

日本保健科学学会誌

December 2008

Vol. 11 No. 3



日本保健科学学会誌

The Journal of Japan Academy of Health Sciences



Vol. 11 No.3

December 2008

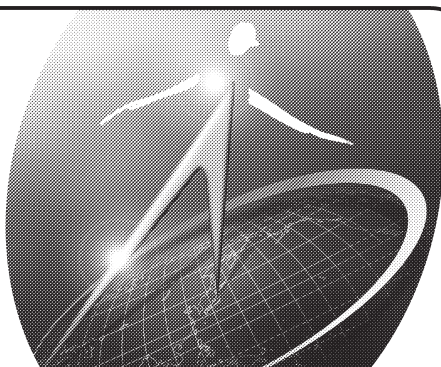
日保学誌

J Jpn Health Sci

原 著

- Research on the development of coping indexes for
 main caregivers providing long-term care to seniors103
 Takako Tsutsui, Sadanori Higashino, Masaaki Otaga, Sumiei Tsutsui, Masahumi Kirino, Kazuo Nakajima
- 急停車時と急発進時における車載車いす搭乗者の身体挙動と筋活動
 —シートベルトとヘッドレストの有効性—115
 高野 純一, 青村 茂, 菊池恵美子, 新田 収, 鈴木健太郎
- 急停車と急発進時における車載車いす搭乗者の
 身体挙動と筋活動のコンピュータシミュレーション125
 高野 純一, 青村 茂, 菊池恵美子, 新田 収, 鈴木健太郎
- Effects of joint traction and position changing of upper limb
 on the reaction time of quadriceps femoris138
 Takayuki Koyama, Ken Yanagisawa, Osamu Nitta, Jun-ya Aizawa
- Influence of aging change in visual system on postural control145
 Kotomi Shiota, Makoto Ikeda
- 鏡模倣に対する解剖模倣の特異的神経基盤153
 宮本 礼子, 菊池 吉晃, 妹尾 淳史

学会だより	162
日本保健科学学会 会則	165
日本保健科学学会誌 投稿要領	167
日本保健科学学会役員・評議員	169
編集後記	170



関節機能改善剤

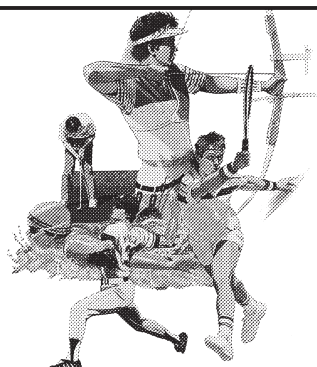
（指定医薬品）（処方せん医薬品） 注意—医師等の処方せんにより使用すること

アルツ ディスポ[®] 関節注25mg

アルツ[®] 関節注25mg

（ヒアルロン酸ナトリウム関節内注射液）

（製造販売元） 生化学工業株式会社
東京都中央区日本橋2-1-5



経皮吸収型鎮痛消炎貼付剤

（指定医薬品）

アドフィード[®]
パップ40mg/80mg
（フルルビプロフェン製剤）

（製造販売元） リードケミカル株式会社
富山県富山市日俣77-3



科研製薬株式会社

●各製品の効能・効果、用法・用量、禁忌、使用上の注意等の詳細は、
製品添付文書をご参照ください。 ●各製品共、薬価基準収載

発売元〔資料請求先〕
科研製薬株式会社 医薬品情報サービス室
〒113-8650 東京都文京区本駒込2-28-8

（2008年9月作成） 07L4

■原著

Research on the development of coping indexes for main caregivers providing long-term care to seniors

要介護高齢者の主介護者におけるコーピング指標の開発に関する研究

Takako Tsutsui¹, Sadanori Higashino², Masaaki Otaga¹
Sumiei Tsutsui³, Masahumi Kirino³, Kazuo Nakajima³

筒井 孝子¹, 東野 定律², 大冢賀政昭¹
筒井 澄栄³, 桐野 匡文³, 中嶋 和夫³

Abstract : The purpose of this study was to develop an index for the measurement of “Coping” using a sample size of 1,085 caregivers providing long-term care to elderly family members, and to clarify the relationship between mental health and the coping strategies used by these family caregivers. The index developed is a model based on the “long-term care stress coping index,” which comprises two factors as subordinate concepts : “Coping through independent resolution” and “Coping through resolution involving assistance from others.” With regard to this model, we studied the goodness of fit on data from an oblique model comprised of these two factors and clarified the construct validity. We also analyzed the relationship between long-term care stress coping scores and mental health scores. As a result, the goodness of fit on data from a factor model for the long-term care stress coping index reached a statistically acceptable level, indicating that the index is valid. The scores for mental health were higher for persons who used “Coping through independent resolution” more frequently and were lower for persons who used “Coping through resolution involving assistance from others” more frequently.

Keywords : Coping, GHQ, Family caregivers, Seniors requiring care

I Introduction

The act of providing long-term care is stressful, regardless of whom the care is being provided to. In some cases, the person providing care is subject

to greater stress, both physically and mentally, than the person receiving the care ; as a result, it is not uncommon to see caregivers suffering from illnesses. There are several stress theories explain-

1 Dept. of Health and Social Services, National Institute of Public Health, Ministry of Health, Labor and Welfare
国立保健医療科学院福祉サービス部

2 School of Administration & Informatics, University of Shizuoka 静岡県立大学経営情報学部

3 School of Health and Welfare, Okayama Prefectural University 岡山県立大学保健福祉学部

ing this phenomenon, including Hill's ABCX Model¹⁾ and the psychological stress cognitive theory^{2~4)}, which focuses on the research of Lazarus et al.⁵⁾ In existing prior research targeting family caregivers based on the stress cognitive theory, analysis has been carried out on the order of factors^{6, 7)}, for example, "Is the caregiver aware of the stress of caregiving?" and "If the caregiver is subject to stress, what types of coping behaviors are required?" Based on the stress cognitive theory proposed by Lazarus et al., models incorporating stressors, stress awareness, and stress reactions have been constructed to deal with topics right from the process of feeling stress in caregivers to the reactions to that stress. Hypotheses have been put forward regarding stress awareness in judgments of whether potential stressors represent harm, threat, or a challenge to the individual in question and regarding the definition of stress reactions through cognitive evaluation processes in which the caregiver selects "coping behaviors" to deal with these stressors.

At present, however, the relationship between these stress reactions and the mental health of caregivers has not been sufficiently investigated. According to Folkman et al.⁸⁾, such coping is defined as a cognitive and behavioral effort to overcome, resist, and reduce internal and external demands and the conflicts between these demands. A basic conceptual framework for coping was also proposed by Baum et al.⁹⁾, suggesting that the subordinate concepts are problem- and emotional-focused forms of coping. Problem-focused forms of coping are said to be closely related to the belief that the person has the capacity to directly change the stressful environment and the ability to alter the conditions. Emotional-focused forms of coping, on the other hand, are said to operate effectively in cases where it is difficult to change the conditions at hand, but where the person has the ability to control or minimize the emotional effects brought about by the stressors.

In recent years, however, Stanton et al.¹⁰⁾ have shown that among existing coping indexes, some items are confounded with stress reactions (anxiety, depression, tension, etc.), particularly those items that are viewed as being emotion-focused. This suggests that there is a risk of drawing the conclusion that emotion-focused forms of coping are inappropriate, based on the similarities with items set for both types of coping.

Given the above situation, we can assume that clarifying the moderating and regulatory effects¹¹⁾ of coping on the stress reactions of family caregivers in relation to long-term care for seniors will contribute to the availability of materials for making effective judgments when specialists in the fields of medicine, insurance, and social welfare provide clinical support to these caregivers. Specifically, it will be possible to investigate the kinds of methods of providing support to caregivers that are most appropriate based on the status of the coping reactions demonstrated by the caregivers in question.

In order to achieve this goal, it would be desirable to develop an evaluation method for easily grasping the ways in which caregivers cope. The goal of the current research is threefold : (1) to develop an index for measuring caregivers' coping in the face of stress, (2) to describe a factor model related to stress coping in the provision of long-term care, and (3) to clarify the relationship between these issues and the mental health of caregivers.

II Methods

1. Survey subjects

The subjects were 1,143 individuals who, as of April 1, 2002, were the main caregivers for any of the 5,189 seniors living in City A, Prefecture S, certified as "Category 1 insured persons" after having received certification of eligibility for long-term care. All of the subjects agreed in advance to participate in the study.

2. Methods

1) Survey methods

The survey was conducted by City Office public health nurses and Care managers that received survey commissions from municipalities under the long-term care insurance system. Meetings were held so that the persons responsible for implementing the survey in City A could explain the purpose, details, and methods of the survey to the Care manager. Following these explanations, the surveyors distributed the survey forms individually to the main caregivers, and then recovered the survey forms after obtaining written agreements regarding the caregivers' cooperation in the survey. The survey forms were sealed to ensure confidentiality and were then sent via postal mail to City A. The survey items asked questions pertaining to the following : gender and age of the senior requiring care and care required level, gender and age of the caregiver and the relationship of the caregiver to the senior requiring care, the period during which care was provided, stress coping related to caregiving, and mental health.

2) Method of developing evaluation indexes for long-term care stress coping

"Long-term care stress coping" was defined as strategies for coping with problems faced in the context of providing long-term care. "Problem-focused coping" comprised a total of eight items (hereinafter referred to as the "long-term care stress coping index"), with four items each for "Coping through independent resolution" and "Coping through resolution involving assistance from others." Responses had to be provided on a three-point scale (0 : Never ; 1 : Sometimes ; and 2 : Often).

In our investigation of coping, we used two definitions as a reference. The first is by Cox and Ferguson (1991), who defined coping as cognitions and behaviors which, following a stressful transaction and defined independently of outcome, have the primary function, consciously decide, of deal-

ing with the emotion caused by the transaction and developing a sense of personal control. This is achieved by those cognitions and behaviors combining into strategies which perform a mixture of functions : problem solving, reappraisal and avoidance¹¹⁾. The second definition, which was by Lazarus and Folkman (1984), defined coping as cognitive and behavioral efforts to master, reduce, or tolerate the internal and/or external demands that are created by successful transaction¹²⁾.

In order to create an evaluation index related to long-term care stress coping, that is, coping strategies for problems that are expected to arise in long-term care scenarios, - we first conducted an item pool to existing literature^{13, 14)} showing the results of a factor analyses. Second, we categorized those items into "problem centered" and "emotion centered" while referring to Lazarus et al.'s research on coping indexes^{5, 15)}. Third, we developed items for a final survey while referring to prior research in which question items were selected based on confirmatory factor analysis^{13, 14)}.

3) Indexes for mental health

Mental health was measured using the British 12-item General Health Questionnaire (GHQ-12). Responses were obtained using a four-point Likert scale and converted into scores using the GHQ scoring method (with four graded responses scored as 0-0-1-1 in ascending order, for a maximum of 12 points).

4) Analysis methods

In the statistical analysis, we investigated the construct validity from the perspective of the factor model for the long-term care stress coping index by assuming an oblique model comprising of "Coping through independent resolution" and "Coping through resolution involving assistance from others" and studying the goodness of fit on the data. Next, we examined construct validity in terms of the relationship with external standards by creating a factor relationship model using "Coping through independent resolution" and "Coping

through resolution involving assistance from others” as the independent variable and mental health as the dependent variable, by examining the goodness of fit with the model’s data as well as the relationships between the variables.

In this study, we assumed that the GHQ-12 was a single-factor model. To estimate the goodness of fit of the model, we used the Comparative Fit Index (CFI), the Tucker-Lewis Index (TLI), and the Root Mean Squares Error of Approximation (RMSEA). To estimate the parameters, we used the WLSMV (weighted least-squares parameter estimates using a diagonal weight matrix with robust standard errors and a mean- and variance-adjusted chi-square test statistic), taking into account that the scores represent binary variables.

The statistical analysis software used was M-plus Version 2.01. With regard to the significance of the standardized coefficient (path coefficient) for the factor model, we referred to the value of the non-standardized coefficient divided by the standard deviation (hereinafter, the t-value) and defined items showing an absolute value of 1.96 or more (5% significant level) as being statistically significant.

In the statistical analysis, we analyzed the data for 1,085 individuals ; the data had no missing values in the responses to the GHQ-12. We used the following variables : gender, age, and required level of long-term care by the senior requiring care ; gender and age of the main caregiver ; relationship with the senior requiring care ; the period of time over which care was provided ; and the stress coping responses in relation to long-term care.

3. Ethical concerns

This research, which is a part of “Research operations related to improving the quality of long-term care insurance services,” was conducted by City A on a commission from the Ministry of Health, Labor and Welfare. Authorization was obtained with regard to the publication of the research results from an Ethics Committee established within City

A. The authors of this research were also designated by the mayor of City A as members of the research committee.

The Long-term Care Insurance Section of the City A’s Office acted as the secretariat in the case of surveys related to the research operations, explaining the intent and purpose of the research to the persons being surveyed as well as their families. The survey forms and were distributed by the Care managers who conducted the survey from the secretariat. The enclosed documents included a written request clearly explaining that the resulting data would be statistically processed and that the survey results would be used in the future as materials to contribute to the creation of policies for long-term care in City A. A consent form was also enclosed so that the subjects could indicate their consent to participate in the survey based on these explanations.

Survey forms were collected only from those subjects who agreed to assist with the survey. Forms were collected individually by postal mail. The data used in this paper were collected along with the consent forms. The consent forms are currently stored and managed at the Long-term Care Insurance Section of the City A Office. The data sent to the author for analysis has been statistically processed, and contains no information whatsoever that would enable the identification of any of the individuals involved.

III Results

1. Sample characteristics

The gender distribution of the 1,085 main caregivers was as follows (Table 1): 246 of the caregivers were male (22.7%) and 839 were female (77.3%). The average age of the subjects was 60.5 years (SD = 11.6). The average period over which care was provided was 48.2 months (SD = 51.6). The most common relationship between the caregiver and the senior requiring care was that of daughter-in-law and father-in-law (338 persons ;

31.1%), followed by wife and husband (330 persons ; 30.4%), and daughter and father (263 persons ; 24.2%).

2. Distribution of responses on the long-term care stress coping index

The item that received the most “Often” responses was “Actively used social welfare (human) services”(30.5%). This was followed by “Creatively used long-term care goods”(20.5%), “Actively used methods for a change of scenery”(18.1%), and “Thought of more efficient methods for providing care”(14.7%). The item that received the most “Never” responses was “Left the care entirely up to others”(82.9%), followed by “Thought about placing the care receiver in a long-term care facility”(62.4%), and “Used a long-term care facility or hospital on a temporary basis”(43.5%) (Table 2).

As shown in Table 3, the distribution of re-

sponses on the British GHQ-12 was 4.04, with a standard deviation of 3.32. Based on the scores noted above, judging the presence of depressive symptoms using a cut-off point of 2/3, the ratio of subjects with scores of 3 points or more was 57.0% (618 subjects). As a result, items indicating a depressive tendency accounted for about 60% of the total.

3. Compatibility of the long-term care stress coping index

Goodness of fit with the data for the oblique model comprising “Coping through independent resolution” and “Coping through resolution involving assistance from others” was as follows : CFI = 0.927, TLI = 0.932, and RMSEA = 0.107. All the path coefficients were statistically significant.

Table 1 Sample characteristics (n=1,085)

Caregiver			Senior requiring care		
Gender	Male	246 (22.7%)	Gender	Male	338 (31.1%)
	Female	839 (77.3%)		Female	748 (68.9%)
Average Age		60.5 (SD 11.6)	Average Age		82.7 (SD 8.0)
Average Care Period		48.2 (SD 51.6)			
Relationship to Carereceiver			Care required level		
	Spouse	330 (30.4%)	Support-required level		78 (7.2%)
	Son	122 (11.2%)	Care Level 1		316 (29.1%)
	Daughter in Law	338 (31.1%)	Care Level 2		279 (25.7%)
	Daughter	263 (24.2%)	Care Level 3		169 (15.6%)
	Daughter's husband	1 (0.1%)	Care Level 4		128 (11.8%)
	Granddaughter	1 (0.1%)	Care Level 5		116 (10.7%)
	Grandson	1 (0.1%)			
	Other	30 (2.8%)			

Table 2 Distribution of responses for long-term care stress coping Index (n=1,085)

Question items		Never	Sometimes	Often
Xc1	Creatively used long-term care goods	284 (26.2)	579 (53.4)	222 (20.5)
Xc2	Used a long-term care facility or hospital on a temporary basis	472 (43.5)	457 (42.1)	156 (14.4)
Xc3	Actively used methods for a change of scenery	295 (27.2)	594 (54.7)	196 (18.1)
Xc4	Thought of more efficient methods for providing care	344 (31.7)	581 (53.5)	160 (14.7)
Xc5	Actively used social welfare (human) services	274 (25.3)	481 (44.3)	330 (30.4)
Xc6	Thought about placing the care receiver in a long-term care facility	677 (62.4)	306 (28.2)	102 (9.4)
Xc7	Left the care entirely up to others	899 (82.9)	160 (14.7)	26 (2.4)
Xc8	Gathered information useful for long-term care	328 (30.2)	599 (55.2)	158 (14.6)

(%)

Table 3 Response distribution for the GHQ-12 ($n=1,085$)

Question items	Response 1	Response 2	Response 3	Response 4
X _{g1} able to concentrate	71 (6.5)	700 (64.5)	272 (25.1)	42 (3.9)
X _{g2} lost sleep due to worrying	131 (12.1)	467 (43.0)	345 (31.8)	142 (13.1)
X _{g3} play a useful role	104 (9.6)	660 (60.8)	266 (24.5)	55 (5.1)
X _{g4} capable of making decisions	79 (7.3)	787 (72.5)	202 (18.6)	17 (1.6)
X _{g5} constantly under strain	60 (5.5)	404 (37.2)	456 (42.0)	165 (15.3)
X _{g6} can't overcome difficulties	163 (15.0)	586 (54.0)	259 (23.9)	77 (7.1)
X _{g7} feel reasonable happy	123 (11.3)	739 (68.1)	206 (19.0)	17 (1.6)
X _{g8} enjoy normal activities	107 (9.9)	461 (42.5)	397 (36.6)	120 (11.0)
X _{g9} face up to problems	196 (18.1)	559 (51.5)	251 (23.1)	79 (7.3)
X _{g10} unhappy and depressed	392 (36.1)	538 (49.6)	122 (11.2)	33 (3.1)
X _{g11} losing confidence in yourself	49 (4.5)	330 (30.4)	626 (57.7)	80 (7.4)
X _{g12} thinking of yourself as worthless	536 (49.4)	392 (36.1)	122 (11.2)	35 (3.3)

No. of Respondents (%)

* Item 1- "Response 1 : Was able to more than usual" ; "Response 2 : No change" ; "Response 3 : Was less able to than usual" ; "Response 4 : Was completely unable to".

Items 2, 5, 6, 10, 12- "Response 1 : Never" ; "Response 2 : Rarely" ; "Response 3 : Occasionally" ; "Response 4 : Often".

Items 4, 7, 11- "Response 1 : Was able to" ; "Response 2 : No change" ; "Response 3 : Was unable to" ; "Response 4 : Was completely unable to".

Item 3- "Response 1 : Occasionally" ; "Response 2 : No change" ; "Response 3 : Rarely" ; "Response 4 : Never".

Item 8- "Response 1 : Never" ; "Response 2 : No change" ; "Response 3 : Occasionally" ; "Response 4 : Frequently".

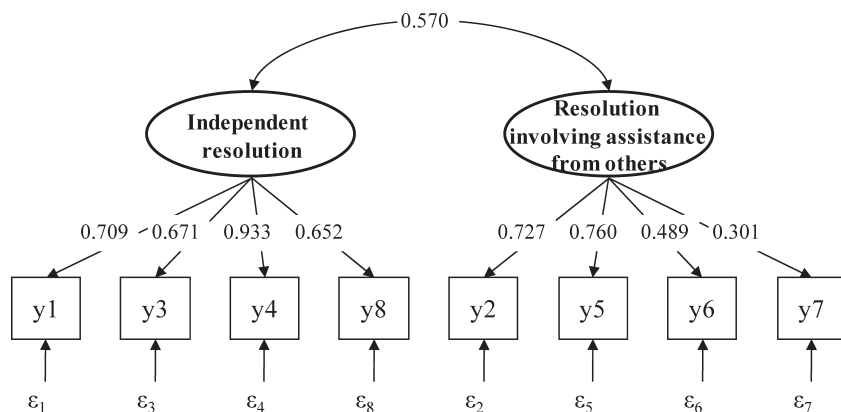


Figure 1 Factor structure for long-term care stress coping index

(standardized solution ; $n = 1,085$, CFI = 0.927, TLI = 0.932, RMSEA = 0.107, Cronbach α = 0.72)

4. Relationship between long-term care stress coping and mental health

The goodness of fit with the factor model data (using care-related stress coping as the independent variable and mental health as the dependent variable) was as follows : CFI = 0.946, TLI = 0.964, and RMSEA = 0.064. The path coefficient for mental health in "Coping through independent resolution" was -0.171 and the path coefficient for mental health in "Coping through resolutions involving

assistance from others" was 0.331 . Both these path coefficients were statistically significant. The contribution rate of the independent variable to the dependent variable (mental health) was 7.4% . It became clear that "Coping through independent resolution" contributed toward maintaining and promoting mental health, while "Coping through resolution involving assistance from others" contributed toward reducing mental health.

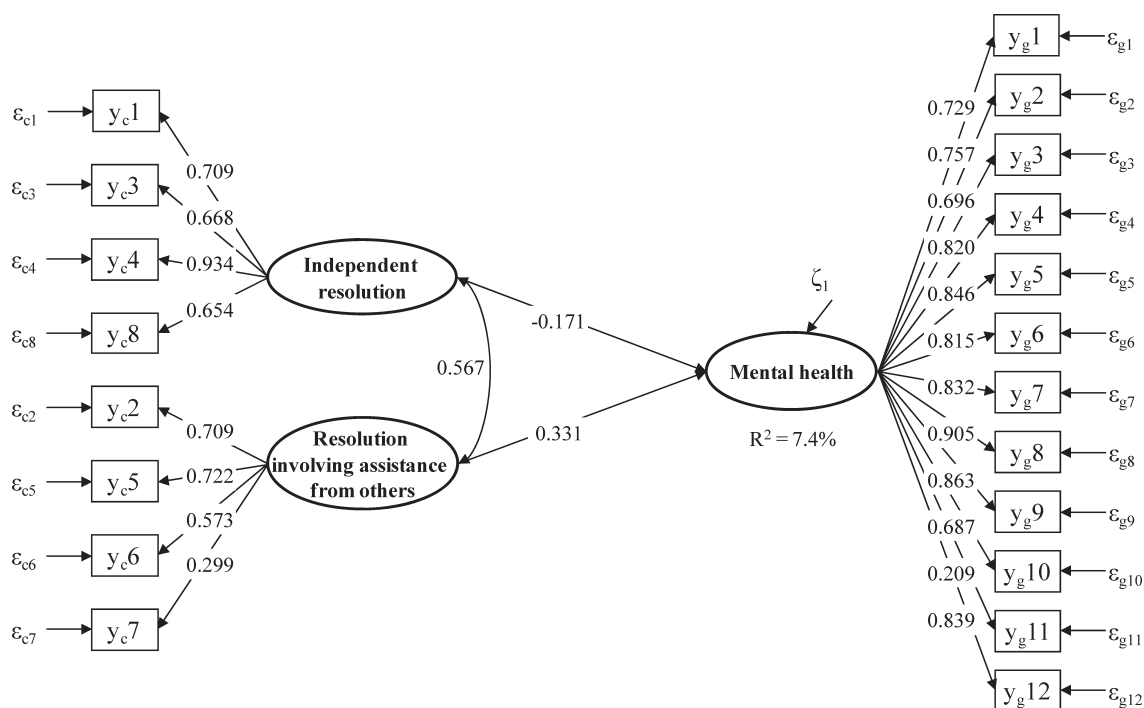


Figure 2 Relationship between long-term care stress coping and mental health
(Standardized solution ; $n = 1,085$, CFI = 0.946, TLI = 0.964, RMSEA = 0.064)

IV Discussion

The goal of the current research was to develop an index for measuring caregivers' coping in the face of stress, to clarify a factor model related to stress coping in the provision of long-term care and to clarify the relationship between these issues and the mental health of caregivers.

First, with regard to the indexes for measuring stress coping among caregivers, the research results demonstrated by Stanton et al.¹⁰⁾ showed that among existing coping indexes, some items are confounded with stress reactions (anxiety, depression, tension, etc.), particularly those items that are viewed as being emotion-focused. Therefore, we directed our attention to problem-focused coping. Furthermore, unlike previous evaluation methods, we adopted a method in which coping is defined as "strategies for coping with problems faced in the context of providing long-term care" and in which problem-focused coping comprises the two

subordinate concepts of "Coping through independent resolution" and "Coping through resolution involving assistance from others." Taking into account the fact that in previous coping indexes, factor model studies were insufficient, we investigated the construct validity of the index model from the perspective of internal structures, using constitutive equation modeling.

In past research, the standpoint of the researchers can be classified into two approaches : one places an emphasis on the stable aspects of coping and the other emphasizes the variable aspects resulting from interactions between persons and circumstances. In order to resolve this problem, we proposed a format that uses common items that apply to, both, dispositional coping (which refers to the trend toward the general use of regular/day-to-day coping strategies in recent years) and situational coping (which targets specific stressful events at specific times), and changes only the di-

rection and reaction items¹²⁾. For this reason, in the current research, rather than adopting this type of highly general-purpose evaluation method, we attempted to develop a coping measurement method related to the unique characteristics of long-term care, with a particular focus on situational coping.

The results of the analysis based on the above conditions were as follows : goodness of fit with the data for the oblique model comprising “Coping through independent resolution” and “Coping through resolution involving assistance from others” was as follows : CFI = 0.927, TLI = 0.932, and RMSEA = 0.107. All the path coefficients were statistically significant. In past research, Midorikawa¹⁴⁾ and Kawamura¹⁸⁾ have reported on coping strategies used by caregivers. Midorikawa conducted a main component analysis of the structures related to coping by family members providing long-term care to seniors living at home. The coping factors identified in this study were categorized into three types : “Problem-focused,” “Proximity/awareness,” and “Avoidance/emotion.” Kawamura reported on four factors that constitute coping strategies in the case of long-term care at home : “Improvements in circumstances,” “Inspection,” “Optimistic thinking,” and “Change of scenery.” He points out that “Improvements in circumstances” corresponds to “Problem-focused coping” and that the remaining three factors can be interpreted as subordinate concepts in “Emotion-focused coping.”

The view adopted in the current research is similar to the “problem-focused” approach described above. It could be stated, however, that the detailed measurements based on these two subordinate concepts is a unique feature of the index construct in the current research and that this index is easier to use. It could also be said that the ability to test construct validity is a significant accomplishment of the current research. In the current research, in order to investigate the construct validity of the

long-term care stress coping index, we used mental health as an external standard and analyzed the relationship between these elements. The results of this analysis were as follows : the path coefficient for mental health in “Coping through independent resolution” was -0.171 and the path coefficient for mental health in “Coping through resolution involving assistance from others” was 0.331 . Both of these path coefficients were statistically significant and the contribution rate on the dependent variable was 7.4% in both cases. As indicated by these results, the fact that the factor relationship itself fits the data can be interpreted as supporting the direct effects of coping on mental health^{19, 20)}. Among the coping strategies investigated here, however, it became clear that “Coping through independent resolution” contributed to maintaining and promoting mental health, while “Coping through resolution involving assistance from others” contributed to reducing mental health.

This means that caregivers with a strong tendency toward coping through independent resolution are in a situation that would promote mental health, but that caregivers who cope by seeking assistance from others have a strong tendency to move in the other direction. We believe that this is important information when studying methods of providing support to caregivers. The contribution rate of coping to mental health obtained from this research was low (7.4%). We assume that one reason for this was due to the large distribution in the ages of caregivers, the period of care, and the care required level.

In the current research, we considered “Coping through resolution involving assistance from others” as problem-focused coping, but the fact that this type of coping has functions that work in the same direction as “emotional coping” in past research suggests that it is important to conduct more detailed studies in the future regarding the subordinate concepts related to coping. Based on

the above results, we can assume that in order for family caregivers to provide continued care to seniors, it would be desirable to actively offer information related to caregiving and to provide practical information on direct caregiving as well as the methods of using social welfare tools. At the same time, it would be desirable to enhance the opportunities for caregivers to enjoy a change of scenery as a break from ongoing caregiving activities.

Past research that investigated the relationship between stress and mental health did not necessarily adopt the same view of the regulatory effects of coping. About half^{19~27)} of these studies do not recognize the buffer effects of “problem-focused” and “emotion-focused” coping ; the other half, while not recognizing the regulatory effects, support the moderating effects^{12, 28~35)}.

The mental health of the main caregivers can be closely related to a number of different variables, including age and physical health of the caregiver, common level of care need in the person requiring care, and the use of long-term care services. In this research, we studied the relationships among these variables. As a result, we found that there was a weak relationship between the age of the caregiver or the senior requiring care and the care required level (Table 4). The relationship between mental health and a range of variables has

been pointed out in numerous research papers, and for the most part, similar results were derived from the current study, based on the outcome of the analyses.

The goal of this research, however, was to further eliminate these complex factors to the greatest extent possible and study the goodness of fit on data for models using care-related coping as an independent variable in order to investigate the simplest cause and effect relationships. Taken from another perspective, this is a test of whether it is possible to hypothesize a cause and effect relationship between two factors, which is something that has not been sufficiently investigated in the past. Based on the premise that this can be explained, it will be possible to create a series of cause and effect models for factors such as Source of stress, Recognition of stress, Coping, and Stress reactions. Our intent was to determine whether coping is an indirect effect factor, a moderating effect factor, or a regulatory effect factor in long-term care scenarios. As a result, we determined that it would be necessary to conduct further studies on whether coping is a moderating or regulatory effect factor.

