

健常者と片麻痺患者における対象物の性質と位置関係の変化が 座位到達動作時の姿勢と随意運動に及ぼす影響について

辻下 守弘*¹ 鶴見 隆正*¹
清水ミシェル・アイズマン*¹ 奈良 勲*²

*1 広島県立保健福祉短期大学理学療法学科

*2 広島大学医学部保健学科

抄 録

本研究の目的は、座位到達動作課題を使用して、到達させる対象物の性質や被験者との位置関係の変化が姿勢調節にどのような影響を及ぼすかを明らかにすることである。対象は健常若年者（以下、健常者）12名と脳卒中片麻痺患者（以下、片麻痺患者）8名であった。方法は、対象者とコップの配置を自由に設定できるテーブルを自作し、対象者には座位で前方に置かれたコップを口に運ぶという到達動作を行わせた。与えた到達動作の課題は、二つの対象物と三つの配置条件を組み合わせた6種類であり、各課題を実施した時の到達時間、垂直床反力、そして筋電活動量を測定した。健常者と片麻痺患者における各測定項目を群間検定したところ、到達時間は健常者に比べて片麻痺患者が延長し、下肢筋は健常者に比べて片麻痺患者が大きな筋電活動量を示していた。また、健常者と片麻痺患者各々の対象物と配置条件の二要因に関する分散分析の結果、両群とも対象物の違いに有意な主効果を認めた測定項目はなかったが、健側三角筋の筋電活動量以外の測定項目において配置条件の違いによる5%水準以下の有意な主効果を認めた。

キーワード：片麻痺患者，到達動作課題，姿勢調節，床反力計，筋電図

はじめに

座位で服のボタンを閉じること、テーブルにある水の入ったコップを取って水を飲むこと、あるいは床に落ちたペンを拾い上げることなどのような日常的な課題を遂行するためには、巧緻性の高い上肢の運動だけでなく、高度に組織化された姿勢調節機構が潜在的に働いていなければならない。姿勢調節は、課題とそれが遂行される状況（前後関係、文脈）に強く依存しており、柔軟で豊かな適応力を備えていることがわかっている¹⁻²⁾。したがって、姿勢調節の練習は、日常生活上の課題の練習と分けて実施されるべきではなく、それぞれの課題遂行時の運動に必要な動的要素を獲得できるような訓練方略を考慮すべきである³⁾。しかし、これまで日常生活上の課題遂行時の運動と姿勢調節との関係を明らかにした基礎的研究は極めて少ないため、体系的な練習方法の構築を推し進める糸口が見つからない。そこで、本研究の目的は、座位到達動作課題を使用して、到達させる対象物の性質や被験者との位置関係の変化が姿勢調節にどのような影響を及ぼすかを明らかにすることである。また、本研究では、健常若年者を対象として姿勢調節の正常パターンを把握し、脳卒中片麻痺患者を対象として中枢神経疾患による姿勢調節への影響も検討した。

対象

対象は健常若年者（以下、健常者）12名と脳卒中片麻痺患者（以下、片麻痺患者）8名とした。健常者の内訳は、男性6名、女性6名であり、平均年齢は20.3±1.1歳、平均身長164.9±6.9cm、平均体重58.5±6.9kgであった。脳卒中片麻痺患者の内訳は、男性2名、女性6名であり、平均年齢は57.6±18.2歳、平均身長156.8±4.9cm、平均体重57.6±6.1kgであった。診断名は脳梗塞6名、脳出血2名、麻痺側は右片麻痺4名、左片麻痺4名、下肢Brunnstrom stageは上肢Ⅲ6名、Ⅳ2名、下肢Ⅲ3名、Ⅳ5名であった。発症から測定時点までの期間は、平均27.5±10.6ヶ月であった。対象者の条件としては、四肢、体幹に変形がなく、両下肢の足底全体が床に接地した座位で健側上肢長の160%まで到達動作が可能とした。また、基本的な移動能力としては、全例自立した屋内歩行が可能であったが、3例は杖と装具を必要としていた。

方法

1. 形態とリーチ到達距離の測定

対象者は、まず上肢長（肩峰突起下縁～橈骨茎状突起）、下腿長（膝関節裂隙～足底）、座位身長（股関節、

膝関節90度屈曲位、体幹を床と垂直位にした状態で肩峰突起下縁～足底までの距離）、そして肩関節90度屈曲位から前方への最大到達距離が測定された。

2. 使用した測定装置

床反力の測定には、床反力計（キスラー社製水晶圧電式多成分フォースプレート 9287A）を2枚使用し、それぞれチャージアンプ（キスラー社製9865C）を通して垂直床反力のアナログ信号を出力した。表面筋電図の測定には、多用途生体アンプ（NECメディカルシステムズ社製BIOTOP 6 R12）を使用し、導出した信号は5 Hzから1 kHzのバンドパスフィルターにかけた。表面電極は、到達動作を行う側の三角筋前部線維、両側の大腿直筋と大腿二頭筋の合計5筋に設置した。また、圧センサーとしてフットスイッチ2個と4chFSアンプ（電機計測販売社製PH-450）を使用した。測定中、垂直床反力と表面筋電図のアナログ信号、そしてフットスイッチのトリガー信号は全てA/D変換ボードを介して、サンプリング周波数500Hzにてパソコン（NEC社製PC-9821Xa16）へリアルタイムに転送され、最終的には230MBの光磁気ディスクに記録保存した。記録されたデータは多用途生体情報解析プログラム（キッセイコムテック社製BIMUTAS II for Windows）にて同期させ、二次処理を行った。

