す。ここで筋負担は約 2 分ごとの 10 秒間の筋電データについて 1 秒あたりの筋電積分値を求め、15 分間で得られたデータの平均値をグラフにしている。図は筋肉ごとにインソール条件間の比較を示している。図からいずれの筋肉もインソール装着時のほうが筋負担が小さくなっていることがわかる。その理由として、インソールによって足のアーチが形成されていることや姿勢が歩行に有利な状態にな

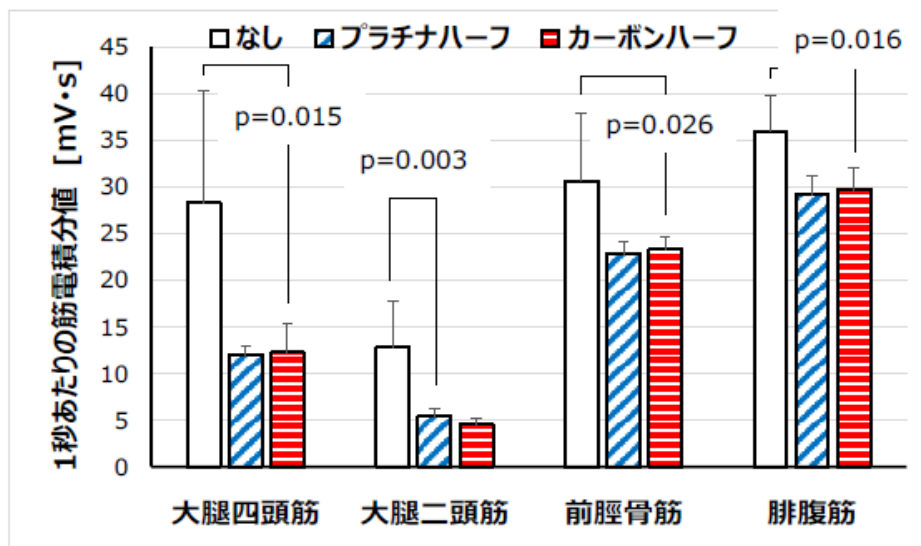


図 13 インソール 3 条件における 15 分間歩行時の下肢の筋負担の比較

っていることが考えられる。歩行中の筋負担が小さくなることから、歩行時にはインソールを装着すれば疲労の軽減が期待される。なお、15分間の歩行については2種類のインソールの違いは認められなかった。

(3) 立位姿勢における腰の筋負担計測

インソールの腰への効果を検討するため、被験者3名(22歳、男性、アーチ形状正常群)について直立時の脊柱起立筋(腰部の筋肉)の筋電計測を行った。図14に測定対象とした筋肉と表面電極の貼り付け箇所を示す。



図14 測定対象の筋肉と表面電極の貼り付け箇所

同時に姿勢との関係を検討するため、図15に示す胴体と下肢のなす角の背側を背側腰角と定義して、ビデオ式モーションキャプチャーによって計測を行った。被験者は靴を履いて直立している。



図15 背側腰角の定義

図16にそれらの結果を示す。腰の筋負担は脊柱起立筋の30秒間の筋電データを積分し、1秒あたりの筋電積分値を求めた。グラフは左右の脊柱起立筋の平均値を示している。図からインソールを装着する条件

において腰の筋負担が小さくなることがわかる。また、図から背側腰角と腰の筋負担の変化が極めてよく類似していることからインソールを装着することによって腰の姿勢が変化

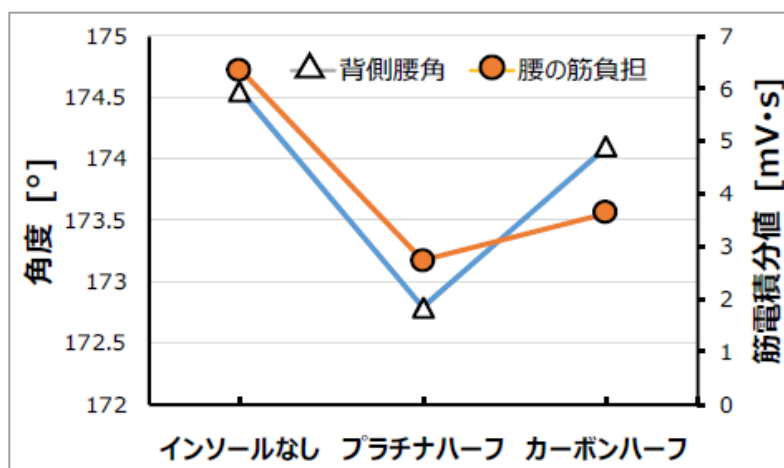


図16 直立時の背側腰角と筋負担の関係

し、それに応じて筋負担も変化するということが推察される。2種類のインソールのうち、プラチナハーフは背側腰角と腰の筋負担ともに最小となり、装着することによって腰が楽になることが期待される。

