

fascicle during maximal concentric plantar flexions are markedly influenced by the knee joint angle, despite identical ankle joint actions (Wakahara et al., 2007). However, it is unclear whether the MG fascicle behavior during eccentric plantar flexions is affected by the knee joint angle.

It has been shown that the plantar flexion torque (Herzog et al., 1991; Cresswell et al., 1995; Pinniger et al., 2000; Kawakami et al., 1998; Maganaris, 2003) and Achilles tendon force (Arndt et al., 1998) during maximal static plantar flexions are smaller at the flexed knee position than at the extended position. If the Achilles tendon force during eccentric actions is also reduced by knee flexion, this change will affect MG fascicle behavior, because the tendinous tissues are lengthened with applied force (Trestik and Lieber, 1993). On the other hand, the force during eccentric actions has been shown to be less influenced by changes in the velocity as compared with that during concentric actions (Westing et al., 1990; Reeves and Narici, 2003). Hence, the velocity of eccentric actions may not have a substantial effect on the fascicle behavior.

The purpose of the study is to investigate the effects of knee joint angle on the fascicle behavior of MG during eccentric plantar flexions. We hypothesized that the length changes in the MG fascicle during eccentric actions are influenced by the knee joint angle, but not by the angular velocity.

2. Methods

2.1. Subjects

Eight healthy men [age, 25.6 yrs (SD 3.0); height, 172.9 cm (SD 6.2); and body mass, 66.9 kg (SD 7.3)] voluntarily participated in the present study. Written informed consent was obtained from each subject. This study was in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Human Research Ethics Committee in the Faculty of Sport Sciences, Waseda University. The subjects were highly motivated and had previously attended the laboratory on at least one occasion to become familiarized with the testing procedures.

2.2. Experimental protocols

The subjects lay prone on a bench of an isokinetic dynamometer (CON-TREX, CMV AG, Switzerland) with the knee fully extended (K0) and 90° flexed (K90) (Fig. 1). In K0, the trunk was tightly fastened to the bench with belts. In K90, wooden blocks were placed in front of the thigh to prevent knee joint movements. The rotation axis of the right ankle was aligned with that of the dynamometer, and the foot was firmly strapped to a footplate. After a warming-up period, maximal voluntary static and eccentric plantar flexions were performed at each of the two knee joint positions mentioned above in a randomized order. The ankle joint angle in the static action was set at slightly dorsiflexed position (-10° to -3°) from the anatomical neu-

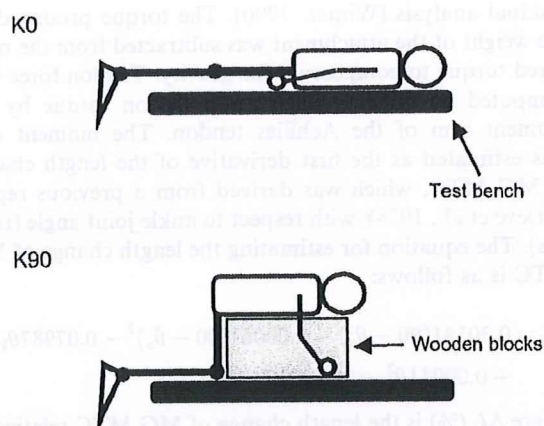


Fig. 1. Schematic illustrations of the two testing positions. The subjects performed static and eccentric plantar flexions with the knee fully extended (K0, upper) or 90° flexed (K90, lower).

tral position (0°), so that it would reach 0° at the time of peak torque, since the plantar flexion torque causes some ankle joint displacements (Muramatsu et al., 2001; Karamanidis et al., 2005). The extent of dorsiflexion was previously determined for each subject in the familiarization session. Indeed, angular displacements of 9.8° (SD 3.4) and 3.9° (SD 1.9) occurred in K0 and K90, respectively. As a result, the ankle joint angles measured by a goniometer were 0.1° (SD 3.4) in K0 and -0.4° (SD 2.2) in K90 at the time of peak tendon force. In the eccentric actions, the range of ankle joint motion was from 30° (plantar flexion) to -15° (dorsiflexion). However, the ankle joint angles did not reach -15° due to heel lift from the footplate during maximal plantar flexions. The angular velocities of the ankle were set at $30^\circ/\text{s}$ (slow) and $150^\circ/\text{s}$ (fast). Eccentric actions were preceded by about 2 s of static phase with the ankle at 30° . The subjects were instructed to sustain their maximal effort from the static phase to the end of the movement. Two trials were conducted for each action, and a 2-min rest period was provided between the trials. In each of the test conditions, the trial with the greater peak torque was chosen for subsequent analyses. In K0, the maximal voluntary static dorsiflexion was performed at ankle angle of 0° .

