《総 説》

リハビリテーション医学における工学的アプローチ —上肢運動機能定量化システムの開発—

村山 伸樹*

Technical Approach for Rehabilitation Medicine : Development of a Quantitative Analysis System for Voluntary Movement Functions in the Upper Limb

Nobuki MURAYAMA*

Abstract : We have developed a quantitative analysis system, which is constructed on a personal computer and a transparent digitizer attached to a crystal display, for estimating functions of voluntary movements in the upper limb. We tried to identify parameters for distinguishing the movement functions of normal subjects and patients with spinocerebellar degeneration (SCD), and normal ones and patients with Parkinson's disease (PD) using the visually guided tracking method in the system. The subject pursued a target moving on a circle at a fixed speed with a stylus pen, and the position of the pen was digitized and led to the computer. We decomposed the locus of pen into X and Y axes, and calculated the mean velocity (MV), the mean acceleration (MA), the sum of power spectrum of the acceleration waveform (SPS), coefficient of variation of the moving distance per each sampling time (CV), the distance and the delay from the target and the pen pressure. These parameters in normal subjects were statistically compared with those in SCD or PD patients. Parameters of MV, MA, SPS in both X and Y axes, CV and the distance from the target were significantly ($p < 0.001$) larger in SCD patients than in normal subjects. While, PD patients were clearly distinguished from normal subjects by parameters of MA and SPS in the X axis, and CV. Also, we examined the recovery process in patients with normal pressure hydrocephalus (NPH) and patients with cerebral apoplexy (CA) as compared with a doctor's estimation. In NPH patients, it was found that the distance and the delay from the target, and SPS were very effective parameters as quantitative estimation of the recovery process. While, in CA patients, parameters of the delay from the target and SPS in the pen pressure were presented the recovery process similar to doctor's estimation. Thus, it is suggested that the analysis system may be useful to quantify voluntary movement disorders in the upper limb.

Key words : 上肢運動機能定量化システム (quantitative analysis system for voluntary movement functions in the upper limb), 液晶ディスプレイ付きデジタイザ (digitizer attached to a crystal display), 視標追跡運動法 (visually guided tracking method), 運動失調症 (voluntary movement disorder), 有効パラメータ (effective parameter)

2002年7月30日受稿

* 熊本大学大学院自然科学研究科/〒860-8555 熊本県熊本市黒髪2-39-1

Department of Graduate School of Science and Technology, Kumamoto University

はじめに

脊髄小脳変性症 (Spino-Cerebellar Degeneration, SCD) やパーキンソン病 (Parkinson's Disease, PD) 等の運動失調症の診断は主に医師の診察によってなされるが、これは医師の専門分野や臨床経験により判断に差が生じる可能性がある。それゆえ、もし運動に関する中枢神経系の障害と運動失調との関連性を定量的に評価できるようになれば、運動システムに関与する神経回路の解明や病理学的診断、またリハビリテーション (以下、リハ) や薬物による治療効果の客観的評価などにも役立つものと思われる。

この目的のために種々の運動機能定量化システムが提案されてきた。本稿では、上肢運動障害の定量化システムについて我々の開発したシステムを紹介したい。

1980年代に多くの上肢運動機能評価システムが提案された。例えば反復動作の定量システムとしては、発光ダイオードや非接触型位置センサを用いた軌跡投影法^{1,2)}、表面筋電図による方法^{3,4)}、反復変換運動の周波数分析法⁵⁾などがある。一方、上肢巧緻運動の定量的システムとして Finger Function Quotient 法⁶⁾、協調性テスト⁷⁾、デジタイザを用いた線引きテスト⁸⁾、ピックアップセンサを用いた動作分析法^{9~11)}、ディスプレイ上のターゲットを被験者の側にあるハンドルで追いかけるステップおよびランプ視標追跡法^{12~14)}等がある。さらに最近では、ディスプレイ上のターゲットをデジタイザ上のマウスで追跡する方法も開発されている^{15~18)}。しかしながら、これらの研究の中には運動課題が非常に複雑で、初めて検査を受ける被験者にとっては視標追跡が困難なものもあり、また装置が高価で大規模になり、一般的な普及が望めないものもある。

そこで、我々は開発にあたって、どこでも持ち運びができ、また、初めて検査を受ける患者でも容易に課題の遂行が可能なシステムを目指した。以下に、開発したシステムの概要とこのシステムで得られた SCD や PD の解析結果および正常圧

