健常者の座位リーチ動作における目標物の位置が 手の運動軌道と体幹運動に与える影響

*Influence of Target Location on Hand Trajectories and Trunk Movement during
Reaching Tasks Performed by Healthy Young Adults*

岩本 紘樹¹⁾ 臼田 滋²⁾

HIROKI IWAMOTO, RPT¹⁾, SHIGERU USUDA, RPT, PhD²⁾

¹⁾ Rehabilitation Center, Hidaka Rehabilitation Hospital: 2204 Yoshiimachi, Maniwa, Takasaki, Gunma 370-2104, Japan
TEL +81 27-388-2005 E-mail: reha-rhc@hidaka-kai.com

²⁾ Gunma University Graduate School of Health Sciences, Department of Rehabilitation

Rigakuryoho Kagaku 33(1): 7-12, 2018. Submitted Jun. 28, 2017. Accepted Aug. 23, 2017.

ABSTRACT: [Purpose] The purpose of this study was to investigate the influence of target location on the hand trajectory and the displacements of trunk's center of mass (COM) and the center of pressure (COP) during reaching tasks. [Subjects and Methods] 12 healthy young adult males participated. The reaching tasks were measured using the three-dimensional motion analysis system and force plates. Subjects reached by the right hand to the targets in different three locations; straight ahead, 30° toward the right side, and 30° toward left side. Characteristics of the hand trajectory and the displacements of trunk's COM and COP were calculated. [Results] In the straight ahead, the displacements of the COM and COP were longer than the left and right locations. There was not significant difference between the locations in the smoothness and straightness of the hand trajectory. In the straight ahead, the smoothness of the hand trajectory was significantly associated with the COM and COP. [Conclusion] These results suggested that it is possible to manipulate the reaching pattern specific effect by controlling movement time and the range of trunk movement.

Key words: reaching movement, kinematics, motion trajectory

要旨:〔目的〕目標物の位置が座位リーチ動作時の手の運動軌道や、体幹質量中心および圧中心移動量に及ぼす影響を検討すること。〔対象と方法〕健常成人男性12名とした。三次元動作解析装置と床反力計を使用し、リーチ動作課題を分析した。リーチの目標物は前方、左方、右方の3方向とし、リーチ動作時の手の運動軌道の特性と、体幹質量中心および圧中心移動量を算出し、それらの関連性を検討した。〔結果〕前方条件では、左方および右方条件に比して体幹の運動範囲がより大きい傾向を認めた。リーチ軌道の円滑性および直線性に方向間で差は認めなかった。リーチ軌道の円滑性において前方リーチで体幹運動との関連性を認めた。〔結語〕運動時間や体幹運動距離を制御することで、リーチ動作時の運動特性を操作できる可能性が示唆された。

キーワード: リーチ動作, 運動学的分析, 運動軌道

¹⁾ 日高リハビリテーション病院 リハビリテーションセンター：群馬県高崎市吉井町馬庭2204 (〒370-2104)
TEL 027-388-2005

²⁾ 群馬大学大学院 保健学研究科

I. はじめに

リーチは標的に向かって上肢を伸ばす運動であり、基本的な腕や手の動作である¹⁾。目標となる対象物に手を伸ばし、把握する能力は、摂食、着衣、整容などの日常生活活動（activities of daily living：以下、ADL）にとって重要な運動能力の一つである²⁾。リーチは様々なADL 場面で多用される運動であることから、脳血管障害患者や高齢者において認められるこの能力の低下は、活動・参加機会の減少に影響を与える。そのため、理学療法・リハビリテーション分野においてリーチ能力の評価および治療は重要なテーマである。

リーチ遂行には上肢機能に加えて、空間内の対象物の位置を捕捉するための目-頭部-体幹の協調性や、リーチ時の姿勢保持・制御の能力が重要である。姿勢制御とは空間内で身体を制御し安定性と定位を保つ能力と定義され、上肢機能に大きな影響を与える³⁾。姿勢要求は運動課題に従って様々に変化し、座位状態でのリーチにおける姿勢要求は、立位課題中でのリーチよりも厳しくなく、必要となる筋は主に体幹部の筋であると考えられている³⁾。しかし、起居移動動作や歩行を対象とした動作分析に比べて、リーチの動作分析の研究報告は少なく、座位での姿勢制御については立位ほど研究されていないのが現状である。日常生活では多方向で様々な距離への円滑なリーチが要求されるにもかかわらず、方向条件の違いに着目した分析も少ない⁴⁻⁶⁾。また、リーチ動作中の上肢の運動についての分析は多くなされているものの、上肢運動の円滑性・操作性を保障すべき、体幹の運動戦略や運動パターンに着目した詳細な運動学的分析研究の報告は少ないのが現状である^{4,6)}。

