

健常者寝返りにおける3次元動作解析

—頸髄損傷者が行う寝返りと比較して—

田中 幸子¹⁾, 前島 洋²⁾, 吉村 理²⁾

¹⁾ 広島医療保健専門学校, ²⁾ 広島大学医学部保健学科

(平成16年2月24日受付)

要旨: 健常者を対象とし, 3つの寝返りパターン別に脊柱の回旋度とその際使用する筋の筋電積分値を分析した. 3つの寝返りパターンは健常者が通常行う①骨盤帯からの寝返り, ②肩甲帯からの寝返り, 及び頸髄損傷者が行う③上肢の振りのみの寝返りとした.

寝返り動作における脊柱の回旋度は, 寝返り可否を決める重要なポイントになると考えられる. したがって, 寝返りを可能とする適度のねじれ, すなわち脊柱の回旋度を知ることが必要であるが, そうした脊柱の回旋度を具体的に研究した報告は今までにない. 計測の結果, ①骨盤帯からの寝返りに比し, ②肩甲帯からの寝返り, 及び③上肢の振りのみの寝返りの2パターンはそれぞれ回旋角度が増していた. しかし, ②と③の間には統計学的な有意差は認められなかった. また, ③上肢の振りのみの寝返りの時, 両側大胸筋の筋電積分値が, 他の2パターンに比し有意に上昇していた. このことより, 頸損者を想定した寝返り時の力源は, 寝返り時上側になる大胸筋による上肢の振り, すなわち肩水平内転の作用が大きいことがわかる. すなわち, 健常者が通常している①骨盤帯からの寝返りに比べ, 頸損者を想定した寝返り③は, 脊柱回旋角度, 両側大胸筋の筋活動ともに著しく増大することが明らかになった. したがって上肢の振りのみによる頸損者の寝返りにも, 健常者がする骨盤帯からの寝返りに比し, より大きな回旋度が要求されるであろうことが予想される. さらに, 残存筋が少なく, あったとしても弱化している頸損者の場合, 少ない力源でいかに効率良く動作を行い, 寝返りに必要な回旋角度を確保するかが重要であり, 脊柱の関節可動域の確保が大切になってくる.

(日職災医誌, 52: 224—230, 2004)

—キーワード—

3次元動作解析, 寝返り, 頸髄損傷

はじめに

頸髄損傷者(以下, 頸損者)のリハビリテーションを行う上で, 寝返り動作の獲得は基本的かつ重要な課題になる. しかし時に臨床場面では, 寝返り可能と思われる機能残存レベルでありながら, 寝返り困難な者がいることを経験する. その原因はいろいろな要素が考えられるが, 寝返りを困難にしている原因の1つに脊柱の可動性の問題があるのではないか. この疑問に答える一過程として, 健常者を対象とし, 健常者が行う寝返り動作と頸損者を想定した寝返り動作における脊柱の可動性の違いとその力源を発見することがこの研究の課題である.

起居動作の分析はこれまで医療者の観察によって多くが行われてきた. 星ら¹⁾は高齢健常者を対象に背臥位か

らの立ち上がり動作を観察し, パターンが加齢に伴い変化することを明らかにした. 中島ら²⁾は健常者の寝返り動作では必ず体幹のねじれを伴うが, 片麻痺患者の健側への寝返りでは患側の上下肢を動かさなければならず, 体幹や頸椎の動きを伴わないパターンが多いことに注目した. そしてそこから健常者と片麻痺患者の寝返り動作の違いを, 頸部ROM (range of motion: 関節可動域)との関係の中で明らかにしようとした. Murakiら³⁾も頸部ROMと寝返り動作の関係を考え, 高齢者77人のうち寝返り可能群と不可能群で, 頸部の回旋ROMに有意差があったと報告した.

