

原著論文

頸部回旋運動に伴う筋活動の時間的・空間的变化について

— 健常成人と重度脳性麻痺患者の特徴 —

小玉武志^{1),2)} 中村裕二³⁾ 中島そのみ³⁾ 仙石泰仁³⁾

要旨：本研究は、健常成人 12 名と重度脳性麻痺 (CP) 患者 4 名を対象に、頸部回旋時の筋活動を測定し、その時間的・空間的变化から運動障害による連合反応の特徴を明らかにすることを目的とした。筋活動の空間的变化として活動した筋を特定し、時間的变化は各筋の活動開始時間を分析した。その結果、健常成人は、負荷により胸鎖乳突筋と頸部伸筋が活動し、頸部伸筋が遅れて活動を示した。重度 CP 患者は、開始肢位で頸部伸筋が活動を示した。頸部回旋時は胸鎖乳突筋が活動し、頸部伸筋は活動量が減少した。この減少は胸鎖乳突筋の活動量の増加に先行していた。これは、重度 CP 患者では、頸部を抗重力位に保ちながら運動することが困難であることを示唆している。

キーワード：脳性麻痺，筋活動，頸部回旋

はじめに

中枢性運動障害を有する患者の随意運動時に出現する連合反応を適切に評価することは、治療場面におけるハンドリングや活動姿勢の設定を行ううえで重要である。特に重度の脳性麻痺（以下、CP）患者では、連合反応の影響は全身に及び、本来の運動とは関係のない部位に広がっていくことが知られている。そのため、全身に生じる異常な筋活動がどの部位に広がるのかという“空間的变化”や、どのような時間経過で広がるのかという“時間的变化”について詳細に検討することは、効果的な身体サポートを提供するうえで必要不可欠である。これまでの CP 患者の連合反応に関する研究^{1,2)}では、対象者の障害が軽度なものがほとん

どであり、リーチ動作中の異常筋活動を筋電図から解析している研究が多い。また、健常成人においても努力性の高い運動時に連合反応や本来の運動を補助するような筋活動が出現することが知られている^{3~5)}。川西^{6,7)}は、立位姿勢での頸部の回旋運動や上肢の挙上が下肢の筋に生じさせる連合反応の特徴を調査し、主動作筋の筋活動に先行して大腿二頭筋の筋活動がみられることを明らかにしている。

以上より、健常成人においても努力性の高い運動時には連合反応が生じる場合があることから、CP 患者の運動障害に起因する連合反応を明確にしていくためには、健常成人で出現する連合反応やその他の筋活動と区別して検討していく必要がある。また、重度の CP 患者は頸部の運動さえも困難であることが多く、認知・運動発達の観点からも頸部の運動発達は非常に重要であるが、こういった初歩的な運動に焦点を当てた連合反応の研究は

1) 済生会西小樽病院・重症心身障害児（者）施設みどりの里

2) 札幌医科大学大学院 保健医療学研究科

3) 札幌医科大学 保健医療学部

実施されていない現状にある。

そこで本研究では、健常成人と重度 CP 患者の頸部回旋運動に伴う連合反応の時間的・空間的变化を、姿勢の違いによる影響を含めて検討し、重度 CP 患者における頸部運動時の連合反応の特徴から運動障害に起因した筋活動の特徴を明らかにすることを目的とした。

方法

1. 対象

健常成人群を、健康な成人男性 12 名（平均年齢； 23.9 ± 2.5 歳）とした。重度 CP 群としては、痙直型四肢麻痺を呈するもので、かつ大島の分類で 1, 4, 9 に相当する移動運動機能が寝たきりレベルのもの 4 名（平均年齢 41.8 ± 17.8 歳）とした（表 1）。対象者または保護者には、本研究の内容を文書および口頭で説明した後に同意を得た。

2. 評価機器

筋電図の測定には、多チャンネルテレメーターシステム WEB-7000（日本光電工業株式会社製）を使用した。サンプリング周波数は 1kHz、電極素材は銀、電極間距離は 1cm で、ハイカット 500Hz、ローカット 15Hz にて測定を行った。測定した筋電図の分析にはパーソナルコンピュータ CC-700H（DELL 社製）および専用ソフト BIMUTAS-Video（キッセイコムテック株式会社）を用いた。課題遂行の様子はデジタルビデオカメラ ivisHV30（Canon 社製）で撮影し、筋電図データと同期させて分析に使用した。

