

Fig. 1. Example of an estimation of peak frequency for the range of high-frequency band (HF) (0.15–1.0 Hz) in each lap during time trail running. When segment time series analysis was carried out on heart rate variability power of each subject, a number of central frequencies were obtained. We set the highest peak as the peak frequency of HF in each lap.

squares method for analyzing the time domain combined with the maximum entropy method proposed by Jaynes (1957) for spectral analysis in the frequency domain (Ohtomo et al., 1994). Widely used conventional methods of analysis have some weaknesses. FFT has poor resolution because of the effect of window shape and width of the spectrum (Ables, 1974). Furthermore, FFT is insufficient for estimating the precise power spectral density from short time-series data (Ulrych, 1972). The AR method presents a highly smoothed spectrum because of the small value of lag, which is considered to be possibly misleading. MemCalc, however, overcomes the disadvantage of conventional spectral analysis in the frequency domain (Ohtomo et al., 1994) and has a comparably high resolution despite a limited data length (Sugiyama et al., 1996). Furthermore, MemCalc cut out the voluntary segment of time and carried out segment time-series analysis by searching for the variable mechanism as a power spectral density and analyzed it. Because of this, we could analyze the time-shift of the periodic structure, which varied momentarily.

In order to filter ectopic beats in this system, we extracted R waves. First, we recognized the wave patterns, and then removed the values, which were not adequate as human R–R intervals (less than 272 ms, more than 3000 ms). If the ectopic beats mixed in between normal R waves, we removed them and made primary R–R intervals. In this study the total number of data removed from each subject was 27.4 ± 27.70 . The outlier of the original data was $1.0 \pm 1.08\%$. As the R–R interval time-series data were unequally spaced, they were made even. MemCalc interpolates data to even it out. That is, it connects antero-posterior data dots linearly and sets the height of the dot to where the straight line crosses the vertical line, which was taken at the observed time and observed value. We resampled the data at even intervals from the R–R interval time-series data, which became a continuous function. The resampling interval at rest was 1000 ms, and the data during trials were 300 ms.

The resting value was calculated as the average value taken over a 10 min period prior to commencing warm-up. To elucidate the detailed structure of HRV for every lap, segment time-series analysis was carried out. We divided the original time-series during the trial into 10 segments of subseries. In the present study each segment was the time interval of lap time of each subject. The power spectrum indices of the spectral components were then determined as follows: the LF power spectrum was the sum of the power from 0.04 to 0.15 Hz (Task

Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996). The HF power spectrum was set as the sum of the power from 0.15 to 1.0 Hz considering tachypnea during exercise according to previous studies (Yamamoto et al., 1991; Perini et al., 2002). HF power (ms^2) was taken as the index of cardiac parasympathetic nervous activity; LF power (ms^2) represents both parasympathetic and sympathetic activities; and the LF/HF ratio represents the sympathovagal balance (Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996).

We obtained a number of central frequencies within the HF range by analyzing segments. We set the highest peak as the peak frequency of HF for every lap (Fig. 1).

Statistical analysis

The mean value and standard deviation were calculated for each of the datum at rest and during the trial. A one-way analysis of variance (ANOVA) for repeated measures followed by Fisher's post-hoc test was used for multiple comparisons. In order to estimate the degree of linear co-ordination between the central peak frequency of HF and stride frequency, cross-correlation coefficients for lag 0 were calculated in each subject. Statistical significance was declared when $P < 0.05$ for all procedures. Statistics were calculated using StatView J5.0 for Windows and SPSS 12.0J for Windows.

Results

Table 3 shows changes in HR and HRV parameters at each frequency band. Compared with the rest, HR during trials showed a sharp increase, commencing from just after start to the third lap. After that, it continued to rise gently until the finish.

Compared with the rest, the total power decreased significantly from the first lap to the second lap ($P < 0.001$) and stayed at a low level until the finish. LF decreased exponentially from the first lap ($P < 0.0001$) to the second lap ($P < 0.05$) and remained at a low level until the finish. HF also

Table 3. Heart rate variability parameters of female distance runners at rest and during 3000 m time trial

Phase	HR (bpm)	Total power (ms ²)	LF power (ms ²)	HF power (ms ²)	LF/HF ratio
Lap rest	54.30 ± 3.44	7768.56 ± 1468.44	2098.67 ± 521.29	1185.10 ± 789.48	2.903 ± 1.971
1	138.76 ± 24.22****	4950.89 ± 4956.94***	190.31 ± 215.06****	67.60 ± 95.72****	5.888 ± 4.925****
2	157.12 ± 21.09****	33.74 ± 23.26****	1.17 ± 1.87*	10.00 ± 9.64	0.079 ± 0.063****
3	170.72 ± 4.26**	13.88 ± 6.17	0.32 ± 0.20	8.30 ± 4.73	0.045 ± 0.018
4	174.46 ± 4.51	8.22 ± 3.09	0.29 ± 0.22	6.10 ± 3.23	0.045 ± 0.018
5	176.52 ± 4.53	8.40 ± 5.97	0.24 ± 0.15	7.20 ± 6.20	0.046 ± 0.024
6	177.70 ± 4.92	9.57 ± 6.79	0.19 ± 0.12	8.30 ± 6.84	0.038 ± 0.030
7	178.86 ± 5.09	8.04 ± 3.96	0.43 ± 0.56	6.80 ± 3.88	0.065 ± 0.074
8	179.70 ± 5.07	6.95 ± 4.60	0.20 ± 0.22	6.20 ± 4.44	0.036 ± 0.039
9	180.58 ± 5.37	7.47 ± 3.20	0.22 ± 0.19	6.50 ± 3.15	0.033 ± 0.030
10	181.20 ± 5.62	19.12 ± 23.47	0.27 ± 0.17	6.40 ± 3.19	0.066 ± 0.059

Values are means ± SD for 10 subjects. HR, heart rate; LF, low-frequency component of HRV power spectrum; HF, high-frequency component of HRV power spectrum; HRV, heart rate variability.

* $P < 0.05$, ** $P < 0.001$, *** $P < 0.01$, **** $P < 0.0001$ compared with one phase before.

decreased significantly at the first lap ($P < 0.0001$) and then stayed at this decreased level throughout the rest of the race. Compared with the rest, the LF/HF ratio showed a significant value on a temporary basis at the first lap ($P < 0.0001$), but after the second lap it adversely decreased sharply ($P < 0.0001$) and became nearly zero. After the third lap, it remained at a low level.

The peak frequency of HF of each lap during trials was checked clearly. Figure 2 showed typical examples of the changes in peak frequency of HF and stride frequency. Peak frequency of HF and stride frequency remained basically parallel. The cross-correlation coefficient of these two time-series required by every subject was from 0.703 to 0.868.

Discussion

Heart rate variability during running in a time trial

The primary purpose of this study is to evaluate the adjustment of the cardiac autonomic nervous system during trial running in the field by using HRV. The merits of HRV analysis include that one can observe body information non-invasively. There are many reports that examined autonomic nervous activity during exercise by use of HRV. However, as far as we know, this is the first study on the measurement of HRV during exercise in the field.

HR rose sharply after starting and had already reached 85% of the presumed maximum heart rate (American College of Sports Medicine, 2000) by the second lap. Also, just after starting, HF decreased rapidly and LF/HF increased temporarily. In the previous studies, a decrease in HF during exercise (Arai et al., 1989; Kamath et al., 1991; Yamamoto et al., 1991) and a significant increase in LF/HF (Yamamoto et al., 1991; Nakamura et al., 1993; Lucini et al., 1995; Macor et al., 1996) were found.

which corresponds with the current study. It is well known that the HR increases linearly as exercise intensity increases. In this study as well, it is thought that there are two causes of the sharp increase in HR after starting: the suppression of vagus nervous activity, which acts rapidly because of central command (Ekblom et al., 1972), and the operating point of the carotid baroreflex, which quickly moves to a higher operating pressure because of the central

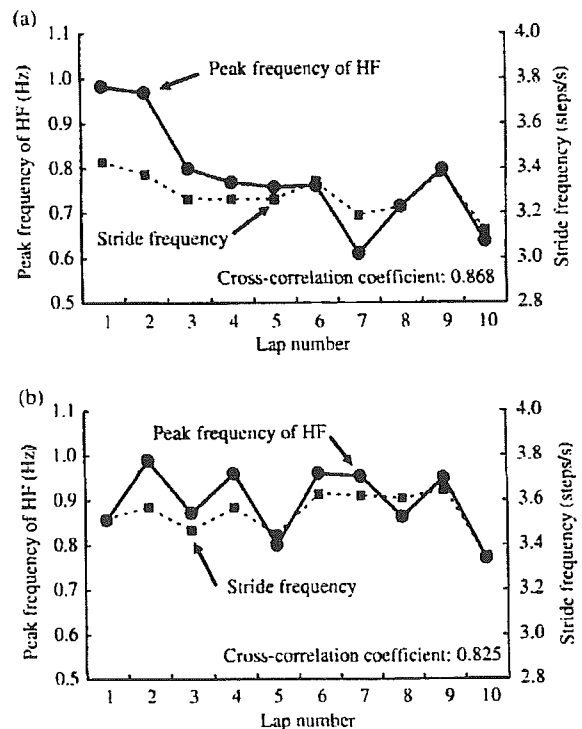


Fig. 2. (a, b) Examples of changes of peak frequency of high-frequency band and stride frequency during time trial running.

command and mechanoreflex (Potts & Mitchell, 1998).