図1 上肢運動機能定量化システム

ディスプレイ上のターゲット (星印) が時計回りに等速円運動を行う。被験者はスタイラスペンでターゲットの中心を追跡する。

水頭症患者や脳卒中片麻痺患者の手術後の回復過程について述べる。

システムの概要

図1に我々が開発した上肢運動機能定量化システムを示す。ここに至るまでにかんがりの変遷があったが¹⁹⁾、ここでは省略し、本システムの概要を述べる。本システムは、市販のコンピュータ (Gateway 社製, E1400) およびディスプレイとデジタイザが一体化した液晶ディスプレイ付き透明型デジタイザ (WACOM 社製, PL-450) で構成されており、コンピュータに組み込まれた種々の運動課題について、被験者がスタイラスペンを用いてディスプレイ上で運動を行うものである。コンピュータへの1ポイント当たりのサンプリング時間は25 msec、データポイント数は1,024ポイント、全データの取り込み時間は約25.6秒である。また、デジタイザの取り込み精度は0.05 mmで、筆圧が0~500 gまで256段階で表示することができ、これによって筆圧も本格的な解析が可能となっている。

運動課題

本システムに組み込まれた運動課題を大きく分類すると、(1)トレース課題 (円、四角)、(2)

視標追跡課題（円、四角、直線）、（3）姿勢保持課題および（4）反応運動課題²⁰⁻²³（選択反応、単純反応、非目標反応）になる。今回は、視標追跡法による等速描円運動課題の解析方法とその結果についてのみ述べる。他の課題の解析方法および結果については文献²⁴⁻²⁷を参照して欲しい。

視標追跡描円課題では、大きさ約1cmの星型のターゲットがディスプレイ上を半径3cmの円を描くように右回りで移動するので、被験者はなるべくこの星の中心をスタイラスペンで追いかけるように指示される。ターゲットの速度は一定（6 cm/s）にも移動途中で変化（3, 4, 5, 6 cm/s）させることもできる（等速描円運動および変速描円運動）。この課題には、直線反復運動、描四角運動など幾つかのパターンがあり、課題の違いによる症状の違いを見ることも可能である。今回は、課題は等速描円運動として右手による結果を示す。

解析方法および結果

図2は視標追跡描円運動における実験例であ

図2 健康若者、健康老人、脊髄小脳変性症（SCD）患者およびパーキンソン病患者の描円波形例

る。健康若者では震えがほとんど見られず滑らかな軌跡を描いているのに対して健康老人では少し震えが見られる。一方、SCDおよびPD患者では震えが顕著になり軌跡も大きく歪んでいる。

1. 平均速度および平均加速度解析

図2で得られた健康若者およびSCD患者の描円波形を時系列で示すと図3になる。入力波形はX軸（水平方向）およびY軸（垂直方向）に分解されるが、これを数値微分して速度波形および加速度波形を表示することができる。これから、X軸およびY軸についてそれぞれ平均速度および平均加速度を求めた（表1）。これを見ると健康若者および健康老人では平均速度、平均加速度ともほとんどばらつきがなく、ターゲットを正確に追いかけていることがわかる。一方、SCD患者およびPD患者は健康群に比べて加速度において大きな値を示したが、特にSCD患者では高度の有意差（ $p<0.001$ ）があり、SCD患者の臨床所見の一つである加速度異常を示すことがわかる。また、今回の結果では明瞭に示すことができなかったが、例えば加速度に対してSCDではY軸の値がX軸に比べて加速度異常が顕著であり、PDでは逆にX軸の値がY軸よりも異常値を示すというような運動方向における加速度の異方性を観察することもできる²⁸。

2. 加速度波形に対する周波数解析

図3の加速度波形に対してFFT法によるフーリエ変換を施し、その周波数パワースペクトルを求めて描円の際の手の震えの定量化を行なった（図4）。実験から健康者の20～50歳代のパワースペクトル波形は各年代で著しい変化が見られなかったことから、健康者について21～50歳の50例のスペクトルを平均加算してスペクトルの標準波形を作成した（図4中央）。次に各被験者の震え成分を抽出するために、各被験者のパワースペクトル波形から標準波形を差し引き、これを2乗してスペクトルの残差2乗波形を求めた。図4はX軸における例を示す。CD患者およびPD患者のスペクトルの残差2乗波形は、健康者のそれに

