

脳卒中片麻痺患者の安静立位・歩行時における 腹筋群の筋活動

— 表面筋電図を用いて —

森 明子*¹ 江口淳子*² 渡辺 進*³

要 約

本研究の目的は、脳卒中片麻痺患者の歩行時における腹筋群の筋活動パターンと活動量を検討することであった。対象は脳卒中片麻痺患者12名（67.9±11.1歳，男性8名，女性4名）とした。正規化のため，被験者に最大随意収縮を行なわせた後，自由歩行をさせ，同時に左右の腹直筋・腹斜筋群の筋電波形とフットスイッチからの信号を記録した。この信号から各筋の歩行時における筋活動の正規化した積分値（%IEMG）を求めた。その結果，歩行時の腹直筋の筋活動パターンは持続的であった。歩行全周期の筋活動量は，麻痺側が10.0±12.5%IEMG，非麻痺側が4.9±2.2%IEMGであった。一方，歩行時の腹斜筋群の筋活動パターンは，左右腹斜筋群が持続的な筋活動パターン，非麻痺側は持続的であるが麻痺側遊脚期に峰を持つ筋活動パターン，麻痺側は持続的であるが非麻痺側の立脚期と遊脚期それぞれに峰を持つ筋活動パターンに分けられた。歩行全周期の筋活動量は，麻痺側が24.7±23.3%IEMG，非麻痺側が35.9±30.0%IEMGであった。このように筋活動パターンにばらつきや多くの筋活動量を必要とした要因として，下肢筋の麻痺，感覚障害，高次脳機能障害などによる歩行障害に対する非麻痺側の代償運動，麻痺側の過剰努力，連合運動にともなう痙縮などが考えられた。

はじめに

近年，脳卒中片麻痺患者（以下，片麻痺患者）の理学療法において上下肢の運動能力再獲得と共に，下肢の動きを円滑にし，歩行能力を改善するために体幹の安定性を得ることが最も重要な課題のひとつであるといわれている。例えば，Davisら¹⁾は片麻痺患者の歩行時の麻痺側腹筋群は低筋緊張のため，安定が必要としている。ところが一方で，腹筋群は脳による両側性神経支配のため麻痺による影響は少ないともいわれている²⁻⁴⁾。

これまでに片麻痺患者の歩行時における下肢筋の筋活動に関する研究は Quervainら⁵⁾や Evertら⁶⁾，Peatら⁷⁾によって報告されている。また片麻痺患者の体幹筋に関する先行研究で，Dicksteinら⁸⁻⁹⁾は片麻痺患者における対称的な動作時の体幹の屈曲筋・伸展筋の筋活動について，Tanakaら¹⁰⁻¹¹⁾は片麻痺患者における体幹の屈曲・伸展・回旋筋力について，さらに Bohannonら¹²⁾は片麻痺患者にお

ける座位バランス・歩行と体幹の屈曲筋・側屈筋力との関係について報告している。また，冨田ら¹³⁻¹⁴⁾は脳卒中片麻痺患者の体幹運動解析，片麻痺の体幹機能について，Bohannon¹⁵⁾は片麻痺患者の体幹筋の回復過程について報告するなど，様々な視点から片麻痺患者の体幹筋について研究されてきている。

しかしながら，片麻痺患者の歩行時の腹筋群機能や筋活動についての報告はみられない。そこで今回，片麻痺患者の歩行時における腹筋群活動パターンと活動量を調査することを目的とし，検討した。なお参考のために安静立位時の腹筋群の活動も測定し，検討した。

対 象

対象は，近位監視～屋内自立レベルで10m以上歩行可能な脳卒中片麻痺患者12名（男性8名，女性4名，平均年齢67.9±11.1〔42～78〕歳，平均身長155.5±8.3〔145～169〕cm，平均体重50.4±11.2〔32～70〕kg，下肢 Burnnstrom Recovery Stage（以下，

*1 兵庫医科大学病院 リハビリテーション部 *2 川崎医療福祉大学大学院 医療技術学研究科 リハビリテーション学専攻

*3 川崎医療福祉大学 医療技術学部 リハビリテーション学科

（連絡先）森 明子 〒663-8501 西宮市武庫川町1番1号 兵庫医科大学病院

表1 症例紹介

症例	麻痺側	罹患期間	下肢 BRS ※	使用装具	歩行レベル
A 78歳男性	左	6ヶ月	II	AFO・T字杖	屋内自立
B 42歳男性	左	4ヶ月	III	AFO・T字杖	屋内自立
C 59歳男性	左	2年2ヶ月	IV	AFO・T字杖	屋外自立
D 77歳女性	左	9年	VI	なし	屋外自立
E 77歳男性	左	4ヶ月	II	AFO・T字杖	屋内監視
F 73歳女性	左	6年6ヶ月	IV	AFO・T字杖	屋外自立
G 66歳男性	右	2年10ヶ月	IV	なし	屋外自立
H 55歳女性	左	1年	III	AFO・T字杖	屋内自立
I 78歳男性	右	40年	III	T字杖	屋内自立
J 73歳男性	右	3年6ヶ月	II	AFO・T字杖	屋内自立
K 70歳男性	右	3年	IV	AFO・T字杖	屋内自立
L 67歳女性	右	1年2ヶ月	III	AFO・T字杖	屋内自立

※ BRS : Burnnstrom Recovery Stage

BRS) IIが3名, IIIが4名, IVが4名, VIが1名)であった。なお高血圧, 心疾患などリスクの高い現病歴を持つものは除外した(表1)。対象者には, 主治医および担当理学療法士より研究の主旨に対する十分な説明が行われ, 同意の得られた者のみを対象とした。

方 法

1. 測定装置および計測方法(図1)