3. 実験手続き

対象者は、表面電極を設置されながら実験手順の説明を受け、形態の計測後、2枚の床反力計に隣接した高さ調節が可能な台の上に椅子坐位をとらせた。台の高さは、下腿長と同じになるよう調節し、床面と下腿部が垂直で、かつ両足の間隔が20cmとなるようにそれぞれの床反力上に足底を接地させた。また、座面が大腿部の3分の1程度接するような深さで座らせ、頭部と体幹がなるだけ床面に対して垂直になるように椅子坐位を保持させた。リーチ動作を行う側の台側方には、対象者が腕を垂らした状態で示指の指腹が触れる位置にフットスイッチを取り付けた。対象者の前方には、床面と垂直で自由に移動が可能な金属製の棒に固定された幅20cm、長さ30cmの木製テーブルを設置した。テーブルの高さは、椅子坐位で対象者の足底から肩峰までの長さの75%に調整し、テーブル上にはコップを載せる位置にフットスイッチを取り付けた。

対象者に指示した課題は、前方に置かれたコップを口に運ぶという到達動作であった。コップを使用した理由は、日常生活において最も一般的であることと、コップの種類が多様であることからコップの持つ性質を意図的に選択可能なことである。到達動作のスピードは指示せずに、前方にあるコップを口に運ぶことだけを意識した自然な動作を行わせた。使用したコップ

は、一見軽そうな透明のガラス製コップ(実測重量250g, 直径6cm, 高さ12cm:以下, 軽量)と、一見重そうな茶色の陶器製コップ(実測重量500g, 直径8cm, 高さ9.5cm:以下, 重量)の2種類であった。二つのコップそれぞれには、持ち上げる前に見ただけで重い軽いを対象者に判断させる視覚的な情報が内在されており、コップが持つこの視覚的な情報が対象者の運動にどのような影響を及ぼすのかを観察しようと考えた。対象者とコップの距離は、上肢長の140%の長さに設定し、コップの配置条件は、体幹正中前方位(以下, 正中位)、肩関節45度水平外転位(以下, 外転位)、そして肩関節45度水平内転位(以下, 内転位)とした。到達動作は、健常者の場合右 upper 肢、片麻痺患者の場合健側 upper 肢で実施させた。対象者には、台側方にあるフットスイッチを触れた状態から実験者の口頭合図により到達動作を開始させ、テーブル上のコップを取り上げさせた。到達動作の順番は無作為とし、一人の対象者に対してコップの種類2条件と配置3条件の合わせて6課題を実施させた(図1)。

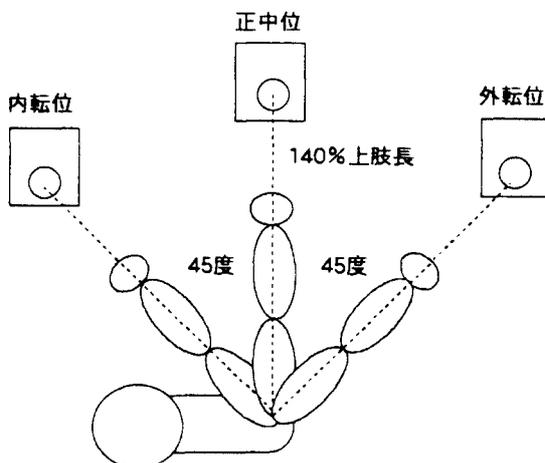


図1 実験装置とコップの配置条件

4. 分析方法

到達動作を開始してからコップを取り上げるまでの時間(以下, 到達時間)は、対象者が座る台側方とコップを置くテーブル上に取り付けたフットスイッチのトリガー信号から計測した。両側の最大垂直反力は、到達動作開始からコップが取り上げられる間、つまり到達時間内の最大値とし、それぞれのデータは体重で正規化した。また、各筋における到達時間内の総筋電活動の積分値は、別に計測した随意最大等尺性収縮の積分値により正規化した(以下, %IMVC)。ただし、片麻痺患者の患側筋については、麻痺により正確な随意最大筋収縮が得られないため、験者が援助した状態で患側片脚立位における1秒間の筋電活動の積分値を使用した。