2.3. Torque and joint angle measurements

Plantar flexion torque was measured with the dynamometer. The ankle and knee joint angles were determined with electrical goniometers (ankle joint, SG110/A; knee joint, SG150; Biometrics, UK). Torque and joint angle signals were sampled at 2 kHz using a 16-bit A/D converter (PowerLab/16SP, ADInstruments, Australia) and stored on a computer. These data were processed by using a low-pass filter (Butterworth type fourth-order zero-lag filter) with a cutoff frequency of 17 Hz to reduce high-frequency noise. The cutoff frequency was determined by a

residual analysis (Winter, 1990). The torque produced by the weight of the attachment was subtracted from the measured torque to compensate for gravity. Tendon force was computed by dividing the plantar flexion torque by the moment arm of the Achilles tendon. The moment arm was estimated as the first derivative of the length change in MG MTC, which was derived from a previous report (Grieve et al., 1978), with respect to ankle joint angle (radians). The equation for estimating the length change of MG MTC is as follows:

$$\Delta L = 0.30141(90 - \theta_a) - 0.00061(90 - \theta_a)^2 - 0.07987\theta_k + 0.00011\theta_k^2 - 15.72217$$

where ΔL (%) is the length change of MG MTC relative to the lower leg length of each subject, θ_a (°) is the ankle joint angle and θ_k (°) is the knee joint angle.

2.4. Ultrasonographic measurements

Longitudinal sectional images of MG were obtained using a B-mode ultrasound apparatus (SSD-6500, Aloka, Japan) with a linear-array probe (10 MHz wave frequency, UST-5712, Aloka, Japan) (Fig. 2). The field of view of the ultrasound image was 60 × 60 mm. Since the fascicle length during eccentric actions was not so long (Fig. 1), almost all the length of fascicle was visualized in the image. The probe was placed over the midbelly of MG and fixed to the skin using elastic tapes. Ultrasound images were stored on computer memory of the apparatus at 36 Hz in the static and slow eccentric actions, and at 96 Hz in the fast eccentric actions. An electrical signal was superimposed on the images to synchronize them with other data [torque, angle and electromyogram (EMG)]. The MG fascicle length was measured as the distance between the intersection points of fascicle and aponeuroses. The pennation angle was deter-

mined as the angle between fascicle and deep aponeurosis. The length and pennation angle of one fascicle were manually measured on each frame using an image processing program (ImageJ, National Institute of Health, USA). The measurements were performed two times for each frame, and the mean values were used for further analyses. The data extracted at nearest 10° of ankle joint angle were indicated in the figures and used for statistics. The coefficients of variation of the two measurements were less than 3.6% and 5.5% for fascicle length and pennation angle, respectively. The intraclass correlation coefficients of the measurements were more than 0.962 and 0.939 for fascicle length and pennation angle, respectively.

Length changes of the tendinous tissues from the static phase were obtained by subtracting changes in the horizontal component of the fascicle length (fascicle length × cosine of the pennation angle) from the changes in MTC length (Fukunaga et al., 2001).

2.5. EMG recordings

Surface EMGs were recorded from the MG, lateral gastrocnemius (LG), SOL and tibialis anterior (TA) muscles. After careful preparation of the skin, pairs of Ag/AgCl electrodes (Blue Sensor P-00-S, Ambu A/S, Denmark, measuring area: 154 mm²) were placed over the belly of each muscle with an inter-electrode distance of 20 mm. Whereas the electrodes for MG were close to the ultrasound probe, the EMG signal recorded was not affected by this configuration. A reference electrode was placed on the medial malleolus of the left foot. The EMG signals were collected telemetrically (WEB-5000, NIHON KODEN, Japan; input impedance > 10 MΩ, common mode rejection ratio > 80 dB, time constant: 0.03 s, hi-cut filter: off) with a sampling frequency of 2 kHz. After full-wave rectification, EMGs were averaged during a 0.5-s period

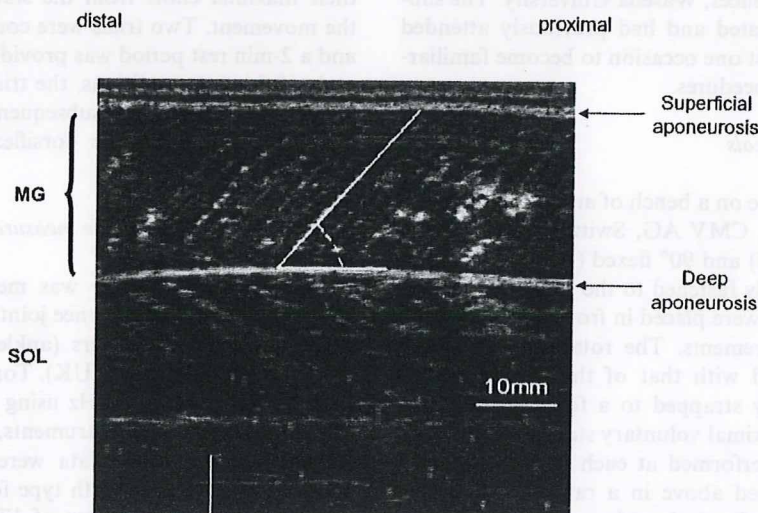


Fig. 2. A typical example of ultrasound image during fast eccentric actions with the knee 90° flexed (K90). MG: medial gastrocnemius, SOL: soleus.

around the peak tendon force for the static actions, and over the entire range of motion for the eccentric actions, respectively.