HR continued to rise gently after the second lap until the finish. HF remained at a low level. Many researchers have reported that HF decreases during exercise (Pagani et al., 1988; Arai et al., 1989; Kamath et al., 1991; Yamamoto et al., 1991). Brenner et al. (1998) also pointed out that continuing physical activity is associated with a continued withdrawal of vagal activity. The results of this study agree with these. It is thought that the cardiac parasympathetic nervous activity is suppressed continuously. On the contrary, LF/HF decreased dramatically after the second lap and remained close to zero. Brenner et al. (1997) reported that LF/HF increased after starting exercise and decreased afterward, which is similar to our results. It is well known that sympathetic nervous activity increases at more than moderate intensity (Rowell & O'Leary, 1990; Potts & Mitchell, 1998); however, there is a report suggesting that sympathetic nervous activity can be replaced by hormone adjustment mechanisms (Kamath et al., 1991). We cannot infer whether sympathetic nervous activity kept increasing after the start of the race or if it was attenuated. However, there is an indication that HRV is evaluated by its movements rather than by the volume of autonomic nervous input (Malik & Camm, 1993). After the total power started to decrease in this study, the sympathetic nervous input became saturated (Malik & Camm, 1993), so that changes in or lack of power generated might reflect a sharp decrease in LF/HF.

The previous studies indicate that it is unlikely the availability of the cardiac autonomic nervous activity index by HRV under high-intensity exercise exceeds 70% of maximal aerobic power (Yamamoto et al., 1991; Casadei et al., 1995; Warren et al., 1997; Hautala et al., 2003). In this study, the total power after the fourth lap remained at a low level, and the fluctuation almost disappeared. Therefore, we would have to say that HRV is a poor method to evaluate the cardiac autonomic nervous activity during high-intensity exercise when exceeding a heart rate of 175 bpm (a little more than 85% of the presumed maximum heart rate).

In order to evaluate the cardiac vagus activity by using a HF component, the effect on respiratory rate (Hirsch & Bishop, 1981; Hayano et al., 1994) needs to be considered. In this study we used an actual race, so we did not look at respiratory rate. It is presumed that the respiratory rate during trials was high. Therefore, HF power was affected strongly by breathing. The relationship between its central frequency and breathing frequency was very high. Recently, Anosov et al. (2000) examined the relationship between HRV during exercise and breathing and reported that respiratory rate and instantaneous

frequency of HF are associated strongly even at high intensity. In this study, we guessed the respiratory rate using peak frequency at HF during each lap. So far it has been difficult to obtain information on breathing in field tests. This method is useful in order to examine the cardiac autonomic nervous activity and control of ventilation. As a result, although HF during the trials decreased by less than 5% during rest, the peak frequency of HF of each lap was confirmed clearly. The results of this study agree that RSA persisted in all exercise intensities and increased during the highest intensities (Blain et al., 2005). This means that HRV during trials was strong with regard to frequency level and proves our hypothesis. Furthermore, the range of peak frequency of HF was from 0.610 to 0.989 Hz, so it was assumed that the respiratory rate was very high. Therefore, we believe the respiratory rate that affects HRV during trials was significant. That is, the cardiac vagus activity during high-intensity exercise decreases significantly. It is thought that the peak frequency of HF, which reflects the mechanical stretch of the sinus node (Blain et al., 2005), was clearer.

Relationship between peak frequency of HF and stride frequency

The secondary purpose of this study was to examine the relationship between peak frequency of HF and stride frequency during high-intensity exercise. Entrainment that breathing rhythm in a rhythmical exercise like running is synchronous with exercise rhythm is a phenomenon that is often observed (Bechbache & Duffin, 1977; Bramble & Carrier, 1983; Berry et al., 1989). The cross-correlation coefficient between peak frequency of HF and stride frequency of each subject had a range from 0.703 to 0.868. This result shows that peak frequency of HF during running in the field and stride frequency coordinated. According to previous studies, entrainment during exercise is involved in exercise efficiency, which reduces metabolic cost (Bramble & Carrier, 1983; Paterson et al., 1986) and decreases perception of workload (Bonsignore et al., 1998). Bramble and Carrier (1983) observed that the coupling ratio between exercise rhythm and breathing rhythm was most often 2:1. In this study, the coupling ratio assumed by using peak frequency of HF in every lap and the stride frequency was close to 2:1 (Table 4). This supports that of the previous studies. It has been pointed out that coordination during running increases, corresponding to training and experience level (Bramble & Carrier, 1983). Therefore, considering that the subjects of this study were highly trained athletes, this result indicates that coordination among breath and exercise may happen in time trials, whereas exercise rhythm varies continuously.

Table 4. Comparison of locomotor-respiratory coupling ratios in running with previous studies

Subjects	Stride/breath	Motion	Author
Jackrabbits, dogs, and horses	1:1	Running	Bramble and Carrier (1983)
Human	4:1, 3:1, 2:1, 1:1, 5:2, and 3:2	Running	Bramble and Carrier (1983)
Human	2.01:1*	Running	Present study

* Stride/breath is indicated by the number of steps by one leg during one breath. Since stride frequency in this study indicates the number of steps of both legs for one second, we divided it by two and made it the number of steps per leg. Respiratory frequency is an estimated value using peak frequency of high-frequency band (HF). Therefore, in this study we estimated Stride/breath by the ratio between stride frequency/2 and peak frequency of HF. The average ratio obtained by every lap is shown in the table. The range of every lap's ratio is 1.74–2.62.

Regarding the mechanism of entrainment, some hypotheses have been proposed, such as the mechanical visceral piston hypothesis (Bramble & Carrier, 1983), and a possibility of central neural origin, where a common drive from the hypothalamus or the medulla affects the locomotor and respiratory rhythm generator simultaneously (Eldridge et al., 1981; Romaniuk et al., 1994). However, the physiological mechanism of entrainment is not understood well. In this study, coordination among the HF peak frequency and stride frequency was shown. Peak frequency of HF during high-intensive exercise reflects breathing rhythm, so there is a possibility that the respiratory center is associated with the locomotor rhythm generator. However, this is only a guess. We must wait for further validation.

Methodological limitations

There are two points to consider on the limitation of this study:

Firstly, the error of margin for the stride of each lap is a few steps. In this study, calculating the average stride frequency of each lap depended on cinematography. It is predicted that this causes a gap between the finish line of each lap and the area where subjects contact the ground, so counting a few steps every lap will not solve this. It is possible for cinematography to do it though. However, the change in the stride frequency within each lap is not clear.

Secondly, considering that the pattern of breathing can change within each lap, there is a possibility that the peak frequencies of HF existed, which was related to the number of breathing cycles in the segment data of each lap. The actual extracted frequency is the frequency that indicates the highest power spectrum intensity in every lap. It is hard to say that it reflects a whole trial such as pace change and so on. The existing spectrum analysis method has a limitation on the resolution of time. With regard to this, it is impossible to comprehend the autonomic nervous response within a very short period of time.

Perspectives

In this study we found out that withdrawal of parasympathetic nervous activity just after starting and temporary increase of sympathetic nervous activity occur in the field. Also, although HRV during trials decreases significantly, we extracted the peak frequency of HF, which reflects breath rhythm. Furthermore, we clarified the linkage between it and stride frequency. Harmony of breath, circulation and exercise is well known experientially. It is thought that this harmony is for optimizing performance, but there are still unsolved issues regarding the mechanism.

The subjects in this study were highly trained. In applied research areas, the stable data of elite athletes are important as an advanced index. There are severe physical activities and mobilization of physiological mechanisms behind the records that athletes, who learn high exercise skills, achieve. As a result, we think that we can show the change in HRV during running and the strong relationship between breath rhythm and exercise rhythm.

Our results obtained in the field tests indicate that it will be possible to examine every athlete's peak frequency of HF and stride frequency. Furthermore, it is possible to predict a rapid disturbance of pace, such as a stall, during a race by finding out whether the parallel relationship is breaking. We think that we can point out scientifically the importance of breathing rhythm that continually changes with stride frequency by use of pace control. In the near future we will apply our method to high-level and general athletes.

Key words: cardiac autonomic modulation, distance running, stride frequency, cross-correlation, entrainment.

Acknowledgements

This study was partially supported by grants-in-aid of Chukyo University Special Project Research in 2002.