近年動作解析機器の開発に伴い動作の記録が可能となり, 今までわかりにくかった動作中での脊柱の動きも計測可能となってきた^{4)~8)}. また, 精度的にも十分安定した結果が期待されている⁹⁾.

寝返り動作における脊柱の回旋度は, 寝返りの可否を

決める重要なポイントになると考えられる。それは扁平な硬い板の端をつまんで裏返すのと、ねじれが生ずるような軟性の板を同様に裏返すのと、どちらがより少ない力で行えるかを考えれば明白である。また、軟性がありすぎても裏返すのが困難となる。したがって、寝返りを可能とする適度のねじれ、すなわち脊柱の回旋度を知ることが必要であるが、そうした脊柱の回旋度を具体的に研究した報告はこれまでにない。その理由の1つとして、ビデオ式3次元動作解析装置を使用する場合、脊柱にマーカーを貼ると背臥位になったときマーカーが隠れてしまい計測できないという技術的な問題があった。

そこで、今回このような課題をクリアする手段として、磁気センサー式3次元動作解析装置を使用し、寝返り動作における脊柱の動きを記録することに成功した。さらにこれは脊柱の位置を知るだけでなく、動作中の脊柱運動パターンを知るという点でも非常に有用であった。

本論文の研究疑問は次の2つである。

1. 寝返りの条件を変えた寝返り動作パターンについて、脊柱回旋角度の間にはどのような関係がみられるか。
2. それらの寝返り動作パターンについて力源となる筋群の違いは何か。

この2つの疑問を解決するため、健常者をモデルとし、3種類のパターン別寝返り動作について、脊柱の回旋角度を比較する。また、各寝返り動作時の力源となる筋群の違いを確認し、脊損者の寝返りにおける筋群を発見するため動作筋電を記録する。

対象と方法

本研究でいう「寝返り」とは、背臥位から側臥位になるまでの過程をいう。ここまでの動作が可能であれば、体幹と上肢の重みを利用して、側臥位から腹臥位までになることは、比較的容易であると思われるからである。

1 対象

対象者は、健常男性6名であった。年齢は21～34(平均 26.5 ± 6.2)歳、身長は163.0～176.0(平均 170.8 ± 5.6)cm、体重は55.0～78.0(平均 66.0 ± 9.7)kgであった。いずれも寝返りに支障を及ぼすような整形外科的、神経学的疾患はなかった。対象者からは事前にインフォームドコンセントを得た。

2 計測方法

脊柱回旋角度の測定

磁気式3次元座標計測システムである米国Polhemus社製3 Space-Winを使用した。これは、磁場内でのセンサーの動き(位置および角度)を3次元で計測するシステムで、背臥位でセンサーが隠れた時も計測可能である。2個のセンサーを、体表面T1、L5棘突起上に両面テープならびに伸縮テープによって固定した。サンプリング周波数は60Hzであった。この計測装置のトランスミッター(電磁波発生装置)には、互いに直交するように3

本のコイルが巻かれており、この中を電流が流れると周囲に互いに直交する3つの磁場が作られる。一方、センサーにおいても同様に互いに直交する3本のコイルが巻かれており、これを電磁場内に置くとセンサーに電流が流れる。この電流の大きさをコンピュータで処理することにより、その位置と方向を出力する仕組みになっている。空間内の位置と方向は、3次元座標軸上の位置(x, y, z)、および各座標軸に対する角度(azimus, elevation, roll)の6自由度により表現される。なお精度は空間座標の中心となるトランスミッターとセンサーの距離が75cm以内であれば、誤差は距離で0.8mm、角度で0.15度以内であるといわれている¹⁰⁾。

このシステムを用いた研究は近年発表され始め^{11) 12)}、精度検定の結果、臨床的に十分な信頼性をもって計測が可能であり¹³⁾、脊柱の動作の計測にも使用されている¹⁴⁾。