3.3 長期間使用における足アーチの補正効果

(1) 足圧分布の測定

ハーフインソールの足アーチ補正効果を調べるため、内側縦アーチが低下している被験者（23歳，男性）にプラチナハーフ プレミアムを長期間使用してもらい、定期的に素足の状態で足圧分布を測定した。足圧分布の測定には図9に示したフットビューSAM（ニッタ製）を用いた。

図17に足圧分布の経過を示す。まずインソール使用前に測定し、その後35日間自身の靴に装着して使用してもらい、ほぼ1週間ごとに測定を行った。インソール使用前には、アーチ部（土踏まず）も接地し一定の圧力が現れていることがわかる。その後徐々にアーチ部の接地面積が減少していく様子がわかる。35日目にはアーチ部がほぼ形成されており、プラチナハーフインソールのアーチ補正効果が確認された。

(2) 足アーチ部面積の測定

足アーチ部の広さを定量化するため、足圧分布の図において足アーチ部の面積を図18に示すように定義する。足アーチが大きく形成されていれば、地面と接触しない部分の面積が大きくなるため、地面と接触しない部分の面積を足アーチ部の面積と定義する。具体的には、足裏の母趾球と踵の部分で円を囲み、両円の接線と足アーチにより地面と接触しない領域の外縁で囲まれる面の面積をコンピュータアプリによって求める。

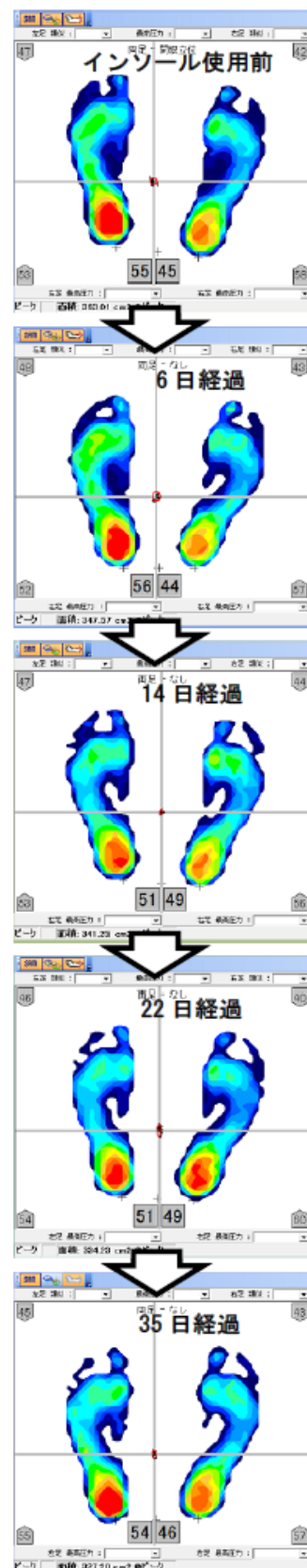


図17 足圧分布の経過

図 19 にプラチナハーフ プレミアムを長期間使用した場合の足アーチ部面積の変化を示す。これは内側縦アーチが低下している被験者 (23 歳, 男性) の場合で, 図 17 に示した足圧分布に対応している。使用日数とともに左右の足とも足アーチ部面積は増加していることがわかる。35 日目には, 後で示すアーチ形状正常群の通常の状態とほぼ同等になっている。35 日間の使用により増加した面積は左右の平均値で 11.0cm^2 であった。

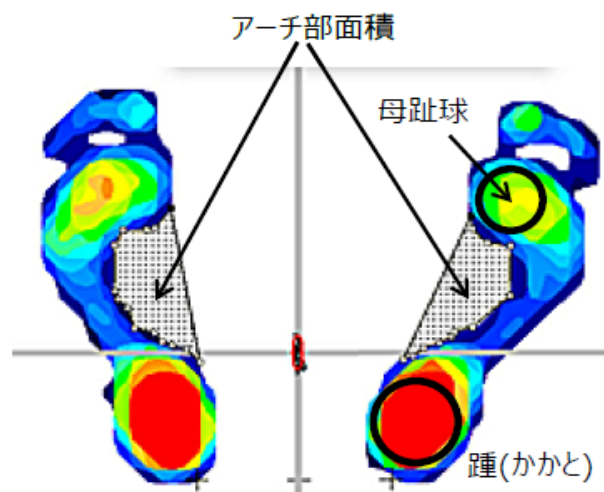


図 18 足アーチ部面積の定義

この被験者の場合, 左足のほうがアーチ部面積が小さい傾向がある。

図 20 に被験者 7 名 (22 歳, 男性, アーチ形状正常群) にプラチナハーフ プレミアムを長期間使用してもらったときの足アーチ部面積の変化を示す。図の初回はインソールをまだ使用していないときの測定値であり, 7 人の平均値が $20\sim 22\text{cm}^2$ の範囲にある。先の足アーチ低下被験者のインソール使用 35 日目に

