

- 15) Hebert R, Lindsay J, Verreault R, et al : Vascular dementia ; incidence and risk factors in the Canadian study of health and aging. Stroke 31 : 1487-1493, 2000.
- 16) Fujikawa T, Yokota N, Muraoka M, et al : Response of patients with major depression and silent cerebral infarction to antidepressant drug therapy, with emphasis on central nervous system adverse reactions. Stroke 27 : 2040-2042, 1996.
- 17) 小澤寛樹, 山田真吾, 斎藤利和 : 老年期の気分障害. 気分障害の薬物治療アルゴリズム, 精神科薬物療法研究会(編), pp101-110, じほう, 東京, 2003.
- 18) 柿原慎吾, 上田展久, 中村 純 : SNRIの臨床的な位置づけ. 臨床精神薬理 5 : 1703-1707, 2002.
- 19) 塩入俊樹, 染矢俊幸 : SSRIの臨床的な位置づけ; 従来型に対する非定型として. 臨床精神薬理 5 : 1691-1701, 2002.

5. 高齢者のリハビリテーション

はじめに

20世紀前半の英国の慢性病院(療養施設)では医学的治療を放棄された高齢者の収容が目立つようになった。そうした時代にMW Warrenは、対象者一人ひとりを多面的・総合的に評価し、高齢者の医療にチームアプローチを導入することで、治療の目標

表 53 高齢者治療の原則

1. 可能な限り、個人的なニーズに関して完全に自立を保つよう励ます必要がある。例えば、自分で洗面・手洗いをし、食事をとり、歯を磨き、髪をくしげずり、衣服を着ることである。患者が1人でできることは一切してあげてはならない。
2. 医学的狀態により自立を低下させ、動けなくなっているなら、PT、OT、STによる完全な治療体制を組むことで障害を克服する必要がある。
3. いつでも患者に治療を続けるよう励まし、あらゆる可能な手段により活動性を保ち、自分自身の完全回復と周囲への関心を向けさせる必要がある。
4. 高齢者は疲れやすく反復治療を必要とするので、運動は頻回に短時間で(15分が目安)行う必要がある。
5. 時間の許す限り運動は詳細に計画する必要があり、正確に行うことでのみ改善や疲労の真の評価計測が可能になる。
6. 実施上多大な注意を払うべきことは、床周り、衛生、温度、照明などが良好な状態にあるか、着衣や履物(靴)は快適で、適合しているか、補装具類は義足を含めて適切であるか、を詳細に確かめることである。とりわけ、杖の類は正しい長さでないと、歩行は困難で、危険でさえある。
7. 頭上の手すり、ベッド端のプーリー、肘つき椅子、車椅子、自走式の椅子など器具の類は患者の最大限の自立に役立つよう供給される必要がある。
8. ある障害が他の障害の回復を妨げて全般的な荒廃に至ることを避けるため、医学的症狀はすべて治療される必要がある。

(文献1)による

を設定し、多大な成果を示した。Warrenの記載した高齢者治療の原則は今日でも通用する内容を多く含む(表53)¹⁾。こうした活動により老年医学が体系化され、米国とは異なるリハビリテーション(以下:リハ)の展開がみられた。

英国老年医学会の標語として“adding life to years”が知られている。20世紀の医療技術の展開により、人の平均寿命は著明に延長した。生命科学が脚光を浴びる現代、救命はされたが病院や施設に依存する人々の数が増大し、保健医療の標的であるライフ(life)は生命だけでなく生活の意味へ拡大してきた。個人の活動を尊重し、社会参加を制約する要因および直接的に活動を妨げる要因として疾病をみる立場が生まれている。また、WHOによる健康の定義にもみられるように、疾病を生物学的異常と同一視するのではなく、精神的、社会的側面も重視されるべきである。リハ医学は病者を生活者としての人に転換させることを目的として、さまざまな職種を動員する。活動性を高めるためには身体機能の回復が第一に期待され、さまざまな機能訓練が施行される。活動的余命(active life expectancy)を延長させる介入である。

1 リハビリテーションの対象者

わが国の65歳以上高齢者人口は、2003年10月1日現在で2431万人、また100歳以上の人口も2万人を超えるに至っている。1975年9月当時の100歳老

脳血管性うつ病の予後に関連する要因についての研究

山下英尚* 岡田 剛[§] 志々田一浩* 高見 浩*
藤川徳美[#] 岡本泰昌* 森信 繁* 山脇成人*

◆【検討1】脳血管性うつ病 (vascular depression: VD) の慢性化の要因の臨床的検討

脳血管性うつ病 (vascular depression: VD) の治療反応性に影響を与える要因を脳血管障害以外の要因も含めて検討し、治療反応性の向上を図るために、過去10年間に広島大学病院精神科神経科において入院治療をおこなった50歳以上で発症した大うつ病患者を対象として、退院時の寛解・非寛解に関連する因子、入院期間の長期化に関連する因子に関する検討をおこなった。その結果、退院時の非寛解に関しては脳血管障害の併存 (VD)、男性、加齢、治療期間中のジスキネジアの出現 (表1) が、入院期間の長期化に関しては脳血管障害の併存 (VD)、治療期間中のせん妄、パーキンソニズムの出現、三環系抗うつ薬 (tricyclic antidepressants: TCA) の処方量などが影響していることが明らかとなった (表2)。VDの治療反応性を向上させるためには、抗うつ薬による中枢神経系有害反応の発現に注意す

ることと、TCAは可能なかぎり用いないことが重要と考えられた。

◆【検討2】vascular depressionで認められる機能障害についての検討

50歳以上で発症したVD患者2例 (男性女性各1例、平均年齢54歳)、脳血管障害を合併していないうつ病患者 (non-vascular depression: non-VD) 2例、年齢、性別、利き手をマッチさせた健常対照者2例を対象に、functional MRIを用いてWord Fluency Test施行中に活性化が認められる領域を同定し、各群で比較した。少数例で予備的な結果ではあるが、うつ病患者では健常対照者と比較して課題遂行中の左前頭前野の活性化領域 (図1:丸印部分) は小さく、VDではnon-VDと比較してさらに活性化領域が小さい傾向が認められた。この結果より、左前頭前野の活性化の低さがVDの予後の悪さに関連している可能性が示唆された。

表1. 退院時の非寛解の予測因子

independent variables	β	odds ratio	95% CI	Wald statistics	p
sex ^a	1.504	4.501	1.544~13.118	7.595	0.006
age	0.096	1.100	1.019~1.188	5.960	0.015
SCI ^b	1.647	5.193	1.570~17.184	7.281	0.007
dyskinesia ^b	2.463	11.742	1.309~105.303	4.843	0.028

Model R² (Nagelkerke) = 0.318, Dependent value: 0 = remitted, 1 = non-remitted

^a Coded as 0 = female, 1 = male, ^b Coded as 0 = absent, 1 = present

SCI: silent cerebral infarction

(筆者作成)

YAMASHITA Hidehisa, OKADA Gou, SHISIDA Kazuhiro, TAKAMI Hiroshi, FUJIKAWA Tokumi, OKAMOTO Yasumasa, MORINOBU Shigeru, YAMAWAKI Shigeto/* 広島大学大学院医歯薬学総合研究科精神神経医学, § 三原病院, # 国立病院機構賀茂精神医療センター

表 2. 入院期間の長期化の要因

independent variables	coefficient	standardized coefficient	t	p
SCI ^a	16.440	0.177	2.459	0.015
せん妄 ^a	52.007	0.207	2.585	0.011
パーキンソニズム ^a	26.806	0.164	2.166	0.033
max dosage of TCA ^b	0.186	0.367	5.060	<0.001
ECT ^a	26.379	0.181	2.524	0.013

Multiple R=0.685, Multiple R²=0.47, Adjusted R²=0.441

^a Coded as 0=absent, 1=present,

^b Equivalent dosage to imipramine (mg)

ECT : electric convulsive therapy

(筆者作成)

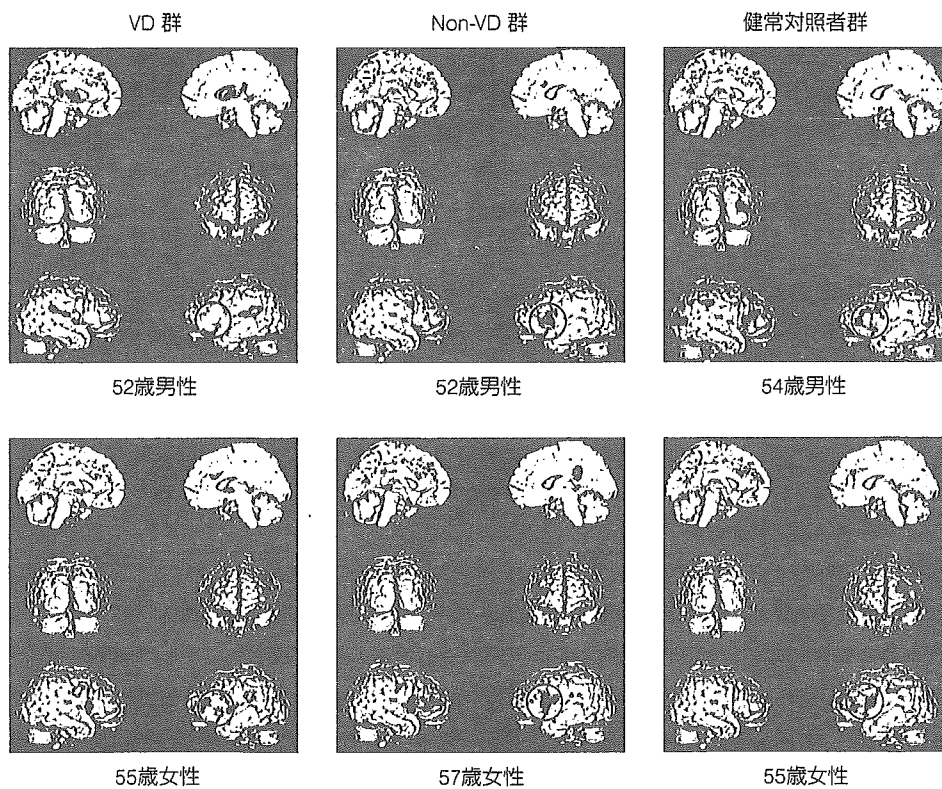


図 1. 言語流暢性課題施行時の活性化領域

(筆者作成)

