

機能的スパッツ着用が姿勢と歩行におよぼす影響

Effects of wearing functional spats on posture and gait

金子雅明*¹, 西田直弥*¹, 岡崎倫江*¹, 三谷玄弥*²

キー・ワード：functional spats, posture, skin sensory receptors
機能的スパッツ, 姿勢, 皮膚触覚受容器

〔要旨〕 (目的) 皮膚の伸長に反応し運動錯覚を生じさせる皮膚触覚受容器のルフィニ終末への刺激を利用した機能的スパッツ (Functional Spats: FS) と素材と形態が同じでルフィニ終末への刺激のないスパッツ (No sewing spats: NS) との比較を行い, FS 着用が姿勢と歩行におよぼす影響について検討することを目的とした。

(方法) 対象は健康成人男性 31 名とした。測定項目は姿勢 (矢状面の姿勢変位: 頭部の前方変位・頸椎と骨盤の前後方向の変位, 骨盤傾斜角度), 腹斜筋・腹横筋の筋厚, 下肢の柔軟性 (SLR, HBD), 歩行速度 (5m 歩行時間から算出), 歩行時の下肢筋活動 (中殿筋, 大殿筋, 大腿二頭筋, 内側広筋) とした。全ての項目に関して NS と FS を比較検討した。

(結果) 頭部と骨盤の前方変位は NS に比べ FS が有意に減少し, 骨盤前傾角度は NS に比べ FS が有意に増加した。腹横筋の筋厚は NS に比べ FS が有意に増加し, 下肢柔軟性は NS に比べ FS が有意に改善した。歩行速度と歩行時の下肢筋活動は NS に比べ FS が有意に増加した。

(考察) FS 着用は, 姿勢, 下肢の柔軟性, 下肢筋活動量といった歩行速度に影響を与える要素に良好な変化をもたらし, その結果, 歩行速度の向上がみられた。ルフィニ終末への刺激を利用した FS 着用は姿勢と歩行に良好な変化をおよぼす可能性が示された。

1. はじめに

一般的にスポーツの現場で多く使用されている着圧スパッツは, 静脈還流速度を高めて浮腫の軽減を促す¹⁾, 筋の振動や活動を抑えることで筋機能の向上を図るなどの効果がある²⁾。そのため, パフォーマンスの向上やリカバリーの促進を目的に利用されている。しかし一方で, 過剰な固定や圧迫によって関節の動きを制限する可能性があり, 運動時の身体動作に悪影響をおよぼすことが懸念される。したがって, 過度な固定や圧迫の悪影響がなく, 筋機能の向上が期待できるスパッツが望まれる。

そこで我々は, 皮膚の伸長刺激に反応するルフィニ終末という皮膚触覚受容器の機能に着目した。ルフィニ終末は, 皮膚内や皮膚と深部組織の間に生じる張力の方向や強さに関する情報を持続的に感知し, 運動感覚を補助する役割がある^{3,4)}。このルフィニ終末が刺激されることで, 自身の身体が随意的にも他動的にも動いていないにも関わらず, 動いているような感覚を知覚する錯覚 (以降, 運動錯覚とする) が生じる⁵⁾ことが知られている。この仕組みを用いて, スパッツの筋走行部の皮膚に触れる部分に厚みや形状の異なる凹凸を作り, ルフィニ終末への刺激を利用して皮膚の伸長の方向と強さを認識させ, 運動錯覚が生じることで良好な姿勢や身体運動を促すことができる可能性があると考えた。

そこで今回, ルフィニ終末の刺激を利用した機能的スパッツ (FS: Functional spats, DERIT

*1 株式会社キネティックアクト

*2 寒川病院スポーツ・関節鏡センター

Corresponding author: 三谷玄弥 (genya@syd.odn.ne.jp)

