

Toe-Heelペダル運動器の開発

—筋電学的研究—

Development of a Toe-heel Pedal Exercise Machine

昇 寛¹⁾ 丸山 仁司²⁾ 高橋 直子¹⁾

HIROSHI NOBORI, RPT, MA¹⁾, HITOSHI MARUYAMA, RPT, Ph.D²⁾, NAOKO TAKAHASHI, RPT¹⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, Seibo Hospital: 2-5-1 Nakaochiai, Shinjuku-ku, Tokyo 161-0032, Japan. TEL +81 3-3951-1111

²⁾ Department of Physical Therapy, International University of Health and Welfare

Rigakuryoho Kagaku 19(4): 351-356, 2004. Submitted Jun. 11, 2004. Accepted Aug. 31, 2004.

ABSTRACT: The objective of this study was to investigate the effectiveness in early post operative rehabilitation of a dynamic joint control training machine, toe-heel pedal exercise machine, recently developed for lower limb joint orthopedic patients, such as those receiving artificial hip and artificial knee replacement surgery. Currently, early exercises take place on the bed, and are principally open kinetic chain exercises for strengthening the femoral quadriceps muscle. Looking to improve recovery time and speed discharge from hospital, we investigated apparatus and exercise therapy methods involving closed kinetic chain exercises which resemble those of activities of daily living, and developed the toe-heel pedal exercise machine. In order to study the effect electromyographically, we made a comparison of the iEMGs of 24 legs of 12 healthy males, at the start of action in toe-heel pedaling and flat pedaling, targeting the quadriceps femoris (vastus medialis) and sole of the foot muscle (flexor digitorum brevis). The results confirmed that at the start of action in toe-heel pedaling there was large muscle activity in both muscles, and we concluded that the toe-heel pedal exercise machine could be used for clinical applications.

Key words: toe-heel pedal exercise machine, dynamic joint control training, iemg

要旨: 本研究の目的は、今回開発した動的関節制動運動用「Toe-Heelペダル運動器」が人工股関節全置換術や人工膝関節全置換術などの整形外科領域の下肢関節疾患における術後早期リハビリテーションとして有効であるかを検証することである。従来、ベッド上における早期運動としては主に開放運動連鎖での大腿四頭筋強化運動などが実施されてきた。我々は早期回復・早期退院を期待し、日常的活動に近い閉鎖運動連鎖での運動療法の方法や装置を模索してきた。そこで、「Toe-Heelペダル運動器」を開発した。その効果を筋電学的に調査するため、健常男性12名24肢において「Toe-Heelペダル」での踏み込み動作時と「平坦ペダル」での踏み込み動作時の積分筋電位の比較を行った。導出筋は、大腿四頭筋（内側広筋）と足底の筋（短趾屈筋）に対して実施した。結果として、「Toe-Heelペダル」の踏み込み動作時に両筋で大きな筋活動を確認し、「Toe-Heelペダル運動器」が臨床応用可能な運動器と考えた。

キーワード: Toe-Heelペダル運動器, 動的関節制動運動, 積分筋電位

¹⁾ 聖母病院 リハビリテーション室: 東京都新宿区中落合2-5-1 (〒161-0032) TEL 03-3951-1111

²⁾ 国際医療福祉大学 理学療法学科

I. はじめに

当院では、人工股関節全置換術（以下、THAとする）や人工膝関節全置換術（以下、TKAとする）の症例が多く、術後早期からベッド上で開始可能な方法を検討してきた。従来、THAやTKAなどの術後2～3日目からの早期運動としては、安静度と荷重時期の観点から通常ベッド上での「大腿四頭筋セッティング運動」や「足関節底・背屈運動（Pumping exercise）」などを中心とした開放運動連鎖（Open Kinetic Chain；以下OKCと略す）での筋力強化運動が主に実施されてきた。

OKC¹⁾とは、四肢遠位端が地面に着かないで、地面や対物との関係において自由（開放）な状態である。OKCに対し、閉鎖運動連鎖（Closed Kinetic Chain；以下CKCと略す）は四肢遠位端が床や対物と接し抵抗を受け閉じた状態である。CKCがOKCと異なる点は、①ADL上の常用肢位であること、②地面からの情報が伝達され、荷重感覚が維持できること、③多関節運動連鎖が促されること、④中枢神経記憶パターンをもたらす、等の点である。つまり、OKCでの運動では日常生活に即した運動とは捉え難く、CKCでの運動の方が、通常の日常生活の自然な状態に近いと考えられる。