References

- Ables JG. Maximum entropy spectral analysis. *Astron Astrophys* 1974; 15(Suppl Ser): 383–393.
- Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Barger AC, Cohen RJ. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science* 1981; 213(4504): 220–222.
- American College of Sports Medicine. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription, 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2000: 137–164.
- Anosov O, Patzak A, Kononovich Y, Persson PB. High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold. *Eur J Appl Physiol* 2000; 83: 388–394.
- Arai Y, Saul JP, Albrecht P, Hartley LH, Lilly LS, Cohen RJ, Colucci WS. Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *Am J Physiol* 1989; 256: H132–H141.
- Bechbache RR, Duffin J. The entrainment of breathing frequency by exercise rhythm. *J Physiol* 1977; 272(3): 553–561.
- Bernardi L, Piepoli MF. Autonomic nervous system adaptation during physical exercise. *Ital Heart J* 2001; 2(8 Suppl): 831–839.
- Berry MJ, Puntenney PJ, Sandt LA. Ventilatory responses during varied stride and pedal frequencies. *Respir Physiol* 1989; 78(2): 219–228.
- Blain G, Meste O, Bermon S. Influences of breathing patterns on respiratory sinus arrhythmia in humans during exercise. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2005; 288(2): H1887–H1895.
- Bonsignore MR, Morici G, Abate P, Romano S, Bonsignore G. Ventilation and entrainment of breathing during cycling and running in triathletes. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30(2): 239–245.
- Bramble DM, Carrier DR. Running and breathing in mammals. *Science* 1983; 219(4582): 251–256.
- Brenner IKM, Thomas S, Shephard RJ. Spectral analysis of heart rate variability during heat exposure and repeated exercise. *Eur J Appl Physiol* 1997; 76: 145–156.
- Brenner IKM, Thomas S, Shephard RJ. Autonomic regulation of the circulation during exercise and heat exposure. *Sports Med* 1998; 26(2): 85–99.
- Casadei B, Cochrane S, Johnston J, Conway J, Sleight P. Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans. *Acta Physiol Scand* 1995; 153: 125–131.
- Cottin F, Papelier Y, Escourrou P. Effects of exercise load and breathing frequency on heart rate and blood pressure variability during dynamic exercise. *Int J Sports Med* 1999; 20: 232–238.
- Ekblom B, Goldbarg AN, Kilbom A, Astrand PO. Effects of atropine and propranolol on the oxygen transport system during exercise in man. *Scand J Clin Lab Invest* 1972; 30(1): 35–42.
- Eldridge FL, Millhorn DE, Waldrop TG. Exercise hyperpnea and locomotion: parallel activation from the hypothalamus. *Science* 1981; 211(4484): 844–846.
- González-Camarena R, Carrasco-Sosa S, Román-Ramos R, Gaitán-González MJ, Medina-Bañuelos V, Azpiroz-Lechan J. Effect of static and dynamic exercise on heart rate and blood pressure variabilities. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(10): 1719–1728.
- Hautala AJ, Makikallio TH, Seppanen T, Huikuri HV, Tulppo MP. Short-term correlation properties of R–R interval dynamics at different exercise intensity levels. *Clin Physiol Funct Imaging* 2003; 23(4): 215–223.
- Hayano J, Taylor JA, Mukai S, Okada A, Watanabe Y, Takata K, Fujinami T. Assessment of frequency shifts in R–R interval variability and respiration with complex demodulation. *J Appl Physiol* 1994; 77(6): 2879–2888.
- Hirsch JA, Bishop B. Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. *Am J Physiol* 1981; 241: H620–H629.
- Jaynes ET. Information theory and statistical mechanics. *Phys Rev* 1957; 106: 620–630.
- Kamath MV, Fallen EL, McKelvie R. Effects of steady state exercise on the power spectrum of heart rate variability. *Med Sci Sports Exerc* 1991; 23: 428–434.
- Lucini D, Trabucchi V, Malliani A, Pagani A. Analysis of initial autonomic adjustments to moderate exercise in humans. *J Hypertens* 1995; 13: 1660–1663.
- Macor F, Fagard R, Amery A. Power spectral analysis of RR interval and blood pressure short-term variability at rest and during dynamic exercise: comparison between cyclists and controls. *Int J Sports Med* 1996; 17(3): 175–181.
- Malik M, Camm AJ. Components of heart rate variability: what they really mean and what we really measure. *Am J Cardiol* 1993; 72: 821–822.
- Nakamura Y, Yamamoto Y, Muraoka I. Autonomic control of heart rate during physical exercise and fractal dimension of heart rate variability. *J Appl Physiol* 1993; 74: 875–881.
- Ohtomo N, Terachi S, Tanaka Y, Tokiwano K, Kaneko N. New method of time series analysis and its application to Wolf's sunspot number data. *Jpn J Appl Phys* 1994; 33: 2821–2831.
- Pagani M, Somers V, Furlan R, Dell'Orto S, Conway J, Baselli G, Cerutti S, Sleight P, Malliani A. Changes in autonomic regulation induced by physical training in mild hypertension. *Hypertension* 1988; 12(6): 600–610.
- Paterson DJ, Wood GA, Morton AR, Henstridge JD. The entrainment of ventilation frequency to exercise rhythm. *Eur J Appl Physiol* 1986; 55: 530–537.
- Perini R, Fisher N, Veicsteinas A, Pendergast DR. Aerobic training and cardiovascular responses at rest and during exercise in older men and women. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34(4): 700–708.
- Potts JT, Mitchell JH. Rapid resetting of carotid baroreceptor reflex by afferent input from skeletal muscle receptors. *Am J Physiol* 1998; 275: H2000–H2008.
- Romaniuk JR, Kasicki S, Kazennikov OV, Selionov VA. Respiratory responses to stimulation of spinal or medullary locomotor structures in decerebrate cats. *Acta Neurobiol Exp* 1994; 54(1): 11–17.
- Rowell LB, O'Leary DS. Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes. *J Appl Physiol* 1990; 69: 407–418.
- Sugiyama Y, Matsukawa T, Shamsuzzaman ASM, Okada H, Watanabe T, Mano T. Delayed and diminished pressor response to muscle sympathetic nerve activity in the elderly. *J Appl Physiol* 1996; 80(3): 869–875.
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation* 1996; 93: 1043–1065.
- Ulrych TJ. Maximum entropy power spectrum of truncated sinusoids. *J Geophys Res* 1972; 77: 1396–1400.
- Warren JH, Jaffe RS, Wraa CE, Stebbins CL. Effect of autonomic blockade on power spectrum of heart rate variability during exercise. *Am J Physiol* 1997; 273: R495–R502.
- Yamamoto Y, Hughson RL, Peterson JC. Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. *J Appl Physiol* 1991; 71(3): 1136–1142.

脳波・筋電図の臨床

ファジィニューラルネットワークを用いた
アルツハイマー病予後予測システムに関する検討

*Construction of a Prognostic Assessment System of Alzheimer's
Disease using Fuzzy Neural Networks*

日比野 新 白滝 龍昭 松原 充隆
HIBINO Shin SHIRATAKI Tatsuki MATSUI HARA Mochitaka

- ・人工ニューラルネットワークの一種であるファジィニューラルネットワークを用いて、アルツハイマー病患者の予後を推定するシステムを構築した。
- ・痴呆症の評価には MMSE を用い、初回検査時の脳波と MMSE 得点から、次回検査時における MMSE 得点を推定することを試みた。
- ・数ヵ月後の推定結果では、MMSE 得点の平均推定誤差は10%以下であり、十分な精度で推定できた。
- ・3回以上検査を行った例では、初回脳波から最終回の MMSE 得点を推定し、平均2年以上後の得点に関しても10%以下の誤差で推定できた。

KEY WORDS

アルツハイマー病、脳波、予後予測、コンピュータ、人工ニューラルネットワーク

はじめに

現在、国内には65歳以上の高齢者が約2,300万人おり、西暦2020年には3,400万人を超すとされているが、このうち約5%が痴呆になるといわれている。さらに80歳以上の人口で見ると、2020年には1,100万人に近づくとされ、その約30%が痴呆症状を示すともいわれることから、2020年には痴呆症患者の数が450万人に到達し、痴呆症患者の医療、介護が社会問題となることが予想される。そのため、これらの患者を初期段階でスクリーニングし、その予後を簡便に予測することは、負担の軽減のために有用であると考えられる。

筆者らは以前の研究¹⁾で、人工ニューラルネットワーク²⁾の一種であるファジィニューラ

ルネットワーク (fuzzy neural network : FNN) を用いて、アルツハイマー病 (Alzheimer's disease : AD) 患者の脳波検査時に言語課題を課すことで長谷川式簡易知能評価スケールの得点を精度良く推定するモデルを作成し、AD 患者のスクリーニングと重症度評価を支援するシステムを構築した。本研究ではそれをもとに、近年国内でも広く用いられている Mini-Mental State Examination (MMSE)³⁾ 日本語版を使用して、複数回検査を行っている AD 患者の初回検査時の脳波から、次の検査時、もしくは最後の検査時の MMSE 得点を推定するモデルを構築し、簡便な AD 患者の短期または中期的な予後予測に関する検討を行った。

名古屋総合リハビリテーションセンター
Address/HIBINO S : Nagoya City Rehabilitation Center, NAGOYA 467-8622

方 法

1. 対 象

被験者には名古屋市総合リハビリテーションセンター附属病院の外来患者で、複数回検査を受けているAD患者36名(男性13名,女性23名,初回検査時の年齢58~90歳,平均年齢76.2歳)を選んだ。各被験者の検査回数は2回から12回で,平均検査回数は4.7回であった。検査の間隔は,26日から1,912日となっており,平均では220日,初回検査時から最終回までの日数は,94日から2,169日,平均では817日となっていた。

ADの診断はNINCDS-ADRDA (National Institute of Neurological and Communicative Disorders and Stroke-Alzheimer's Disease and Related Disorders Association)の規準¹⁾とMRI (magnetic resonance imaging:核磁気共鳴映像法),PET (positron emission tomography:陽電子放出断層撮影)のデータを併用して行った。AD患者36名から170回分の検査データが得られたが,各患者の初回と2回目,2回目と3回目のように,それぞれの検査ごとに次の回の検査データと組み合わせ,合計134組の計算用データを作成した。対象の被験者は右利きのみを選択した。

2. 脳波記録条件

安静覚醒閉眼時において,被験者に言語課題を与えながら,国際10・20法の15部位(F₃, F₇, F_z, C₃, C₇, C_z, T₃, T₇, T_z, P₃, P₇, P_z, O₁, O₂)で短絡両耳朶共通電極を使用し,デジタル脳波計CEE-GRAPH SE (Bio-logic Systems)を用いて時定数0.1sec,高域遮断周波数70Hz,低域遮断周波数1.6Hz,サンプリング周波数256Hzの条件で脳波を記録した。記録した脳波からアーティファクトの混入が少ない1分程度の部分で高速フーリエ変換を行い,9個の周波数帯(δ :3.19~4.25Hz, θ 1:4.25~5.85Hz, θ 2:5.85~7.97Hz, α 1:7.97~9.04Hz, α 2:9.04~11.16Hz, α 3:11.16~13.29Hz, β 1:13.29~14.89Hz, β 2:14.89~20.2Hz, β 3:20.2