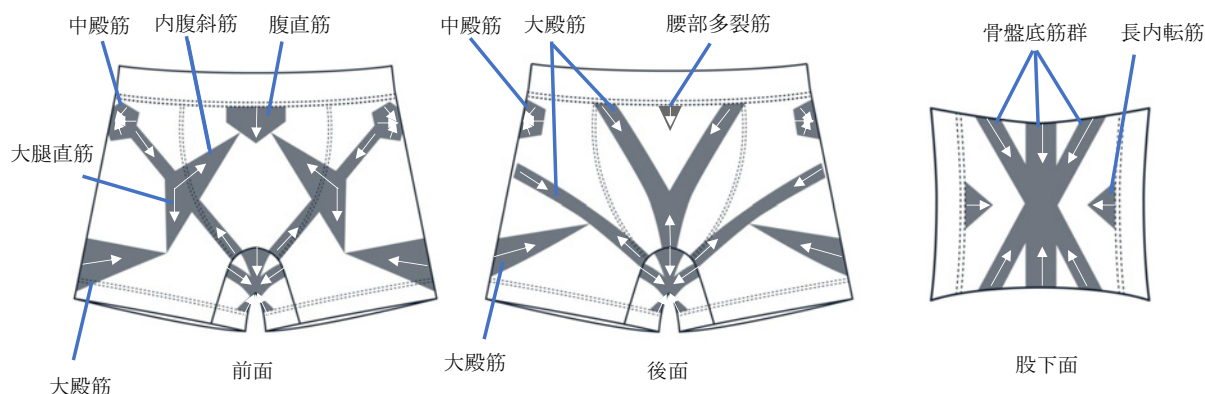


図1 Functional Spats

厚みや形状の異なる凹凸部分を付加した部分は黒色で示し、皮膚が伸長される方向は矢印を示した。

TECH, ドクターイースト社)を開発した(図1)。本研究では、ルフィニ終末への刺激とその反応を誘導する凹凸があるスパッツ (FS) と凹凸のないスパッツ (NS; No sewing spats) との比較を行い、FS 使用による姿勢と歩行におよぼす影響について検討することを目的とした。

2. 対象および方法

1. 対象

骨盤や下肢に運動器疾患のない健常成人男性 31 名を対象とした。年齢は 31.3 ± 5.9 歳 (22~45 歳)、身長は 172.4 ± 4.6 cm (161.0~182.0cm)、体重は 67.9 ± 8.4 (52.0~92.0kg) であった。除外基準は、骨盤および下肢に骨折などによる手術歴がある者、BMI30 以上の者とした。なお、本研究は株式会社キネティックアクト倫理委員会の承認 (20220001) を得て実施し、対象者に対しては事前に研究の目的や測定内容を口頭と書面にて説明し同意を得た。

2. 方法

1) スパッツ

a) Functional Spats (図1)

Functional Spats は、ナイロンやポリウレタンなどの合成繊維を素材とし、全体を平編みで編み、加えて浮き編みを用い、厚みや形状の異なる凹凸部分を付加したスパッツである。この凹凸部分は、骨盤の良好なアライメントを促す腹直筋、内腹斜筋、大腿直筋、中殿筋、大殿筋、腰部多裂筋、長内転筋、骨盤底筋群の走行に沿うように形成している。この凹凸部分の形状は、三角形および四角形またはその組み合わせから構成されており、その形状と配置は、四角形は伸長された状態から戻

ろうとする力が両端ともに同等に近く、三角形は底辺側の力が三角形の頂点部分に比べ相対的に強くなるという理論に基づき、四角形は皮膚を両端から引き寄せることで筋の起始停止を同じ力で近づけるように誘導し、三角形は頂点に向かって筋の起始もしくは停止部のどちらかを引き寄せるように筋の伸張性を誘導するという目的で作成されている。これらの機構により、筋の作用や伸長方向を考慮して、ルフィニ終末への刺激とその反応を誘導することを目的としたスパッツである。

b) No sewing spats

素材と形態および基本となる全体を FS と同じ平編みで編み、ルフィニ終末への刺激とその反応を誘導する目的の四角形と三角形を組み合わせた凹凸部分がないスパッツである。

なお、衣服圧が 9.8hPa 以下では、筋収縮の促進や疲労軽減効果などの着圧効果はないとされ⁶⁾、本研究で使用した FS および NS の皮膚との接触部の圧迫圧は 3.6hPa 以下であり着圧の効果はないと判断した。

2) 測定条件および手順

各測定は、対象者 31 名に FS と NS をそれぞれ着用させ、同日に行った。各対象者の FS 着用と NS 着用の順番については乱数表を用いてランダムに設定した。測定のプロトコルは、一方のスパッツ装着後すぐに姿勢 (矢状面の姿勢変位: 頭部の前方変位・頸椎と骨盤の前後方向の変位、骨盤傾斜角度)、腹斜筋・腹横筋の筋厚、下肢の柔軟性の順に静的な状態での評価を行った後に、歩行測定 (5m の歩行時間、筋活動) を計 30 分の時間内で測定し、5 分休憩後、もう一方のスパッツに履き替えて同様の順に行った。すべての測定は同一検者に