図3 描円波形の時系列変換波形例

左：健康若者。右：SCD患者。上段：原波形。中段：速度波形。下段：加速度波形。上段グラフ内の破線および実線はそれぞれターゲットの軌跡および被験者の描円軌跡を示す。矢印を見ると被験者の描円軌跡はSCD患者で顕著に遅れているのがわかる。

表1 健康若者、健康老人、SCD患者およびPD患者の各パラメータ値

	健康若者 <i>n</i> = 40	健康老人 <i>n</i> = 37	SCD <i>n</i> = 29	PD <i>n</i> = 22
(X 軸) 平均速度 (cm/s)	1.42±0.02	1.43±0.04	1.85±0.57***	1.53±0.26
(Y 軸) 平均速度 (cm/s)	1.44±0.22	1.45±0.04	2.00±0.88***	1.61±0.43
(X 軸) 平均加速度 (cm/s²)	5.11±1.23	6.34±1.49	17.63±12.25***	11.72±6.60***
(Y 軸) 平均加速度 (cm/s²)	4.66±1.04	6.24±1.78	20.41±19.34***	12.12±10.40*
(X 軸) パワー残差2乗和 [(cm/s²)²s]	1,623±532	1,984±668	9,419±8,893***	5,040±3,851***
(Y 軸) パワー残差2乗和 [(cm/s²)²s]	1,490±304	1,981±1,061	11,470±14,486***	5,193±6,173*
移動距離の変動係数	0.379±0.057	0.479±0.126	0.855±0.242***	0.650±1.226***
モデル円との残差2乗和 (ずれ) (cm)	182.0±37.3	219.1±50.4	549.4±282.0***	390.1±320.8**
全体の遅れの和 (deg)	5,340±1,687	6,175±2,532	25,710±57,500*	9,950±8,506*

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

比較して1 Hz以上の波形が非常に大きいのがわかる。この波形の全体の和を求め、パワースペクトル残差2乗和とした(表1)。また、ここでは示していないが、周波数を1 Hz刻みにしてその値を各疾患別に平均して見ると、SCD患者は2~3 Hzに最大ピークを持ち、それより高い周波数になると急激に減少した。一方、PD患者は

3~5 Hzに最大ピークがあり、それより高い周波数になるとゆっくり減少していくことがわかった。

3. サンプリング時間あたりの移動距離の変動係数

次に図2で示されるように、健康者ではスムー

図4 加速度のパワースペクトル残差2乗波形

図の中央は健常者40例の加速度パワースペクトルの平均波形で、ここではこれを標準波形と呼ぶ。左側は、健常若者、SCD患者、PD患者のパワースペクトル波形例である。各波形から標準波形を差し引き、その残差を2乗すると右側のスペクトルが得られる。

ズな円を描いており、サンプリング時間当たり（25 ms）の移動距離がどの点をとってもばらつきが少ないと思われる。一方、患者ではペン移動のスムーズさがなく、サンプリング時間当たりの移動距離にばらつきが見られると思われる。これを健常若者、健常老人、SCD患者およびPD患者の原波形についてサンプリング時間当たりの移動距離を計算し、そのばらつきを定量化するために移動距離の変動係数（CV）を次式で求めた。

$$CV = \frac{\text{標準偏差}}{\text{移動距離の平均値}}$$

4. ずれ成分に関する解析

また、図2で示されるようにターゲットは直径6 cmの円を描く。このモデル円と被験者の書いたペンの軌跡とのずれを抽出するために、その誤差を全周期で計算し、これを2乗して、その和を求めた。我々は、このパラメータをモデル円との残差2乗和と呼んでいる。

5. 遅れ成分に関する解析

図3の健常者および各患者の入力波形を見ると、図中に矢印で示しているようにターゲットの軌跡よりも常に遅れていることがわかる。この遅れ成分に関して、スタート時0.5秒間の遅れ、全体の遅れの和および遅れの変動係数を抽出した。また、遅れ時間というパラメータを求めた。これは入力波形の遅れが最小になるように被験者の波形をずらす。この時ずらした時間を遅れ時間とした。