そこで、我々は日常的な活動に近いCKCでの筋力強化運動を考え、動的関節制動運動（Dynamic Joint Control Training；DYJOCと略す）をも同時に遂行可能なトレーニング方法・装置を模索してきた。

今回、神経運動器協調運動としての動的関節制動運動用「Toe-Heelペダル運動器」を開発し、膝関節伸展において機能的に最も重要とされる大腿四頭筋内側広筋²⁾（以下、VMとする）と動的バランスや姿勢制御に関連するとされる足底の筋・短趾屈筋^{3,4)}（以下、FDBとする）に及ぼす筋活動を調べ、「Toe-Heelペダル運動器」の臨床への応用を検証した。

II. 対 象

下肢に障害を有さない健常男性12名24肢を対象とした。平均年齢は31.4±5.6歳、平均身長は168.2±5.3 cm、平均体重は63.5±9.7 kgであった。検査に際して、事前に検査の趣旨を説明し、了解を得た。

III. 方 法

1. 装置の概要

動的関節制動運動用「Toe-Heelペダル運動器」について：

ペダル全体の構造は図1-a, bに示す。敷板に設けられたレールに沿って、ペダル基板が直角に滑る構造である。材質は全て硬性アクリルを使用した。敷板には両側にペダル基板が直進できるレールを設け、又踏み込み動作の抵抗となるバネの取り付け用フックを設置した。ペダル基板には敷板を走行するためのレール内走行突起を設けた。ペダルの上方部に足趾荷重台、下部に踵荷重台を設け足趾と踵でペダルを踏み込む構造とした。

尚、足趾荷重台は足趾の配列の形状に形を整えており（特にIV、V趾の配置）、高さ調節可能で足のサイズの変更を可能とした。また踵荷重台には踵全体を安定させるカバーを取り付けた。踏み込み動作の抵抗力は、バネの種類を変更することで可能とした。

尚、「Toe-Heelペダル運動器」は現在特許出願中である。

2. 運動課題

運動課題1. 「Toe-Heelペダル」踏み込み動作：

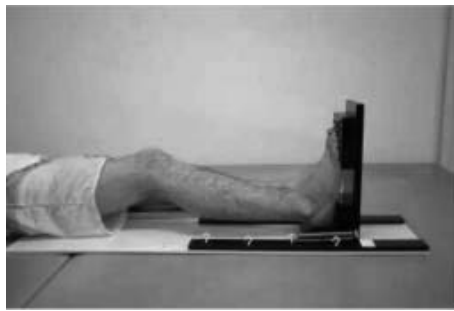
「Toe-Heelペダル」の基板の位置が膝関節完全伸展位より3.0 cm手前の軽度屈曲位の位置を運動開始地点（引張コイルバネ；引張0 cm地点）とする（図1-a）。被検者は軽度屈曲位から踏み込みながら膝伸展（荷重換算；2.16 kg）し、完全伸展位の位置（引張コイルバネ；引張3.0 cm地点）で10秒間保持（等尺性収縮）する（図1-b）。測定回数は1回とした。

運動課題2. 「平坦ペダル」踏み込み動作：

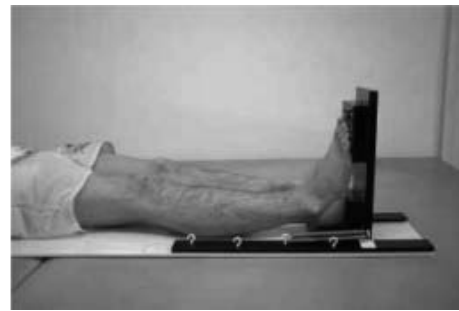
「平坦ペダル」の基板の位置が膝関節完全伸展位より3.0 cm手前の軽度屈曲位の位置を運動開始地点（引張コイルバネ；引張0 cm地点）とする（図2-a）。被検者は軽度屈曲位から踏み込みながら膝伸展（荷重換算；2.16 kg）し、完全伸展位の位置（引張コイルバネ；引張3.0 cm地点）で10秒間保持（等尺性収縮）する（図2-b）。測定回数は1回とした。