また、対象者の姿勢を変化させるために張り調整式の車いすであるシーティングバギー（日進医療器株式会社製）（以下、バギー）を使用し、角度

調整により重力に対する頭部の位置関係を変化させた。

3. 運動課題と実施方法

運動課題は、頸部の右側 90 度回旋位から正中位まで頸部を 90 度左回旋させる課題とした。筋電図の導出筋は、右側の胸鎖乳突筋、頸部伸筋、腹直筋、腰部伸筋、大腿四頭筋内側、ハムストリングス、前脛骨筋、腓腹筋の計 8 筋とした。下野⁸⁾、John H⁹⁾らを参考に、電極の中心がそれぞれ、(1) 乳様突起と胸骨柄を結ぶ線の中央、(2) C4 レベルで棘突起の外側約 2cm の位置、(3) 臍の約 2~3cm 外側、(4) 上後腸骨棘と最下位肋骨の最も尾側を結ぶラインの一横指内側、(5) 上前腸骨棘と膝関節を結ぶ線の中央、(6) 殿溝と膝関節を結ぶ線の約 1/2 の高さで大腿内側縁から約 3cm 内側、(7) 膝関節と足関節を結ぶ線の近位 1/3 で脛骨外側にある筋腹、(8) 膝関節の下方で下腿正中線の内側 2cm に、測定機器を貼付した。

姿勢条件としては、これらの課題を床面からの背面角度が 75 度の直立に近い座位（以下、直立座位）と 30 度の背臥位に近い座位（以下、リクライニング座位）の 2 条件で実施した。また、健常成人群では、負荷条件として負荷のない無負荷課題と負荷課題を実施した。負荷課題は、努力性の運動を引き出すために頭部のヘッドバンドに装着した 2kg の重り牽引する課題とした。重度 CP 群には、無負荷課題のみを実施した。

手続きとして、両群に対して、バギー上で座位姿勢をとり、右 90 度頸部回旋位にて安静時筋活動を測定し、その後、検者の合図によって課題を 7 回繰り返して実施した。なお、試行前には複数回の練習を行い、課題が確実にできることを確認した。

表 1. 重度 CP 患者の対象者一覧

対象者	年齢 (歳)	側弯	胸鎖乳突筋の筋緊張	頸部の立ち直り反応	移動運動機能	在勤日数	出生体重	新生児仮死
A	39	左凸側弯	左右差なし	前(+)後ろ(+) 右(+)左(+)	寝返り ずり這い	32週	1800g	-
B	18	S状彎	左右差なし	前(-)後ろ(+) 右(-)左(-)	未獲得	40週	3844g	+
C	51	なし	左右差なし	前(+)後ろ(+) 右(±)左(±) ※過緊張を呈し、わずかに代償動作がみられるが可能。	寝返り	不明	不明	-
D	59	左凸側弯	左右差なし	前(+)後ろ(+) 右(+)左(+)	寝返り	40週	不明	+

頸部の立ち直り反応は、各方向への30度傾斜に対して立ち直ることが可能な場合に(+)、困難な場合に(-)で示している。

実験は視覚刺激や聴覚刺激が統制された部屋で実施した。対象者の全体像と頸部回旋運動をビデオカメラで撮影し、運動の開始と終了をビデオ観察からも明らかにした。

健康成人群では負荷課題を実施するため、事前に自作したヘッドバンドを頭部へ装着した後、バギーへ乗車してもらった。乗車姿勢は骨盤が水平位になるようにシートの張り具合を調整し、ヘッドレストは頭部が中間位になる位置に設置した。

4. 分析

筋電図の分析には不慣れや疲労に影響されていないと判断される5試行分のデータを用いた。

まず、測定した筋電図を全波整流した後、頸部の回旋運動開始前5秒間の安静時筋活動について、単位時間当たりの平均筋電積分値(A)を求めた。回旋運動中の筋活動に対しては、運動開始から終了までの単位時間当たりの平均筋電積分値(B)を算出した。さらに、次式に定義した筋活動の変化率を求めた。

$$\text{変化率} = 100 \times (B - A) / (A)$$

なお、本研究では van der Fits¹⁰⁾らの研究を参考に、基準値として変化率40%以上の筋活動量が30ms以上続いた状態を「運動により筋活動が変化した状態」として扱うこととする。これらの手続きを測定筋すべてに実施し、頸部の回旋運動により生じた筋活動の空間的变化を明らかにした。