健常者における座位リーチ動作の運動軌道の特徴として松原ら⁷⁾は、予め目標位置が設定されているような運動規定に基づくリーチ動作では、手先の軌道が運動開始時点から停止点まで最短距離をとり、速度や標的が変わっても不変であることを報告している。Nagasaki ら⁸⁾もまた、手関節部の運動軌跡は直線に近似されるとしている。日常の様々な活動の主体である上肢による物体への関与は、物体への到達であるリーチ要素と、実際に物体を把持する要素に分類され、動作目的に応じて、運動軌跡や速度などのリーチ要素や把持要素が変化する課題依存性があることが報告されている⁹⁻¹⁴⁾。Dean ら⁹⁾は健常者を対象として、リーチ距離と課題（スイッチを押す、グラスを掴む）の違いによるリーチ時の体幹・上下肢間の関係への影響について報告している。課題の変化は時間的要因に、リーチ距離は時間的・空間的な要因に影響を与え、リーチ距離が長くなるにつれて体幹と上腕の分節的な動きの重要性が増加し、体重を支持するための下肢活動の役割も増加したとしている。しかしながら運動軌道を直線性や円滑性の視点より客観的な指標を用

いて分析し、報告している研究は少ない¹⁵⁻¹⁷⁾。

このような現状を整理すると、本来相互に関連するものと考えられる手の運動軌道特性の客観的な指標と、体幹の運動戦略との関連性は明らかではない。そのため、目標物の位置や方向が異なる環境条件によって、座位リーチ動作における手の運動軌道特性がどのように変化し、その際の体幹質量中心や圧中心で表現される運動戦略がどのように運動軌道特性と関連しているかを明らかにする必要がある。

本研究では、健常者の座位リーチ動作を三次元動作解析により測定し、目標物の位置の違いが手の運動軌道特性や、体幹の質量中心および圧中心移動量に与える影響を明らかにすることを目的とした。

II. 対象と方法

1. 対象

健常成人男性12名（平均年齢23.0歳、標準偏差4.0歳）を対象とし、利き手は全員右手であった。全例において、リーチ動作の障害となるような重度の視力障害や眩暈、神経学的疾患の既往はなかった。

本研究は群馬大学医学部疫学研究に関する倫理審査委員会の承認を得た（承認日：平成21年5月12日、受付番号：21-1）。そのうえで全対象者に研究内容について説明を行い、書面にて同意を得て実施した。

2. 方法

三次元動作解析装置（VICON612, Vicon Motion Systems 社製）および床反力計4枚（OR6-6-2000, AMTI 社製）を使用した。三次元動作解析装置では、身体標点として臨床歩行分析研究会が提唱するDIEF（Data Interface Format File）マーカセットを参考に、右手関節（橈骨茎状突起）、両肩峰中心、両大腿骨大転子に赤外線反射マーカを貼付した。10台の赤外線カメラを用いてサンプリング周波数は60 Hzで、各身体標点に貼付した反射マーカの位置を計測した。両肩峰と両大転子のマーカよりDempsterの計算式を用い頭部と上肢を含む体幹の質量中心（Center of Mass：以下、COM）を算出した¹⁸⁾。床反力計上に椅子を設置し、殿部および両足部を床反力計上に配置して計測した。

開始姿勢は静止座位とし、座面高が調整できる背もたれのない椅子を用いて、大腿支持面が大腿長の半分に、椅子の高さは下腿長になるように設定した。また右手掌は同側大腿部に置き、視線は前方視するように指示した。

課題動作は任意の速度で予め最大リーチ距離に設置された円柱の木片（50 g, 直径4.5 cm, 高さ8.5 cm）を前腕回内外中間位で掴み、静止した後に戻す課題とした。最大リーチ距離は体幹前傾（股関節屈曲）運動を伴

