

脳卒中片麻痺患者の坐位及び 片脚立位保持動作における姿勢制御機構の特性 — 片麻痺患者と健常者との比較 —

富田 健一¹⁾, 木村 篤史¹⁾, 永山 智貴¹⁾, 小西 倫太郎¹⁾, 林 愛子¹⁾,
松本 渉¹⁾, 神田 佳明¹⁾, 垣村 将典¹⁾, 松本 和久¹⁾

¹⁾ 明治国際医療大学附属病院 総合リハビリテーションセンター

要旨：

【はじめに】

今回我々は脳卒中片麻痺患者の坐位及び片脚立位保持動作時の体幹の関節角度変化と、脊柱起立筋（以下背筋）の活動、および背筋力を計測し、健常者と比較することで脳卒中片麻痺患者の姿勢制御機構の特性を解析したので報告する。

【対象】

対象は健常者群5名及び片麻痺患者群5名(以下患者群)とした。各被検者には研究の趣旨を十分に説明し、同意を得た上で開始した。

【方法】

背筋の筋力はNihonMEDIX社製 PowerTrack II を使用し測定した。坐位姿勢保持の評価は、患者群を健側(健常者群は右側)に10°傾けたベッド上にベッドの斜度に垂直に着座させ、頸椎、胸椎、腰椎、骨盤中間位にて保持する課題(以下坐位課題)とした。片脚立位保持の評価は、患者群の健側(健常者群は左側)下肢での開眼片脚立位(以下立位課題)とした。各課題中の頸椎、胸椎、腰椎、骨盤、股関節の変化量及び各運動方向の最大値(以下、最大角度)は全身計36ヶ所にマーカーを貼付し、課題中のマーカー位置をOxford Metrics社製Vicon 512を用いて計測した。また胸椎、腰椎レベルの背筋の筋電図(以下%MVC)を、NORAXON社製表面筋電計 MYOSYSTEM1200を用いて計測した。統計処理はSPSS ver11.0 J for Windowsを使用しMann-Whitney検定を行った。有意水準は5%とした。

【結果】

背筋力は患者群で154.5±29.4N、健常者群で212.6±17.4Nであり、健常者群で有意な高値を示した。患者群の変化量は、坐位課題の胸椎、腰椎、骨盤と、立位課題の腰椎において健常者群よりも有意な高値を示した。また患者群の最大角度は立位課題の両股関節において健常者群よりも有意な高値を示した。%MVCは立位課題の患者群において、両側胸椎レベル、麻痺側腰椎レベルで健常者群と比較し有意な高値を示した。

【考察】

本研究の結果より、患者群は健常者群と比較し、坐位保持動作時における胸椎、腰椎、骨盤の姿勢制御機構の低下が考えられた。また患者群の立位課題では股関節がより多く用いられていた。その理由として、脳血管障害による運動麻痺により、知覚探索を行う背筋力が低下した結果、運動課題の遂行が得られる筋収縮感覚入力低下し、Body imageの形成に障害が生じている事が考えられた。

【はじめに】

脳卒中片麻痺患者の体幹の姿勢制御能力と日常生活活動、歩行能力は相関するため¹⁾、脳卒中片麻痺患者の体幹の姿勢制御能力評価として、歩行速度、麻痺側下肢荷重率、Functional Reach Test、Functional Balance Scale、Berg Balance Scale等の動作的評価方法を用いた報告は多い^{2) 3) 4) 5) 6)}。しかしこれらの評価には、体幹以外の要素も含まれると共に、本来脊椎の各分節が無意識下に統合される体幹の姿勢制御を評価できていない。

坐位、立位における体幹の姿勢制御は、体幹を

抗重力位に保持した上で、能動的な知覚探索能力を行う必要があるが、その両者を担う体幹伸展筋群（以下背筋）は、多裂筋など12種類の筋群からなり⁷⁾、第1胸髄から第5腰髄までの各脊髄神経が分節的に支配する複雑な構造を呈している。また、体幹による姿勢制御に必要な体幹運動の機能的組織化は、触覚、圧覚、運動覚といった感覚モダリティと運動の情報源から環境との相互作用により行なわれる⁸⁾とされているが、その前提となる能動的な知覚探索能力を、体幹を分節的に分けてその可動状態や筋活動から調査した報告は少ない。

今回我々は、脳卒中片麻痺患者の坐位及び片脚

立位保持動作時の体幹の姿勢制御機構を、脊椎を頸椎、胸椎、腰椎、骨盤の4分節に、背筋を4部位に分けて各関節角度変化及び背筋の活動を評価すると共に背筋力を計測し、健常者と比較することで脳卒中片麻痺患者の姿勢制御機構の特性を解析したので報告する。

【対象】

対象は健常者群5名（年齢 28.0 ± 6.8 歳，身長 173.2 ± 3.3 cm，体重 65.9 ± 7.7 kg）及び患者群5名（ 52.8 ± 20.0 歳，身長 166.4 ± 5.5 cm，体重 64.3 ± 5.2 kg）とした。患者群の内訳は脳出血4名，脳梗塞1名であり右片麻痺2名，左片麻痺3名であった。下肢のBrunnstrom StageはⅢ2名，Ⅳ3名であった。