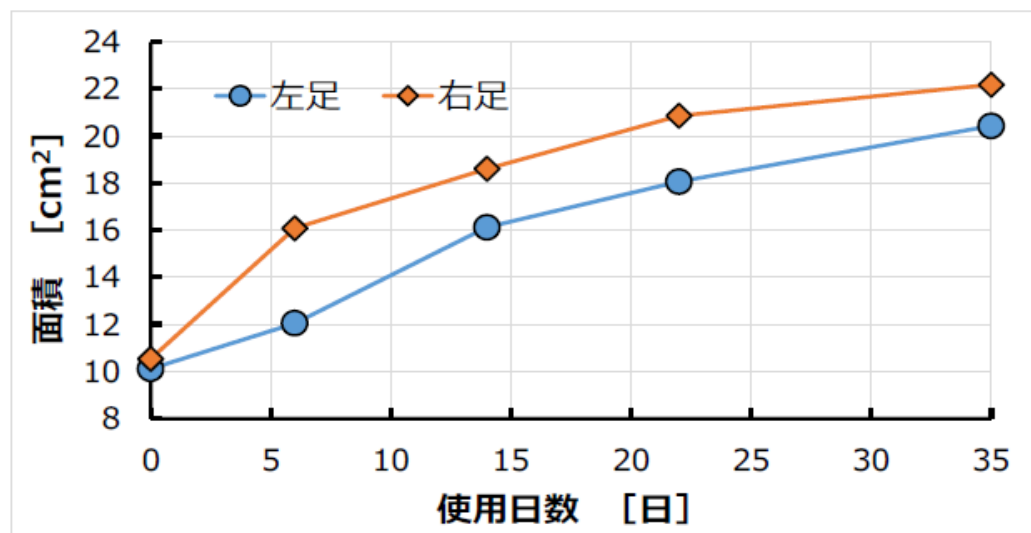


図 19 インソール長期間使用における足アーチ部面積の変化
(足アーチ低下傾向の被験者の場合)

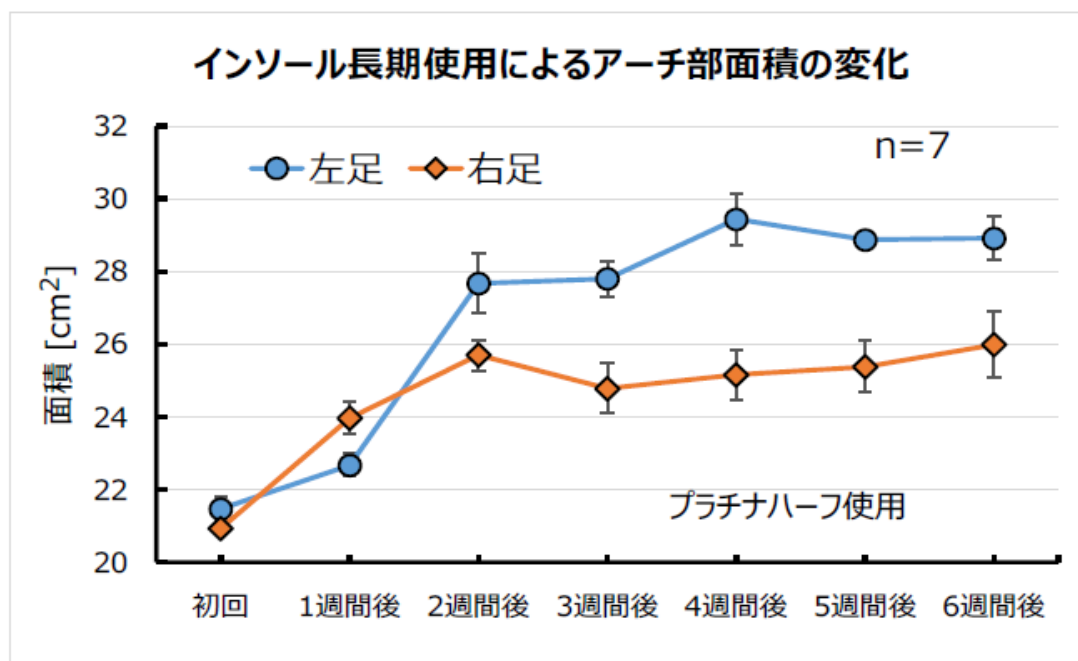


図 20 インソール長期間使用における足アーチ部面積の変化
(足アーチ形状正常群の場合)

相当する。図からインソールを使用し始めて 2 週間後までに足アーチ部面積は大きく増加し、その後、微増状態となっていることがわかる。足アーチ形状正常群であってもプラチナハーフの使用効果があり、足アーチ部がより拡大する方向に推移することから、下肢がより安定になり、地面からの衝撃などもより緩和されることが考えられる。

(3) 立位時の重心の安定度測定

足アーチ低下被験者がプラチナハーフを長期間使用したときに重心の安定度がどのように変化するかを測定した。使用した測定器は図 9 に示した足圧分布測定器フットビューSAM(ニッタ製)である。図 21 に重心安定度の変化を示す。重心の評価指標にはいくつかあるが、ここでは重心の左右方向の最大移動幅をプロットしている。図からプラチナハーフの使用日数とともに、左右方向の移動幅が減少していることがわかる。この図は、先に示した図 17, 図 19 に対応するので、プラチナハーフの効果により足アーチ部面積が増加するにしたがって、立位時の左右方向の安定度がより向上すると言える。