表面筋電図の測定

Noraxon社Myo System 1200にて表面筋電図を記録した。導出筋は8で、左右の胸鎖乳突筋、大胸筋、上腕二頭筋、外腹斜筋とした。表面電極はblue sensor(Medicotest社製)を使用した。双極誘導とし、筋線維の走行に沿って電極を貼り電極間距離(2電極の中心間距離)を3cmとした。

得られた筋電を解析ソフト、Myo ResearchにてA/D変換後(サンプリング周波数1kHz)、1秒間の平均筋電積分値(以下IEMGと略す)を求めた。最大等尺性収縮(MVC)に関しては、3秒間の最大収縮の中から安定した1秒間においてIEMGを算出した。各動作時のIEMGを最大等尺性収縮IEMG値で除し正規化した。

寝返りの方法

以下の3通りとし、口頭での説明の後1～2回練習をした後、全員がそれぞれの寝返り動作(背臥位→側臥位、右→左)を3回ずつ行った。

①骨盤帯から寝返る方法

寝返る方向と反対側の下肢を屈曲・内転・内旋させ、足底で床を押して力源とする

②肩甲帯から寝返る方法

寝返る方向と反対側の上肢を水平内転させ、力源とする

③上肢の振りのみで寝返る方法

上肢の振りのみを使い、両下肢を脱力・伸展させたまま寝返る(頸損者を想定して)。

まず両上肢を寝返る方向と反対側に振り、次にすばやく寝返り方向に振る。この両上肢の勢い(運動量)が両肩関節を介して、体幹を寝返り方向に回転させる。

以上の3パターンをすべて行った。いずれも右上肢が上側、左上肢が下側になるような左回転であった。

3 分析方法

脊柱回旋角度の分析

分析方法としては図1のように3次元空間内の座標軸

を設定し、2個のセンサー（T1・L5）のZ軸回りの回転角度を求め、相対角度を脊柱回旋角度とした。背臥位スタート時の相対角度を0度に補正後、動作中のピーク値を求めた。同様に3回ずつ試行した。対象者ごとに3回の試行をそれぞれ反復データとして記録し、パターンごとに比較をした。

統計処理の手法は次のようにした。各群の正規性を検定し正規性が認められた後、Bartlett検定にて3群の分散の均一性を検定した。各群の分散が等しいことを確認後、繰り返しのある2元配置分散分析にて3パターンの脊柱回旋角度の違いと個人差を比較した。多重比較はBonferroniによる多重比較を採用した。

表面筋電図の分析

IEMGの分析

動作開始から測定を開始し、①②の場合は動作終了まで、③の場合は最終の上肢の振りを分析した。各動作時のIEMGを最大等尺性収縮IEMG値で除した。

さらに8筋の筋電積分値は正規化するため、①の骨盤

から寝返った時の値を100%とし、他のパターンの寝返り時は、それに対するパーセンテージを算出し比較した。

3パターンの比較は、1元配置分散分析を用いた。Bartlett検定を行い、多重比較はBonferroniまたはSheffeによる多重比較を採用した。有意水準は5%とした。

統計ソフトはSPSS社製SPSS 11.5.1Jを使用した。

結果

1 脊柱の回旋角度

- ①骨盤帯から寝返る方法
- ②肩甲帯から寝返る方法
- ③上肢の振りのみで寝返る方法

の3パターンにおける脊柱の回旋角度を比較した。

(正規性の検定：3群とも正規性あり、分散の均一性について 3群の分散は均一とみなせる)