2.6. Statistics

A three-way ANOVA (2 knee joint angles × 4 ankle joint angles × 2 angular velocities for the tendon force, fascicle length and pennation angle; 2 knee joint angles × 3 ankle joint angles × 2 angular velocities for the elongation of tendinous tissues) with repeated measures was used to determine the effects of the knee joint angle, ankle joint angle and angular velocity of the ankle. For the tendon force at an ankle angle of 0° and EMGs, a two-way ANOVA (2 knee joint angles × 3 angular velocities, in which the static action was included as 0°/s) with repeated measures was used to test the effects of the knee joint angle and angular velocity. The ANOVAs were followed by Tukey's post hoc tests. Statistical significance was set at $P < 0.05$. All the analyses were performed with a statistical software (SPSS 12.0J).

3. Results

The three-way ANOVA revealed that the knee and ankle joint angles had a main effect on the tendon force ($P < 0.01$), although the angular velocity did not (Fig. 3). An interaction between knee and ankle joint angles ($P < 0.05$) indicated that the tendon forces were not different between knee joint angles at the ankle angle of 30°, but were higher in K0 than in K90 at 0°, 10° and 20°. Also, an interaction between ankle joint angle and angular velocity ($P < 0.05$) indicated that the tendon forces were higher in the slow eccentric actions than in the fast eccentric actions

Table 1

Tendon force at the ankle angle of 0° and EMG amplitude of each muscle

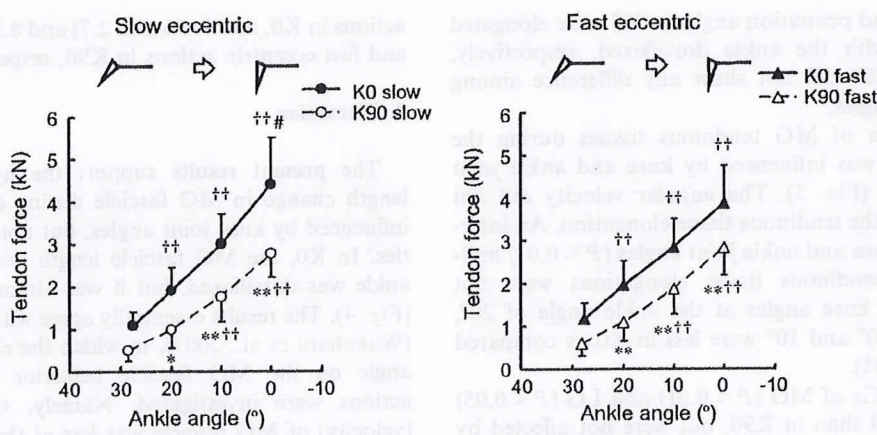
		Static	Slow eccentric	Fast eccentric	
Tendon force (kN)	K0	4.5 ± 1.2	4.4 ± 1.1	3.7 ± 0.8	*]
	K90	3.0 ± 0.7	2.8 ± 0.6	2.7 ± 0.6	
<i>EMG amplitude (mV)</i>					
MG	K0	0.21 ± 0.07	0.18 ± 0.05	0.17 ± 0.04	*]
	K90	0.13 ± 0.03	0.12 ± 0.04	0.13 ± 0.03	
LG	K0	0.23 ± 0.14	0.19 ± 0.09	0.19 ± 0.08	*]
	K90	0.15 ± 0.08	0.15 ± 0.07	0.15 ± 0.06	
SOL	K0	0.20 ± 0.09	0.14 ± 0.05	0.13 ± 0.04	
	K90	0.16 ± 0.04	0.15 ± 0.03	0.17 ± 0.06	
TA	K0	0.05 ± 0.05	0.03 ± 0.01	0.03 ± 0.01	
	K90	0.04 ± 0.05	0.02 ± 0.01	0.03 ± 0.01	

Values are means and SDs.

* Significant main effect of knee joint angle.

at 0° in K0, whereas tendon forces at the other ankle joint angles were not different between angular velocities. The two-way ANOVA demonstrated that the tendon force at the ankle angle of 0° was decreased in K90 than in K0 ($P < 0.01$), but not affected by angular velocity with no interaction (Table 1).