なお対象は認知症などコミュニケーションに問題の無い事を条件とし，事前に本研究の主旨と本研究によって得られた個人情報の管理について十分に説明するとともに，本人の意思でいかなる時でも本研究より辞退できる旨について説明を行い，同意を得た上で実施した。

【方法】

坐位保持動作の評価（以下，坐位課題）は，患者群を健側，健常者群は右側に 10° 傾けたベッド上に頸部，胸椎，腰椎，骨盤中間位にてベッドの斜度に垂直に着座させ，患者群は非麻痺側（健常者群は右側）の手を骨盤から30cm離れた所に着床させた（坐位課題の開始肢位：図1）。



図1. 坐位課題の開始肢位

坐位課題の開始肢位は，患者群を健側，健常者群は右側に 10° 傾けたベッド上に頸部，胸椎，腰椎，骨盤中間位にてベッドの斜度に垂直に着座させ，患者群は非麻痺側（健常者群は右側）の手を骨盤から30cm離れた所に着床させた肢位とした。

次いで対象は開始肢位を保持したまま，着床していた手を水平位まで挙上し，5秒間保持することとした（坐位課題：図2）。

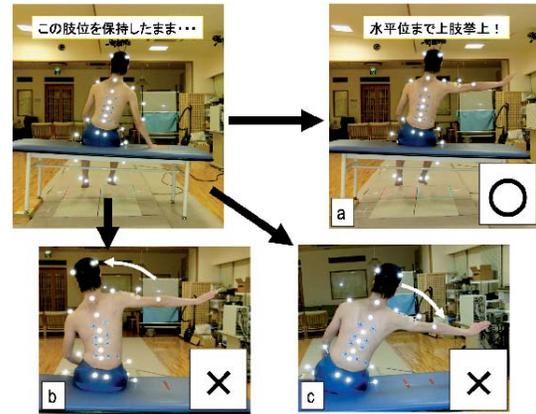


図2. 坐位課題

坐位課題は，開始肢位を保持したまま，着床していた手を水平位まで挙上し，5秒間保持することとした（2-a）。その際，過度に体幹を立ち直らせたり（2-b），上肢挙上側に体幹が倒れないよう（2-c）に注意させた。

片脚立位保持動作の評価（以下，立位課題）は，患者群は非麻痺側，健常者群は左側での開眼片脚立位とし，片脚立位開始後1秒間を計測対象とした（図3）。



図3. 立位課題の方法

立位課題は，患者群は非麻痺側，健常者群は左側での開眼片脚立位とし，片脚立位開始後1秒間を計測対象とした。

各課題中の頸椎，胸椎，腰椎，骨盤，股関節の変化量及び各運動方向の最大値（以下，最大角度）は，頭部4ヶ所，第7頸椎棘突起，第4胸椎棘突起，第8胸椎棘突起，第11胸椎棘突起，第2腰椎棘突起，第4腰椎棘突起，胸骨柄，上腕中央，上腕骨外側上顆，及び左右の肩峰，大腿中央，大腿骨外側上顆，下腿中央，外果，第Ⅱ趾，踵骨，乳頭，前腋窩線と第10肋骨が交わる点（肋骨下端），上前腸骨棘，上後腸骨棘の全身計35ヶ所にマーカーを貼付し（図4），課題中のマーカー位置をOxford Metrics社製Vicon 512を用いて計測し，解析用プログラミングソフトウェアOxford Metrics社

製Body Bullder3.6を用いて頸椎，第8胸椎レベル（以下胸椎），第2腰椎レベル（以下腰椎），骨盤，左右股関節の関節角度を算出した。

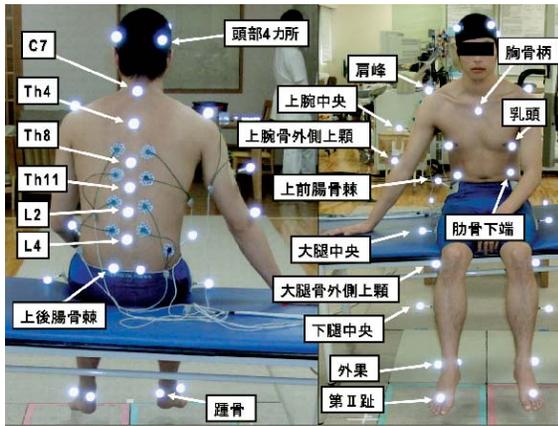


図4. マーカー貼付位置

それぞれの関節角度を算出するため，頭部セグメント，第7頸椎セグメント，第8胸椎セグメント，第2腰椎セグメント，骨盤セグメント，左右大腿部セグメント，空間セグメントを設定する必要がある。

頭部セグメントにおいては，左右前頭部，左右後頭部，右前後頭部，左前後頭部の中間点をそれぞれ算出した。左右前頭部の中間点を原点とし，右前後頭部から左前後頭部へのベクトルを一軸（X軸）として，左右後頭部から左右前頭部へのベクトルを二軸補助線としてZ軸を設定した。