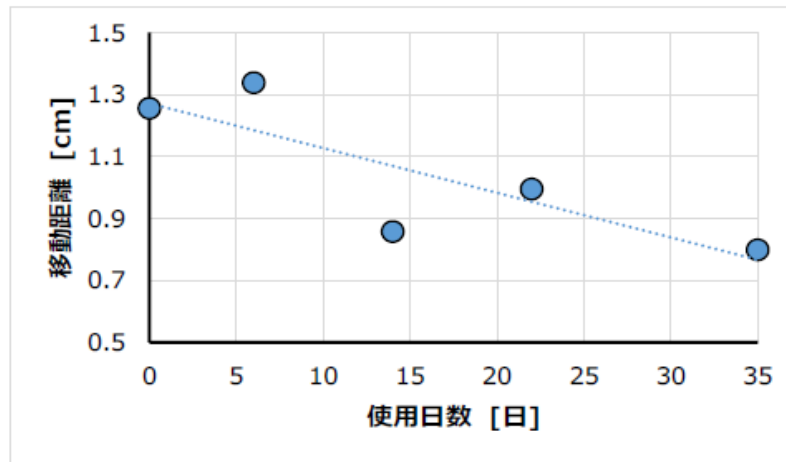


図 21 インソール長期間使用における重心の安定度の変化
(重心の左右方向の最大移動幅, 足アーチ低下被験者の場合)

(4) 主観的評価の変化

図 22 に内側縦アーチが低下している被験者 (23 歳, 男性) にプラチナハーフプレミアムを長期間使用してもらったときの主観的評価 (5 段階評価) の変化を

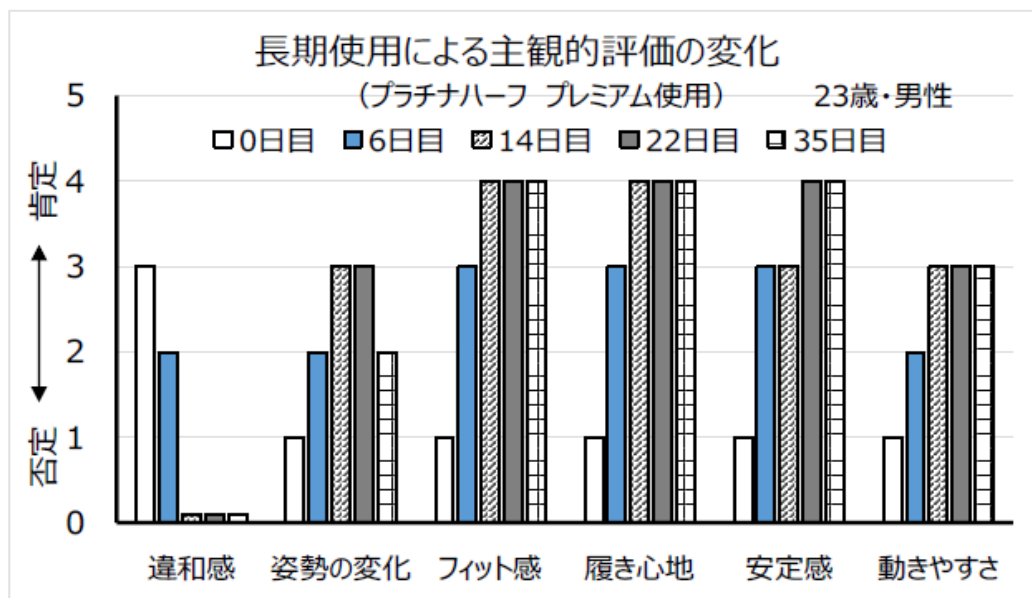
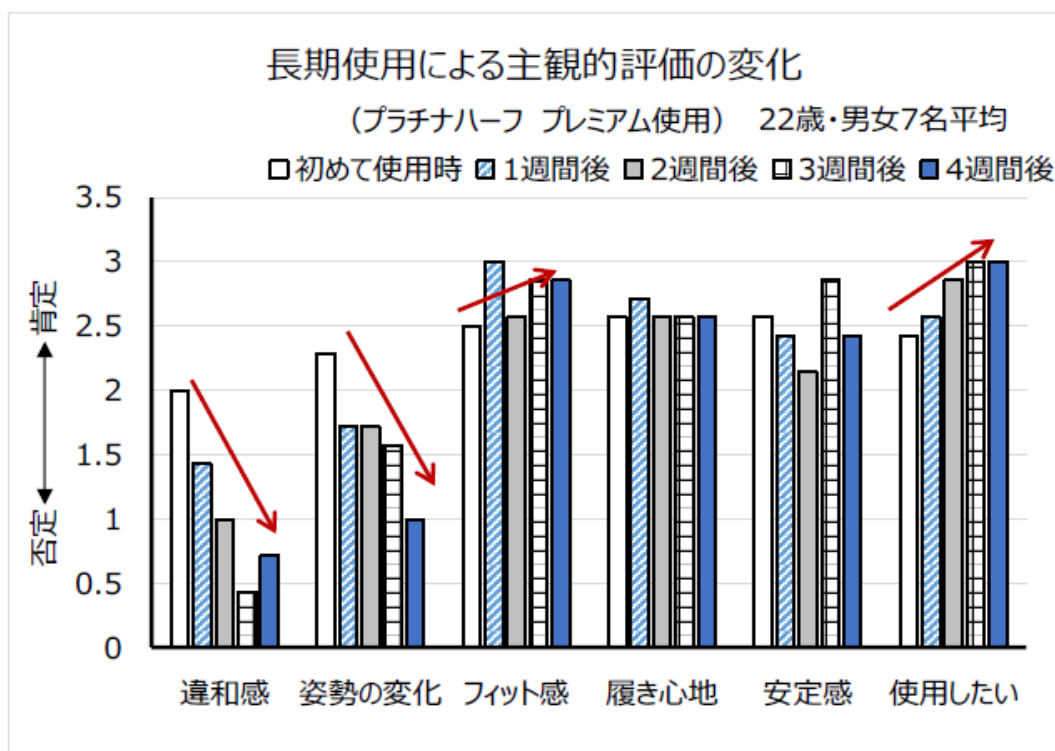