表面筋電計(NORAXON社製 Myosystem1200)を用い, 左右腹直筋・腹斜筋群の筋活動を表面電極を用いて検索した。電極は十分な皮膚処理をした後, 左右の腹直筋・腹斜筋群に貼り付けた。電極間距離は3.5cmとし, 腹直筋は臍部外側に, 腹斜筋群は胸郭最下方と対側恥骨の線上の胸郭側に貼り付けた¹⁶⁾。左右の足底の踵と母趾球にフットスイッチを貼り付けた。表面筋電図のサンプリング周波数は1000Hzで, バンドパスフィルターは20~500Hzに設定し, 正規化のために最大随意収縮(以下, maximum voluntary contraction: MVC)時の筋活動を5秒間測定し記録した。MVCの測定法はダニエルスらの徒手筋力検査法(以下, manual muscle testing: MMT)に準じた。各筋の測定間には十分な休息を入れ, 筋疲労を起こさせないように配慮した。続いて屋内平地で10m歩行を3回行わせた時の表面筋電図を測定し記録した。歩行は靴を脱いで行わせ, 視点を前方へ置くようにし, 歩行速度は自由速度とし普段どおりに歩くように指示した。下肢装具を装着して歩く者に対してはフットスイッチは下肢装具の上に貼り付けた。そして, 得られた各筋の表面筋電図を解析し, 活動パターンと活動量を求めた。なお併せて歩行中にビデオ撮影を行い, その画像から筆者らの主観的な判断に基づいた歩行分析を実施した。

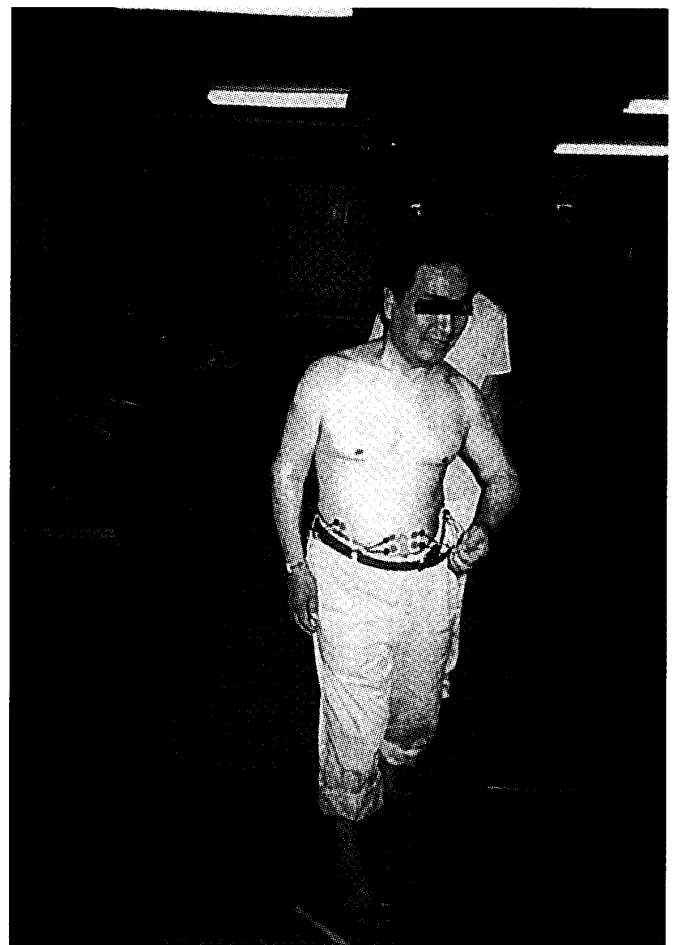


図1 測定風景

2. データ処理の方法

MVCは5秒間測定のうち測定装置が認識した非麻痺側ピークの筋活動である1秒間を採用し, 積分した。これら求めた各積分値は単位時間あたり(1秒単位)に換算した(以下, integrated electromyography: IEMG)。さらに各筋のMVC発揮時のIEMGに対する割合(以下%IEMG)で比較した。また, 歩行で得られた筋活動は整流平滑化処理を行い, 振幅と時間をそれぞれMVCと歩行周期で正規化した。3回施行したうちの最も安定した波形を示した歩行を選択し, さらに, はじめの3歩を除いた5歩を選

択した。フットスイッチの歩行周期の基準はすべて麻痺側下肢を基準としてデータ処理を行った。ただし、症例 C については非麻痺側のフットスイッチが不調であったため、非麻痺側を基準としたデータ処理はできなかった。統計解析には Wilcoxon の符号付順位和検定を用い、危険率 5% 未満を有意水準とした。