The MG fascicle length and pennation angle during the eccentric actions were presented in Fig. 4. The behavior of fascicle was markedly different between K0 and K90. This result was surprising because the ankle joint actions were the same for these positions. The fascicle length and pennation angle were affected by knee and ankle joint angles ($P < 0.01$). However, no main effect of angular velocity was found on either of the fascicle length or pennation angle. There was a significant interaction between knee and ankle joint angles ($P < 0.01$), indicating that the



* and ** denote significant difference between knee joint angles at $P < 0.05$ and $P < 0.01$, respectively.
 †† denotes significant difference from ankle joint angle at 30° at $P < 0.01$.
 # denotes significant difference between angular velocities at $P < 0.05$.

Fig. 3. Means and standard deviations (SDs) of the tendon forces during slow (left) and fast (right) eccentric actions. Closed and open symbols show data at the knee joint angle of 0° (K0) and 90° (K90), respectively.

Please cite this article in press as: Wakahara T et al., Effects of knee joint angle on the fascicle behavior of the ..., J Electromyogr Kinesiol (2008), doi:10.1016/j.jelekin.2008.05.008

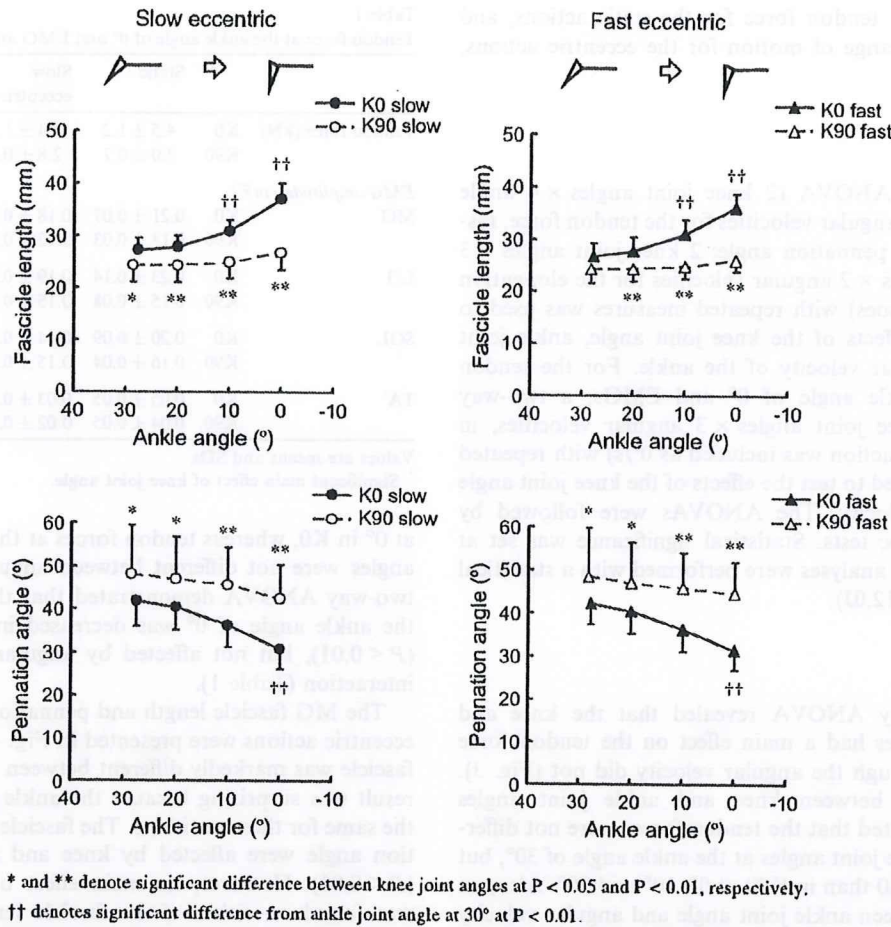


Fig. 4. Means and standard deviations (SDs) of the fascicle lengths (upper) and pennation angles (lower) of MG during slow (left) and fast (right) eccentric actions. Closed and open symbols denote data at the knee joint angle of 0° (K0) and 90° (K90), respectively.

fascicle lengths and pennation angles in K0 were elongated and decreased with the ankle dorsiflexed, respectively, while those in K90 did not show any difference among the ankle joint angles.

The elongation of MG tendinous tissues during the eccentric actions was influenced by knee and ankle joint angles ($P < 0.01$) (Fig. 5). The angular velocity did not have an effect on the tendinous tissue elongation. An interaction between knee and ankle joint angles ($P < 0.01$) indicated that the tendinous tissue elongations were not different between knee angles at the ankle angle of 20°, whereas those at 0° and 10° were less in K0 as compared with K90 ($P < 0.01$).