表1に移動距離の変動係数、ずれ成分および遅れ成分について各グループの平均値と標準偏差（SD）を示す。SCD患者群では、健常老人群と比較してX軸およびY軸のパワー残差2乗和、移動距離の変動係数およびモデル円との残差2乗和などのパラメータで高度の有意差（ $p < 0.001$ ）を認めた。一方、PD患者ではX軸のパワー残差2乗和および移動距離の変動係数が高度の有意差（ $p < 0.001$ ）を示した。

このように、運動失調症の代表的疾患である SCD 患者と PD 患者について健常老人と比較することにより、以前から報告されているこれらの疾病の病態生理学的特徴を上述したパラメータで客観的な評価値として示せることがわかった。

6. 正常圧水頭症患者のシャント手術による回復過程

次に回復過程の定量化に関する例を挙げる。図 5 は正常圧水頭症患者の回復の様子を視標追跡描円運動で見たものである。

図で分かるように手術 3 日前は、全く円を描くことができず、ペンが画面から離れたりしてい

図 5 正常圧水頭症患者における術後の上肢運動機能の回復過程例

最初の手術は、腰椎くも膜下腔-腹腔シャントであったが、効果がなかったため再手術（脳室-腹腔シャント）を行った。さらにシャント圧の変更を行った結果、スムーズな波形を描いている。

る。1 回目は、腰椎くも膜下腔-腹腔（L-P）シャント手術が行われた。手術後は手術前に比べると比較的追跡はできるようになっているが、波形はかなり歪んでおり、老人の正常範囲にあるとは言えない。しかしながら、2 回目の脳室-腹腔（V-P）シャント手術後は、直後にはずれ成分の異常は残っているが、39 日目（再手術 27 日目）には手術前の波形と比べるとかなりの改善が見られる。さらに 42 日目にシャント圧をレベル 8 からレベル 6 に下げるとさらに波形は滑らかになり、正常老人の範囲にまで回復している。

この回復過程を先程述べたいくつかのパラメータ値で示したのが図 6 である。グラフ中、黒丸が右手、白丸が左手の結果である。また、右側に健常老人群の平均値±SD を示している。遅れおよび筆圧成分を除いて、いずれのパラメータも健常人のレベル付近まで回復していることが見てとれる。リハの領域で用いられる日常生活動作の評価の 1 つである Barthel Index は手術前の 40 から 45 とあまり改善がみられなかった。しかしながら、痴呆の重症度判定に用いられる長谷川式簡易知能評価スケール（HDS-R）は、手術前の 0 から 10 と顕著な改善がみられた。医師の所見によると、脳室の状態は 1 回目の L-P シャント後はあまり効果がみられなかったが、2 回目の V-P シャント後は脳室が縮小したのを確認している。このように、上肢運動機能の回復過程は複雑であるが、痴呆の評価値である HDS-R や医師の所見と一致し、特にこの患者では痴呆の集中力やメンタル的なものがずれや遅れのパラメータに反映されていることがわかった。

7. 脳卒中片麻痺患者の回復過程

上肢運動機能評価システムによる脳卒中片麻痺患者の病態生理学的特徴については既に報告している^{29,30)}。ここでは麻痺側の上肢運動が計測できない重症患者 1 例について非麻痺側における上肢運動から見た回復過程と医師による回復評価とを比較して述べる。

図 7 上段は、発症後 20 日、34 日、48 日、62 日、76 日、90 日における視標追跡描円運動の軌

図6 正常圧水頭症患者における術後の各パラメータ値

ずれ, 加速度パワースペクトルおよび移動距離の CV 値は, 再手術後大きく変化し, 健常老人群のレベルまで回復している。●: 右手, ○: 左手

跡を示している。発症 20 日では波形にずれがあり, また筆圧が安定せずに上下に激しく動いている。その後, ずれ成分はそれほど改善を示していないが, 波形はスムーズさが見てとれる。図 7 下段は, 運動軌跡から得られた「ずれの平均」, 「遅れの平均」, 「筆圧パワースペクトル和 (筆圧の震

え)」の各パラメータと医師の評価値をグラフに示している。医師による評価は, 評価点 1 が独立歩行 (杖なし), 2 が独立歩行 (杖あり), 3 が杖歩行 (監視), 4 が杖歩行 (要支持), 5 が平行棒内歩行, 6 が立位保持, 7 が座位保持, 8 が座位保持不可である。医師の評価は, 発症後 20 日は