それぞれの回旋角度の平均と標準偏差 (1SD) を表1に示す。パターンによる変化と対象者間の変化を考えた

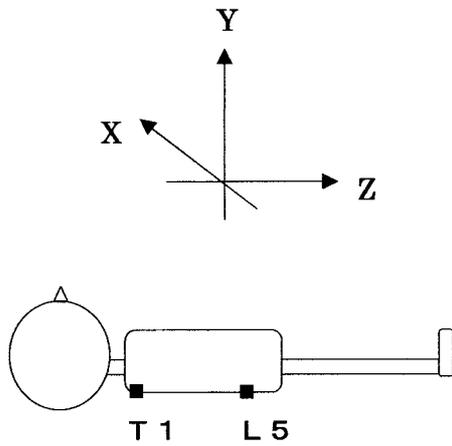


図1 計測空間の座標軸

表1 パターン別脊柱回旋角度の違い

水準	骨盤帯から	肩甲帯から	上肢の振りのみ
N	6	6	6
平均 (度)	28.55	47.67	56.14
標準偏差	11.51	21.92	18.25

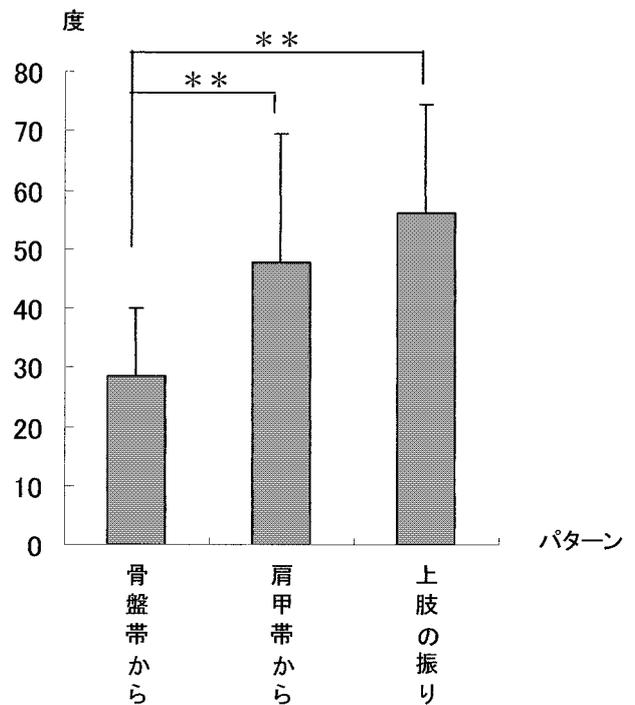


図2 パターン別脊柱回旋角度多重比較 (Bonferroniによる) **: P < 0.01

表2 3パターンの脊柱回旋角度の違い 分散分析表

要因	変動	自由度	分散	観測された分散比	P 値	F 境界値	判定
対象者	12,087.20	5	2,417.44	18.02	0.000	2.48	**
寝返りパターン	7,191.86	2	3,595.93	26.80	0.000	3.26	**
交互作用	2,103.14	10	210.31	1.57	0.16	2.11	
誤差	4,830.69	36	134.19				
合計	26,212.90	53					

** : P < 0.01

表3 骨盤からの寝返りを基準とした各寝返り時のIEMG

	R 胸鎖乳突筋		R 大胸筋*		R 上腕二頭筋*		R 内・外腹斜筋	
	平均	1SD	平均	1SD	平均	1SD	平均	1SD
①骨盤帯から	100%	0%	100%	0%	100%	0%	100%	0%
②肩甲帯から	102%	28%	131% ^b *	39%	113% ^b *	14%	232%	118%
③上肢の振り	101%	75%	370% ^b	127%	242% ^b	131%	184%	89%
	L 胸鎖乳突筋		L 大胸筋*		L 上腕二頭筋		L 内・外腹斜筋	
	平均	1SD	平均	1SD	平均	1SD	平均	1SD
①骨盤帯から	100%	0%	100%	0%	100%	0%	100%	0%
②肩甲帯から	176%	106%	174% ^c *	90%	89%	90%	124%	105%
③上肢の振り	176%	65%	185% ^c	60%	100%	60%	121%	95%