The results of this analysis showed a positive correlation between ‘coping through resolution involving assistance from others’ and ‘GHQ.’ In this regard, one issue for the future will be to analyze

Table 4 Relationship between sample characteristics and each index score

		Caregiver Senior								requiring care			
		Age		Average care period		GHQ-12 score		Coping score		Age		Care required level	
		Correlation Coefficient	P-Value	Correlation Coefficient	P-Value	Correlation Coefficient	P-Value	Correlation Coefficient	P-Value	Correlation Coefficient	P-Value	Correlation Coefficient	P-Value
Caregiver	Age	1	—	0.06	0.04 *	−0.06	0.07	0.04	0.20	−0.01	0.72	0.05	0.08
	Average care period			1	—	−0.02	0.54	0.04	0.14	−0.04	0.22	0.11	0.00
	GHQ-12 score					1	—	0.08	0.01 *	0.09	0.00 **	0.07	0.02 *
	Coping point							1	—	0.04	0.21	0.15	0.00 **
Senior requiring care	Age									1	—	0.00	0.99
	Care required level											1	—

* $P < .05$, ** $P < .01$

the cause-and-effect relationships, including the possibility that caregivers who receive high scores for 'coping through resolution involving assistance from others' may not be successful at coping.

We believe that this knowledge will be useful when Care managers propose care plans focused on achieving a better quality of life not only for the seniors requiring care about also for caregivers because this approach can be used when proposing methods that will reduce the burden on the caregivers. This is because until now with regard to long-term care for seniors, support by specialists in insurance, medicine, and social welfare for the most part has placed an emphasis on providing the family with knowledge of caregiving or actual caregiving methods. However, the trends in coping used by the caregivers themselves, as demonstrated in the current research, indicate that it is necessary not only to provide support by simply teaching knowledge and skills regarding caregiving but also to provide support based on a variety of coping strategies, including minimizing, avoiding, enduring, or accepting the problems faced by caregivers in specific situations.

We can therefore assume that when caregiving support specialists and other professionals involved in caregiving study or evaluate the services provided to caregivers, closely examining the coping behavior patterns demonstrated by the caregivers and creating long-term care service plans based on those patterns, it would lead to more appropriate long-term care at home.

References

- 1) Hill R : Generic Features of Families under Stress, Social Casework 49 : 139-150, 1958.
- 2) Nakatani Y : Zaitaku Shougai Roujin wo kaigo suru Kazoku no "Moetuki"- "Maslach Burnout Inventory" Tekiyoku no Kokoromi. (Burnout of family care-giver for frail elderly- "attempt at the Maslach Burnout Inventory") Social Gerontology, 36 : 15-26, 1992.
- 3) Shiina R, Yatomi N, Honma A : Chihousei Roujin no Zaitaku kaigoSha no Futankan ni kansuru Social Support no Kanshou kouka (Buffering effect of social support on the burden of the family care-giver for demented elderly people). Japanese Journal of Geriatric Psychiatry, 2 : 655-663, 1991.
- 4) Matsumoto E : A Study of the Family with the Elderly in terms of Family Stress Theory. Japanese Journal of Family Relationship, 66-73, 1989.
- 5) Lazarus R S, Folkman S : Stress, Appraisal, and Coping : Springer Publishing, New York, 1984.
- 6) Yuki M, Iida S : The Affect of the Care Burden on Relationships Between Family Caregivers and the Relatives of Elderly Person Cared for at Home in the Urban Community. Jpn J geriat Nur, 11 : 42-54, 1996.
- 7) Hattori A, Ouchi A, Shibuya K, et al. : Effect of the Level of Basic Activities of Daily Living on Home Caregiver Burnout. Jpn J geriat, 37(10) : 799-804, 2000.
- 8) Folkman S, Lazarus R S : An analysis of coping in a middle-aged community sample. J Health Soc Behav, 21(3) : 219-239, 1980.
- 9) Baum A, Fisher J D, Solomon S K : Type of information, familiarity and the reduction of crowding stress. J Pers Soc Psychol, 40(1) : 11-23, 1981.
- 10) Stanton A L, Danoff-Burg S, Cameron C L, Ellis A P : Coping through emotional approach : problems of conceptualization and confounding. J Pers Soc Psychol, 66(2) : 350-362, 1994.
- 11) Cox T, Ferguson E : Individual differences, stress and coping. In : Cooper C L and Payne R, Editors, Personality and stress : individual differences in the stress process, Wiley & Sons, Chichester, 7-30, 1991.
- 12) Folkman S : Personal control and stress and coping processes : a theoretical analysis. J Pers Soc Psychol, 46(4) : 839-852, 1984.
- 13) Okabayashi H, Sugisawa H, Takanashi K, Nakatani Y, Shibata H : The structure of Coping Strategies and their effects on burnout among primary caregivers of impaired elderly persons. Japanese Journal of Psychology, 69(6) : 486-493, 1999.
- 14) Midorikawa J : Study on coping by family members providing long-term care to seniors living in the home. Social Gerontology, 37 : 16-26, 1993.
- 15) Honmyo H : Lazarus's Coping theory. Kango Ken-

- kyu (Japanese Journal of Nursing Research): 21(3), 1988.
- 16) Holmbeck G N : Toward Terminological, Conceptual, and Statistical Clarity in the Study of Mediators and Moderators : Examples from the Child-Clinical and Pediatric Psychology Literatures. *Journal of Consulting and Clinical Psychology*, 65(4): 599–610, 1997.
 - 17) Carver C S, Scheier M F, Weintraub J K : Assessing coping strategies : a theoretically based approach. *J Pers Soc Psychol*, 56(2): 267–283, 1989.
 - 18) Kawamura, M, Yamanaka, K, Fujita, K. : Study on Coping among family care-giver. “Component analysis of the structures related to Coping style”. *Tsukuba Journal of Rehabilitation*, 4(1): 59–63, 1995.
 - 19) Healy C M, McKay M F : Nursing stress : the effects of coping strategies and job satisfaction in a sample of Australian nurses. *J Adv Nurs*, 31(3): 681–688, 2000.
 - 20) Sagy S, Dotan N : Coping resources of maltreated children in the family : a salutogenic approach. *Child Abuse Negl*, 25(11): 1463–1480, 2001.
 - 21) Billings A G, Moos R H : Coping, stress, and social resources among adults with unipolar depression. *J Pers Soc Psychol*, 46(4): 877–891, 1984.
 - 22) Felton, B J, Revenson, T A, Hinrichsen, G A : Stress and coping in the explanation of psychological adjustment among chronically ill adults. *Soc Sci Med*, 18(10): 889–898, 1984.
 - 23) Baer P E, Garmezzy L B, McLaughlin R J, Pokorny A D, Wernick M J : Stress, coping, family conflict, and adolescent alcohol use. *J Behav Med*, 10(5): 449–466, 1987.
 - 24) Smith R E, Ptacek J T, Smoll F L : Sensation seeking, stress, and adolescent injuries : a test of stress-buffering, risk-taking, and coping skills hypotheses. *J Pers Soc Psychol*, 62(6): 1016–1024, 1992.
 - 25) Pretorius T B : Problem-solving appraisal in the association of life stress and depression : a South African study. *Psychol Rep*, 71(3 Pt 1): 855–862, 1992.
 - 26) Tyson P D, Pongruengphant R : Avoidance as a coping strategy for nurses in Thailand. *Psychol Rep*, 79(2): 592–594, 1996.
 - 27) Schumacher K L, Dodd M J, Paul S M : The stress process in family caregivers of persons receiving chemotherapy. *Res Nurs Health*, 16(6): 395–404, 1993.
 - 28) Aldwin C M, Revenson T A : Does coping help? A re-examination of the relation between coping and mental health. *J Pers Soc Psychol*, 53(2): 337–348, 1987.
 - 29) Nelson G : Life strains, coping, and emotional well-being : a longitudinal study of recently separated and married women. *Am J Community Psychol*, 17(4): 459–483, 1989.
 - 30) Gerdes E P, Ping G : Coping differences between college women and men in China and the United States. *Genet Soc Gen Psychol Monogr*, 120(2): 169–198, 1994.
 - 31) Essex E L, Seltzer M M, Krauss M W : Differences in coping effectiveness and well-being among aging mothers and fathers of adults with mental retardation. *Am J Ment Retard*, 104(6): 545–563, 1999.
 - 32) Pakenham K I : Adjustment to multiple sclerosis : application of a stress and coping model. *Health Psychol*, 18(4): 383–392, 1999.
 - 33) Hagihara A, Tarumi K, Nobutomo K : Work stressors, drinking with colleagues after work, and job satisfaction among white-collar workers in Japan. *Subst Use Misuse*, 35(5): 737–756, 2000.
 - 34) Maurier W L, Northcott H C : Job uncertainty and health status for nurses during restructuring of health care in Alberta. *West J Nurs Res*, 22(5): 623–641, 2000.
 - 35) Tyson P D, Pongruengphant R, Aggarwal B : Coping with organizational stress among hospital nurses in Southern Ontario. *Int J Nurs Stud*, 39(4): 453–459, 2002.

要 旨：要介護高齢者の家族介護者 1,085 名のデータを用いてコーピングを測定する尺度を開発し、コーピングと精神的健康との関係を明らかにすることを目的とした。

開発した尺度は、「自己解決型コーピング」と「他者協力解決型コーピング」の 2 因子を下位概念とした「介護関連ストレス・コーピング尺度」としてモデル化したものである。本モデルについて、この 2 因子で構成される斜交モデルのデータへの適合度は、計学的な許容水準に達しており、その妥当性が示された。さらに、介護関連ストレス・コーピング得点と精神的健康得点との関係を分析したところ、「自己解決型コーピング」を使用する者ほど精神的健康得点は高く、「他者協力解決型コーピング」を使用する者ほど精神的健康得点は低かった。

これは、主介護者のストレスへの対処方法を勘案した支援方法を検討する際に重要と考えられた。

キーワード：コーピング，精神的健康，家族介護者，要介護高齢者

(2007 年 12 月 26 日 原稿受付)

■原著

急停車時と急発進時における 車載車いす搭乗者の身体挙動と筋活動 —シートベルトとヘッドレストの有効性—

The motion and the muscle activity of people with disabilities in wheelchairs traveling in motor vehicles
— The effectiveness of a seatbelt and a headrest —

高野 純一¹, 青村 茂¹, 菊池恵美子², 新田 収², 鈴木健太郎²

Junichi Takano¹, Shigeru Aomura¹, Emiko Kikuchi², Osamu Nitta², Kentaro Suzuki²

要 旨：本研究の目的は車いす移送車輛の急停車時と急発進時における障害者の身体挙動と筋活動を測定し、シートベルトやヘッドレストの有効性を検証することである。そのために実車の急停車時と急発進時の加速度を模擬可能な台車装置を作成し衝撃実験を行った。3人の障害者と1人の健常者が実験に参加し、各被験者の身体挙動と筋反射応答を評価するために頸部角度、体幹部角度と胸鎖乳突筋、板状筋、腹筋、背筋の筋電位をそれぞれ測定した。実験結果からシートベルトやヘッドレストが非着用の場合には健常者よりも障害者の方が筋を大きく働かせていることが分かった。よって、シートベルトとヘッドレストには障害者の身体挙動を抑えるだけでなく筋の負担を軽減する効果があることが示唆された。これらの結果から、健常者に比べ障害のある人にとってシートベルトとヘッドレストは重要であることを示した。

キーワード：車いす移送車輛、筋活動、身体挙動、シートベルト、ヘッドレスト

I 序 論

近年、高齢化社会の到来や、障害者の在宅ケア、自立支援などの動きに伴い、車いす利用者の外出機会が増えている。車いす利用者の外出手段として、車いすに乗車しながら搬入、固定し走行できる車いす移送車輛（図1）の利用が急増している^{1,2)}。車いす移送車輛の増加により車いす搭乗者は外出しやすくなっているものの、一方では、車輛走行中の転倒事故や頸部損傷等も増えてい

る³⁾。その原因として、一般車輛の座席には標準装備されているシートベルトやヘッドレストが普通型の車いすにはなく、急停車や急発進時に致命傷とはならないまでも頸部や腹部に重大な損傷を与えるためである⁴⁾と報告されている。

現在、車載車いすの固定方法や固定装置には注意が払われているが⁵⁾車載車いす搭乗者のためのシートベルトやヘッドレストに関しては安全性や快適性に関する明確な基準がなく、それらの仕

1 首都大学東京システムデザイン研究科 Tokyo Metropolitan University Graduate School of System Design

2 首都大学東京人間健康科学研究科 Tokyo Metropolitan University Graduate School of Human Health Sciences



図1 車いす搭乗者用車輈

様決定は各メーカー独自の判断でなされている⁶⁾。

著者らは初めに車いす利用者が車いす移送車輈に搭乗し移動する際の利用者の意識を調べるために、アンケート調査を行った⁷⁾。

アンケートの対象は移送サービスで福祉車輈を利用している身体の不自由な方々とした。調査は2段階形式で行い、1次調査ではシートベルト、ヘッドレストの着用の有無などの簡単なアンケートを、2次調査では1次調査の回答者に対し自身の身体的障害と車載車いす搭乗時の具体的な不安の状況など、より個人の領域に踏み込んだ調査を行った。1次調査と2次調査、両方の返却数は55通(回収率28.9%)で、回答者の内訳は四肢麻痺者が25人(45.6%)、下肢麻痺者が15人(27.3%)、左片麻痺者が11人(20.0%)、右片麻痺者が4人(7.3%)であった。

1次調査ではシートベルト着用者は91%、ヘッドレスト着用者は35%であった。よって、シートベルトはほとんどの人が着用しているが、ヘッドレストは着用していない人の方が多かった。また、アンケート結果によると、シートベルトがない場合は急停車、激しい揺れや急カーブで不安を感じる者の割合が高かった。特に急カーブにおいて不安を感じる割合の高さは顕著であった。よっ

て、シートベルトは前後方向の衝撃だけでなく左右方向の衝撃も和らげる効果があると類推された。さらに、ヘッドレスト非着用の場合は、段差を越える時に不安を感じる割合が高かった。ただし、急発進時において、不安を感じる割合は着用時と非着用時ではあまり変わらなかった。また、車いす固定方法に対する要望も増えており⁸⁾シートベルトとヘッドレストの改良を推進する必要があると言えた。

車載車いすの安全性を衝突実験により検証する方法は数多くなされているが^{9, 10)}、これらは衝突事故を対象にしており日常生活において日々経験する程度の急停車、急発進時を対象とした走行実験に関する研究はない。

本研究は、日常生活に起こりえる急停車、急発進時の車載車いす搭乗者の身体挙動と筋活動電位を調査した。本成果を基にシートベルトとヘッドレストの障害者に対する示唆を得る事を目的とした。

II 衝撃実験

1. 実験目的

車いす移送車輈で移動する際の急停車、急発進時の加速度変動の状況を再現し、健常者と障害者の頸部、体幹部角度と筋活動を測定しシートベルトやヘッドレストの効果を検証した。

2. 方法

1) 被験者

障害のある被験者は福祉団体を通じて公募した結果、3名の方から協力したいとの意思表示を得たため、書面によるインフォームドコンセントを確認した。なお本研究は首都大学東京荒川研究安全倫理委員会の承認を得て実施した。実験に際してはWILL保険に加入した。台車を用いた衝突実験の被験者はA氏(男29歳)、B氏(男55歳)およびC氏(男59歳)の計3名で、対照として健常男性(24歳)1名を選んだ。障害者3名の症状を表に示した。

A氏の疾患は脳性麻痺による四肢体幹機能障害で不随意運動が顕著で、嚥下障害があった。移動は、屋内はいざり、屋外は車いす全介助、日常生活では食事、更衣、トイレ、入浴において全介助

が必要であった。B氏の疾患は脳出血による右片麻痺、立位保持と短時間の杖歩行は可能であった。また、屋外については車いすを使用していた。C氏の疾患は脳出血による左片麻痺であり、移動方法は長時間の歩行や旅行では車いすを使用していた。

2) 使用した装置と器具

実際の車輛を用いた実験では、被験者は身体に様々な計測器を取り付けた状態で機器の調整を含め長時間にわたり屋外に待機せねばならず、特に障害者には負担が大きい。室内で実際の車輛の急停車と同様の加速度条件を再現可能な台車装置(図2)を製作した。台車を固定台に取り付けられたショックアブソーバに衝突させることで、急発進および急停車時に発生する加速度を再現した。車いすの固定方法は4点固定式を用いた。また、台車装置の上に載せる車いすは標準形として普及している手動車いす(JIST 9201)を用いた。

台車装置が実車の加速度変動を模擬しているかの検証のために福祉車輛に健常者を乗せて走行テストを行った。図3に台車と実車の座面加速度を比較した結果を示した。図3より、実車の加速度が減速し始めてから最小値になるまで500msかかっていたのに対して台車の加速度は300msかかり、200ms程度ずれており、台車は実車に比べて減速にかかる時間が短かった。しかし、衝突時の加速度の最大値と衝突前後の立ち上がりや収束の様子が一致していたことから、台車実験装置が実車の急停車時の座面加速度を再現できていると判断した。また、本研究の急発進時では台車を背面から衝突させ、追突に近い形を急発進と定義した。よって、急停車時と同様に減速度にかかる時間が短かったものの、衝突時の加速度の最大値と衝突後の収束の様子は一致していた。

3) 測定項目

各被験者の身体挙動と筋活動電位を調査するために、頸部と体幹部角度の変動とその時の筋電位を測定した。車いす座面、人体頭部および胸部に加速度計を取り付け、上下、左右、前後方向の加速度を測定した。実験は各被験者に対して10回ずつ施行した。



図2 台車実験装置による走行実験

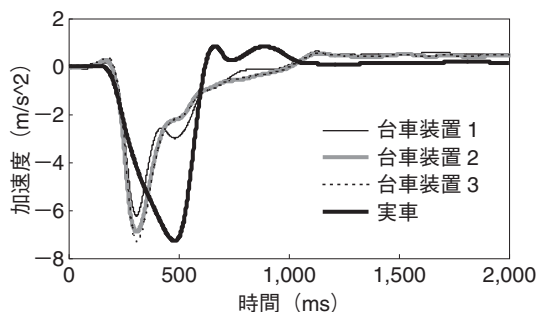


図3 実車と台車の急停車時の加速度の比較

表 各被験者の症例と日常生活の様子

	A氏	B氏	C氏
年齢(実験時)	29歳	59歳	55歳
性別	男	男	男
疾患	脳性麻痺による四肢体幹機能障害	脳出血による右片麻痺	脳出血による左片麻痺
障害手帳	1種1級	1種1級	1種1級
症状	不随意運動・言語障害・嚥下障害	右半身シビレ・右上肢肩関節・拘縮	左側痺れ
移動方法	屋内は這って移動、屋外移動は車いす	自宅ではつまり歩行、外出・通勤、会社内では車いす	室内及び短距離は短下肢装具着用し杖歩行、長時間の歩行や旅行では車いす

4) 測定

実験当日は保健医療方式により事前に血圧、脈、熱のバイタルチェックを行い、作業療法士の立会

いのもと被験者を車いすに座らせて実車の急停車、急発進時の加速度を模擬した台車による走行実験を行った。

走行実験で加速度がかかると頸部と体幹部が前屈（屈曲）、後屈（伸展）運動する。そこで、頸部および体幹部の角度変位を測定するために電気ゴニオメータを後頭部と背中、大腿部と体幹部に取り付けた。電気ゴニオメータはバイオメトリクス社製 SG150 型の 2 軸ゴニオメータを用いた。また、胸鎖乳突筋、板状筋、腹筋および背筋に筋電センサを取り付け、最大随意収縮力を測定した後、筋活動度を筋の各部位に対し測定した。筋電活動度の測定はバイオメトリクス社製汎用型筋電装置 SX230 を用いた。電極の貼り付け位置は、胸鎖乳突筋については鎖骨—乳頭間の中心に、板状筋については第 5 頸椎の横 1 cm の位置に、腹筋については臍横 3 cm の位置に、脊柱起立筋については第 5 腰椎の横 3 cm の位置である¹¹⁾。図 4 に計測センサ取り付け位置を示した。

5) 座面加速度、頸部、体幹部角度、筋活動電位の算出方法

座面加速度と頸部、体幹部角度は高周波帯域の成分に雑音が多く含まれている。そこで、座面加速度と頸部、体幹部角度は高周波帯域の成分を遮断するためにそれぞれ 6 Hz の low pass filter を用いた。表面筋活動電位は 5 から 500 Hz に分布する¹²⁾と言われているためフィルター処理をされて (band pass filter : 5 ~ 500 Hz)、全波整流の後、10 Hz で low pass filter をかけて平滑化された。その後、実験時に得られた最大随意収縮力で正規

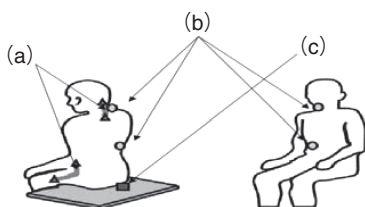


図 4 計測器の取り付け位置

化して % MVC に加工された。最大随意収縮力は走行実験を行う前に、被験者を座位にして、測定者が被験者の身体を固定し、被験者に前屈でも後屈でもない中間位で最大努力をして力を発揮した時の筋活動電位の最大値を 100% と定義した。

III 結果

1. 急停車時の身体挙動と筋反応

急停車時の健常者と障害者の身体挙動と筋反射応答の違いとシートベルト非着用時と着用時の身体挙動と筋反射応答の違いを見るために体幹部角度と筋電位を示した。シートベルト非着用時と着用時の座面加速度を図 5、図 8 に示した。図 6 に各被験者のシートベルト非着用時の体幹部角度を、図 7 に各被験者 ((a) 健常者 (A) 四肢麻痺者 (B) 右片麻痺者 (C) 左片麻痺者) のシートベルト非着用時の胸鎖乳突筋、板状筋、腹筋、背筋を示した。また、図 9 に各被験者のシートベルト着用時の体幹部角度を、図 10 に各被験者 ((a') 健常者 (A') 四肢麻痺者 (B') 右片麻痺者 (C') 左片麻痺者) のシートベルト着用時の胸鎖乳突筋、

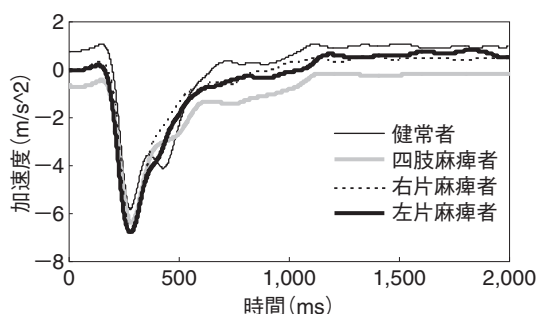


図 5 急停車時の加速度（シートベルトなし）

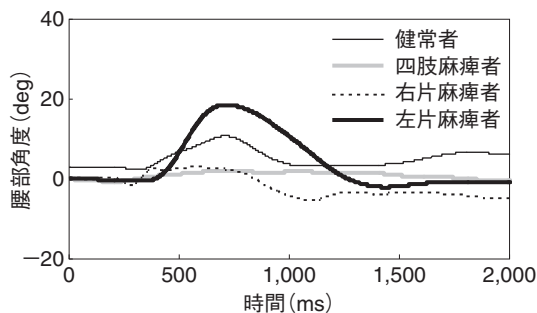


図 6 急停車時の体幹部角度（シートベルトなし）

板状筋、腹筋、背筋を示した。本実験結果では衝突時と衝突後の身体挙動の変化の様子が重要であり、それらに焦点を当てるため、全て 300 ms で、

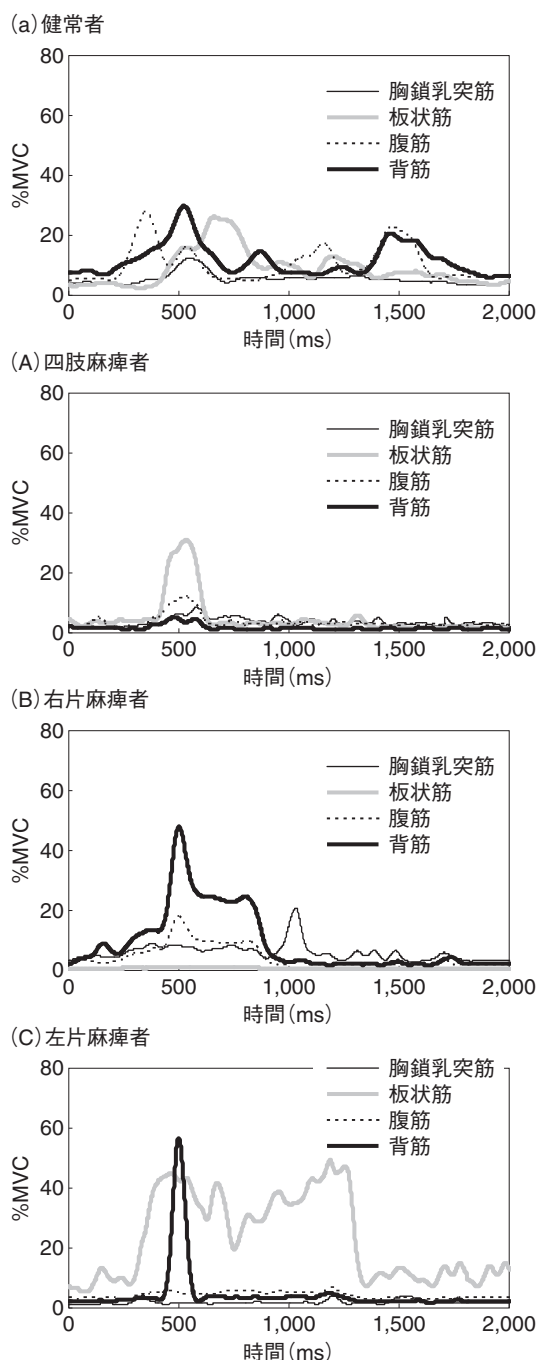


図 7 急停車時の筋活動 (シートベルトなし)

計測した座面加速度の最大値が来るようにした。

シートベルト非着用時の各被験者の体幹部角度と筋活動電位について述べる。図 6 の各被験者の体幹部角度を比較すると、健常者や左片麻痺者は体幹部角度が 500 ms 付近から大きく変化していたのに対して四肢麻痺者と右片麻痺者は体幹部角度にほぼ変化が見られなかった。筋活動に注目すると、図 7 (a) より健常者は背筋と板状筋、腹筋の筋活動電位がそれぞれ 30% 程度検出された。図 7 (A) より四肢麻痺者は 500 ms 付近で板状筋の筋活動電位のみ 30% 程度検出された。図 7 (B) より右片麻痺者は背筋の筋活動電位が 500 ms 付近で 50% 程度検出され、他の筋に比べて大きかった。

図 7 (C) より左片麻痺者は 500 ms 付近で背筋の筋活動電位が 60% 程度、300 ms から 1,300 ms まで板状筋の筋活動電位が 40% 程度検出された。

図 6 と図 7 より健常者よりも片麻痺者の方が背筋と板状筋の筋活動電位が検出されていたが、特に左片麻痺者は健常者よりも体幹部の動揺が大きかった。次に、シートベルト着用時の各被験者の

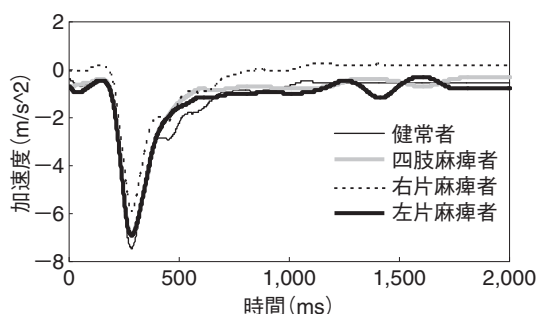


図 8 急停車時の加速度 (シートベルトあり)

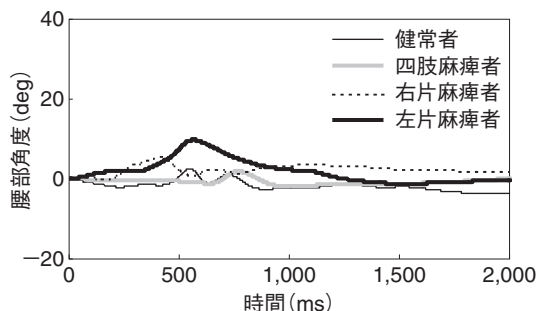


図 9 急停車時の体幹部角度 (シートベルトあり)