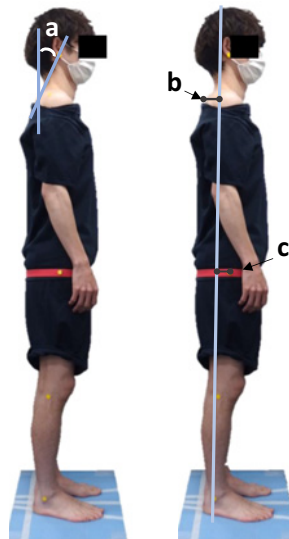


図2 矢状面の姿勢の測定部位

第7頸椎を通る床への垂直線を基準として、
a) 頭部の前方変位 (°)
[耳垂と第7頸椎を結ぶ線とのなす角度]
腓骨外顆を通る床への垂直線を基準(立位中央線)として
b) 頸椎の前後方向の変位 (cm) [第7頸椎との距離]
c) 骨盤の前後方向の変位 (cm) [大転子との距離]

て実施した。

3) 測定項目

(1) 姿勢

矢状面の姿勢変位は、デジタルカメラ(XZ-10：オリンパス社製)を用いて、右側から撮影し、画像解析ソフトImageJにて解析した。測定肢位は両上肢下垂位の静止立位とし、足角は左右10度外転位とした。マーカー貼付位置は、耳垂、第7頸椎棘突起(以降C7と略す)、肩峰外側端、大転子、膝関節中央、腓骨外果の6か所とした。カメラと被検者の距離は2mに設定し、大転子部にレンズの中心が位置するようにした。矢状面での頭部の前方変位(C7を通る床への垂直線と耳垂とC7を結ぶ線のなす角度)(図2)と頸椎の前後方向の変位[腓骨外果を通る床への垂直線(立位中央線)とC7との距離](図2)および骨盤の前後方向の変位(立位中央線と大転子との距離)(図2)を測定し

た。角度および距離は3回測定し、平均値を算出した。なお、頸椎と骨盤の前後方向の変位は、立位中心線より後方に変位している場合はマイナス、前方に変位している場合はプラスとした。

骨盤傾斜角度は、デジタル角度計(EFUTL390-DESA：AUTOUTLET)をアクリルカッティングスケール50cm(シンワ測定製)の中央に両面テープで固定し、0.1°単位で測定した。測定肢位は静止立位にて両上肢を臍の前に置き、足角は左右10度外転位とした。測定部位は右側の上前腸骨棘と上後腸骨棘を結ぶ線と水平面との成す角度とし(図3)、各部位の角度は3回測定し、平均値を算出した。水平面を基準線として、水平面より前方に傾斜している場合はプラス(前傾)とし、後方に傾斜している場合はマイナス(後傾)とした。なお、骨盤の良好なアライメントは骨盤中間位とされ、Gajdosikら⁷⁾によって上後腸骨棘が上前腸骨