血管性うつ病と痴呆の鑑別

山下 英 尚 山 脇 成 人

はじめに

血管性うつ病 (vascular depression; VD) とは脳梗塞を基盤として生じるうつ病を指し, computed tomography (CT), magnetic resonance imaging (MRI) などの画像を用いた研究をもとに1997年に Alexopoulos, Krishnan ら¹⁾²⁾が提唱した概念である。VD は脳梗塞が臨床所見 (脳卒中発作の既往, 局所神経徴候) もしくは検査所見 (CT, MRI) にて認められるものを示し, 1) 脳卒中後にうつ病を発症した post-stroke depression (PSD) と 2) うつ病患者において MRI にて脳梗塞が発見される MRI-defined VD に分類される。MRI で発見される脳梗塞の大多数は神経学的には無症候であり, 潜在性脳梗塞 (silent cerebral infarction; SCI) と呼ばれる。すなわち, PSD は臨床所見と検査所見の両方で脳梗塞の存在が確認されるが, MRI-defined VD は MRI にて脳梗塞が発見されるが臨床所見では脳梗塞の存在が確認できない (脳卒中発作の既往がなく, 局所神経徴候も存在しない) ものである。

これまで老年期うつ病患者では脳の器質的要因の関与が大きく, 痴呆に進展しやすいのではないかと漠然と考えられてきたが, VD 概念の導入により, 老年期うつ病と痴呆との関連性がより注目されるようになってきている。一方で以前から老年期うつ病患者で認められる認知機能障害はうつ病の治療によって改善する可逆的なものである (仮性痴呆) との指摘もなされており, 血管性うつ病と痴呆との関係を考えていく上では現在のところ, 以下の2つの考え方が存在すると考えられる。

1) 血管性うつ病と痴呆とは別のものである。

血管性うつ病に認められる認知機能障害はうつ病の症状 (仮性痴呆) として考えられるため, 認知機能障害を主訴とする高齢者を診察

する場合にはうつ病の存在に注意を払い, 治療の機会を逃さないようにしなくてはならない。

2) 血管性うつ病は痴呆 (特に血管性痴呆) の初期段階である。ほとんどの症例で痴呆に進展していくため, 血管病変の進展を防ぐことで痴呆への進展を予防していく必要がある。また, 現在認められる認知機能障害に対しては痴呆の治療に準じた治療をおこなうべきである。

1と2は相対する考え方であるが, 本稿においては最近の報告を元に血管性うつ病と痴呆との関係について明らかとなっている点を紹介したい。

I. うつ病患者の認知機能

うつ病患者では病相期においては思考や運動の抑制症状のために痴呆と間違われやすい症状を呈する場合がある (仮性痴呆) ため, うつ病と痴呆を鑑別し, うつ病を治療する機会を逃さないようにすることは重要であり, 表1³⁾のような症状や経過の違いが鑑別のために役立つと従来の精神医学の教科書には必ず記載されている。実際にうつ病患者に抗うつ薬による治療をおこなうことで認知機能が改善することは成人患者だけでなく, 高齢患者においても数多く報告されている。たとえば Kimura らは, PSD を対象として, Nortriptyline による治療を6~12週間おこない, うつ病が改善したグループでは MMSE が24点から27点に改善したのに対してうつ病の改善が見られなかったグループでは MMSE の改善はみられなかったと報告している⁴⁾。しかし, 同年齢の健常対照者と比較するとうつ病患者では依然として認知機能や社会機能の障害は残存している場合も多く, その原因としては抗うつ薬の抗コリン作用や加齢に伴う器質的な要因などの存在が重要であると考えられている。

表 1 Vascular depression と老年期痴呆の鑑別

	Vascular depression	老年期痴呆
症状の経過	抑うつ症状→痴呆症状	痴呆症状→抑うつ症状
進行	急速	緩徐
抑うつ気分	持続的な訴え	訴えが弱く、動揺する
不安・焦燥	強い	弱い
精神運動抑制	強い	弱い
睡眠	しばしば不眠が見られる	傾眠傾向
意欲	単純な仕事も億劫がる	作業意欲はあるがまとまらない
能力低下の訴え	能力低下を強調し、深刻に悩む	能力低下を隠し、深刻味が薄い
返答	「わかりません」と答えることが多い	一生懸命考えるが、正答が少ないことが多い
社交性	回避傾向が強い	保たれていることが多い
注意力・集中力	比較的保たれている	著明に障害
見当識障害	少ない	しばしば出現

笠原ら, 2001を一部改変

II. silent cerebral infarction (SCI) の認知機能

うつ病を呈していない SCI 患者の認知機能への影響に関する報告は今までに多数ある。今までの報告をまとめると、MMSE や長谷川式痴呆スケールなど認知機能障害に対する感度の低い検査では SCI の存在は認知機能に影響を与えないとする結果となるが、さらに詳細に認知機能障害が測定できる感度の高い検査 (Stroop test, Wisconsin card sorting test など) を使用すれば、SCI の存在により認知機能が障害されていることが明らかとなる。

また、SCI 患者においては、apathy を呈する患者が多いといわれている。apathy とは、発動性低下を主訴とする病態であるが抑うつ気分や思考制止などのうつ病に特有な症状は存在しておらず、うつ病の診断基準を満たさないものを示す。この apathy はアメリカ精神医学会による精神疾患の診断基準第 4 版 (DSM-IV) などの精神疾患の診断基準には記されていないが、脳血管障害を専門とする神経内科領域では汎用されており、apathy を伴う SCI 患者においては apathy を伴わない SCI 患者より認知機能が障害されていると報告されている⁵⁾。

III. MRI-defined VD の認知機能

Ginsberg らは MRI-defined VD の認知機能に

ついて、MRI-defined VD 患者 (VD 群) と MRI にて脳血管障害を認めないうつ病患者 (non-VD 群)、健常高齢者の間で記憶力、遂行機能、言語機能などの比較をおこなっている。彼女らは VD 群では non-VD 群、健常群と比較して全ての領域において有意に障害されていた⁶⁾と報告している。われわれは、MRI-defined VD 患者 (VD 群) と MRI にて SCI を認めないうつ病患者 (non-VD 群) において、うつ病症状が改善後に WAIS-R

表 2 MRI-defined vascular depression における WAIS-R

	non-VD 群 (n=18)	VD 群 (n=17)
総合 IQ	102.3 ± 13.9	86.7 ± 10.1**
言語性 IQ	103.3 ± 14.1	90.2 ± 12.0**
1) 知識	10.2 ± 3.0	7.8 ± 2.4**
2) 数唱	8.7 ± 2.4	9.2 ± 2.8
3) 単語	11.0 ± 2.9	8.4 ± 2.3**
4) 算数	10.2 ± 3.2	6.9 ± 2.1**
5) 理解	11.8 ± 3.2	10.0 ± 3.1
6) 類似	10.9 ± 2.8	8.8 ± 2.2*
動作性 IQ	101.0 ± 13.7	84.1 ± 10.8**
1) 絵画完成	10.0 ± 2.7	7.2 ± 2.9**
2) 絵画配列	9.8 ± 3.5	7.0 ± 1.8*
3) 積木模様	10.4 ± 2.5	7.4 ± 2.5**
4) 組合せ	9.4 ± 3.2	7.8 ± 2.5*
5) 符号	10.8 ± 22.4	8.1 ± 2.1**

** : p < 0.01, * : p < 0.05

WAIS-R : Wechsler Adult Intelligence Scale-Revised

VD 群 : MRI-defined vascular depression 群

non-VD 群 : MRI にて silent cerebral infarction を認めない depression 群

表 3 MRI-defined vascular depression における内田クレペリンテスト

	non-VD 群 (n=15)	VD 群 (n=13)	VD 群/non-VD 群
前半			
平均作業量	36.0±13.4	21.1±11.0*	59%
平均誤謬数	0.52±0.45	0.45±0.37	
誤謬率 (%)	1.9±2.0	3.0±4.2	
後半			
平均作業量	41.0±13.8	21.9±10.8**	53%
平均誤謬数	0.46±0.47	0.36±0.26	
誤謬率 (%)	1.4±1.6	2.2±1.7	
休息効果	1.16±0.10	1.07±0.12*	

** : p<0.01, * : p<0.05

VD 群 : MRI-defined vascular depression 群

non-VD 群 : MRI にて silent cerebral infarction を認めない depression 群

(全般的な認知機能の検査)と内田クレペリンテスト(思考スピードと集中力の検査)を行い、両群の認知機能を比較検討した⁷⁾。その結果、WAIS-RにおいてはVD群ではnon-VD群と比較して、言語性IQ、動作性IQ共に低下しており、言語性IQの中では知識、単語、算数、類似の4項目で差を認め、動作性IQの中では5項目全てに差を認めた(表2)。内田クレペリンテストにおいてはVD群ではnon-VD群と比較して、誤謬率では差を認めなかったが平均作業量は約50%に低下しており、休息効果(休息による作業量の回復)も低下していた(表3)。つまり、VD群ではうつ病症状が存在している間もうつ病症状回復後においても認知機能障害を認め、特に思考速度の低下は特徴的な症状と考えられる。われわれがVD患者を診察した時、うつ病症状が完全に寛解しているにもかかわらず、今ひとつ理解力が悪い、今ひとつ反応が遅いと感じることが多いが、WAIS-R、内田クレペリンテストのデータは臨床場面でのそのような印象を裏付けているものと思われる。