The mean EMGs of MG ($P < 0.01$) and LG ($P < 0.05$) were higher in K0 than in K90, but were not affected by angular velocity with no interaction (Table 1). On the other hand, neither the knee joint angle nor the angular velocity had an effect on SOL EMGs. The mean EMGs of TA were not different between knee joint angles. The relative values of TA EMGs to those during maximal dorsiflexion were 10.2% (SD 3.5) and 9.5% (SD 2.9) in slow and fast eccentric

actions in K0, and 7.4% (SD 2.7) and 8.3% (SD 3.1) in slow and fast eccentric actions in K90, respectively.

4. Discussion

The present results support the hypothesis that the length change in MG fascicle during eccentric actions is influenced by knee joint angles, but not by angular velocities. In K0, the MG fascicle length was elongated as the ankle was dorsiflexed, but it was almost constant in K90 (Fig. 4). The results essentially agree with our recent report (Wakahara et al., 2007), in which the effects of knee joint angle on the MG fascicle behavior during concentric actions were investigated. Namely, the length change (velocity) of MG fascicle was less at the flexed knee position than at the extended position. The present study clarified that, not only in maximal concentric but also in eccentric plantar flexions, knee joint positions greatly influenced the fascicle behavior of MG. Our findings suggest that the angles of each joint that the bi-articular muscle crosses have complex effects on its fascicle behavior. The

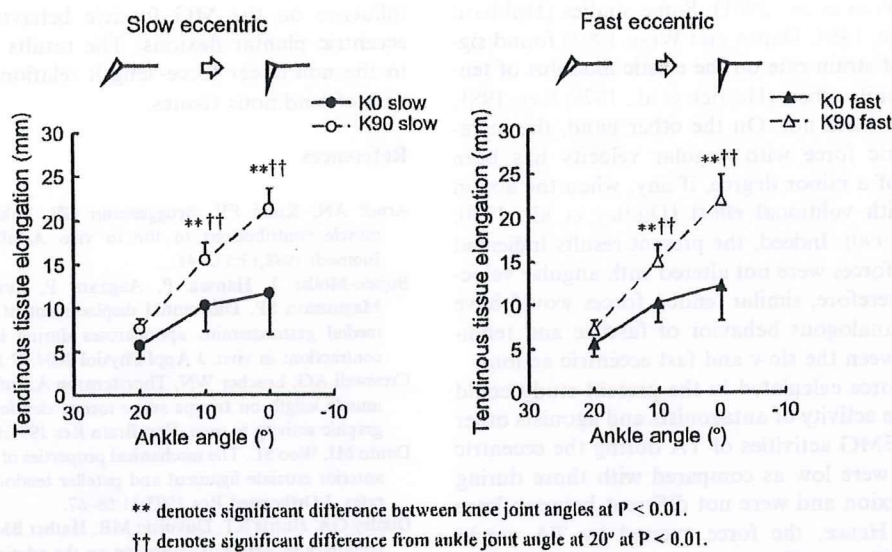


Fig. 5. Means and standard deviations (SDs) of the tendinous tissue elongations during slow (left) and fast (right) eccentric actions. Closed and open symbols denote data at the knee joint angle of 0° (K0) and 90° (K90), respectively.

effects would have to be taken into account to properly understand the mechanics of bi-articular muscle during multi-joint movements.

The tendon forces during the eccentric actions were lower in K90 than in K0 (Fig. 3). Both MG and LG cross the knee joint, but the physiological cross-sectional area of LG is only about 40% of that of MG (Fukunaga et al., 1992). Hence, the decrease of tendon force with knee flexion is mainly attributable to the lower force of MG in K90 according to the following three factors; (1) fascicle length, (2) pennation angle and (3) activation levels. Firstly, MG fascicle lengths were shorter in K90 as compared to K0 (Fig. 4). These length ranges corresponded to the ascending limb of the length-force relation of MG fascicle for both knee positions, on the assumptions that the number of sarcomeres in series within MG fascicle is 17,600 (Huijing, 1985), and that the optimal length of the human sarcomere ranges from 2.64 to 2.81 μm (Walker and Schrodt, 1974). Thus, it is most likely that the shorter MG fascicle in K90 had lower potential for generating force than in K0. Secondly, the pennation angles of MG were different between knee positions throughout the range of motion (Fig. 4). The higher pennation angles in K90 reduced the force transmitted to the tendinous tissues. Thirdly, the MG EMGs were lower in K90 than those in K0 (Table 1). Taken together, it is reasonable to assume that the lower tendon forces in K90 compared to K0 would be due to the decrease in the force exerted by MG.