群内における対象物と配置条件の比較には二要因の分散分析を使用し、5%水準以下の主効果を認めた項目に対してFisherのPLSD法による多重比較検定を実施した。群間の比較についてはMann-WhitneyのU検定を使用し、5%水準以下を有意とした。

結果

図2は健常者における軽量コップを使用した時の垂直床反力と筋電図の生波形である。正中位では、左右同じパターンの床反力波形を認め、到達点が谷となる2峰性のピークがあり、到達後のピークのほうが到達前よりも大きかった。外転位では、右の床反力波形に比べて左が小さく、内転位では反対に右のほうが小さい波形であった。三つの配置条件において到達動作の主動筋である三角筋は共通して大きい活動を示していたが、それに比べて下肢の筋活動は小さかった。配置条件の方向にある側の床反力波形と関連して筋電図の振幅が変化し、到達点が筋活動のピークとほぼ一致していた。

図3は片麻痺患者における軽量コップを使用した時の垂直床反力と筋電図の生波形である。配置条件に関わらず患側の床反力が健側に比べて著明に小さく、外転位でやや波形の変化が見られるものの正中位と外転位では平坦に近い状態であった。健常者で見られたような床反力波形と関連した筋電図の振幅変化はなく、到達点に一致した筋活動のピークも見られなかった。三つの配置条件に共通して健側の大腿二頭筋が他の三つの下肢筋よりも著しい活動を示していた。

表1は健常者における6課題それぞれについての到達時間、最大垂直床反力、筋電活動量の平均値と標準偏差である。到達時間は、最小値が正中位・軽量の1262.6 msecであり、最大値が外転位・軽量と内転位・重量の1619.3 msecであった。最大垂直床反力は、正中位が左右ほぼ同じ値であり、外転位と内転位では配置方向に

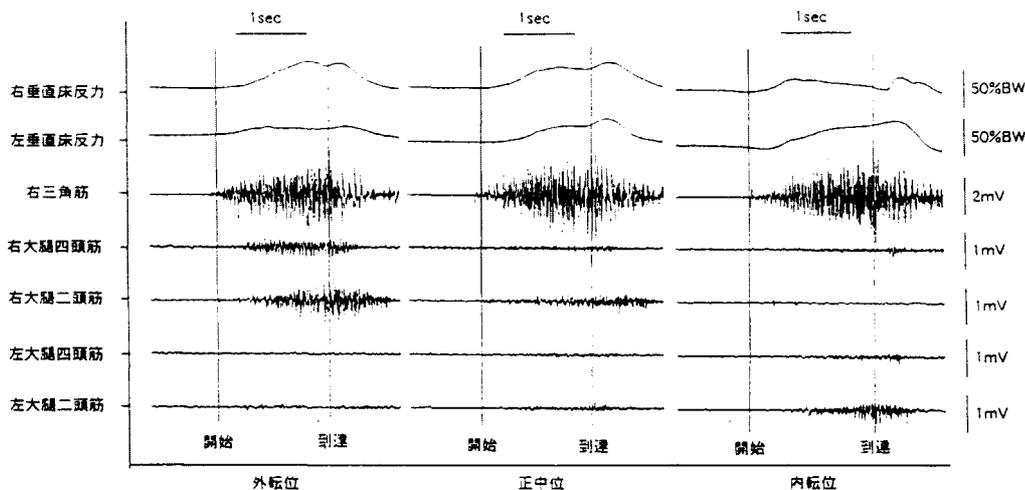


図2 健常者における垂直床反力と筋電図の生波形
軽量コップ使用による代表的な波形を提示

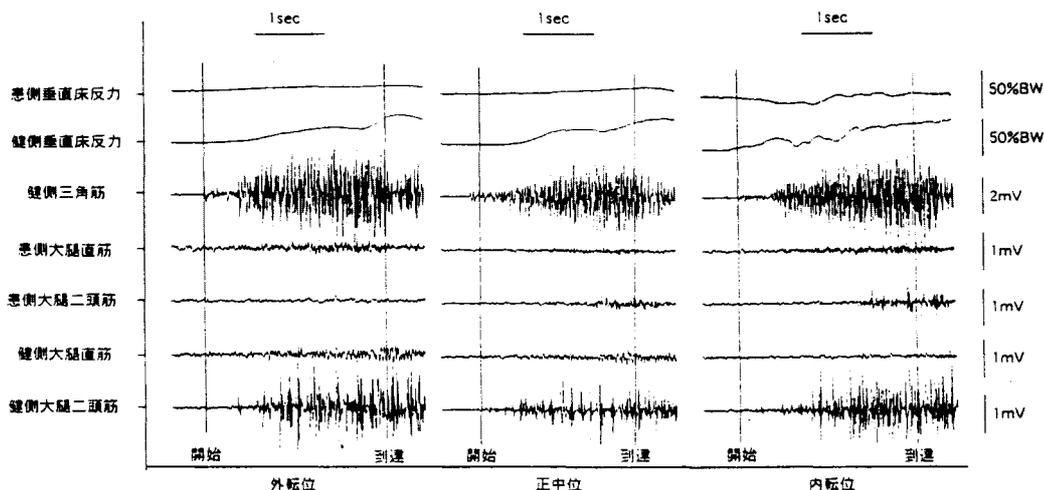


図3 片麻痺患者における垂直床反力と筋電図の生波形
軽量コップ使用による右片麻痺患者の代表的な波形を提示

一致した側の床反力が50%BWに近い値を示していた。筋電活動量では、課題に共通して三角筋が50%IMVC以上の活動を示し、下肢筋の大部分が20%IMVC以下の活動にとどまっていた。また、下肢筋では、全体的に大腿二頭筋の活動が高い傾向にあった。