3. 測定項目と測定装置

「Toe-Heelペダル」踏み込み動作時、「平坦ペダル」踏み込み動作時とも被検者の膝関節完全伸展位10秒間保持での等尺性収縮の筋電計測定を行った。測定項目は筋電計による筋電波形から取り込んだ積分筋電位（以下、iEMGとする）とした。導出筋はVMとFDBとした。測定には筋電計と変換機を用いた。筋電計は「Neuropack Four mini」（日本光電社製）、AD変換機は「PowerLab/16sp」を



a 「Toe-Heelペダル」 踏込み前



b 「Toe-Heelペダル」 踏込み後

図1



a 「平坦ペダル」 踏込み前



b 「平坦ペダル」 踏込み後

図2

使用した。筋電波形をサンプリング周波数1 kHzでAD変換機からパソコンに取り込み、中間域の安定した2秒間のiEMGの比較を行った。

4. 手順

筋電測定検査は当院検査室内の整備されたシールドルーム検査台において実施した。

被検者の検査体位は仰臥位とし、「Toe-Heelペダル」(図1-a, b)を踏み込んだ時と「平坦ペダル」(図2-a, b)(足底全体で平らな面に荷重するペダル)を踏み込んだ時の表面筋電を測定することを説明した。運動課題1. 及び運動課題2. において被検者には10秒間の踏込み動作の「開始」と「終了」を口頭で指示し、さらに踏込み動作中はできるだけ一定の強さで踏込む様、説明した。筋電図は10秒間の全てを記録し、「開始」後2〜3秒後の地点からの安定した2秒間を解析対象とした。運動課題1. 及び運動課題2. の課題の間に約1分の休憩をとった。

筋電端子(銀塩化銀血電極: 直径8 mm)の設置箇所はVMにおいては膝蓋骨上内側縁より4横指近位部, FDBにおいては第3中足骨頭と踵骨とを結んだ中間点⁵⁾とした。

電極間距離は2 cm幅とし、筋腹部に十分な前処理後貼付した。両ペダルには抵抗として引張コイルバネ(バネ定数 0.018×4)を取り付けた。

IV. 結 果

12名24肢におけるiEMGの平均の比較を行った。結果は、VMにおける「平坦ペダル」でのiEMGの平均が 638.8 ± 393.3 , 「Toe-Heelペダル」でのiEMGの平均が 1217.4 ± 467.2 であった。一方、FDBにおける「平坦ペダル」でのiEMGの平均が 532.9 ± 275.6 , 「Toe-Heelペダル」でのiEMGの平均が 910.2 ± 260.7 であった(表1)。

上記のように、VM, FDB両筋で「平坦ペダル」の踏み込み動作時より「Toe-Heelペダル」の踏み込み動作時の方が、iEMGの平均において有意($p < 0.001$)な増加を認めた。

「Toe-Heelペダル」の踏み込み動作時の筋電波形の一例と「平坦ペダル」の踏み込み動作時の筋電波形の一例を図3と図4に示す。

表1 被検者12人24下肢の踏み込み動作時の「Toe-Heelペダル」と「平坦ペダル」での内側広筋（VM）と短指屈筋（FDB）における積分筋電位iEMGの平均の比較

	内側広筋（VM）		短指屈筋（FDB）	
	平坦ペダル	T-H ペダル	平坦ペダル	T-H ペダル
iEMG（平均）	638.8 ± 393.3	1217.4 ± 467.2	532.9 ± 275.6	910.2 ± 260.7

V. 考 察

1. 「Toe-Heelペダル運動器」についての検討

「Toe-Heelペダル運動器」の開発目的は、THAやTKAなどの術後2～3日目の早期運動として、ベッド上において日常的な活動に近いCKCでの筋力強化運動の方法を検討し、動的関節制動運動効果を期待することである。

従来のベッド上、仰臥位での大腿四頭筋セッティング運動では、OKCの肢位となり大腿四頭筋にのみ負荷をかける筋力強化運動となりやすく疲労も多い⁶⁾。また、2本足歩行という本来の機能を重視し荷重下での練習を早期より推し進める観点からも合理性に欠ける。

CKCでの筋力強化では、荷重連鎖により大腿四頭筋のみならず大腿二頭筋、前脛骨筋、下腿三頭筋などにも同時収縮の誘発⁷⁾を期待できる。

さらに、今回開発した「Toe-Heelペダル」は内外側縦アーチが宙に浮き足趾と踵に荷重することで、FDBに張力を生じさせ等尺性収縮を起こす構造に設計した。踏み込み動作の間中、必然的にFDBに対する等尺性収縮での筋力強化運動となる。

井原¹⁾は、足握力強化を目的とした足趾運動等が、メカノレセプターを賦活し神経運動器協調を改善すると共に足底筋群—腓腹筋—ハムストリングの連鎖運動を誘発し、姿勢制御能が改善・促進されると指摘している。