筋活動の時間的变化に関しては、測定した筋電図から Root Mean Square (時定数 0.1sec) を算出し、検討した。空間的变化の検討を基に、変化率40%以上を示した筋の筋活動開始時間を算出した。その後、この開始時間と主動作筋である胸鎖乳突筋の筋活動開始時間との差から各筋の時間的变化を分析した。

なお、本研究は北海道公立大学法人札幌医科大学倫理委員会の承認を得て行った。

結果

1. 健康成人群の筋活動量及び筋活動の空間的变化

課題実施前の単位時間当たりの筋積分値の平均値(±標準偏差)は、姿勢条件および負荷条件に関わらず、すべての筋で5.8~8.5(±0.98)μV/secの間であった。回旋運動による平均変化率(±標準偏差)を表2に示す。

1) 直立座位

無負荷課題の回旋運動による筋活動の平均変化率は、胸鎖乳突筋 27.5±34.0%、頸部伸筋 0.0±18.7%、腹直筋 0.0±4.5%、腰部伸筋 0.4±3.1%、大腿四頭筋 0.0±0.0%、ハムストリングス 0.0±4.5%、前脛骨筋 0.3±2.5%、腓腹筋 2.0±7.5%であり、活動の基準値を超える筋はみられなかった。

負荷課題では、胸鎖乳突筋ではすべての対象者で活動の基準値を超えており、その平均変化率は518.3±259.8%であった。頸部伸筋では12名中3名が活動の基準値を超えており、3名の平均変化率は132.9±66.8%、基準値に満たなかった者の平均変化率は15.9±10.6%であった。それ以外の

筋活動の平均変化率はそれぞれ、腹直筋 9.2±20.5%、腰部伸筋 2.5±9.4%、大腿四頭筋 1.4±4.8%、ハムストリングス 20.2±64.0%、前脛骨筋 4.8±18.0%、腓腹筋 1.0±8.8%であった。

2) リクライニング座位

無負荷課題での筋活動の平均変化率は、胸鎖乳突筋が基準値を超え265.1±119.9%であったが、それ以外の筋に活動を示す筋はなく、それぞれ、頸部伸筋 6.5±19.5%、腹直筋 5.5±8.3%、腰部伸筋 0.6±3.1%、大腿四頭筋 0.7±6.8%、ハムストリングス 0.8±7.2%、前脛骨筋 0.5±3.5%、腓腹筋 4.5±8.8%であった。負荷課題では、胸鎖乳突筋はすべての対象者で基準値を超え582.3±291.5%であった。頸部伸筋では12名中6名が基準値を超えており、6名の平均変化率は102.2±30.5%、基準値に満たなかった者の平均変化率は25.4±5.8%であった。それ以外の筋では、腹直筋 4.7±13.9%、腰部伸筋 7.4±20.0%、大腿四頭筋 0.4±1.4%、ハムストリングス 0.0±10.1%、前

表2. 健常成人群の各筋の平均変化率

		胸鎖乳突筋	頸部伸筋	腹直筋	腰部伸筋	大腿四頭筋	ハムストリングス	前脛骨筋	腓腹筋
直立座位	無負荷課題	27.5 ± 34.0	0.0 ± 18.7	0.0 ± 4.5	0.4 ± 3.1	0.0 ± 0.0	0.0 ± 4.5	0.3 ± 2.5	2.0 ± 7.5
	負荷課題	518.3 ± 259.8	* 132.9 ± 66.8 ** 15.9 ± 10.6	9.2 ± 20.5	2.5 ± 9.4	1.4 ± 4.8	20.2 ± 64.0	4.8 ± 18.0	1.0 ± 8.8
リクライニング座位	無負荷課題	265.1 ± 119.9	6.5 ± 19.5	5.5 ± 8.3	0.6 ± 3.1	0.7 ± 6.8	0.8 ± 7.2	0.5 ± 3.5	4.5 ± 8.8
	負荷課題	582.3 ± 291.5	* 102.2 ± 30.5 ** 25.4 ± 5.8	4.7 ± 13.9	7.4 ± 20.0	0.40 ± 1.4	0.0 ± 10.1	2.3 ± 5.4	1.0 ± 6.0