体幹部角度と筋活動電位について述べる。図9の各被験者の体幹部角度より全ての被験者の体幹部角度の変化が少なかった。図10(a')より健常者は

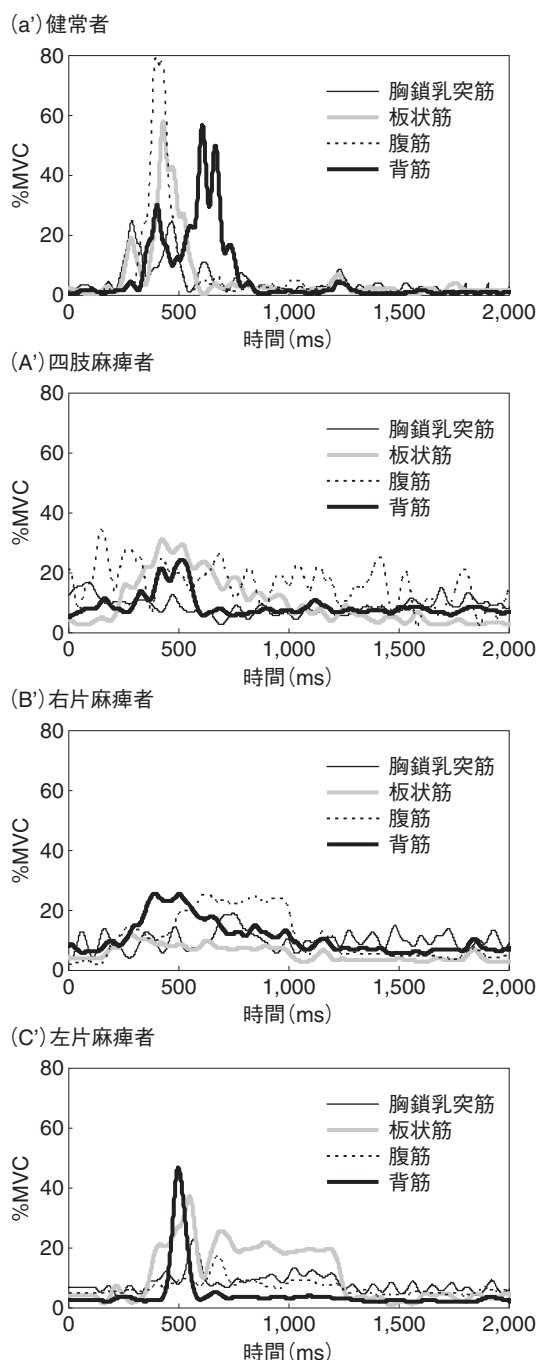


図10 急停車時の筋活動 (シートベルトあり)

は400ms付近で背筋と板状筋、腹筋の筋活動電位が大きく検出された。図10(A')より四肢麻痺者は測定した4つの筋活動電位が0%から20%の範囲で常に検出された。図10(B')より右片麻痺者は500ms付近で背筋の筋活動電位が25%程度収縮され、その後はわずかにそれぞれの筋活動電位が検出された。図10(C')より左片麻痺者は500ms付近で背筋と板状筋の筋活動電位が40%から50%程度検出されその後、0%に収束していた。また、健常者に比べて障害者は筋活動電位が消失する時間が遅い傾向にあった。

シートベルト非着用時と着用時の体幹部角度と筋活動電位を比較した。図6と図9より各被験者のシートベルト着用時と非着用時の体幹部角度を比較した結果、全ての被験者の体幹部がシートベルトによって固定されていた。図6と図8より各被験者のシートベルト着用時と非着用時の筋活動電位を比較した結果、健常者の筋活動電位がシートベルト着用時の300msから600ms付近でシートベルト非着用時よりも大きく変化していたのに対し、障害者の筋活動電位はシートベルト着用時の方がシートベルト非着用時よりも少なかった。

2. 急発進時の身体挙動と筋反応

急発進時のヘッドレスト非着用時の健常者と障害者の違いは次のようであった。図11にヘッドレスト非着用時の座面加速度を示した。図12にヘッドレスト非着用時の健常者、四肢麻痺者、右片麻痺者そして左片麻痺者の頸部角度を示した。図13(a)にヘッドレスト非着用時の健常者、図13(A)に四肢麻痺者、図13(B)に右片麻痺者そして図13(C)に左片麻痺者の胸鎖乳突筋、板

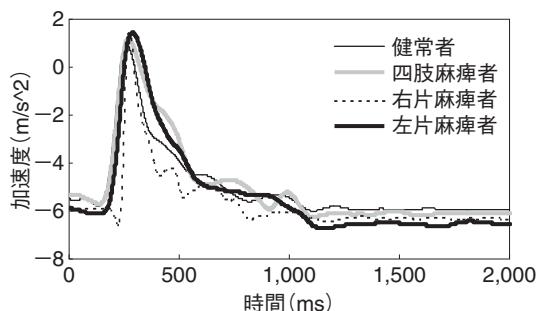


図11 急発進時の加速度 (ヘッドレストなし)

状筋、腹筋、背筋を示した。また、ヘッドレストの効果进行调查するため、健常者のヘッドレスト着用時の走行実験を行った。図 14 にヘッドレスト着用時の座面加速度を示した。図 15 にヘッドレスト着用時の健常者の頸部角度を示した。図 16 にヘッドレスト着用時の健常者の胸鎖乳突筋、板状筋、腹筋、背筋を示した。

ヘッドレスト非着用時の各被験者の頸部角度と筋活動電位について述べる。図 12 より各被験者の頸部角度を比較すると左片麻痺者に比べ健常者、右片麻痺者と四肢麻痺者は 500 ms 付近から頸部角度が大きく変化していた。筋に注目すると、図 13 (a) より健常者は 300 ms 付近から 500 ms 付近で全ての筋活動電位が 30% 程度検出された。

図 13 (A) より四肢麻痺者は 400 ms 付近で腹筋の筋活動電位が 70% 検出された。また、その後も全ての筋活動電位がわずかに検出された。図 13 (B) より右片麻痺者は 500 ms 付近で測定した全ての筋活動電位が 80% 程度検出され、その後も 1,000 ms 付近まで全ての筋活動電位 40% 程度検出された。図 13 (C) より左片麻痺者は 300 ms 付近から 1,200 ms まで板状筋の筋活動電位が 60% 程度、胸鎖乳突筋の筋活動電位が 500 ms 付近で 50% 程度検出された。また、300 ms から 500 ms まで背筋の筋活動電位が 80% 程度検出された。次に、ヘッドレスト着用時の健常者の頸部角度と筋活動電位について述べる。図 15 より健常者の頸部角度はほぼ変化していなかった。また、図 16 より健常者の筋活動電位は 500 ms 付近と 900 ms 付近で背筋の筋活動電位が 30% 程度検出され、腹筋の筋活動電位も 700 ms

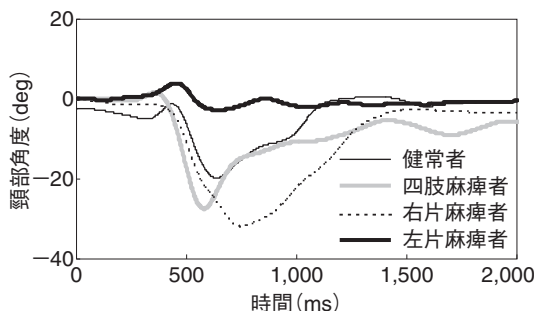


図 12 急発進時の頸部角度 (ヘッドレストなし)

付近で 30% 程度検出された。また、胸鎖乳突筋と板状筋の筋活動電位はほぼ検出されなかった。ヘッドレスト非着用時と着用時の健常者の頸部角

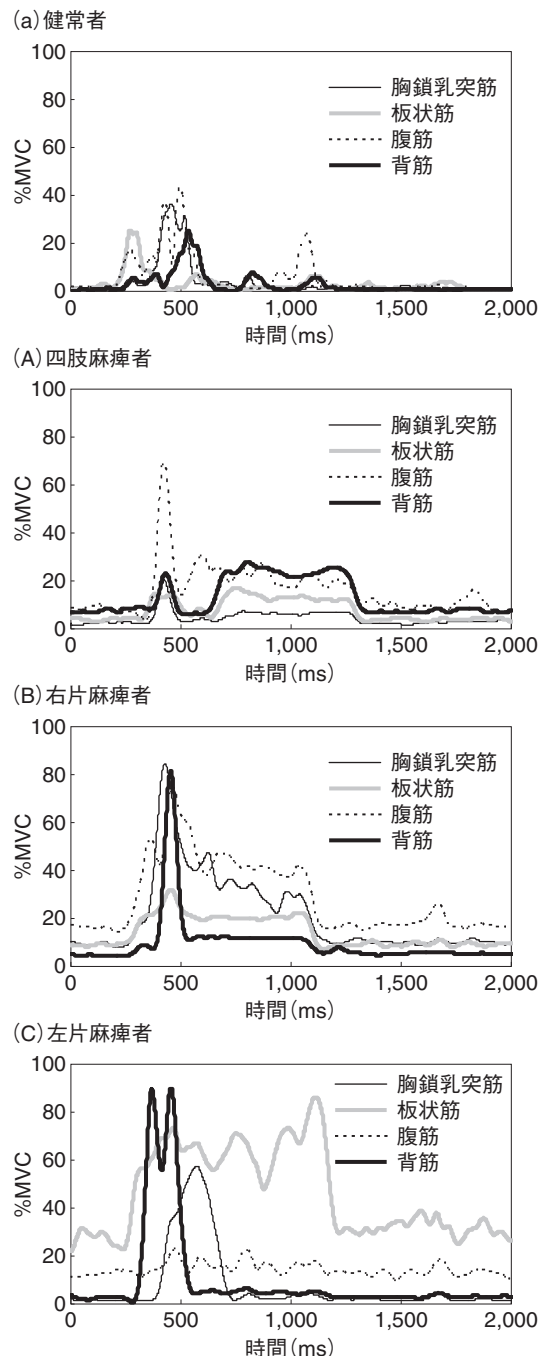


図 13 急発進時の筋活動 (ヘッドレストなし)

度と筋活動電位を比較した。図 12 と図 15 より健常者の頸部がヘッドレストによって固定されていた。図 13 (a) と図 16 よりヘッドレスト非着用時に比べて着用時の胸鎖乳突筋と板状筋の筋活動電位がわずかに少なかった。

IV 考察

1. 急停車時の身体挙動と筋反応の考察

急停車時の走行実験の結果から以下に考察を加

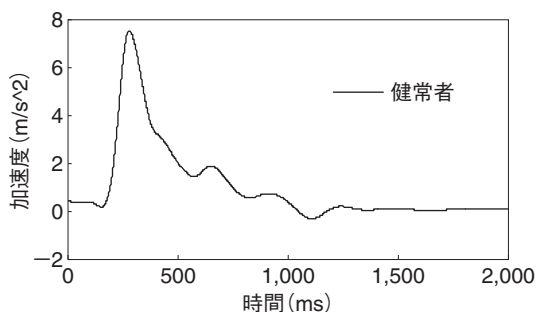


図 14 急発進時の加速度 (ヘッドレストあり)

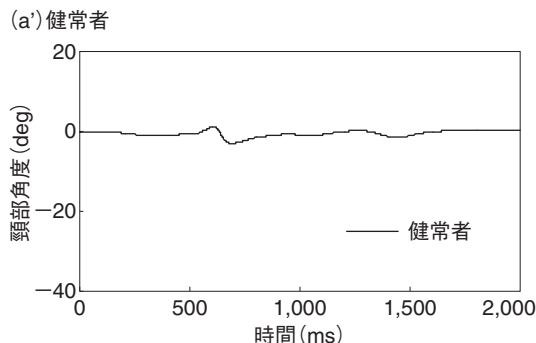


図 15 急発進時の頸部角度 (ヘッドレストあり)

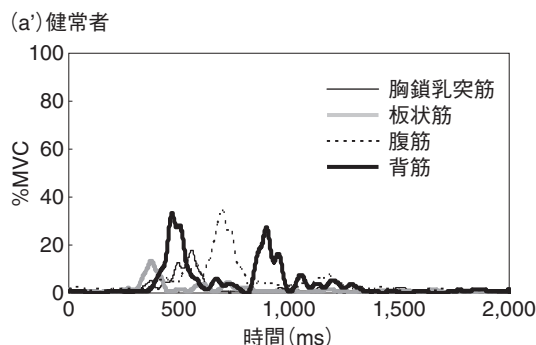


図 16 急発進時の筋活動 (ヘッドレストあり)

える。

健常者はシートベルト非着用時に体幹部の前屈と同時に筋を働かせていた。つまり、前方に加速度がかかり体幹部の前屈を背筋によって防いでいた。姿勢が少し前屈していたので背筋を遠心性収縮させていたと考えられる。また、シートベルト着用時には、健常者は体幹部がほぼ変化せず、筋活動電位は 500 ms 付近で大きく変化していたため、背筋を等尺性収縮させて身体挙動を固定していたと考えられる。

四肢麻痺者はシートベルト非着用時に体幹部角度がほぼ変化しなかったにも関わらず筋活動電位がほぼ検出されていなかった。また、シートベルト着用時にも非着用時と同様に体幹部角度がほぼ変位しておらず筋活動電位も 30% 程度しか検出されていなかった。よって、体幹部角度の不変化がシートベルトによるものか緊張によるものかの判断は出来なかった。

右片麻痺者はシートベルト非着用時に体幹部がほぼ変化していなかった。衝突後の 500 ms から 900 ms まで背筋を働かせているため、背筋を等尺性収縮させて身体を固定していたと考えられる。右片麻痺者の背筋が健常者と比べて大きく遠心性収縮していたのは、右片麻痺者は麻痺している側は使えないので健側の筋で代償していたためだと考えられる。また、シートベルト着用時には、ほぼ体幹部が変化しておらず、背筋の筋活動電位がシートベルト非着用時に比べて少なかった。よって、背筋を等尺性収縮させながら、シートベルトに身体を預け背筋の負担を軽減していたと考えられる。

左片麻痺者はシートベルト非着用時に体幹部が 500 ms 付近から大きく前屈していた。体幹部が前屈している時に背筋の筋活動電位も大きく検出された。よって、左片麻痺者は背筋を遠心性収縮させていたと考えられる。背筋が健常者に比べて大きく遠心性収縮していたのは、右片麻痺者と同様に左片麻痺者は麻痺している側は使えないので健側の筋で代償していたためだと考えられる。シートベルト着用時には体幹部、背筋の筋活動電位共に非着用時に比べ変化が少なかった。これは、左片麻痺者はシートベルトに身体を預け背筋の負

担を軽減していたためだと考えられる。

つまり健常者はシートベルトが着用時でも非着用時でも自身の筋を使って身体挙動を維持していたのに対して右片麻痺者と左片麻痺者はシートベルトに身体を預けていたと考えられる。よって、本実験では右片麻痺者、左片麻痺者にとってシートベルトは背筋の収縮が少なくとも体幹部運動を抑える効果があったと言える。

また、健常者に比べて障害者は衝突前後以外の時間にも筋活動電位が検出された。これは、障害者の緊張等の症状によものだと考えられる。本実験に用いた台車の加速度は実車の加速度に比べ減速度にかかる時間が短いため、実際には障害者の衝突後の筋活動電位は台車の時に比べ、より大きく変化する可能性があると考えられる。

2. 急発進時の身体挙動と筋反応の考察

急発進時の走行実験の結果から以下に考察を加える。

健常者はヘッドレスト非着用時に 500 ms 付近から頸部が後屈し、それと同時に胸鎖乳突筋を働かせていた。頸部が後屈していたため、胸鎖乳突筋を遠心性収縮させて頸部を固定していたと考えられる。ヘッドレスト着用時にはほぼ頸部が変化しておらず、筋活動電位はヘッドレスト着用時の方が少なく検出された。よって、本実験ではヘッドレストには健常者の筋の負担を軽減し、頸部を固定する働きがあったと言える。

四肢麻痺者はヘッドレスト非着用時に 500 ms 付近から頸部が健常者に比べて大きく後屈し、腹筋以外の筋活動電位は 20% しか検出されなかった。これは、緊張性アテトーゼ症により筋が緊張していたためだと考えられる。

右片麻痺者はヘッドレスト非着用時に 500 ms 付近から頸部が大きく後屈し、測定した 4 つの筋活動電位が大きく検出された。頸部角度が大きく変化していたため、胸鎖乳突筋を遠心性収縮させていたと考えられる。胸鎖乳突筋を健常者と比較して大きく遠心性収縮させていたのは、右片麻痺者は麻痺している側は使えないので健側の筋で代償していたためだと考えられる。

左片麻痺者は胸鎖乳突筋の筋活動電位が 400 ms 付近で、板状筋の筋活動電位が 300 ms 付

近から 1,200 ms 付近で大きく検出された。筋を使い身体を復元している間、頸部がほぼ変化していなかったため、胸鎖乳突筋を等尺性収縮させていたと考えられる。左片麻痺者は頸部角度を見るとほぼ変化していなかったため、健常者と頸部の挙動は変わらなかった。しかし、左片麻痺者は健常者よりも遥かに大きく筋活動電位が検出されていた。これは、右片麻痺者と同様に左片麻痺者は麻痺している側は使えないので健側の筋で代償していたためだと考えられる。よって、片麻痺者にとってヘッドレストが非着用だと筋を大きく働かせる必要があると考えられる。

また、急停車時と同様に急発進時でも健常者に比べて障害者は衝突前後以外の時間にも筋を働かせていた。本実験に用いた台車の加速度は実車に比べ減速度にかかる時間が短いため、実際には障害者の衝突後の筋活動電位は台車の時に比べより大きく変化することもあると考えられる。

V 結論と今後の課題

本研究では、車載車いす搭乗者の身体挙動や固定装置の有効性を示すために急停車、急発進時の加速度を模擬した台車装置を用い走行実験を行った。その結果、シートベルトには体幹部の固定だけでなく、筋活動を低減する効果があることが分かった。しかし、シートベルト着用時でも左片麻痺者は衝突時に 50% 程度の筋活動電位が検出されており、シートベルトが身体を完全に預けられるような固定装置になっていると評価できなかった。

また、ヘッドレストの非着用時には障害者の身体挙動と筋活動が健常者と比べて大きく働いていた。過度の筋活動は姿勢動揺や、腰痛症などの二次障害を与える要因となるので、表面上は姿勢動揺が少なくても、固定装置が非着用の場合、障害者は衝突前後に大きく筋を活動させており、危険であると考えられる。

総じて、シートベルトやヘッドレスト等の固定装置は車載車いす搭乗者にとって健常者に増して重要であることが示唆された。

今後の研究課題はこれらの結果に基づいた現場で受け入れやすい安全基準の作成と筋の負担をよ

り低減するシートベルトやヘッドレストの普及が重要である。

文 献

- 1) 白石真澄：交通バリアフリー法成立後の現状と課題, JAMAGAZINE : 1-3, 2001.
- 2) 鎌田実：利用者ニーズに合った福祉車輛の普及に向けて, JAMAGAZINE : 1-2, 2004.
- 3) 福山邦男：車載車いす上の障害者の症例, 日本交通科学会論文誌 : 60-65, 2002.
- 4) 藤井直人：福祉車輛のリスク管理. 理学療法, 21(9): 1187-1192, 2004.
- 5) 国土交通省：高齢者・障害者等の移動時の円滑化の促進に関する法律施行令案について http://www.mlit.go.jp/kisha/kisha06/01/011204_2_.html, 2006.
- 6) 泰松潤：福祉車輛を取り巻く環境・課題について～すべての方の快適で自由な移動を実現したい～, JAMAGAZINE : 3-4, 2004.
- 7) 青村茂, 高野純一他：車載車いす搭乗者の身体挙動に関する研究, 日本機械学会論文集C編, 73(731): 2131-2139, 2007.
- 8) 鈴木健太郎, 菊池恵美子, 木之瀬隆：車いす移送車輛の安全性・快適性に関する研究, 日本保健科学学会誌, 10(1): 23-33, 2007.
- 9) Bertocci G, Manary M, Ha D : Wheelchairs used as motor vehicle seats : seat loading in frontal impact sled testing, Med Eng Phys, 23 : 679-685, 2001.
- 10) Bertocci G E, Hobson D A, Digges K H : Development of a wheelchair occupant injury risk assessment method and its application in the investigation of wheelchair securement point influence on frontal crash safety, IEEE Trans Rehabil Eng, 8(1): 126-139, 2000.
- 11) 米国保健福祉省他：表面筋電図の人間工学応用：24-33, 労働科学研究所出版部, 2004.
- 12) 木塚朝博：口伝表面筋電図篇：バイオメカニズム学会誌, 25(1): 43-47, 2001.

Abstract : The purpose of this study was to evaluate the motion and muscle activity of wheelchair users with disabilities when a car stops and starts suddenly. A subject was placed in a wheelchair fixed to a carriage and sudden stop and sudden start experiment was performed to evaluate the motion and muscle activity of the subject using a seatbelt and headrest. The sudden stops were simulated by performing front carriage crashes. The sudden starts were simulated by performing rear carriage crashes. Volunteer subjects including people with disabilities participated in the experiment. The cervical angle, the trunk angle and the muscle activity were measured. The experiment results show that the muscle reflection of disabled people was stronger than that of normal people. And, the results of these experiments demonstrated that the muscle reflection of disabled people without a seatbelt were stronger than that with a seatbelt. Both of these results show that use of seatbelt and headrest is indispensable for the safety of wheelchair users in motor vehicles. People with disabilities depend more on seatbelt and headrest than people without disability.

Key Words : Wheelchairs traveling in motor vehicles, Muscle activity, Motion of people with disabilities, Seatbelt, Headrest

(2008年5月19日 原稿受付)

■原著

急停車と急発進時における車載車いす搭乗者の 身体挙動と筋活動のコンピュータシミュレーション

Muscle reflection computer model of people with
disabilities in wheelchairs traveling in motor vehicles

高野 純一¹, 青村 茂¹, 菊池恵美子², 新田 収², 鈴木健太郎²

Junichi Takano¹, Shigeru Aomura¹, Emiko Kikuchi², Osamu Nitta², Kentaro Suzuki²

要 旨：車いす移送車輛の急停車と急発進時における安全評価をコンピュータシミュレーションによって行うことを目的とし、筋反射モデルを用い、障害者の身体挙動を計算した。本モデルは対象者の症状毎の特徴を筋活動パラメータによって表現する。そこで、筋活動パラメータの同定と筋反射モデルの妥当性の検証のため、実車の急停車と急発進時における加速度を再現可能な台車装置を用い走行実験を行った。3人の障害者と1人の健常者が実験に参加し、頸部角度、体幹部角度と胸鎖乳突筋、板状筋、腹筋、背筋の筋活動電位をそれぞれ測定した。実験結果から得た筋活動パラメータを用いて被験者の身体挙動をシミュレートし、シミュレーション結果と実験結果を比較した。実験結果とシミュレーション結果の傾向は一致しており、急停車と急発進時における被験者の身体挙動と筋活動電位が筋反射モデルによって模擬可能であることが分かった。

キーワード：筋反射モデル、車いす移送車輛、身体挙動、シートベルト

I 序 論

近年、車いす移送車輛の増加により、車輛走行中の転倒事故や頸部損傷等が増えている¹⁾。その原因として、一般車輛の座席には標準装備されているシートベルトやヘッドレストが普通型の車いすにはないためであると報告されている²⁾。

車いす搭乗者の間で、車いすの車輛への固定方法の改善に対する要望も増えており³⁾ 急停車と急発進時の障害者の身体挙動を詳細に調査する必要があると言える。

車載車いすの安全性を衝突実験により検証する研究は過去にもなされているが^{4,5)}、これらは衝突事故の様な大きな加速度(20 G程度)がかかる状況を対象としており日常生活において起こっている急停車や急発進時(1 G程度)を対象とした研究はない。

著者らは急停車と急発進時の車載車いす搭乗者の実態を調査するために、実際の車いす移送車輛の急停車と急発進時の加速度を再現可能な台車装置を作成して実験を行った。この実験により、シー

1 首都大学東京システムデザイン研究科 Tokyo Metropolitan University Graduate School of System Design

2 首都大学東京人間健康科学研究科 Tokyo Metropolitan University Graduate School of Human Health Sciences

トベルトとヘッドレストは身体動揺を抑える働きだけではなく、被験者の筋緊張も和らげる効果があるという結論を得た。

しかし、障害者を対象とした実験は精神的および肉体的負担が大きいため多くを行えず、被験者の数や実験条件が限られてしまうため、障害者のモデル化とシミュレーション技術の確立が必要である。

そこで、本研究では急停車と急発進時の車載車いす搭乗者の実験に基づく実態調査を学問的に発展させる形で急停車と急発進時における障害者の身体挙動を筋反射モデル⁶⁾を提言する。

II 筋反射モデル

1. 剛体リンクモデル

図1に本研究で用いた剛体リンクモデルを示した。車いすに座る人の身体を頭部と体幹部、臀

部に分かれた3つの剛体で構成した。背もたれのモデルをバネ、ダンパーで表現した。また、シートベルトのモデルは文献⁷⁾を参考にした。以下にLagrangeの運動方程式を示した。

入力を車輪減速度に依存する項の加速度 \ddot{x} として、出力を腰椎部の水平変位 x 、体幹部および頸部の角度変位 θ_1, θ_2 とした。 $m_i (i=0,1,2)$ を腰椎部、体幹部および頸部の質量、 L_i をリンク長さ、 r_i をリンク節から質量中心までの長さとした。 I_i は慣性モーメント、 F_i は座面摩擦力、 B_i はシートベルトによる反力、 M_i は筋による復元モーメントである。 M_i を求めるために、筋が能動的に発生するトルクと、靱帯や軟部関節が受動的に発生するトルクに分けた、人が意識的または反射的に筋に緊張を与える特性で、能動的に筋が発生するトルク（能動筋モーメント）を T_m とした。また、筋自体が持つ粘弾性特性で、受動的な緊張力によ

$$\begin{bmatrix} m_0 + m_1 + m_2 & m_1 r_1 + m_2 (L_1 + r_2) & m_2 r_2 \\ m_1 r_1 + m_2 (L_1 + r_2) & m_1 r_1^2 + m_2 (L_1 + r_2)^2 + I_1 + I_2 & m_2 r_2 (L_1 + r_2) + I_2 \\ m_2 r_2 & m_2 r_2 (L_1 + r_2) + I_2 & m_2 r_2^2 + I_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{x} \\ \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} m_0 + m_1 + m_2 \\ m_1 r_1 + m_2 (L_1 + r_2) \\ m_2 r_2 \end{bmatrix} [\ddot{x}_0] + \begin{bmatrix} 0 \\ m_1 r_1 \theta_1 + m_2 \{L_1 \theta_1 + r_2 (\theta_1 + \theta_2)\} \\ m_2 r_2 (\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} [g] = \begin{bmatrix} B_0 \\ B_1 \\ B_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} F_0 \\ F_1 \\ F_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} M_0 \\ M_1 \\ M_2 \end{bmatrix}$$

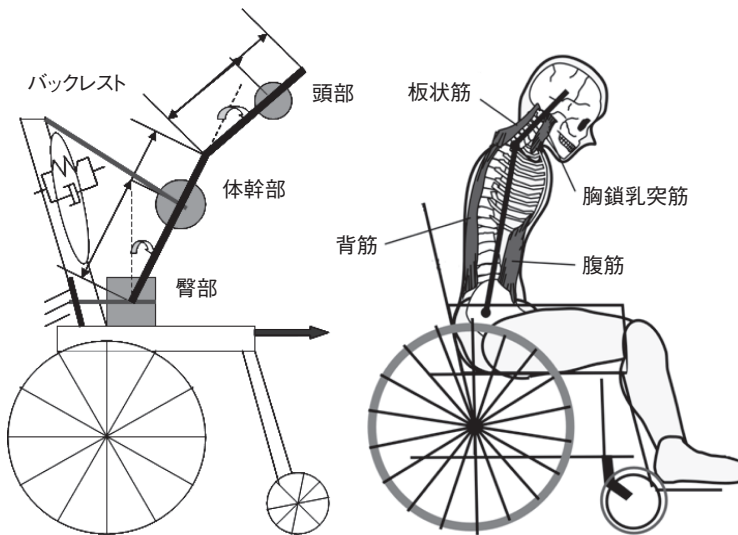


図1 車いす上の剛体リンクモデルと各筋の定義位置

り発生するトルク（受動筋モーメント）を T_p とした。

2. 筋モデル

筋モデルについての研究は多くなされており^{8,9)}、本研究では他の筋モデルと比較し、筋の非線形的な力学特性を近似的に表現可能で生体パラメータが少ない最も一般的な Hill の筋モデルを用いた。筋長を l 、収縮速度を v 、筋活動電位を a とすると、能動筋 T_m は Hill の式を用いて下式で表現した。

$$T_m = aF(l, V)$$

上式より、筋長 l と収縮速度 V が既知ならば、筋の出し得る最大筋張力 F_{\max} 、筋長が l 時の筋張力 $F_a(l)$ が算出可能である。

$$F_{\max} = \begin{cases} \frac{(B-0.3V)}{B+V} F_a(l) & \text{if } (V > 0) \\ (-\frac{1.3V}{B} + 1) F_a(l) & \text{if } (-\frac{B}{3} < V < 0) \\ (\frac{1.3}{3} + 1) F_a(l) & \text{if } (V < -\frac{B}{3}) \end{cases}$$

$$F_a(l) = \begin{cases} \bar{F}[1 - K_1(l_r - l)] & \text{if } (l < l_r) \\ \bar{F}[1 - K_2(l - l_r)] & \text{if } (l > l_r) \end{cases}$$

ここで、 l_r は無負荷時の筋長、 \bar{F} は平衡姿勢時の

筋張力、 B は各筋に依存するパラメータ、 K_1 、 K_2 は定数である。

頸部と体幹部にそれぞれ伸筋と屈筋の2つが働くとし、頸部に関与する筋は胸鎖乳突筋および板状筋、体幹部に関与する筋は腹筋および背筋の合計4つとした。胸鎖乳突筋と板状筋の筋モデルの概要図を図2に示した。