第7頸椎セグメントにおいては，左右肩峰の中間点を算出し原点とした。右肩峰から左右肩峰の中間点へのベクトルを一軸（X軸）として，第7胸椎から左右肩峰の中間点へのベクトルを二軸補助線としてZ軸を設定した。

第8胸椎セグメントを設定するために，左右乳頭部の中間点を算出し原点とした。右乳頭部から左右乳頭部の中間点へのベクトルを一軸（X軸）として，第8胸椎から左右乳頭部の中間点へのベクトルを二軸補助線としてZ軸を設定した。

第2腰椎セグメントを設定するために，左右肋骨下端部の中間点を算出し原点とした。右肋骨下端部から左右肋骨下端部の中間点へのベクトルを一軸（X軸）として，第2腰椎から左右肋骨下端部の中間点へのベクトルを二軸補助線としてZ軸を設定した。

骨盤セグメントを設定するために，左右上前腸骨棘，左右上後腸骨棘の中間点を算出し，左右上後腸骨棘の中間点を原点とした。右上前腸骨棘か

ら左上前腸骨棘へのベクトルを一軸（X軸）として，左右上後腸骨棘から右上前腸骨棘へのベクトルを二軸補助線としてZ軸を設定した。

右側大腿部セグメントにおいては，右大腿中央に貼付したマーカーを原点とし，右内側上顆から右外側上顆へのベクトルを一軸（X軸）として，さらに右内外側上顆の中間点を算出し，算出された右内外側上顆の中間点から右大腿中央へのベクトルを二軸補助線としてZ軸を設定した。

左側大腿部セグメントにおいては，左大腿中央に貼付したマーカーを原点とし，左内側上顆から左外側上顆へのベクトルを一軸（X軸）として，さらに左内外側上顆の中間点を算出し，算出された左内外側上顆の中間点から左大腿中央へのベクトルを二軸補助線としてZ軸を設定した。

空間セグメントにおいては，左右前方，左右後方，左前後方，右前後方の中間点をそれぞれ算出し，左右前方の中間点を原点とした。右前後方の中間点から左前後方の中間点へのベクトルを一軸（X軸）として，左右後方の中間点から左右前方の中間点へのベクトルを二軸補助線としてZ軸を算出した。以下に各々のセグメント算出式を示す。

頭部セグメント

$$CAHD = (RAHD + LAHD) / 2$$

OUTPUT (CAHD)

$$CBHD = (RBHD + LBHD) / 2$$

OUTPUT (CBHD)

$$CRHD = (RAHD + RBHD) / 2$$

OUTPUT (CRHD)

$$CLHD = (LAHD + LBHD) / 2$$

OUTPUT (CLHD)

$$HEAD = [CAHD, CLHD - CRHD, CAHD - CBHD, xzy]$$

第7頸椎セグメント

$$TRUNK1 = [CSHO, CSHO - RSHO, CSHO - Sp1, xzy]$$

第8胸椎セグメント

$$CCHI = (RCHI + LCHI) / 2$$

OUTPUT (CCHI)

$$TRUNK3 = [CCHI, CCHI - RCHI, CCHI - Sp3, xzy]$$

第2腰椎セグメント

$$CLIB = (RLIB + LLIB) / 2$$

OUTPUT (CLIB)

$$TRUNK5 = [CLIB, CLIB - RLIB, CLIB - Sp5, xzy]$$

骨盤セグメント

$$\text{CAPELVIS} = (\text{RASI} + \text{LASI}) / 2$$

OUTPUT (CAPELVIS)

$$\text{CPELVIS} = (\text{LPSI} + \text{RPSI}) / 2$$

OUTPUT (CPELVIS)

$$\text{PELV} = [\text{CPELVIS}, \text{LASI} - \text{RASI}, \text{CAPELVIS} - \text{CPELVIS}, \text{xyz}]$$

右大腿セグメント

$$\text{RCTHI} = (\text{RASI} + \text{RKNE}) / 2$$

OUTPUT (RCTHI)

$$\text{RULEG} = [\text{RKNE}, \text{RCTHI} - \text{RTHI}, \text{RASI} - \text{RKNE}, \text{xyz}]$$

左大腿セグメント

$$\text{LCTHI} = (\text{LASI} + \text{LKNE}) / 2$$

OUTPUT (LCTHI)

$$\text{LULEG} = [\text{LKNE}, \text{LCTHI} - \text{LTHI}, \text{LASI} - \text{LKNE}, \text{xyz}]$$

空間セグメント

$$\text{CASQ} = (\text{RASQ} + \text{LASQ}) / 2$$

OUTPUT (CASQ)

$$\text{CPSQ} = (\text{RPSQ} + \text{LPSQ}) / 2$$

OUTPUT (CPSQ)

$$\text{CRSQ} = (\text{RASQ} + \text{RPSQ}) / 2$$

OUTPUT (CRSQ)

$$\text{CLSQ} = (\text{LASQ} + \text{LPSQ}) / 2$$

OUTPUT (CLSQ)

$$\text{SQUARE} = [\text{CASQ}, \text{CLSQ} - \text{CRSQ}, \text{CASQ} - \text{CPSQ}, \text{xyz}]$$