* 平均変化率が40%以上を超えたものの平均
** 平均変化率が40%を超えなかったものの平均

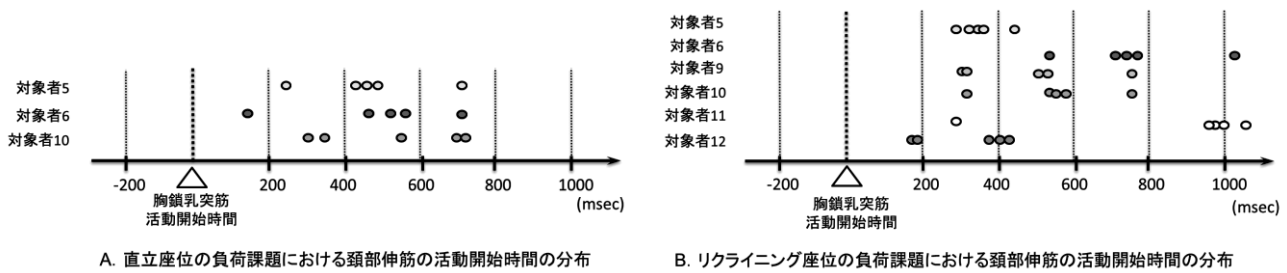


図1. 健常成人群の頸部伸筋の活動開始時間の分布

脛骨筋 2.3 ± 5.4%, 腓腹筋 1.0 ± 6.0%であった。

このように、主動作筋の筋活動は負荷条件でみると負荷課題、姿勢条件でみるとリクライニング座位において活動量が多いという結果であった。また、主動作筋以外に筋活動の空間的变化として、負荷課題時の頸部伸筋に筋活動がみられる者が各姿勢条件で確認された。

2. 健常成人群の筋活動の時間的变化

空間的变化の分析から頸部伸筋の筋活動が確認された者に対して、時間的变化の分析を実施した。直立座位の負荷課題で頸部伸筋の活動が確認された3名に関しては、それぞれ時間差が 467 ± 193msec, 234 ± 391msec, 534 ± 172msec であり、その平均値は 407 ± 289msec であった (図 1A)。また、リクライニング座位の負荷課題で頸部伸筋の活動が確認された6名に関しては、それぞれ時間差が 347 ± 61msec, 776 ± 223msec, 461 ± 191msec, 540 ± 167msec, 1291 ± 941msec, 309 ± 128msec という結果であり、平均値は 597 ± 467msec であった (図 1B)。

3. 重度 CP 群の筋活動量及び筋活動の空間的变化 回旋運動による平均変化率を表3に示す。

1) 直立座位

胸鎖乳突筋の安静時筋活動量は、対象者 A で 8.3 μV/sec, 対象者 B で 8.2 μV/sec, 対象者 C で 8.0 μV/sec, 対象者 D で 8.3 μV/sec であった。回旋運動時の平均変化率は各対象者で、-10.7%, 39%, 77.1%, 0%であった。同様に、頸部伸筋の安静時筋活動量は、対象者 A で 7.0 μV/sec, 対象者 B で 28.2 μV/sec, 対象者 C で 32.3 μV/sec, 対象者 D で 12.4 μV/sec であり、平均変化率は 0%, -74.5%, -52.6%, -7.1%であった。他の筋ではすべての対象者において、安静時筋活動量が 9.0 μV/sec 以下であり、15.0%以上の平均変化率を示す筋はなかった。

2) リクライニング座位

胸鎖乳突筋の安静時筋活動量は、対象者 A で 1.0 μV/sec, 対象者 B で 11.9 μV/sec, 対象者 C で 8.3 μV/sec, 対象者 D で 9.1 μV/sec であった。回旋運動時の平均変化率は各対象者で、20.0%, 56.0%,

表3. 重度CP群の各筋の平均変化率

		胸鎖乳突筋	頸部伸筋	腹直筋	腰部伸筋	大腿四頭筋	ハムストリングス	前脛骨筋	ヒラメ筋
直立座位	対象者A	-12.5	0.0	-12.5	3.6	0.0	0.0	0.0	0.0
	対象者B	39.0	-74.5	2.6	0.0	0.0	0.0	-3.0	0.0
	対象者C	77.1	-52.6	1.9	2.4	0.0	0.0	-3.5	0.0
	対象者D	0.0	-7.1	0.0	-1.6	0.0	0.0	0.0	-3.6
リクライニング座位	対象者A	20.0	-14.3	-14.3	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	対象者B	56.0	-71.0	-8.2	0.0	3.1	1.7	0.0	0.0
	対象者C	63.8	-39.0	-2.7	2.0	2.1	0.0	-11.0	0.0
	対象者D	37.5	-53.5	0.0	-1.9	0.0	0.0	0.0	2.1