IV. MRI-defined VD の痴呆への進展

上述したようにVD患者ではうつ病相期だけでなく寛解後の維持療法期にも認知機能障害が認められやすいことも考えあわせるとVDではnon-VDより将来痴呆へ進展しやすいことが推測される。以前にわれわれは、3年間の臨床経過をMRI-defined VD患者(VD群)をnon-VD患者(non-VD群)に分類し、痴呆への進展の有無、神経学的障害(脳卒中、せん妄、血管性パーキンソニズム)の出現率について検討をおこなったこ

とがある。その結果、脳卒中、せん妄、血管性パーキンソニズムの出現率についてはVD群に有意に多かったが、痴呆への進展はVD群に多いものの有意差は認められなかった⁸⁾。この結果からMRI-defined VD患者の長期予後はnon-VD群と比べると不良であり、神経学的障害の合併率が高いことが明らかとなった。痴呆への進展については有意差が出なかったが、これは調査対象症例が少なかったためと、経過観察期間が3年間と短かったためと思われる、今後はより長期間の経過観察をおこなう必要がある。

老年期うつ病患者と老年期でうつ病を呈していない患者の比較では、うつ病患者の方が痴呆に移行しやすいことは以前から指摘されており、最近の大規模研究でうつ病の既往が脳血管性痴呆の有意な危険因子であると報告されているが⁹⁾、老年期うつ病患者においてはVD患者が多いこと、すなわち脳梗塞合併症例が多いことが明らかであるため、結果として痴呆へ進展しやすいものと考えられる。

お わ り に

これらの結果をまとめてみると血管性うつ病と痴呆との関係性としては、上述の2つの考え方はお互いに相対するものではなく、どちらの視点も併せ持つことが臨床家としては大事であるように思われる。つまり現時点においては、血管性うつ病と痴呆には一部で共通の病態が存在し、血管性うつ病は痴呆の危険因子のひとつである。そのため、一般人口と較べると痴呆に進展していく割合が高いと考えられる。痴呆への進展を防ぐにはまずうつ病の治療をしっかりとこなう必要がある。

また、場合によっては痴呆の治療に準じた治療をおこなうべきであると考えらる必要がある。

Reference

- 1) Alexopoulos, G. S., Meyers, B. S., Young, R. C. et al.: 'Vascular depression' hypothesis. *Arch-Gen-Psychiatry*, 54: 915-922, 1997.
- 2) Krishnan, K. R. R., Hays, J. C., Blazer, D. G.: MRI-defined vascular depression. *Am-J-Psychiatry*, 154: 497-501, 1997.
- 3) 笠原恭輔, 糸賀基, 妹尾晴夫ほか: 高齢者うつ病における脳血管性うつ状態の診断. 脳血管性うつ状態の病態と診療, 小林祥泰編, メディカルレビュー社, 東京, p83-90, 2001.
- 4) Kimura, M., Robinson, R. G., Kosier, J. T.: Treatment of cognitive impairment after poststroke depression: a double-blind treatment trial. *Stroke*, 31: 1482-1486, 2000.
- 5) 青山晃治, 小林祥泰, 岡田和悟ほか: 脳血管障害における Apathy とうつ状態が認知機能に与える影響. *脳卒中*, 20: 239-243, 1998.
- 6) Kramer-Ginsberg, E., Greenwald, B. S., Krishnan, K. R. et al.: Neuropsychological functioning and MRI signal hyperintensities in geriatric depression. *Am J Psychiatry*, 156: 438-444, 1999.
- 7) Yamashita, H., Fujikawa, T., Yanai, I. et al.: Cognitive functioning in patients with major depression and silent cerebral infarction. *Neuropsychobiology*, 15: 23-28, 2002.
- 8) Yanai, I., Fujikawa, T., Horiguchi, J. et al.: The 3-year course and outcome of patients with major depression and silent cerebral infarction. *J-Affect-Disord*, 47: 25-30, 1998.
- 9) Hebert, R., Lindsay, J., Verreault, R. et al.: Vascular dementia: incidence and risk factors in the Canadian study of health and aging. *Stroke*, 31: 1487-1493, 2000.

ビデオキャプチャ画像処理による視線検出及び意思伝達装置への応用

伊藤 和幸^{†a)} 伊福部 達^{††}

Image Processing with Video Capture for Eye Movement Measurement and Its Application to Eye Control System

Kazuyuki ITOH^{†a)} and Tohru IFUKUBE^{††}

あらまし 本研究では、重度肢体不自由者向けに視線を利用した意思伝達システム（視線入力式文字入力装置・環境制御装置）を安価に提供できるようなシステムを開発する。視線の検出には、画像処理ボードを利用した高精度・高機能なものが市販されているが、それらを使用するとコストダウンが困難であり実用に結び付かないという欠点があるため、本研究ではビデオキャプチャした画像をソフトウェア的に処理することで視線検出を行い、システムにかかるコストの削減を図った。近年のパソコン性能の向上により、ノートパソコンの使用も可能でありシステムのコンパクト化も実現できた。

キーワード ビデオキャプチャ、視線、支援機器、重度肢体不自由者

1. ま え が き

筆者らはこれまでに、重度肢体不自由者のQOL（生活の質）向上を目指し、眼球運動（視線）を利用した意思伝達装置（文字入力によるコミュニケーション装置や環境制御）の開発を行っている[1]~[3]。背景には、筋ジストロフィー患者や筋萎縮性側索硬化症患者（ALS患者）のような重度の障害者では、病状や症状の進行に伴い四肢運動機能に障害が生じ、文字盤への指差しや走査選択式装置[4]へのスイッチ操作が困難になるため、意思の伝達に利用できる身体部位が眼球だけになる場合も出てくるためである。

眼球運動を意思伝達機器の操作に利用するには、従来は上下左右への眼球の動きや目の開閉をスイッチのON-OFFとして検出し、1スイッチの走査選択式装置への入力に利用する方法が採用されている[5],[6]。しかし、これらの方法は走査選択式であるがゆえに操作効率の悪さがネックとなっている。一方、近年では文字やアイコンを見つめるだけでそれらを選択できる

視線入力方式のシステムが提供されるようになってきた[7]~[10]。視線入力方式は障害者が見つめた対象をそのまま選ぶことのできる直接的な選択方法で、操作は分かりやすく、文字入力に応用した場合入力効率にも優れている。しかし、セッティングの困難さや高額な価格が実用に結び付かない原因となっている。

市販の視線検出装置を利用した場合、これらは一般的には研究向けであるために高い性能（60 Hzのサンプリング時間またはそれ以上の時間分解能と高精度な空間分解能）が要求されており、日常生活で利用できる程度の価格にはなりにくい。しかも、視線検出装置の需要は多いものではなく、ハードウェアを利用したシステムでは、大量生産によってコストダウンを実現するのは困難となる。

そこで本研究では、眼球運動を利用した障害者向け意思伝達システム（視線入力式文字入力装置と環境制御装置）の実用化を目指し、課題の一つであるシステムコストの削減を目標とする。具体的には、視線の検出を専用のハードウェア（視線検出専用機）に依存せず、ビデオキャプチャにより取り込んだ画像をソフトウェア的に処理するシステムの開発により、コストの削減を図る。以下、2. でビデオキャプチャによる画像処理の概要について述べ、3. で視線入力式コミュニケーション装置の開発内容、4. で環境制御装置の開発内容について述べる。5. でまとめを行う。

[†] 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所, 所沢市
Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Tokorozawa-shi, 359-8555 Japan

^{††} 東京大学先端科学技術研究センター, 東京都
Research Center for Advanced Science and Technology, University of Tokyo, Meguro-ku, Tokyo, 153-8904 Japan

a) E-mail: ito@rehab.go.jp

2. ビデオキャプチャによる画像取込みと処理

本研究では、ビデオキャプチャにより画像をパーソナルコンピュータ（以下、パソコン、PC）に取り込み、その画像をソフトウェアにより処理して視線の検出を行うこととする。

本研究で開発するシステムで利用したハードウェアは、ノートパソコンのほかには視線入力式文字入力装置では安価なビデオキャプチャ用 PCI ボードと PCI ボード用拡張ボックス、PC カード、環境制御装置では USB カメラとテレビ用リモコンであり、画像処理専用ボードを利用しないことでシステムにかかるコストの削減を図っている。

ビデオキャプチャした画像で処理を行う方法を採用した理由には、視線の検出を行うにはビデオ信号を画像処理ボード上で処理して行うのが一般的であるものの、意思伝達向けには研究向けの性能を追求する必要はなく、10-15FPS (frame per second) 程度の処理能力と後述するような空間分解能があれば十分実用的となることが挙げられる。また、近年のパソコン性能の向上 (CPU 性能, 大容量メモリの搭載) により、ソフトウェア的に画像処理を行ったとしても十分実用的となることも開発を進める上で有利な点となった。

システムは OS として MicroSoft Windows XP, コンパイラに Visual C++ を利用してアプリケーションを作成する。そのアプリケーション上では Windows Driver Model を利用して画像を取り込み、その画像をソフトウェア的に処理して視線の計測を行う (図 1)。

3., 4. では、それぞれ視線入力式コミュニケーション装置と環境制御装置の概要について説明する。視線により文字入力を行うのか、簡単な環境制御で十分なのか、障害者のニーズにより利用するアプリケーション

ンを決定する。

3. 視線入力式文字入力装置の概要

3.1 視線検出方法

眼球運動を意思伝達に使用するためには、機器の利用者がどこを見ているか (=視線) を検出する必要がある。人の視線を検出する試みは最近の話題ではなく、19 世紀の後半より視線検出技術が研究されている [11]。計測方法としては、EOG 法 [12], 強膜反射法 [13]; 角膜反射法 [14], [15] 等が提案されており、本研究では角膜反射法を視線検出方法として採用した。角膜反射法は眼球に当たった光源 (一般的には赤外光) の光が角膜上で反射する点 (角膜反射点) と瞳孔中心点を検出し、これら二つの特徴点の相対的な位置関係を利用することで視線方向を検出する方法であり、市販の視線検出装置では画像処理ボードで二つの特徴点を抽出するのが一般的である。本研究では、画像処理ボードを使用せずにビデオキャプチャした画像から二つの特徴点を抽出することで視線の検出を行う。