3. 能動筋活動モデル

人は外乱によって姿勢が変化すると、身体各部の感覚器が姿勢動揺情報を感知する。感知された情報は中枢での処理の後脊髄を通じて各筋に伝達され、筋収縮に伴った運動が生じ、結果として姿勢が修正される。一般的にこれを姿勢反射といい筋活動のモデル化の際に重要となる。本研究は①中枢神経へは姿勢動揺として頸部、体幹部の角度変位、角速度および腰椎部の加速度が伝達される。②筋活動は中枢神経へ送られた情報の比例関数として表される事を基に筋活動電位モデルを構築した。筋活動電位のモデル式を下式で表した。

$$a = 1 - \exp[-\{\alpha\theta(t-\tau) + \beta\dot{\theta}(t-\tau) + \gamma\ddot{x}_0(t-\tau) + a_0\}]$$

ここで、 α 、 β 、 γ はそれぞれ頸部角度変位、体幹部角度変位、腰椎部の加速度が筋活動に依存する度合いを表現するパラメータ、 τ は時間遅れ、 a_0 は上位からの定常筋活動度である。姿勢が変化し

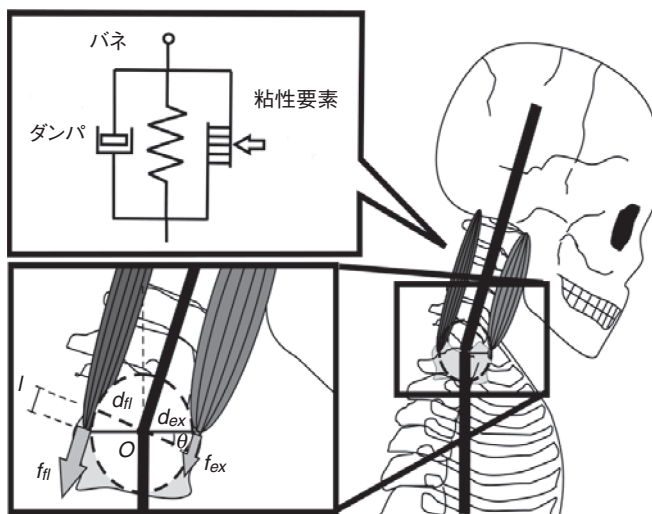


図2 胸鎖乳突筋と板状筋の筋モデル

てから筋張力が発生するまでに時間遅れが生じる。そこで、時間遅れを表現するために遅れ時間を設定した。時間遅れは WITTEK の論文より 50 ms とした¹⁰⁾。図 3 に筋反射モデルのブロック線図を示した。

4. 受動筋活動モデル

本研究では筋のみでなく靱帯や軟部組織全体の抵抗トルクを表すのに山崎の受動モデル¹¹⁾を用いた。山崎は靱帯や軟部組織による抵抗を下式のようにモデル化した。

$$T_p = p_1 \exp\{p_2(\theta - p_3)\} - p_4 \exp\{p_5(p_6 - \theta)\} + q\dot{\theta}$$

ここで、 q は粘性抵抗、 p_3 、 p_6 は弾性抵抗が急激に大きくなる角度を決める係数、 p_1 、 p_4 は靱帯や軟部組織が急激に硬くなる付近の弾性定数を決める係数、 p_2 、 p_5 は弾性抵抗の非線形性を表す係数である。

III 急停車、急発進実験

1. 目的

室内実験装置より車いす移送車輦で移動する際の急停車と急発進時の加速度の変動状況を再現し、各被験者の筋パラメータを抽出する。その後、

実験結果とシミュレーション結果を比較し、シミュレーションモデルの妥当性を検証する。

2. 方法

1) 被験者

障害のある被験者は福祉団体を通じて公募した結果、3 名の方から協力したいとの意思表示を得たため、書面によるインフォームドコンセントを確認した。なお本研究は首都大学東京荒川研究安全倫理委員会の承認を得て実施した。実験に際しては WILL 保険に加入した。台車を用いた衝突実験の被験者は四肢麻痺者（男 29 歳）、右片麻痺者（男 55 歳）および左片麻痺者（男 59 歳）で対照として健常男性（24 歳）1 名を選んだ。

2) 使用した装置と器具

図 4 のように車いすを乗せた台車をショックアブソーバに衝突させて急停車、急発進時における加速度を再現可能な台車装置を製作した⁶⁾。車いすの固定方法は 4 点固定式のものをを用いた。

3) 計測項目と位置

各被験者の身体挙動と筋活動電位を調査するために、頸部と体幹部角度の変動とその時の筋電位を測定した。車いす座面、人体頭部および胸部に加速度計を取り付け、上下、左右、前後方向の加

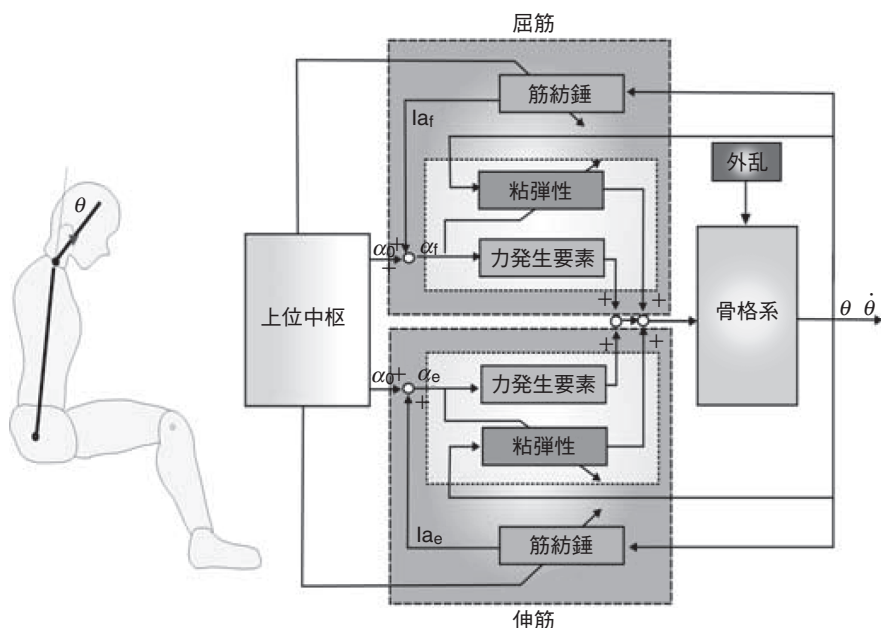


図 3 姿勢制御を行うための筋モデルのブロック線図

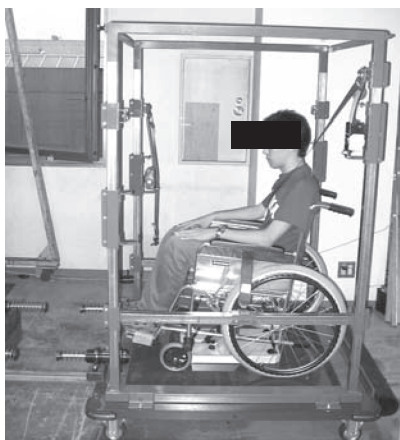


図 4 台車実験装置



図 5 計測器の取り付け位置

表 各測定器の取り付け位置と計測データ

計測器具	計測点	出力データ
加速度計	台車座面	台車の×軸方向の加速度
ゴニオメータ	頸部、体幹部	頭部と体幹部の相対角度
筋電センサ	胸鎖乳突筋、板状筋、腹筋、背筋	それぞれの筋の筋活動電位

速度を測定した。実験は各被験者に対して 10 回ずつ施行した。

4) 測定

実験当日は保健医療方式により事前に血圧、脈、熱のバイタルチェックを行い、作業療法士の立会いのもと被験者を車いすに座らせて台車の急停車、急発進時の加速度を模擬した台車による走行実験を行った。

走行実験で加速度がかかると頸部と体幹部が前屈（屈曲）、後屈（伸展）運動する。そこで、頸部および体幹部の角度変位を測定するために電気ゴニオメータを後頭部と背中、大腿部と体幹部に取り付けた。電気ゴニオメータはバイオメトリクス社製 SG150 型の 2 軸ゴニオメータを用いた。また、胸鎖乳突筋、板状筋、腹筋および背筋に筋電センサを取り付け、最大随意収縮力を測定した後、筋活動度を筋の各部位に対し測定した。筋電活動度の測定はバイオメトリクス社製汎用型筋電装置 SX230 を用いた。電極の貼り付け位置は、胸鎖乳突筋については鎖骨—乳頭間の中心に、板

状筋については第 5 頸椎の横 1 cm の位置に、腹筋については臍横 3 cm の位置に、脊柱起立筋については第 5 腰椎の横 3 cm の位置とした¹²⁾。図 5 に計測センサ取り付け位置を示した。

5) 座面加速度、頸部、体幹部角度、筋活動電位の算出方法

座面加速度と頸部、体幹部角度は高周波帯域の成分に雑音が多く含まれている。そこで、座面加速度と頸部、体幹部角度は高周波帯域の成分を遮断するためにそれぞれ 6 Hz の low pass filter を用いた。表面筋活動電位は 5 から 500 Hz に分布する¹²⁾とされているためフィルター処理をされて (band pass filter : 5 ~ 500 Hz)、全波整流の後、10 Hz で low pass filter をかけて平滑化された。その後、実験時に得られた最大随意収縮力で正規化して % MVC に加工された。最大随意収縮力は走行実験を行う前に、被験者を座位にして、測定者が被験者の身体を固定し、被験者に前屈でも後屈でもない中間位で最大努力をして力を発揮した時の筋活動電位の最大値を 100% と定義した。

IV コンピュータシミュレーション

1. シミュレーション方法

シミュレーションを行うためのモデルの筋特性パラメータを前出の急停車、急発進実験により決定した。シミュレーションの筋活動度が急停車、急発進実験で計測した筋活動度に合致するように試行を繰り返してパラメータを決定した。身長・体重は被験者を計測し、部分質量などの骨格パラメータは計算により算出し、それらパラメータを用いてシミュレーションを行った。実験より得られた座面加速度を入力とし、頸部、体幹部の角度変位および角速度変位、水平変位、筋活動電位を出力とした。

2. 急停車時のシミュレーション結果

急停車時におけるシートベルト非着用時の各被験者の体幹部角度のシミュレーション結果と実験結果を図6 (a) (b) (c) (d) に、シートベルト着用時の各被験者の体幹部角度のシミュレーション結果と実験結果を図6 (a') (b') (c') (d') に示した。急停車時におけるシートベルト非着用時の各被験者の筋活動電位(背筋)のシミュレーション結果と実験結果を図7 (a) (b) (c) (d) に、シートベルト着用時の各被験者の筋活動電位(背筋)のシミュレーション結果と実験結果を図7 (a') (b') (c') (d') に示した。ここでは時計回りの方向を正、反時計回りの方向を負とした。また、本実験結果では衝突時と衝突後の身体挙動の変化の様子が重要であり、それらに焦点を当てるため、0 ms は衝突時の加速度の最大値から 300 ms 遡った点と定義した。

シートベルト非着用時の各被験者の体幹部角度を見ると、図6 (a) よりシートベルト非着用時の健常者の体幹部角度はシミュレーション結果と実験結果共に 400 ms 付近から正の方向に変化を始めその後、0 度に収束していた。シミュレーション結果の方が実験結果より 10 度程度、変化量が大きかった。図6 (b) よりシートベルト非着用時の四肢麻痺者の体幹部角度は実験結果がほぼ変化していなかったのに対してシミュレーション結果も 7 度程度しか変化していなかった。図6 (c) よりシートベルト非着用時の右片麻痺者の体幹部角度はシミュレーション結果と実験結果共にほぼ

変化していなかった。図6 (d) よりシートベルト非着用時の左片麻痺者の体幹部角度はシミュレーション結果と実験結果共に 400 ms 付近から大きく変化しており、体幹部角度の最大値とその後の収束の様子が一致していた。

次にシートベルト着用時の各被験者の体幹部角度を見ると、図6 (a') よりシートベルト着用時の健常者の体幹部角度はシミュレーション結果と実験結果共にほぼ変化していなかった。図6 (b') より、図6 (a') と同様にシートベルト着用時の四肢麻痺者の体幹部角度はシミュレーション結果と実験結果共に変化していなかった。図6 (c') よりシートベルト着用時の右片麻痺者の体幹部角度のシミュレーション結果は全く変化しておらず、実験結果もわずかに変化していたもののシミュレーション結果とはほぼ一致した。図6 (d') も図6 (c') と同様にシートベルト着用時の健常者の体幹部角度のシミュレーション結果は全く変化しておらず、実験結果はわずかに変化していたもののシミュレーション結果とある程度一致した。

次にシートベルト非着用時の各被験者の背筋の筋活動電位について述べる。図7 (a) よりシートベルト非着用時の健常者の筋活動電位はシミュレーション結果と実験結果共に 400 ms 付近でわずかに変化していた。実験結果では 1,500 ms 付近でもう一度検出されたが、全体的に検出量が少なかった。図7 (b) よりシートベルト非着用時の四肢麻痺者の筋活動電位はシミュレーション結果がわずかに変化しているのに対して実験結果はほぼ検出されなかった。図7 (c) よりシートベルト非着用時の右片麻痺者の筋活動電位はシミュレーション結果と実験結果共に 500 ms 付近で 50% 程度変化していた。図7 (d) よりシートベルト非着用時の左片麻痺者の筋活動電位はシミュレーション結果と実験結果共に 500 ms 付近で大きく変化しており、最大値も一致していた。また、シミュレーション結果に比べて実験結果は筋活動電位の変化の裾野が狭かった。

次にシートベルト着用時の各被験者の背筋の筋活動電位について述べる。図7 (a') よりシートベルト着用時の健常者の筋活動電位はシミュレー

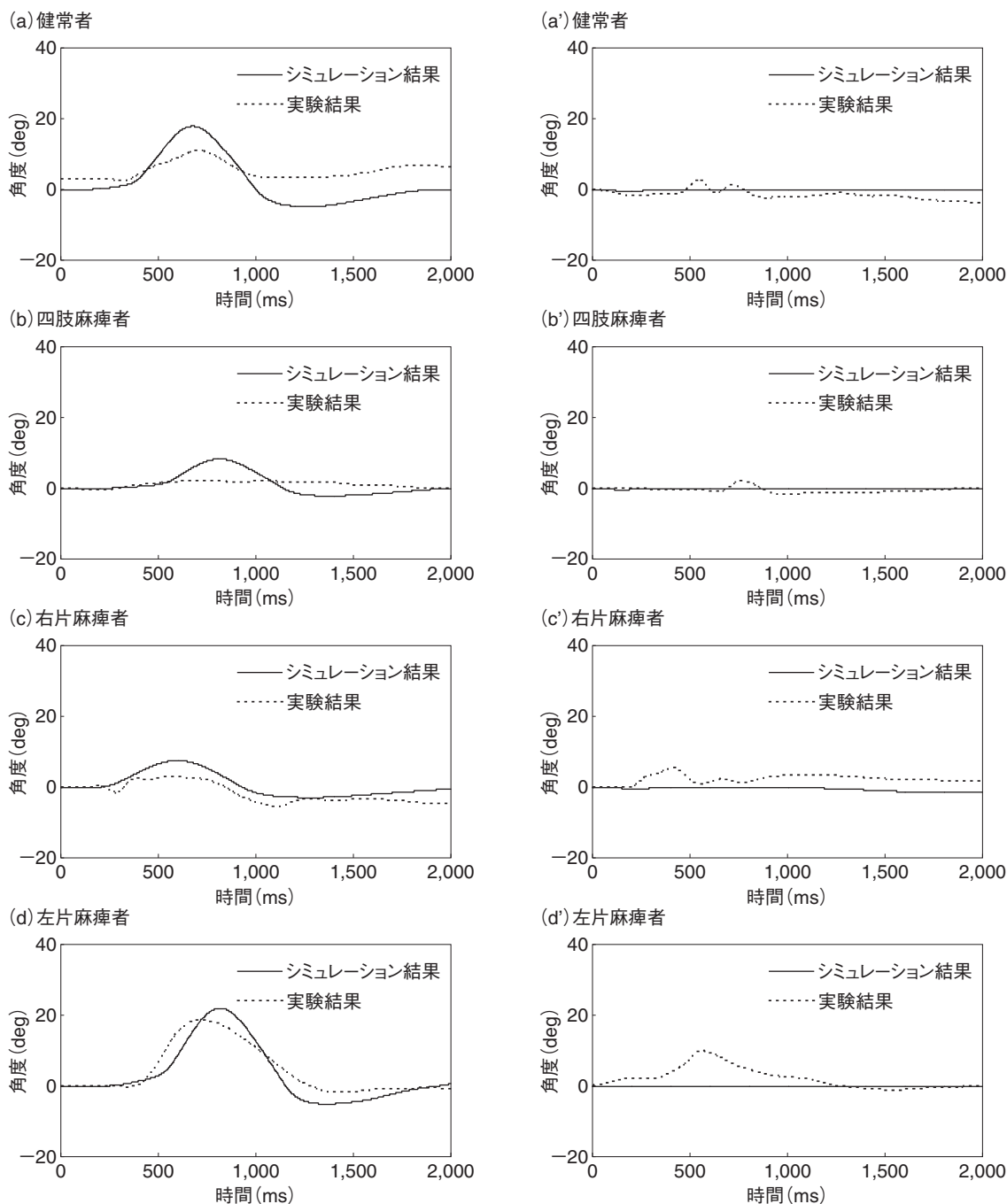


図6 体幹部角度の実験結果とシミュレーション結果

(a) 健常者 (b) 四肢麻痺者 (c) 右片麻痺者 (d) 左片麻痺者 (シートベルト非装着時), (a') 健常者 (b') 四肢麻痺者 (c') 右片麻痺者 (d') 左片麻痺者 (シートベルト装着時)

シミュレーション結果が500 ms付近でわずかに変化していたのに対し実験結果は600 ms付近で50%程度検

出された。その後の収束の様子はおよそ一致していたが最大値に大きな違いが見られた。図7(b')

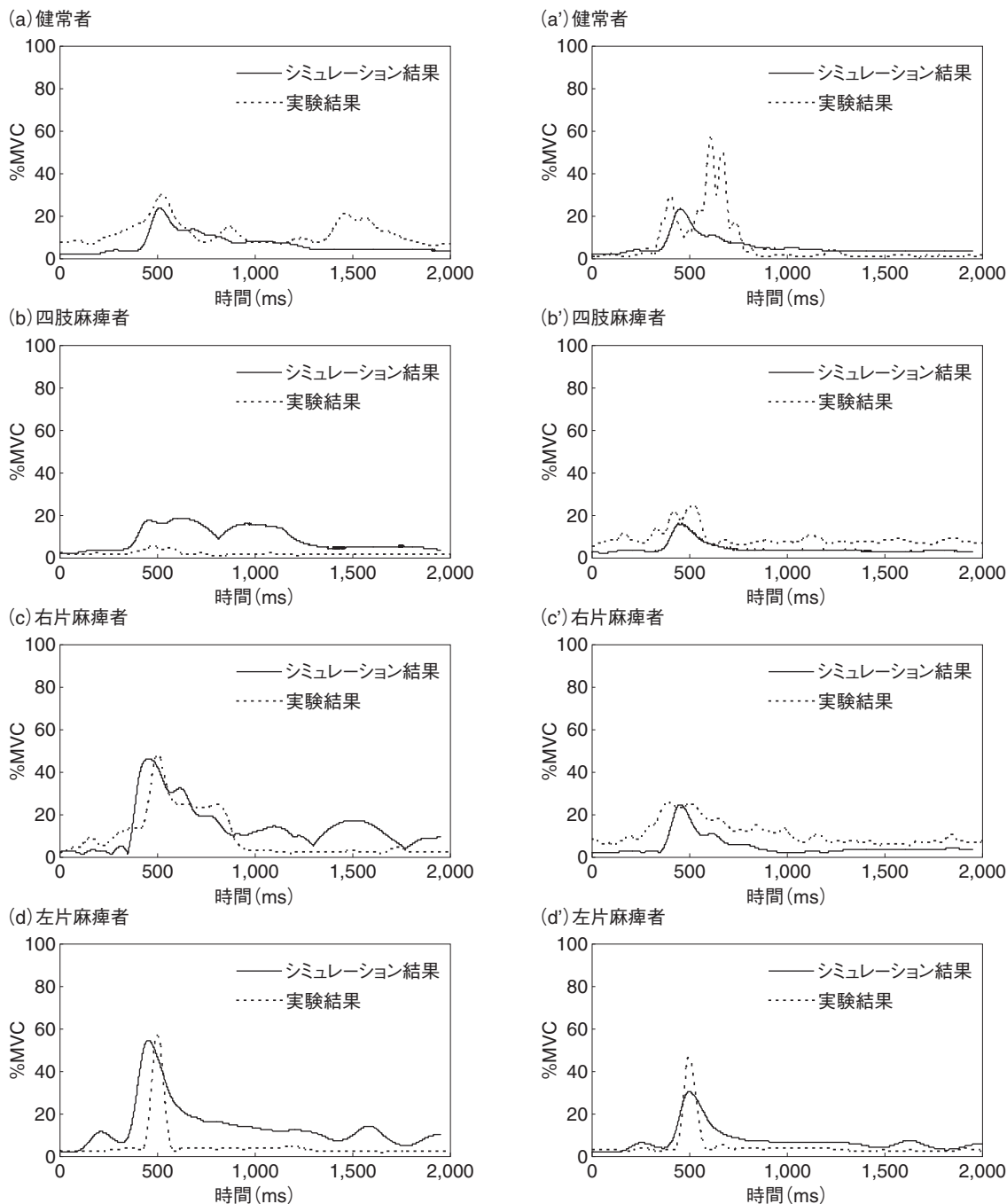


図 7 背筋の筋活動電位の実験結果とシミュレーション結果

(a) 健常者 (b) 四肢麻痺者 (c) 右片麻痺者 (d) 左片麻痺者 (シートベルト非装着時), (a') 健常者 (b') 四肢麻痺者 (c') 右片麻痺者 (d') 左片麻痺者 (シートベルト装着時)

よりシートベルト着用時の四肢麻痺者の筋活動電位はシミュレーション結果と実験結果共に

500 ms 付近でわずかに変化しており、その後共に 0% に収束していた。図 7 (c') よりシートベ

ルト着用時の右片麻痺者の筋活動電位はシミュレーション結果と実験結果共に四肢麻痺者と同様に 500 ms 付近で 20% 程度変化していた。図 7(d') よりシートベルト着用時の左片麻痺者の筋活動電位はシミュレーション結果と実験結果共に 400 ms 付近で変化していたが、最大値に 20% 程度の違いが見られた。

シートベルト着用時と非着用時を比較するとシミュレーション結果と実験結果共に全ての被験者の体幹部はシートベルト着用時の方が固定されていた。また、背筋の筋活動電位もシミュレーション結果と実験結果共に健常者を除く被験者は筋活動電位が抑えられていた。

3. 急発進時におけるシミュレーション結果

急停車時にはシートベルトを着用していても体幹部は前屈し、筋活動も活発であったが、急発進の場合には、頭部をヘッドレストに密着させると、体の動揺は殆どないため、ヘッドレストを着用しない場合に焦点を当てて述べる。

急発進時におけるヘッドレスト非着用時の頸部角度を図 8 (a) (b) (c) (d) に、頸部の胸鎖乳突筋の筋活動電位のシミュレーション結果と実験結果を図 9 (a) (b) (c) (d) に示した。

図 8 (a) より健常者の頸部角度は 400 ms 付近で実験結果とシミュレーション結果が共に負の方向に変化しており、その後はシミュレーション結果が実験結果と違い正の方向に出ていた。図 8 (b) より四肢麻痺者の頸部角度は 400 ms 付近でシミュレーション結果に比べて、実験結果の最小値が大きいがその後共に 0% に収束した。図 8 (c) より右片麻痺者の頸部角度は実験結果とシミュレーション結果共に、最大変化時までは一致していた。しかし、シミュレーション結果がその後に収束するまでの時間は実験結果よりも大きかった。図 8 (d) より左片麻痺者の頸部角度はシミュレーション結果も実験結果もほぼ変化していなかった。

次に筋活動電位に焦点を当てる、図 9 (a) (b) より健常者と四肢麻痺者の胸鎖乳突筋は 400 ms 付近での変化量が少なく、その後 0% に収束しておりシミュレーション結果と実験結果で一致していた。図 9 (c) (d) より左片麻痺者と右片麻痺

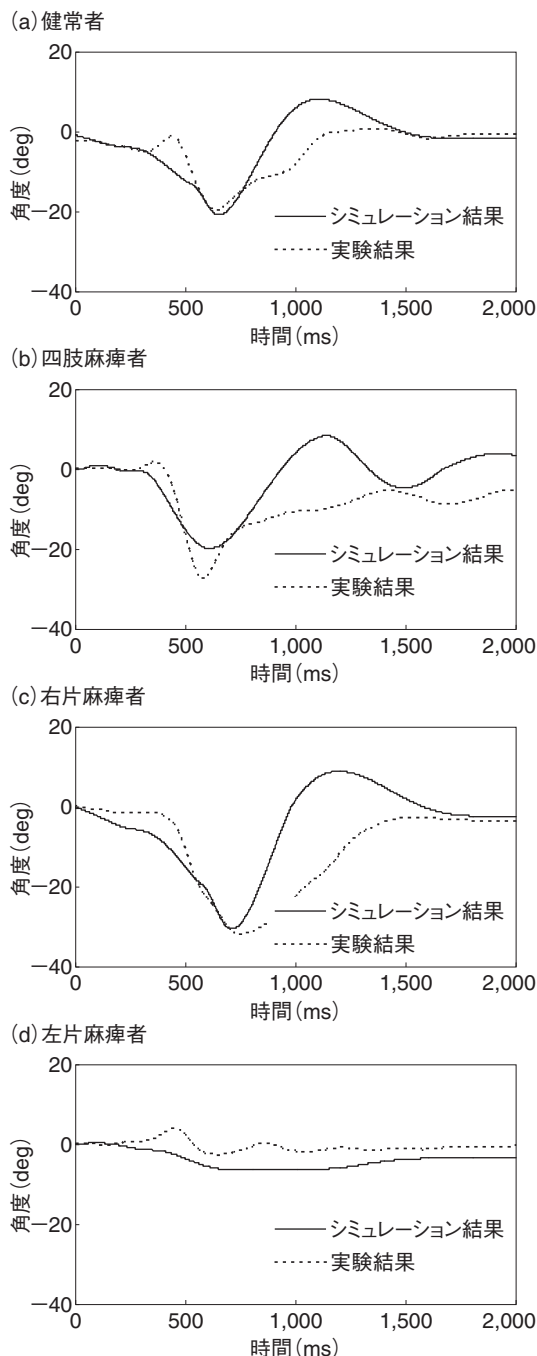


図 8 頸部角度の実験結果とシミュレーション結果
(a) 健常者 (b) 四肢麻痺者 (c) 右片麻痺者 (d) 左片麻痺者 (ヘッドレスト非装着時)

者の胸鎖乳突筋は 400 ms 付近で大きく変化しており、実験結果とシミュレーション結果共に変化

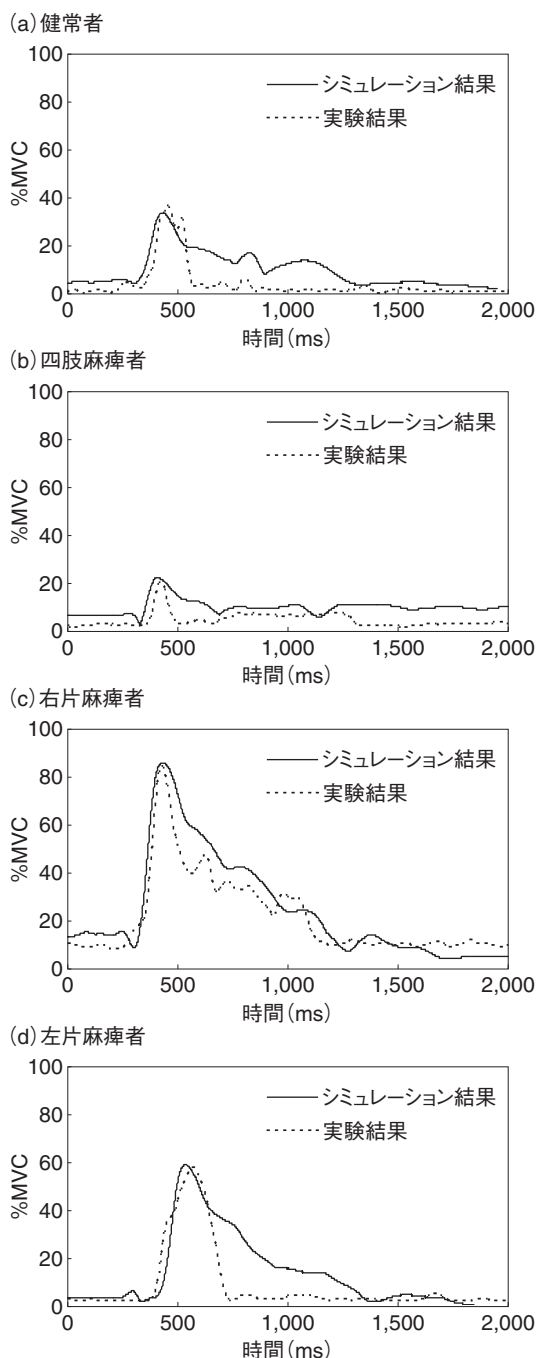


図9 胸鎖乳突筋の筋活動電位の実験結果とシミュレーション結果

(a) 健常者 (b) 四肢麻痺者 (c) 右片麻痺者 (d) 左片麻痺者 (ヘッドレスト非装着時)