During eccentric plantar flexions, the amount of lengthening in MG fascicle was different between K0 and K90 (Fig. 4), despite the identical range of ankle motion. In K90, the fascicle behaved almost isometrically. A possible explanation for this phenomenon is the non-linear force-length relations of tendinous tissues, because the tendinous

tissues are more compliant at low force levels and gradually become stiffer as applied force increases (Trestik and Lieber, 1993). The force developed by MG was reduced with knee flexion, and thus a slight increase in the force would result in the greater deformation of compliant tendinous tissues in K90. On the other hand, it is possible that higher levels of force in K0 limited the tendinous tissue elongation, and consequently the fascicle was lengthened. Unfortunately, we could not demonstrate the force-length relation of MG tendinous tissues from present data, because the tendon force included the force produced by the antagonists and agonists other than MG. Another explanation is that the slackness of tendinous tissues was not fully taken up by the force during the pre-static phase in K90. Although the plantar flexion task was performed with maximal effort, if the fascicles of MG are close to their active slack length, a greater amount of slack could not be removed at the extremely shortened MTC length. In any case, the considerable length changes in the tendinous tissues in K90 would be related to their mechanical properties at smaller force levels.

The angular velocity of eccentric actions did not affect the behavior of fascicle (Fig. 4) and tendinous tissues (Fig. 5). It has been suggested that the tendinous tissue elongation is partly dependent on the strain rate (Hubbard and Soutas-Little, 1984; Danto and Woo, 1993), because of their viscoelastic properties. In addition, animal experiments have shown that the eccentric force increases up to 1.7–2.0 times as high as static force with increasing lengthening velocity (Lombardi and Piazzesi, 1990; Krylow and Sanderoock, 1997). These findings imply that the angular velocity of eccentric actions influences the length changes of fascicle and tendinous tissues. However, the effects of strain rate on the tendinous tissue elongation are still

controversial (Wren et al., 2001). Some studies (Hubbard and Soutas-Little, 1984; Danto and Woo, 1993) found significant effects of strain rate on the elastic modulus of tendinous tissues, while others (Herrick et al., 1978; Ker, 1981; Wren et al., 2001) did not. On the other hand, the increment of eccentric force with angular velocity has been reported to be of a minor degree, if any, when the action is performed with volitional effort (Dudley et al., 1990; Westing et al., 1990). Indeed, the present results indicated that the tendon forces were not altered with angular velocities (Fig. 3). Therefore, similar tendon forces would have resulted in the analogous behavior of fascicle and tendinous tissues between the slow and fast eccentric actions.

The tendon force calculated in the present study could be affected by the activity of antagonists and agonists other than MG. The EMG activities of TA during the eccentric plantar flexions were low as compared with those during maximal dorsiflexion and were not different between knee joint positions. Hence, the force exerted by TA would not have a significant effect on the present results. The EMGs of mono-articular SOL, which has the largest physiological cross-sectional area among the plantar flexors (Fukunaga et al., 1992), were not influenced by knee joint angles (Table 1). This suggests that the contribution of SOL to the tendon force was not substantially different between the two knee joint positions. On the other hand, SOL forms a common tendon with the gastrocnemius muscles (Bojsen-Moller et al., 2004). Since the elongation of MG tendinous tissues were different between the extended and flexed knee positions (Fig. 5), the length and velocity of SOL fascicles may also be altered by knee joint angles. Further studies that examine the behavior of SOL fascicles are necessary to fully understand the relation between the MG fascicle behavior at different knee positions and mechanical outputs.

In the present study, the fascicles were traced on the assumptions that these are straight and behave homogeneously within their muscle belly. Muramatsu et al. (2002) have determined curvature of MG fascicle in vivo using ultrasonography. They showed that measurement of fascicle length by a straight line led to an underestimation by ~6%, which is corresponding to 1–2 mm in the present study. On the other hand, MG fascicle lengths and pennation angles at different sites were examined at rest and during static actions by Maganaris et al. (1998) and Kawakami et al. (2000). In both studies, the fascicle lengths were similar within the muscle belly. The pennation angles were homogeneous (Maganaris et al., 1998) and inhomogeneous (Kawakami et al., 2000) among measured sites. Also, Lichtwark et al. (2007) have reported that the MG fascicle lengths and pennation angles measured at three different sites changed in a similar way during walking and running. Taken together, the assumptions of linearity and homogeneity of MG fascicles would not have a substantial effect on our results.

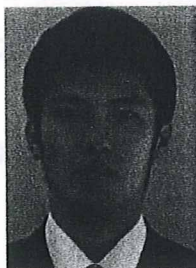
In conclusion, the present study showed that knee joint angles and corresponding differences in the force have an

influence on the MG fascicle behavior during maximal eccentric plantar flexions. The results were probably due to the non-linear force-length relations and/or the slackness of tendinous tissues.