結 果

図 2 は症例 J の腹直筋と腹斜筋群の MVC 発揮時の波形である。MMT にて筋力は全員、“正常”レベルと判定したが、麻痺側上肢を頭の後で組めない者も含まれていた。MVC 発揮時における筋活動量を左右比較してみると、腹直筋の場合、麻痺側≒非麻痺側が 9 名、麻痺側<非麻痺側が 2 名、非麻痺側<麻痺側が 1 名であった。腹斜筋群の場合では、麻痺側≒非麻痺側が 7 名、麻痺側<非麻痺側が 1 名、非麻痺側<麻痺側が 4 名であった (表 2)。なお、MVC の左右差は麻痺側 (患側) と非麻痺側 (健側) の比 (健患比) が 1.0 ± 0.3 以内のもの¹⁷⁾ を左右差ほとんどみられないものとした。図 3 は症例 H と K の安静立位時における波形で、他の症例においても腹直筋と腹斜筋群には左右ともほとんど筋活動が見られなかったが、4 名にのみ両側の腹斜筋群に持続的な筋活動がみられた。図 4・5・6 はそれぞれ症例 E, G, L の歩行時における腹直筋、腹斜筋群の筋活動パターンである。筋活動のパターンでみると腹直筋は全症例が左右に持続的な筋活動を示し、腹斜筋群は 3 つのタイプに分けられた。第一に左右腹斜筋群がいずれも持続的な筋活動パターンを示したものの (図 4) が 7 名、第二に非麻痺側は持続的な筋活動パターンであるが麻痺側遊脚期に峰を持つ筋活動パターンを示したものの (図 5) が 2 名、第三に麻痺側は持続的な筋活動パターンであるが非麻痺側の立脚期と遊脚期それぞれに峰を持つ筋活動パターンを示したものの (図 6) が 3 名であった。表 3 は全対象者の歩行時における各筋の %IEMG の平均 ± SD である。歩行全周期を通してみた時の腹直筋、腹斜筋群ともに麻痺側と非麻痺側の筋活動量に有意差はなかった。立脚期と遊脚期を比較しても腹直筋、腹斜筋群いずれも有意差はなかった。

考 察

歩行時の筋活動には歩容、歩行速度、履物、年齢、性別、歩き癖による個人差があると言われている¹⁸⁾。しかし、自然歩行における各筋群の活動するパターン、筋活動量には類似性を見出すことができる。歩行における筋活動を機能面から見ると①安定性、②

加速性、③減速性の 3 つの働きをする。

片麻痺患者の歩行時における下肢筋の筋活動に関する研究では Quervain ら⁵⁾ が脳卒中発症後の早期回復段階における歩行パターンを 3 つに分類しており、麻痺側の動作パターンは痙縮の程度やバランスコントロール、廃用などによる筋力低下が強く関係していると述べている。Evert ら⁶⁾ は片麻痺患者の麻痺側の下肢筋活動パターンを①下腿三頭筋の伸張反射が歩行時に亢進するパターン、②いくつかの筋の麻痺があるパターン、③多くの筋の同時収縮が起こるパターン、の 3 つに分類している。Peat ら⁷⁾ は、片麻痺患者の下肢筋の歩行パターンを健常者と比較すると、片麻痺患者の下肢筋の筋活動はすべて同期する特徴があり、筋活動は遊脚期には低下、立脚期に増加し、中でも立脚中期には最大となると述べている。

以上のように、片麻痺患者の歩行時における下肢筋についての報告は数多くされている。しかしながら歩行時の腹筋群に関する研究は健常者でもわずかで、片麻痺患者における報告はみられない。そこで本研究ではヒトの動作中における四肢の安定性の拠り所といわれている腹筋群に着目した。そして脳卒中片麻痺患者の歩行中の腹直筋、腹斜筋群の筋活動について検討した。

片麻痺患者の MVC 発揮時の腹直筋、腹斜筋群の左右差に各症例でばらつきがみられた。両側の筋活動量を比較してみると、腹直筋の場合、麻痺側≒非麻痺側が 9 名、麻痺側<非麻痺側が 2 名、非麻痺側<麻痺側が 1 名であった。腹斜筋群の場合では麻痺側≒麻痺側 7 名、麻痺側<非麻痺側が 1 名、非麻痺側<麻痺側が 4 名であった。片麻痺患者の対称的な体幹前後屈などの運動における体幹筋の筋活動について Dickstein ら⁸⁻⁹⁾ は、腹直筋や外腹斜筋などの筋活動は、タイミング・筋活動量いずれも左右差はなく同時収縮をしていると述べている。小竹¹⁷⁾ は CT 画像を用いた片麻痺患者の麻痺側・非麻痺側の体幹筋横断面積の定量的検討では、腹直筋には麻痺側と非麻痺側の間に明らかな左右差がないと報告している。小野¹⁹⁾ は健常者および片麻痺患者において腹直筋の伸張反射波 (T 波) を導出し、左右比較した研究をしている。その結果、中枢性片麻痺患者ではより高い T 波の得られる症例が多いが、有意な左右差のみられない例も多く腹直筋運動ニューロンの反射興奮性は体幹各部の感覚入力に関連して中枢性に統合支配されていることが示唆されると報告している。また片麻痺患者の体幹筋力と回復過程との関係について、Bohannon¹⁵⁾ は脳卒中の麻痺の回復過程と体幹屈曲方向の動作に関係する筋力との相関が高

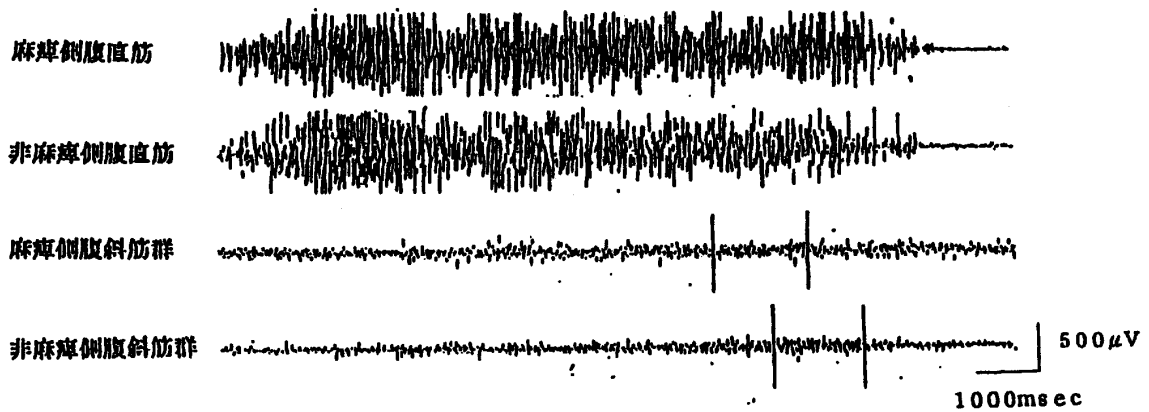


図2 片麻痺患者の腹直筋と腹斜筋群の MVC 発揮時の波形例 (症例 J)