*: P < 0.05 a: ① vs ③, b: ② vs ③, c: ① vs ②

注: この研究では R は寝返り時上になる側を示し, L は寝返り時下になる側を示す

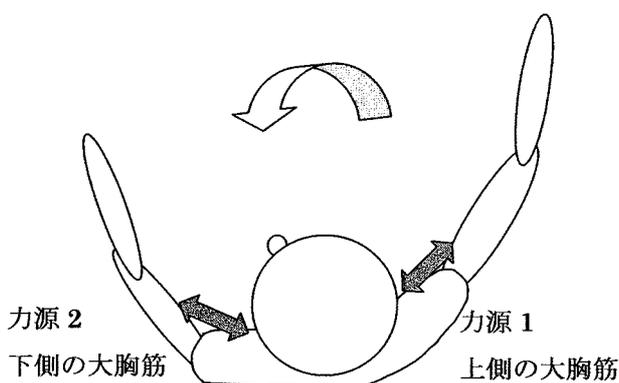


図3 寝返り時の大胸筋の作用

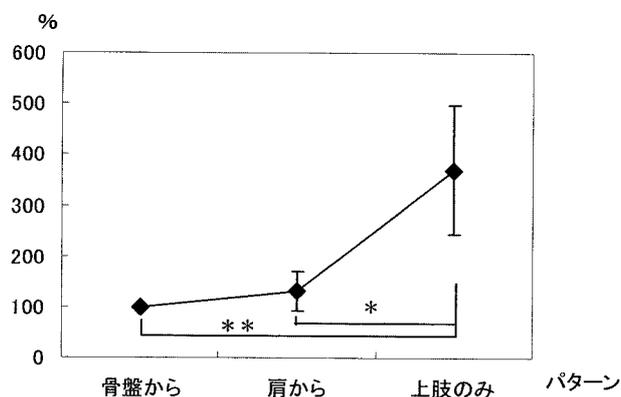


図4 上側大胸筋IEMG比較 *: P < 0.05 **: P < 0.01

繰り返しのある2元配置分散分析の結果, 対象者間・寝返りパターン間にそれぞれ有意差が認められたが, 交互作用は認められなかった(表2)。多重比較の結果, ①の骨盤帯からの寝返りと比較して, ②の肩甲帯からの寝返り, および③の上肢の振りのみの寝返りでは, 脊柱回旋角度が有意に上昇した。肩甲帯からの寝返りと上肢の振りのみの寝返りの間には統計学的に有意な差は認められなかった(図2)。

2 IEMG

上肢の振りのみの寝返りでは, 大胸筋のIEMGは両側とも, 他の2パターンに比し有意に大きかった。さらにこの2つのパターンとも, 寝返り時に上になる側(以下, 上側と略す, 今回の実験では右側なのでRと表した) > 下になる側(以下, 下側と略す, 今回の実験ではLと表した)であった。骨盤帯からの寝返り時の値を1.0(100%)とした時, 上側の胸筋で3.7(370%) (P = 0.00003), 下側の胸筋で1.85(185%) (P = 0.0016)であった(表3, 図3・4・5)。

考 察

今回とりあげた3パターンの寝返り動作は, 健常者の

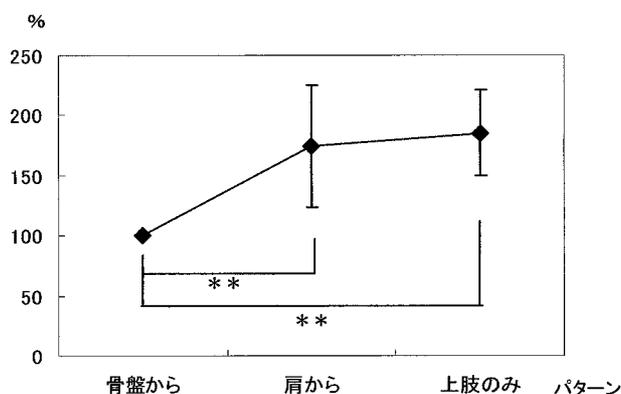


図5 下側大胸筋IEMG比較 **: P < 0.01

日常において同じ頻度で行われているわけではない。角ら¹⁵⁾は, 健常成人の寝返り動作パターンは19種と多様に認められ, 最も多くみられたパターンは反対側下肢を屈曲・内転・内旋し床を押すもので(この実験の①のパターン), 体幹の動きとしては骨盤帯から動作を先行させるタイプが76.3%と大部分を占めた, と報告した。健常者は③上肢の振りのみの寝返りを行うことがないのは