表2は片麻痺患者における6課題それぞれについての到達時間、最大垂直床反力、筋電活動量の平均値と標準偏差である。到達時間は、最小値が正中位・軽量の1994.8msecであり、最大値が外転位・重量の2207.9msecであった。最大垂直床反力は、正中位において健常者のような左右対称性が認められず患側への荷重が小さい傾向にあった。配置方向が患側となる内転位であっても床反力は30%BW以下であった。筋電活動量で

は、患側の正規化条件が異なるため健側や健常者の値と比べることができないが、全体的に健常者より活動量が高い傾向にあった。特に、健側の大腿二頭筋は、課題に関わらず50%IMVC以上の活動を示し、他の下肢筋の活動と比べて著しく大きな値を示していた。

健常者と片麻痺患者における各測定項目を群間検定したところ、到達時間、右および健側の下肢筋については課題に関わらず5%水準以下の有意差を認めた。つまり、到達時間は健常者に比べて片麻痺患者が延長し、下肢筋は健常者に比べて片麻痺患者が大きな筋電活動量を示していた。また、両側の最大垂直床反力では、対象物に関わらず内転位で有意差を認め、内転位の配置条件では配置方向の下肢、つまり片麻痺患者の

表1 健常者における到達時間, 最大垂直床反力, 筋電活動量の平均値と標準偏差 (N=12)

	(平均値±標準偏差)					
	外転位		正中位		内転位	
	軽量	重量	軽量	重量	軽量	重量
到達時間 (msec)	1619.3±144.6	1409.6±140.3	1262.6±106.6	1348.0±83.1	1322.0±80.8	1619.3±104.6
右最大垂直床反力 (%BW)	48.5±4.9	46.5±6.9	32.5±3.6	32.3±3.7	10.8±3.4	11.0±3.4
左最大垂直床反力 (%BW)	9.7±2.5	9.5±3.0	32.3±3.5	32.2±3.0	48.3±5.3	48.3±5.3
右三角筋 (%IMVC)	66.3±12.0	68.0±12.8	54.9±8.2	55.5±9.1	53.1±11.0	53.9±8.6
右大腿直筋 (%IMVC)	16.6±5.2	17.9±4.6	10.7±4.1	10.8±3.7	8.9±4.2	8.9±4.2
右大腿二頭筋 (%IMVC)	20.2±6.9	21.7±6.8	13.2±3.8	12.9±4.4	5.1±2.9	5.1±2.9
左大腿直筋 (%IMVC)	5.8±4.6	5.1±3.2	9.5±2.7	9.7±3.2	9.5±3.4	9.5±3.4
左大腿二頭筋 (%IMVC)	3.3±2.4	3.5±1.9	19.6±6.1	19.8±6.0	19.9±6.6	19.9±6.6

表2 片麻痺患者における到達時間, 最大垂直床反力, 筋電活動量の平均値と標準偏差 (N=8)

	(平均値±標準偏差)					
	外転位		正中位		内転位	
	軽量	重量	軽量	重量	軽量	重量
到達時間 (msec)	2130.5±304.4	2207.9±336.1	1994.8±292.4	1996.5±274.1	2168.5±347.8	2206.4±303.9
患側最大垂直床反力 (%BW)	11.6±3.6	12.2±2.8	20.8±8.7	21.0±7.8	28.3±2.8	28.2±2.5
健側最大垂直床反力 (%BW)	45.8±8.2	44.1±7.9	35.7±5.1	36.3±6.2	20.8±3.0	19.2±3.1
健側三角筋 (%IMVC)	70.9±15.0	72.5±13.6	63.6±14.6	66.9±19.6	67.8±14.7	66.6±12.9
患側大腿直筋 (%IMVC) *	15.5±7.6	15.3±7.7	28.7±10.3	30.3±11.4	48.5±10.2	49.6±9.9
患側大腿二頭筋 (%IMVC) *	10.8±5.6	11.3±5.3	31.4±9.6	30.4±8.7	43.4±9.7	43.4±9.7
健側大腿直筋 (%IMVC)	49.9±10.6	47.7±7.3	28.1±12.2	23.1±11.3	16.5±8.8	16.5±7.4
健側大腿二頭筋 (%IMVC)	75.5±12.3	74.9±10.9	51.7±22.6	60.5±13.6	59.5±16.2	59.3±12.9