い足底が浮かない範囲で到達可能なリーチ距離と定義した。リーチ課題は右上肢にて行うこととした。目標物の位置は肩峰の高さで方向の異なる3条件とし、右肩峰を通る矢状面（前方）、前方から左側に30°の位置（左方）、前方から右側に30°の位置（右方）とした。計測回数は3方向をそれぞれ3回とし、計測順序はランダムとした。動作習熟を考慮し、1回目と2回目は練習とし、データ解析には各方向3回目のデータを利用した。

三次元動作解析装置から得られた手関節マーカデータより、運動時間（movement time：以下、MT、秒）、手の移動距離（distance of hand：以下、DH、mm）、MTにおける手の移動速度の最大時点（time to peak velocity：以下、TPV、%）、運動軌道の円滑性を示す指標として Normalized Jerk Score（以下、NJ）、また直線性を示す指標として Root Mean Square Error（以下、RMSE）を算出した^{15,16)}。

$$NJ = \sqrt{\frac{T^5}{D^2} \int j^2(t) dt}$$

$$RMSE(\text{in mm}) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [(x_a = x_i)^2 + (y_a = y_i)^2]}{N}}$$

$j^2 = \text{jerk}$ （加速度の微分値）の二乗、 $T = \text{MT}$ 、

$D = \text{手の移動距離（DH）}$

$a = \text{実際のサンプリング点}$ 、 $i = \text{理想的な軌道上の点}$ 、

$N = \text{サンプリング数}$

NJは低値であるほど円滑性が高く、RMSEは低値であるほど直線性が高いことを示す。

また頭部・上肢を含む体幹のCOMの移動距離（distance of COM：以下、DCOM、mm）を算出した。床反力の値は各プレートの合成値を算出し、center of pressure（COP）の移動距離（distance of COP：以下、DCOP）を算出した。機器より得られたデータは5 Hzを遮断周波数とするハイカットフィルタリングを実施し

た。また運動の開始・停止点については、手マーカの最大速度の5%を基準とし、その基準を最初に超えた時点を開始点、その後、最大値後に低下し、5%よりも減少した時点を停止点と定義した¹⁹⁾。

各方向間の差の検定には反復測定による一元配置分散分析、Tukeyの多重比較を用いた。各条件で、単変量解析として手の運動軌道に関連する各変数間と、DCOM・DCOPとのPearsonの積率相関係数を算出した。またDHを制御変数とした偏相関係数を算出した。統計処理にはSPSS 11.5J for Windowsを使用し、有意水準は5%とした。

III. 結 果

座位リーチ動作における手の運動軌道に関連する各変数およびDCOM、DCOPの測定結果および分散分析の結果を表1に示す。DCOMとDCOPは前方条件が左方および右方条件より有意に延長した。

各条件における座位リーチ動作における手の運動軌道に関する変数およびDCOM、DCOP間の相関係数を表2に示す。前方条件において、NJはMT、RMSE、およびDCOMとの間にそれぞれ有意な強い正の相関を認め、TPVとの間には有意な強い負の相関を認めた。またRMSEはDHや、NJ、DCOM、およびDCOPと間にそれぞれ有意な中等度から強い相関を認め、TPVとの間には有意な中等度の負の相関を認めた。左方条件においては、NJとRMSE間に有意な強い正の相関を認めたが、NJおよびRMSEについては、その他の変数との有意な相関は認められなかった。右方条件においては、NJとRMSE間に有意な相関は認められなかった。NJはMTと、RMSEはDCOMおよびDCOP間に有意な中等度の正の相関を認めた。

また、DHを制御変数として算出した偏相関係数では、前方条件のNJとDCOMの間にのみ有意な中等度の正の相関を認めた。左方および右方条件においては、有意

表1 各測定項目の結果

	前方	左方	右方
MT（秒）	1.48 ± 0.29	1.46 ± 0.22	1.41 ± 0.26
DH（mm）	821.8 ± 76.4	827.8 ± 68.1	799.2 ± 65.1
TPV（%）	30.5 ± 7.1	32.4 ± 5.6	30.7 ± 5.0
NJ	39.6 ± 15.2	36.3 ± 11.0	37.4 ± 12.8
RMSE	146.5 ± 39.4	143.8 ± 31.2	142.2 ± 25.6
DCOM（mm）*	241.1 ± 44.2	209.1 ± 43.4 [#]	204.1 ± 50.6 [#]
DCOP（mm）*	191.1 ± 31.9	159.5 ± 36.5 [#]	139.2 ± 35.1 [#]

平均値 ± 標準偏差。

MT: movement time, DH: distance of hand, TPV: time to peak velocity, NJ: normalized jerk score, RMSE: root mean square error, DCOM: distance of center of mass, DCOP: distance of center of pressure.