算出された個々のセグメントの位置関係より頸椎、胸椎、腰椎、骨盤、左右股関節の角度を次式より算出し、変化量と最大角度の指標とした。

頭部角度

$$\text{HEADangle} = \langle \text{TRUNK1}, \text{HEAD}, \text{xyz} \rangle$$

OUTPUT (HEADangle)

C7 角度

$$\text{trunk1angle} = \langle \text{TRUNK3}, \text{TRUNK1}, \text{xyz} \rangle$$

OUTPUT (trunk1angle)

Th 8 角度

$$\text{trunk3angle} = \langle \text{TRUNK5}, \text{TRUNK3}, \text{xyz} \rangle$$

OUTPUT (trunk3angle)

L 2 角度

$$\text{trunk5angle} = \langle \text{PELV}, \text{TRUNK5}, \text{xyz} \rangle$$

OUTPUT (trunk5angle)

骨盤角度

$$\text{PELVISangle} = \langle \text{SQUARE}, \text{PELV}, \text{xyz} \rangle$$

OUTPUT (PELVISangle)

右股関節角度

$$\text{RULEGangle} = \langle \text{PELV}, \text{RULEG}, \text{xyz} \rangle$$

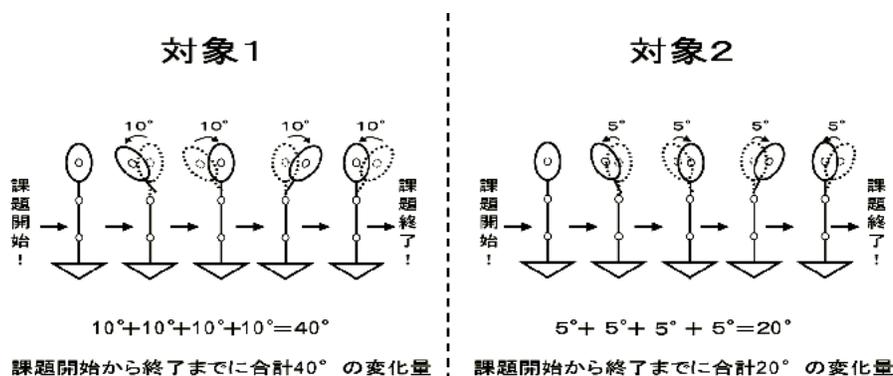
OUTPUT (RULEGangle)

左股関節角度

$$\text{LULEGangle} = \langle \text{PELV}, \text{LULEG}, \text{xyz} \rangle$$

OUTPUT (LULEGangle)

頸椎レベル、胸椎レベル、腰椎レベル、左右股関節についてはX方向を屈伸、Y方向を内外転(左右側屈)、Z方向を回旋とし、骨盤については



運動課題中の動揺

対象1



対象2

図5. 変化量の評価

課題中の変化量は各マーカーの総移動距離から算出した。課題中の変化量が大きいほど課題中の関節の動揺が大きいことを示す。例えば対象1の胸椎が課題中に左右10°動いた場合、合計40°の変化量となり、対象2の胸椎が課題中に左右5°動いた場合、合計20°の変化量と測定され、課題中の胸椎の動揺は対象1の方が20°大きいと評価される。

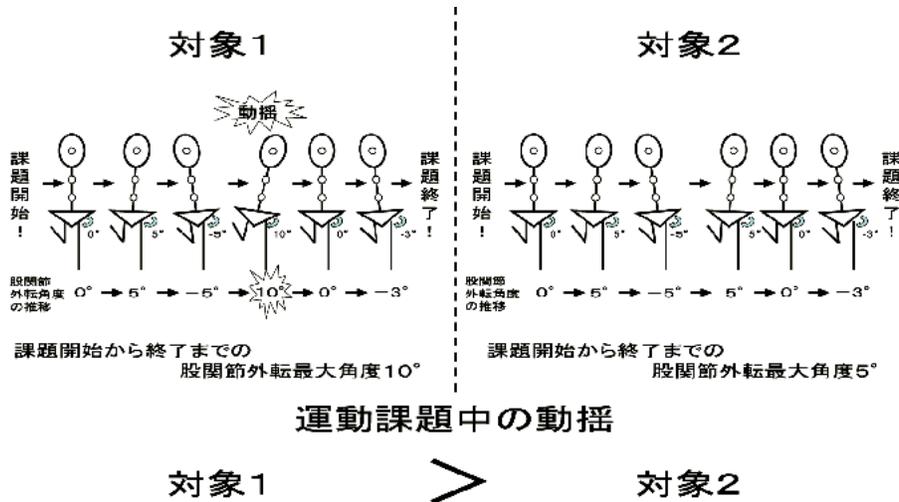


図6. 最大角度の評価

課題中の各運動方向の最大値から最大角度を算出した。課題中の最大値が大きいほど課題中の関節の動揺が大きいことを示す。例えば対象1の股関節が課題中に最大10°外転し、対象2の股関節が課題中に最大5°外転していた場合、課題中の股関節の外転方向の動揺は対象1の方が5°大きいと評価される。