* 患側筋については患側片脚立位時の筋電活動量を最大筋電積分値として正規化

患側荷重量が健常者の左側荷重量よりも小さく、健側荷重量が右側荷重量よりも大きくなっていました。

健常者と片麻痺患者各々の対象物と配置条件の二要因に関する分散分析の結果、両群とも対象物の違いに有意な主効果を認めた測定項目はなかったが、健側三角筋の筋電活動量以外の測定項目において配置条件の違いによる5%水準以下の有意な主効果を認めた(表4)。健常者における多重比較検定の結果、到達時間では外転位と正中位、正中位と内転位にそれぞれ5%水準で有意差を認め、両側床反力では配置条件各々について1%水準で有意差を認めた。また、筋電活動量で

は、全ての筋において外転位と正中位、外転位と内転位に1%水準で有意差を認めた。片麻痺患者における多重比較検定の結果、到達時間には配置条件各々に有意差を認めなかったが、両側床反力では配置条件各々について1%水準で有意差を認めた。また、筋電活動量において、健側三角筋には有意差を認めなかったが、健側の大腿直筋と大腿二頭筋において外転位と正中位、外転位と内転位に5%水準で有意差を認め、患側の大腿直筋と大腿二頭筋において配置条件各々について1%水準で有意差を認めた。

表3 健常者と片麻痺患者における測定項目の検査結果

Mann-Whitney の U 検定を使用
* P<0.05 ** P<0.01 n.s 有意差なし

健常者	片麻痺	対象物	配置	検定結果
到達時間	到達時間	軽量	外転位	**
			正中位	**
			内転位	**
		重量	外転位	**
			正中位	**
			内転位	**
右最大垂直床反力	健側最大垂直床反力	軽量	外転位	n.s
			正中位	**
			内転位	**
		重量	外転位	n.s
			正中位	**
			内転位	**
左最大垂直床反力	患側最大垂直床反力	軽量	外転位	n.s
			正中位	**
			内転位	**
		重量	外転位	n.s
			正中位	**
			内転位	**
右三角筋	健側三角筋	軽量	外転位	n.s
			正中位	*
			内転位	n.s
		重量	外転位	**
			正中位	*
			内転位	**
右大腿直筋	健側大腿直筋	軽量	外転位	**
			正中位	*
			内転位	**
		重量	外転位	**
			正中位	*
			内転位	**
右大腿二頭筋	健側大腿二頭筋	軽量	外転位	**
			正中位	**
			内転位	**
		重量	外転位	**
			正中位	**
			内転位	**

考 察

本研究は、課題の違いがそれを達成するための運動と姿勢調節にどのような影響を及ぼすのかを明らかにする目的で、二つの対象物と三つの配置条件を組み合わせた6課題について座位到達動作を遂行させ、到達時間、垂直床反力、そして筋電活動量を測定した。座位到達動作を選択した理由は、実験の条件設定を統制する上での容易さ、片麻痺患者を対象とする上での安全性および健常者と比較する上で身体機能の差異を小さくできること、そして健常者、片麻痺患者に関わらず日常生活上使用される頻度の高い動作と考えられることである⁴⁻⁶⁾。姿勢調節に関して体幹機能や重心動揺ではなく床に対する下肢の荷重量と下肢筋の活動量に着目したのは、上肢動作に伴う座位や立位の姿勢調節において下肢筋が重要な役割を果たすことが多くの先行研究により実証されていることが理由である⁷⁻¹¹⁾。また、到達時間は、到達動作における姿勢調節の結果としての総合的なパフォーマンスを表現するパラメータと捉えた。

実験の結果、到達時間は両群ともに対象物に関わらず外転位、内転位に比べて正中位が最も短いことがわかった。Crosbieら¹¹⁾は健常者を対象とした同様な到達距離と配置条件での座位到達動作において到達時間を測定したところ、外転位、内転位に比べて正中位が最も長かったと報告し、本実験の結果と異なっていた。これは彼らの研究が動作速度をできる限り早く行うよう指示しており、本実験での到達時間が1.2秒から1.6秒であるのに

表4 対象物と配置条件の二要因に関する分散分析結果

	健常者 (N=12)		片麻痺 (N=8)	
	対象物	配置	対象物	配置
到達時間	n.s	P<0.05	到達時間	n.s P<0.05
右最大垂直床反力	n.s	P<0.01	患側最大垂直床反力	n.s P<0.01
左最大垂直床反力	n.s	P<0.01	健側最大垂直床反力	n.s P<0.01
右三角筋	n.s	P<0.01	健側三角筋	n.s n.s
右大腿直筋	n.s	P<0.01	患側大腿直筋	n.s P<0.01
右大腿二頭筋	n.s	P<0.01	患側大腿二頭筋	n.s P<0.01
左大腿直筋	n.s	P<0.01	健側大腿直筋	n.s P<0.01
左大腿二頭筋	n.s	P<0.01	健側大腿二頭筋	n.s P<0.01