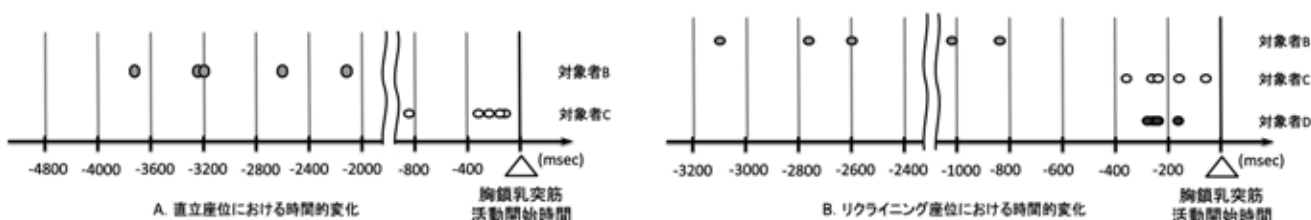


図2. 重度CP群の頸部伸筋の減少開始時間の分布

63.8%, 37.5%であった。同様に、頸部伸筋の安静時筋活動量は、対象者Aで $7.0 \mu V/sec$ 、対象者Bで $27.6 \mu V/sec$ 、対象者Cで $16.9 \mu V/sec$ 、対象者Dで $16.3 \mu V/sec$ であり、平均変化率は-14.3%, -80.0%, -39.0%, -53.5%であった。他の筋ではすべての対象者において、安静時筋活動量が $9.3 \mu V/sec$ 以下であり、15.0%以上の平均変化率を示す筋はなかった。

これらの結果より、重度CP群では、開始肢位で頸部伸筋の筋活動量が高いものが多く、回旋運動時には減少する傾向が示された。この傾向は姿勢条件間で大きな違いはみられなかった。また、健康成人とは異なり、無負荷条件にも関わらず、胸鎖乳突筋の変化率が40%を超えるもの、あるいは40%に近い値を示すのが4名中2名みられた。

4. 重度CP群の時間的变化

空間的变化の分析には、頸部伸筋の平均変化率が40%以上の減少、もしくは40%に限りなく近い減少を示した対象者（直立座位での対象者B,Cおよびリクライニング座位での対象者B,C,D）に対して、胸鎖乳突筋の平均変化率が40%以上の増加を始めた時間と、頸部伸筋が減少を始めた時間の差を分析した。直立座位では、時間差は対象者Bで $-3684 \pm 1718 msec$ 、対象者Cで $-320 \pm 337 msec$ であった（図2A）。リクライニング座位では、対象者Bで $-2105 \pm 788 msec$ 、対象者Cで $-244 \pm 91 msec$ 、

対象者Dで $-252 \pm 36 msec$ であった（図2B）。

考察

1. 健康成人群における筋活動の空間的变化

健康成人群では、無負荷課題において直立座位では主動作筋である胸鎖乳突筋を含めたすべての筋に明確な筋活動はみられなかったが、リクライニング座位では、胸鎖乳突筋の活動量のみ増加を示した。負荷条件では両姿勢条件において胸鎖乳突筋の活動量の増加がみられ、頸部伸筋の活動も増加を示すものが確認された。

胸鎖乳突筋の筋活動の変化率が姿勢の変化により増加した要因としては、運動方向に対する重力の影響が考えられる。今回課題として実施した頸部右回旋位の状態から正中位まで回旋させる運動では、直立座位では重力に対して運動軸が除重力に近い状態となる姿勢で運動を行うことができる。一方、リクライニング座位では運動軸が傾き、運動そのものが抗重力運動となり負荷が増大したため、姿勢間の結果の違いに影響を与えたと考えられる。