3.2 画像処理手順

画像の処理手順は、以下のとおりである。

3.2.1 画像 (640 × 480 画素) の取込みと表示

眼球付近の画像を取り込み、その画像をアプリケーション上 (画面右下) に表示する。その結果、画像表示用のモニタを別途接続する必要がなくなり、システムがコンパクト化する。画像の取込み及び処理は、サンプリング速度が速ければ速いほど視線を移動させたときの追従性が良いが、現状ではソフトウェア的な処理能力と CPU への負担を考慮して 15FPS とした。

3.2.2 角膜反射点の特定

取り込んだ画像を高いしきい値で 2 値化し、画像内の白い箇所を検索し、角膜反射点とみなす。したがって、眼鏡における反射が角膜反射点とみなされると正確な視線検出が行われないため、その場合は画像内に眼鏡の反射が入らないように取込み位置の工夫が必要となる。また、顔面における不要な反射を抑えるために必要以上に室内が明るくならないように考慮する。

3.2.3 瞳孔中心点の特定

しきい値を低く設定して再度 2 値化し、角膜反射点付近にある黒いパーツを瞳孔とみなす。そのパーツに楕円近似を施し瞳孔の中心点を算出する。

3.2.4 視線の検出

3.2.2, 3.2.3 の処理により二つの特徴点を検出されるので、画面上の基準点 (四隅) を見つめてキャリブ

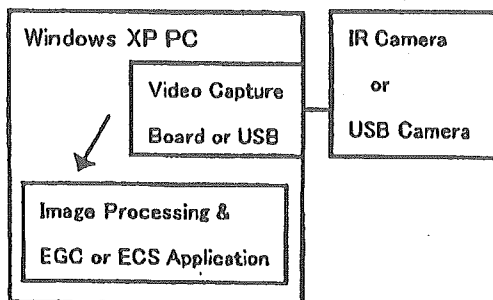


図 1 システム構成
Fig.1 System configuration.

レーション(校正作業)を行うことで、画面上の視点が算出できる。

3.3 視線入力式文字入力装置

視線入力式文字入力装置は図2のように、ノートパソコンと赤外光源、赤外カメラ、PCIビデオキャプチャボード、PCIボード用拡張ボックス、拡張ボックス用PCカードで構成され、片足ベッドサイドテーブルに乗せられる程度となっている。現状ではUSBカメラに赤外対応のものがなく、本システムでは赤外カメラのビデオ信号をPCIキャプチャボード経由で取り込み利用した。図2中央の三脚に固定されているのが赤外光源と赤外カメラ、左の液晶ディスプレイ下部にあるのが拡張ボックスである。液晶ディスプレイは下部に赤外カメラと光源を固定しベッド上にアームで伸ばせば、仰臥位(仰向けの状態)でも利用可能となる。図3、図4にシステム構成と設置概要を示す。

3.4 文字の表示及び選択方法

日本語文字入力の場合、使用する文字は清音46文字のほかに濁点、半濁点、長音記号、編集・漢字変換用の選択肢などを加えると60個程度の選択肢が必要となる。これらすべてを一つの画面内に表示し、それぞれを見ている視線を検出できる性能(空間分解能)を

追求すると研究向けのシステムと同程度のコストがかかるために、市販の福祉用視線入力装置では、画面上の10個程度の選択肢を選択できる程度の性能としている。その場合の文字選択方法は、まず「あかさ…」を表示した画面から一つを確定し、その後選択した子音に対応する母音(例えば「か」を選択した後は「かきくけこ」)を表示して、最終的に目的の文字を確定する方法が採用されている[8],[10]。

一方、本システムでは図5に示すように初期画面に一度に60個の選択肢(文字及び編集・漢字変換用文字)を表示し、第1段階(図5左)では4個ごとのグループを選択し、第2段階(図5右)では選択したグループ中の文字をもとの選択個所の周囲に再表示して、最終的に目的の文字を選択する方法を提案する。これは、選択肢の近傍に確定用の注視個所を配置し、選択肢を見つめた上で確定個所へ視線を移動させることで誤選択なくかつ高速に選択を行うことを示した先行研究[16]の有効性を応用したものである。更に、初期画面に全文字を表示することで目的の文字を見つけやすくなるという利点に加え、画面上の15分割(3行5列)個所を見つめる視線の検出を行えばよいので、高い視線検出精度が要求されないという利点もある。15inchのディスプレイを視距離60cm程度で利用すると、一つの分割個所は5.92deg程度の視角となり、高性能な機器に比べてはるかに容易な視線検出機能の設計が可能となる。

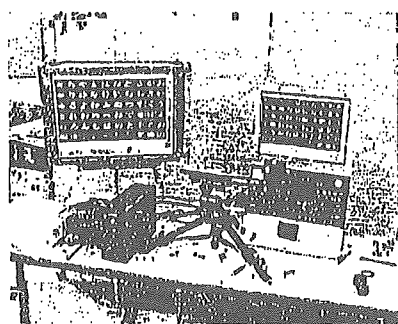


図2 視線入力式文字入力装置の概観
Fig.2 Eye gaze communication system.

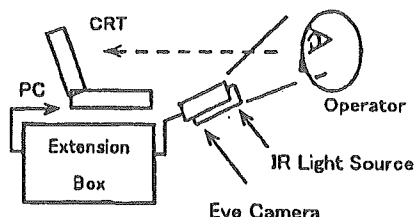


図4 装置の設置概要
Fig.4 Arrangement of measurement equipment.

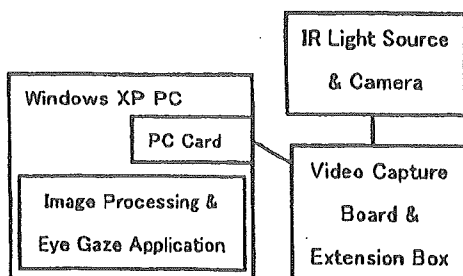


図3 視線入力式文字入力装置のシステム構成
Fig.3 System configuration of EGC system.

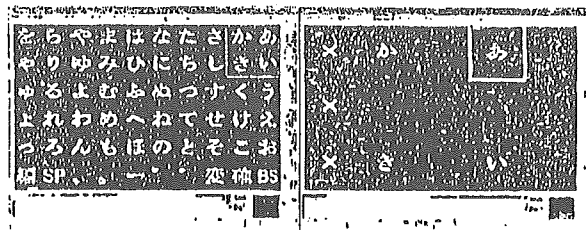


図5 初期画面と第2段階画面
Fig.5 Screen of 1st, 2nd phase.

文字グループの設定は、現状では4個ごととしたが6個(3行2列)ごととすることも可能である。この場合、分割数は10分割(2行5列)となり視線検出機能の設計は更に容易になるが、第1段階では縦並びだった文字列が第2段階では横並びとなる。本システムでは、画面上の15分割個所を見つめる視線検出精度が十分得られていること、第1・第2段階における文字の並びが統一されることを基本として、文字グループの設定を4個とした。文字並びの変更による混乱の有無や使用感の善しあしなど、他の設定による使用評価は今後の検討課題としたい。

また、第1段階で選択した個所は第2段階では空白となり、その個所を見続けても文字は選択されないため、いわば休憩個所となる。文字の確定は、瞬きもできなくなる患者も存在することを考慮して、目的の個所を設定時間見つめ続けることで行っているが、選択個所のすべてが文字の場合、選択を意図しない個所を見つめていても文字が確定されるとその訂正作業も必要になり疲労が増す、という意見がこれまでの臨床評価を通じて出されたため、休憩の意味合いも含めて空白個所を設けた。

図5では、第1段階では右上の「あいかき」個所に視線があり、ここが選択されると第2段階のような表示となる。第2段階では第1段階で選択した右上個所が空白となり、その個所周辺に「あいかき」が配置され、目的の文字を再度注視・確定することとなる。

文字の確定は、図6のように算出される画面上の視線移動速度と継続時間により視線の状態を移動・停留(目的の文字を見つけ、移動速度がしきい値以下で低下し始めた状態)・注視に分類し、注視状態において最も注視頻度の高い文字を注視文字としている[1]。停留の設定時間は文献[1]で議論したような初期値を設定するが、短すぎると感じる場合には利用者に合わせて調整することとし、第1、第2段階それぞれにおいて変更を可能としている。注視の設定時間も同様である。

図5右の「×」個所は、選択すると文字選択を行わずに初期画面へ戻るため、初期画面で誤った個所が選択されても修正作業の必要がなくなる。図7に示す漢字変換画面にある文字は、それぞれ「〈,〉」:変換範囲の変更、「→」:変換する文節の変更、「前」:変換の前候補へ戻る、「変」:再変換、「確」:変換候補の確定、「カナ」:片仮名へ変換、「×」:変換画面から初期画面へ戻る、機能を意味する。漢字変換はWindows標準のMS-IMEを利用し、単語登録(「おはようございま

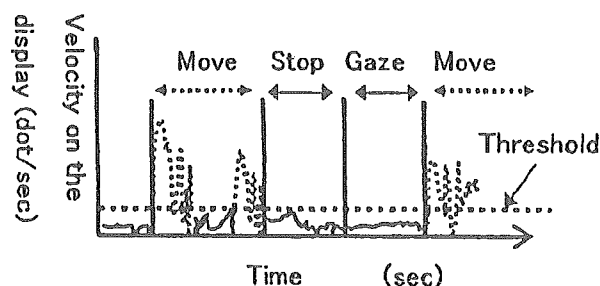


図6 移動速度による視線状態の分類
Fig. 6 Classification of eye movement.