又Buntonら⁸⁾は、閉鎖運動連鎖の目標は固有感覚を改善し、下肢の移動方向や速度に予測できない変化が生じた場合に、下肢の安定性を構築することであると報告した。

そこで、「Toe-Heelペダル運動器」使用による予想される運動効果は

- ① 大腿四頭筋筋力強化運動
- ② 足底の筋の等尺性収縮筋力強化運動
- ③ 下肢全体の各関節、各筋の協調性運動効果
- ↓
- ④ 動的関節制動運動効果
- ↓
- ⑤ 股関節・膝関節・足関節の関節固有感覚促通運動効果など考えられる。

2. iEMGの検討

12名24肢における「Toe-Heelペダル」と「平坦ペダル」の踏み込み動作時のiEMGの平均を比較した。測定した筋はVMとFDBの2筋とした。術後早期のベッド上運動を想定して、約2 kgの小さな抵抗（引張コイルバネ）での踏み込み動作とした。

VMとFDBのiEMGの平均の比較の特徴は、両筋いずれにおいても「Toe-Heelペダル」での踏み込み動作時の方が「平坦ペダル」での踏み込み動作時より著名で有意な（ $p<0.001$ ）増加を示したことである。

本筋電波形の特徴としてはFDBの波形が「Toe-Heelペダル」の踏み込み動作時に大きく振幅を示したことである。中等度の随意性筋収縮で認められる“recruitment⁹⁾”もみられた（図3）。これは、「Toe-Heelペダル」の形状による効果と推測できる。足趾と踵に荷重し内外縦アーチが宙に浮き張力を生じさせ、FDBに等尺性収縮を引き起こす結果といえる。「平坦ペダル」の踏み込み動作時のFDBにおいては一定の狭い範囲での振幅の連続（図4）で、安静時との比較においても波形の高さの変化は小さい傾向であった。

一方、VMの波形でも「Toe-Heelペダル」の踏み込み動作時の波形は「平坦ペダル」の踏み込み動作時より大きい振幅を認める傾向にあった。

「Toe-Heelペダル」は形態的にはFDBに対して張力を生じ大きな筋活動を予想するような荷重形態であるだけでなく、CKCの効果を予測する形態でもありVMなど下肢全体に対しても誘発的に大きく影響したと考えられる。

以上の点から、「Toe-Heelペダル」の踏み込み動作ではFDBは大きな筋活動を示し、さらにVMへの筋収縮の誘発も大きいといえる。一方、「平坦ペダル」の踏み込み動作では、FDBの筋活動は小さく、又VMに対しての筋活動の誘発傾向も小さい。

リポルド¹⁰⁾やデブリーズら¹¹⁾が積分筋電図と張力の間に直線関係があることを報告している。また、黒田¹²⁾も積分筋電図と最大随意収縮の80%付近まで直線関係にあると報告している。これらの報告を考慮すれば、iEMGの増加は筋力強化運動への貢献が予測できる。