~24.99Hz)に対する相対パワー値(%パワー値)を算出した。今回の解析では,計算に使用する変数を減らすため,9帯域それぞれの相対パワー値について,15部位すべてで平均化を行い,全部位の平均値を使用した。

3. 言語課題の内容

言語課題では,火事に関するニュースをテープレコーダーに録音し,安静閉眼状態で2回繰り返し被験者に聞かせた。被験者には「後から内容について質問するので,注意して聞くように」との指示を与えた。ニュースの内容は,大阪大学式老年者知能テスト²⁾の項目の一部を改変したもので,「東京銀座で火災があり,17軒が延焼して消防士が一人死亡した」という内容である。

4. FNNモデルの構成

FNNは人間の勘や経験にもとづく知識をコンピュータで取り扱うためのファジィ推論と,与えられたデータを学習することで自動的に入出力関係を得ることのできる人工ニューラルネットワークの特性を組み合わせたシステムである。本研究ではFNN Type I³⁾と呼ばれる手法を用い,9帯域の平均相対パワー値と,2回の検査の間隔(単位は日数),前回検査時のMMSE得点の計11項目から,次回検査時のMMSE得点を推定させ,実際の値と比較した。解析では計算時間短縮のため,推定誤差が小さくなる4項目までの組み合わせを取り出して入力し,FNNから得られる入出力に関するIF-THENルールを解析することで,脳波とMMSE得点との関連を調べた。

結 果

1. 前回MMSE得点による次回検査時のMMSE得点の推定

最初に9帯域の相対パワー値,検査間隔,前回MMSE得点の11項目から,変数増加法を用いて次回検査時のMMSE得点を推定する重回帰分析を行った。この次回検査時のMMSE得点推定値

を以後短期的予測値と呼ぶこととする。FNNの学習用データにあわせて、初回検査データを用いて構築した重回帰式で選択された項目は、前回MMSE得点、検査間隔、 β_1 の3つとなった。重回帰式の係数Bは、前回MMSE得点:0.827、検査間隔:-0.0106、 β_1 :0.585、定数:2.54で、相関係数は $R=0.85$ であった。また、短期的予測値の平均誤差は、モデル作成に使用した初回検査データでは3.0点、テスト用の2回目以降の検査データでは2.9点であった。実際のMMSE得点を横軸、短期的予測値を縦軸にとったグラフを図1に示す。初回検査データを●、2回目以降のデータを○で示しているが、0に近いところで大きな誤差があることがわかる。

次に、重回帰分析と同じ初回検査データを使ってFNNの学習を行い、残りの2回目以降のデータで構築されたFNNの検証を行った。変数増加法を用いて11個の入力項目から最大4項目を選択し、短期的予測値を推定するモデルを構築したところ、最も推定誤差の小さかったモデルで選択さ

れた項目は、前回MMSE得点、検査間隔、 θ_2 の3項目だった。FNNによる推定誤差の平均値は、初回検査データでは1.3点、2回目以降の検査データでは2.7点であった。推定結果を図2に示す。重回帰分析と比較して、FNNの短期的予測値推定結果では0点付近の誤差が小さくなった。

2. 初回検査データを用いた最後の検査結果の予測

短期的な予後予測に当たる直後の検査時のMMSE得点推定が可能であることがわかったことから、初回の検査からの中・長期的な予後予測が可能であるかどうかを調べるため、重回帰分析とFNNを用いて、初回検査時のデータから、各被験者の最後の検査におけるMMSE得点の推定を行った。この最後の検査時のMMSE得点推定値を最終予測値と呼ぶこととする。重回帰分析、FNNによる最終予測値推定結果のグラフをそれぞれ図3、図4に示す。36例のデータのうち、ランダムに全体の2/3のデータを用いて予測モデル