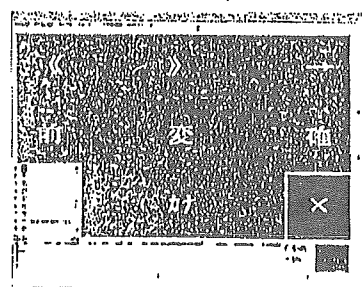


図7 漢字変換中の画面
Fig. 7 Kana-Kanji translation.

す」を「おは」などで登録し変換)により効率的な変換を行うことはできるが、単語予測機能は付加していない。

4. 環境制御装置

視線入力装置には画面上の15個所を見つめる視線の検出精度が要求されたが、眼球の左右への動きと円を描くような大きな動きを計測できる程度の精度であれば、システムを更に簡略化することができる。既に、Werdnig-Hoffmann (ウェルドニッヒ-ホフマン)症患者自身によるテレビ制御システムをWindows 98をOSとした環境で開発しており[2],[3]、本研究では同様の機能をWindows XPをOSとしたシステムで構築し、USBカメラの利用も可能とした。

4.1 患者の状況

導入対象である患者の随意的な運動部位は眼球のみであり、意思の伝達は問いかけに対してYESの場合には円を描くように眼球を大きく回し(右回り)、NOまたは思案中には眼球を動かさないことで行っている。患者及び家族のニーズは、視線により文字入力を行うことよりはテレビの制御を患者自身で行えるようにしたい、ことである。

本患者に対しては数個のスイッチ制御が目的であり、病室内での実用性が重視される。数個のスイッチ制御

であれば EOG 法も有力だが、電極を皮膚に装着するための導電ペーストにかぶれるため採用できない経緯があった。そこで、可視光下で撮影した顔面付近の画像から虹彩と眉毛の重心位置を検出し、これらの相対的な位置関係を大まかな視線とすることで環境制御に結び付ける方法を採用した。

画像処理手順は以下のとおりである。

4.2 画像処理手順

4.2.1 画像 (640 × 480 画素) の取込み

アプリケーションの起動とともに顔面の画像を取り込み、アプリケーション上に表示する (図 8)。現状ではテレビの制御に必要な処理速度に合わせて 15FPS によるサンプリング及び処理を行う。

4.2.2 処理範囲の設定

虹彩と眉毛を処理するため、画像内に二つの方形フレームを定め処理範囲を設定する (図 9)。処理範囲の変更はマウスによるドラッグ操作で行い、ドラッグ & ドロップによりフレーム全体を移動できる。フレーム間の距離をロックすることでフレーム間の相対位置を保ったまま処理範囲全体を移動することも可能となっている。

4.2.3 グレースケール化及び2値化

取り込んだ画像を 256 階調のグレースケールに変換後、しきい値により 2 値化し (図 10)、しきい値以上

の画素のみ表示する。しきい値の調整はフレームごとに行う。

4.2.4 ラベリング処理

処理フレームごとに画素数によるマスクサイズ (Mmin, Mmax) を設定し、該当するパーツ (Mmin < M < Mmax) のみラベリングする。設定サイズより小さなパーツ (虹彩左にある目頭の影) や大きいパーツ (眉毛右にある頭髪の一部) は処理対象から除外する。

4.2.5 形状分析

ラベリングされた各パーツの重心 (X, Y 座標)、画素数を算出する (図 11)。ラベリング処理同様、重心を中心としたサークルサイズ (Smin, Smax) を設定することで、該当するパーツ (Smin < S < Smax) のみ抽出することで、サイズ外のパーツ (右上の髪の一部) は処理対象から除外される。また、眉毛に対して自動追従を実行すると、フレーム内の眉毛の重心位置が一定となるように処理フレーム範囲が自動的に移動するため、頭部の位置が CCD カメラに対して変動しても、ある程度は画像内での自動対応が可能となる。

4.2.6 処理結果によるリモコン制御

形状分析で処理された各値をもとに、環境制御用アプリケーションでテレビリモコンの制御を行う。

処理結果の概要を図 12 に示す。環境制御用には、眉毛の重心 (X_o, Y_o)、虹彩の重心 (X_i, Y_i)、各パー

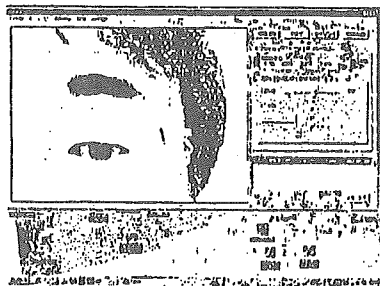


図 8 画像処理アプリケーションの起動
Fig. 8 Image processing application.

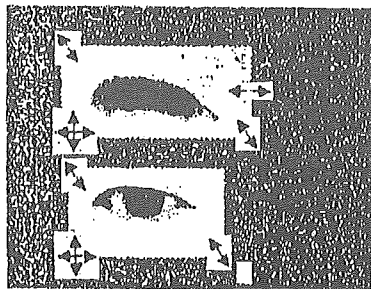


図 9 処理フレームの設定
Fig. 9 Arrangement of frame for image processing.

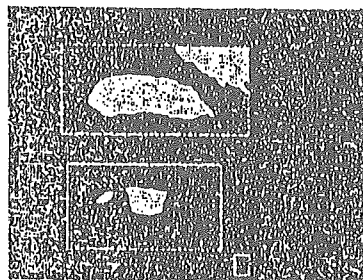


図 10 2値化処理
Fig. 10 Binary processing.

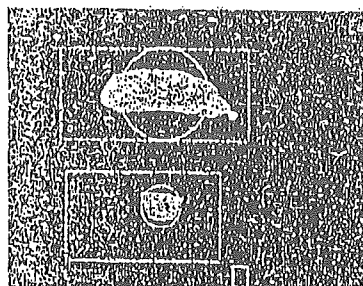


図 11 形状分析
Fig. 11 Analysis of shape.

ツの画素数値を利用し、

$$dX = X_o - X_i, dY = Y_o - Y_i \quad (1)$$

が相対値となり大まかな視線の推定が可能となる。

4.3 テレビの制御

テレビリモコン制御用の処理は、画像処理で求めた虹彩と眉毛それぞれの重心座標値を1秒間に10個保存し(10Hzのサンプリングとなる)、順次バッファ内でその値を更新しながら、2ch(テレビ電源とチャンネル操作)の制御を行うこととする。

4.3.1 電源操作

電源を操作するには、テレビを見ている状態と見ていない状態の眉毛と虹彩の相対値(大まかな視線方向)を検出し、図13のようにX方向の境界値(x1)による電源オン(テレビを見ている状態)とオフエリア(見ていない状態)を設定する。x1の調整は介護者が左右カーソルキーで値を変更するため、複数の基準点を見つめるキャリブレーション作業は不要となる。

電源スイッチは、電源オンエリアに虹彩が設定時間(例えば2.0秒とすれば20個のサンプリングデータ)以上得られていればオン、得られなければオフする。図13中の黒円(虹彩中は白円)はサンプリングごとの虹彩の重心点を示し、眼球の動きがなくなれば、重心の移動はほとんどなくなる。図では利用者が左を見た後、最終的に右を見ている。設定時間の経過後に機

器の制御を行うこととしたのは、画像の取込み状態による出力値のちらつきや瞬間的な眼球の移動(サッカー)等を電源操作のための動きと認識しないようにするためであり、テレビから目をそらしても設定時間内に再度テレビを見れば電源はオフされないこととなる。

4.3.2 チャンネル操作

また、テレビを見ながら円を描くように大きく眼球を動かすことでチャンネルをアップさせる機能も付加した。眼球が大きく動いたことを判定するには、1回の行為が1秒以内で終了するため、連続する10点の虹彩の座標値につきX、Y各方向の最大移動量(dx, dy)と移動軌跡による描画面積(A)を算出し、各値が設定範囲内(dx_min < dx < dx_max, dy_min < dy < dy_max, A_min < A < A_max)であった時点を大きな眼球運動と認識させた。dx_min, dy_min, A_minは、チャンネル変更を意図しない眼球運動に対する誤動作を排除するために設定している。dx_max, dy_max, A_maxは、サッカーなどによる大きな出力値や、カメラの前を人が横切った場合など、通常の画像と大きく異なる画像が得られ、結果的に眼球運動とはみなせない値が出力される際にも対応するために設定している。また、本システムでは眼球移動の方向も判断できるため、今後練習により左回りの運動ができればチャンネルダウンなど他の操作に対応させることも可能である。

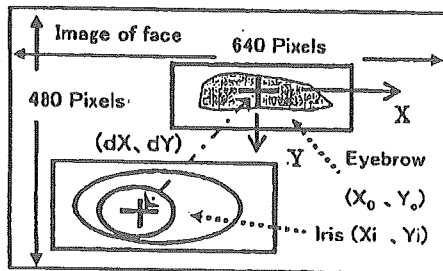


図12 画像処理結果の概要
Fig.12 Result of image processing.

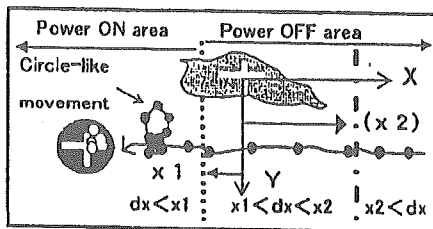


図13 エリアの設定例と虹彩(視線)の移動
Fig.13 An example of area setting and movement of an iris.