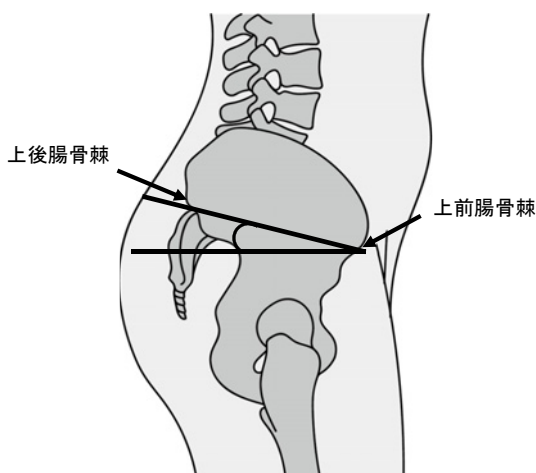


図3 骨盤傾斜角度の測定部位
 上前腸骨棘と上後腸骨棘を結ぶ線と水平面との成す角度を測定した。

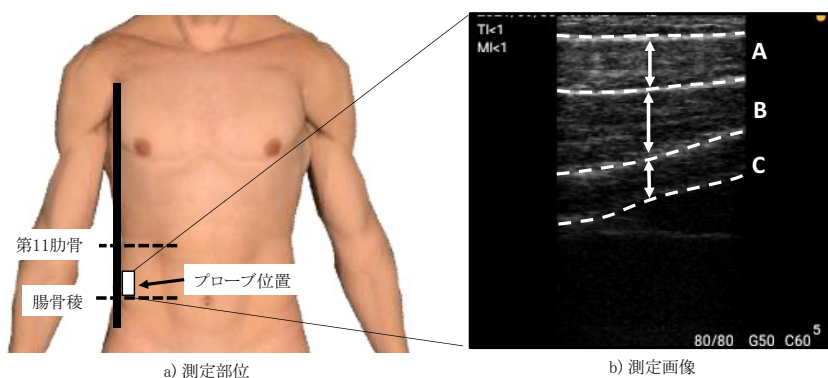


図4 腹斜筋・腹横筋の筋厚の測定部位と超音波測定画像
 測定部位は右側前腋窩上の第11肋骨と腸骨稜との中央部より下部とし，測定画像にて矢印で示した外腹斜筋 (A)，内腹斜筋 (B)，腹横筋 (C) の筋厚を測定した。

棘よりも2～3横指高い位置と定義されており，その骨盤前傾角度は11～12°と報告されている^{8,9)}。この基準を骨盤の良肢位とした。

(2) 腹斜筋・腹横筋の筋厚

腹斜筋・腹横筋の筋厚は，超音波画像診断装置 (miruco 10MHz：日本シグマックス社製) を用い，プローブはリニア式，撮影モードはBモードにて撮影した。測定肢位は静止立位にて両上肢を臍の前に置き，足角は左右10度外転位とした。測定筋は外腹斜筋，内腹斜筋，腹横筋の3筋とし，筋厚を0.1cm単位で測定した。測定部位は村上ら¹⁰⁾の報告に準じて右側前腋窩上の第11肋骨と腸骨稜との中央部より下部とした (図4)。各筋の筋厚は3回測定し，平均値を算出した。

(3) 下肢の柔軟性

下肢の柔軟性の測定項目は，下肢伸展位挙上 (Straight Leg Raising, 以降 SLR と略す) と踵間距離 (Heel Buttock Distance, 以降 HBD と略す) とした。SLRの角度は，背臥位にて，基本軸は体幹に平行な線，移動軸は大腿骨 (大転子と大腿骨外顆の中心を結ぶ線) とし，東大式関節角度計を用いて測定した。代償動作を防ぐため，測定中は右側の上前腸骨棘を触知し骨盤後傾が出現しないことを確認した。HBDは，腹臥位にて測定側の膝関節を他動的に屈曲させ，臀部と踵部との距離を測定した。代償動作を防ぐため，測定中は臀部の浮き上がりが出現しないことを確認した。各測定は3回実施し，平均値を算出した。なお，測定側は全て右側とした。

表 1 NS と FS との姿勢の比較

| | NS | FS |
|--------------------|----------|------------|
| 頭部の前方変位 (°) | 35.4±5.4 | 33.3±4.9* |
| 頸椎と骨盤の前後方向の変位 (cm) | | |
| 第7頸椎 - 立位中央線 | -0.6±2.0 | -0.7±2.2 |
| 大転子 - 立位中央線 | +7.5±2.3 | +6.9±2.2* |
| 骨盤傾斜角度 (°) | +7.4±2.9 | +11.5±2.3* |

平均値±標準偏差 *p<0.05

(4) 歩行速度

測定距離は5mとし、前後に2mの加速と減速区間を確保し、通常通りの歩行速度で歩くように口頭指示した。5mの歩行時間(s)の測定にはストップウォッチを用いた。先行足が5mの開始線を踏むもしくは越えた時点で測定を開始し、先行足が5mの終了線を踏むもしくは越えた時点で終了とした。歩行速度は、5mを各被検者の5mの歩行時間で除し算出した(m/s)。測定は3回実施し、平均値を算出した。