また、負荷課題を実施した時に活動を示した頸部伸筋については主動作筋である胸鎖乳突筋の活動に対して補助的に作用した可能性が考えられる。解剖学的に¹¹⁾、頸部の伸筋群を形成する筋群のうち、最も表層の僧帽筋は反対側回旋に作用する。

一方で、2層目にある頭最長筋や板状筋は同側回旋に作用することが知られている。表面筋電図ではこれらの筋活動を個別に捉えることは困難であるが、回旋方向とは反対側の頸部伸筋が活動していたことから、負荷課題に対して主動筋の筋力を補っていると考えられる結果であった。また、体幹の回旋運動に対する筋電図学的分析において、等尺性の体幹回旋運動時に非回旋側外腹斜筋が主動筋として働き、回旋側腰部脊柱起立筋にも筋活動がみられることが報告されている⁴⁾。この腰部脊柱起立筋群の活動は、体幹回旋時に内腹斜筋の活動で生じる屈曲モーメントに対抗するための安定化作用として働いていることが示唆されている⁵⁾。本研究課題においても、頸部回旋運動の主動筋である胸鎖乳突筋が頸部の屈曲と回旋に働くことから、頸部伸筋が屈曲モーメントに対抗する安定化作用として働いた可能性も考えられる。

このように、健常成人では、頸部以外の部位に筋活動はみられなく、頸部にみられた筋活動についても主動筋の筋力補助や運動に対する安定化作用として出現したと考えられる結果であった。しかしこれらはすべての対象者にみられることはなく、個々人の筋力差や運動戦略が反映されたものであると推測される。

2. 健常成人群の筋活動の時間的变化

一部の対象者でみられた頸部伸筋の活動開始時間は胸鎖乳突筋と比較し、直立座位で平均 498 ± 289 msec、リクライニング座位で平均 598 ± 467 msec の遅れがあることが示された。随意運動や姿勢保持時の筋活動について、その時間差を検討した先行研究は、予測的な姿勢調節と反射的な姿勢調節を検討したものとに大別される。予測的な姿勢調節では、川西ら^{6,7)}や米¹²⁾らが立位姿勢での上肢挙上および頸部回旋運動の際に、大腿二頭筋が主動筋よりも先行して活動することを報告している。これらの筋活動は、運動により姿勢が崩れてしまうことを未然に防ぐために機能していると考えられている。一方、反射的な姿勢調節では、立位や座

位など比較的姿勢が安定しているときに不意に外乱を加えた際に生じる筋活動としている。先行研究^{13,14)}においては、各姿勢において床を動揺させたときに生じる筋活動を調査している報告がみられ、床を動揺させるという刺激後に筋活動が生じることを述べている。

本研究課題では、シーティングバギー上での頸部回旋運動を実施しているため、姿勢は比較的安定した状態であり、予測的な姿勢制御を行う必要性は低かったと予想される。また、主動筋の後に出現した筋活動は、実験課題から判断して外的な刺激に対する反射的な姿勢調節とも考えにくい。よって今回みられた時間的变化は、先に述べたように、負荷課題に対して筋出力を補う必要があったこと、もしくは回旋運動を行う際の運動軸を安定させる必要があったことに関連したものと考えられ、こういった筋活動も主動筋に対して遅れて活動する可能性があることが示された。

3. 重度 CP 群の筋活動の空間的・時間的变化

直立座位において、重度 CP 患者の2名(対象者 B, C)が胸鎖乳突筋の活動量増加を示したことは、健常成人ではみられない結果であった。この2名は安静時の頸部伸筋の活動量も高く、時間的变化の分析からはこの筋活動を抑制させてから頸部回旋運動を行っていたことが示された。よって、これらの対象者では頸部伸筋を弛緩させた後、頸部の抗重力位を保ちながら運動を行うことが困難となり、運動開始時に過剰な努力を必要とするため多大な筋出力が示された可能性があると考えられた。頸部の立ち直り反応などが未獲得なことから、対象者 B, C の結果は頸部の運動制御が関連した結果であることが推察される。

リクライニング座位では、胸鎖乳突筋の筋活動の増加は、健常成人よりも少ない変化率にとどまった。これは、リクライニングによって重力負荷が加わり、頸部回旋運動が抗重力運動となったため、純粋な回旋運動を行うための選択的収縮が困難なことから、側屈や伸展を伴うような運動によ