当然であるし、②肩甲帯からの寝返りと比べて、①の骨盤帯からの寝返りが多く行われていることになる。

1 脊柱の回旋角度

今回の結果から、寝返りのパターンによって脊柱回旋角度に差が認められた。①骨盤帯からの寝返りに比し、②肩甲帯からの寝返り、および③上肢の振りのみの寝返りの2パターンはそれぞれ回旋角度が増していた。しかし、②と③の間には統計学的な有意差は認められなかった。

ところで、前節で示したように、3種類の寝返りパターンにはそれぞれの特徴がある。まず、①骨盤帯からの寝返りと、②肩甲帯からの寝返り、および③両上肢の振りのみの寝返りは、次の点に大きな違いがある。①は重い下部体幹が先行回旋することにより、続いて軽い上部体幹が容易に巻き戻されるのに対し、②と③はともに、軽い上部体幹が先行回旋し、その力を重い下部体幹の回旋に伝えるという運動である。すなわち、②と③は軽い上部体幹の回旋力を利用し、その力を下部体幹に伝える転がり運動であることから、①に比し、より大きな脊柱回旋角度を必要としたと考えられる。①がより容易で自然な寝返り動作であることは、健常成人の寝返り動作において、反対側下肢を屈曲・内転・内旋し床を押すものが最も多くみられたことから示されている。

続いて、②と③はともに軽い上部体幹からの寝返り動作である点において同じであるが、違いは次の点にある。②肩甲帯からの寝返りは、右上肢、頸、上部体幹の左回旋、屈曲、左側屈による重心の寝返り側への漸次移動と両上肢の重力を利用した、ゆっくりとした転がり運動であるのに対し、③両上肢の振りによる寝返りは、両上肢の振りによる高い位置への重心移動と支持基底面を狭くすることによる早い転がり運動である。こうした違いから、②に比し③の回旋度が大きいであろうと予測したが、今回の実験においては有意差がみられなかった。

さて健常者の寝返りにおいても、③上肢の振りのみの寝返りには①骨盤帯からの寝返りに比し、より大きな回旋角度が必要であった。したがって上肢の振りのみによる頸損者の寝返りにも、健常者が骨盤帯から寝返るのに比し、より大きな回旋角度が要求されることが予想される。さらに、残存筋が少なく、仮にそれが残存していたとしても弱体化している頸損者の場合、少ない力源でいかに効率良く動作を行い、寝返りに必要な回旋角度を確保するかが重要であり、脊柱の関節可動域の確保が大切になってくる。

骨盤帯からの寝返りと上肢の振りのみの寝返りでの脊柱回旋度の違いから考えて、受傷前に寝返り可能であった人でも、頸損者として必要な回旋度をもっては限らない。また急性期の安静臥床による脊柱関節可動域の低下も予想される。

さらに、①骨盤帯からの寝返りが最も小さい脊柱回旋

度であったことから考えると、腰椎固定術後の腰椎への回旋ストレスを極力回避するため、①の寝返り方法を推奨し、さらに腹筋群の作用で胸郭—脊柱—骨盤を連結し一体化した状態で寝返りを行う方法を徹底している¹⁶⁾のは道理にかなっている。