(5) 歩行時の筋活動量

測定距離は5mとし、前後に2mの加速と減速区間を確保し、通常通りの歩行速度で歩くように口頭指示した。測定区間は、測定距離5m中の右側2歩目の踵接地から次の同側の踵接地までの1歩行周期とした。測定機器は表面筋電図測定装置(ワイヤレス筋電センサ, LabVIE プリケーション; ロジカルプロダクト社製)を用い、サンプリング周波数を1000Hzとした。得られた筋電波形は、パーソナルコンピュータ(Zenbook UX325EA; ASUS社製)に取り込み、全波整流化を行い、積分筋電図(mV・sec)として算出した。被検筋は、中殿筋(Gluteus medius muscle, 以下Gmedと略す)、大殿筋(Gluteus maximus muscle, 以下Gmaxと略す)、大腿二頭筋(Biceps femoris muscle, 以下BFと略す)、内側広筋(Vastus medialis muscle, 以下VMと略す)の4筋とした。皮膚前処理剤およびアルコール綿にて処理を行ったのち、電極中心距離を2cmとして表面電極(Blue sensor M-00-S, Ambu社製)を筋線維の走行に沿って貼付した。電極貼付位置は、Gmedは大転子と上前腸骨棘および上後腸骨棘を結んだ線の中央部を通る垂直線上の腸骨稜を結ぶ線の近位1/3の位置、Gmaxは上後腸骨棘下端部の仙骨と大転子を結ぶ線の中央部、BFは坐骨結節と脛骨外顆中央を結ぶ線の中央部、VMは膝蓋骨上端から約2cm内側

で約55°の傾斜位置¹¹⁾とした。各筋のピーク値を中心とした前後25ms間をあわせて50ms間の積分値(mV・sec)を算出した。その後、各筋の積分値を最大等尺性収縮5秒間の波形が安定した50msの積分値を基準とし正規化した(%MVC)。最大等尺性収縮の測定にはDaniels and Worthinghamの徒手筋力検査法の検査肢位を用い、歩行時の筋活動測定後に3回実施し、各被検筋の%MVCを平均し代表値とした。なお、測定側は右側とした。

4) 統計解析

NSおよびFS着用時の矢状面の姿勢変位、骨盤傾斜角度ならびに腹斜筋・腹横筋の筋厚、下肢の柔軟性、5mの歩行時間、歩行速度、歩行時の各筋の筋活動量を平均値±標準偏差で示した。NSおよびFSの各測定項目の群間比較は対応のあるt検定を用いて分析した。全ての解析は、危険率5%未満をもって有意とした。

3. 結果

1. 姿勢

NSとFSの矢状面の姿勢変位(頭部の前方変位、頸椎と骨盤の前後方向の変位)、骨盤傾斜角度を表1に示した。

1) 矢状面の姿勢変位

頭部の前方変位は、FS(33.3±4.9°)がNS(35.4±5.4°)に比べ有意に減少した(p=0.003)。頸椎の前後方向の変位はFS(-0.7±2.2cm)とNS(-0.6±2.0cm)の両群間に有意な差はみられなかった(p=0.64)。骨盤の前後方向の変位はFS(+6.9±2.2cm)がNS(+7.5±2.3cm)に比べ有意に減少した(p=0.035)。

2) 骨盤傾斜角度

骨盤傾斜角度は、FS(+11.5±2.3°)がNS(+7.4±2.9°)に比べ骨盤前傾角度が有意に増加した(p<0.001)。

表2 NSとFSとの腹斜筋・腹横筋の筋厚 (cm) の比較

| | NS | FS |
|------|---------|----------|
| 外腹斜筋 | 0.9±0.2 | 0.9±0.2 |
| 内腹斜筋 | 1.1±0.3 | 1.1±0.3 |
| 腹横筋 | 0.5±0.1 | 0.6±0.1* |

平均値±標準偏差 *p<0.05

表3 NSとFSとの下肢の柔軟性の比較

| | NS | FS |
|----------|----------|-----------|
| SLR (°) | 45.2±8.3 | 55.8±6.7* |
| HBD (cm) | 19.6±3.7 | 14.2±3.8* |

SLR : Straight leg raising (下肢伸展位挙上)

HBD : Heel buttock distance (踵臀間距離)