X方向を前後傾、Y方向を傾斜、Z方向を回旋として定義し、変化量及び各運動方向最大角度を評価した。

変化量の評価は、例えば課題中に胸椎が左右10度ずつ動いた場合、合計40度の変化量と測定されるように、課題中の各マーカーの総移動距離から変化量を算出した(図5)。

最大角度の評価は、課題中の各運動方向の最大値から最大角度を算出した(図6)。

筋活動の評価は、第8胸椎棘突起及び第2腰椎棘突起の両側1.5cmの部位を中心として、上下5cmの部位に表面電極を貼付し(図7)、NORAXON社製表面筋電計 MYOSYSTEM1200を使用して胸椎レベル、腰椎レベルの背筋の筋電図(以下%MVC)を評価した。

背筋の筋力は、ベッド上端坐位となり、体幹20°屈曲位から体幹を伸展させ、NihonMEDIX

社製 PowerTrack II を用いて最大随意性収縮(以下MVC)を出現させ、最大筋力を測定した。また、その際の筋放電を3秒間測定し各課題中の%MVCの基準とした。

統計処理はSPSS ver11.0 J for Windows を使用し、Mann-whitney検定を行った。有意水準は5%とした。

【結果】

坐位課題における変化量は、患者群では頸椎95.2±53.0°、胸椎50.2±13.4°、腰椎42.4±19.4°、骨盤30.0±10.4°であった。健常者群では頸椎46.4±9.1°、胸椎23.8±3.1°、腰椎21.9±3.3°、骨盤14.6±1.4°であった。

全ての関節で患者群の平均値が高値を示し、特に胸椎、腰椎、骨盤は健常者群と比較し有意に高値を示した(図8)。

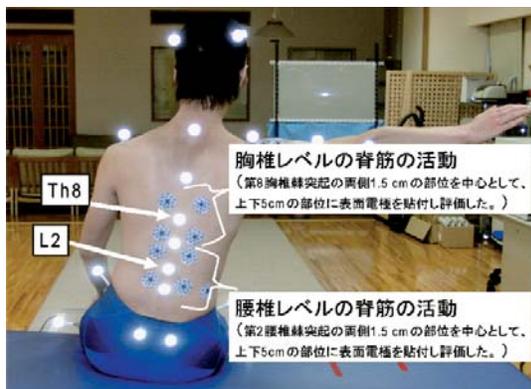


図7. 表面電極の貼付位置

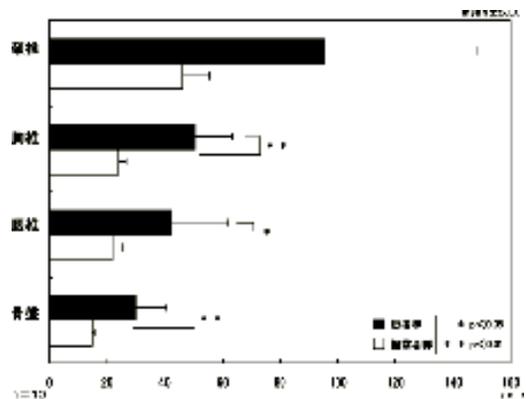


図8. 坐位課題における変化量

立位課題における変化量は、患者群で頸椎 $26.2 \pm 22.8^\circ$ 、胸椎 $21.6 \pm 8.4^\circ$ 、腰椎 $17.9 \pm 5.4^\circ$ 、骨盤 $18.7 \pm 9.8^\circ$ 、立脚側股関節 $35.0 \pm 22.5^\circ$ であった。健常者群では頸椎 $10.6 \pm 2.9^\circ$ 、胸椎 $13.0 \pm 6.1^\circ$ 、腰椎 $10.2 \pm 3.6^\circ$ 、骨盤 $10.7 \pm 6.6^\circ$ 、立脚側股関節 $0.9 \pm 9.8^\circ$ であった。

全ての関節で患者群の平均値が高値を示し、特に腰椎は健常者群と比較し有意差を認めた(図9)。

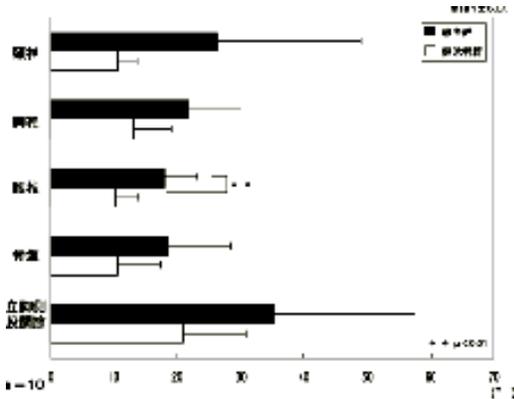


図9. 立位課題における変化量

坐位課題における最大角度は、患者群の頸椎の麻痺側側屈は $2.2 \pm 3.3^\circ$ 、非麻痺側側屈は $8.0 \pm 1.2^\circ$ であった。胸椎の麻痺側側屈は $10.6 \pm 5.7^\circ$ 、非麻痺側側屈は $0.3 \pm 0.4^\circ$ であった。腰椎の麻痺側側屈は $5.5 \pm 3.0^\circ$ 、非麻痺側側屈は $0.6 \pm 0.9^\circ$ であった。骨盤の麻痺側側屈は $2.9 \pm 4.2^\circ$ 、非麻痺側側屈は $4.7 \pm 6.5^\circ$ であった。