*: 反復測定一元配置分散分析にて $p < 0.05$, #: 多重比較にて前方に対して $p < 0.05$.

表2 手の運動軌道に関する変数および DCOM, DCOP 間の相関係数

前方条件							
	MT	DH	TPV	NJ	RMSE	DCOM	DCOP
MT	—	0.52	-0.54	0.71**	0.22	0.21	-0.53
DH		—	-0.27	0.47	0.78**	0.77**	0.81**
TPV			—	-0.79**	-0.67*	-0.69*	-0.48
NJ				—	0.71**	0.70*	0.51
RMSE					—	0.77**	0.68*
DCOM						—	0.90**
DCOP							—
左方条件							
	MT	DH	TPV	NJ	RMSE	DCOM	DCOP
MT	—	-0.46	0.16	0.43	0.33	0.39	0.13
DH		—	-0.18	0.20	0.52	0.65*	0.62*
TPV			—	-0.50	-0.54	-0.15	-0.03
NJ				—	0.90**	0.33	0.12
RMSE					—	0.42	0.3
DCOM						—	0.91**
DCOP							—
右方条件							
	MT	DH	TPV	NJ	RMSE	DCOM	DCOP
MT	—	0.32	-0.53	0.71**	0.24	0.53	0.14
DH		—	-0.24	0.27	0.68*	0.83**	0.87**
TPV			—	-0.44	-0.30	-0.21	-0.07
NJ				—	0.38	0.53	0.22
RMSE					—	0.61*	0.64*
DCOM						—	0.84**
DCOP							—

MT: movement time, DH: distance of hand, TPV: time to peak velocity, NJ: normalized jerk score, RMSE: root mean square error, DCOM: distance of center of mass, DCOP: distance of center of pressure.

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$.

表3 手の移動距離を制御変数とした偏相関係数

	前方		左方		右方	
	DCOM	DCOP	DCOM	DCOP	DCOM	DCOP
NJ	0.60*	0.25	0.27	0.00	0.58	-0.03
RMSE	0.44	0.12	0.14	-0.03	0.11	0.13

NJ: normalized jerk score, RMSE: root mean square error,

DCOM: distance of center of mass, DCOP: distance of center of pressure.

* : $p < 0.05$.

な関連性は認められなかった (表3).

IV. 考 察

軌道波形の特徴を示す TPV について, Lim ら¹³⁾ はリーチ距離が増えることや, 対象物の位置がより高くな

ることで, 加速期が短縮する傾向は顕著になったと報告している. Marteniuk ら¹⁰⁾ は対象物を指示する課題よりも把握する課題の方がその特徴が認められるとしており, Cristea²⁰⁾ は運動開始～中間時には速度は増加するも, 物体を把持するという課題のために, 慎重性が要求され, 運動時間における減速期が増加していると報告し

ている。つまりは、動作遂行における難易度が高くなるにつれて、TPVは短縮する傾向を示す。本研究の結果では、TPVは全方向において30~33%であり、Kudouら¹¹⁾や大堀ら¹²⁾の報告の動作時間における30~40%との報告と一致している。今回の座位リーチ課題は、最大リーチを要求する把持動作課題であり、比較的難易度が高いリーチ動作課題であったことがTPVの結果より推定される。

運動軌道の特性の一要因である円滑性を示すNJと、直線性を示すRMSEは、前方および左方条件で高い相関（前方： $r=0.71$ ，左方： $r=0.90$ ）を認めており、円滑性と直線性は概ね相互に関連していると思われる。Balasubramanianら²¹⁾は円滑性とは、動きの連続性または非断続性に関連する性質と表現しており、Randら²²⁾は健常成人において、リーチ時の運動軌道における直線性を最適軌道の一つの指標と報告している。健常者が最適な軌道を選択しようとすることで、本研究の結果が導かれたものと考え、リーチ方向の違いが両指標に与える影響について、健常者における手指および手関節の運動は、様々な方向にリーチした場合でも直線的な運動を示す傾向があると示した報告が多い^{7,8,20,23,24)}。目標物の位置が変わっても、健常者であれば、円滑で直線的な最適に近いリーチ遂行が可能なものと推察される。そのため、NJとRMSEで各方向間に有意差はなく、方向の違いが手関節運動の円滑性および直線性に影響を与えないことが認められたと考える。