するタイミングと筋活動電位の最大値がほぼ一致していた。

V 考 察

1. 急停車時のシミュレーションの考察

急停車時のシミュレーション結果と実験結果から以下に考察を加える。実験結果より健常者はシートベルト非着用時に体幹部の前屈と同時に背筋を遠心性収縮させて体幹を固定していた。シミュレーション結果は実験結果と同様に体幹部の前屈と同時に背筋を働かせていた。よって、本モデルによって身体挙動と筋活動電位の傾向がある程度模擬できたと考えられる。実験結果より健常者はシートベルト着用時に背筋を等尺性収縮させて体幹部の姿勢を固定していた。シミュレーション結果では体幹部はほぼ変化していないが背筋の筋活動電位は実験結果よりも少なかった。これはシミュレーションでは計算上でシートベルトの影響が入っていたが、本実験での健常者はシートベルトに頼らずに背筋のみを用いて体幹部を固定したためだと考えられる。

実験結果より四肢麻痺者はシートベルト非着用時に体幹部がほぼ前屈していないにも関わらず背筋の筋活動電位も検出されなかった。これは緊張性アテトーゼ型の麻痺のためだと考えられる。シミュレーション結果では体幹部が少し変化しており背筋の筋活動電位も実験結果よりも変化していた。これは、本モデルが伸張反射には対応しているがアテトーゼは単純な伸張反射では説明つかないためだと考えられる。実験結果より四肢麻痺者はシートベルト着用時に体幹部が動いていなかった。背筋の筋活動電位は500ms付近で少し検出された。シミュレーション結果ではシートベルトによって体幹部の動きと背筋の筋活動電位がほぼ出ていなかったため結果的に模擬できた。

実験結果より右片麻痺者はシートベルト非着用時に背筋を等尺性収縮させて体幹部を固定していた。シミュレーション結果では実験結果に比べて体幹部が少し変化しているものの、背筋の筋活動電位の傾向は実験結果と一致していた。よって、右片麻痺者は体幹部と背筋の筋活動電位共にある程度模擬できたと考えられる。これは、四肢麻痺

者と違い半身の筋が伸張反射に対応しているためだと考えられる。実験結果より右片麻痺者はシートベルト着用時に体幹部が固定していた。背筋の筋活動電位は500 ms付近で少し働かせていた。シミュレーション結果では実験結果と同様に体幹部の変化量と背筋の筋活動電位が共に少なかった。よって、本モデルによって身体挙動と筋活動電位の傾向がある程度模擬できたと考えられる。これは、右片麻痺者がシートベルトに身体を預けており、計算上と同じ状況になったためだと考えられる。

実験結果より左片麻痺者はシートベルト非着用時に体幹部の前屈と同時に背筋を遠心性収縮させていた。シミュレーション結果では実験結果に比べて体幹部と背筋の筋活動電位の傾向は共に実験結果と一致していた。よって、左片麻痺者は体幹部と背筋の筋活動電位共にある程度模擬できたと考えられる。実験結果より左片麻痺者はシートベルト着用時に体幹部が少し前屈している間、背筋の筋活動電位が500 ms付近で検出された。シミュレーション結果では実験結果と同様に体幹部と背筋の筋活動電位がシートベルト着用時に比べ少なかった。よって、本モデルによって身体挙動と筋活動電位の傾向がある程度模擬できたと考えられる。これは右片麻痺者と同様に左片麻痺者がシートベルトに身体を預けており、計算上と同じ状況になったためだと考えられる。

2. 急発進時のシミュレーションの考察

急発進時のシミュレーション結果と実験結果から以下に考察を加える。実験結果より健常者は頸部の後屈と同時に胸鎖乳突筋を遠心性収縮させて頸部を固定していた。シミュレーション結果は実験結果と同様に頸部の後屈と同時に胸鎖乳突筋を働かせていた。よって、本モデルによって身体挙動と筋活動電位の傾向がある程度模擬できたと考えられる。

実験結果より四肢麻痺者は頸部が後屈し、胸鎖乳突筋の筋活動電位がほぼ検出されなかった。これは四肢麻痺者が緊張性アトニー型の麻痺のためだと考えられる。シミュレーション結果は実験結果と同様に頸部の後屈時に胸鎖乳突筋はほぼ働いていなかった。単純な伸張反射ではない四肢麻

痺者のモデルは説明できないが計算上ではシートベルトによって胸鎖乳突筋がほぼ働かなくても頸部が固定しているため、結果的にシミュレーション結果と実験結果が一致したと考えられる。

実験結果より右片麻痺者は頸部の後屈と同時に胸鎖乳突筋を大きく遠心性収縮させて頸部を固定していた。シミュレーション結果も実験結果と同様に頸部の後屈と同時に胸鎖乳突筋を大きく働かせていた。よって、本モデルによって身体挙動と筋活動電位の傾向がある程度模擬できたと考えられる。これは左半身が伸張反射に対応しており、健常者と同様に胸鎖乳突筋を遠心性収縮させて頸部を固定できたためだと考えられる。しかし、右片麻痺者は健常者よりも背筋の筋活動電位が多く検出された。これは、右半身が麻痺しており、健側の背筋で固定を代償させていたためだと考えられる。

実験結果より左片麻痺者は頸部がほぼ後屈せずに、胸鎖乳突筋を大きく等尺性収縮させて頸部を保持していた。シミュレーション結果も実験結果と同様に頸部がほぼ後屈せず、胸鎖乳突筋を大きく働かせていた。よって、本モデルによって身体挙動と筋活動電位の傾向がある程度模擬できたと考えられる。これは右半身が伸張反射に対応しており、胸鎖乳突筋を等尺性収縮させて頸部を固定できたためだと考えられる。しかし、左片麻痺者は健常者よりも背筋の筋活動電位が多く検出された。これは、右半身が麻痺しており、右片麻痺者と同様に健側の筋で固定を代償させていたためだと考えられる。

VI 結論と今後の課題

本研究では、急停車時と急発進時における被験者の身体挙動と筋活動電位を筋反射モデルによって計算した。また、本モデルの有効性を調査するために、実験結果とシミュレーション結果を比較した。

急停車時におけるシミュレーション結果と実験結果より、各被験者の体幹部角度と筋活動電位が正確に一致している訳ではなかった。しかし、実験結果の前屈する時間やその後の収束の様子からシートベルト着用時と非着用時共に実験結果の傾

向を模擬可能であることが分かった。急発進時におけるシミュレーション結果と実験結果より、各被験者の頸部角度は変化した後の収束の様子は異なるが変化時の最大値や変化する時間が一致していた。また、各被験者の筋活動電位はシミュレーション結果と実験結果共に 400 ms 付近から変化しており、最大値もそれぞれ一致していた。よって、本モデルによって急発進時の頸部角度及び筋活動電位の傾向は模擬可能であることが分かった。

本研究のモデルを活用し、日常生活に起こりえる急停車や急発進時におけるシートベルトやヘッドレスト等の固定装置の取り付け位置や固定方法をコンピュータシミュレーションによって示すことが出来る。よって、本モデルは今後の安全基準の作成に役立つと考えられる。

しかし、本モデルは現在、各被験者の症状によって筋活動パラメータを同定する必要がある、障害者全般の身体挙動と筋活動電位の計算は出来ない。

そこで、今後は筋活動パラメータ以外にも障害者を表現するためのパラメータを作り、四肢麻痺者と健常者の違いをより明確にする。また、被験者の数を増やし、症状毎に筋活動パラメータを分類し症状と、等級によって障害者の身体挙動と筋活動電位を計算可能にする。その後、個別の症状に応じた固定方法や固定装置を提案する予定である。

文 献

- 1) 福山邦男：車載車いす上の障害者の症例，日本交通科学会論文：60-65, 2002.
- 2) 藤井直人：福祉車輛のリスク管理．理学療法，21(9)：1187-1192, 2004.
- 3) 鈴木健太郎，菊池恵美子，木之瀬隆：車いす移送車輛の安全性・快適性に関する研究，日本保健科学学会誌，10(1)：23-33, 2007.
- 4) Bertocci G, Manary M, Ha D : Wheelchairs used as motor vehicle seats: seat loading in frontal impact sled testing, *Med Eng Phys*, 23 : 679-685, 2001.
- 5) Bertocci G E, Hobson D A, Digges K H : Development of a wheelchair occupant injury risk assessment method and its application in the investigation of wheelchair securement point influence on frontal crash safety, *IEEE Trans Rehabil Eng*, 8(1) : 126-139, 2000.
- 6) 青村茂，高野純一，菊池恵美子他：車載車いす搭乗者の身体挙動に関する研究，日本機械学会論文集C編，73(731)：2131-2139, 2007.
- 7) 中島達夫：シートベルトの力学的挙動：中日本自動車短期大学論叢：1-8, 1980.
- 8) Stroeve S : Impedance characteristics of a neuro-musculo-skeletal model of the human arm I. Posture control, *Biol Cybern*, 81(5-6) : 475-494, 1999.
- 9) 長谷和徳，山崎信寿：汎用3次元筋骨格モデルの開発：日本機械学会論文集C編，61(591)：4417-4422, 1995.
- 10) Adam Wittek: Application on new PAM-SAFE muscle model : PAM User's Conference in Asia : 339-356, 1998.
- 11) 日本機械学会：バイオメカニクスシミュレーション：206-215, コロナ社, 1999.
- 12) 米国保健福祉省他：表面筋電図の人間工学応用：24-33, 労働科学研究所出版部, 2004.
- 13) 木塚朝博：口伝表面筋電図篇：バイオメカニクス学会誌，25(1)：43-47, 2001.

Abstract : The purpose of the study is to express the motion of disabled people at a sudden stop and start by using a muscle reflection model. The model was composed of two rigid links and three masses and was characterized with muscle reflection defined by Hill's equation. A sudden stop and start experiment was performed to obtain human muscle parameters and to evaluate the model. Volunteer subjects including people with disabilities participated in the experiment. The subjects were placed in a wheelchair fixed to a carriage. The cervical angle, the trunk angle and the myoelectric potential were measured. This model simulated the motion and the myoelectric potential of each subject without/with seatbelt. The simulation results were similar to experimental results. The simulation results show that safety equipments are more important for people with disabilities than for people without disability.

Key Words : Muscle reflection model, Wheelchair traveling in motor vehicles, Motion of people with disabilities, Seatbelt

(2008 年 7 月 2 日 原稿受付)

■原著

Effects of joint traction and position changing of upper limb on the reaction time of quadriceps femoris

上肢関節牽引と上肢肢位変化が大腿四頭筋反応時間に及ぼす影響

Takayuki Koyama¹, Ken Yanagisawa², Osamu Nitta², Jun-ya Aizawa³

小山 貴之¹, 柳澤 健², 新田 収², 相澤 純也³

Abstract : The purpose of this study was to examine the effects of joint traction and position of upper limb on the pre-motor time (PMT) and motor time (MT) of quadriceps femoris. Twenty healthy male subjects participated in this study. The subjects lay supine on the torque machine with their left knee flexed at 30 degree angle. The subjects were tested for the maximum isometric extension of the left knee in an immediate response to a signal sound trigger, while holding the following eight testing positions : Two types of right upper limb positions (neutral position and PNF position with shoulder joint extension of 30 degrees, abduction of 20 degrees, internal-rotation of 70 degrees) as combined with four types of traction forces (no-load, 30N, 60N and 90N). Ten trials were measured for each testing position. PMT was measured to represent the time from the trigger to the onset of EMG, and MT, the time from the onset of EMG to the onset of the muscle torque. The results indicated major effects on the PMT in relation to traction forces and upper limb positions with significant level of interactions. No significant effect was found as to the MT. The result of multiple comparison analyses showed that the PMT shortened with the increase in the traction force in the neutral position (significant differences were observed for varying PNF positions and for 0N~all, 30N~60N, and 30N~90N traction forces). The PMT was significantly shorter in the PNF positions with 0N and 30N traction forces compared to that in the neutral position with the same traction forces. The PMT is known to reflect the process of the central nervous systems (CNS). These results suggest that the joint traction of upper limb and the PNF position have facilitating effects on the lower limb by arousing the CNS.

Key Words : PNF position, Joint traction, central nervous system, pre-motor time

1 Surugadai Nihon University Hospital 駿河台日本大学病院理学療法室

2 Tokyo Metropolitan University 首都大学東京健康福祉学部理学療法学科

3 Ryotokuji University 了徳寺大学健康科学部理学療法学科

I Backgrounds

Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) method was developed by Knott and Voss (1968)¹⁾, and was generally used as a physical therapy technique in patients with neuromuscular dysfunction. As the basic principles of facilitation in PNF, following procedures are instructed; resistance, irradiation and reinforcement, manual contact, therapist's body position and body mechanics, verbal commands, vision, traction and approximation, stretch, normal timing, and movement patterns²⁾. Spiral-diagonal movement patterns are most characteristic in PNF, and these patterns are similar to the movement patterns in many sports such as a kicking in soccer, a throwing in baseball, and a attacking in volleyball. Therefore, the adaptation of PNF has been recently expanded to include the treatment for patients with orthopedic disease including the sports-related injury. PNF method has been developed on the basis of physiological studies^{2~9)}. It has been concluded that the starting position of the movement patterns in PNF (PNF position) influences motor output mechanisms of the central nervous system (CNS) by stimulating sensory inputs from proprioceptors such as muscle spindles^{10~16)}. This movement patterns are clinically used with joint traction which acts as a stretch stimulus by elongating muscles and other joint proprioceptors. The physiological basis of PNF position has been well examined, but only few studies are available on the traction as a facilitation technique^{17, 18)}.

We previously examined the effects of joint traction of the upper limb on the soleus H-reflex, and found that the amplitude of H-reflex increased with the traction¹⁹⁾. This result indicates that the joint traction makes excitability of α -motoneuron facilitated. The question still remains what relationships exist between the upper limb and the lower limb if the traction is added to the upper limb, or whether an interaction exists between the traction and the positions of upper limb. We hypothesized that the

joint traction of upper limb facilitates the CNS or the somatic nervous system (SNS) by stimulating muscle spindles or other joint proprioceptors, and that the traction in PNF position influences the CNS more than in neutral position. In the EMG study^{20, 21)}, it is well known that the electromyography (EMG)- reaction time of initial movement represents the process of CNS. It is considered that pre-motor time (PMT) as a reaction time of initial movement is shortened if the joint traction and/or limb positional change makes the CNS facilitated. Therefore, the purpose of this study was to examine the effects of joint traction and position of the upper limb on the PMT and the motor time (MT) of quadriceps femoris.

II Methods

1. Subjects

Subjects were recruited from the student of Tokyo Metropolitan University. Twenty healthy males with no past medical history of orthopedic or neurological disease participated in the study. The mean (standard deviation; SD, range) age, height, and weight of the subjects were 23.1 (2.2, 21~28) yr, 171.7 (5.9, 155~180) cm, and 66.6 (7.3, 48~81) kg, respectively. The study was approved by the Ethics Committee of Tokyo Metropolitan University. All subjects provided written informed consent.

2. EMG recordings

EMG activity of the left rectus femoris muscle was recorded using surface electrodes. Bipolar silver/silver chloride electrodes were applied one-third distally between anterior superior iliac spine and the patella tip with an inter-electrode distance of 20 mm. The ground electrode was placed over the head of fibula. Before the electrode placement, the skin was shaved, swabbed with alcohol, and gently abraded with polishing powder to reduce electrical impedance.

3. Traction apparatus

The pulley machine (Lojer Inc, Finland) was used to apply traction force to pull subjects' right upper

limb. The bangle was fixed on the distal end of right forearm. The pulley attachment was fit with the bangle, and the pulley was so positioned as to enable pulling their right upper limbs longitudinally. Traction forces were applied with four different loads (no-load, 30N, 60N and 90N). All subjects experienced traction of 90N, and were checked for the presence of any provocative pains or uncomfortable feelings before initiating the tests.

4. Procedure

The subjects lay supine on the torque machine (BIODEX system 4, Biodex medical systems inc, New York), and their left knee was flexed at 30 degrees (**Figure 1**). Then the subjects were passively placed both in the right upper limb neutral position and in PNF positions (with shoulder joint 30-degree extended, 20-degree abducted, 70-degree internally rotated) in parallel with the joint traction by the pulley machine. In all, tests were conducted in eight positions (2 positions \times 4 traction forces). The subjects were tested with the left knee at maximum isometric extension in an immediate response to the trigger of an electrical sound, while holding each testing position.

The interval of the electrical sound was about 15 seconds. The first 5 trials (first session) were measured in a random order, and the last 5 trials (second session) were measured in a same order

as first session. Subjects took ten minutes' break between sessions. When the subject visibly failed in a trial in the examiner's observation, an additional trial was given and measured until 5 trials were completed. In all, ten trials were measured for each testing position.

EMG data were sampled at 2,000 Hz, and together with the extension torque and the electrical sound trigger, recorded in a personal computer using a versatile measuring device (Neuropack 2 plus, Nihon-koden inc, Tokyo) through the AD converter (MacLab, AD Instruments inc).

5. Data analysis

All data were imported to the spreadsheet software (Excel 2007, Microsoft inc.). Following the full-wave rectification, the onset of EMG was identified as the point where the mean of 400 subsequent samples before the trigger exceeded the background activity level by 2 SDs. The onset of the muscle torque was also defined, by the same procedure, as the onset of EMG. The PMT and MT were measured, which were identified as the time from the trigger to the onset of EMG, and from the onset of EMG to the onset of the muscle torque, respectively. (**Figure 2**). The following formula was used to calibrate the distance from the trigger of electrical sound to the subject's ear hole.

$$\text{sound velocity (m/sec)} = 331.5 + 0.61 t$$

(t = Celsius temperature)

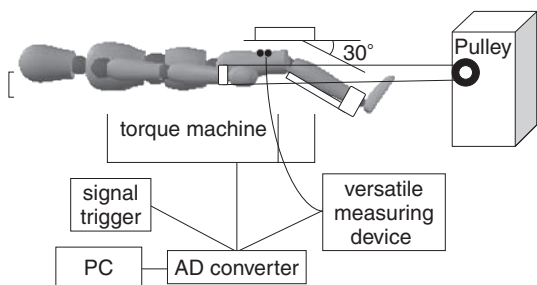


Figure 1 Apparatus settings

EMG data were sampled at 2,000 Hz and, together with the extension torque and the electrical sound trigger, recorded in a personal computer using a versatile measuring device through an amplifier.

6. Reliability

Intraclass correlation coefficients (ICCs) were calculated to examine the reliability of testing procedures. The averages of first session and second session with the PMT, as representative values respectively, were used to identify test-retest reliability.

7. Statistical analysis

With the PMT and the MT as dependent variables, repeated measure analysis of variance (ANOVA) was done with two factors (two upper limb positions \times four types of traction forces) to identify the

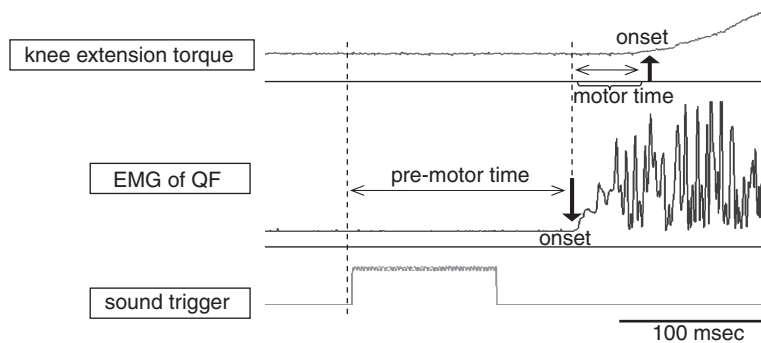


Figure 2 Calculation of PMT and MT

PMT was defined as the time from the trigger to the onset of EMG, and the MT was defined as the time from the onset of EMG to the onset of the muscle torque.

presence of any significant effects. Sheffe's multiple comparison was used as a post hoc test. All data analyses were performed using SPSS for windows 13.0 (SPSS Inc, Chicago). The statistical significance level was set at 0.05 probability.

III Results

1. Reliability

The results of ICCs are shown in **Table 1**. The test procedures and the number of trial times were appropriate for the reason that ICCs of the PMT were excellent in all testing positions (ICCs = 0.922 ~ 0.968).

2. Reaction time

The PMT and the MT of each testing position

are shown in **Table 2**, and the results of repeated measure ANOVA, in **Table 3**. As to the PMT, both traction force and position had major effects. A significant interaction was found between traction forces and positions. As to the MT, no significant effects were found of any testing positions.

Multiple comparison analyses indicated signifi-

Table 1 ICCs between first session and second session

Traction force	Neutral position		PNF position	
	ICCs	95%CI	ICCs	95%CI
0N	0.922	0.818 ~ 0.968	0.942	0.861 ~ 0.976
30N	0.961	0.905 ~ 0.984	0.968	0.923 ~ 0.987
60N	0.952	0.886 ~ 0.981	0.967	0.919 ~ 0.987
90N	0.968	0.923 ~ 0.987	0.961	0.906 ~ 0.984

ICCs : Intraclass correlation coefficients, 95%CI : 95% confidence interval

Table 2 Results of repeated measure ANOVA

Factor	pre-motor time				motor time			
	DF	MS	F-value	P-value	DF	MS	F-value	P-value
Position (A)	1	4786.91	7.90	.005*	1	20.16	.61	.436
Traction force (B)	3	9548.49	15.76	.000*	3	6.86	.21	.892
A × B	3	5104.96	8.28	.000*	3	48.78	1.47	.221

DF : degree of freedom, MS : mean square, * $p < .05$

Table 3 mean (SD) reaction time (msec)

Traction force	Neutral position		PNF position	
	PMT	MT	PMT	MT
0N	178.2 (32.5)	52.4 (7.0)	166.1 (29.1)	53.1 (5.6)
30N	169.8 (28.7)	53.2 (6.6)	164.7 (29.6)	52.5 (5.5)
60N	162.9 (28.3)	52.6 (5.8)	164.8 (31.8)	52.6 (5.4)
90N	160.8 (28.0)	52.4 (6.1)	163.7 (29.8)	52.0 (5.2)

PMT : pre-motor time, MT : motor time

cant differences in the PMT between the traction forces 0N~30N, 0N~60N, 0N~90N, 30N~60N and 30N~90N in the neutral position (Table 4), while in the PNF position, no differences were found between the different levels of traction forces. With 0N and 30N traction forces, there were significant shortening of the PMT in PNF position compared with that in neutral position ($p < .05$).

IV Discussion

We have previously examined the effects of joint traction of upper limb on soleus H-reflex¹⁹⁾ in settings similar to this study, and found that the amplitude of the soleus H-reflex was increased following the traction in accordance with its force. Statistical significance was noted with 60N traction and above. H-reflex represents the excitability of α -motoneuron, and is affected by the CNS such as pyramidal tract, extrapyramidal tract, cerebella or vestibula, as well as by the SNS. The results of the previous study indicated that the changes in the H-reflex following the upper limb traction were due to the CNS and/or SNS arousals. If the traction influences on the CNS more than the SNS, the traction may possibly shorten the PMT. It is well known that PMT represents the process of CNS, and MT represents the process of SNS^{20, 21)}. To know how the traction influences on either the

CNS or SNS, we consequently examined the effects of joint traction and position of upper limb on the EMG-reaction time of quadriceps femoris muscle in this study. The results of this study showed that the joint traction of upper limb shortened the PMT of quadriceps femoris in accordance with the increasing traction force, and that PMT in the PNF position was shorter than that in the neutral position under low load ($< 30N$) of joint traction. MT of quadriceps femoris was not affected by the traction or positional changes of upper limb.

Knott and Voss¹⁾ stated that joint traction separates joint surfaces, thereby stretching joint structures and stimulating those receptors sensitive to stretch. Common proprioceptors are known to be sensitive to stretch include : pacinian corpuscle, ruffini ending, muscle spindle, and Golgi tendon organ. Muscle spindle and Golgi tendon organ are the slowly-adapting receptors, while pacinian corpuscle and ruffini ending are the rapidly adapting receptors. In this study, the muscle spindle may mostly affect the outcome for the reason that the subjects were tested in sustained tractions and positions.

Previous studies have reported that EMG activity of quadriceps femoris increased by the knee joint traction (Svendensen et al., 1983¹⁷⁾), and that EMG reaction time of quadriceps femoris de-

Table 4 Results of multiple comparisons (pre-motor time)

Traction force		Neutral position				PNF position			
		MD	SE	P-value	95%CI	MD	SE	P-value	95%CI
0N	30N	8.84	1.98	.000 *	3.30 to 14.37	2.16	2.62	.877	-5.17 to 9.49
	60N	16.18	1.98	.000 *	10.64 to 21.72	2.22	2.62	.869	-5.12 to 9.55
	90N	18.73	1.98	.000 *	13.19 to 24.27	3.46	2.62	.627	-3.88 to 10.79
30N	0N	-8.84	1.98	.000 *	-14.37 to -3.30	-2.16	2.62	.877	-9.49 to 5.17
	60N	7.34	1.98	.003 *	1.80 to 12.88	.05	2.62	1.000	-7.28 to 7.38
	90N	9.90	1.98	.000 *	4.36 to 15.44	1.29	2.62	.970	-6.04 to 8.62
60N	0N	-16.18	1.98	.000 *	-21.72 to -10.64	-2.22	2.62	.869	-9.55 to 5.12
	30N	-7.34	1.98	.003 *	-12.88 to -1.80	-.05	2.62	1.000	-7.38 to 7.28
	90N	2.56	1.98	.644	-2.98 to 8.09	1.24	2.62	.974	-6.09 to 8.57
90N	0N	-18.73	1.98	.000 *	-24.27 to -13.19	-3.46	2.62	.627	-10.79 to 3.88
	30N	-9.90	1.98	.000 *	-15.44 to -4.36	-1.29	2.62	.970	-8.62 to 6.04
	60N	-2.56	1.98	.644	-8.09 to 2.98	-1.24	2.62	.974	-8.57 to 6.09

MD : mean difference, SE : standard error, 95% CI : 95% confidence interval

creased by the traction of knee joint (Kurosawa et al., 1990¹⁸). We found that the traction of upper limb also shortened EMG reaction time of lower limb muscle; whereas, in these previous studies, the tractions were performed with the relevant knee joint. This finding was explained mainly by stretch stimulus of proprioceptors (mostly muscle spindle), task cognition from skin pressure/muscle extension, or by divergence phenomenon of nerve impulse.

Positional changes of upper limb affected the outcome : PNF position significantly shortened the PMT of quadriceps femoris compared with that in neutral position. It is well known that the excitability within the spinal cord changes in response to the alteration of limbs position, via long-loop reflex. Previous studies have analyzed the effects of limb position changes. Positioning the contralateral shoulder at extension facilitated the soleus H-reflex, while positioning the ipsilateral shoulder at flexion inhibited (Delwaide et al., 1973¹⁰). Some of the upper limb PNF positions facilitated the soleus H-reflex, and no inhibition of the soleus H-reflex was observed in other PNF positions (Yanagisawa et al., 1991¹³). In upper limb PNF position, EMG reaction time of the wrist extension muscles was shorter, and motor-evoked potential amplitude was larger and its latency was shorter than in the neutral position (Shimura and Kasai, 2002¹⁶). Our study findings supported these previous studies. Clinical implications are that the traction technique can be applied by 30N or more to facilitate between limbs, and may need not to be applied by 90N because both 60N and 90N of traction force were the similar effect in this study. Meanwhile, no synergistic positive effect was provoked by any possible combinations of PNF positions and joint tractions clinically well applied in physical therapy. This phenomenon may depend on the specificity of EMG reaction time. That is, the reduction in EMG reaction time may be limited to a certain amount of time even if the processing performance of the

CNS should be raised to its maximum. Our findings indicate a possible facilitation of the CNS by the traction, however it may need to note that the PMT does not necessarily comprise the process of CNS itself.

V Conclusion

We studied the effects of joint traction and position of the upper limb on the reaction time of quadriceps femoris muscle. The results showed that the joint traction of upper limb shortened PMT of quadriceps muscle with shorter PMT in the PNF position than in the neutral position on low load of joint traction. It is considered that these results are due to the effect of arousal of the CNS.

References

- 1) Knott M, Voss D : Proprioceptive Neuromuscular Facilitation. 2nd Edition, Harper and Row, 1968.
- 2) Adler S S, Beckers D, Buck M : PNF in Practice ; An Illustrated Guide. 3rd Edition : 6-17, Springer, 2008.
- 3) Kabat H : Central mechanisms for recovery of neuromuscular function. Science, 112 : 23-24, 1950.
- 4) Kabat H : Studies on neuromuscular dysfunction. XI. The role of central facilitation in restoration of motor function in paralysis. Arch Phys Med, 33 : 521-533, 1953.
- 5) Gellhorn E : Patterns of muscular activity in man. Arch Phys Med, 28 : 568-574, 1947.
- 6) Gellhorn E : The influence of alternations in posture of the limb on cortically induced movements. Brain, 71 : 26-33, 1948.
- 7) Gellhorn E : Proprioception and the motor cortex. Brain, 72 : 35-62, 1949.
- 8) Loofbourrow G N, Gellhorn E : Proprioceptively induced reflex patterns. Am J Physiol, 154 : 433-438, 1948.
- 9) Sherrington C : The Integrative Action of the Nervous System, 2nd ed, Yale University Press, New Haven, 1947.
- 10) Delwaide P J, Figiel C, Richelle C : Influence de la position du membre superior sur l'excitabilite de l'arc soleae, Electromy Clin Neurophysiol, 13 : 515-523,

- 1973.
- 11) Nakamura R, Viel E : The influence of position changes in the proximal joint on EMG-recorded reaction time on key muscles in the human extremity. 7th international Congress of the WCPT, Proceedings : 119-123, 1974.
 - 12) Fujita M, Nakamura R : The effect of PNF positions of the upper extremity on rapid knee extension. Tohoku J Exp Med, 150 : 31-35, 1986.
 - 13) Yanagisawa K, Nakamura R et al. : Effects of facilitating position on H-reflex. 11th International Congress of the WCPT, Proceedings : 1025-1027, 1991.
 - 14) Chida T, Nakamura R : EEG changes induced by passive postural changes. J Human Ergol, 12 : 217-218, 1983.
 - 15) Hosokawa T, Nakamura R, Kosaka K, et al. : EEG activation induced by facilitating position. Tohoku J Exp Med, 147 : 191-197, 1985.
 - 16) Shimura K, Kasai T : Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation on the initiation of voluntary movement and motor evoked potentials in upper limb muscles. Hum Mov Sci, 21 : 101-113, 2002.
 - 17) Svendsen D A, Matyas T A : Facilitation of the isometric maximum voluntary contraction with traction, A test of PNF predictions. Am J Phys Med, 62 : 27-37, 1983.
 - 18) Kurosawa K, Maruyama H : Effect of different-load joint traction on reaction time. J Phys Ther Sci, 2 : 45-48, 1990.
 - 19) Koyama T, Yanagisawa K, Aizawa J, et al. : Effects of joint traction of upper limb on soleus H-reflex in man. J Jpn Health Sci, 10 : 168-173, 2007, Japanese.
 - 20) Botwinick J, Thompson L W : Premotor and motor components of reaction time. J Exp Psychol, 71 : 9-15, 1966.
 - 21) Weiss A D : The locus of reaction time change with set, motivation, and age. J Gerontol, 20 : 60-64, 1965.