健常者群では頸椎の左側屈は $0.0 \pm 0.1^\circ$ 、右側屈は $6.6 \pm 1.2^\circ$ であった。胸椎の左側屈は $6.5 \pm 1.9^\circ$ 、右側屈は $0.0 \pm 0.0^\circ$ であった。腰椎の左側屈は $3.0 \pm 2.1^\circ$ 、右側屈は $0.0 \pm 0.0^\circ$ であった。

骨盤の左側屈は $0.4 \pm 0.4^\circ$ 、右側屈は $1.0 \pm 0.8^\circ$ であった。

全ての関節で患者群の平均値が高値を示したが、有意差は認めなかった(図10)。

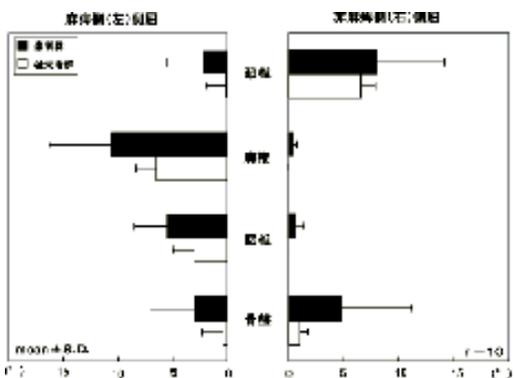


図10. 坐位課題における最大角度

立位課題における矢状面の最大角度は、患者群で頸椎屈曲 $1.2 \pm 1.0^\circ$ 、伸展 $1.6 \pm 2.0^\circ$ 、胸椎屈曲 $1.0 \pm 1.9^\circ$ 、伸展 $1.7 \pm 1.6^\circ$ 、腰椎屈曲 $1.0 \pm 1.5^\circ$ 、伸展 $1.7 \pm 1.5^\circ$ 、骨盤前傾 $2.1 \pm 1.8^\circ$ 、後傾 $0.8 \pm 1.5^\circ$ 、遊脚側股関節屈曲 $1.3 \pm 1.9^\circ$ 、伸展 $2.9 \pm 2.8^\circ$ 、立脚側股関節屈曲 $4.2 \pm 2.9^\circ$ 、伸展 $0.5 \pm 0.9^\circ$ であった。

健常者群では頸椎屈曲 $0.6 \pm 0.8^\circ$ 、伸展 $1.3 \pm 1.4^\circ$ 、胸椎屈曲 $0.7 \pm 0.7^\circ$ 、伸展 $1.3 \pm 1.3^\circ$ 、腰椎屈曲 $0.5 \pm 0.3^\circ$ 、伸展 $1.2 \pm 1.2^\circ$ 、骨盤前傾 $2.0 \pm 2.0^\circ$ 、後傾 $0.3 \pm 0.5^\circ$ 、遊脚側股関節屈曲 $6.4 \pm 3.1^\circ$ 、伸展 $0.0 \pm 0.0^\circ$ 、立脚側股関節屈曲 $0.3 \pm 0.4^\circ$ 、伸展 $3.2 \pm 2.4^\circ$ であった。

立脚側股関節の屈曲において患者群で有意に屈曲角度が高値を示した。また遊脚側股関節の屈曲は患者群で有意な低値を認めた(図11)。

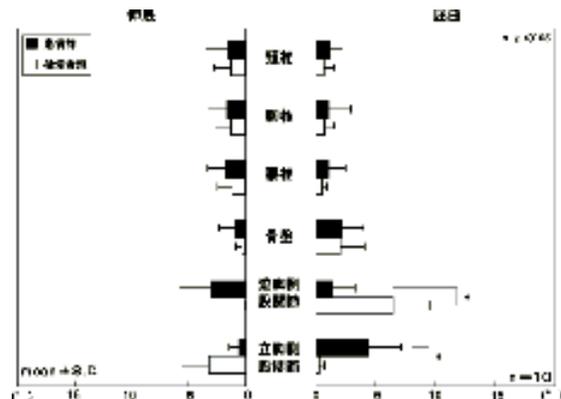


図11. 立位課題における最大角度(矢状面)

立位課題における前額面の最大角度は、患者群では頸椎立脚側側屈 $2.0 \pm 3.1^\circ$ 、遊脚側側屈 $0.9 \pm 1.0^\circ$ 、胸椎立脚側側屈 $3.7 \pm 3.9^\circ$ 、遊脚側側屈 $2.2 \pm 3.9^\circ$ 、腰椎立脚側側屈 $2.9 \pm 2.2^\circ$ 、遊脚側側屈 $0.5 \pm 0.5^\circ$ 、骨盤立脚側側屈 $0.0 \pm 0.0^\circ$ 、遊脚側側屈 $5.4 \pm 5.0^\circ$ 、遊脚側股関節内転 $1.3 \pm 1.4^\circ$ 、外転 $9.0 \pm 6.6^\circ$ 、立脚側股関節内転 $1.2 \pm 2.1^\circ$ 、外転 $6.4 \pm 4.7^\circ$ であった。