図14に病室内の配置概要と装置の設置概要を示す。USBカメラ(Argo Lu055M-IOなど)に付属の望遠レンズにより患者の顔面付近を撮影し、画像処理で求めた値を処理してテレビの制御を行う。リモコン制御機(PATLITE PHC-100)はRS-232C経由でパソコンと接続し、本システムの利用時にテレビの正面に設置する。

4.4 画像処理の追加機能

本システムにおいて適切な処理結果を得るためには、2値化処理におけるしきい値設定を適切に行う必要がある。天候の変化(晴れ-曇り)や時間経過による日照量の変化により病室内の明るさが変わるため、図15のようにしきい値以上の部位が目尻付近にも出現ししきい値を調整する必要がある。単純に重心位置を算出するだけでは正しい虹彩の重心位置を算出できないため、未操作(電源がオンされない)になる場面もあった。

そこで、まず図16のように画像上のしきい値以上

の画素を縦方向へ加算して横方向のヒストグラムを求め、その最大値個所からヒストグラムの谷となる個所を検索し、谷個所から最大値方向の画像を虹彩とみなして重心を求める処理を追加した [3]。図 16 のヒストグラムでは中央部分が谷となり、左側の山部分が虹彩となる。この処理を加えて虹彩の重心を算出した結果

を図 17 に示す。

ヒストグラムを利用した処理の効果を検討するために、同一の 2 値化しきい値のもとで眼球運動を連続的に 3 時間程度 (午後 2 時~5 時) 計測し、虹彩の重心位置が正しく算出されるかどうかをチェックした。その結果を表 1 に示す。表中左端は経過時間とその間の顔面付近の明るさの平均値を示す。総移動回数は患者がテレビから目をそらして図 15, 図 17 のような画像が得られた回数、正処理数は図 17 のように虹彩の重心が正しく算出された回数、誤処理は図 15 のように

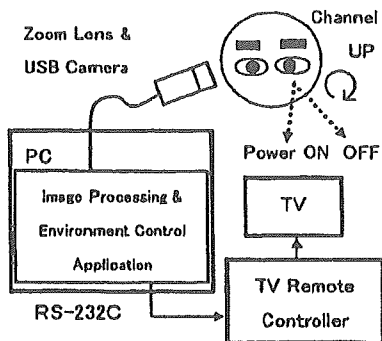
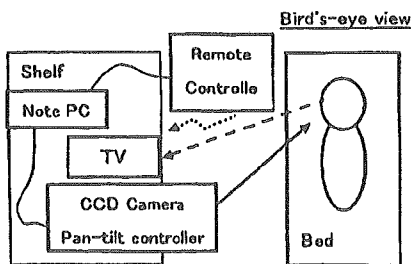
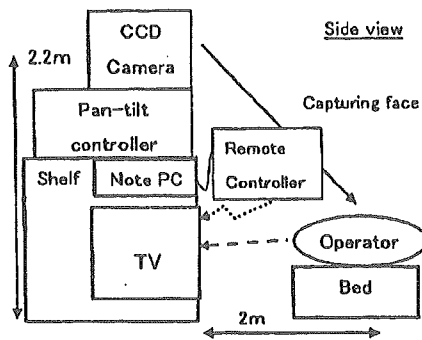


図 14 病室内での配置と装置の設置概要
Fig. 14 Arrangement of measurement equipment.

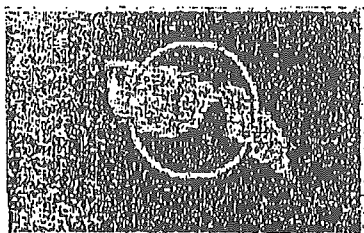


図 15 虹彩以外の部分もしきい値以上になる場合
Fig. 15 Gravity was deviated from iris center.

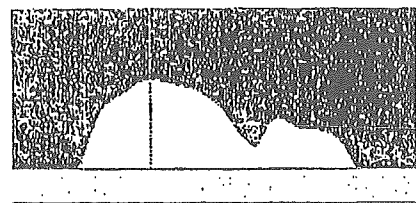


図 16 しきい値以上の画素を縦方向に加算したヒストグラム

Fig. 16 Histogram means pixels more than the threshold are vertically added.

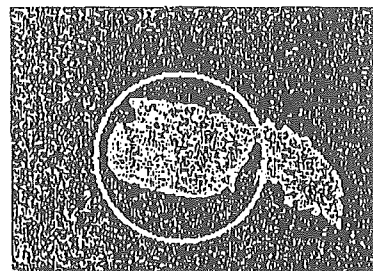


図 17 ヒストグラム利用時の虹彩重心位置検出
Fig. 17 Accurate iris center of gravity is calculated with histogram.

表 1 ヒストグラム処理の有無による処理結果
Table 1 Results of improved processing (iris center of gravity is calculated with/without histogram).

経過時間 (分) と明るさ (lux)	ヒストグラム処理	総移動回数 (回)	正処理回数 (回)	誤処理回数 (回)
0~4(350)	有	11	11	0
4~6(260)	有	21	21	0
6~12(360)	無	14	0	14
12~15(350)	無	87	0	87
15~22(340)	有	89	68	21
108~123(330)	有	20	12	8
123~125(300)	無	24	0	24
161~171(260)	無	41	0	41
171~182(250)	有	78	78	0

正しく算出されない回数を示す。22~108分間は診察及び理学療法による計測の中断、及び患者が睡眠したためテレビを見ていない状態である。

ヒストグラム処理を適用すると、0~6, 171~182分間では虹彩の重心を正確に算出できている。ヒストグラム処理を適用しない6~15, 123~171分間ではすべて誤処理となっているが、虹彩と目尻の画像が連結した状態で谷個所を検出せず重心を算出しているためである。しかし、この間ではどの移動に対しても谷個所は検出されており、ヒストグラム処理を適用すれば虹彩の重心は正しく算出できたことになる。一方、表中下線を付加した15~22, 108~123分間はヒストグラム処理を適用していても誤処理が見られる。これは、ヒストグラム中に谷個所が検出されず算出された重心が正しい位置からずれたためである。

全移動回数385回中ヒストグラム処理により谷個所を検出できなかった回数は15~22, 108~123分間の29回で、誤処理の割合は約7%程度となるが、ヒストグラム処理を適用すれば室内の明るさに合わせて常に2値化しきい値を変更する必要はなく、新規に追加した機能として有効であった。谷個所が検出できない場合には最大値個所を中心に虹彩個所を推定するなど最適な処理方法を検討する必要があるだろう。

5. む す び

比較的安価なビデオキャプチャ機器を利用し、重度身体障害者の自発的な意思表示を補助するシステムを簡易的に構築することが可能となった。本システムでは視線検出処理をソフトウェア的に行うために、処理機能とサンプリング速度の兼ね合いでどの程度の機能追加が有効かを考慮する必要がある。ヒストグラム処理の追加程度であれば大きな影響はなかったが、精度を高めるために更に複雑な処理を追加すると処理速度が犠牲になり、トータルでの操作性が悪くなることに留意しつつ追加する機能を考慮していく必要があるだろう。

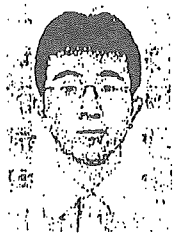
パソコン本体の性能や周辺機器の性能は飛躍的に進歩しており、今後はデジタル画像による画像処理を行うことが可能になると予想される。XGA (1024×768画素)、SXGA (1280×1024画素) クラスの画像を利用し複雑な処理を行うとしても、十分実用的な処理が実現できると考えられるため、重度障害者向けの意思伝達手段に限らず、健常者の利用においても対応できるような技術が開発されることを期待したい。

今後、更なるシステムの高機能化・簡易化も視野に入れ、臨床例を増やしながら評価を継続していきたいと考えている。

文 献

- [1] 伊藤和幸, 数藤康雄, 伊福部達, “重度肢体不自由者向けの視線入力式コミュニケーション装置,” 信学論 (D-1), vol.J83-D-1, no.5, pp.495-503, May 2000.
- [2] 伊藤和幸, “画像センサを用いた眼球運動による環境制御システム,” 信学誌, vol.85, no.1, pp.57-59, 2002.
- [3] 伊藤和幸, “ビデオキャプチャによる眼球運動計測および環境制御への応用,” ヒューマンインタフェース学会誌, vol.5, no.4, pp.429-436, 2003.
- [4] 数藤康雄, コミュニケーション機器調査研究報告書, テクノエイド協会, 1991.
- [5] 山田光穂, 福田忠彦, “眼球運動による文章作成・周辺機器制御装置,” 信学論 (D), vol.J69-D, no.7, pp.1103-1107, July 1986.
- [6] 落合 積, 石松隆和, 高見 修, 松井稔治, “目の動きを利用した身障者用文字入力装置の試作,” 日本機械学会論文集 (C), vol.63, no.609, pp.140-144, 1997.
- [7] R. John and C. Francis, “An eye movement communication control system for the disabled,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.37, no.12, pp.1215-1220, 1990.
- [8] <http://www.gen.co.jp/GENTECH.html>
- [9] <http://www.eyegaze.com/indexdis.htm>
- [10] <http://www.t-works.co.jp/9100.html>
- [11] L. Young and D. Sheena, “Survey of eye movement recording methods,” Behav. Res. Methods & Instrum., vol.7, no.5, pp.397-429, 1975.
- [12] 久野悦章, 八木 透, 他, “EOGを用いた視線入力インタフェースの開発,” 情処学論, vol.39, no.5, pp.1455-1462, 1998.
- [13] M. Mitsuho and F. Tadahiko, “Quantitative evaluation of eye movements as judged by sight-line displacements,” SMPTE J., pp.1230-1241, 1986.
- [14] 奥山文雄, “角膜反射による眼球運動の測定,” VISION, vol.3, no.2, pp.81-88, 1991.
- [15] 伴野 明, 飯田宗夫, 小林幸雄, “画像処理による非接触視線検出法に関する一検討,” 昭 63 信学秋季全大, D-1-121, 1988.
- [16] 大野健彦, “視線を用いた高速なメニュー選択作業,” 情処学論, vol.40, no.2, pp.602-612, 1999.