図 22 インソール長期間使用における主観的評価の変化
(足アーチ低下被験者の場合)



**図 23 インソール長期間使用における主観的評価の変化
(足アーチ形状正常群の場合)**

示す。これは先に示した図 17, 図 19, 図 21 に対応している。足アーチ低下の被験者であるためインソールを初めて装着したときは違和感を感じているが、使用を始めて 14 日目には違和感がなくなり、姿勢の変化を感じるようになり、フィット感、履き心地、安定感、動きやすさも徐々に向上している。安定感については、図 21 に示した測定器による客観的評価とよく合致している(相関係数 0.61)。

次に図 23 に、被験者 7 名(22 歳, 男性, アーチ形状正常群)にプラチナハーフ プレミアムを長期間使用してもらったときの主観的評価の変化を示す。棒グラフの値は 7 名の平均値を示している。図はインソールを初めて使用したときから 4 週間後までの経過を示している。インソールの使用が進むにつれて、違和感と姿勢の変化は減少し、フィット感は増加する傾向がある。アーチ部の盛り上がったインソールを装着すると初めは違和感を感じ、姿勢が変化したように感じるが、徐々に足に馴染んでいき、慣れていくものと考えられる。それに伴ってフィット感も増すものと考えられる。履き心地に変化は見られないが、相対的

に高い値を示している。安定感は評価時によってばらつきがあるが、これも相対的に高い値を示している。対象の被験者はもともと足アーチが形成されているため、初期から安定感があったものと考えられる。使用したいという項目についてはインソールの使用経過とともに大きく上昇していることがわかる。これはプラチナハーフを使用するにつれて、総合的な評価が向上している結果であると考えられる。

3.4 心拍変動によるストレス測定

(1) 着座姿勢と立位姿勢におけるストレス指標の測定

本研究が対象としているインソール（プラチナハーフプレミアム、カーボンハーフプレミアム）を靴に装着して履くことが、人間のストレスにどのように作用するかを検討した。ストレスの評価方法はいくつか存在するが、本研究では心拍変動による解析を行った⁽¹⁰⁾。