2 IEMG

次に、表面筋電図の分析結果についてみると、上肢の振りのみの寝返りの時、両側大胸筋の筋電積分値が、他の2パターンに比し有意に上昇していた。このことより、頸損者を想定した寝返り時の力源は、上側になる大胸筋による上肢の振り、すなわち肩水平内転の作用が大きいことがわかる。この結果は日常的な観察から導いた寝返りを上手に行うために主要な筋として、頸部屈筋力と共に肩水平内転筋である大胸筋・三角筋前部などを挙げた従来の報告¹⁷⁾とも一致する。また、上肢の振りのみの寝返りの時は肩甲帯からの寝返り時よりも大きな大胸筋の力が必要であることが明らかになった。さらに、下側になる大胸筋も重要な役割を果たし、リバースアクション（本来筋活動は近位が固定され遠位に作用するが、逆に遠位が固定され近位に作用するように、動きの方向を逆転すること）として、体幹のひきよせを行っていると考えられる。また下側になる大胸筋の働きは肩甲帯からの寝返りの時にも有意に上昇していた。この理由を明らかにするためには更なる検討が必要だが、肩甲帯からの寝返り時にも、重い下肢に引き戻されないよう、同様の大胸筋のリバースアクションを利用しているとすれば、それは興味深い。

上側の上腕二頭筋も、上肢の振りのみの寝返りのときに、他と比して有意に筋活動が上昇していた（図6）。しかしこれは肩関節屈曲に上腕二頭筋長頭が働いたとみるのか、上肢の振りだけでの全身回旋が非常に難しいことから、主動作筋以外のオーバーフローとみるのか両方が推察されるかは今回の結果からは定かにはならなかつ