図7 脳卒中片麻痺患者における発症後の上肢運動機能回復過程例

上段：描円波形例。下段：ずれ、遅れおよび筆圧パワースペクトル和の各パラメータ値と医師による運動機能評価点。
実線：評価点。破線：パラメータ値

評価点6の立位保持であるが、発症後90日では評価点1の独立歩行(杖なし)まで回復している。一方、各パラメータの値を見ると、ずれの平均は発症後20日の時点から90日までほとんど変化を示していないが、遅れの平均や筆圧パワースペクトル和の値は、日数を経るにつれて亢進と安定を繰り返しながらも次第に改善しており、医師の評価と良く一致していた。医師の評価は、全身の動きを見ての評価であって上肢のみの運動を評価しているわけではない。それにもかかわらず、これだけの一致度を示すことができたことは、この定量化システムのリハ分野への応用の可能性を示唆しているものと思われる。

おわりに

今回は上肢運動機能評価システムの等速描円運動課題を用いて、種々の運動失調症に対する有効パラメータやリハによる回復過程の定量化等について述べた。この他にも書痙患者の薬物治療前後

における運動機能の定量的評価³¹⁾や幼・小児期における運動機能の経時的発達の評価^{32,33)}等に応用されており、本システムの応用範囲はますます広まっていくものと思われる。

しかしながら、等速描円運動のような単純な課題は、運動失調や振戦のように運動が正常の状態よりも過大となる病態の評価には適しているが、寡動や無動、固縮といった運動が減少するような病態では、それを引き出すような課題の工夫とパラメータの工夫が必要であると思われる。例えばPD患者に対しては、視標追跡課題で変速運動を用い、姿勢保持および反応運動課題と組み合わせることによって有効なパラメータを抽出できる^{26,27)}。また、書痙患者ではディスプレイの傾きを変えたり、円運動ではなく、8や∞の字のように複雑な協調運動を必要とする運動課題にすることによって有効なパラメータが抽出できることが報告されている³¹⁾。