り代償的に回旋運動を行っていたことが関与していると考えられた。

また、頸部以外の部位に著明な連合反応がみられなかったことは、今回使用したシーティングバギーによって座面と背部にサポートが得られたことで、課題実施中の過剰な筋緊張が軽減されたことが理由として考えられる。Heide¹⁾らは、障害がより重度な児に対して背もたれと足台を使用した座位では、サポートのない座位と比較して頸部と腰部の伸筋群の活動が有意に減弱したことを報告している。本研究でも類似した結果が得られ、股関節の屈曲や骨盤部のサポートを伴う実験肢位が影響していた可能性がある。

まとめと今後の課題

従来より、障害児における頸部の安定性の重要性が指摘されている。また、その後の運動発達および認知発達に影響を与えることから、頸部の運動機能の向上はリハビリテーションにおける早期の目標ともなる。本研究の結果から、頸部の安定性が獲得されていない重度 CP 患者では、頸部回旋運動に伴う困難さだけではなく、非対称肢位を安楽に保持できていないことも客観的に示された。また、運動時に過剰な努力を必要とすることからも、運動に伴う不安定性を補うような徒手の治療やヘッドレストなどによる物理的サポートの検討を行う必要があると考えられた。

文献

- 1) van der Heide JC, Begeer C, Fock JM, Otten B, Stremmelaar E et al.: Postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 46: 253–66. 2004.
- 2) Hadders – Algra M, Van der Fits IB, Stremmelaar EF, Touwen BC: Development of postural adjustments during reaching in infants with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 41: 766–776. 1999.
- 3) 寺沢幸一, 梶浦一郎: 脳性麻痺の運動障害 原著第2版—評価と治療の考え方—. 東京: 医歯薬出版株式会社. 1985: 46–63.
- 4) 宮城島一史, 伊藤俊一, 隅元庸夫, 小俣純一, 湯浅敦智, 戸川大輔, 金山雅弘: 体幹回旋運動の特性—トルクマシーンにおける体幹筋の筋電図学的検討—. *北海道理学療法士会誌* 26: 36–39. 2009.
- 5) Macintosh JE: The morphology of the lumbar erector spinae. *Spine* 12: 658–668. 1986.
- 6) 川西正行, 笠井達哉, 矢作晋: 上肢挙上運動と頭部回旋運動に伴う姿勢筋の連合反応. *日本体育学会大会号* 47: 253. 1996.
- 7) 川西正行, 笠井達哉, 矢作晋: 随意動作の開始に伴う姿勢筋の連合反応—I. 上肢挙上反応動作の大きさと反応方向の違いによる影響—. *広島文教女子大学紀要* 28: 123–132. 1993.
- 8) 下野俊哉: 表面筋電図マニュアル 基礎編. 酒井医療株式会社, 2004.
- 9) John H. Warfel: 図説 筋の機能解剖. 医学書院, 1998.
- 10) van der Fits IB, Klip AW, van Eykern LA, Hadders – Algra M: Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. *Exp Brain Res*. 120: 202–216. 1998.
- 11) A. I. Kapandji, 訳塩田悦仁. カパンディ関節の生理学Ⅲ 脊椎・体幹・頭部第6版. 医歯薬出版株式会社. pp186–261. 2005.
- 12) 米中業, 川西正行, 矢作晋, 笠井達哉: 上肢挙上と頭部回旋の同時動作の遂行に伴う予測的姿勢調節機構の解析. *国際協力研究誌* 4: 89–97. 1998.
- 13) Di Fabio RP, Badke MB, McEvoy A, Breunig A.: Influence of local sensory afference in the calibration of human balance responses. *Exp Brain Res*. 80: 591–599. 1990.

- 14) Brogren E, Forssberg H, Hadders-Algra M : spastic diplegia. Dev Med Child Neurol 43 :
Influence of two different sitting positions 534-546. 2001.
on postural adjustments in children with

Spatio-temporal changes of muscle activity during neck rotation
- Characteristics of normal adults and patients with severe cerebral -

By

Takeshi Kodama^{1,2)}, Yuji Nakamura³⁾, Sonomi Nakajima³⁾, Yasuhito Sengoku³⁾

From

- 1) Saiseikai Nishi Otaru Hospital, Midori-no-Sato Institution for the persons with sever
motor and intellectual disability
- 2) Graduate School of Health Sciences, Sapporo Medical University
- 3) School of Health Sciences, Sapporo Medical University