References

- Arndt AN, Komi PV, Bruggemann GP, Lukkariniemi J. Individual muscle contributions to the in vivo Achilles tendon force. *Clin Biomech* 1998;13:532–41.
- Bojsen-Moller J, Hansen P, Aagaard P, Svantesson U, Kjaer M, Magnusson SP. Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. *J Appl Physiol* 2004;97:1908–14.
- Cresswell AG, Loscher WN, Thorstensson A. Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man. *Exp Brain Res* 1995;105:283–90.
- Danto MI, Woo SL. The mechanical properties of skeletally mature rabbit anterior cruciate ligament and patellar tendon over a range of strain rates. *J Orthopaed Res* 1993;11:58–67.
- Dudley GA, Harris RT, Duvoisin MR, Hather BM, Buchanan P. Effect of voluntary vs. artificial activation on the relationship of muscle torque to speed. *J Appl Physiol* 1990;69:2215–21.
- Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukashiro S, Kanehisa H, Maganaris CN. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Roy Soc London. Ser B, Biol Sci* 2001;268:229–33.
- Fukunaga T, Roy RR, Shellock FG, Hodgson JA, Day MK, Lee PL, et al. Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *J Orthopaed Res* 1992;10:928–34.
- Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol* 1966;184:170–92.
- Grieve DW, Pheasant S, Cavanagh PR. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: Asmussen E, Jorgensen K, editors. *Biomechanics VI-A*. Baltimore: University Park Press; 1978. p. 405–12.
- Griffiths RI. Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *J Physiol* 1991;436:219–36.
- Herrick WC, Kingsbury HB, Lou DY. A study of the normal range of strain, strain rate, and stiffness of tendon. *J Biomed Mater Res* 1978;12:877–94.
- Herzog W, Read LJ, ter Keurs HE. Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius muscles. *Clin Biomech* 1991;6:230–8.
- Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc Roy Soc London. Ser B, Biol Sci* 1938;126:136–95.
- Hubbard RP, Soutas-Little RW. Mechanical properties of human tendon and their age dependence. *J Biomech Eng* 1984;106:144–50.
- Huijing PA. Architecture of the human gastrocnemius muscle and some functional consequences. *Acta Anat* 1985;123:101–7.
- Ishikawa M, Komi PV, Grey MJ, Lepola V, Bruggemann GP. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J Appl Physiol* 2005;99:603–8.
- Ishikawa M, Pakaslahti J, Komi PV. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture* 2007;25:380–4.
- Karamanidis K, Stafiliadis S, DeMonte G, Morey-Klapsing G, Bruggemann GP, Arampatzis A. Inevitable joint angular rotation affects muscle architecture during isometric contraction. *J Electromyogr Kines* 2005;15:608–16.
- Kawakami Y, Ichinose Y, Fukunaga T. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J Appl Physiol* 1998;85:398–404.
- Kawakami Y, Ichinose Y, Kubo K, Ito M, Imai M, Fukunaga T. Architecture of contracting human muscles and its functional significance. *J Appl Biomech* 2000;16:88–98.

- Kawakami Y, Muraoka T, Ito S, Kanehisa H, Fukunaga T. In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol* 2002;540:635-46.
- Ker RF. Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep (*Ovis aries*). *J Exp Biol* 1981;93:283-302.
- Krylow AM, Sandercock TG. Dynamic force responses of muscle involving eccentric contraction. *J Biomech* 1997;30:27-33.
- Kurokawa S, Fukunaga T, Fukashiro S. Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *J Appl Physiol* 2001;90:1349-58.
- Kurokawa S, Fukunaga T, Nagano A, Fukashiro S. Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. *J Appl Physiol* 2003;95:2306-14.
- Lichtwark GA, Bougoulas K, Wilson AM. Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *J Biomech* 2007;40:157-64.
- Lombardi V, Piazzesi G. The contractile response during steady lengthening of stimulated frog muscle fibres. *J Physiol* 1990;431:141-71.
- Maganaris CN. Force-length characteristics of the in vivo human gastrocnemius muscle. *Clin Anat* 2003;16:215-23.
- Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *J Physiol* 1998;512:603-14.
- Muramatsu T, Muraoka T, Kawakami Y, Shibayama A, Fukunaga T, Muramatsu T. In vivo determination of fascicle curvature in contracting human skeletal muscles. *J Appl Physiol* 2002;92:129-34.
- Muramatsu T, Muraoka T, Takeshita D, Kawakami Y, Hirano Y, Fukunaga T. Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Appl Physiol* 2001;90:1671-8.
- Pinniger GJ, Steele JR, Thorstensson A, Cresswell AG. Tension regulation during lengthening and shortening actions of the human soleus muscle. *Eur J Appl Physiol* 2000;81:375-83.
- Reeves ND, Narici MV. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol* 2003;95:1090-6.
- Sousa F, Ishikawa M, Vilas-Boas JP, Komi PV. Intensity- and muscle-specific fascicle behavior during human drop jumps. *J Appl Physiol* 2007;102:382-9.
- Trestik CL, Lieber RL. Relationship between Achilles tendon mechanical properties and gastrocnemius muscle function. *J Biomech Eng* 1993;115:225-30.
- Wakahara T, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Fascicle behavior of medial gastrocnemius muscle in extended and flexed knee positions. *J Biomech* 2007;40:2291-8.
- Walker SM, Schrodt GR. I segment lengths and thin filament periods in skeletal muscle fibers of the Rhesus monkey and the human. *Anat Rec* 1974;178:63-81.
- Westing SH, Seger JY, Thorstensson A. Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiol Scand* 1990;140:17-22.
- Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons; 1990.
- Wren TA, Yerby SA, Beaupre GS, Carter DR. Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clin Biomech* 2001;16:245-51.