n.s=主効果なし

対して0.4秒前後と約3倍速いため速度の相違が何らかの影響を及ぼしているものと考えられる。一方Deenら¹²⁾による片麻痺患者を対象とした動作速度が同条件の実験では、本実験と同様な結果を報告しており、到達時間も2秒から3秒と片麻痺患者の値とほぼ一致していた。正中位の到達時間が最も短い理由は、両群とも外転位と内転位に比べて床反力の左右差が小さく、両下肢での支持が得られることから支持基底面が拡大し、他の配置条件と比較して姿勢調節への負担を抑えた状態で到達動作が遂行可能となるためであろう。また、下肢筋の活動では、健常者に比べて片麻痺患者の方が6課題ともに大きな活動を示しており、片麻痺患者は座位到達動作時の姿勢調節が非効率的であり多大なエネルギーを必要としていた。特に片麻痺患者における健側大腿二頭筋の活動が著明であり、到達動作時の姿勢調節と重心移動の駆動力に健側大腿二頭筋が大きな役割を果たしているものと推察される。これまで片麻痺患者を対象とした座位到達動作時の下肢筋の活動量を記録した先行研究はなく、もっぱら体幹筋の活動に主眼が置かれている¹³⁾。しかし、本実験で記録されたように座位到達動作時の下肢筋活動は健常者のパターンと異なり、体幹筋だけでなく下肢筋の活動を観察することで片麻痺患者の姿勢調節機能をより詳細に評価できるものと思われる。

上肢到達動作は、日常生活や道具使用による手・手指スキルの観点から主に作業療法領域で主に研究¹⁴⁾が行われてきたが、最近ではサルを使用した手操作関連ニューロンの発見など神経科学領域においても基礎的な研究が進んでいる¹⁵⁾。サルによる最新の研究成果によると、腹側運動前野尾側部にあるF4領域には上肢到達運動に関連して活動するニューロンが見つかり、これは身体中心座標を基準とした対象物と上肢の位置関係を基にして到達運動を制御していると考えられている¹⁶⁾。また、同野の吻側部にあるF5領域には手・手指の形態をあらかじめ対象物の形態にあわせるpreshapingに関わるニューロンが存在することもわかっている¹⁷⁾。両領域に共通して重要なことは、これらの運動制御を対象物の形態や性質、空間内の位置関係といった視覚情報に基づいて行っていることである¹⁸⁾。さらに、この視覚情報は、視覚的あるいは触覚的記憶を参照して対象物の質的・量的情報(大きさ、形態、重さ、距離、材質)を提供し、接触によって得られる運動感覚や固有感覚情報をもたなくとも正確な到達運動の制御を行っていることが明らかにされている¹⁹⁾。これらの研究成果は、最近理学療法領域の中でも関心が高まっている生態学的視覚論やアフォーダンス理論を裏付けるものといえる。

本研究で対象物として選択した2種類のコップを対象者が見たとき、「円柱状の高さ12cm、直径6cmの透

明な物体と円柱状の高さ9.5cm、直径8cmの茶色の物体」というような物理学的な情報を知覚するのではなく、過去の記憶に基づいて「軽い力で握れば持ち上げることのできるような物体」と「少し多めに力を入れなければ持ち上げられそうにない物体」というように、日常生活と結びつけて知覚していると考えられる。また、配置条件も同様に物理的な距離を知覚するのではなく、自分と対象物の位置関係を「充分手が伸ばせそうな物体」や「手を伸ばせば倒れそうな物体」といったような生態学的状況を知覚していると考えられる。つまり、対象物自体あるいは周辺環境の中での見えといった「与えてくれる特性」を知覚し、それに導かれて運動制御が起こると考えられている。この「与えてくれる特性」をGibsonはアフォーダンスと呼び、運動制御の革新的な理論として現在も議論が続いている²⁰⁾。しかし、少なくとも対象物に触れるまでの到達運動において、視覚情報が適切な運動制御をする上で重要な役割を担うとするならば、運動に随伴する姿勢調節にも大きな影響を及ぼすことは容易に理解できる。

そこで本研究では、対象物と配置条件を組み合わせた6課題を設定し、課題の変化により姿勢調節がどのような影響を受けるかを検討した。実験の結果、健常者、片麻痺患者ともに対象物の変化が姿勢調節に及ぼす影響は明らかにできなかったが、配置条件の変化については姿勢調節に影響を及ぼすことが明らかとなった。また、健常者と比べて片麻痺患者では、下肢筋の活動が全体的に大きく、有意差は認められなかったものの正中位では対象物の違いによっても活動が影響を受ける傾向にあった。今回対象物に選んだ2種類のコップは、確かに異なる特性をアフォードするものであるが、本実験で使用した測定項目ではその影響を捉えることができなかったものと考えられる。しかし、床反力と下肢筋については対象物の違いによる数値の変化は小さいものの到達時間に関しては軽量よりも重量の方が延長する傾向にあり、動作に伴う床反力や筋活動の立ち上がり潜時など時間因子を測定することで、対象物からアフォードされる特性の違いが姿勢調節に及ぼす影響を捉えることが可能であったかもしれない。