(平成 16 年 5 月 21 日受付)



伊藤 和幸 (正員)

平元北大・工・応用物理卒。平3同大大学院工学研究科(生体工学)修士課程了。現在、国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所福祉機器開発部に勤務。身体障害者用のコミュニケーション機器の研究・開発に従事。電子情報通信学会、ヒューマンインタフェース学会、ライフサポート学会、日本リハビリテーション工学協会各会員。



伊福部 達 (正員)

昭44北大・工・電子卒。昭46同大大学院修士課程了。同年北大・応用電気研究所助手。昭52同研究所・感覚情報工学部門教授(工博)。昭59米国スタンフォード大学・客員助教授(在外研究員)。平2北大・メデイカルエレクトロニクス部門教授。平14東京大学先端科学技術研究センター教授。約30年間にわたりヒトの感覚生理学・音響心理物理学に関する基礎研究に基づき、各種バリアフリー機器の開発を行う。著書「音声タイプライタの設計」、「音の福祉工学」、「人工現実感の評価」など。音響学会、音声言語医学会、ME学会、人口臓器学会、バーチャルリアリティ学会、ヒューマンインタフェース学会などの理事・評議員を務める。

画像処理を利用したマウスポインティングデバイスの開発について

伊藤 和幸[†] 湯下 和雄[‡]

[†] 国立身体障害者リハビリテーションセンター 研究所 〒359-8555 埼玉県所沢市並木 4-1

[‡] 株式会社 日立ケーイーシステムズ 〒275-0001 千葉県習志野市東習志野 7-1-1

E-mail: † ito@rehab.go.jp

あらまし 標準マウスの利用が困難な頸髄損傷者向けのマウス代用装置として、頭部の動きをマウスの動きに連動させるヘッドポインティングデバイスが市販されている。しかし、ゲイン調整が十分にできないことから頸髄損傷者に適合できない事例があり、適切なデバイスの開発が望まれている。当研究所では、これまでに頸髄損傷者向けのパソコン入力装置としてレーザポインタを利用した光キーボードを開発しているが、開発コンセプトはキーボード代用装置としての位置づけであり、これを利用したマウス操作はインタフェースとしては最適でないという課題が残っている。そこで、液晶画面に当てたレーザポインタの照射箇所をソフトウェア的な画像処理により検出し、マウスカーソルの移動に連動するシステムを開発してマウスインタフェースの改善を行った。

キーワード 頸髄損傷者, 光キーボード, 偏光フィルタ

Light Spot Operating Mouse (LSO-M) for Cervical Spinal-Cord Insured LSO-Keyboard User

Kazuyuki ITOH[†] Kazuo YUGE[‡]

[†] Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities,

4-1 Namiki, Tokorozawa-shi, Saitama, 359-8555 Japan

[‡] Hitachi Keiyo Engineering & Systems, Ltd. 7-1-1 Higashinarashino, Narashino-shi, Chiba, 275-0001 Japan

E-mail: † ito@rehab.go.jp

Abstract Although some mouse emulate devices (head mouse pointing device: head movement is linked to mouse cursor movement) are marketed for SCI (spinal cord insured) PC user who cannot use a normal mouse, there are some cases that they cannot use these devices, because gain adjustment cannot be done enough. Therefore we have developed light spot operating mouse system, which detects an irradiation point of the laser pointer on a liquid crystal screen with image processing software and links to mouse cursor movement. As mouse cursor moves to a laser irradiated point, it is comfortable for SCI PC user to operate GUI windows system.

Keyword Cervical Spinal-Cord Insury, Light Spot Operating Keyboard, PL-Filter

1. はじめに

当研究所では、これまでに頸髄損傷者向けのパソコン入力装置としてレーザポインタを利用した光キーボードを開発している[1]。この装置を開発した当初はOSがMS-DOSの頃であり、開発コンセプトはキーボード代用装置としての位置づけである。その後、OSはWindowsに移行し、GUI(Graphical User Interface)が主流の利用環境ではマウスを利用する頻度が非常に高くなってきた。光キーボードは頸髄損傷者により臨床評価され、キーボード代用装置としての有効性は認め

られているが[2]、マウスカーソルの移動操作は各移動方向(上下左右と斜め方向の8方向)に対応するセンサにレーザ光を照射することで行っているため、移動の方向によっては頭部の向きと視線方向が一致しない場合があり、インタフェースとしては最適でないという課題が残っている。

本発表では、光キーボードユーザに対するマウスインタフェースを改善するため、液晶画面に当てたレーザポインタの照射箇所をソフトウェア的な画像処理により検出し、その箇所へマウスカーソルを移動するシ

システム（光マウス）を開発したので、その概要について報告する。

2. 開発に対する背景

2.1 既存のマウスエミュレータ

頸髄損傷者向けのポインティングデバイスは、主にパソコンの利用を目的としたマウス代用装置に関して研究報告があり[3-9]、市販品も存在する[10-12]。スキャン選択[12]や方向毎のスイッチ操作による移動[4]、ジョイスティックタイプの操作[8]を別とすれば、多くの機器は頭部の動きをマウスカーソルの動きに連動させてマウス操作を行うものであり[3,5,7,9]、頸髄損傷者の残存機能を有効に活用するものである。

これらの機器を使用する際には、ゲイン(gain: 頭部の動きに対応するマウスカーソルの移動量の設定)と感度(sensitivity)の設定があり、これらの設定が適切でない場合には問題が起こる。ゲインに関すれば、市販品では厳密なキャリブレーション操作は必要ないが、利用者はマウスカーソルがアイコンやメニューバーなどの目的箇所へ到達するように頭部を動かさなくてはならず、頭部がわずかし動かかない場合には画面の周辺にマウスカーソルが移動しないことがある。

2.2 光キーボードユーザへの適合

本システムを開発した背景には、Windows-PCのマウス利用を目的に光キーボードユーザ(頸髄損傷者)に対して市販品の Tracker-One・Track-IR の導入を検討したものの、PC画面(19インチ)と利用者の距離が90cm程度と離れているために、機器に備えてあるゲイン調整では画面の周辺にマウスカーソルが移動しないという事例が存在することによる。また、利用者はこれまで光キーボードによるキーボード操作には習熟しているため[2]、レーザポインタを活用したマウスポインティング機能が望まれていた。

3. 画像処理による液晶画面上のポインティング箇所の検出

利用者がマウスカーソルを移動させたい箇所にレーザポインタを照射し、そこへマウスカーソルが移動すれば、ユーザインタフェースとして十分である。本システムは USB カメラにより取り込んだ画像をソフトウェア的に処理し、液晶画面上のレーザ照射箇所を検出してマウスカーソルの移動に連動させるアプリケーションである。手順は以下の通りとなる。

3.1 偏光フィルタの利用

パソコンの液晶画面には偏光フィルタが組み込まれており、同じフィルタを90度回転させたフィルタを通して撮影すると、液晶画面のみが黒く撮影され(図1左→右)、液晶画面フレームの検出が容易になる。

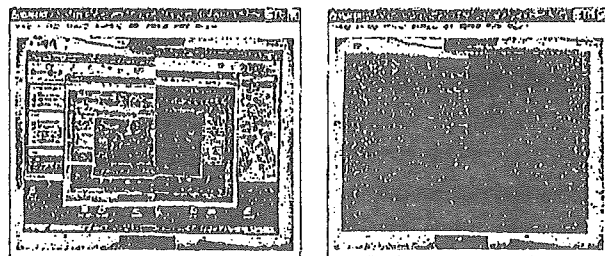


図1 フィルタ挿入前後の取り込み画像の様子
Fig.1 CRT Image with/without PL-filter

3.2 USBカメラの利用

前述の偏光フィルタを利用した USB カメラ(トリニティ: uCamHi-130C, カラーCMOS, Rev. USB2.0)により液晶画面を撮影し、取り込んだ画像をソフトウェア的に処理する。画像処理ボードのようなハードウェアを利用しないことでシステムが簡略化する。現状では、画面周辺部におけるレーザ光の反射を考慮して、USBカメラを2台設置し、おのおの撮影した画像を合成した上で1枚の撮影画像(640×480画素)として処理を行う。

3.3 ソフトウェアによる画像処理

まず、取り込んだ画像を2値化し、液晶画面フレームを検出する。合成された画像内において液晶フレームは正確な四角形とはならないため、以下の手順でフレームの左上、右下座標を算出し四角形とする。

図2は2値化された画面データの左上部を模式的に表した物であり、それぞれのセルが1つの画素を示し、「1」は実際には「0xFFh」である。

Cy[m]

m								
0	8	1	1	1	1	1	1	1
0	1	8	1	1	1	1	1	1
3	2	5	1	1	0	1	0	1
2	3	3	1	1	1	0	0	0
1	4	2	1	1	0	0	0	0
0	5	2	1	1	0	0	0	0
1	6	3	1	1	1	0	0	0
n		0	1	2	3	4	5	6
Cx[n]		7	7	4	3	2	3	2
Cx[n+1]-C x[n]			0	3	1	1	1	0

図2 フレームの左上座標の求め方
Fig.2 Upper-left position of LCD frame

Cx[n]はX=0~640までの各列(Y=0~480)の要素が「1」である画素の合計値である。Cy[m]も同様にY=0~480の各行(X=0~640)の要素が「1」である画素の合計値である。次に Cx[n]と Cx[n+1]、Cy[m]と Cy[m+1]の差分が一番大きいところ

を求め、それぞれ+10画素(または-10画素)した点をフレームの左上座標とする。上図の例では、左端 $n=2$ 、上端 $m=2$ が交点で、座標値は $X=12$ 、 $Y=12$ となる。右下座標についても同様である。

その後、しきい値の設定により液晶フレーム上の大きなノイズを除去し、しきい値以上の輝度の高い画素の重心位置をレーザーポインタの照射箇所とみなす。しきい値は使用状況により調整することとし、現状では画面を4行に分割してエリア毎にしきい値を設定する。