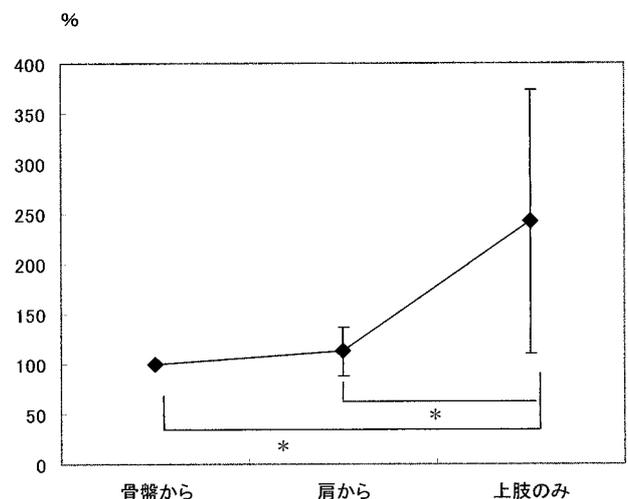


図6 上腕二頭筋IEMG比較 * : P < 0.05

た。

医療従事者が頸髄損傷者が行う寝返り動作の特徴を正しく理解し、効果的な動きの指導につなげることは、頸損者のリハビリテーション達成に重要な役割をもつ。

文 献

- 1) 星 文彦, 盛 雅彦, 内藤義則, 他: 健常高齢者の背臥位からの立ち上がり動作 動作パターンの推移について. 総合リハ 18: 45—50, 1990.
- 2) 中島雅美, 中島喜代彦, 森重康彦, 他: 頰椎のROMと寝返り動作について健常者と片麻痺患者の比較. 理学療法学 15: 251—255, 1988.
- 3) Muraki T, Taketomi Y: 高齢者における頰の回転運動範囲と寝返りとの相関. J Phys Ther Sci 5: 41—44, 1993.
- 4) Gracovetsky S, Newman N, Pawlowsky M, et al: A database for estimating normal spinal motion derived from noninvasive measurements. Spine 20: 1036—1046, 1995.
- 5) Lim TH, Eck JC, An HS, et al: A noninvasive, three-dimensional spinal motion analysis method. Spine 22: 1996—2000, 1997.
- 6) Liu XC, Fabry G, Labey L, et al: A new technique for the three-dimensional study of the spine in vitro and in vivo by using a motion-analysis system. J Spinal Disord 10: 329—338, 1997.
- 7) Sforza C, Grassi G, Fragnito N, et al: Three-dimensional analysis of active head and cervical spine range of motion: effect of age in healthy male subjects. Clinical Biomechanics 17: 611—614, 2002.
- 8) Zhang X, Xiong J: Model-guided derivation of lumbar vertebral kinematics in vivo reveals the difference between external marker-defined and internal segmental rotations. J Biomech 36: 9—17, 2003.
- 9) O'Connor P, Robinson ME, Shirley FR, Millan MM: The effect of marker placement deviations on spinal range of motion determined by video motion analysis. Phys Ther 73: 478—483, 1993.
- 10) 中山千丈: 手指の動作. 理学療法学 25: 255—257, 2000.
- 11) Price CIM, Frankin P, Rodgers H, et al: Active and passive scapulohumeral movement in healthy persons. Arch Phys Med Rehabil 81: 28—31, 2000.
- 12) 田中敏明: 動作解析機器から得る情報とその臨床応用. PTジャーナル 30: 563—568, 1996.
- 13) 小林一成: 電磁波を利用した3次元歩行解析システム. 総合リハ 26: 1041—1048, 1998.
- 14) Pearcy MJ, Hindle RJ: New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. Clinical Biomechanics 4: 73—79, 1989.
- 15) 角 博行: 健常成人の寝返り動作における検討. 理学療法学 22: 455, 1995.
- 16) 石井美和子: 腰椎後方固定術後のクリティカルパス. PTジャーナル 37: 112—119, 2003.
- 17) 神奈川リハビリテーション病院脊髄損傷マニュアル編集委員会: 脊髄損傷マニュアル. 東京, 医学書院, 1996, pp 119—120.

(原稿受付 平成16. 2. 24)

別刷請求先 〒731-3166 広島市安佐南区大塚東3-2-1
 広島医療保健専門学校 理学療法学科
 田中 幸子

Reprint request:

Sachiko Tanaka
 Hiroshima College of Rehabilitation,
 3-2-1 Otsukahigashi, Asaminami-ku, Hiroshima 731-3166,
 Japan

MOTION ANALYSIS IN TURNING HEALTHY SUBJECTS OVER

Sachiko TANAKA¹⁾, Hiroshi MAEJIMA²⁾ and Osamu YOSHIMURA²⁾¹⁾Hiroshima College of Rehabilitation²⁾Institute of Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

The purpose of this study was to analyze three patterns of turning healthy subjects over with regard to spinal axial rotation and IEMG during rolling. The three following patterns were evaluated: (1) rolling started at the pelvic girdle, (2) rolling started at the shoulder girdle, and (3) rolling only by swinging the upper extremities. Axial spinal rotation in rolling is important because it can alter the ability of an individual to roll. It is therefore important to have adequate axial rotation of the spine to roll efficiently, but this has not been reported.

We report that two patterns, including (1) rolling at the shoulder girdle, and (2) rolling only by swinging the upper extremities, provided greater rotation than rolling started at the pelvic girdle. However, there was no statistically significant difference between patterns two or three. Pattern three produced greater IEMG of both sides of the pectoralis major muscle than the other two types.

We conclude that pattern three, which is assumed to reflect tetraplegic rolling, requires great power upon swinging of the pectoralis major muscle during horizontal shoulder rotation. In this study, we found a significant difference in the degree of axial rotation upon rolling between patterns one and three in regard to the point of spinal rotation and IEMG. This finding suggests that, for tetraplegics, rolling requires more spinal motion than it does for healthy individuals. Tetraplegics have few residual muscles, and the few that they have are generally weaker than those of normal subjects. It is therefore important for tetraplegics to roll as efficiently as possible in order to maximize what little muscle power they have. Rolling requires greater flexibility in the trunk of tetraplegics.