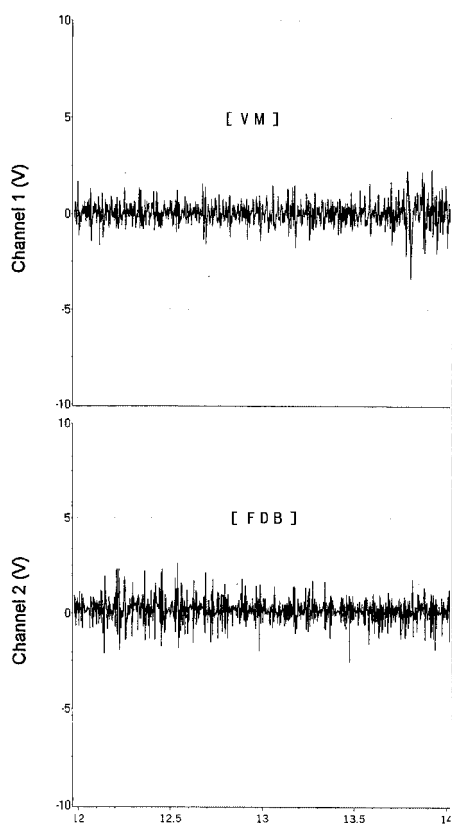


図3 「Toe-Heelペダル」踏込み動作時の筋電波形の一例

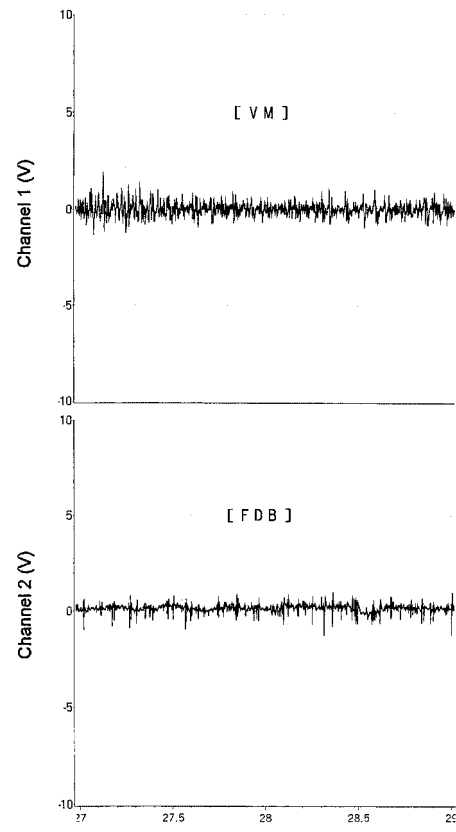


図4 「平坦ペダル」踏込み動作時の筋電波形の一例

つまり、「Toe-Heelペダル」を用いた踏み込み動作では、足底部の筋力トレーニングと併せて、大腿部など下肢全体の筋力トレーニングが同時に実施できることになる。

これらのことを総合的にみると、「Toe-Heelペダル」の踏み込み動作が、動的関節制動運動として有用であり、下肢全体の各関節への協調性運動、さらに下肢各関節固有感覚促進運動となり得ると考えられる。

今回の測定は2チャンネルの筋電計での測定であり、2筋のみの測定となった。VMとFDBのみならず、「Toe-Heelペダル」の下肢全体への影響や運動効果の判定などを今後の課題としたい。

VI. まとめ

今回、我々が開発した「Toe-Heelペダル運動器」での踏み込み動作時のVM、FDB筋のiEMGが、「平坦ペダル」の踏み込み動作時の2筋のiEMGより有意 ($p<0.001$) な増加を認めた。

さらに、「Toe-Heelペダル」が足趾と踵に荷重しFDBに張力を生じるような形態であるだけでなく、CKCの効果と考えられる大腿部への誘発的筋活動の兆候がみられた。

これらのことは、「Toe-Heelペダル運動器」の臨床への応用を示唆するものと考えられる。

文 献

- 1) 井原秀俊：関節トレーニング [改定第2版] 神経運動器協調訓練. 協同医書出版社, 東京, 2000.
- 2) Castaing J, Burdin Ph, Delplace J, et al. 井原秀俊, 中山彰一, 井原和彦訳：図解関節・運動器の機能解剖下肢編, 協同医書出版社, 東京, 2002, p96.
- 3) 木藤伸宏, 井原秀俊, 三輪 恵：高齢者の転倒予防としての足指トレーニングの効果. 理学療法学, 2001, **28**(7):313-319.
- 4) 馬場八千代, 有次智子, 田口直彦・他：足指・足底把握能と姿勢制御との関連. 理学療法学, 2000, **27** (学会特別号): 156.
- 5) 栢森良二：筋電図のための解剖ガイド 四肢・体幹 第3版. 西村書店, 新潟, 2003.

-
- 6) 由利 真: 大腿四頭筋の筋持久力に関する筋電学的考察—open kinetic chainとclosed kinetic chainの比較—. 理学療法学, 2002, **29**(1): 19-23.
 - 7) 河村顕治: Open kinetic chainとClosed kinetic chain. 臨床リハ, 1996, **5**: 186-189.
 - 8) Bunton EE, Pitny WA, Kane AW, et al.: The role of limb torque muscle action and proprioception during closed kinetic chain rehabilitation of the lower extremity. J Athletic Train, 1993, **28**: 23-30.
 - 9) 鳥居順三: プリンシパル 臨床筋電図. 日本醫事新報社, 東京, 1993.
 - 10) Lippold OC: The relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension. J Physiol, 1952, **177**: 492-499.
 - 11) deVries HA, Burk RK, Hopper RT, et al.: Relationship of resting EMG level to total body metabolism with reference to the origin of “tissue noise”. Am J Phys Med, 1976, **55**: 139-147.
 - 12) Kuroda E, Klissouras V, Milsum JH: Electrical and metabolic activities and fatigue in human isometric contraction. J Appl Physiol, 1970, **29**: 358-367.