しかしながら、NJとRMSEは各方向条件による関連性の検討より、その特性が異なる可能性が示唆された。前方条件と右方条件において、NJはMTとの関連性を認めており（前方： $r=0.71$ ，右方： $r=0.71$ ）、リーチ動作の円滑性に対しては時間的な変数との関連性が高いことが挙げられる。Changら¹⁶⁾は同様にNJとMTとの関連性を報告しており、脳卒中者の痙性の程度とMTは関連し、高い精度を要求されるリーチ課題ではNJとMTは関連するとしている。また、運動の円滑性に関しては、課題依存性が強く、低下が認められる環境として、低速運動や正確性が要求される運動課題の実施時が報告されている²¹⁾。本研究においては体幹運動を伴う最大リーチが要求される目標物の把持課題という特徴が影響している可能性がある。

一方、RMSEはNJに比して、前方条件と右方条件において、DHとの関連性を認めており（前方： $r=0.78$ ，右方： $r=0.68$ ）、リーチ動作の直線性に対しては空間的な変数との関連性が高いことが考えられる。しかしながら先行研究においては、リーチ距離にかかわらずリーチの直線性は保障されると報告^{7,8)}されており、リーチ軌道の直線性と空間的な変数を結びつける根拠は明らかでない。把持課題と指示課題という違いなどを踏まえた今後の検討が必要である。

NJおよびRMSEとDCOMおよびDCOPの関連性より、前方条件においてDHにかかわらず、体幹の移動量が大きいほどリーチ動作の円滑性は低下する可能性が示唆された。健常者での前方へのリーチにおいて、骨盤の前傾運動や体幹の前屈運動が認められ、Chateaurouxら²⁵⁾は体幹前屈や肩関節の回旋がリーチ距離に大きな影響を与えているとしている。Shumway-Cookら³⁾はリーチ動作の遂行に必要な要素として上肢機能に加えて、リーチ時の姿勢保持・制御の能力が重要と述べている。座位状態でのリーチにおいて要求される姿勢制御は、体幹機能をより反映することが考えられる。またKaminskiら²⁶⁾は上肢長を越えたリーチ動作では、体幹運動が腕の移送の間、重要な役割を担い、手の速度と軌道の両方に影響を及ぼすことを報告している。目的に向かう身体部位を目的運動性といい、支える身体部位の姿勢を支持運動性という機構²⁷⁾から考えれば、リーチ動作時の体幹は両者の役割を果たしていると考えられる。体幹の運動量が増えることは、リーチ動作時の体幹に要求される負荷が増えることが推察され、手運動の円滑性を保障することの困難さにつながる事が考えられる。前方条件に比して左右条件で異なる傾向がみられた背景として、求められる体幹運動が異なるためとも考えられる。小峰ら⁴⁾は、健常者の座位リーチ時に際して体幹各体節と合成床反力を変化させることで、目標物の位置の違いに姿勢調整で対応していると述べており、本研究により算出・分析した体幹運動に比してより分節的な姿勢調整が行われている可能性も否定はできない。

本研究の限界として、軌道分析において手指の運動要素を除外しているため、円滑性や直線性の軌跡分析を行う他の先行研究との比較において配慮が必要である。またNJやRMSEの結果の標準偏差は大きく、対象者が健常者であることでリーチ課題での運動の自由度の高さを表している可能性がある。本研究では、動作速度を規定することに伴う動作習熟などの個人差の観点やマーカ抽出等の技術的な観点から、動作速度を任意に規定した。しかし、運動軌道の円滑性や直線性の観点を考慮するうえで動作速度との関連性の分析が重要と考えられ、今後の検討課題として挙げられる。運動の自由度がより低い可能性が高い脳卒中や高齢者へと対象を広げた解析を行うことや、リーチ時間や距離などの課題面の制約を調整することによる効果検証が今後の臨床応用上重要である。

引用文献

- 1) 中村隆一，斎藤 宏，長崎 浩：基礎運動学，第6版。医歯薬出版，2003，pp135-139.
- 2) Dean CM, Shepherd RB, Adams RD: Sitting balance II: reach direction and thigh support affect the contribution of the lower