片麻痺患者の MVC 発揮時の左右筋活動量を比較してみると、麻痺側と非麻痺側がほぼ同程度なのは腹直筋の場合が 9 名、腹斜筋群の場合が 7 名であった。

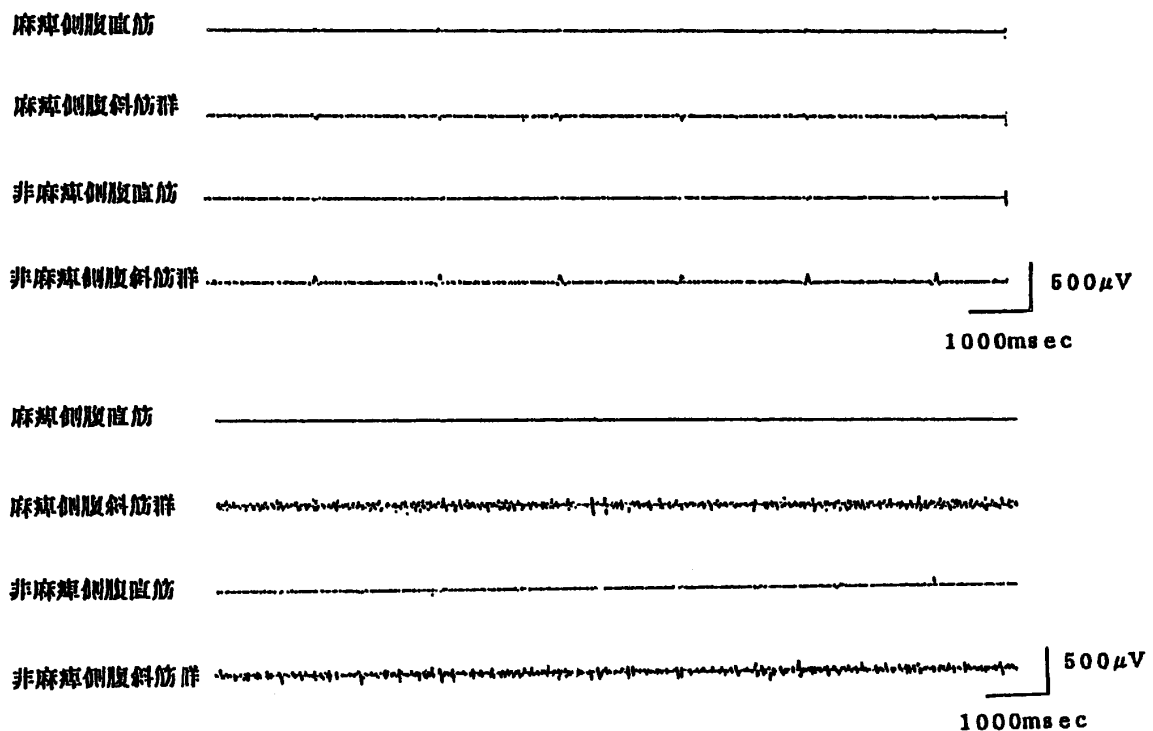


図3 症例 H (上段)、症例 K (下段) の安静立位姿勢時の代表的波形

ほとんどの症例において左右の腹直筋と腹斜筋群にはほとんど筋活動がみられなかったが症例 K を含め、4 名にのみ両側腹斜筋群に持続的な筋活動がみられた。

いと述べている。他にも Tanaka ら¹⁰⁻¹¹⁾ は等速度筋力測定器を用いて 4 つの角速度を設定し、片麻痺患者の体幹屈曲・伸展・回旋筋力を測定した。ほとんどの角速度において体幹屈曲・伸展筋力は、健常者より片麻痺患者の方が有意に低下していたが、角速度 0° (アイソメトリック) での体幹屈曲のピークトルクは健常者と片麻痺患者ではほとんど差がなく、回旋筋力は上肢・下肢の麻痺が同程度であれば体幹回旋筋力に左右差はなかったと報告している。以上のように様々な研究報告があるが、本研究では片麻痺者 12 名中の腹直筋で 9 名、腹斜筋群で 7 名の MVC 発揮時の筋活動量に左右差はなかった。しかし、腹直筋で 3 名、腹斜筋群で 5 名に左右差がみられた。その理由として麻痺側での痙縮の出現の可能

性、非麻痺側主体での動作の結果起こったと考えられる麻痺側廃用性筋萎縮、腹筋群の対側性神経支配の可能性、動作時の非麻痺側の代償性筋活動が考えられる。

安静立位時は 4 名の腹斜筋群にわずかな筋活動がみられた以外には、各筋の筋活動が認められなかった。Sheffield ら²⁰⁾ や富田ら¹³⁾ は、静止立位では下肢の伸筋痙縮の強い者と屈筋痙縮の強い者と比較すると、両者とも腹直筋の筋活動はみられなかったと報告している。本研究においても同様の結果が得られた。