以上のようにさまざまな病態をとる上肢の運動機能障害に対して、筆圧等も含めたよりいっそう

の的確な課題と解析方法を開発したいと思っている。

文 献

- 藤田真佐之, 宮崎元滋: 軌跡撮影法による異常運動の記録—action myoclonusを例に. 神経内科 1974; **1**: 633-639
- 松岡幸彦, 櫻井信夫, 古池保雄ら: 上肢運動解析システムの開発. 厚生省特定疾患—運動失調症研究班報告書 1988; 125-128
- 室賀辰夫, 村上信之, 向井栄一郎: 電気刺激の合図による上肢随意運動の筋放電の解析. 厚生省特定疾患—運動失調症研究班報告書 1982; 100-105
- 室賀辰夫, 村上信之, 吉田真理, 川口裕二: 上下3点の上肢運動時の筋放電の周波解析. 厚生省特定疾患—運動失調症研究班報告書 1989; 104-108
- 神田武敏: 定量的小脳機能検査法. 神経内科 1980; **13**: 510-516
- 今田 拓, 福田忠夫, 花村 都, 山本俊子, 秋藤一夫: 手指機能評価基準の考察と実際—Finger Function Quotient (FQ). 総合リハ 1977; **5**: 407-417
- 和才嘉昭, 嶋田智明: 測定と評価. リハビリテーション全書(5), 医歯薬出版, 東京, 1975; pp 286-300
- 浅賀忠義, 松本昭久: 上肢協調性運動の定量的評価の試み. PT ジャーナル 1989; **23**: 129-133
- 石田 暉: 上肢不随意運動の定量的評価法. 神経内科 1980; **13**: 510-516
- 千野直一, 石田 暉, 野田幸男, 富田 豊: 上肢運動失調の定量的評価—positionとforceとの関係—. 厚生省特定疾患—運動失調症研究班報告書 1983; 132-141
- 石田 暉, 千野直一: 上肢機能回復促進. 総合リハ 1982; **10**: 113-120
- 別府宏園, 長岡正範, 須田南美, 田中励作: 知覚障害者における視標追跡運動パターン. 厚生省特定疾患—運動失調症研究班報告書 1982; 45-48
- Beppu H, Suda M, Tanaka R: Analysis of cerebellar motor disorders by visually guided elbow tracking movement. Brain 1984; **107**: 787-809
- 別府宏園, 須田南美, 長岡正範, 田中励作: 運動失調症の病態神経生理学的研究—RAMP型視標追跡運動における初期立ち上がり速度の決定要因とその小脳失調症での病態—. 厚生省特定疾患—運動失調症研究班報告書 1984; 229-234
- 中村政俊, 西田茂人, 武藤祐二, 池田昭夫, 音成龍司, 柿木隆介, 柴崎 浩: 2次元画面視標追跡による手の随意運動機能の記録処理法. 医用電子と生体工学 1990; **28**: 9-17
- 中村正俊, 小野英明, 柴崎 浩: 視標追跡運動機能の加速度特性の解析とモデル構成—小脳失調症と基底核障害の相違について—. 医用電子と生体工学 1992; **30**: 130-140
- Hocherman S, Aharon-Peretz J: Two-dimensional tracing and tracking in patients with Parkinson's disease. Neurology 1994; **44**: 111-116
- 中村正俊, 井手順子, 杉 剛直, 寺田清人, 柴崎 浩: ランダム変動視標を用いた手の追跡運動機能学習効果検査法の開発とその健康人への適用. 電子情報通信学会論文誌 1995; **J78D-II**: 547-558
- 村山伸樹, 伊賀崎伴彦, 中西亮二, 奥村チカ子, 加藤 淳: 臨床神経生理学への工学的アプローチ 1. 上肢運動機能定量化システムの開発. 臨床脳波 1999; **41**: 591-597
- Sanes JN: Information processing deficits in Parkinson's disease during movement. Neuropsychologia 1985; **23**: 381-392
- Ghika J, Wiegner AW, Fang JJ, Davies L, young RR, Growdon JH: Portable system for quantifying motor abnormalities in Parkinson's disease. IEEE Trans Biomed Eng 1993; **40**: 276-283
- Evarts EV, Teravainen H, Calne DB: Reaction time in Parkinson's disease. Brain 1981; **104**: 167-186
- Sheridan MR, Flowers KA, Hurrell J: Programming and execution of movement in Parkinson's disease. Brain 1987; **110**: 1247-1271
- 村山伸樹, 島崎貴志, 奥村チカ子, 中西亮二: 上肢運動失調症に対する客観的評価法の検討 I. 自由描画運動時の有効指標. 脳波と筋電図 1993; **21**: 245-253
- 村山伸樹, 島崎貴志, 奥村チカ子, 中西亮二: 上肢運動失調症に対する客観的評価法の検討 II. 視標追跡運動時の有効指標. 脳波と筋電図 1993; **21**: 254-262
- 中西亮二, 村山伸樹, 奥村チカ子, 本木 実, 小林達矢: パーキンソン病における上肢運動機能障害の定量化—反応運動と視標追跡運動時の有効パラメーターの検討—. リハ医学 1999; **36**: 49-58
- 中西亮二, 村山伸樹, 上床太心, 伊賀崎伴彦, 山永裕明: パーキンソン病における上肢運動機能の定量化—反応運動, 姿勢保持, 変速描画運動による検討—. 臨床神経生理学 2000; **28**: 37-45
- 吉澤 誠, 二坂広美, 竹田 宏, 大友 仁, 鴻巣 武, 佐藤 元, 大坂和久: 人間オペレータの制御特性の異方性と脳の両側性. 医用電子と生体工学 1988; **26**: 187-195
- 加藤 淳, 村山伸樹, 中西亮二, 奥村チカ子: 上肢運動機能障害に対する有効指標の検討—脳卒中患者について—. 信学技報 1999; **98**: 63-70
- 加藤 淳, 村山伸樹, 中西亮二, 奥村チカ子: 上肢運動機能障害の定量的評価—脳卒中患者について—. 信学技報 2000; **99**: 61-67
- 野中健次, 坂田美由紀, 古田智久, 伊賀崎伴彦, 村山伸樹, 村瀬永子, 梶 龍児: 指標追跡運動によるジストニア患者の上肢運動機能障害の定量的評価. 信学技報 2001; **100**: 45-54
- 岩崎洋一郎, 胡 文輝, 村山伸樹, 奥村チカ子: 幼・小児期における視標追跡能力の経時的発達. 信学技報 1999; **98**: 19-26
- 胡 文輝, 村山伸樹, 奥村チカ子: 幼・小児期における図形描写能力の経時的発達. 信学技報 2000; **99**: 69-76