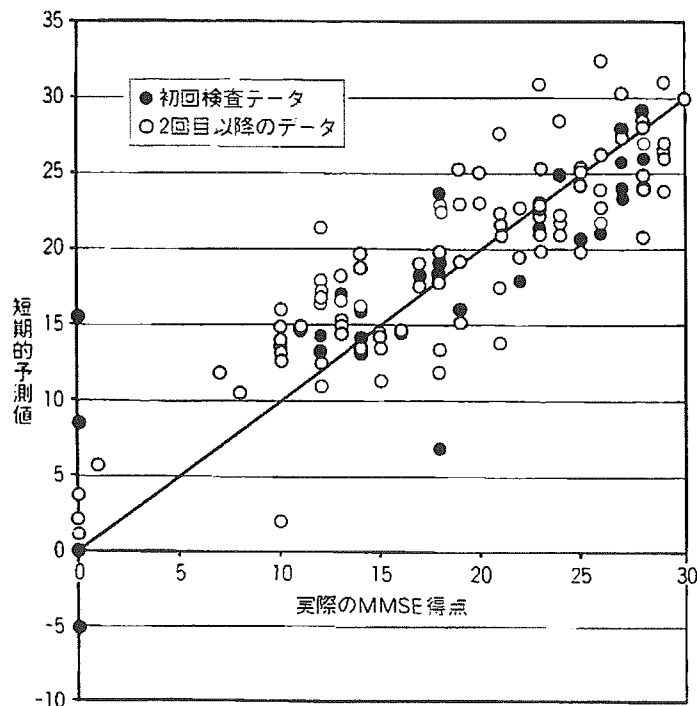


図1 重回帰分析による短期的予測値の推定結果
●: 初回検査データ, ○: 2回目以降のデータ

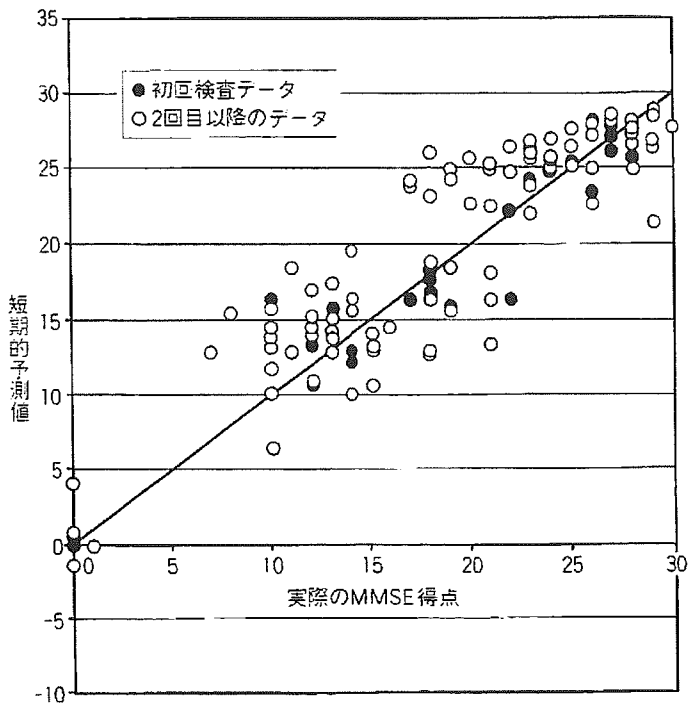


図2 ファジニューラルネットワークによる短期的予測値の推定結果
●：初回検査データ，○：2回目以降のデータ

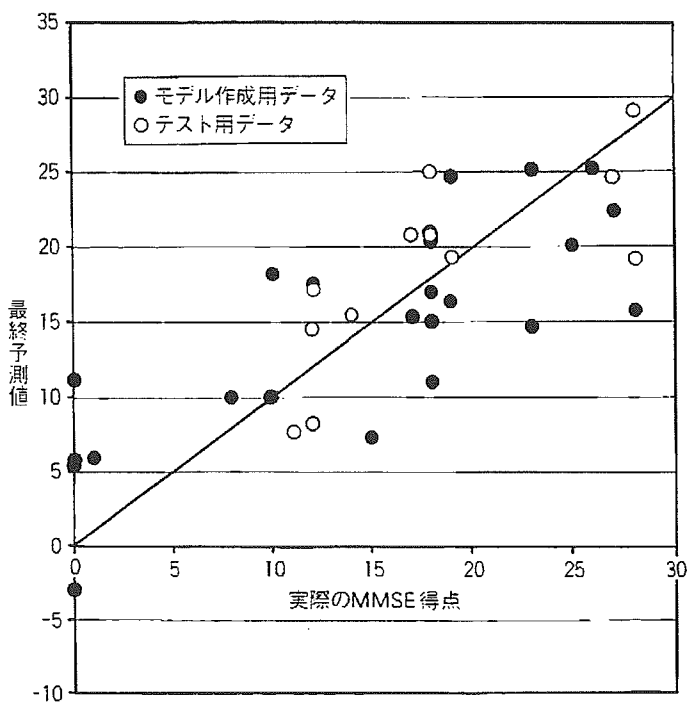


図3 重回帰分析による最終予測値の推定結果
●：モデル作成用データ，○：テスト用データ

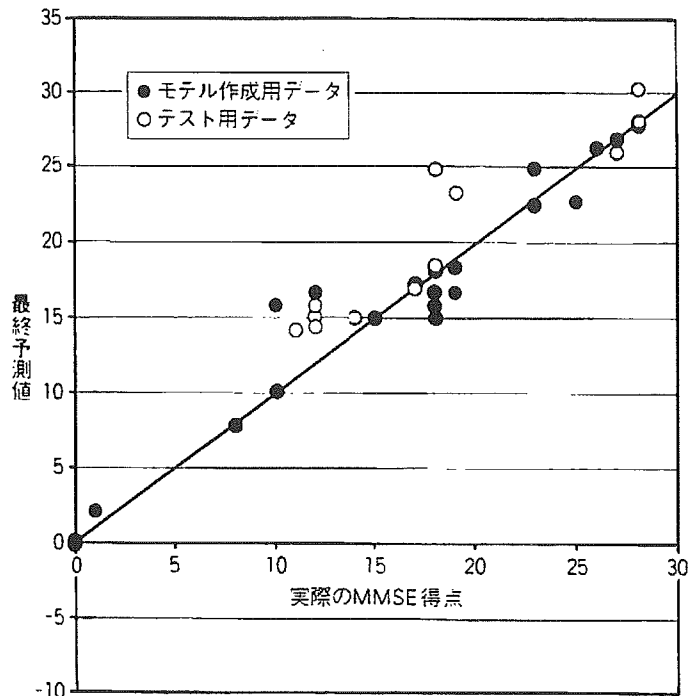


図4 ファジィニューラルネットワークによる最終予測値の推定結果
●：モデル作成用データ，○：テスト用データ

を構築したところ、重回帰分析では初回 MMSE 得点と検査間隔のみが選択され、最終予測値の平均推定誤差がモデル作成用データでは4.7点、残りの1/3のテスト用データでは3.5点と、短期的予測値と比べて大きなばらつきが出た。

一方、FNN では短期的予測値推定モデルと同様、初回 MMSE 得点、検査間隔、 θ 2の3項目が選択され、最終予測値の平均推定誤差はモデル作成用データでは1.2点、テスト用データでは2.4点となり、短期的予測値と比較しても非常に高い精度で中・長期的な MMSE 得点の変化を推定することができた。

考 察

重回帰分析による短期的予測値の推定では平均誤差は約3点だったが、得点が20点以下の被験者で誤差が15点近くあるものも見られた。そのなかには、2回の検査の間で得点の変動が非常に大きい場合、逆に検査の間隔が長いにもかかわらず得

点あまり変化しない場合が含まれていた。短期的予測値の重回帰係数から見ると、検査間隔が長いほど直線的に短期的予測値が低くなることが見て取れるが、長期間症状が進行しない例や、逆に進行が急激な例に対応しきれていないことが誤差の原因であると考えられる。一方、FNNによる短期的予測値の推定では、誤差は最大8点以下であり、重回帰分析で大きくはずれていた例でも十分な精度で推定できた。

FNNによって構築された前回 MMSE 得点、検査間隔、 θ 2パワー値と短期的予測値との関連についてのルールを表1に示す。各入力項目が小さい (Small) 場合、大きい (Big) 場合に対応した表の数値の大小が、短期的予測値の傾向を表している。今回は3つの入力のなかでとくに前回 MMSE 得点が重要視されており、中程度 (Medium) を含めた3段階に細分化された。斜線部は、ルール構築に使用された人数が1.5以下で、とくに少なかったため削除した部分であるが、前回 MMSE 得点が小さい例や、検査間隔が大きい

表1 ファジニューラルネットワークによって得られた短期的予測値推定ルール

				前回 MMSE 得点		
				Small	Medium	Big
$\theta 2$	Small	検査間隔	Small	/	0.67	0.96
			Big	/	/	/
	Big		Small	/	0.47	/
			Big	/	/	/

表2 ファジニューラルネットワークによって得られた最終予測値推定ルール

				初回 MMSE 得点		
				Small	Medium	Big
$\theta 2$	Small	検査間隔	Small	/	0.61	0.90
			Big	/	/	-0.06
	Big		Small	0.05	0.50	0.60
			Big	/	-1.65	/

例に当てはまる被験者が少なく、ルールに偏りができてしまった。残りの部分からは、前回 MMSE 得点が大きくなると短期的予測値も大きくなり、 $\theta 2$ のパワーが大きくなると短期的予測値は小さくなることが読み取れたが、今後は斜線部にあたる症例を蓄積する必要があるだろう。

初回の検査データから最終予測値を推定するモデルに関しては、重回帰分析では脳波データが用いられず、誤差が大きくなる結果となった。これは、検査間隔がばらついていたうえ、長期的には脳波の変動が線形的に変化しないことが原因と考えられる。しかし、FNNの最終予測値推定結果では、誤差は最大6.8点と非常に小さくなっており、FNNではこれらの非線形的な関係も解析できると考えて良いだろう。とくに、重回帰分析では推定が難しかった MMSE 得点が0点まで落ちている場合でも、そのパターンを学習させておけば、初回の脳波と MMSE 得点から精度良く中・長期的な予後が予測可能であることが注目される。

使われた変数は FNN による短期的予測値の推定と同じであり、最終予測値推定ルールは表2のようになっている。今回のデータでは、斜線部以外の部分でほぼ均等に症例が分布しており、全般的に傾向の一致したルールを得ることができた。

例えば、初回 MMSE 得点が高くなるにつれて最終予測値が低くなるが、その際に $\theta 2$ のパワーが大きい方が、さらに得点が高い傾向にある。また、検査間隔が大きくなると、急激に最終予測値が悪くなることを表から読み取ることができた。

脳波のパワー値と MMSE 得点との関連については、Brunovskyら²⁾が側頭葉 θ 帯域の相対パワー値と MMSE 得点の間に相関があること、Leuchterら³⁾が2~6 Hzの相対パワー値の対数と MMSE 得点の間に相関があることを報告しており、これらの結果と FNN で得られた $\theta 2$ の増加に関するルールには一致が見られる。逆に Schreiter-Gasser⁴⁾や井川ら⁵⁾は θ 帯域では MMSE 得点との相関がほとんど見られず、 δ や α 帯域に強く見られたと述べているが、今回 FNN で δ 、 α 帯域が選択されなかった理由としては、重度の痴呆症患者ではまばたきや体動を完全に静止することができず、 δ 帯域でアーティファクトの混入が避けられない場合があったこと、予後の推定に関して、変数増加法で初回の MMSE 得点と検査間隔が重要視されたため、解析に使用する脳波の帯域数が制限されたことが考えられる。DoodyらのAD患者のフォローアップに関する研究⁶⁾では、初回 MMSE 得点から5点

以上低下した時点での最終的な MMSE 得点は、初回 MMSE 得点と 0.57、フォローアップ年数と -0.23 の相関があると報告されており、FNN でこれらの項目が重要視されたこと一致しているが、各被験者の実際の脳機能に対応した予後推定という観点から見ると、今後脳波の入力数に関する検討も必要であろう。

おわりに

FNN を用いて、初回検査時の脳波と MMSE 得点から、数ヵ月程度の間隔をとった次回検査時の MMSE 得点を 10% 以下の誤差で推定することが

でき、同様にして 3 回以上検査を行っている場合の最終的な MMSE 得点についても精度良く推定することが可能であったことから、脳波による AD の中・長期的な予後予測の可能性が示された。今後はさらに長期的な予後のデータを蓄積し、異常行動や日常動作などの評価を加えることで、それぞれの要素を考慮した予後予測を行うことも検討したい。

本論文の一部は財団法人 堀情報科学振興財団による第 12 回研究助成を受けて行われた。また、要旨の一部を第 17 回日本エム・イー学会秋季大会 (2003 年 10 月、けいはんな学研都市) にて発表した。

文 献

- 1) 日比野新, 花井泰三, 水田映里佳ほか: ファジィニューラルネットワークを用いた痴呆症重症度の判定支援システムの構築—安静時と言語負荷時の脳波を用いた検討—. 臨床脳波 43: 109-114, 2001.
- 2) Rumelhart DE, Hinton GE, Williams RJ: Learning representations by back-propagation errors. *Nature* 323: 533-536, 1986.
- 3) Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR: 'Mini-Mental State': A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psych Res* 12: 189-198, 1975.
- 4) McKhann G, Drachman D, Folstein M et al: Clinical diagnosis of Alzheimer's disease: report of the NINCDS-ADRDA Work Group under the auspices of Department of Health and Human Services Task Force on Alzheimer's Disease. *Neurology* 34: 939-944, 1984.
- 5) 金子一郎, 井上 修, 市丸精一ほか: メモリースケールの研究—老年者の知能測定, 厚生 の 指 標 14: 19-27, 1967.
- 6) 堀川慎一, 古橋 武, 内川嘉樹: ファジィニューラルネットワークの構成法と学習法. *日本ファジィ学会誌* 4: 906-928, 1992.
- 7) Brunovsky M, Matousek M, Edman A et al: Objective assessment of the degree of dementia by means of EEG. *Neuropsychobiology* 48: 19-26, 2003.
- 8) Leuchter AF, Cook IA, Newton TF et al: Regional differences in brain electrical activity in dementia: use of spectral power and spectral ratio measures. *Electroencephalogr clin Neurophysiol* 87: 385-393, 1993.
- 9) Schreiter-Gasser U, Gasser T, Ziegler P: Quantitative EEG analysis in early onset Alzheimer's disease: correlations with severity, clinical characteristics, visual EEG and CCT. *Electroencephalogr clin Neurophysiol* 90: 267-272, 1994.
- 10) 井川 真, 中西雅夫, 堀 士郎ほか: アルツハイマー型痴呆における脳波所見—神経生理学的所見との関連性について—. *Therapeutic Research* 19: 1962-1967, 1998.
- 11) Doody RS, Massman P, Dunn K: A method for estimating progression rates in Alzheimer disease. *Arch Neurol* 58: 449-454, 2001.