歩行時における腹直筋の筋活動パターンはすべての症例において持続的であった。しかし、この筋活動量はごくわずかであった。富田ら¹³⁾ は片麻痺患

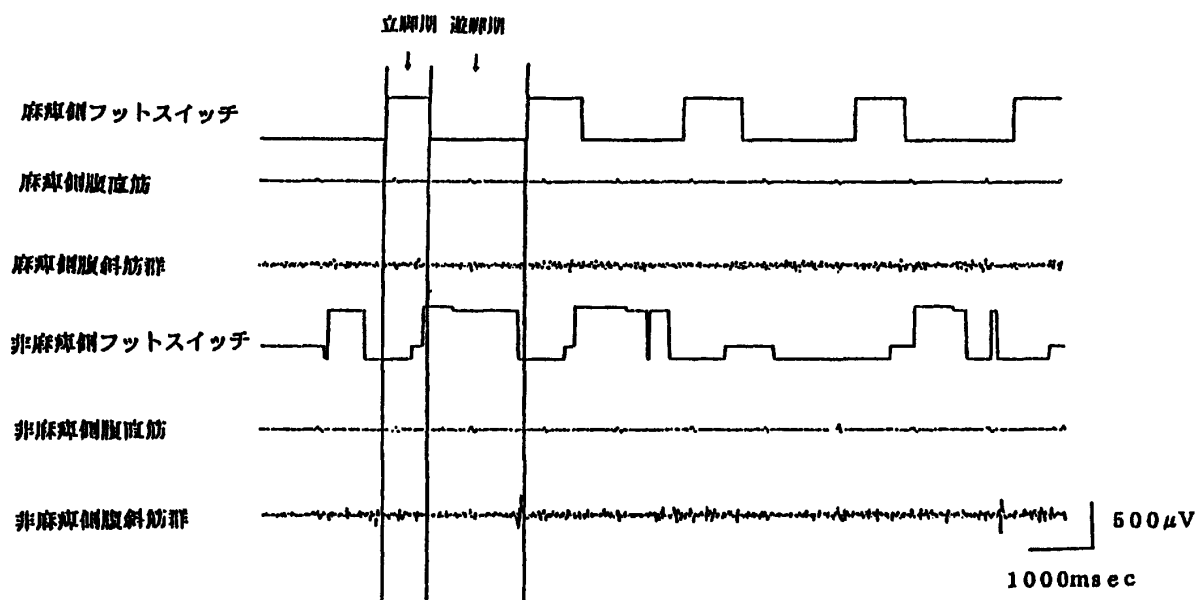


図4 症例Eの歩行時における腹直筋・腹斜筋群の筋活動パターン
左右腹直筋は持続的な筋活動で、左右腹斜筋群がいずれも持続的筋活動パターンを示したものが7名であった。

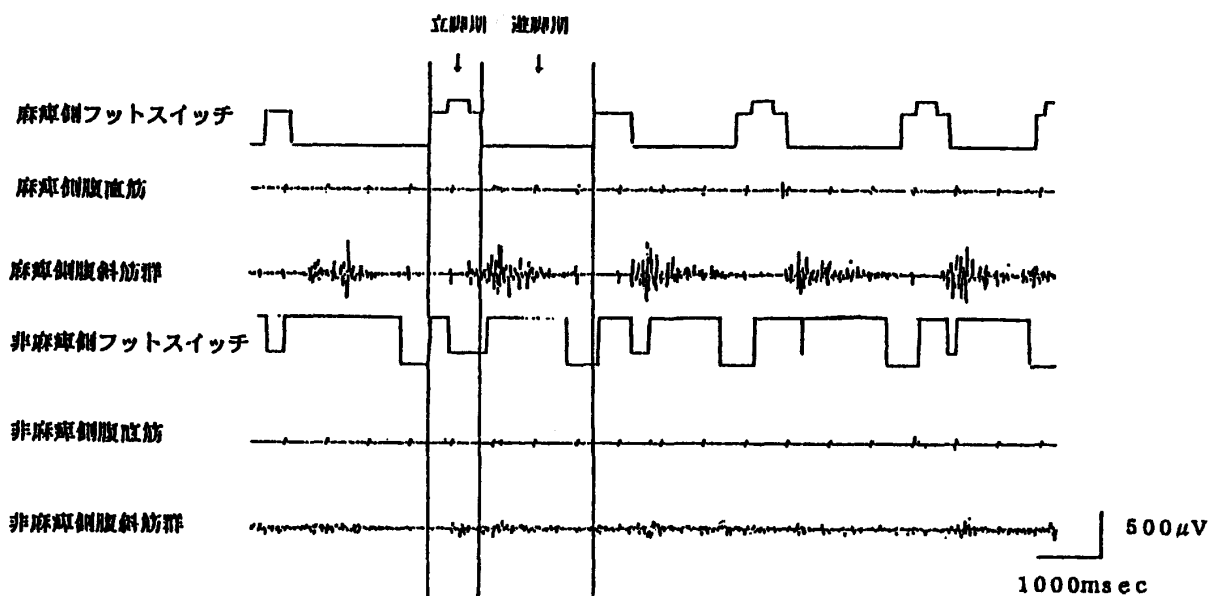


図5 症例Gの歩行時における腹直筋、腹斜筋群の筋活動パターン
左右腹直筋は持続的な筋活動で、腹斜筋群は非麻痺側が持続的な筋活動パターン、麻痺側が遊脚期に峰を持つ筋活動パターンを示したものが2名であった。

者の歩行中の麻痺側筋活動は、下肢の伸筋痙縮の強い者と屈筋痙縮の強い者と比較すると、両者においてほとんど腹直筋には筋活動を認めなかったと報告している。これは、麻痺側の股関節が屈曲位、骨盤が前傾して体幹も前傾位になっている姿勢に見合った筋活動を示したためと述べている。本研究でもほぼ同様の結果が得られたと考える。しかし、片麻痺群の腹直筋筋活動パターンは健常人と同様であり、特に異常とは考えられない。