平均値±標準偏差 *p<0.05

2. 腹斜筋・腹横筋の筋厚

NSとFSの腹斜筋・腹横筋の筋厚を表2に示した。外腹斜筋の筋厚は、NS (0.9±0.2cm), FS (0.9±0.2cm), 内腹斜筋の筋厚は、NS (1.1±0.3cm), FS (1.1±0.3cm)と、各筋とも両群間に有意な差はみられなかった(外腹斜筋: p=0.51, 内腹斜筋: p=0.81)。腹横筋の筋厚は、FS (0.6±0.1cm) がNS (0.5±0.1cm) に比べ有意に増加した (p<0.001)。

3. 下肢の柔軟性

NSとFSの下肢の柔軟性 (SLR, HBD) を表3に示した。SLRは、FS (55.8±6.7°) がNS (45.2±8.3°) に比べ有意に増加した (p<0.001)。HBDは、FS (14.2±3.8cm) がNS (19.6±3.7cm) に比べ有意に減少した (p<0.001)。

4. 歩行速度

NSとFSの5mの歩行時間、歩行速度の平均値を表4に示した。5mの歩行時間は、FS (3.54±0.39s) がNS (3.63±0.37s) に比べ有意に減少した (p=0.035)。歩行速度は、FS (1.43±0.17m/s) がNS (1.39±0.15m/s) に比べ有意に増加した (p=0.022)。

5. 歩行時の筋活動量

NSとFSの歩行時の各筋の%MVCを表5に示した。全ての筋においてFS (Gmed: 55.4±36.7%MVC, Gmax: 43.6±21.3%MVC, BF: 40.8±50.5%MVC, VM: 49.2±35.8%MVC) がNS (Gmed: 33.8±19.8%MVC, Gmax: 28.6±13.6%MVC, BF: 24.6±23.0%MVC, VM: 30.6±20.5%

表4 NSとFSとの5mの歩行時間、歩行速度の比較

| | NS | FS |
|------------|-----------|------------|
| 歩行時間 (s) | 3.63±0.37 | 3.54±0.39* |
| 歩行速度 (m/s) | 1.39±0.15 | 1.43±0.17* |

平均値±標準偏差 *p<0.05

表5 NSとFSとの歩行時の筋活動量 (%MVC) の比較

| | NS | FS |
|-------|-----------|------------|
| Gmed | 33.8±19.8 | 55.4±36.7* |
| Gmax | 28.6±13.6 | 43.6±21.3* |
| BF | 24.6±23.0 | 40.8±50.5* |
| VM | 30.6±20.5 | 49.2±35.8* |
| BF/VM | 1.0±1.0 | 1.3±1.6 |

Gmed : 中殿筋, Gmax : 大殿筋, BF : 大腿

二頭筋, VM : 内側広筋

平均値±標準偏差 *p<0.05

MVC) に比べ有意に高値を示した (Gmed: p<0.001, Gmax: p<0.001, BF: p=0.026, VM: p<0.001)。BF/VMは、FS (1.3±1.6) とNS (1.0±1.0) の両群間に有意な差はみられなかった (p=0.10)。

4. 考察

本研究では、ルフィニ終末への刺激を利用することで過剰な固定や圧迫を加えることなく、スパッツから良好な姿勢や身体運動が誘導できる可能性があると考え、FSを開発し、FSの着用による姿勢と歩行への影響について検討した。

今回、FSの着用により、姿勢では頭部の前方変位角度と骨盤の前後方向の変位距離、骨盤傾斜角度の改善がみられた。このことは、姿勢の改善を示す結果である。

矢状面の姿勢変位における頸椎の前後方向の変位距離は、両スパッツ間に変化はみられなかったが、骨盤の前後方向の変位距離ではFS着用時に距離の減少がみられた。これはFS着用によって、骨盤前傾角度が改善し、腸腰筋が伸長され自然長に近づき股関節屈曲の筋力を発揮しやすい状況になった結果、骨盤の前方変位の改善が生じたものと考えられる。一方、股関節後面でも同様に大殿筋やハムストリングの伸長が生じ、股関節伸展筋力を発揮しやすい状況になった。つまり姿勢の改善によって、骨盤を支える体幹と股関節周囲筋の伸張および短縮の張力バランスが整った状態とな