要 旨 : 上肢肢位と関節牽引力の変化が、大腿四頭筋の pre-motor time (PMT) と motor time (MT) に与える影響を検証した。健常男性20名を対象とし、実験肢位は右上肢基本肢位とPNF肢位(右肩関節30°伸展・20°外転・70°内旋位)の2肢位に、0N・30N・60N・90Nの牽引力を組み合わせた8通りとして、筋トルク測定装置(BIODEX)上にて各肢位の保持中に信号音をトリガーとした左膝伸展運動を行わせた。各肢位のPMTとMTを計測し反復測定分散分析を行った結果、PMTでは肢位・牽引力ともに主効果を認め、交互作用は有意であった。基本肢位において牽引力が増加するとPMTは有意に短縮し、PNF肢位と0N・30N牽引において基本肢位に比べ有意な短縮を認めた。PMTは中枢処理過程を反映するため、上肢のPNF肢位や関節牽引は下肢に対して中枢覚醒による促通効果を及ぼすことが考えられた。

キーワード : PNF肢位, 関節牽引, 中枢神経システム, pre-motor time

(2008年8月28日 原稿受付)

■原著

Influence of aging change in visual system on postural control

加齢による視覚機能の変化が姿勢制御に与える影響

Kotomi Shiota^{1,2}, Makoto Ikeda³塩田 琴美^{1,2}, 池田 誠³

Abstract : The purpose of this study was to clarify how age related changes in the visual system contribute to declining postural stability. Fourteen healthy, elderly subjects (mean age, 67.75 ± 6.11 years) with no history of falls and who had normal vision were recruited along with 14 young controls (mean age, 19.14 ± 0.53 years). Postural stability when standing was assessed during anterior-posterior translations of a force plate accompanied by visual misinformation where a plain white wall was tilted towards the subjects as they swayed. Concurrent visual data was documented by an eye mark recorder and also assessed. A significant difference between age groups was found in Equi-test data for rectangle area of postural sway, and in vision data for fixation point duration, pupil diameter, convergence angle, and % eye movement velocity. For area of length, a significant difference between age groups was found only for left eyes. In the elderly, the center of gravity was larger as eye movements increased. The elderly subjects made more frequent saccadic eye movements resulting in shorter durations of point fixations causing blurred reflexive images on the retina. As the control of body movement is strongly linked to visual cues which are hindered by aging changes, performance of gait and balance changes in response to visual cues, and associated strategies to negotiate the visible environment, differ between young and elderly. We suggest that the elderly may benefit from intervention including training to control direction of gaze and other factors related to visual information processing to reduce the risk of falls.

Key Words : Postural control, eye movements, Visual

I Introduction

Falls in the elderly have multiple contributing factors, including intrinsic physiological and musculoskeletal factors and extrinsic environmental

factors. There are 2 types of balance, dynamic and static. Effective postural control requires more than the ability to generate and apply forces for controlling the body's position in space. The cen-

1 Department of Physical Therapy, Ryotokuji University 了徳寺大学健康科学部理学療法学科

2 Graduate school of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University 首都大学東京大学院保健科学研究科保健科学専攻

3 Department of Physical Therapy, Tokyo Metropolitan University 首都大学東京健康福祉学部理学療法学科

tral nervous system (CNS) must organize information from sensory receptors and proprioceptors throughout the body to determine the body's position in space. Normally, peripheral inputs from visual, somatosensory, and vestibular systems are available to detect the body's position and movement in space with respect to gravity and the environment^{1,2)}. Visual cues are especially important and many studies of the effect of vision on quiet stance have examined the amplitude of sway with eyes open versus that with eyes closed and have found a significant increase in sway in normal subjects with eyes closed^{3~5)}. Visual inputs provide information regarding the position and motion of the head with respect to surrounding objects. Therefore, vision is unique because among the senses that contribute to stance, it is believed that vision is usually the primary source of information regarding the body's position in space. Many studies on the visual system have shown deterioration in function with age. Such deterioration results in limitations in the ability to adopt movements required for stable postural balance in response to changing task and environmental demands. The purpose of this study was to clarify which changes in the visual system functions, which are important for posture and balance control, contribute to declining stability as people age.

II Method

Twenty eight healthy Japanese adults with no history of falls and who had normal corrected vision were enrolled for this study after giving written informed consent. Subjects were sorted into the 2 groups, elderly and young. The elderly group comprised 14 adults (mean age, 67.75 ± 6.11 ; range, 60~84 years; sex, male 7, female 7), whose average height was 160.29 ± 6.63 cm and average weight was 55.29 ± 7.34 Kg. The young group comprised 14 adults (mean age, 19.14 ± 0.53 ; range 19~21 years; sex, male 5, female 9) whose average height was 160.79 ± 6.66 cm and average

weight was 60.43 ± 7.56 Kg. Subjects were fitted with an EMR-8B head mounted eye tracker (EMR) complete with field lens (NAC Image Technology) and the cap, mirror arm, field lens and image binarization were set up. The visual axis angle was calculated from the distance of the image of corneal reflex to the center of the pupil. Calibration of the visual axis angle data is important to compensate for head motion. For calibration, subjects gazed at 9 calibration points whilst sitting and respective measurements were taken according to the manufacturer's protocols. After visual parameter calibration, subjects were instructed to stand erect in the computerized dynamic posturography (CDP) apparatus (Equi-test, NeuroCom International, Clackamas, Ore.) while an adjustment was made for foot width. To control for gaze, a plain white screen was fitted to the moveable visual surround, henceforth termed front tilting wall, during posturography testing. Subjects were exposed to perturbations according to the maker's protocol for sensory organization test 6 wherein the tilting wall is tilted towards or away from the direction of the subjects body sway, delivering inaccurate visual information about his orientation, whilst at the same time, the force plate that he is standing upon is shifted back or forth in tandem with his body sway. Subjects were instructed to maintain an upright position with their arms by their sides during the procedure.

The mode of analysis of EMR included documentation and calculation of area of length

$$(S = \frac{1}{2}[(\theta x_2 - \theta x_1)(\theta y_3 - \theta y_1) - (\theta x_3 - \theta x_1)(\theta y_2 - \theta y_1)]),$$

the mean of $X = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i$ and the mean of

$$Y = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n y_i, \text{ fixation point duration, pupil diam-}$$

eter, convergence angle, convergence distance, diopter, % eye movement velocity (a standard comparable score determined by the equation : % eye movement velocity = $\{(\text{Fix}(X_{\text{deg}}, Y_{\text{deg}})_i - \text{Fix}(X_{\text{deg}}, Y_{\text{deg}})_{i-1})\} / (T_i - T_{i-1})$. Before analysis and com-

paring the EMR data of the two groups, it was adjusted to compensate for differences in distance between both eyes, and distance from above and in front of the eye to the field lens as described. NeuroCom Equi-test equipment and Sensory Organization Test protocol 6 and standards were used, and results of RMS, rectangle area = $X(\max - \min) \times Y(\max - \min)$, length of postural sway = $\int_0^T \sqrt{\left(\frac{dx}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dy}{dt}\right)^2} dt$ were analyzed for each subject accordingly and data of the elderly and young groups were compared using a one-tailed t-test included in Windows 15.0 version of SPSS.

III Results

Table 1 shows the Equi test data collected for both groups. There were significant differences between the mean scores of the elderly group and the young group (data shown in brackets), respectively, in Equi-test data: rectangle area $19.66 \pm 22.64 \text{ cm}^2$ ($8.25 \pm 6.74 \text{ cm}^2$) mean of Y $3.12 \pm 2.29 \text{ cm}$ ($4.87 \pm 2.0 \text{ cm}$). **Table 2, 3** shows the EMR data collected for both groups. EMR right eye data

: fixation point duration $0.86 \pm 1.12 \text{ s}$ ($2.95 \pm 5.62 \text{ s}$), pupil diameter $3.29 \pm 0.96 \text{ cm}$ ($3.64 \pm 0.54 \text{ cm}$), and % of eye movement velocity 90 ms $20.35 \pm 13.31\%$ ($13.59 \pm 13.32\%$), 120 ms $0.65 \pm 1.23\%$ ($0.32 \pm 1.20\%$); and EMR left eye data: area of length $0.21 \pm 0.30^{\circ 2}$ ($0.14 \pm 0.11^{\circ 2}$), fixation point duration $0.62 \pm 0.55 \text{ s}$ ($2.34 \pm 5.11 \text{ s}$), pupil diameter $3.33 \pm 0.56 \text{ cm}$ ($3.55 \pm 0.44 \text{ cm}$), and % of eye movement velocity 90 ms $21.79 \pm 19.51\%$ ($17.04 \pm 11.75\%$), 120 ms $1.22 \pm 2.13\%$ ($0.29 \pm 1.075\%$). Also, a significant difference was found in convergence angle $10.86 \pm 5.88^{\circ}$ ($6.6 \pm 2.14^{\circ}$), and diopter $3.46 \pm 2.0^{\circ}$ ($1.98 \pm 0.68^{\circ}$). For technical reasons, the convergence angle in EMR of five of the elderly subjects

Table 1 Comparison of Equi-test data sway paths in elderly and young

	Elderly (N=14)	Young (N=14)
RMS [cm ²] *	16.26 ± 21.63	21.59 ± 24.32
Length [cm]	28.74 ± 9.35	37.91 ± 15.70
Rectangle Area [cm ²] *	19.66 ± 22.64	8.25 ± 6.74
Mean of X [cm]	0.07 ± 0.69	-0.51 ± 1.24
Mean of Y [cm] *	4.87 ± 2.04	3.12 ± 2.29

* $P \leq 0.05$, mean ± SD

Table 2 Comparison of mean eye mark recorder (EMR) data in elderly and young

Right eye			Left eye		
	Elderly (N=14)	Young (N=14)		Elderly (N=14)	Young (N=14)
Mean of X [°]	9.99 ± 8.75	10.23 ± 5.32	Mean of X [°]	14.72 ± 10.19	15.31 ± 4.40
Mean of Y [°]	-5.06 ± 6.22	-4.32 ± 6.14	Mean of Y [°]	-8.16 ± 5.95	-4.94 ± 6.18
Area of length [° ²]	0.24 ± 0.35	0.13 ± 0.09	Area of length [° ²] *	0.21 ± 0.30	0.14 ± 0.11
Fixation Point Duration [Sec] *	0.86 ± 1.12	2.95 ± 5.62	Fixation Point Duration [Sec] *	0.62 ± 0.55	2.34 ± 5.11
Pupil Diameter [cm] *	3.29 ± 0.96	3.64 ± 0.54	Pupil Diameter [cm] *	3.33 ± 0.56	3.55 ± 0.44

* $P \leq 0.05$, mean ± SD

Table 3 Comparison of mean % eye interfixation velocity in elderly and young

Right			Left		
[deg/s]	Elderly [%]	Young [%]	[deg/s]	Elderly [%]	Young [%]
0.00 ~	10.84 ± 7.92	17.07 ± 18.37	0.00 ~	15.41 ± 15.48	20.21 ± 19.18
30.00 ~	14.33 ± 10.44	9.16 ± 7.24	30.00 ~	10.94 ± 10.09	12.03 ± 8.01
60.00 ~	18.23 ± 10.94	16.49 ± 15.96	60.00 ~	13.87 ± 9.00	12.89 ± 12.98
90.00 ~ *	20.35 ± 13.31	13.59 ± 13.32	90.00 ~ *	21.79 ± 19.51	17.04 ± 11.75
120.00 ~	20.52 ± 19.21	19.56 ± 19.77	120.00 ~	22.33 ± 27.09	18.88 ± 14.02
150.00 ~	12.94 ± 14.48	12.80 ± 17.46	150.00 ~	4.46 ± 5.85	6.20 ± 8.06
180.00 ~	1.95 ± 3.34	3.86 ± 6.55	180.00 ~	2.53 ± 5.09	5.36 ± 11.76
210.00 ~ *	0.65 ± 1.23	0.32 ± 1.20	210.00 ~ *	1.22 ± 2.13	0.29 ± 1.07
240.00 ~	0.18 ± 0.64	0.00 ± 0.00	240.00 ~	0.34 ± 1.28	0.00 ± 0.00

* $P \leq 0.05$, mean ± SD

and one of the young subjects was not available for analysis, so the data of 9 elderly subjects was statistically compared with that of 13 young subjects.

IV Discussion

In this study, we compared CDP performance and EMR data in groups of elderly and young people to examine how changes in the visual system, contribute to declining stability as people age. There was a significant difference between the age groups in rectangle area indicating an increased sway path in elderly people. In addition, EMR of the elderly group showed increased area of length, decreased fixation point duration, decreased pupil diameter, increased convergence angle, and increased % eye movement velocity.

At least one study has reported that the center of gravity increased with eye movements in the elderly⁶⁾. The data of this study concurs and clearly showed that there is a difference between elderly and young people in visual functions that are associated with postural control. Generally, more recent studies have measured spontaneous sway in different age groups using stabilometry, or static force plates. They have found that postural sway increased with each decade of life⁶⁾. This has been attributed to a limited range of motion, decreased muscle power, and less flexibility⁶⁾. Usually, inputs from visual, somatosensory, and vestibular systems are important sources of information about the body's position and movement in space with respect to gravity and the environment. However, many studies of posturography have examined the process of aging and have shown a decline in the efficiency of sensory and motor processes in many older adults⁶⁾. Many studies on the visual system have also reported declines in function with age⁶⁾. Here, we focused on the association of sight with body functions of postural control by age.

First of all, let us consider differences of eye movements. **Figure 1** shows that their gaze moves from place to place at more frequent intervals.

Generally, when the eyes simultaneously dart from one point to another it is called a saccade^{7~9)}. It is an important factor of eye function and many studies have been undertaken on saccadic eye movements. It has been reported that there is an association between postural control and saccade in a comparison that was made between stable elderly and unstable elderly, where subjects had to step over stones that were laid out in random order¹⁰⁾. The stable elderly and the young subjects looked at a target stone before one of their lower limbs was drawn up and remained focused on the target until they stepped onto it. However, in the unstable

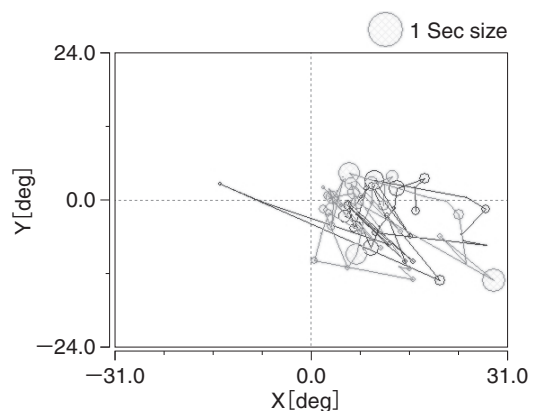


Figure 1 Typical patterns of fixation point shifts in elderly subject
Subject A (Age = 74 yrs)

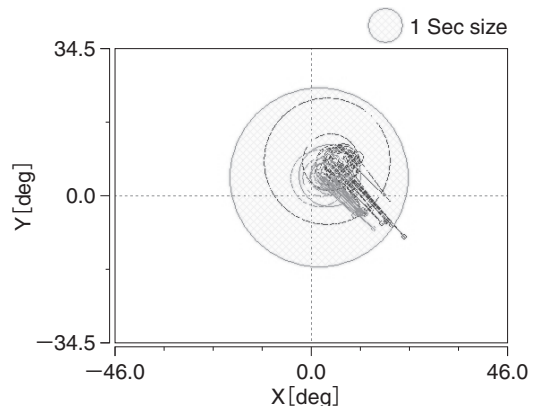


Figure 2 Typical patterns of fixation point shifts in young subject
Subject B (Age = 19 yrs)

elderly, their line of vision moved off the target stone before their foot landed on it. This showed that their visual line, a computed straight line between the subject's eyes and the target, moved at shorter intervals¹⁰⁾. This study showed that quick saccadic eye movements hindered accurate positioning of lower limbs. In addition, several studies have shown that quick saccadic eye movements result in erroneous visual feedback to the body regarding spatial perception^{11~13)}. Generally, when people perform a saccadic eye movement, inclusive of before as well as after the eye movement, they do not have conscious access to the spatial relationships of the images until after the saccade movement has completed (about 100 ms) to obtain information concerning their body's spatial relationship to the images. It follows that for spatial perception, one needs sufficient time to process information about the body's position and movement in space with respect to gravity and the environment.

Furthermore, movements involved in a postural change that are associated with a saccade in the elderly tend to occur later in the elderly than in the young. Studies have shown that the information processing speed during a saccade is slower in the elderly^{14~16)}. Judging from the above reports, that during a saccade including just before and up until just after the eye movement, information about a body's position in space is not available, a quick saccade together with a delayed movement response velocity do provide optimum proprioceptor information to the CNS. This means that the visual line and the body function are usually always strongly related. Even though, our study and those of previous reports adopted different experimental tasks, the findings agree. As unstable elderly change their line of vision more quickly and have a delayed movement velocity leading to inappropriate proprioceptor feedback, it follows that bringing these two factors in line with each other may be beneficial to correct a body's position and movement in space with respect to gravity and the environment.

In this study, a white board was attached to the front tilting wall. This may explain why the involuntary element of a response to a translation that operates in postural control to stabilize the field of vision was stronger than the voluntary element of the response that either pursues the movement of a visual indicator or moves to stabilize gaze upon the indication point. Ocular responses to stabilize the field of vision include vestibulo-ocular reflexes (VOR) and optokinetic reflexes^{17, 18)}. Such ocular movements are optokinetic responses to reduce blurring of retinal images. Normally, light from the environment forms images on the retina and when both the eye and the environment are stationary, no temporal changes occur to the image. However, when the subject moves in relation to the environment – in other words, when the cephalic region rotates – the retinal image changes readily^{17, 18)}. The vestibular system is stimulated in tandem with the rotation of the cephalic region, and VORs occur to compensate for this movement. However, the ratio of the speed at which the eyes and head move is never 1.0, and blurring of the retinal image occurs accordingly. Ocular movement is induced by visual stimulation and occurs in order to reduce blurring of retinal images as much as possible. In addition, the field of vision uniformly flows in the opposite direction in tandem with the rotation of the cephalic region. Optokinetic reflexes operate when that flow is realized and the eye is rotated involuntarily without resistance. This contributes to the involuntary stabilization of the visual field^{19, 20)}.

We found that the elderly had decreased pupil diameters compared to those of the young. This was likely a result of morphological changes due to hardening of the constrictor fibers in the iris, or from changes in the nervus sympathicus due to aging²¹⁾. As a result, we believe retinal illumination is reduced causing the elderly make more adjustments through ocular movements resulting in a notable blurring of retinal images for elderly, as compared to younger people. Cephalic oscillations

typically constitute up to 7 Hz, whereas VORs respond to components of 6~8 Hz, and thereby correct the blurring that results from cephalic oscillations^{17~20)}. These ocular movements change the subject's gaze based on information gained from cephalic movements or the spatial position of the viewed object. Taking this into consideration, we posit that because the locus of the center of gravity is higher in the elderly, their cephalic movements are greater than those of younger people. As a result, their vestibular system is more readily stimulated and retinal images become more blurred. Commencing ocular movements ahead of postural adjustments may help to prevent retinal blurring. With respect to our study of ocular movements that occur during postural control, there are still conflicting viewpoints about the validity of spatial information during a saccade. Therefore, we cannot strictly differentiate the aforementioned saccade from these VORs. Studies have reported that these are, in fact, shared patterns^{17, 18)}. Nevertheless, it is clear from the results of this study that prior ocular movement does not provide accurate positional information for postural control within a given space, but does influence bodily movement.

Tilting of the front tilting wall stimulated forward and backward movements in subjects such that depth perception became a crucial component for postural control. In contrast to the aforementioned saccade, which was important for shifting one's gaze in the frontal parallel plane, converging movement was vital for shifts in the direction of depth. Convergence, binocular parallax, and binocular adjustment are generally noted as important elements of depth perception^{22, 23)}. Convergence is the angle formed by the intersection of each eye's line of vision when gazing at an object, and constitutes one of the research topics of this study. Based on research conducted in a 'swinging room' by Lee et al., we know that when the sole assignment is to shift the front tilting wall forward and back, as in this study, the body brushes the front when the

surrounding wall is tilted forwards away from the body sway, and brushes the back when the wall is brought in close²⁴⁾. The body acts to compensate for such visual changes. In the present study, depth perception became more difficult because the floor also moved. As such, this study revealed an increase in convergence angles in the elderly. Accurate data could not be obtained for 5 of the 14 elderly subjects (and 1 of the younger subjects), most likely due to enlargement of the ocular parallax between each eye. The distance between the forward tilting wall and the eye was approximately 70 cm, so in this instance, the visual object was relatively close. In this case, the front tilting wall was tilted away from and towards the subject, in tandem with his body sway in response to anterior-posterior force plate translations. When the distance between the eye and the object was short, the lines of vision for each eye were not parallel, but rather crossed at the position of the viewed object whereas when it was far, the lines of vision were parallel. We believe that one aspect of depth perception is the tightening of the extraocular muscle during the creation of convergence angles that occurs when the eyes rotate inward. However, with elderly subjects, we noted that the extraocular muscle had atrophied with age. The lenses, which are necessary for making adjustments, had also changed with age, such that the ocular parallax necessary for depth perception had increased, and subjects could not accurately perceive depth^{25, 26)}. This may explain the observed fluctuations in the center of gravity among elderly subjects. These degradations in depth perception mean that the elderly cannot accurately measure distance when they view obstacles from a longer distance and therefore, their bodies are not able to prepare for feed-forward control. Moreover, due to the latent times observed during muscle exertion in the elderly, they often perform inadequate body movements to avoid dangerous objects immediately in front of them. We contend, therefore, that this often

results in falls during daily activities of the elderly.

As has been noted, change in visual function by aging influences posture control. In elderly people, physiological aging changes of myotic pupil diameter and other factors effecting change tend to increase incidence of blurred retinal image. The elderly changed their visual line more quickly to make visual changes to collect information about body position in spatial relationships. However, one cannot process input of space perception when one moves the visual line quickly for example in a saccade. Furthermore, their onset of moving velocity was delayed compared with that of young people meaning that there was a loss of time needed to collect appropriate information for postural control. That is that their visual information tended to provide temporally incorrect information to the CNS. In addition, the convergence function necessary for binocular cues of depth or distance perception had decreased too. Generally, peripheral inputs from visual, somatosensory, and vestibular systems are available to detect the body's position and movement in space with respect to gravity and the environment. However, to the extent that vision provides information on the spatial relationships of the exterior environment that is necessary for postural control, decline in visual function is a problem in active daily life, and may be a risk factor for falls. Patients with unilateral spatial neglect (USN) walking improve by control of visual line and intervention in depth vision²⁷⁾. Also, the neural circuitry involved in eye movements, the cerebrum, cerebellum, and basal ganglia, is the same as that involved in perceptual function. The relationship of the nerve system involved in visual function and body movement is not yet clarified, and several studies have shown that visual information is important for the control of limbs²⁸⁾. The physical therapists treat many patients where there are problems in the visual system and physical function in many cases for example USN. Therefore, it is necessary to perform treatment that takes the visual function

into consideration for postural control. It is necessary to further clarify the relation between visual function and physical function in future studies.

References

- 1) Chandler J M, Duncan P W : Balance and falls in the elderly : Issues in evaluation and treatment. Geriatric. Physical Therapy, Mosby-Year Book Inc, 1993.
- 2) Howard I P : Human Visual Orientation, John Wiley and Sons. Chichester, 1982.
- 3) Lord S R et al. : Visual contribution to postural stability in older adults. *Gerontol*, 46 : 306-310, 2000.
- 4) Owen D H : Maintaining posture and avoiding tripping: Optical information for detecting and controlling orientation and locomotion. *Clin Geriatr Med*, 1 : 581-599, 1985.
- 5) Lee D N, Lishman J P : Visual proprioceptive control of stance. *J Hum Mov Stud*, 1 : 87-95, 1975.
- 6) Anne, Shumway-Cook Marjorie H. Woollacott : Motor Control, Theory and Practical Applications. Second Edition, Williams & Wilkins, USA, 2000.
- 7) Becker W : Saccades, In Vision and Visual Dysfunction vol.8, Eye Movements Macmillan, London, 95-137, 1988.
- 8) Collewijn H, Erkelens C J, Steinman R. M : Binocular co-ordination of human horizontal saccadic eye movements, *Jornal of Physiology*, 404 : 157-182, 1988.
- 9) Bahill A T, Brockenbrough A, Troost B T : Variability and development of a normative data base for saccadic movements, *Investigative ophthalmology and Visual Sciences*, 21 : 116-125, 1981.
- 10) Chapman G J, et al. : Evidence for a link between changes to gaze behaviour and risk of falling in older adults during adaptive locomotion. *Gait Posture*, 24 : 288-294, 2006.
- 11) Burr D C, Morrone M, Ross J : Selective suppression of the magnocellular visual pathway during saccadic eye movements. *Nature*, 371 : 511-513, 1994.
- 12) Shioiri S, Cavanagh P : Saccadic suppression of low level motion. *Vision Research*, 15 : 1389-1398. 1989.
- 13) Burr D C, Holt J, Jonstone J R, Ross J : Selective depression of motion sensitivity during saccades, *Jornal of Physiology*, 333 : 1-15, 1982.

- 14) Warabi T, Kase M, Kato T : Effect of aging on accuracy of visually guided saccadic eye movement. *Annals of Neurology*, 16 : 449–454, 1984.
- 15) Abel L A, Troost B T, Dell'Osso L F : The effects of age on normal saccadic characteristics and their variability. *Vision Research*, 23 : 33–37, 1983.
- 16) Carter J E, Obler L, Woodward S, Albert M L : The effect of increasing age on the latency for saccadic eye movements for saccadic eye movements. *Journal of Gerontology*, 38 : 318–320, 1994.
- 17) Robinson D A : Control of eye movements. In V. B. Brooks, *Handbook of physiology, The Nervous System 1*. American Physiological Society, 1275–1313, 1981.
- 18) Robinson D A, Gordon J L, Gordon S E : A model of the smooth pursuit eye movement system. *Biological Cybernetics*, 1986.
- 19) Fujita M : Simulation of adaptive modification of the vestibulo-ocular reflex with an adaptive filter model of the cerebellum. *Biological Cybernetics*, 45 : 207–214, 1982.
- 20) Guthrie B L, Prter J D, Sparks D L : Corollary discharge provides accurate eye position information to the oculomotor system. *Science*, 221 : 1193–1195, 1983.
- 21) V.Kadlecova, M.Peleska and A.Vaslo:Dependence onage of the diameter of the pupil in the dark. *Nature*, 182 : 1520–1521, 1958.
- 22) B .Gillam:The perception of spatial layout from static optical information. In *Perception of Space and Motion*, Academic Press, San Diego, 1995.
- 23) Foley J M, Richards W : Effects of Voluntary eye movement and convergence on the binocular appreciation of depth. *Perception and Psychophysics*, 11 : 423–427, 1972.
- 24) Lee D et al. : Visual proprioceptive control of standing in human infants.*Perception and Psychophysics*, 15 : 529–532, 1974.
- 25) Miller J : Aging changes in extraocular muscle, In *Basic Mechanism of Ocular Motility and Their Clinical Implications*, Oxford, 47–61, 1975.
- 26) Creasey H, Rapoport S I : The aging human brain. *Annals of Neurology*, 17 : 2–10, 1985.
- 27) Crowdy K A et al. : Rehearsal by eye movement improves visuomotor performance in cerebellar patients. *Exp Brain Res*, 146 : 244–247, 2002.
- 28) Wilmut K et al. : How active gaze informs the hand in sequential pointing movements. *Exp Brain Res*, 175 : 654–666, 2006.