歩行全周期を通してみて腹直筋の筋活動量は、麻痺側が $10.0 \pm 12.5\%$ IEMGで非麻痺側腹直筋が $4.9 \pm 2.2\%$ IEMGであった。なお立脚期と遊脚期における活動量に有意差はなかった。これらの理由として、立脚期には大殿筋など股関節伸展筋群の麻痺の

ため股関節が屈曲し、体幹は前傾、腰椎は前彎し、骨盤の前傾が起る。それに相対的に作用するために腹直筋が働き、骨盤の後傾に作用しているからではないかと考えられる。また遊脚期では下肢を離床させるにあたり骨盤を胸郭に引き付けて、下肢の振り出しをスムーズに行わせるために作用しているのではないかと考えられる。つまり、歩行全周期にわたり骨盤の動きに主に作用し、歩容の安定のために過剰努力がおこるため多い筋活動量がみられたのではないかと考えられる。なお、筆者らによる28名の健常人の腹直筋についての研究によれば歩行中における筋活動量は $1.6 \pm 1.2\%$ IEMGであった。

筆者らの健常人の歩行時における腹斜筋群の筋活動パターン、筋活動量についての研究結果では、筋

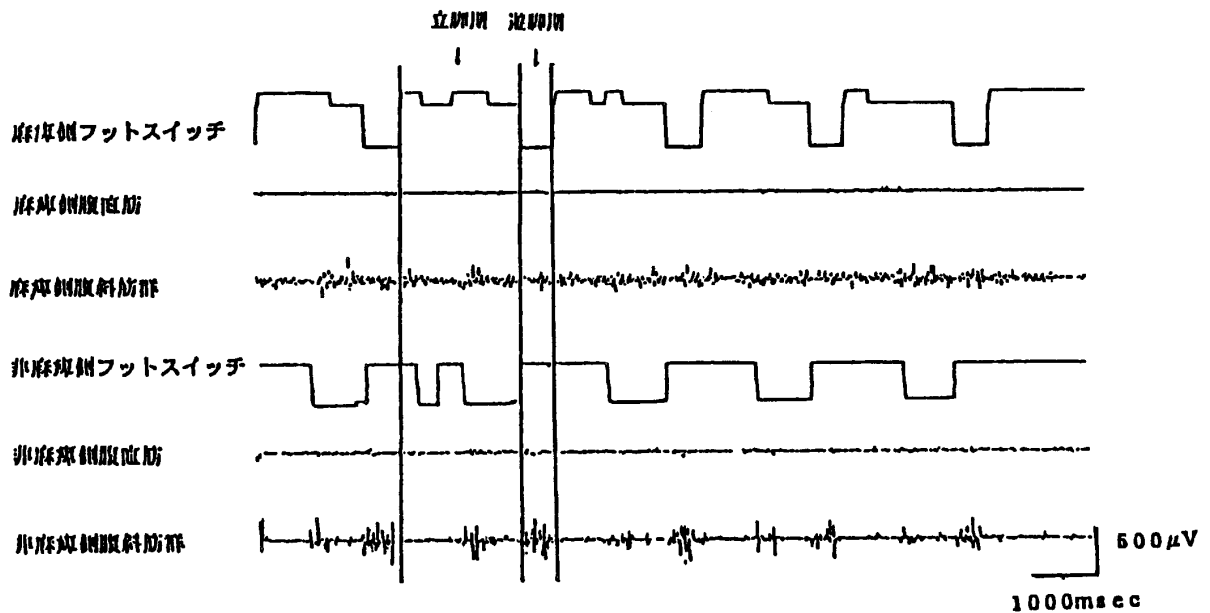


図6 症例Lの歩行時における腹直筋、腹斜筋群の筋活動パターン

左右腹直筋は持続的な筋活動で、腹斜筋群は麻痺側は持続的な筋活動パターンであるが、非麻痺側の立脚期と遊脚期それぞれ峰を持つ筋活動パターン示したものが3名であった。

活動パターンは歩行全周期中において持続的な筋活動を示したものと、遊脚期に峰を持つものに分けられた。なお筋活動量は前者は $10.1 \pm 3.9\%$ IEMG、後者は $13.2 \pm 7.6\%$ IEMGであった。本研究では片麻痺患者についての腹斜筋群の歩行時における筋活動パターンは3つに分類された。〔1〕左右腹斜筋群いずれも持続的な筋活動パターンを示したものが7名、〔2〕非麻痺側は持続的な筋活動パターンであるが麻痺側は遊脚期に峰を持つ筋活動パターンを示したものが2名、〔3〕麻痺側は持続的な筋活動パターンであるが非麻痺側の立脚期と遊脚期それぞれに峰を持つ筋活動パターンを示したものが3名であった。〔1〕のパターンは健常人と同じパターンであったが、残りの2つのパターンは健常人とは異なっていた。〔2〕のパターンを示した理由として、麻痺側遊脚期に股関節の屈曲が獲得されにくいことから、骨盤を引き上げて下肢を振り出そうとしているため、このような筋活動パターンになったのではないかと考えられる。この筋活動パターンを示したのは症例BとEであるが、歩容と筋活動パターンが見合った結果となった。富田ら¹⁴⁾は、座位の研究で片麻痺患者を健側側方へ最大に傾けた際の筋電図で、麻痺側外腹斜筋の大きな筋活動が見られたという結果を報告している。異なった肢位ではあるが体重移動時の筋活動について類似した結果を得ている。〔3〕のパターンを示した理由として、この3症例は麻痺側の歩幅が大きく、非麻痺側でバランスをとり、身体全体を推進させて歩行していた。歩幅が大きいため重心移動が大きく、自然に体幹の回旋方向への動きも大きくなる。そのため非麻痺側の立脚期と遊脚期