- limbs when reaching beyond arm's length in sitting. *Gait Posture*, 1999, 10: 147-153.
- 3) Shumway-Cook A, Woollacott MH: モーターコントロール運動制御の理論から臨床実践へ, 第3版. 田中 繁, 高橋明 (監修), 医歯薬出版, 2009, p153, p460.
 - 4) 小峰一宏, 山本澄子: 目標物の位置が座位リーチ動作に及ぼす影響—健康者における体幹機能の分析—. *理学療法科学*, 2013, 28: 195-199.
 - 5) 辻下守弘, 鶴見隆正, 清水ミッシェル・アイズマン・他: 対象物の位置関係と性質の変化が座位到達動作時の姿勢調節に及ぼす影響. *理学療法科学*, 2000, 27: 183-191.
 - 6) 今井覚志, 小林 翼, 東海林淳一・他: 座位リーチ動作の運動学的解析. *総合リハ*, 2002, 3: 161-166.
 - 7) 松原誠仁, 山元総勝: リハビリテーションにおける上肢リーチ動作の計算モデルとその課題. *保健科学研究誌*, 2009, 6: 49-56.
 - 8) Nagasaki H: Asymmetric velocity and acceleration profiles of human arm movements. *Exp Brain Res*, 1989, 74: 319-326.
 - 9) Dean C, Shepherd R, Adams R: Sitting balance I: trunk-arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. *Gait Posture*, 1999, 10: 135-146.
 - 10) Marteniuk RG, MacKenzie CL, Jeannerod M, et al.: Constraints on human arm movement trajectories. *Can J Psychol*, 1987, 41: 365-378.
 - 11) Kudoh N, Hattori M, Numata N, et al.: An analysis of spatiotemporal variability during prehension movements: effects of object size and distance. *Exp Brain Res*, 1997, 117: 457-464.
 - 12) 大堀具視, 中村真理子, 石澤光郎: 把握動作に与える動作課題と物体の重量の影響. *作業療法*, 2007, 26: 282-289.
 - 13) Lim S, Martin BJ, Chung MK: The effects of target location on temporal coordination of the upper body during 3D seated reaches considering the range of motion. *Int J Ind Ergon*, 2004, 34: 395-405.
 - 14) Paulignan Y, Frak VG, Toni I, et al.: Influence of object position and size on human prehension movements. *Exp Brain Res*, 1997, 114: 226-234.
 - 15) Lemay M, Chouinard S, Richer F, et al.: Huntington's disease affects movement termination. *Behav Brain Res*, 2008, 187: 153-158.
 - 16) Chang JJ, Wu TI, Wu WL, et al.: Kinematical measure for spastic reaching in children with cerebral palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2005, 20: 381-388.
 - 17) 矢島大輔, 大城昌平: 時系列データ解析による脳血管障害患者のリーチ動作の運動解析. *理学療法科学*, 2008, 23: 765-772.
 - 18) Winter DA: *Biomechanics and motor control of human movement*, Wiley, 2005.
 - 19) Wagner JM, Rhodes JA, Patten C: Reproducibility and minimal detectable change of three-dimensional kinematic analysis of reaching tasks in people with hemiparesis after stroke. *Phys Ther*, 2008, 88: 652-663.
 - 20) Cirstea MC, Levin MF: Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*, 2000, 123: 940-953.
 - 21) Balasubramanian S, Melendez-Calderon A, Roby-Brami A, et al.: On the analysis of movement smoothness. *J Neuroeng Rehabil*, 2015, 12: 112-123.
 - 22) Rand MK, Shimansky YP: Two-phase strategy of neural control for planar reaching movements: II--relation to spatiotemporal characteristics of movement trajectory. *Exp Brain Res*, 2013, 230: 1-13.
 - 23) Bullock D, Grossberg S: Neural dynamics of planned arm movements: emergent invariants and speed-accuracy properties during trajectory formation. *Psychol Rev*, 1988, 95: 49-90.
 - 24) 長崎 浩: 動作分析のこれから. *理学療法科学*, 2003, 18: 147-151.
 - 25) Chateauroux E, Wang X: Effects of age, gender, and target location on seated reach capacity and posture. *Hum Factors*, 2008, 50: 211-226.
 - 26) Kaminski TR, Bock C, Gentile AM: The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Exp Brain Res*, 1995, 106: 457-466.