要 旨：本研究では、姿勢制御時の視覚機能の変化がバランス能力に及ぼす影響について高齢者と若年者で比較することを目的として行った。対象は、若年群14名(19～20歳)と高齢群14名(60～84歳)とした。対象者にはアイマークレコーダー(EMR)を装着させ、Equi-test上、立位姿勢となり、前景盤と床面が動くSensory organization test 6の外乱刺激を加えた。その結果、高齢群では重心動揺の矩形面積の増大を認めた。加えて、EMRデータから、瞳孔径、停留時間、輻輳角および眼球運動の軌跡面積(左眼のみ)にて有意な差が認められた。この結果、高齢者では立位姿勢時の重心動揺の増大に伴い、眼球運動の軌跡は増大していた。また、奥行き知覚に必要な輻輳においても高齢者では有意な低下が認められた。このことから、視覚情報は、空間に対する身体的位置情報を伝達し、身体運動のための四肢のコントロールに重要であると考えられる。高齢者では、これらの機能が低下することで転倒に起因すると考えられる。

キーワード：姿勢制御、眼球運動、視覚

(2008年9月19日 原稿受付)

■原著

鏡模倣に対する解剖模倣の特異的神経基盤

Distinctive neural basis of anatomic imitation compared with specular imitation

宮本 礼子, 菊池 吉晃, 妹尾 淳史

Reiko Miyamoto, Yoshiaki Kikuchi, Atsushi Senoo

要旨：我々は、解剖模倣（解剖学的に同側の四肢を使用した模倣）よりも鏡模倣を自然に実行する傾向があるが、この神経基盤はいまだに明確ではない。本研究では、fMRI を用い、鏡条件と解剖条件における左右手指運動模倣時の脳活動を比較し、解剖模倣の特性について検討した。

その結果、鏡模倣に比べて解剖模倣で、両側下前頭回（IFG）と右背側運動前野（PMd）の活動が左右どちらの手を被験者が用いているかに関わらず認められた。右 PMd は、被験者が解剖模倣でより注意深く、左手あるいは右手での運動表象を調整する必要があったことを示すと考えられた。左の IFG では、鏡模倣と比較して解剖模倣において、より複雑で困難な動きをコード化している可能性が示唆された。一方、右 IFG の活動は、課題の手と鏡の位置関係にある手が自然に運動しようとする動きを抑制している可能性が示唆された。

キーワード：解剖模倣、鏡模倣、下前頭回（IFG）、背側運動前野（PMd）、fMRI

I 導 入

サル脳の Mirror Neuron 発見¹⁾以後、人の模倣に関する neuroimaging 研究が活発におこなわれ²⁾、人の Mirror Neuron System は、communication や共感・他者の心の理解などに関連する可能性が示されている³⁾。

運動模倣は、他者の動作を観察して、自分自身の運動を相手の動作に合わせることが必要である。自身が他者の手の動きを模倣するとき、他者と自身の間で、動作の neural map が脳内に作り出されている可能性があり、この他者動作認知をガイドする役割を持つ神経ネットワークは、communication において必須と考えられている⁴⁾。

我々の日常において比較的単純な運動でも、異なるタイプの模倣がごく自然に起こっている。すなわち、観察者 A が相手 B と向かい合うとき、A が B に対して鏡を見ているような位置関係で運動を実行する鏡模倣と、A が B と同側の手を使用して運動を実行する解剖模倣がある（図 1）。A と B が向かい合わせになっているため、解剖模倣では対角線上に位置する側の手を使用することになる。日常生活を考えた際、向かい合わせの人間と communication をとるうえで、鏡模倣は解剖模倣よりも自然な行動である⁵⁾。一方解剖模倣は主観的に難しいと感じるが、この鏡模倣および解剖模倣の行動の特徴は、神経基盤の相違を反映

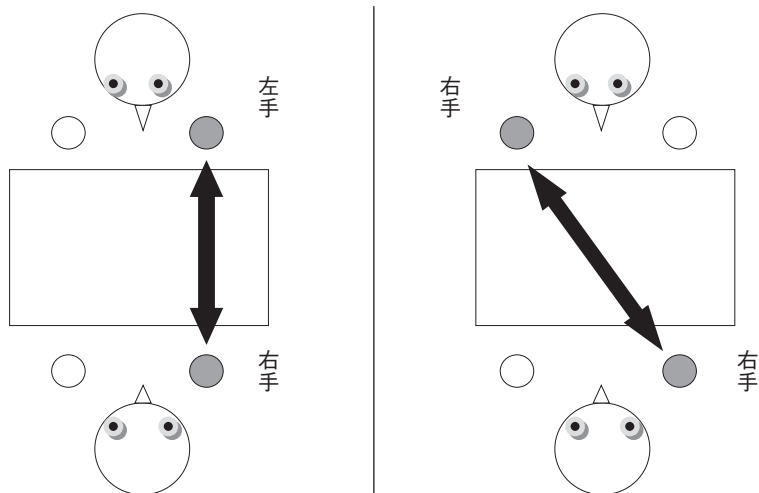


図1 鏡模倣と解剖模倣のそれぞれの位置関係

課題の手に対して鏡を見ているような位置関係で運動を実行する条件を鏡模倣（左図）とし、課題の手と解剖学的に同側の手を使用して運動を実行する条件を解剖模倣（右図）とした。

している可能性がある。今までに鏡模倣時の脳活動について報告している研究は多数存在しているが、解剖模倣の神経基盤についてはほとんど明らかにされていない。数少ない解剖模倣に関する報告のうち Koski らの研究では、解剖模倣 vs. コントロール課題時の有意な活動が、右頭頂弁蓋・左中心傍小葉・右中側頭溝で認められている⁶⁾が、その脳内活動の特性については詳しく言及されていない。また、模倣の研究では被験者の利き手使用時の模倣については多く報告されているが、非利き手における模倣時のメカニズムについてはほとんど扱われていない。しかし、実際の communication では利き手のみならず、非利き手、ひいては両手での模倣動作も多く観察される。したがって、利き手と非利き手での模倣実行時の脳活動の違いを明らかにすることは、模倣のメカニズムを理解する上で重要である。

本研究では、利き手または非利き手が解剖模倣を行っている際の脳活動の特徴を明らかにすることを目的として、機能的磁気共鳴画像法（functional Magnetic Resonance Imaging ; fMRI）を用い、左右手指による解剖模倣と鏡模倣の脳活動の違いについて比較・検討した。

II 方法

1. 被験者

11人の健常女性ボランティア（平均年齢 22.2 ± 3.20 歳、18歳～30歳）を対象とした。いずれの被験者も、神経障害または精神医学的な既往歴はなく、裸眼あるいは矯正視力で1.0以上であり、Chapmanの利き手検査⁷⁾により右利きと判断された（平均 13 ± 0 点）。全員に対し事前に口頭と書面で十分に研究内容を説明し、研究協力の承諾を得た。本研究は東京都立保健科学大学研究倫理審査規定に基づくものである。

2. 実験デザイン

刺激は、片手（右もしくは左）がテーブル上に置かれた状態から、示指もしくは中指の持ち上げという単純な運動を定期的に行っている動画とした。動画の手は、被験者に対して向い合わせの位置で提示した（図2）。これらの指あげ運動は示指・中指共に2秒ごとに各5回ずつ、計10回（20秒）を1ブロック中ランダムに提示した。1つの課題はrest画面（20秒提示）を挟む4ブロックで構成された（鏡・解剖×右手・左手）。被験者には、動画中で示される運動をできるだけ早く模倣することを要求した。被験者には、課題ごとに使用する手をその都度教示スライドで20秒間指示した。

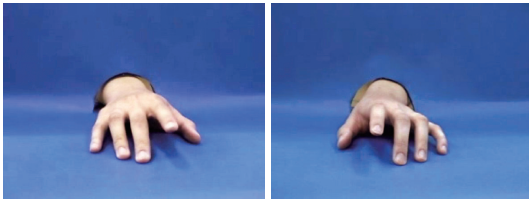


図2 提示画像の一例

動画は、被験者と向かい合わせの位置になるように提示された。

左：右手動作，右：左手動作

被験者がいずれの手で模倣するかによって，解剖条件と鏡条件に分類した。

被験者がビデオ上の左手（右手）の運動を見て，自身の右手（左手）を使用してこれを模倣するとき，この状態を鏡模倣と定義し，一方で被験者がビデオ上の左手（右手）を見て，自身の左手（右手）を使用してこれを模倣する状態を解剖模倣と定義した。これらの条件の提示パターンは，1課題のうちの前半に右手実行課題，後半に左手実行課題の順で提示した。1課題あたり160秒提示とし，fMRI計測で3課題実施した。画像は，MRI撮像室内のスクリーン上に縦36.0cm×横43.0cm，視角度は縦12.9°，横10.8°として液晶プロジェクタによって投射し，被験者はfMRIの頭部付近に設置された鏡を通してスクリーンに投射された画像をみた。

被験者が正しい指運動を行ったかどうか確認するため，模倣動作は2台のビデオカメラでモニターした。被験者には，運動予測を行わない，指あげの回数などをカウントしないことを事前に指示した。

3. データ計測

計測には，1.5TのfMRI装置（Signa Horizon LX, General Electric, Milwaukee, WI）を使用した。受信用コイルとして，バードケージ型QDヘッドコイルを用い，撮像範囲は側頭下部から頭頂までを含むようにした。echo-planar imaging（EPI）MR sequenceにより撮像し，そのパラメータは， $TR = 4,000$ ms, $TE = 90.5$ ms, $\text{flip angle} = 80^\circ$, $\text{matrix size} = 128 \times 128$ pixels, $FOV = 240 \times 240$ mm², $\text{slice thickness} = 6.0$ mmとした。

加えて，解剖画像の撮像は，fast SPGR法によ

るT1強調画像を用いた。撮像パラメータはaxial plane, $TR = 26.0$ ms, $TE = 2.4$ ms, $\text{flip angle} = 30^\circ$, $\text{matrix size} = 256 \times 256$ pixels, $\text{slice thickness} = 2.3$ mm, $FOV = 240 \times 240$ mm²とした。撮像範囲は小脳下部から頭頂までを含むようにした。

4. 統計解析

解剖模倣と鏡模倣の間の誤答率の違いと，左手模倣と右手模倣の間の誤答率の違いについて評価するためにOne-Way ANOVAを用いて分析を行った。

fMRIデータの解析は，MatLab（Math Works社製）上で開発されたSPM99（Statistical Parametric Mapping；<http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/software/spm99/>）を用いて行った。解析は，fMRIデータの安定性を考慮し，最初の10スキャンを除外して分析した。realign, reslice, normalize, smoothingの後に集団データについて $P < 0.001$ （uncorrected for multiple spatial comparisons）でrandom effects analysisを実施した。本研究では，主効果として解剖模倣vs.鏡模倣，さらに実行する手の条件を各々加えた単純主効果の合計3つのコントラストについて分析した。

III 結果

1. 課題誤答率の分析結果

課題遂行中のビデオ観察結果から，誤答率は鏡模倣よりも解剖模倣において高い傾向であったが， $P < 0.05$ で有意差は認められなかった（解剖模倣； $3.33 \pm 1.18\%$ ，鏡模倣； $1.52 \pm 0.52\%$ ）。

2. fMRIデータ

1) 鏡模倣と比較した際の解剖模倣の特徴的脳活動（以下，解剖模倣vs.鏡模倣とする）

解剖模倣vs.鏡模倣の間，両側上前頭回（superior frontal gyrus；SFG），両側下前頭回（inferior frontal gyrus；IFG）右半球BA45・46，左半球BA44），両側中前頭回（middle frontal gyrus；MFG），左内側前頭回（medial frontal gyrus；mFG），左下頭頂小葉（inferior parietal lobe；IPL），両側楔前部（precuneus）と左下側頭回（inferior temporal gyrus；ITG）において，脳活動が認められた（表1，図3-A）。

表 1 解剖模倣 vs. 鏡模倣における有意な賦活部位 ($P < 0.001$ uncorrected, $N = 11$)

L/R	Location	BA	MNI			t	voxels
			x	y	z		
R	superior frontal gyrus	10	24	62	-4	6.19	48
R		11	22	50	-8	5.19	48
L		9	-22	48	34	5.26	20
R	inferior frontal gyrus	8, 45, 46	54	24	22	8.42	567
L		44	-48	12	18	5.74	52
R	middle frontal gyrus	6	26	12	46	6.72	567
R		9	42	34	24	5.86	567
R		10	42	54	18	5.33	7
R		12	36	38	-12	5.83	26
L		9	-48	8	38	4.37	10
L		10, 46	-32	42	2	5.55	107
L		10	-32	50	-2	5.06	107
L		10	-38	56	8	4.36	6
L		10, 32	-36	40	10	4.66	107
L		8	-12	16	50	4.4	6
L	medial frontal gyrus	8	-10	32	46	5.23	28
L	inferior parietal lobule	40	-64	-34	32	4.26	1
L		40	-62	-30	32	4.24	1
R	precuneus	7	20	-68	32	4.96	18
R		19	48	-72	34	5.71	27
L		7	-14	-72	40	5.36	43
L	inferior temporal gyrus	20	-56	-50	-18	5.4	17

最左列は大腦半球を示す (L = 左半球, R = 右半球)。

Location は有意な脳賦活部位, BA = Brodmann area, MNI = Montreal Neurological Institute coordinate で, 各領域の座標を示す ($t > 4.15$)。

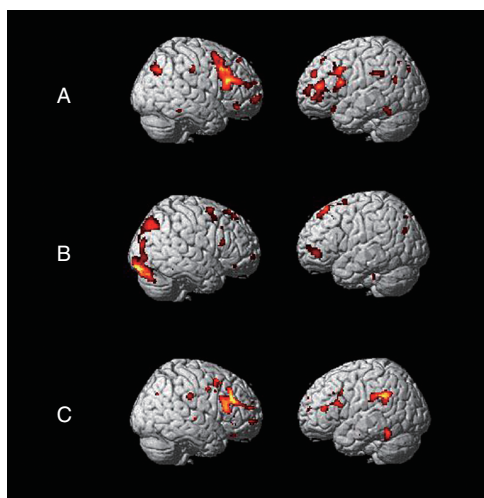


図 3 解剖模倣 vs. 鏡模倣で有意に賦活する領域 ($P < 0.005$ uncorrected for illustration)

(A) 解剖模倣 vs. 鏡模倣 (主効果) において, 解剖模倣で賦活した領域。

(B) 右手使用時の解剖模倣 vs. 鏡模倣において賦活した領域。

(C) 左手使用時の解剖模倣 vs. 鏡模倣において賦活した領域。

A では, 両側 IFG や SFG・MFG などの活動のほか, 両側楔前部などの活動が認められた。

B では, 左 SFG, 右 IFG, 右 SPL, 右 IPL や右楔前部の活動が認められた。

C では, 右 MFG, IFG, 左縁上回, 両側 IPL, 左楔前部, 左上側頭回などの活動が認められた。

2) 右手使用時の解剖模倣 vs. 鏡模倣と関連した脳活動

被験者が右手 (利き手) を使用している時の解剖模倣 vs. 鏡模倣の際には, 左 SFG, 左 mFG,

右 MFG, 右 IFG (BA45), 右帯状回, 右上頭頂小葉 (superior parietal lobule ; SPL), 右 IPL, 右中心傍小葉 (paracentral lobule), 右楔前部, 右楔部 (cuneus), 左上後頭回 (superior occipital

gyrus ; SOG), 右中後頭回 (middle occipital gyrus ; MOG) と右紡錘状回 (fusiform gyrus) / 舌状回 (lingual gyrus) で有意な活動が認められた (表 2, 図 3-B)。

3) 左手使用時の解剖模倣 vs. 鏡模倣と関連した脳活動

被験者が左手 (非利き手) を使用した際の解剖模倣 vs. 鏡模倣の条件では, 右 MFG, 右 IFG, 右中心傍小葉, 左縁上回 (supramarginal gyrus), 両側 IPL, 左楔前部, 左上側頭回 (superior temporal gyrus ; STG), 左 ITG で脳活動が確認された (表 2, 図 3-C)。

IV 考 察

1. 模倣における下前頭回 (IFG) の役割

解剖模倣 vs. 鏡模倣 (主効果) において, 左の IFG (BA44) と右 IFG (BA45) で脳活動が認められた。Broca 野は, 言語に参与する領域として古くから知られているが, 近年では指運動の実行・想像・模倣・観察を含むいくつかの運動課題を遂行している間, Broca 野の活動が増加するという報告がある^{8,9)}。Mirror Neuron System は, 人間の脳の頭頂領域から IFG (BA44/45) に存在するといわれている¹²⁾。IFG の Mirror Neuron System は模倣する動きの目的や意図をコード化する¹⁰⁾ が, 頭頂領域の Mirror Neuron System は模倣する動きの運動表象をコード化する^{11,12)}。これらのことから, 本研究で認められた左 IFG の活動は, 鏡模倣と比較してより複雑で難しい解剖模倣の対象の動作の目的をコード化する役割を果たしていた可能性が考えられる。

Broca 野の右半球相同部位は, いわゆる“反応抑制 Response Inhibition”との関連性が, neuroimaging 研究において示唆されている^{13~15)}。サルではこの領域 (下前頭葉前部凸面) の相同部位損傷で, 反応抑制の必要な No-Go 課題の成績が下がることが報告されており¹⁶⁾, ヒトでは一側性の右前頭前野損傷患者の神経心理学研究によって, 右 IFG が行動の抑制には欠くことのできない領域であることが示されている¹⁷⁾。本研究では, 鏡模倣で被験者の誤答率がより低い傾向にあったが, これは, 自然な状況下では, 提示さ

れた手と鏡の位置関係にある側の手を使用してしまうためであると考えられる。実際行動学上では古くから, 鏡の位置関係で手を使用している運動は, より自然に模倣されることが示されている^{18,19)}。そのため, 解剖模倣の条件では, 教示された運動を正確に模倣するために, 自然に起こってしまう運動を抑制する必要があったと考えられる。従って, 今回の解剖模倣 vs. 鏡模倣における右 IFG の活動は, 各々の手で解剖模倣を行っている間, 自然に起こってしまう動きを抑制していたと考えられる。

2. 背側運動前野 (PMd) と課題難易度の関連性

単純主効果の結果, 右背側運動前野 (PMd) が被験者の使用している手に関わらず解剖模倣のときに有意に活動していることがわかった。Sadato らは, 左右の指が平行に動く両手指運動と, 鏡を通してどのように左右対称な動きをする両手指運動中の脳活動を計測した。その結果, 鏡を見ているかのように運動している時よりも, 指同士が平行な運動を実施している時のほうが, 右 PMd がより強く活動した²⁰⁾。Ehrsson らの fMRI 研究²¹⁾ では, precision-grip 課題中に両側の PMd の活動が, power-grip 課題中に左 PMd の活動が認められた。このことから, 細かい, あるいは運動配列情報がより必要とされるような条件の際に, 右 PMd の活動は重要な役割を果たすと考えられる。またこの部位は, mental rotation 課題において視覚刺激の隠れた部分の明視化に関連して活動することから, 右 PMd が回転次元の高次元化に伴う課題困難性に関係していることも示されている²²⁾。従って今回の解剖模倣時の右 PMd の活動は, 暗示的に左右手の運動表象の綿密な調整が要求されるという, 解剖模倣独特の困難さに対応している可能性がある。

3. 利き手 / 非利き手使用時の解剖模倣

本研究での楔前部は, 右手と左手のそれぞれの解剖模倣において有意な活動を示した。楔前部が眼球運動を含んだ視空間課題²³⁾, 視覚的注意のシフト²⁴⁾, 立体物または身体部位の mental rotation²⁵⁾, specific mental navigation network²⁶⁾ に関与することが知られている。したがって本研究

表2 右手使用および左手使用における解剖模倣 vs. 鏡模倣の有意な賦活部位
($P < 0.001$ uncorrected, $N = 11$)

解剖模倣 vs. 鏡模倣 (右手使用時)							
L/R	Location	BA	MNI			t	voxels
			x	y	z		
L	superior frontal gyrus	8	-14	34	60	5.2	24
L	medial frontal gyrus	8	-2	40	48	6.78	125
L		8	-10	16	52	4.95	43
L		10	-34	44	0	6.06	53
L		10	-38	54	4	4.21	1
R	middle frontal gyrus	6	26	4	64	4.6	7
R		6	28	10	50	4.69	15
R	inferior frontal gyrus	45	54	22	20	5.36	13
R	cingulate gyrus	31	0	-40	44	4.19	1
R	superior parietal lobule	7	28	-78	46	5.26	114
R		7	34	-80	40	5.1	114
R	inferior parietal lobule	7	40	-72	46	4.25	114
R	paracentral lobule	5	4	-42	60	5	13
R	precuneus	7	2	-54	44	4.84	4
R	cuneus	18	10	-90	20	4.92	15
L	superior occipital gyrus	19	-40	-74	28	4.83	5
R	middle occipital gyrus	19	32	-88	16	6.53	36
R		18	34	-86	-2	4.54	15
R	lingual gyrus	18	18	-92	-18	11.81	1702
R		—	6	-78	-18	10.8	1702
R	fusiform gyrus	19	26	-96	-16	9.28	1702
R		—	30	-46	-14	4.39	32

解剖模倣 vs. 鏡模倣 (左手使用時)							
L/R	Location	BA	MNI			t	voxels
			x	y	z		
R	middle frontal gyrus	8	18	18	48	4.96	80
R		10	24	56	-2	4.45	1
R		46	42	34	26	5.25	74
R		9	36	28	38	5.23	22
R		8	28	10	48	4.64	80
R		11	28	34	-22	4.41	2
R		6	26	-12	48	4.2	2
R	inferior frontal gyrus	47	34	32	2	6.62	76
R		47	36	34	-6	5.17	76
R		46	48	24	26	4.91	74
R		45	48	24	14	4.22	1
R	paracentral lobule	6	16	-20	48	4.15	1
L	spramarginal gyrus	40	-60	-46	34	4.16	2
L	inferior parietal lobule	40	-64	-30	30	5.6	24
R		40	64	-26	32	4.57	6
L	precuneus	7	-12	-70	40	6.39	95
L		7	-10	-62	38	5.77	95
L	superior temporal gyrus	40	-50	-46	24	4.67	15
L	inferior temporal gyrus	37	-52	-50	-20	7.29	31

上側は右手使用時の解剖模倣 vs. 鏡模倣の脳賦活を示し、下側は左手使用時の解剖模倣 vs. 鏡模倣を示す。各々の表の最左列は大脳半球を示す (L = 左半球, R = 右半球)。

Location は有意な脳賦活部位, BA = Brodmann area, MNI = Montreal Neurological Institute coordinate で、各領域の座標を示す ($t > 4.15$)。

においては、被験者は、鏡模倣より解剖模倣のほうで、示された手の動きに多くの注意をむけていたと考えられる。また、楔前部の活動は使用している手と同側の大脳半球で認められたが、これは、以下のように考えることができる。本課題では、被験者が右手で解剖模倣をしていた時には画面上に左から伸びてくる右手が提示されており、左手で解剖模倣をしていた時には右側から伸びてくる左手が提示されている。そのため運動のみならず、提示されている手の空間的な座標に対応して、左側から伸びる手を認知している時には右半球が、右側から伸びる手を認知している時には左半球が、各々の条件で活動した可能性が考えられる。

左手使用時の解剖模倣の際には、左縁上回を含む側頭一頭頂領域 (temporo-parietal junction ; TPJ) の活動も認められた。この活動は両側に存在していたが、左半球の活動が特に有意に認められた。PET を用いた先行論文では、模倣を含んだ条件で左 TPJ と IPL の活動が報告されている²⁷⁾。左半球頭頂領域の活動はジェスチャー模倣にも関係していることが示されている²⁸⁾。また、TPJ は、運動前野 (premotor area ; PM) と双方向性につながっており、運動注意と運動選択が左 TPJ の活動を引き起こすという報告もある²⁹⁾。以上のことから左手使用時における左 TPJ の活動は、提示された手の運動の視覚的分析に関与し、この視覚的情報を運動情報へ変換することに関与している可能性が考えられる。一方右手使用時の解剖模倣 vs. 鏡模倣の条件では、TPJ の活動は認められなかった。これは、右手を使用した模倣が、右利きの被験者にとっては通常の状態であったために、複雑な視覚的分析が必要とされなかったかのではないかと推測される。

V 結 論

右利き被験者について、鏡条件に対する解剖条件での模倣、および利き手と非利き手での解剖模倣時の脳活動について検討した。その結果、解剖模倣 vs. 鏡模倣における右 IFG の活動は、各々の手で解剖模倣を行っている間、自然に起こってしまう鏡動作の動きを抑制し、一方で左 IFG は、鏡模倣と比較してより複雑で難しい対象の動きを

コード化する役割を果たしていた可能性が考えられた。また、同条件における右 PMd の活動は、暗示的に左右手の運動表象の調整を要求されるという、解剖模倣の特徴的な困難さと関係している可能性を示唆した。

謝辞：本研究は文部科学省科学研究費補助金若手 (B) (18700464) の助成を受けたものである。

実験及び論文作成にあたり、多くのご指導をいただいた諸先生方に深謝申し上げます。また、実験を実施するにあたりご協力いただいた被験者の皆様に感謝いたします。

文 献

- 1) Rizzolatti G, Fadiga L, Gallese V, et al. : Premotor cortex and the recognition of motor actions. *Brain Res Cogn Brain Res* 3 : 131-141, 1996.
- 2) Schaal S : Is imitation learning the route to humanoid robots? *Trends Cogn Sci* 3 : 233-242, 1999.
- 3) Gallese V, Goldman A : Mirror neurons and the simulation theory of mind reading. *Trends Cogn Sci* 2 : 493-501, 1998.
- 4) Fadiga L, Craighero L, Buccino G, et al. : Speech listening specifically modulates the excitability of tongue muscles : a TMS study. *Eur J Neurosci* 15, 399-402, 2002.
- 5) Bekkering H, Wohlschlaerer A, Gattis M : Imitation of gestures in children is goal-directed. *Q J Exp Psychol A* 53 : 153-164, 2000.
- 6) Koski L, Iacoboni M, Dubeau M-C, et al. : Modulation of cortical activity during different imitative behaviors. *J Neurophysiol* 89 : 460-471, 2003.
- 7) Chapman L J, Chapman J P : The measurement of handedness. *Brain Cogn* 6 : 175-183, 1987.
- 8) Binkofski F, Amunts K, Stephan K M, et al. : Broca's region subserves imagery of motion : a combined cytoarchitecnic and fMRI study. *Hum Brain Map* 11 : 273-285, 2000.
- 9) Iacoboni M, Woods R P, Brass M, et al. : Cortical mechanisms of human imitation. *Science* 286 : 2526-2528, 1999.
- 10) Iacoboni M, Molnar-Szakacs I, Gallese V, et al. : Grasping the intentions of others with one's own mirror neuron system. *PLOS biology* 3 (3), 0529-

0535, 2005.

- 11) Iacoboni M, Koski L, Brass M, et al. : Reafferent copies of imitated actions in the right superior temporal cortex. *Proc Natl Acad Sci USA* 98 : 13995–13999, 2001.
- 12) Koski L, Wohlschlagel A, Bekkering H, et al. : Modulation of motor and premotor activity during imitation of target-directed actions. *Cereb Cortex* 12 : 847–855, 2002.
- 13) Bunge S A, Dudukovic N M, Thomason M E, et al. : Immature frontal lobe contributions to cognitive control in children : evidence from fMRI. *Neuron* 33 : 301–311, 2002.
- 14) Garavan H, Ross T J, Murphy K, et al. : Dissociable executive functions in the dynamic control of behavior : inhibition, error detection, and correction. *Neuroimage* 17 : 1820–1829, 2002.
- 15) Rubia K, Smith A B, Brammer M J, et al. : Right inferior prefrontal cortex mediates response inhibition while mesial prefrontal cortex is responsible for error detection. *Neuroimage* 20 : 351–358, 2003.
- 16) Iversen S D, Mishkin M : Perseverative interference in monkeys following selective lesions of the inferior prefrontal convexity. *Exp. Brain Res* 11 : 376–386, 1970.
- 17) Aron A R, Fletcher P C, Bullmore E T, et al. : Stop-signal inhibition disrupted by damage to right inferior frontal gyrus in humans. *Nat Neurosci* 6 : 115–116, 2003.
- 18) Kephart, N C : The slow learner in the classroom. Columbus, Charles E. Merrill Publishing Company, 1971.
- 19) Schofield W N : Do children find movements which cross the body midline difficult? *Q J Exp Psychol* 28 : 571–582, 1976.
- 20) Sadato N, Yonekura Y, Waki A, et al. : Role of the supplementary motor area and the right premotor cortex in the coordination of bimanual finger movement. *J Neurosci* 17 : 9667–9674, 1997.
- 21) Ehrsson H H, Fagergren A, Jonsson T, et al. : Cortical activity in precision-versus power-grip tasks : an fMRI study. *J. Neurophysiol* 83 : 528–536, 2000.
- 22) Kawamichi H, Kikuchi Y, Noriuchi M, et al. : Distinct neural correlates underlying two- and three-dimensional mental rotations using three-dimensional objects. *Brain Res* 1144 : 117–126, 2007.
- 23) Kawashima R, Naitoh E, Matsumura M, et al. : Topographic representation in human intraparietal sulcus of reaching and saccade. *Neuroreport* 7 : 1253–1256, 1996.
- 24) Corbetta M, Kincade J M, Ollinger J M, et al. : Voluntary orientating is dissociated from target detection in human posterior parietal cortex. *Nat Neurosci* 3 : 292–297, 2000.
- 25) Richter W, Somorjai R, Summers R, et al. : Motor area activity during mental rotation studied by time-resolved single-trial fMRI. *J Cogn Neurosci* 12 : 310–320, 2000.
- 26) Ghaem O, Mellet E, Crivello F, et al. : Mental navigation along memorized routes activated the hippocampus, precuneus, and insula. *Neuroreport* 8 : 739–744, 1997.
- 27) Decety J, Chaminade T, Grezes J, et al. : A PET exploration of the neural mechanisms involved in reciprocal imitation. *Neuroimage* 15 : 265–272, 2002.
- 28) Muhlau M, Hermsdorfer J, Goldenberg G, et al. : Left inferior parietal dominance in gesture imitation; an fMRI study. *Neuropsychologia* 43 : 1086–1098, 2005.
- 29) Decety J, Grezes J : The power of simulation ; imaging one's own and other's behavior. *Brain Res* 1079 : 4–14, 2006.