健常者群では頸椎立脚側側屈 $0.8 \pm 0.8^\circ$ 、遊脚側側屈 $0.2 \pm 0.1^\circ$ 、胸椎立脚側側屈 $1.8 \pm 1.4^\circ$ 、遊脚側側屈 $0.4 \pm 0.8^\circ$ 、腰椎立脚側側屈 $1.2 \pm 0.8^\circ$ 、遊脚側側屈 $0.1 \pm 0.1^\circ$ 、骨盤立脚側側屈 $0.0 \pm 0.1^\circ$ 、遊脚側側屈 $2.4 \pm 2.5^\circ$ 、遊脚側股関節内転 $1.9 \pm 1.6^\circ$ 、外転 $2.3 \pm 2.6^\circ$ 、立脚側股関節内転 $1.0 \pm 0.8^\circ$ 、外転 $1.0 \pm 1.1^\circ$ であった。

立脚側股関節の外転において患者群で有意な増加を認めた(図12)。

坐位課題における%MVCは、患者群では麻痺側胸椎レベル $47.8 \pm 12.2\%$ 、非麻痺側胸椎レベ

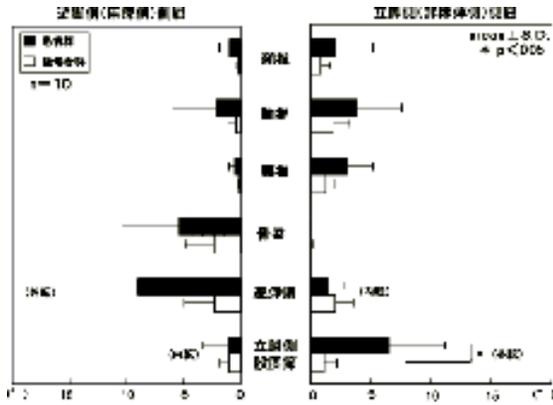


図12. 立位課題における最大角度（前額面）

ル51.4±20.7%，麻痺側腰椎レベル49.6±12.9%，非麻痺側腰椎レベル19.0±13.7%であった。

健常者群では左側胸椎レベル32.6±16.4%，右側胸椎レベル44.6±15.0%，左側腰椎レベル43.0±15.0%，右側腰椎レベル12.2±3.1%であった。

健常者群と比較し，患者群の平均値が高値を示したが有意差はなかった（図13）。

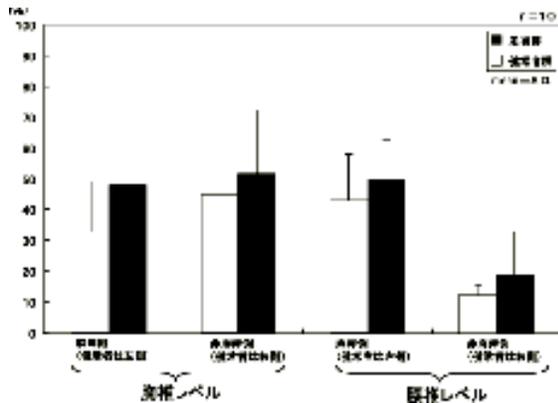


図13. 坐位課題における背筋の%MVC

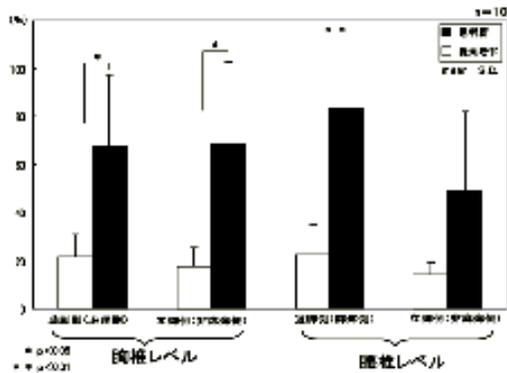


図14. 立位課題における背筋の%MVC

立位課題における%MVCは，患者群では遊脚側胸椎レベル67.2±30.2%，立脚側胸椎レベル68.2±34.4%，遊脚側腰椎レベル83.4±27.1%，

立脚側腰椎レベル48.8±33.0%であった。健常者では遊脚側胸椎レベル21.8±9.3%，立脚側胸椎レベル17.2±8.4%，遊脚側腰椎レベル22.6±12.0%，立脚側腰椎レベル14.2±5.1%であった。

患者群は両側胸椎レベル，麻痺側腰椎レベルで健常者群と比較し有意な高値を示した（図14）。

背筋力は健常者群で212.6±17.4N，患者群で154.5±29.4Nであり健常者群で有意な高値を示した（図15）。

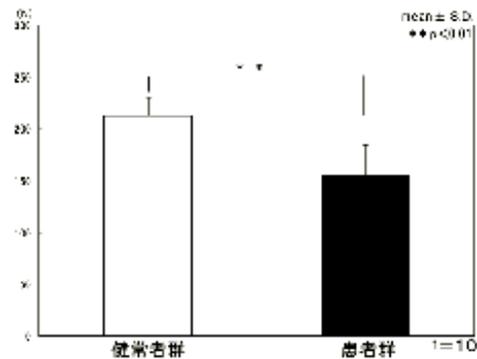


図15. 背筋力

【考察】

適切な運動による姿勢制御機構は，運動と知覚の円環性により成り立つ。また，運動プログラムに必要な身体図式は，運動指令から予測した感覚と実際の感覚フィードバックが比較照合されることによって生成・更新されると考えられており⁹⁾，その両者は適正に組織化された能動的な知覚探索が前提となる¹⁰⁾。