図 24 に心拍変動による自律神経活動の評価方法に関する概略図を示す。心拍は心電図による波形で見ると、図の左上にあるように、P、Q、R、S、T と付さ

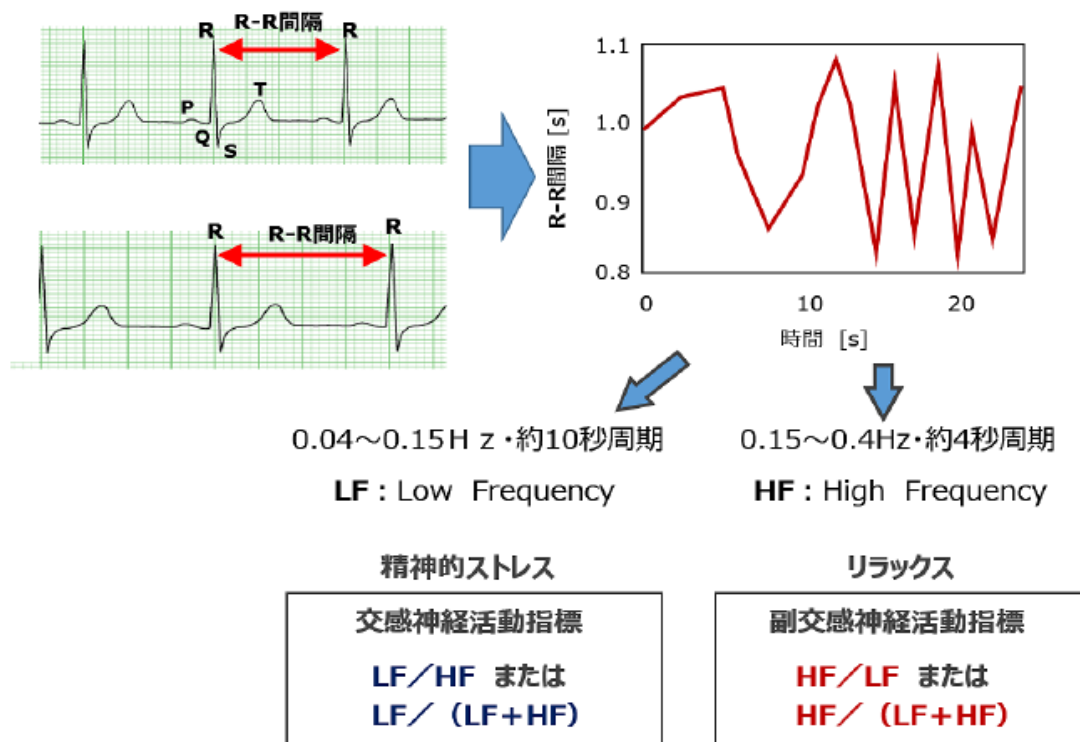


図 24 心拍変動による自律神経活動の評価

れた5つのピークからなる周期的な波形で表される。ピークの中ではRが最も大きく、この出現が心拍となって現れる。ここでRと次のRの間隔をR-R間隔と呼んでいる。このR-R間隔は一定に推移するのではなく、何かに集中すると一定に近くなり、リラックスすると変動するようになる。したがって、横軸を時間とし、縦軸にR-R間隔をとると、図24の右上のように時間の経過に対して変動するグラフが得られる。このR-R間隔のグラフの低周波成分(0.04~0.15Hz, 約10秒周期)をLFと表記し、高周波成分(0.15~0.4Hz, 約4秒周期)をHFと表記する。ここで

LFは精神的ストレスの指標であり、HFはリラックスの指標であるとされている。数値をより顕著なものとするため、LF/HFの比を精神的ストレス(交感神経活動指標)、HF/LFの比をリラックス(副交感神経活動指標)として扱われることが多い⁽¹¹⁾。

心拍変動を測定するために、図25に示す心電計(マイクロDAQ Intercross 413, インタークロス社製)を用いた。この測定器は4種類(4ch)の測定ができるが、心電測定には1chの⊕と⊖の電極のみを用いる。図に示すように、⊕の電極をみぞおちに、⊖の電極を鎖骨中央に、さらにグラウンドⓐを鎖骨端部に貼りつける。測定された心電波形は、BluetoothによってノートPCに転送される。

心拍変動の測定は、図26に示すように、(a)着座姿勢と(b)直立姿勢で行った。被験者はまず、胸に表面電極を貼り付ける。次に椅子に腰かけ、目を開いた状態で静かに靴を履き、その後、(a)の着座姿勢ではそのまま着座姿勢を維持し、(b)の直立姿勢では静かに起立し、直立姿勢を維持する。これらの姿勢をインソールの各条件でそれぞれ行う。測定時間はいずれも3分間とし、それぞれ2回ずつ、計12回行う。