Wuら²¹⁾は、脳卒中患者と同年代の健常者を対象として、包丁で物を切るといった課題において、切る対象物のアフォーダンスが包丁への到達動作のパフォーマンスに及ぼす影響を三次元動作解析システムで測定している。アフォーダンスの条件は、対象物にその特性をアフォードする豊かな情報が含まれている場合と含まれていない場合の2条件が設定されていた。その結果、到達時間については両群ともに有意な主効果を認め、豊かな情報が含まれた対象物の方がより到達動作のスピードを早めることがわかった。また、健常者に比べて脳卒中患者は、対象物からアフォードされる情

報に到達動作のパフォーマンスが大きく影響されることも明らかにされた。このように対象物が持つアフォーダンスが運動制御や姿勢調節に及ぼす影響についての研究報告は極めて少ないのが現状であるが、片麻痺患者など中枢神経疾患を持つ患者はアフォーダンスのような視覚情報の知覚に何らかの問題があり、それが運動制御や姿勢調節の障害と関連している可能性も否定できない。

また、対象物のアフォーダンスだけでなく、本実験で有意な主効果を認めた配置条件についても、Georgopoulosら²²⁾の実験によりある方向への到達運動において、その運動方向に特異的に活動する運動ニューロンの存在が明らかにされており、対象物の空間配置に関する視覚情報の知覚も運動制御には重要であることがわかっている。以上のことから、片麻痺患者に対しては、対象物のアフォーダンスや配置条件などの視覚情報を操作した多様な課題の運動を積極的に実施させる必要があるのではないだろうか。言い換えれば、獲得したい運動や動作がある場合、それを導くような視覚情報を組み込んだ運動課題を設定できる可能性もある。すでにこのような考え方を取り入れた練習方法が、task-related training¹²⁾ や task-specific training²³⁻²⁴⁾ と呼ばれて臨床応用が進んでいる。例えば、日本語版「脳卒中の運動訓練プログラム」には、バランスのとれた座位を獲得するための治療テクニックとして、肘掛のない椅子で座位を保持した状態で、セラピストが患者周囲の多様な位置にコップを配置し、そのコップに手を伸ばし取り上げさせるといった練習が行われている²⁵⁾。この練習では、コップを取るといった運動課題を遂行することにより乱される姿勢を安定させるために、患者は高度な姿勢調節の能力を要求されることとなる。

今後は神経科学領域の基礎的研究と理学療法、作業療法領域の臨床研究が並行して行われることで、それら新しい練習方法の有効性が実証されていくであろう²⁶⁾。今回の研究は、それに貢献できるような結果を得るには至らなかったが、本実験の結果と明らかとなった実験デザインの問題点を踏まえて今後研究を継続していきたい。

結 語

対象物と配置条件を組み合わせた6課題を設定し、課題の変化により姿勢調節がどのような影響を受けるかを検討した結果、健常者、片麻痺患者ともに配置条件の変化については姿勢調節に影響を及ぼすことが明らかとなったが、対象物の変化についてはその影響を明らかにするまでには至らなかった。しかし、今回の結果から、与えた課題の変化により、姿勢調節に何ら

の影響を及ぼす可能性が示唆され、片麻痺患者の運動再学習には視覚情報を操作した様々な課題を設定していくべきであると思われた。

文 献

- 1) Nashner, L. M. Adaptation of human movement to altered environments. *Trends neurosci.*, 5 : 358-361, 1982
- 2) Nashner, L. M., Cordo, P. J. Relation of automatic postural responses and reaction-time in voluntary movements of human leg muscle. *Exp. Brain Res.*, 43 : 395-405, 1981
- 3) Carr, J. H., Shepherd, R. B. A motor learning model for stroke rehabilitation. *Physiotherapy*, 89 : 372-380, 1989
- 4) Dean, C. M., Mackey, F. H. Motor assessment scale scores as a measure of rehabilitation outcome following stroke. *Aust. J. Physiother.*, 38 : 31-35, 1992
- 5) Lowen, S. C., Anderson, B. A. Predictors of stroke outcome using objective measurement scales. *Stroke*, 21 : 78-81, 1990
- 6) Morgan, P. The relationship between sitting balance and mobility outcome in stroke. *Aust. J. Physiother.*, 40 : 91-96, 1994
- 7) Lee, W. A. Neuromotor synergies as a basis for coordinated intentional action. *J. Mot. Behav.*, 16 : 135-170, 1984
- 8) Bouisset, S., Zattara, M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J. Biomech.*, 20 : 735-742, 1987
- 9) Son, K. et al. The mechanical role of the trunk and lower extremities in a seated weight-moving task in the sagittal plane. *J. Biomech. Eng.*, 110 : 97-103, 1988
- 10) Chari, V. R., Kirby, R. L. Lower-limb influence on sitting balance while reaching forward. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 67 : 730-733, 1986
- 11) Crosbie, J. et al. Postural and voluntary movement during reaching in sitting : The role of the lower limbs. *J. Hum. Movement Stud.*, 28 : 103-112, 1995
- 12) Dean, C. M., Shepherd, R. B. Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke : A randomized controlled trial. *Stroke*, 28 : 722-728, 1997
- 13) Kaminski, T. R. et al. The coordination bet-