■第38回日本作業療法学会セミナー

身体障害とモーターライフ

—これまでの変遷と残された問題—

土嶋 政宏* 松原 充隆*

要旨：我が国における障害者の自動車運転に関する取り組みは、1960年に、道路交通法の改正または施行により始められた。それまで障害者の自動車運転適性基準がなく、全国の公安委員会で判断ができる基準作りが3カ年を要し行われた。その後、手動式のアクセル・ブレーキ操作機構やハンドルを回すための旋回ノブ類の開発などが行われた。最近では、高次脳機能障害を後遺症とする障害者群が増大してきている。当センターでは、交通安全対策として15年前より、高次脳機能障害評価を含む自動車運転シミュレーション機器の開発に取り組んできた。しかし、これらの問題は公安委員会などでは評価できず、免許更新ではチェックできていないのが現状である。

作業療法 23:414~419, 2004

Key Words：(障害者自動車)、(運転適性)、(自動車運転シミュレーション)

障害者用自動車の法律・行政・自動車改造

わが国において、身体障害者が自動車運転免許を取得できるようになったのは、1960(昭和35)年に道路交通法が制定された以降である。これにより、「安全な運転補助具を使用することで、健常者と同様な方法にて自動車の運転免許を取得する」ことができるようになった。

しかし運転免許取得に対するの判定基準が明確化されておらず、警視庁は1964(昭和39)年に、身体障害者の適性試験(運転操作の運動能力)合格の判定基準を、両上肢、片上肢、両下肢、片下肢、障害が2つ以上重複する場合、体幹の発育不全または身体機能の障害、歩行不

可能に区分し、全国交通担当者課長会議の席上にて通達した。

そして1972(昭和47)年に、障害者の運転操作の身体的能力の測定方法と基準を検討する委員会が発足し、警視庁、数県の運転免許試験場、国立リハビリテーションセンターから委員が参加し、3カ年を費やし障害者の新適性基準が定められ1975(昭和50)年より実施された。

これらの道路交通法の改正経過と共に福祉制度も、自動車運転教習費の補助、自動車運転の技能取得費の貸付、通勤用自動車の購入資金の貸付、自動車改造費の助成、自動車税の減免、などが設けられた^{1)~3)}(表1)。

障害者用自動車の改造は、道路交通法改正が行われた1960(昭和35)年頃から見られるようになった。これ以前の記録としては、1954(昭和29)年頃より東厚生会理事長であった藤森が両下肢切断後、自分で運転操作のできる自動車改造を軽三輪や軽四輪の使用により始めた。

Personalized motorized mobility for people with physical dysfunctions: A change until now: progress and problems unsolved

* 名古屋市総合リハビリテーションセンター
Masahiro Tsuchijima, OTR, Michitaka Matsubara,
MD: Nagoya City Rehabilitation Center

表1 障害者が自動車を活用するのに利用できる制度

運転の状態 活用の時期	障害者本人が運転する場合	家族が障害者のために 運転する場合	窓 11
免許取得時	<ul style="list-style-type: none"> ・自動車運転教習費の助成 ・自動車運転技能修得費の貸付（世帯更生資金） ・職業訓練校・国立身障リハセンターの自動車運転訓練 		<ul style="list-style-type: none"> ・福祉事務所または市（区）役所、町村役場 ・市（区）、町村社会福祉協議会、または地区担当の民生委員、雇用促進事業団 ・公共職業安定所
車両購入時	<ul style="list-style-type: none"> ・自動車購入資金の貸付（世帯更生資金・雇用促進事業団貸付） ・自動車改造費助成 ・自動車取得税の減免 	<ul style="list-style-type: none"> ・自動車購入資金の貸付（世帯更生資金） ・自動車取得税の減免 	<ul style="list-style-type: none"> ・市（区）、町村社会福祉協議会、または地区担当の民生委員、雇用促進事業団 ・市（区）役所、町村役場 ・自動車税事務所
維持（保有） している間	<ul style="list-style-type: none"> ・駐車禁止除外ステッカーの交付 ・有料道路通行料金の割引 ・自動車（軽自動車）税の減免 ・（ガソリン税の補助）……一部の地域 	<ul style="list-style-type: none"> ・駐車禁止除外ステッカーの交付 ・自動車（軽自動車）税の減免 	<ul style="list-style-type: none"> ・所轄の警察署交通課 ・福祉事務所 ・自動車税事務所 ・福祉事務所

法改正後の1961（昭和36）年には、東洋工業（マツダ）考案による身体障害者用のノークラッチ式の軽自動車が開発された。1962（昭和37）年頃より、上肢切断者の義手装着状態でのハンドル旋回装置の開発、片手で握るノブ式や頸髄損傷者によく使用する器具式などのハンドル旋回のための補助具が、当時、国立身体障害者リハビリテーションセンターで、自動車訓練を行っていた中村らの長年の努力により進められた⁴⁾。1970年頃になると、現在使用されている運転補助装置の基礎型が出揃った。大別すると、ステアリング・ポスト下部からのコントロール・アームが配置され、アクセルとブレーキの操作伝達をワイヤー及びコントロール・アームの前後操作により行うコラム方式と、床面より垂直に伸びたコントロール・レバーを前後に操作し、直接ロッドにより伝達されるフロア方式とがある。トヨタ・藤森・水野・大和根（現在のニッシン）・ホンダなどで市販化するまでになった。オートマチック車でギア・セレクト

や坂道発進の際に必要なブレーキロック装置、及びウインカーの左側への延長レバー、各種スイッチの取り付けが各社で行われた。両下肢のみで運転操作ができる自動車運転補助装置（フランチ・システム）を国産車に組み込み、サリドマイドの障害者は自動車免許の取得ができるようになった。近年になり、障害者である渡邊が外国の障害者用自動車（ジョイスティック操舵装置）を輸入し、運転免許を取得した。このことにより、改造基準が改正されたことは大きな業績である。

介護用としては、一般的にワンボックス・カーの使用が多い。自動車の後部に取り外し可能なスロープを設置する方法や、電動リフトの設置により、車いすのまま乗降ができるようにしたシステムなどがある。体幹のサポートのレバーやベルト、タイヤ部分のロック機構などによって、体幹及び車いすの固定を行うシステムが軽四輪で市販されるまでになった。日産プリンスでは、自動車の補助席に車いすのまま乗

降できる介護タイプのシステムをスカイラインに組み込んでみたが、車いすパイプの強度などの問題があり現在は市販されていない。他には、手動油圧式リフトを乗用車の屋根に固定して、車いす使用者を助手席へ乗降させる装置が東山電機製作所より販売された。トヨタ自動車からは、運転席の後部に横からの昇降ができ、座席移動が可能なワンボックス車が開発された。車いすごと乗り込み自動車を運転することは障害者の長年の夢であったが、前述した渡邊らの努力により、電動車いすごと運転席まで移乗して運転することが可能となった¹⁻⁶⁾。

障害者の運転免許取得までの過程とポイント

リハビリテーションセンターなどの医療施設では、障害者の社会復帰手段として自動車の運転に対する希望が多く、運転能力の評価や訓練が必要である。最近では、自動車運転シミュレーション装置を導入して評価や判断をしている施設も増加してきた¹³⁾。主なプロセスを図1に示す。

1. 自動車運転能力の評価

入院・外来者や施設入所者に対してリハビリテーションスタッフは、医学的観点から筋力や関節可動域を始めとする身体機能評価だけではなく、ADLや高次脳機能障害などの評価を行う。

2. 自動車運転適性試験・検査

運転が可能かどうか、各都道府県の公安委員会（自動車運転免許試験場）が行う運転適性試験を受ける必要がある。自動車を運転する際に、ハンドルの旋回という動作は最も重要となる。公安委員会の行う運転適性試験では、アクセル・ブレーキ操作と共に合否の判定基準となっている。しかし、最近の小型自動車へのパワーステアリング普及により、やや判定基準が緩和されてきている。適性試験の場面においても、4kgのハンドル旋回負荷量をクリアできれば合格点をくれるようになった。また、個々の経過や条件により提出書類等が異なるため、事前

に試験場に相談する。

3. 運転適合者

新規に自動車運転免許を取得する場合は、公安委員会の判定した諸条件等が付され直接運転免許試験場にて実地試験を受けるか、自動車運転教習所へ行くかの選択をする。試験場によっては、自動車の改造相談や教習所等の紹介をしてくれるところもある。すでに運転免許を持っており、更新をする場合には、通常の健常者と同様な手続きで行える。ただし受傷前に運転免許を持っていた場合には、公安委員会の適性試験を受けなければならない。

4. 運転不適合者

公安委員会の行う運転適性試験で、ハンドルの旋回能力等が基準値に達しない場合などには不適合者と判定される。特に頸髄損傷者は、自分用のハンドル旋回装置を持って十分に練習を行っておく必要がある。最近ではジョイスティックタイプもあるので選択範囲は広がった。免許をどうするかは、再度医療機関にもどり再評価の後に再チャレンジを行う。手続き上は、保留にしておく。

5. 応用動作訓練

運転適合者は、作業療法士や理学療法士と相談して障害者に適合した自動車の選択を行う。ハンドルの旋回方法やアクセル・ブレーキの装置を基本的に選定する。車いすの積み込みも重要なポイントであり、筋力増強訓練や車いすの重量軽減により自分で可能となる場合もある。