それぞれに峰を持つ筋活動を示したのではないかと考えられる。

また歩行全周期を通して、片麻痺患者の腹斜筋群の筋活動量は麻痺側が $24.7 \pm 23.3\%$ IEMG、非麻痺側が $35.9 \pm 30.0\%$ IEMGで有意差はなかった。立脚期と遊脚期の比較でも腹直筋同様、腹斜筋群にも有意差はなかった。これらの理由は腹直筋同様、歩容の安定のために過剰努力がおこるからではないかと考えられる。

このように症例により各筋の筋活動パターンにばらつきや、健常人と比較して多くの筋活動量を必要とした要因として、下肢筋の麻痺、感覚障害、高次脳機能障害などによる歩行障害に対する非麻痺側の代償運動、麻痺側の過剰努力、連合運動にともなう痙縮など、本人を取り巻く環境状態が発症前と大きく変化したことがこのような結果をもたらしたものと推察できる。症例によって腹斜筋群の筋活動パターンの出現に違いはあるものの、下肢を前方へ振り出す際に腹斜筋群を用い腹腔内圧を高め、骨盤の安定性を獲得するために働いているものには違いない。したがって、腹斜筋群は歩行時における下肢の振り出しの拠り所となると考えられる。

腹部に関して、可動性が大きく構造的に不安定な腰部の安定性は2つの安定筋である腹横筋と内腹斜筋で補っている。しかし、2つの筋は骨ではなく腹直筋鞘と腰背腱膜に起始、停止しているので、片麻痺のように一側が損傷されても両側が機能しにくくなってしまうと、富田ら¹³⁾は述べている。片麻痺患者において腹筋群は両側性支配のため²⁻⁴⁾最大筋力測定時に左右差がないといわれていても、実際には

表2 片麻痺患者の最大随意収縮 (MVC) 時の平均電位

	麻痺側	腹直筋			腹斜筋群		
		右	左	健患比	右	左	健患比
A	左	156.25	128.6	*0.82	35.16	42.34	*1.20
B	左	110.2	80.44	*0.73	234.98	166.77	*0.71
C	左	83.3	110.57	*1.30	107.99	122.72	*1.13
D	左	61.67	61.11	*0.99	23.13	84.65	3.65
E	左	156.91	182.03	*1.16	152.98	241.67	1.57
F	左	209.84	60.64	0.29	68.31	119.28	1.74
G	右	140.84	107.79	*1.30	176.89	226.86	*0.77
H	左	35.65	22.44	0.62	25.06	21.74	*0.88
I	右	423.12	238.35	1.77	152.72	175.53	*0.87
J	右	63.2	54.39	*1.16	32.2	31.59	*1.01
K	右	212.43	158.75	*1.30	118.35	295.36	0.4
L	右	158.02	182.1	*0.87	136.58	28.87	4.8
mean		150.95	115.6	1.03	105.36	129.78	1.56
S.D.		103.01	64.44	0.39	69.04	92.52	1.32

(μV)

*MVCの麻痺側と非麻痺側の比率(健患比)が 1.0 ± 0.3 以内を左右差がほとんどみられないものとした。

表3 片麻痺患者の歩行時における各筋の%IEMG

	立脚期	遊脚期	歩行全周期
麻痺側腹直筋	9.8±12.9 (0.8~10.2)	10.1±12.3 (0.62~40.2)	10.0±12.5 (0.64~41.5)
麻痺側腹斜筋群	23.9±23.3 (3.2~56.6)	25.3±23.6 (3.3~67.4)	24.7±23.3 (3.3~63.1)
	遊脚期	立脚期	歩行全周期
非麻痺側腹直筋	5.0±2.5 (2.1~9.8)	4.9±2.2 (1.8~8.2)	4.9±2.2 (1.9~8.2)
非麻痺側腹斜筋群	41.9±36.6 (8.5~106.4)	34.6±29.7 (6.2~88.7)	35.9±30.0 (7.1~88.6)
mean ± S.D. (range)	単位：%		

歩行時に代償運動や過剰努力が見受けられるため、実際の動作時に健常人とは異なった活動パターンがみられた。MMTのような一方向への対称的な動作では大きな左右差はなくても、実際の歩行などの動作になると複雑な要素を含んでいるので効率よく筋力を発揮できていないとも考えられる。したがって、腹筋群はどのような動作においても左右に分けて考えることが困難であると思われる。

ま と め

- ① 片麻痺患者の歩行時における腹直筋と腹斜筋群の筋活動パターンと活動量を調査することを目的として、検討した。
- ② 片麻痺患者の歩行時における腹直筋の筋活動パターンは持続的であった。
- ③ 歩行全周期における腹直筋の筋活動量は、麻痺側は $10.0 \pm 12.5\%$ IEMG、非麻痺側は $4.9 \pm 2.2\%$ IEMGであった。

- ④ 歩行時の腹斜筋群の筋活動パターンは(1)左右腹斜筋群がいずれも持続的な筋活動パターン、(2)非麻痺側は持続的であるが麻痺側遊脚期に峰を持つ筋活動パターン、(3)麻痺側は持続的であるが非麻痺側の立脚期と遊脚期それぞれに峰を持つ筋活動パターンに分けられた。
- ⑤ 歩行全周期における腹斜筋群の筋活動量は麻痺側は $24.7 \pm 23.3\%$ IEMG、非麻痺側は $35.9 \pm 30.0\%$ IEMGであった。
- ⑥ 症例により各筋の筋活動パターンにばらつきや、多くの筋活動量を必要とした要因として、下肢筋の麻痺、感覚障害、高次脳機能障害などによる歩行障害に対する非麻痺側の代償運動、麻痺側の過剰努力、連合運動にともなう痙縮などが考えられた。