図27に被験者2名(男性、アーチ形状正常群)の心拍変動から求めたストレ

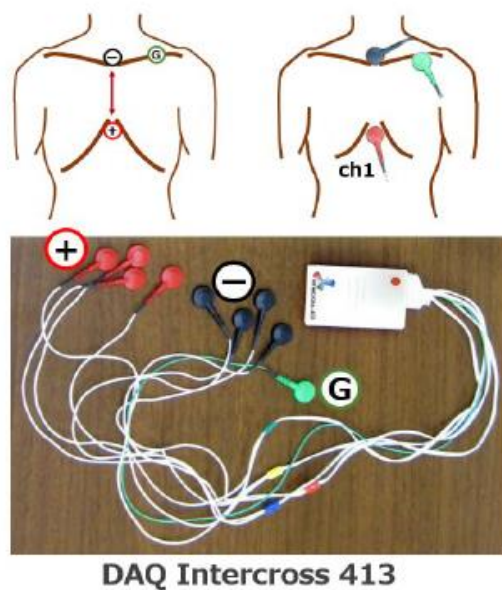


図25 心拍変動のための心電計

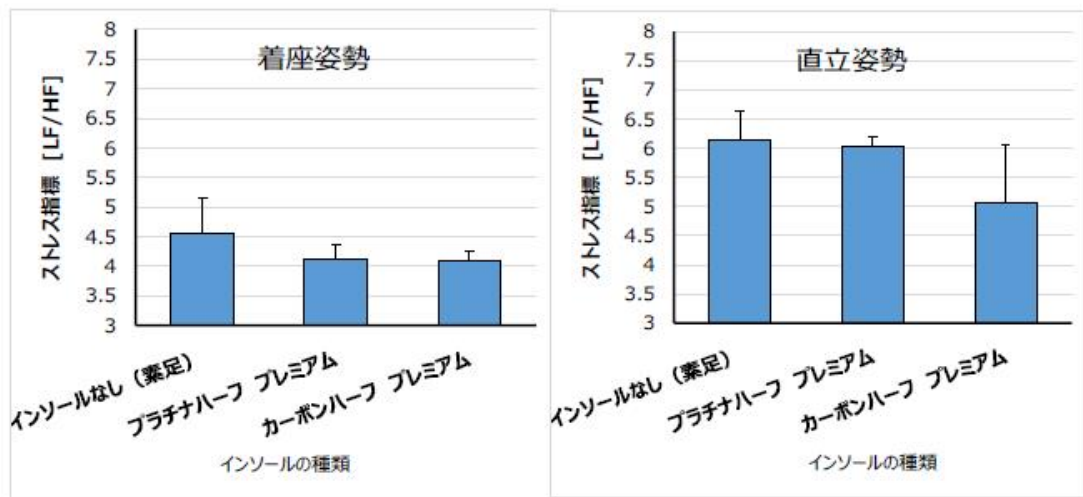


(a)着座姿勢

(b)直立姿勢

図 26 心拍変動の測定の様子

ス指標（交感神経活動指標）の比較を示す。ストレス指標としては、先に述べたように R-R 間隔の変動の低周波成分 LF と高周波成分 HF の比、LF/HF を用いている。同図(a)は着座姿勢の場合、同図(b)は直立姿勢の場合を示している。いずれもインソールなしに比べてインソール有りの方が、ストレス指標が小さい傾向が認められる。2種類のインソールでは、直立姿勢においてカーボンハーフ



(a)着座姿勢

(b)直立姿勢

図 27 ストレス指標（交感神経活動指標）の比較

のほうがよりストレス指標が小さくなっていることがわかる。インソールのアーチ部が足の裏面に触れる、あるいは足裏を圧迫することによって交感神経系の活動を抑制したことが示唆される。許ら⁽¹²⁾の研究では、足底刺激が副交感神経を亢進させて心拍数の減少と身体の休息をもたらす作用があると報告している⁽¹³⁾。カーボンハーフは剛性が高いため、足裏がより大きい刺激を受け、副交感神経活動が活発になりストレス指標が軽減されたと考えられる。図(a)の着座姿勢に比べて図(b)の直立姿勢の方がストレスが高いのは、直立すること自体が人間にとってはストレスであることを表している。

以上のストレス測定の結果は、2018年に実施した共同研究の結果と同様である⁽¹⁰⁾。

4. おわりに

本研究では足のアーチを標準的な形状に補正するためにプレスコントロール社によって開発されたインソール「プラチナハーフプレミアム」と「カーボンハーフプレミアム」を取り上げ、それが身体のバランスや下肢の負担軽減にどれだけ有効であるかを、実験を通じて検討した。また、被験者にプラチナハーフプレミアムを長期間使用してもらい、定期的に足圧分布測定や主観的評価などを行うことによって足アーチの補正効果を検討した。実験では立位姿勢や歩行などをハーフインソールを装着する場合と装着しない場合で行い、それぞれの条件において、足首の回内角や胴体の動揺、筋電図測定による筋負担の評価、長期間使用におけるアーチ面積の変化、重心動揺測定による安定性の評価、質問紙による主観的評価などを行うことによって、ハーフインソール装着の効果および2種類のインソールそれぞれの特性を検討した。その主な結果をまとめると以下のようになる。

- (1) プラチナハーフプレミアムとカーボンハーフプレミアムそれぞれのアーチ部を支える力を比較するために、アーチ部の剛性を測定した結果、カーボンハーフプレミアムのほうが、剛性が高く、約1.7倍硬いという結果となった。
- (2) 本研究が対象とするインソールの姿勢への効果を検討するため、いくつかの姿勢計測を行った。まず、立位時の足首の回内角を計測した結果、インソールを使用することによって回内角が減少することがわかった。その効果は、剛性

の高いカーボンハーフのほうがより大きいことがわかった。内側縦アーチが低下した状態の扁平足では回内角が大きくなり、疲労や外脛骨障害や足底筋膜炎、シンスプリントなどの疾患を誘発すると言われている。インソールによって回内角が減少することによってこれらの障害が緩和されることが期待される。