本研究における坐位課題において，胸椎，腰椎，骨盤の変化量は，健常者群と比較し患者群は有意な高値を認め，患者群は上肢支持無しでの端坐位において脊椎定位を行う際に，胸椎，腰椎，骨盤各分節レベルの動揺が大きいことが分かった。立位課題でも同様に，腰椎の変化量は健常者群と比較し，患者群は有意な高値を示しており，患者群は片脚立位を保持する際に，より脊椎の分節レベルの動揺が大きいことが分かった。また立脚側股関節の屈曲，外転最大角度が有意に高値を示しており，患者群では片脚立位の姿勢制御に股関節を軸としたカウンターウエイトがより多く用いられていた（図16）。

その原因の一つとして患者群の背筋力が健常者群と比較して有意に低下していたことが考えられる。体幹は元来，坐位や立位での動作において意識の関与無しに背景調節的役割を来たすため，運

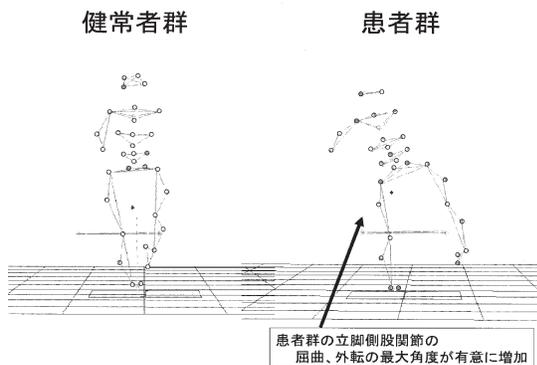


図16. 健常者群及び患者群の典型的な片脚立位姿勢

動イメージがされにくい部位である¹¹⁾。加えて能動的な知覚探索能力は筋活動でなされるものであり、脳血管障害による運動麻痺により知覚探索を行う背筋力が低下した結果、運動課題の遂行から得られる筋収縮感覚入力が低下し、運動指令から予測した感覚と実際の感覚フィードバックの比較照合作業の精度が低下するため、健常者と比較して2倍以上の%MVCの増加を認めたものと考えられる。

従来より背筋を中心とする体幹筋力を強化することの重要性は論じられてきたが、その目的は主に姿勢を保持する力源を確保することであり、訓練方法においても各分節の動きを考慮しない単純な体幹伸展運動によるものが多い。

本研究の結果より、体幹の姿勢調節障害を伴った脳卒中片麻痺患者に対する姿勢調節能力向上訓練には、頸椎、胸椎、腰椎、骨盤などの各分節の感覚を意識下に置いて再認識させるとともに、体幹を抗重力位に保持するだけでなく、Body image形成に不可欠である能動的知覚探索を行う際に必要な、体幹の分節的コントロールを伴った背筋力のトレーニングが重要であることが考えられた。

【参考文献】

- 1) 江連垂弥：脳卒中片麻痺者の体幹機能と日常生活活動（ADL）との関係について。理学療法科学，25(1)：147-150，2010。
- 2) 梅野 晃：脳血管障害患者の歩行自立を決定する要因。理学療法学，34(Suppl.2)：388，2007。
- 3) 関 裕也：脳卒中片麻痺患者の歩行能力改善に活用可能な立位バランス指標の検討。理学療法学，35(Suppl.2)：380，2008。
- 4) 久田友昭：脳卒中片麻痺者のバランス能力と歩行自立度との関係。理学療法学，34(Suppl.2)：57，2007。

- 5) 横塚美恵子：脳血管障害片麻痺者における排泄動作と立位バランスの関係。理学療法科学，20(4)：289-292，2005。
- 6) 明崎禎輝：脳血管障害患者における歩行自立のための麻痺側下肢荷重率。高知リハビリテーション学院紀要，8：27-31，2005。
- 7) Helen J. Hislop著，津山直一訳：新・徒手筋力検査法，共同医書出版社，東京，pp38-41，2003。
- 8) 宮本省三：身体の捉え方，運動の見方。宮本省三，沖田一彦：認知運動療法入門，共同医書出版社，東京，pp315-323，2002。
- 9) 森岡 周：リハビリテーションのための脳・神経科学入門，共同医書出版社，東京，pp91-97，2005。
- 10) 森岡 周：脳卒中片麻痺の体幹に対する認知運動療法。宮本省三，沖田一彦編：認知運動療法入門，共同医書出版社，東京，pp15-17，2002。
- 11) ニコライA. ベルンシュタイン著，佐々木正人監訳：デクステリティ 巧みさとその発達，金子書房，東京：pp152-169，2003。