6. 福祉制度の適応

自動車の購入に関しては、補助金制度があり援助してもらえる。自動車運転免許取得のための助成金制度もあり、事前に病院や施設のソーシャルワーカーに相談する。

7. 自動車の購入・自動車の改造

自動車の購入は、作業療法士や理学療法士とよく相談し、使用目的にあった適切なものを選

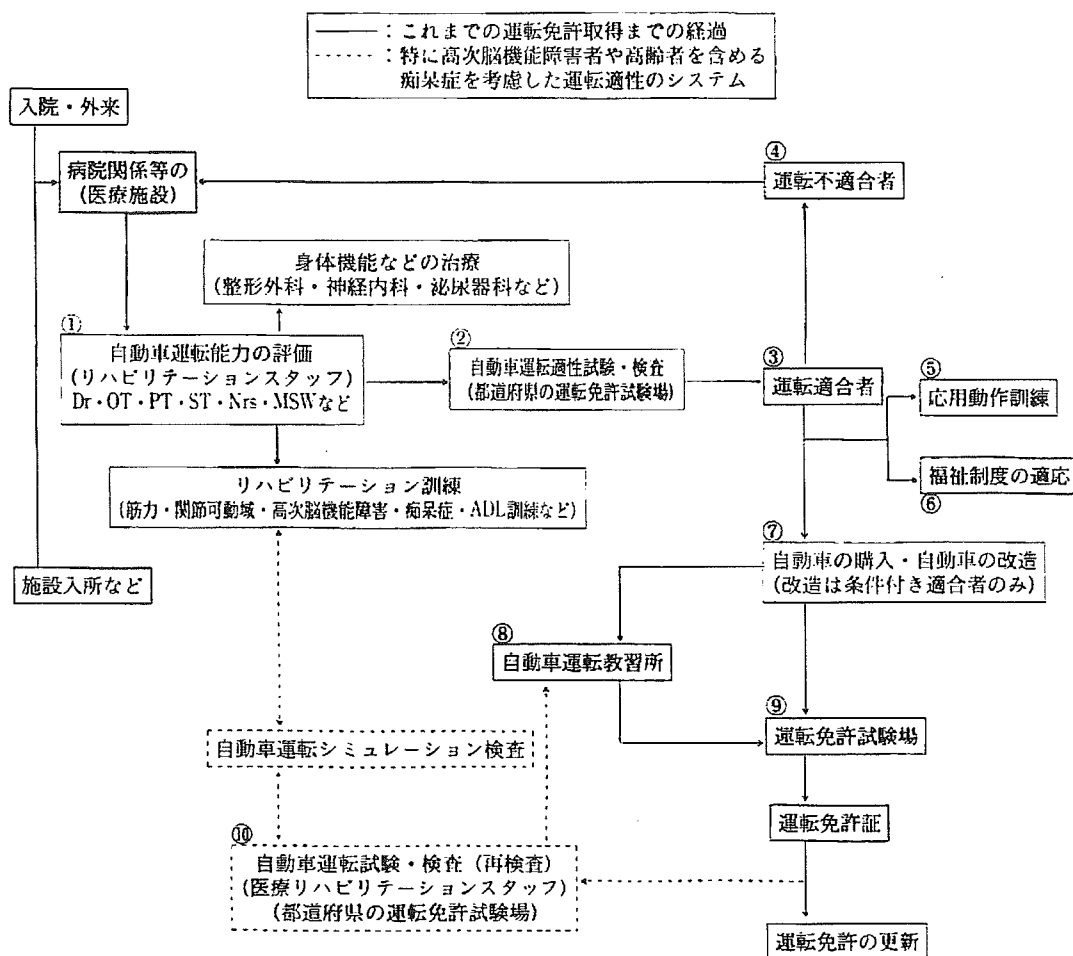


図1 障害者の運転免許取得までの過程 (プロセス)

択する。特に改造が必要な場合には、自動車メーカーや自動車改造の専門業者を含め相談する。最近では、ハンドル旋回・アクセル・ブレーキ・スイッチ類を含めた障害者用自動車が生産化されてきている。

8. 自動車運転教習所

運転教習所は、障害者用改造自動車を設置しているところと、設置していないところがある。選択としては、改造自動車を設置しているところの方がよいが、障害者の対応経験の多い自動車教習所を選ぶ。教習所へは、自分用に改造した自動車を持ち込むこともできる。車いす使用者な

どでは、教習の部屋に入るための段差がないか、障害者用トイレの設置配慮があるかも大きなチェックポイントである。

9. 運転免許試験場

各都道府県公安委員会の運転免許試験場は、障害者専用の場所が設置されている。一般の健常者と一緒に学科試験が受けられない場合などに対応してくれる。ほとんどの場合、適性試験を受けた場所になっている。合格すれば運転免許を健常者と同様に取得できる。

10. 自動車運転試験・検査（再検査）

現在、法的な制度はないが高齢者を含めて障害者の医学的観点に立ち、安全な自動車運転を指導するための再チェック機関の必要性が叫ばれている。リハビリテーションセンターを中心に、医師・作業療法士・理学療法士などによる評価機関を設置し、運転能力を評価する。今までに開発されてきた自動車運転シミュレーション装置により、安全運転のための指導・訓練を行う。

変化してきた運転相談対象者

1970年代前半までの自動車運転相談や改造を必要とする多くは、筋力低下者や関節可動域制限者、運動麻痺性の障害者であった。ハンドルの旋回装置部、アクセル・ブレーキ操作のための運転補助装置、各種スイッチ類の改造、車いすと自動車間の移乗装置、車いすの軽量化を含む自動車への格納装置などの改造・改良が重要な相談のポイントであった。1980年代後半に入ると対象者に変化が起り始め、脳血管障害者が急増し始めた。しかし脳血管障害や頭部外傷などの疾患では、身体的麻痺や知的障害がないのに、高次脳機能障害による半側空間無視や注意障害、構成障害などの症状を残す。このために、自動車運転の際に事故を引き起こしている障害者も少なくない。

障害レベルと運転能力

頸随損傷者では、C5B 損傷レベル者での運転免許取得までを可能としてきた。車いすと自動車間の移乗もトランスファーボードを使用して可能となり、ハンドル旋回も装具式の旋回装置にて、左右へ4kgの負荷を回転できると適性試験に合格した。筋力・座位バランスと訓練期間も6ヵ月以上を費やした。実用的には、C7 損傷レベルで上腕三頭筋が有効に機能する3+以上の筋力が要求される。

脳血管障害者では、基本的に左右一側の運動（感覚）片麻痺として障害が出現する。運転操作は、ハンドル旋回ノブ式にて対応でき健側にて操作する。右片麻痺では、アクセルペダルを

左側に移動させ、左の下肢にて操作することにより可能である。運動麻痺の状態であるが、最低でもBrunnstrom stage 3以上の機能が要求され、運転時のとっさの運動反応が必要となるためstage 5以上の機能が望ましい。感覚や知覚の障害も運転操作には大きく影響する。身体の立位・座位バランスも重要なポイントである。ただし身体機能だけでなく、高次脳機能障害の合併症が脳血管障害者では出現するため、運転適性の重要なチェックポイントとなっている。特に、運転相談の対応者が障害認識が悪いとの理由で左片麻痺者が増加しており、右片麻痺者の3倍になっている。WAIS-R検査で、言語性IQが高く動作性IQが低い場合は要注意である。その差が15以上ある場合は、総合のIQが高くても問題が発生する。動作性のIQが80以上あることが望ましい^{6,7)}。

高次脳機能障害と運転シミュレーション訓練

高次脳機能障害による半側空間無視がある場合、運転が危険であるにもかかわらず運転免許証の更新が可能となっている。特にこの障害は、自分が無視していることを自覚することが困難なところに問題がある。医療では、このような障害者に運転をしないようにアドバイスをするのが、退院後、個人的に公安委員会の適性相談に行き免許を取得した場合には、危機防止対応の方法がない状態である。

当センターでは運転時のシミュレーション装置を使用し、その操作などについて説明した後、に検査を行う。具体的には、道路走行中のミス操作やその反応、また処理動作について、コンピュータを使用しチェックする。特に、半盲や半側空間無視などについては何度もくり返し指導を行って、動作ミスに対して学習を重ねると共に、再現性があり、より自己認識を高める効果として、点数化できるようにシステム化した^{6,7)}。

障害者の自動車運転における残された問題

障害者用自動車の改造は、障害状態における制限や自動車の排気量制限、車検制度に付随す

る自動車改造に関する陸運局認可の制限があつて、これまで障害者用自動車の開発や普及を遅らせてきた。そのために、障害者個々の障害特性に対応した改造システムとなっていないのが現状である。また、自動車改造やチェックに対して助言できるリハビリテーションスタッフも少なく、そのほとんどが各都道府県の公安委員会で行う適性試験による判定に委ねられる。公安委員会で行われている適性試験も可否の判定基準が各地区により異なり、高次脳機能障害者などで身体機能障害がない場合は、チェックできずに免許更新が簡単にできている。

今後、より安全な自動車運転機構の開発と身体機能の状態に適合した自動車改造の処方や、脳血管障害者に見られるような高次脳機能障害、高齢者を含む痴呆者の評価チェック基準を見直す必要がある。安全に運転するという観点から、再度、警視庁、各都道府県公安委員会、リハビリテーションを中心とする医療部門のスタッフによる運転能力の可否を、明確に判断する