り¹²⁾、その結果、下肢柔軟性の改善がみられたと考える。

腹斜筋・腹横筋の筋厚では、腹横筋に増加がみられた。これはFS着用によって骨盤の良肢位が促され、剣状突起から恥骨までの距離が広がり、腹横筋の付着部となる腹直筋鞘の後葉と白線、胸腰筋膜に緊張が生じ、腹横筋の筋線維が水平方向に走行することで自然長に近づき、筋力が発揮しやすい状態となることが推察される。このことから立位保持の際に作用する腹横筋は、収縮が強くなり筋厚の増加が生じたと考えられる。また、吉川やSpangsfordらが述べるように腹横筋と骨盤底筋群は協同作用する^{13,14)}ことから骨盤底筋群の収縮も促され、腹腔内圧が高まった結果、姿勢の改善につながったと考える。腹横筋の筋厚と筋活動の間には強い正の相関があること¹⁵⁾や、良姿勢は不良姿勢の時に比べ腹横筋の筋厚が増加するとの報告から¹⁶⁾も腹横筋の筋厚の増加と姿勢改善との関係を裏付けることができる。

このようにFSを着用することによって、姿勢が改善され、歩行時におけるGmed, Gmax, BF, VMの筋活動量が増加したと考える。これらの姿勢、下肢の柔軟性、下肢筋活動量の改善および増加は、歩行速度に影響を与える要因である¹⁷⁻¹⁹⁾ことが報告されているため、今回の測定では、これらの要素の改善および増加が歩行速度の向上につながったと考える。

今回の検討より、筋の作用および関節の運動方向を考慮した皮膚の伸長は、運動錯覚を生じるという報告³⁾をもとに開発したFSの着用は、ルフィニ終末への刺激を利用して皮膚の伸長方向や強さを認識させ、運動錯覚を生じさせることで良好な姿勢や身体運動ができる可能性が示された。

本研究の限界は、立位にて腹横筋の筋活動を計測しておらず、筋厚との関連について未確認であることや、歩行測定における測定距離が短いため、測定開始と終了時の1歩の影響が反映されやすく、測定精度の観点から歩数を測定項目として使用できなかったことが挙げられる。また、各測定間のインターバルが5分間と比較的短時間であったことから、前半のスパッツ着用による影響が後半の測定時にも残存していた可能性を否定できない点である。

さらに、普段穿くことのないFSを着用することによるモチベーションの向上や心理的高揚感に

よっても歩行状態は変化すると考えられ、スパッツを着用しない条件での測定をすることや対象者へのFSの機能や効果の説明なども検討する必要がある。

5. 結語

本研究では、NSとFS着用時とを比較し、FS着用による姿勢と歩行におよぼす影響について検討した。ルフィニ終末への刺激を利用したFS着用によって、頭部の前方変位角度と骨盤の前方変位距離の改善および骨盤前傾角度の改善、腹横筋の筋厚の増加そしてSLRとHBDの改善がみられ、歩行時のGmed, Gmax, BF, VMの筋活動量が増加し、歩行速度が速くなった。

以上のことから、皮膚触覚受容器の1つであるルフィニ終末への刺激を利用したFSの着用は、姿勢と歩行に良好な変化をおよぼす可能性が示された。

謝 辞

本研究の実施にあたり、研究の計画ならびに測定にご協力いただいたスタッフの皆様へ深く感謝致します。

本研究はドクターイースト株式会社の助成を受けたものである。

利益相反

利益相反あり。本論文に関連し、金子雅明、西田直弥、岡崎倫江はドクターイースト株式会社より研究費の提供を受けている。

著者貢献

金子雅明：概念化、データ管理、正式な分析、資金調達、調査、方法論、プロジェクト管理、リソース提供、ソフトウェア、検証、可視化、草稿の執筆、原稿の見直しとエディティング。

西田直弥：概念化、データ管理、正式な分析、資金調達、調査、方法論、プロジェクト管理、リソース提供、ソフトウェア、検証、可視化。

岡崎倫江：概念化、資金調達、方法論、プロジェクト管理、指導、可視化、草稿の執筆、原稿の見直しとエディティング。

三谷玄弥：指導、原稿の見直しとエディティング。

文 献

- 1) Thierry PC, Franke JG. Lower extremity compression garments use by athletes: why, how often, and perceived benefit. BMC Sports sci. 2021; 13: 1-14.