Abstract : Imitation plays a very important role in human cognition and communicative competence. Individuals tend to imitate the hand actions of another person as if looking in a mirror (specular imitation) than with the anatomically congruent hand (anatomic imitation). We focused on the problem why anatomic imitation is more difficult than specular imitation. To understand the neural substrates of the anatomic imitation versus the specular imitation with the left or right hand, eleven normal female subjects who imitated the finger movements of an actor using the anatomically congruent or incongruent hand were examined using functional magnetic resonance imaging (fMRI). As a result, the error rate tended to be higher for anatomic imitation than for specular imitation, and the bilateral inferior frontal gyri (IFG) and the right dorsal premotor cortex (PMd) were activated during anatomic imitation versus specular imitation, irrespective of the hand used. Especially the right IFG activity may inhibit the motor representation associated with the preferred movement of imitating the actor's hand movement as if looking in a mirror. The right PMd which was activated during anatomic imitation might be involved in some difficulties associated with the imitation in which the subjects were required to carefully and internally coordinate the motor representation of the left and right hands. On the other hand, the left IFG might encode more complex and difficult goal compared with that in the specular imitation.

Key words : anatomic imitation, specular imitation, inferior frontal gyrus (IFG), dorsal premotor cortex (PMd), mirror neuron

(2008 年 8 月 1 日 原稿受付)

学会だより

第18回日本保健科学学会学術集会を開催して

日本保健科学学会学術集会は保健・医療・福祉を含む広い領域にわたる諸問題の発表や議論の場として平成10年より開催され本年度で18回を数えた。演題数は看護学・理学療法学・作業療法学・放射線科学の占める割合が高いが、それに留まらず基礎医学や臨床医学、心理学、社会福祉学、工学等の演題も発表されてきた。以前にも増して医療や福祉の分野は高い専門性が要求され、研究もそれに伴って深化してきたが、平行してそれぞれの分野を橋渡しすることの必要性も昨今あらためて強調されている。チーム医療や医療・福祉の連携の重要性が再認識される時代といえる。

こうした時の要請をふまえ、本学術集会のテーマは「保健・医療・福祉における多職種連携とその教育」とした。近年、医療や福祉の知識・技術は飛躍的や進歩を遂げたが、医療・福祉サービス利用者の満足度は必ずしも高くなく、医療事故も後を絶っていない。安心・安全な医療と福祉を提供するためには、全人的な医療・福祉サービスの提供という視点に立ち、多職種が有機的連携を図ることが必要である。しかしながら、多職種連携は医療の専門職教育においてほとんど行なわれておらず、現場でも実質的な連携は実現していない。しかし、試みとして医療専門職学生を対象とした多職種連携教育を行なってみると、専門領域を超えて円滑なコミュニケーションが行なわれることに、長い実地経験をもつ教員たちが驚く。多職種連携教育の臨界期は、学生時代のそれも専門教育を行なう前後にあると推測される。この時期を過ぎるとシームレスな多職種間のコミュニケーション能力を身に付けるのは困難なのであろう。本学術集会の公開講座および特別講演において、多職種連携の教育について取り上げた理由である。

また、今回の新たな試みとして、学術集会の抄録集を機関紙の日本保健科学学会誌の増刊号(Supplement)とした。従来、学術集会の抄録集は独立して刊行されていた。しかし、増刊号とし

て発刊することで、学会員全員に送付されるため、学会への出席がかなわなかった会員の皆様も演題内容を知ることができること、さらに演者は業績の出典として学会誌を記載できる。こうした理由から本学術集会より増刊号として発刊することとした。

今回も盛況に会を行ない得たのは、学会理事や評議委員の方々の、また学会事務局及び首都大学東京健康福祉学部作業療法学科 里村恵子事務局長を中心とした首都大学東京健康福祉学部作業療法学科教員および健康福祉学部教員の努力の賜物であった。ここに深く感謝するとともに、この成果が今後の保健・医療・福祉の発展に寄与することを期待したい。

なお、来年度第19回学術集会は、首都大学東京健康福祉学部看護学科 河原加代子会長のもと、平成22年度第20回学術集会は、首都大学東京大学院人間健康科学研究科フロンティアヘルスサイエンス学域井上順雄会長のもと開催されることが決定している。より多くの演題発表と参加者が期待される。

第18回日本保健科学学会会長 繁田 雅弘
(首都大学東京健康福祉学部作業療法学科教授)

第19回日本保健科学学会学術集会のご案内

第19回日本保健科学学会
学術集会会長 河原 加代子

1. 会場 首都大学東京 健康福祉学部
〒116-8551 東京都荒川区東尾久7-2-10
2. メインテーマ
コミュニティケア～生・老・病・死をささえる
ネットワーク
3. 開催日
平成21年9月19日(土) 9:30～17:00

4. プログラム

9:30～学部共催教育講演

生活習慣病への新たな取り組み（仮）

13:00～特別講演

講師：高橋卓志（松本市神宮寺住職）

テーマ：メメント・モリ～死とささえ～

9:30～17:00 一般演題発表

〈大会長より〉

「健康日本 21」の中間評価によれば、これまでの生活習慣病に関する一次予防、二次予防施策では国民の健康状態及び生活習慣の改善が見られない、もしくは悪化している現状があるといわれております。新たな生活習慣病対策として、メタボリックシンドロームの概念が導入され、地域では予防に重点をおいた様々な取り組みが展開されております。生活習慣病の予防はむろんのこと、治療やりハビリテーションそしてターミナルケアを視野に入れた継続的な取り組みが重要な課題となっております。今回は、ひとの生・老・病・死に関わる様々な側面から、これからの保健医療福祉の変革をみすえた討議ができるような機会にしたいと思います。特別講演は、長野県松本市浅間温泉でコミュニティケアを推進している神宮寺住職の高橋卓志氏にお願いしました。保健医療福祉に携わる専門職の皆さまと学生に、高橋氏の情熱ある言葉（メッセージ）を直接、届けたい一心で講演を依頼しました。「いのち＝生命」にふれる仕事を学ぶ学生や専門職にとって、きっと原点をみつめるよい機会となると信じております。学会では学生による研究発表の場も予定しております。多くの皆さまのご参加をお待ちしています。

平成 20 年度 日本保健科学学会 理事会、 評議員会、総会報告

理事会報告

平成 20 年 9 月 11 日 18 時 30 分より、首都大学東京健康福祉学部大会議室にて平成 20 年度第 1 回日本保健科学学会理事会が開催された、出席理事は 13 名委任状 8 名であった。米本恭三理事長の挨拶に続き、事務局長より平成 19 年度事業報

告を行った。第 16 回学術集会決算について報告された。

平成 19 年度総会において、平成 21 年度第 19 回学術集会会長として河原加代子先生が推薦され、承認されたことが報告された。

新田収事務局長より現在の会員数（正会員 566 名、賛助会員 1 名）が報告された。

報告事項に続き以下 6 点の審議事項について順次審議が行われた。

(1) 新役員選出について

本年度は役員交代の時期となり、学会細則に沿って役員選出委員会が召集されたことが理事長より報告された。

林役員選出委員会委員長から役員選出経過の説明および新役員名簿案が、退任および新任選出の理由の説明とともに提案され、承認された。

新理事長について木下正信理事より繁田雅弘理事が推薦され、承認された。

(2) 平成 19 年度決算案について

事務局長より報告がおこなわれ、監査報告に基づき承認された。

(3) 平成 20 年度事業計画

平成 19 年度事業計画案が提案され、承認された。

拠出金返還について

拠出金について経緯が説明され、今後会員へ返還の手続きを行いたいこと及び、具体的な返還方法について説明され承認された。

寄付を希望された場合には、寄付金として一般会計で処理することが提案され、承認された。6 口以上の会員については、5 口分を 5 ヶ年分学会費に充当し、残額について返金手続きを開始することが提案され、承認された。

(4) 平成 20 年度予算案

事務局長より 20 年度予算案が提案され、承認された。

(5) 平成 22 年度第 20 回学術集会長の選出について

平成 22 年度第 20 回学術集会会長について井上順雄先生が推薦され承認されていることが報告された。

(6) その他

学会ホームページについて紹介された。

大学院生を対象とした学会費割引制度の導入について説明された。

評議委員会報告

平成20年9月11日19時30分より評議委員会が行われた。出席評議員は24名委任状22名であった。金子誠喜理事が議長として推薦され了承された。金子理事の進行により、(1)新役員選出、(2)平成19年度決算案、(3)平成20年度事業計画、(4)平成20年度予算案、(5)平成22年度第20回学術集会長の選出、(6)その他が審議され原案通り承認された。

総会報告

平成20年9月13日11時45分より首都大学東京健康福祉学部大視聴覚室にて日本保健科学学会総会が行われた。金子理事が議長として推薦され了承された。参加人数23名、委任状223で総会が成立していることが確認された。金子理事の進行により、(1)新役員選出、(2)平成19年度決算案、(3)平成20年度事業計画、(4)平成20年度予算案、(5)平成22年度第20回学術集会長の選出、(6)その他が審議され原案通り承認された。

新事務局

- 事務局長：新田 収
- 広報委員長：関根 紀夫
- 編集委員長：繁田 雅弘
- 会計：大谷 浩樹、大嶋 伸雄
- 書記：渡邊 修、安達久美子
- 顧問：米本 恭三、笠井 久隆

日本保健科学学会理事長就任に際して

このたび学会員の皆様のご推挙をいただき、日本保健科学学会の理事長を仰せつかりました。本学会は平成10年に東京保健科学学会として始まり、その後、東京以外の遠方からの学術集会参加者が増えてきたことを契機に、平成17年に日本保健科学学会と改称し、保健・医療・福祉の発展に寄与してきました。私自身、このよう学会の理事長職に就任したことを光栄に存じますととも

に、その責任の重さを痛感しているところでございます。

本学会は、保健医療の複数の専門領域を包含する学会です。医療・福祉の学会は、いずれも専門性を高め、議論を深めるために細分化する方向にあります。医療・福祉の現場では障がいをもつ方々や患者さん、サービス利用者に、全人的な医療や福祉を提供するためには、多職種の連携やチーム医療・チーム福祉が必要不可欠で、そうした議論を継続的行なう場の必要性が高まっています。本学会は、専門を異にする者が一同に会して議論する貴重な場であります。今後とも、本学会が専門性を超えて医療と福祉のあり方や方向を議論する場であるために、私も力を尽くしてまいりたいと存じます。

本学会の機関紙である日本保健科学学会誌については、徐々にではありますが投稿論文数も増え、また内容や領域が多岐に渡るようになってまいりました。従来、査読者の先生方は、懇切丁寧に教育的な査読をしていただいておりますが、その一方で、査読に長期間を要することも多く、掲載を急ぐ投稿者の期待に添えない部分もあったかと存じます。今後とも、投稿受付から受理までの期間をできる限り短くすることができるよう、学会誌編集委員会とともに尽力してまいりたいと存じます。また学会誌編集委員会および理事会・評議委員会・総会で、毎年学会誌に掲載された論文の中から優秀論文賞と奨励賞を授与することになりました。この賞が、投稿者や若手研究者の励みになることを祈っております。

保健・医療・福祉の分野は、人間の健康を扱い、人々の日々の生活に直結することから、様々の社会的要請もあり、また産学公連携を組みやすい領域でもあると思います。学会員の皆様、そして新たに理事・評議員の再任ないし就任を承知してくださった皆様のご協力を得て、この10年間で大きく発展したこの日本保健科学学会をますます実り多き学会にしていきたいと存じます。従来と変わらぬご指導・ご鞭撻のほどよろしくお願い申し上げます。

日本保健科学学会理事長 繁田 雅弘
(首都大学東京健康福祉学部作業療学科)

日本保健科学学会会則

第1章 総 則

第1条 本会は、日本保健科学学会（Japan Academy of Health Sciences）と称する。

第2章 目 的

第2条 本会は、わが国における保健科学の進歩と啓発を図ることを目的とする

第3章 事 業

第3条 本会は、前条の目的を達成するため次の事業を行う。

- 一、学術交流を目的とする学術集会を開催する
- 二、会誌等を発行する
- 三、その他理事会が必要と認めた事業を行う

第4章 会 員

第4条 本会の会員は、次のとおりとする。

- 一、正会員
- 二、学生会員
- 三、賛助会員

第5条 正会員とは、本会の目的に賛同するもので保健科学に関心がある研究者もしくは実践家であり、所定の会費を納入した個人をいう。

2. 正会員は総会に出席し、議決権を行使することができる。
3. 正会員は、会誌に投稿し、学術集会で発表し、会誌等の配布を受けることができる。

第6条 学生会員とは大学学部に在学し、保健科学に関連する分野に関心があるものであり、正会員1名の推薦があった個人をいう。学生会員は別途さだめる会費を納入する義務を負う。

2. 学生会員は総会への出席および議決権の行使はできない。
3. 学生会員は、会誌等の配布を受けることができる。

第7条 賛助会員とは、本会の目的に賛同する個

人または団体で、理事の承認を得た者をいう。

第8条 本会に入会を認められた者は、所定の年会費を納入しなければならない。

2. 既納の会費は、理由のいかんを問わずこれを返還しない。

第9条 会員は、次の理由によりその資格を失う。

- 一、退会
- 二、会費の滞納
- 三、死亡または失踪宣告
- 四、除名
2. 退会を希望する会員は、退会届を理事会へ提出しなければならない。
3. 本会の名誉を傷つけ、または本会の目的に著しく反する行為のあった会員は、評議員会の議をへて理事長がこれを除名することができる。

第5章 役員および学術集会会長

第10条 本会に次の役員を置く。

- 一、理事長1名
- 二、理事15名程度
- 三、監事2名
- 四、事務局長1名
- 五、評議員定数は別に定める

第11条 役員の選出は次のとおりとする。

- 一、理事長は、理事会で理事のうちから選出し総会の承認をうる。
- 二、理事および監事は、評議員のうちから選出し総会の承認をうる。
- 三、事務局長は正会員のうちから理事長が委嘱する。
- 四、評議員は正会員のなかから選出する。
- 五、役員の選出に関する細則は、別に定める。

第12条 役員の任期は2年とし再選を妨げない。

第13条 役員は、次の職務を行う。

- 一、理事長は本会を代表し会務を統括する。
- 二、理事は理事会を組織し会務を執行する。
- 三、監事は本会の会計および資産を監査する。

- 四、評議員は評議員会を組織し、理事会の諮問に応じ本会の重要事項を審議する。

第14条 学術集会長は、正会員のなかから選出し総会の承認をうる。

第15条 学術集会長の任期は当該学術集会の前の学術集会終了日の翌日から当該学術集会終了日までとする。

第6章 会議

第16条 本会に次の会議を置く。

- 一、理事会
- 二、評議員会
- 三、総会

第17条 理事会は、理事長が招集しその議長となる。

2. 理事会は年1回以上開催する。ただし理事の3分の1以上からの請求および監事からの請求があったときは、理事長は臨時にこれを開催しなければならない。

3. 理事会は理事の過半数の出席をもって成立する。

第18条 評議員会は、理事長が招集する。評議員会の議長はその都度、出席評議員のうちから選出する。

2. 評議員会は、毎年1回以上開催し、評議員の過半数の出席をもって成立する。

第19条 総会は、理事長が招集する。総会の議長はその都度、出席正会員のうちから選出する。

2. 総会は、会員現在数の10%以上の出席がなければ議事を開き議決することができない。ただし、委任状をもって出席とみなすことができる。

3. 通常総会は、年1回開催する。

4. 臨時総会は、理事会が必要と認めたとき、理事長が招集して開催する。

第20条 総会は、次の事項を議決する。

- 一、事業計画及び収支予算に関する事項
- 二、事業報告及び収支決算に関する事項

- 三、会則変更に関する事項

- 四、その他理事長または理事会が必要と認める事項

第7章 学術集会

第21条 学術集会は、学術集会長が主宰して開催する。

2. 学術集会の運営は会長が裁量する。

3. 学術集会の講演抄録は会誌に掲載することができる。

第8章 会誌等

第22条 会誌等を発行するため本会に編集委員会を置く。

2. 編集委員長は、正会員のうちから理事長が委嘱する。任期は2年とし、再任を妨げない。

第9章 会計

第23条 本会の費用は、会費その他の収入をもってこれに充てる。

2. 本会の予算および決算は、評議員会および総会の承認を受け、会誌に掲載しなければならない。

第24条 本会の会計年度は各年4月1日にはじまり、3月末日をもって終わる。

第25条 学術集会の費用は大会参加費をもって充てる。ただしその決算報告は理事会において行う。

第26条 本会の事務局は、当分の間、首都大学東京 健康福祉学部内におく。

2. 事務局の運営に関しては、事務局運用規定に定める。

第10章 会則変更

第27条 本会則の変更は、理事会および評議員会の議を経たのち総会の承認をうることを必要とする。

第11章 雑則

第28条 この会則に定めるもののほか本会の運営に必要な事項は別に定める。

付 則 本会則は、1998年9月30日から実施する。
(2005年9月10日改訂)

以上

日本保健科学学会誌 投稿要領

1. 本誌への投稿資格は日本保健科学学会会員とする。ただし、依頼原稿についてはこの限りではない。投稿論文の共著者に学生会員を含むことができる。研究や調査の際に倫理上人権上の配慮がなされ、その旨が文中に明記されていること。
2. 原稿は未発表のものに限る。
3. 原稿は次のカテゴリーのいずれかに分類する。
 - ・総説
 - ・原著（短報、症例報告、調査報告などを含む）
 - ・その他（資料など）
4. 投稿原稿の採否は、査読後、編集委員会において決定する。
5. 審査の結果は投稿者に通知する。
6. 原稿の分量および形式は、下記の通りとする。
 - (1) 和文原稿はパソコンまたはワープロ（テキストファイル形式）を用い、A4版横書き縦40行・横40字の1600字分を1枚とし、引用文献、図表、写真を含み、本文の合計が7枚（11200字相当）以内とする。1600字用紙で3枚程度の短報も可能。
 - (2) 英文原稿の場合は、ダブルスペースでパソコン又はワープロ（テキストファイル形式）を用いて、引用文献、図表、写真を含みA4版横書き15枚以内とする。
 - (3) 図表、写真は、それぞれ1枚につき原稿400字分と換算し、原則として合計5枚以内とする。図は製版できるよう作成し、表はタイプ又はワープロで作成する。写真は白黒を原則とし、カラー写真の場合には実費負担とする。
 - (4) 刷り上がり3ページ（4800字相当）までの掲載は無料。4ページ以上の超過ページの印刷に関する費用は有料とする（1ページ当たり6000円）。
7. 原稿の執筆は次の号に従うものとする。

- (1) 原稿の表紙に、標題（和文・英文）、著者名（日本字・ローマ字）、所属機関名（日本語・英表記）、希望する原稿のカテゴリー、別刷必要部数を明記する。原稿本文には、和文の要旨（400字以内）とキーワード（5語以内）、本文、引用文献、英語要旨（300語以内のAbstract）とKeywords（5語以内）の順に記載し、通し番号を付け、図表及び写真を添付する。
- (2) 図、表及び写真は1枚ずつ別紙とし、それぞれの裏に通し番号と著者名を記入する。さらに図及び写真の標題や説明は、別紙1枚に番号順に記入する。また、原稿中の図表、写真の挿入箇所については、欄外に朱筆する。
- (3) 年号は原則として西暦を使用し、外国語、外国人名、地名は、原語もしくはカタカナ（最初は原綴りを併記）で書く。略語は本文中の最初に出たところでフルネームを入れる。
- (4) 引用文献の記載方法
 - a) 本文中の該当箇所の右肩に、順に1), 2) …の通し番号を付し、文末に番号順に揚げる。
 - b) 雑誌の場合
著者名：題名、雑誌名、巻(号)：引用ページ、発行年 の順に記載する。
(例)
井村恒郎：知覚抗争の現象について、精神神経誌、60：1239-1247, 1958.
Baxter, L R, Schwartz, J M, et al. : Reduction of prefrontal cortex metabolism common to three types of depression. Arch Gen Psychiatry, 46 : 243-250, 1989.
 - c) 単行本の場合
著者名：題名、監修ないし編集者、書名、版数：引用ページ、発行社名、発行地名、西暦発行日の順に記載する。
(例)
八木剛平、伊藤 斉：躁鬱病、保崎秀夫編著、新精神医学：282-306、文光堂、東京、1990。
Gardnar, M B : Oncogenes and acute leukemia. Stass SA (ed) , The Acute

Leukemias : 327 - 359, Marcel Dekker,
New York, 1987.

- d) 著者名が4名以上の場合、3名連記の上、
○○○他、あるいは○○○ et al. とする。
8. 原稿はパソコン又はワープロ（テキストファイル形式）で作成し、正原稿1部とそのコピー1部、所属・著者名を削除した副原稿2部、合計4部を提出する。また、3.5 インチフロッピーディスク（氏名、ファイル名等を明記）と所定の投稿票と投稿承諾書（巻末）を添付する。
9. 修正後の原稿提出の際には、修正原稿1部とそのコピー1部、修正副原稿（所属、著者名を削除）2部、修正後の3.5 インチフロッピーディスク（氏名、ファイル名等を明記）、査読済の元原稿（コピー）2部を添えて提出

する。

10. 著者校正は1回とする。校正の際の大幅な変更は認めない。
11. 採択した原稿及びフロッピーは、原則として返却しない。
12. 論文1編につき別刷30部を贈呈する。それ以上の部数は著者の実費負担とする。
13. 原稿は日本保健科学学会事務局
〒116-8551 東京都荒川区東尾久7-2-10
首都大学東京 健康福祉学部内
に提出する。
14. 本誌に掲載された論文の著作権は日本保健科学学会に帰属する。

(2007年4月1日改訂)

入会の おすすめ

日本保健科学学会（旧）東京保健科学学会）は平成10年9月30日に設立されましたが、現在会員数は500余名を数えます。大東京を中心とする保健医療の向上と福祉の増進および学問の交流・推進に寄与するためにはますます本学会の活動を充実させる必要があります。この骨組みに肉付け・味付けするのは会員の皆様です。また、会誌の発行などは会員の年会費に大いに依存しています。この趣旨に賛同される皆様の入会を切に希望します。備え付けの入会申込書に年会費1万円を添えてご入会下さい（下記郵便振替も可）。

投稿論文 募集

日本保健科学学会雑誌は、皆様の投稿論文をよりスピーディに円滑に掲載できるよう年4回の発行を予定しています。また、論文の受付は常時行っており、審査終了後、逐次掲載していきますので、会員多数のご投稿をお待ちしております。投稿論文は本誌掲載の投稿要領をご熟読の上、学会事務局までお願いします。

入会や会誌に関しては、日本保健科学学会事務局までお問い合わせ下さい。

事務取り扱い時間は、

月曜日と水曜日は午前10時～午後4時まで、金曜日は午後1時30分～午後5時となっております。

〒116-8551 東京都荒川区東尾久7-2-10

首都大学東京 健康福祉学部内

TEL. 03-3819-1211 内線270 e-mail : gakkai@hs.tmu.ac.jp

ダイヤルイン 03-3819-7413 (FAX 共通)

郵便振替 口座番号 00120-0-87137, 加入者名 日本保健科学学会

日本保健科学学会役員・評議員

(平成 20 年 12 月 10 日現在)

理事長

繁田 雅弘 (首都大学東京)

理 事

新井 賢一 (東京大学)

安保 雅博 (東京慈恵会医科大学)

池田 和彦 (東京都精神医学総合研究所)

内田 卿子 (聖路加看護大学)

笠井 久隆 (首都大学東京)

川村佐和子 (聖隷クリストファー大学)

川村 義彦 (日本医科大学千葉北総病院)

菊池恵美子 (首都大学東京)

菊池 吉晃 (首都大学東京)

木下 正信 (首都大学東京)

繁田 雅弘 (首都大学東京)

志自岐康子 (首都大学東京)

篠原 広行 (首都大学東京)

杉原 素子 (国際医療福祉大学)

林 泰史 (東京都リハビリテーション病院)

福士 政広 (首都大学東京)

丸山 仁司 (国際医療福祉大学)

水間 正澄 (昭和大学)

柳澤 健 (首都大学東京)

米本 恭三 (首都大学東京)

里宇 明元 (慶応義塾大学)

渡邊 修 (首都大学東京)

監 事

上木 隆人 (東京都多摩小平保健所)

金子 誠喜 (首都大学東京)

事務局長

新田 収 (首都大学東京)

評議員

青山 正征 (群馬バース大学)

河原加代子 (首都大学東京)

田村 孝司 (東京医療学院)

飛鳥井 望 (東京都精神医学総合研究所)

川村佐和子 (聖隷クリストファー大学)

寺山久美子 (帝京平成大学)

安達久美子 (首都大学東京)

川村 義彦 (日本医科大学千葉北総病院)

栃木捷一郎 (首都大学東京)

安部 真治 (首都大学東京)

菊池恵美子 (首都大学東京)

新津 守 (首都大学東京)

新井 賢一 (東京大学)

菊池 吉晃 (首都大学東京)

新田 収 (首都大学東京)

安保 雅博 (東京慈恵会医科大学)

喜多村章一 (首都大学東京)

猫田 泰敏 (首都大学東京)

池田 和彦 (東京都精神医学総合研究所)

木下 正信 (首都大学東京)

林 泰史 (東京都リハビリテーション病院)

池田 誠 (首都大学東京)

後藤 保正 (首都大学東京)

福士 政広 (首都大学東京)

石井 賢二 (東京都老人総合研究所)

雑賀美智子 (東京都福祉保健局)

福田 賢一 (首都大学東京)

石川 陽子 (首都大学東京)

斉藤恵美子 (首都大学東京)

松本 満臣 (社団高仁会城西クリニック)

伊藤 政子 (山梨県立看護短期大学)

齋藤 秀敏 (首都大学東京)

丸山 仁司 (国際医療福祉大学)

井上 順雄 (首都大学東京)

齋藤 宏 (東京医療学院)

水間 正澄 (昭和大学)

入船 寅二 (首都大学東京)

里村 恵子 (首都大学東京)

森山 弘子 (東京都看護協会)

上木 隆人 (東京都多摩小平保健所)

繁田 雅弘 (首都大学東京)

八木 一夫 (首都大学東京)

内田 卿子 (聖路加看護大学)

志自岐康子 (首都大学東京)

柳澤 健 (首都大学東京)

恵美須文枝 (母子保健研修センター)

篠原 広行 (首都大学東京)

山田 孝 (首都大学東京)

長田 久雄 (桜美林大学)

菅又 昌実 (首都大学東京)

山村 礎 (首都大学東京)

織井優貴子 (首都大学東京)

杉原 素子 (国際医療福祉大学)

結城美智子 (福島県立医科大学)

香川幸次郎 (岡山県立大学)

杉本 正子 (東邦大学)

米本 恭三 (首都大学東京)

笠井 久隆 (首都大学東京)

鈴木 隆雄 (東京都老人総合研究所)

里宇 明元 (慶応義塾大学)

勝野とわ子 (首都大学東京)

須田 治彦 (首都大学東京)

渡邊 修 (首都大学東京)

金子 誠喜 (首都大学東京)

関根 紀夫 (首都大学東京)

金田麻里子 (荒川区役所)

谷口 千絵 (日本赤十字看護大学)

編集後記

平成 10 年 9 月 30 日に日本保健科学学会の前身である東京保健科学学会が発足し、同学会会誌第 1 巻 1 号が同年 12 月 18 日に発刊されました。創刊以来ちょうど 10 年が経過し、本号で第 11 巻 3 号の上梓に至りました。この間、ほぼ定期的な本誌の発行にこぎつけられたのは会員諸氏のご協力によるものと感謝申し上げます。

本号は 6 編の論文から構成されています。いずれも蘊蓄を傾けた内容の論文で必見に値します。近年では東京や関東に留まらず中部や山陽・四国などからの投稿も数多くなり、日本保健科学学会誌は学会名を反映する全国誌として知られるようになりました。今後の投稿がますます楽しみです。会員の皆様からの本誌への忌憚のないご意見を編集部にお寄せいただければ幸いです。
(柳澤 健)

編集委員

繁田 雅弘	(編集委員長)	井上 順雄	(副編集委員長)
石川 陽子	笠井 久隆	金子 誠喜	河原加代子
菊池恵美子	志自岐康子	篠原 広行	杉原 素子
猫田 泰敏	林 泰史	福士 政広	丸山 仁司
柳澤 健	米本 恭三		(五十音順)

日本保健科学学会誌

(略称：日保学誌)

THE JOURNAL OF JAPAN ACADEMY OF HEALTH SCIENCES

(略称：J Jpn Health Sci)

定価 1 部 2,750 円 (送料と手数料を含む)

年額 11,000 円 (送料と手数料を含む)

2008 年 12 月 25 日発行 第 11 巻第 3 号©

発行 日本保健科学学会

〒116-8551 東京都荒川区東尾久 7-2-10

首都大学東京 健康福祉学部内

TEL. 03(3819)1211(内線270)

ダイヤルイン 03(3819)7413(FAX 共通)

製作・印刷 株式会社 双文社印刷

〒173-0025 東京都板橋区熊野町 13-11

TEL. 03(3973)6271 FAX. 03(3973)6228

ISSN 1880-0211

本書の内容を無断で複写・複製・転載すると、著作権・出版権の侵害となることがありますのでご注意下さい。