- ween the trunk and arm motion during pointing movements. *Exp. Brain Res.*, 106 : 457-466, 1995
- 14) Lin, K. et al. Effects of task goal on movement kinematics and line bisection performance in adults without disability. *Amer. J. Occup. Ther.*, 52 : 179-187, 1997
- 15) Mushiake, H. et al. Neural activity in the ventral part of premotor cortex during target-reach movement is modulated by direction of gaze. *J. Neurophysiol.*, 78 : 567-571, 1997
- 16) Gentilucci, M. et al. Functional organization of inferior area 6 in the macaque monkey. : I Somatotopy and the control of proximal movements. *Exp. Brain Res.*, 71 : 475-490, 1988
- 17) Rizzolatti, G. et al. Functional organization of inferior area 6 in the macaque monkey. : II Area F5 and the control of distal movements. *Exp. Brain Res.*, 71 : 491-507, 1988
- 18) Rizzolatti, G. et al. The space around us. *Science*, 277 : 190-191, 1997
- 19) Fisk, J.D. Sensory and motor integration in the control of reaching. Bard, C, et al. ed., *Development of eye-hand coordination across the life span*. Columbia, University of South Carolina Press, 75-98, 1990
- 20) 佐々木正人. エコロジカル・アプローチ, 知覚と運動. 乾敏郎編. 認知心理学 1. 東京, 東京大学出版会, 267-283, 1995
- 21) Wu, C. et al. Effects of object affordances on reaching performance in persons with and without cerebrovascular accident. *Amer. J. Occup. Ther.*, 52 : 447-456, 1997
- 22) Georgopoulos, A.P. et al. Spatial coding concerning the coding of movement direction by motor cortical populations. *Exp. Brain Res. Suppl.*, 7 : 327-336, 1986
- 23) Ada, L. et al. Task-specific training of reaching and manipulation. Bennett, K. M. B. and Castelli, U. ed. *Insights into the reach to grasp movement*. New York, North Holland, 239-265, 1994
- 24) Drabsch, T. et al. Effects of task-specific training on walking and sit-to-stand after total hip replacement. *Aust. J. Physiother.*, 44 : 193-198, 1998
- 25) 横山巖, 額谷一夫ほか訳. 脳卒中の運動訓練プログラム. 東京, 医学書院, 93-101, 1991
- 26) Castiello, U. et al. The reach to grasp movement of parkinson's disease subjects. Bennett K. M. B. and Castelli U. ed. *Insights into the reach to grasp movement*, New York, North Holland, 215-237, 1994

The effect of object position and object alterations on postural and voluntary movement during seated reaching movements by normal and hemiplegic individuals

Morihiro TSUJISHITA*¹, Takamasa TSURUMI*¹,
Michele Eisemann SHIMIZU*¹ and Isao NARA*²

*1 Department of Physical Therapy, Hiroshima Prefectural College of Health and Welfare

*2 School of Allied Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

Abstract

The purpose of this study was to investigate the effects of 1)the change of position of an object in relation to the subject, and 2)the change of the nature of the object, on the postural adjustment during seated reaching movements in healthy subjects and in hemiplegic patients. The subjects were 12 healthy volunteers who were neurologically intact (healthy group) and 8 hemiplegic patients (patient group). Subjects reached with the right hand to pick up and drink water from two types of glasses under three different reach conditions: straight forward, 45° toward the right side, and 45° across the body toward the left side. The subjects in the patient group reached out with the unaffected hand. The hand reach time was measured using a foot. Five channels of electromyographic (EMG) signals were recorded from the anterior fibres of the deltoid, and five muscles of the lower limbs. The signals from the hand and object switches were used to synchronise the EMG signals with the vertical ground reaction force data from force plates. The hand reach time, the vertical ground reaction force, and EMG activity were analyzed for each of the six conditions. A two-way analysis of variance was conducted. In both groups, the effects of the change of the object on postural adjustment was significant, and the effects of the change of the position of the object on postural adjustment was not significant. However, it is suggested that the change of the position and a change in the nature of the object strongly influence postural adjustment in hemiplegic patients. Therefore, frequent practice of a variety of tasks with a variety of different visual information may be required to improve the ability for postural adjustment in the hemiplegic patient.

Key words : hemiplegic, reaching movement task, postural adjustment, force plate, EMG