- 2) Broatch JR, Brophy WN, Phillips EJ, et al. Compression garments reduce muscle movement and activation during submaximal running. *Med Sci Sports Exerc.* 2019; 52: 685-695.
- 3) 下条 誠. 皮膚感覚の情報処理. 計測と制御. 2002; 41: 723-727.
- 4) Uwe P, Simon C. The kinaesthetic senses. *J Physiol.* 2009; 587: 4139-4146.
- 5) Collins D, Refshauge K, Todd G, et al. Cutaneous receptors to kinesthesia at the index finger, elbow and knee. *J Neurophysiol.* 2005; 94: 1699-1706.
- 6) 細谷 聡, 斎藤健治. 機能性靴下の衣服圧と下腿および足部の筋疲労に関する研究. *デサントスポーツ科学.* 2010; 31: 42-51.
- 7) Gajdosik R, Simpson R, Smith R, et al. Pelvic tilt. Intratester reliability of measuring the standing position and range of motion. *Phys Ther.* 1985; 65: 169-174.
- 8) Levine D, Whittle M. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996; 24: 130-135.
- 9) Crowell R, Cummings C, Walker J, et al. Intratester and intertester reliability and validity of measures of innominate bone inclination. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994; 20: 88-97.
- 10) 村上幸士, 桜庭景植. 坐位での有効な腹横筋トレーニングの検討—超音波診断装置による筋厚を中心に. *理学療法学.* 2010; 37: 477-484.
- 11) 下野俊哉. 表面筋電図マニュアル基礎編. 東京: 酒井医療; 84-114, 2004.
- 12) 栢森良二監訳, ケンダル: 筋: 機能とテスト—姿勢と痛み—. 第1版. 東京: 西村書店; 83-90, 2006.
- 13) 吉川優樹, 池田俊史. 骨盤傾斜角度の違いによる側副筋の変化. *理学療法学.* 2019; 46: 62.
- 14) Sapsford R. The pelvic floor a clinical model for function and rehabilitation. *Physiother.* 2001; 87: 620-630.
- 15) McMeeken J, Beith I, Newham D, et al. The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis. *Clin Biomech.* 2004; 19: 337-342.
- 16) Anglica R, Andrew D. Effect of posture on the thickness of transversus abdominis in pain-free subjects. *Manual Therapy.* 2009; 14: 679-684.
- 17) Kaneko M. Biomechanical analysis of walking and fitness testing in elderly women. In: *Fitness for the aged, disabled, and industrial worker.* IL: Human Kinetics; 84-89, 1990.
- 18) 金 俊東, 久野譜也, 相馬りか, 他. 加齢による下肢筋量の低下が歩行能力に及ぼす影響. *体力科学.* 2000; 49: 589-596.
- 19) 坂光徹彦, 浦辺幸夫, 山本圭彦. 脊柱後彎変形とバランス能力および歩行能力の関係. *理学療法科学.* 2007; 22: 489-494.

(受付: 2023年1月24日, 受理: 2025年12月1日)

Effects of wearing functional spats on posture and gait

Kaneko, M.^{*1}, Nishida, N.^{*1}, Okazaki, M.^{*1}, Mitani, G.^{*2}

^{*1} Kinetic Act Inc.

^{*2} Sports Arthroscopy Center, Religious Corporation Samukawa Hospital

Key words: functional spats, posture, skin sensory receptors

[Abstract] Effects of wearing Functional Spats (FS) with stepwise sewing that stimulates skin sensory receptors to produce motion illusion were compared with those of wearing conventional spats without stepwise sewing (No sewing spats: NS). Healthy male adults (n=31) were subjected to measurements of body posture, abdominal muscle thickness, leg flexibility, gait and leg muscle EMG activities. In sagittal posture, angle of forward head and displacement of pelvis were smaller in FS than in NS. Forward pelvic tilt angle and muscle thickness of transversus abdominal muscles were larger in FS than in NS. In leg flexibility, the straight leg raising test score was bigger and the heel buttock distance was shorter in FS than in NS. Walking speed during 5 m-gait was significantly faster in FS than in NS. Integral EMG activities of hip and thigh muscles during walking were greater in FS than in NS. Wearing FS may improve body posture and leg flexibility reflected in increases in anterior pelvic tilt angle, transverse abdominis muscle thicknesses and leg muscle EMG activities, resulting in the walking speed. Presumably, wearing FS stimulates sensory receptors of Ruffini endings to provide favorable changes in posture and gait.