文 献

- 1) Davis PM (1996) Right in the Middle. シュプリンガー・フェアラーク東京, pp1-7.
- 2) Carr LJ, Harrison LM and Stephens JA (1994) Evidence for bilateral innervation of certain homologous motoneurone pools in man. *Journal Physiology*, **475**(2), 217-227.
- 3) Ferbert A, Caramia D, Priori A, Bertolasi L and Rothwell JC (1992) Cortical projection to erector spinae muscles in man as assessed by focal trans cranial magnetic stimulation. *Electromyography and clinical Neurophysiology*, **85**, 382-387.
- 4) 山内昭雄 (1996) リープマン神経解剖学. 第2版, メディカル・サイエンス・インターナショナル, pp21-24.
- 5) Quervain KD, Simon SR, Leurgans SUE, Pease WS and Mcallister AD (1996) Gait Pattern in the Early Recovery Period after Stroke. *J Bone Joint Surg* **78**(A), 1506-514.
- 6) Evert K and Richards C (1979) Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain* **102**, 405-430.
- 7) Peat M, Dubo IC, Winter DA, Quanbury AO, Steinke T and Grahame R (1976) Electromyographic Temporal Analysis of Gait : Hemiplegic Locomotion. *Arch Phys Med Rehabil* **57**, 421-425.
- 8) Dickstein R, Shefi S, Ben HZ, Shabtai E, and Markovici E (2000) Activation of Flexor and Extensor Trunk Muscles in Hemiparasis. *J Phys Med Rehabil* **79**(3), 228-234.
- 9) Dickstein R, Heffes Y, Laufer Y and Ben ZH (1999) Activaion of selected trunk muscles during symmetric functional activities in poststroke hemiparetic and hemiplegicpatients. *J Neurol Neurosurg Phychiatry* **66**, 218-221.
- 10) Tanaka S, Hachisuka K and Ogata H (1998) Muscle strength of trunk flexion - extension in post - stroke hemiplegic patients. *J Phys Med Rehabil* **77**(4), 288-290.
- 11) 田中正一, 蜂須賀研二, 緒方 甫 (1994) 脳卒中後片麻痺患者の体幹回旋筋力. リハビリテーション医学**31**(4), 271-273.
- 12) Bohannon RW (1992) Lateral trunk flexion strength Impairment measurement reliability and implications following unilateral brain lesion. *International J Rehabi Research* **15**, 249-251.
- 13) 富田昌夫, 佐藤房郎, 北村 啓 (1999) 体幹運動の解析. 総合リハ**27**(11), 1015-1021.
- 14) 富田昌夫, 佐藤房郎, 宇野 潤, 相馬光一, 北村 啓, 江原義弘, 別府政敏, 野村 進, 国見ゆみ子, 安藤徳彦 (1991) 片麻痺の体幹機能. PT ジャーナル**25**(2), 88-94.
- 15) Bohannon RW (1995) Recovery and correlates of trunk muscle strength after stroke. *International J Rehabi Research* **18**, 162-167.
- 16) J.K.-F.Ng, Kippers V and Richardson CA (1998) Muscle orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr clin Neurophysiol* **38**, 51-58.
- 17) 小竹伴照, 土肥信之 (1991) CT 像による脳血管障害片麻痺患者の体幹および下肢筋の検討. リハ医学**28**(8), 607-612.
- 18) 中村隆一, 斎藤 宏 (1996) 基礎運動学. 医歯医薬出版株式会社, pp310-330.
- 19) 小野仁之 (1985) 腹直筋伸張反射の分析 —呼吸と頭位の影響について—, リハ医学**22**(1), 15-23
- 20) Sheffield FJ, Major MC (1962) Electromyographic study of the abdominal muscles in walking and other movement. *American Journal of Phys Med* **41**, 142-147.

(平成13年11月30日受理)

EMG Activity of the Abdominal Muscles During Standing and Walking in Hemiplegics Patient After Stroke

Akiko MORI, Atsuko EGUCHI and Susumu WATANABE

(Accepted Nov. 30, 2001)

Key words : HEMIPLEGIA, ABDOMINAL MUSCLES, SURFACE ELECTROMYOGRAPHY

Abstract

The purposes of this study were to investigate the electromyographic (EMG) activities of the abdominal muscles during standing and walking and to clarify abdominal muscle function. Twelve hemiplegic patients (67.9 ± 11.1 years) participated in the study. Bipolar surface electrodes were placed on both sides of the rectus abdominis and the oblique abdominis muscles. The EMG and signals from foot sensors during standing and walking were recorded and analyzed. The EMG raw data were rectified and averaged, and then normalized as a percent of the values obtained during maximum voluntary contractions (%IEMG). The rectus abdominis muscles of the paralyzed side showed little activity during standing and continuous activity (10.0 ± 12.5 %IEMG) during walking. The oblique abdominis muscles of the paralyzed side showed no activity except in four subjects who showed a little activity during standing and three patterns during walking. The first pattern was a continuous pattern. The second pattern had a peak during the paralyzed side swing phase. The third pattern had a peak during the unparalyzed side swing and stance phase. The oblique abdominis muscles of the paralyzed side showed an activity of 24.7 ± 23.3 %IEMG during walking while that of the unparalyzed side was 35.9 ± 30.0 %IEMG. These muscle movement patterns during walking, have several causes, including compensation by the unparalyzed side, excess effort by the paralyzed side, spasticity and a combination of these factors.

Correspondence to : Akiko MORI

Hyogo University School of Medicine Hospital

Nishinomiya, 663-8501, Japan

(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.11, No.2, 2001 355-363)