さらに細かいノイズを除去するため収縮・膨張処理を加える。収縮処理とは、ある画素の近傍に一つでも0値があればその画素を0値に、その他を1値にする処理であり、膨張処理はその逆で、ある画素の近傍に一つでも1値があればその画素を1値に、その他を0値にする処理である。収縮→膨張処理の順に行うと、白い孤立したノイズが収縮処理の際に除去され、レーザーポイント箇所だけを抽出しやすくなる。

3.4 マウスカーソルの移動

図3はアプリケーションを起動した際の模式図で、太線がPC画面である。アプリケーション(長破線)には液晶を撮影した画面を表示し、画像内に検出された液晶フレーム(点線)とフレーム内の照射検出箇所(点線内の○)との相対位置を求め、液晶画面上のマウスカーソル位置(矢印)へと反映させ、移動させる。図3では液晶フレーム右上にレーザー照射箇所が検出されており、PC画面では右上位置にマウスカーソルが移動する。

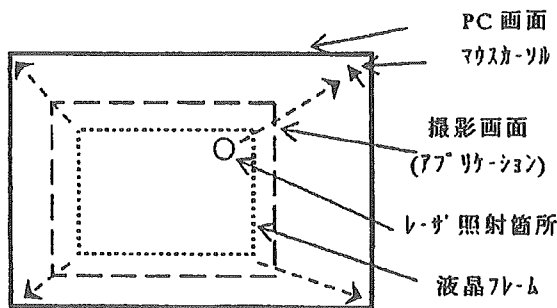


図3 算出された液晶フレームとレーザー照射箇所の位置関係およびマウスカーソル位置

Fig.3 Calculated CRT flame and light spot position, and linked mouse cursor position

処理は10FPS(frame/sec)程度で、レーザー照射箇所の座標値は随時バッファに蓄積されている。マウスカーソルの移動は、フレーム毎のレーザーポインタの移動量 $m(\text{dot/frame})$ を算出し、その移動量が規定値 M 以下の状態で規定の継続時間(追従遅れ: T 秒)経過した後に行うこととした。この処理により、レーザーポインタをすばやく ($M \text{ dot/frame}$ 以上で) 移動させたときには停止した後の T 秒後に、ゆっくり動かしただけには

dot/frame 以下であれば、レーザーポインタの移動にあわせてマウスカーソルがゆっくり追従する。また、光入力方式キーボードユーザは左右クリック・ドラッグなどのマウス操作を液晶画面の周辺に配置した専用センサにレーザー光を照射することで行っているため、上記のような移動処理によりクリック操作を行うために頭部を移動させた際でもその動きにマウスカーソルが追従することはない。 $M(\text{dot/frame})$ 、 $T(\text{sec})$ の設定値は利用者の状況に合わせて変更可能とする。

3.5 システムの設置概要

システム配置は図4のようになる。液晶画面の周辺に設置してあるセンサは、光キーボードユーザが利用するマウスカーソル移動用のセンサであり、後述するような使用評価に利用する。

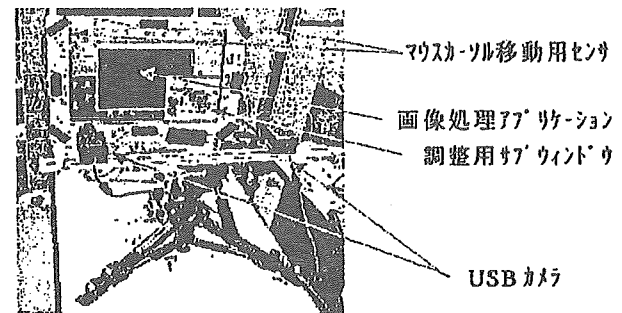


図4 システムの設置概要

Fig.4 System arrangement

4. 使用評価

本システムを利用したポインティング操作と移動用の光センサを用いたポインティング操作を比較し、使用評価を行う。評価項目はマウスカーソルがターゲットサークルへ移動するまでの時間 ($T1 \text{ sec}$) とマウスカーソルがターゲットに接触してからクリックが完了するまでの時間 ($T2 \text{ sec}$) を指標とする。

画面には図5のように中心点と周辺30箇所(8方向・3距離と周辺6箇所)の位置にランダムな順にターゲットサークルが表示されるので、被験者は中心→周辺1→中心→周辺2...の順に表示されるターゲットにマウスカーソルを移動させ、左クリック用の光センサにレーザーを当てることでターゲットを選択する作業を行う。画面上では、選択されたターゲットは消去され次に選択すべきターゲットだけが表示される。移動時間 $T1$ は、左クリック後からマウスカーソルがターゲットに到達するまでの時間として計測する。

被験者は、頸髄損傷者1名 (SCI-A: 光センサによる移動3回)、健常者3名 (AbleBody-B: 1名, 光マウスシステム1回, 光センサ3回, AbleBody-C, D: 2名, 光センサ3回) にお願した。頸髄損傷者は13年程度継続して光キーボードを利用しており、マウ

ス移動用の光センサによるマウスカーソルの移動には熟練している。健常者はどちらの操作も初体験である。

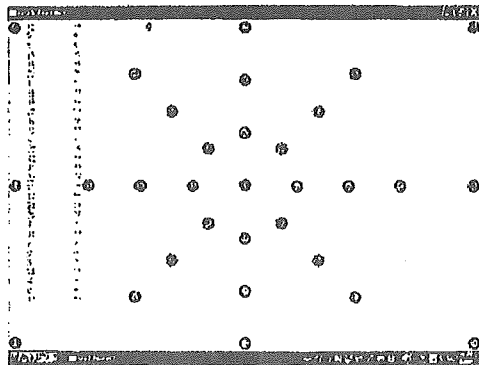


図5 ターゲットサークルの配置
Fig.5 Position of target circle

画面の解像度は1024×768ドット、ターゲットサークルの大きさは直径26ドットであり、標準的な表示における「閉じる・最大最小化」ボタンの1辺と同値である。マウスカーソルの移動速度は、初期値は80 dot/secで、0.6秒以上照射し続けると300 dot/secに加速する設定であり、この値は頸随損傷者が使い慣れている環境における値である。マウスカーソルの位置は50ms毎にサンプリングを行った。光マウスシステムにおける設定値は、M=10 dot/frame, T=0.4 secとした。

5. 評価結果と考察

利用者のパフォーマンスを下記に定義されるようなスループット(一定時間に処理される仕事量)の値で評価する[13].

$$\text{Throughput} = \frac{\log_2(D/W + 1)}{T_1} \dots (1)$$

Dは出発点からターゲット中心までの距離、Wはターゲットの直径、T1は移動時間、単位は bits/sec となる。

図6にThroughput値の結果を示す。図中の値は30箇所のターゲット選択におけるThroughput値の平均であり、1回の計測につきターゲットに到達するまでの移動(往路)と、ターゲットから中心に戻る移動(復路)に関して算出した。

光マウスにより移動を行うと、ターゲットに対して頭部を向ける時間と追従遅れ時間を合計した程度の時間でマウスカーソルが移動するため、Throughput値は光センサを利用するよりも高い値が得られている。復路のThroughput値が大きいのは、復路の場合ターゲットは常に中心に位置し往路に比べターゲットの位置を

確認する必要がないことから、クリック後からセンサにレーザ光を照射するまでの時間が短いことが要因として考えられる。これは、光センサを利用した場合も同様である。

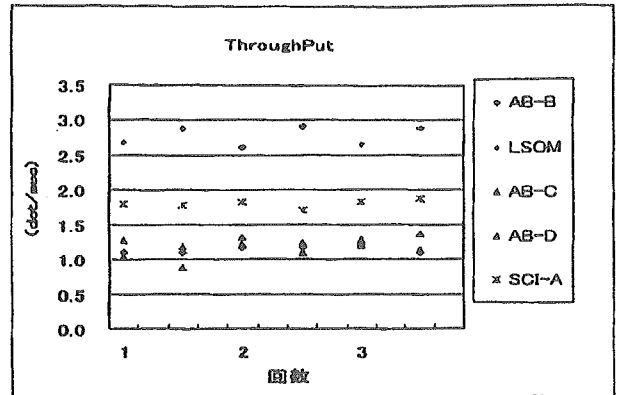


図6 Throughputの結果
Fig.6 Results of Throughput

健常者に比べ頸随損傷者の値が高いのは、光センサによる移動操作に習熟しているためであり、カーソルがターゲット付近に近づいた際の微調整操作(ターゲット前で一旦カーソルを止め低スピードでターゲットにカーソルを合わせる操作もしくはターゲット上でカーソルを止める操作)が上手く、ターゲットを通過する回数が少ないためである。

カーソルがターゲットに接触してからクリックが完了するまでの時間T2を図7に示す。ここでも光マウスによる操作では、光センサに比べ操作時間が30~60%程度短縮している。Throughputと同様に、T2の平均値も頸随損傷者の方が短い結果となっているが、これはT2にはターゲットを通過して反対側に行き過ぎた場合のリカバリー時間も含まれるため、頸随損傷者の操作に対する習熟度が反映されているためである。

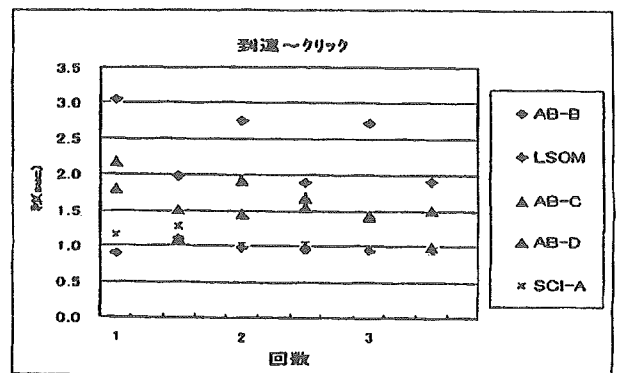


図7 ターゲット到達からクリックまでの時間
Fig.7 Results of T2 (times from arrival to click)