- (3) 足踏み中の胴体の動揺計測を行った結果、インソールを装着したほうが胴体の動揺が小さくなることがわかった。インソールの違いではカーボンハーフのほうがより小さくなる傾向があった。このようにインソールを装着することによって胴体が安定するのはインソールにより足の接地時の安定性が向上するためと考えられる。
- (4) 立位姿勢における重心変動の測定を行った結果、インソールなしの場合が最も不安定で、インソール使用時はより安定となることがわかった。2種類のインソールでは、カーボンハーフプレミアムが最も安定となっており、これは足アーチを支持する力が大きいため、足のアーチ形状が確実に形成され、維持されたためと考えられる。
- (5) 疲労を伴わない歩行として、10mの平地歩行を行ったときの下肢の筋負担計測を行った結果、インソールなしよりも、インソールを使用したほうが下肢のいずれの筋肉においても筋負担が小さくなり、2種類のインソールでは、カーボンハーフのほうがさらに小さくなることがわかった。
- (6) 疲労を伴う15分間歩行を取り上げ、下肢の筋負担計測を行った結果、下肢のいずれの筋肉もインソール装着時のほうが筋負担が小さくなることがわかった。歩行中の筋負担が小さくなることから、歩行時にはインソールを装着することで疲労の軽減が期待される。
- (7) インソールの腰への効果を検討するため、直立時の脊柱起立筋(腰部の筋肉)の筋電計測を行った結果、インソールを装着する条件において腰の筋負担が小さくなることがわかった。また、背側腰角と腰の筋負担の変化が極めてよく類似することからインソールを装着することによって腰の姿勢が変化し、それに応じて筋負担も変化するということが推察された。2種類のインソールのうち、プラチナハーフは背側腰角と腰の筋負担ともに最小となり、装着することによって腰が楽になることが期待される。
- (8) 内側縦アーチが低下している被験者にプラチナハーフ プレミアムを長期間使用してもらい、定期的に素足の状態で足圧分布足と足アーチ部面積の測定、

重心の安定性、および主観的評価を行った結果、インソール使用前にはアーチ部（土踏まず）がほとんど認められない状態であったが、35日目にはアーチ部がほぼ形成されており、プラチナハーフインソールのアーチ補正効果が確認された。足アーチ部面積も35日目にはアーチ形状正常群の通常の状態とほぼ同等になった。

さらに、足アーチ部面積が増加するにしたがって、立位時の左右方向の安定性が向上した。主観的評価においても、初期は違和感を感じていたが、使用を始めて14日目には違和感がなくなり、フィット感、履き心地、安定感、動きやすさも徐々に向上していった。

(9) 足アーチ正常群についてもプラチナハーフ プレミアムを長期間使用してもらい、定期的に素足の状態で足圧分布足と足アーチ部面積の測定、および主観的評価を行った結果、インソールを使用し始めて2週間後までに足アーチ部面積は大きく増加し、その後、微増状態となることがわかった。足アーチ正常群であっても、インソールを装着することで足アーチ部がさらに拡大し、主観的評価も良好であった。

(10) インソールを靴に装着して履くことが、人間のストレスにどのように作用するかを検討した結果、インソールなしに比べてインソール有りの方が、ストレス指標が小さくなる傾向が認められた。2種類のインソールでは、直立姿勢においてカーボンハーフのほうがよりストレス指標が小さくなっていることがわかった。インソールのアーチ部が足の裏面に触れる、あるいは足裏を圧迫することによって交感神経系の活動を抑制したことが示唆される。

参考文献

- (1) 近藤四郎：3.足の形態と機能および歩き方について，繊維製品消費科学，36(9),(1995),pp.567-572.
- (2) 鹿子木和寛，飯盛光葉，末田加奈，ほか4名：女子看護大学生の足型の実態，形態・機能，4(2),(2006),pp.53-60.
- (3) 入谷誠：生活を支えるインソールの工夫，理学療法学，41(8),(2014), pp.505-510.
- (4) 矢野涼子，伊坂忠夫：立位姿勢の安定性向上にインソールの装着は効果的か，京都滋賀体育学研究，Vol.24，(2008)，pp.13-23.
- (5) 山田祐樹，林豊彦，棚橋重仁，佐藤繁憲，菊井浩輝，今野真司：ランニングシューズソール部におけるゲル素材配置が衝撃緩衝性と安定性に与える影響，シンポジウム：スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス講演論文集2017，A-21，日本機械学会，(2017)，pp.1-10.
- (6) プレスコントロール社：<https://www.presscontrol.co.jp/>，(参照日 2024年3月20日).
- (7) 清水新悟，長井 力，元田英一，大日方五郎：内側縦アーチの低下群と正常群の歩行時形状変化の検討，スポーツ産業学研究，Vol.23，No.2,(2013)，pp.183-189.
- (8) 田河琴音，川野常夫，松尾英治：身体負荷可視化用 AI カメラの開発，日本人間工学会第63回大会講演論文集，2D2-06,(2022)，pp.1-2.
- (9) 川野常夫：介助作業中の介助者と被介助者の筋活動の同調に関する研究，摂南大学融合科学研究所論文集，第4巻 第1号，(2018)，pp.84-94.
- (10) 川野常夫：インソール装着時の疲労軽減度および効果の評価に関する研究，摂南大学2018年度共同研究報告書，(2019)，pp.1-39.
- (11) 松村千鶴，堀美紀子，ほか9名：指圧・マッサージ圧の強弱の違いは肩こりをほぐす効果に影響を及ぼすか？，香川県立保健医療大学雑誌，第9巻,(2018),pp.27-33.
- (12) 許鳳浩，上馬場和夫，二本松守，村椿良司，荒井哲也：部分浴や部分マッサージによる生体の変化，富山伝統医学研究，1，(2000),pp.28-42.
- (13) 太湯好子，谷岡哲也，ほか5名：足底のタッチングによる末梢循環動態と主観的反応の変化，川崎医療福祉学会誌，13(1),(2003)，pp.55-62.