研究機関が必要である^{3,7,8)}。

文 献

- 1) 橋倉一裕：日本の免許制度について。総合リハ3：539-545, 1975。
- 2) 森 尚雄：自動車運転のために運転能力判定用機器開発に関する研究報告書。日本自動車工業会交通対策委員会・編、日本自動車工業会、東京、1975。
- 3) 畑中伸三：障害者ドライビング周辺の法知識。理・作・療法19：359-368, 1985。
- 4) 中村 雄：Driver Training。理・作・療法7：730-734, 1973。
- 5) 初山泰弘：身体障害者と自動車。総合リハ9：783-789, 1981。
- 6) 土嶋政宏：身体障害者自動車の改造。理・作・療法17：349-351, 1983。
- 7) 土嶋政宏：自動車運転のシミュレーション訓練。日本義肢装具学会誌15：304-308, 1999。
- 8) 大喜多潤：障害者ドライビングの問題点。理・作・療法19：369-376, 1985。

地域在宅高齢者の身体栄養状態の低下に関連する要因

熊谷 修^{*1}, 柴田 博^{*2}, 湯川 晴美^{*3}

^{*1} 東京都老人総合研究所地域保健研究グループ, ^{*2} 桜美林大学大学院, ^{*3} 國學院栃木短期大学

Predictors of Nutritional Decline in Well-nourished Community-living Elderly People

Shu Kumagai^{*1}, Hiroshi Shibata^{*2} and Harumi Yukawa^{*3}

^{*1} Community Health Research Group, Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology ;

^{*2} Obirin University Graduate School ; ^{*3} Kokugakuin Tochigi Junior College

The predictive factors of nutritional decline in well-nourished functionally competent community-living elderly people were investigated, based on a two-year longitudinal study (1994-1996). The subjects were well-nourished, with a mean serum albumin level $>4.0\text{g/dl}$ (men, 4.17g/dl ; women, 4.25g/dl), and functionally competent elderly people (61 men and 194 women) aged 67 years and over (mean age, 72.3 years) living in a rural area (Nangai village, northern Japan). Potential confounding factors were simultaneously investigated at the baseline, and predictive factors for serum albumin decline ($\geq 0.2\text{g/dl}$) over the 2-year study were subjected to a multiple logistic regression analysis.

The respective average levels of serum albumin decline for the men and women were 0.08 and 0.10g/dl over the 2-year period. The decline of serum albumin was positively and independently associated with hospitalization within one year (3.16 relative risk (RR), 95% confidence interval (CI); 1.13-8.81, a fall within one year (2.21 RR, 95% CI; 0.89-5.45), a low level of leisure-time activity (never or sometimes, 2.17 RR, 95% CI; 0.98-4.82), and limitation to high-level functional capacity (instrumental self-maintenance score <5 ; subscale of Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology Index of Competence, 2.68 RR, 95% CI; 0.95-7.77). These four factors had a synergistic effect on the serum albumin decline; relative to the reference group with no one applicable factor, RR of the groups with at least one and two applicable factors were respectively 1.83 (95% CI; 0.76-4.42) and 7.12 (95% CI; 2.41-21.01), after adjusting for potential confounders.

The results suggest that physical inactivity accelerated the decline of nutritional status with advancing age in well-nourished functionally competent community-living elderly people.

Jpn. J. Nutr. Diet, 63 (2) 83~88 (2005)

Key words : longitudinal study, albumin, nutritional decline, functionally competent elderly person

はじめに

高齢期は、本質的に疾病とは全く異なる身体変化である老化によってもたらされる身体機能の低下が、健康状態に大きな影響を及ぼす。老化の進行には、身体的、および社会心理学的要因が関連している。地域高齢者の縦断研究^{1,2)}は、身体栄養指標である血清アルブミンの低い群の余命が短いことを示している。さらに、Jensenら³⁾は、血清アルブミンの低いことが生活機能障害のリスクを高めることを示している。すなわち、身体栄養状態は老化の規定要因となる。高齢者の良好な身体栄養状態を維持する介入手段の開発を急がなければならない。

高齢者を対象とした老人保健法に基づく基本健康診査で、血清アルブミン測定を取り入れ実施する自治体が始めている。身体の栄養状態の水準を知るための有用な手段であり、低栄養状態、あるいは低下し始めている高齢者をスクリーニングし、改善のために集中介入する群を特定するのに役立つ。

加えて、杉山ら⁴⁾は、低栄養チェックリストを提案している。採用されているスクリーニング項目は、生活機能障害のある群とない群の血清アルブミン値 3.5g/dl 以下の低栄養罹患率の比較などに基づいており、採血することなく低栄養状態に陥っている高齢者を簡易特定する

キーワード：縦断研究, 血清アルブミン, 栄養状態の低下, 自立高齢者

(連絡先：熊谷 修 〒339-8539 岩槻市馬込1288 人間総合科学大学人間科学部健康栄養学科 電話 048-749-6111 FAX 048-749-6105)

表1 ベースライン調査の参加状況と追跡調査時の転帰 (人)

調査	転帰	男性	女性	全体
1994年調査対象者		347	531	878
	参加者	333	488	821
1996年追跡調査	参加者	285	441	726
	入院入所	10	13	23
	長期不在	0	7	7
	死亡	35	27	62
	拒否	1	0	1
	不明	2	0	2
解析対象		61	194	255

注) 喫煙習慣ならびに飲酒習慣を中止したと回答した者は解析対象から除外された。

のに有効と考えられる。

しかし、血清アルブミン測定ならびに低栄養チェックリストのいずれの方法も、結果をスクリーニングしている。一方、結果のスクリーニングだけでなく、身体栄養状態が良好な地域在宅高齢者が将来、低栄養状態に陥るリスクを把握し、低栄養状態に至らないようにするための介入手段を開発することも必須と考えられる。地域で独立した生活を営んでいる自立高齢者が、要介護に至らないよう予防するための活動に貢献するものであり、その意義は高いと考える。

地域在宅高齢者の身体栄養状態低下の規定要因を示した長期縦断研究は、わが国にはこれまでなかった。そこで、本研究の目的は自立高齢者が将来、低栄養になるリスクを知る手段の開発に向け、身体栄養状態が良好な地域在宅の自立高齢者を対象に縦断調査し、栄養状態低下の予知因子を探索することにある。

対象と方法

調査対象は、秋田県南外村に在住する67～99歳の高齢者全員878名(男性347名、女性531名)である。ベースライン調査は1994年7月、追跡調査は1996年7月に行われ、観察期間は2年間である。ベースライン調査の参加状況、ならびに2年後の追跡調査時の転帰を表1に示した。ベースライン調査には821名が参加し、参加率は93.5%であった。ベースライン調査参加者の追跡調査参加率は88.4%であった。2年間の追跡期間に62名が死亡した。

総合健康調査は医学調査と面接聞き取り調査で構成されており、調査項目は先行論文に詳述されている⁵⁾。身体栄養状態の指標変数は、血清アルブミンとした。栄養状態が良好な地域在宅の自立高齢者の低栄養リスクを把握することを目的としたため、解析対象者は、ベースラ

イン調査で自転車、車、バス、電車を使って1人で外出できると回答し、かつ血清アルブミン値が4.0g/dl以上の者とした。身体栄養状態低下の関連要因の解析は、2年間の血清アルブミン値の0.20g/dl以上の低下の有無を従属変数とする強制投入法による多重ロジスティック回帰分析によった。

独立変数はベースライン調査に基づき、基本属性として性(1. 男性, 2. 女性)、年齢(暦年実数)、同居家族人数(1. 4人以上, 2. 3人以下)、心理学的要因として抑うつ度(Geriatric Depression Scale: GDS短縮版による測定、得点実数)、健康度自己評価(1. 健康ではない, 2. 健康である)、食品摂取習慣として食品摂取多様性スコア(実数)⁶⁾、身体医学要因としてベースラインの血清アルブミン値、体の痛み(1. ある, 2. ない)、過去1年間の転倒既往(1. ない, 2. ある)、過去1年間の入院の有無(1. ない, 2. ある)、咀嚼能力自己評価(1. 噛みにくいものがある, 2. 何でも噛める)、嗜好習慣として飲酒習慣(1. 飲む, 2. 以前から飲まない)、喫煙習慣(1. 吸う, 2. 以前から吸わない)、ライフスタイル要因として定期的な運動習慣(1. ある, 2. ない)、趣味やけいこごとの実施(1. する, 2. しない(時々するを含む))、高次生活機能の自立度水準として老研式活動能力指標⁷⁾の「手段的自立得点」(1. 5点満点, 2. 5点未満)、同「知的能動性得点」(実数)、同「社会的役割得点」(実数)を取り上げた。

なお、嗜好習慣に関して、喫煙習慣の中止者は中止後に以前から吸わない者に比べ体重が増加する⁸⁾こと、および飲酒習慣の中止者は以前から飲まない者より生命予後が悪い⁹⁾ことなどが先行研究で示されている。したがって、本研究ではこれら嗜好習慣の中止者を以前から習慣のない者に含めるのは妥当ではないと考え、喫煙習慣ならびに飲酒習慣を中止したと回答した者は解析対象から除外した。その結果、解析対象数は、上述した条件を備え、変数データが完備した男性61名、女性194名である。

本研究は、財団法人東京都高齢者研究・福祉振興財団東京都老人総合研究所倫理審査要綱に基づいた倫理委員会審査を受け許可されており、調査対象者本人からはインフォームド・コンセントを得て行われた。

結 果

表2に、分析対象の独立変数として取り上げた各変数のベースライン時の状況を示した。平均年齢は、男性71.8歳、女性72.5歳であった。ベースライン時の血清アルブミン値の平均は男性、女性おのおの4.17、4.25g/dlであった。2年間の血清アルブミン低下量の平均は、男性0.08、女性0.10、全体で0.09g/dlであった。老研式活