Taku Wakahara received his Ph. D. degree from Waseda University in 2008. He is currently a research associate at the Faculty of Sport Sciences, Waseda University. His research interest is the muscle mechanics in vivo in humans. He is a member of three professional societies.



Hiroaki Kanehisa received his Ph.D. degree (education) from the University of Tokyo in 1992. Currently, he is an associate professor in the Department of Life Sciences at the University of Tokyo. His major area of research is the growth and aging of human skeletal muscles with special emphasis on the influences of physical training on the morphological and functional profiles of muscles. He is a member of two professional societies.



Yasuo Kawakami received his Bachelor of Physical Education and Master of Science (Exercise Physiology) degrees at the University of Tokyo between 1983 and 1990, and was given Ph.D. from the University of Tokyo in 1995. Currently he is a professor at the Faculty of Sport Sciences, Waseda University, lecturing in biomechanics and biodynamics. His main research interest is in the area of muscle mechanics, particularly on muscle behavior in vivo and during human movements. Effects of training, growth, aging, and fatigue on human muscles are also in the scope of his research. He is a member of the Executive Council of the Japanese Society of Biomechanics since 2001.



Tetsuo Fukunaga received his Ph.D. from the University of Tokyo in 1973. He worked as a research assistant in University of Tokyo from 1971 to 1973; as an associate professor in Chukyo University. from 1973 to 1980; and as an associate professor and a full professor in University of Tokyo from 1980 to 2002. He is currently a full professor in Waseda University. His research over the years as well as his current interests include many aspects of Biomechanics, Exercise Physiology and Training Sciences, particularly on human skeletal muscle in vivo. He has served as president of Japanese Society of Biomechanics, and as a council member of two professional societies.

連載

運動・身体活動と公衆衛生(13)

「生活習慣病予防に必要な身体活動量・運動量・体力」

独立行政法人 国立健康・栄養研究所 健康増進プログラム 田畑 泉

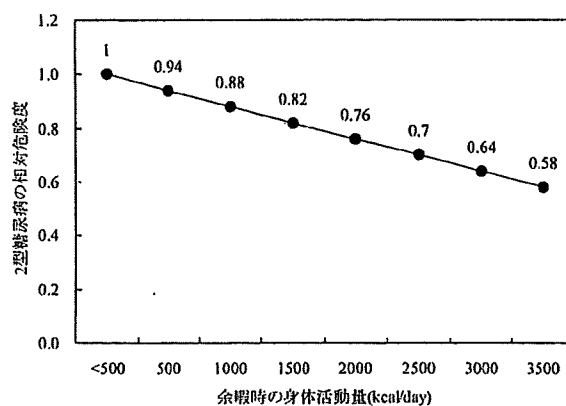
1. はじめに

運動・身体活動の健康増進効果に関する記述は、紀元前の古代中国、インド、ギリシャまで遡ることができる。しかし、運動・身体活動による生活習慣病予防に関する基礎的研究の歴史は浅く、骨格筋のミトコンドリアが運動トレーニングで増加することが発見された1960年代である。この研究を端緒として、生体の各臓器、特に骨格筋における健康増進に関連の高いタンパク質が身体トレーニングにより増加することが生物学的研究により明らかとなっている。また、運動・身体活動・体力と生活習慣病や総死亡率に関する疫学的研究が、この4半世紀に急速に発展し、冠動脈疾患ばかりでなく、糖尿病などの生活習慣病罹患に対する身体活動・運動の予防効果に関する報告が蓄積されている。そこで、我々は、生活習慣病予防という観点で、どのような身体活動・運動をどれくらい行えば良いかということをつまららかにするために、生活習慣病予防それらの関係についてこれらの内外の論文に対してシステムティック・レビューを行った。

2. システムティック・レビュー

我々は、欧米文献のデータベースであるメドラインと、邦文データベースである医学中央雑誌データベースを対象に、平成17年4月11日までのすべての発表論文について、一定の検索式（体力、運動、身体トレーニング、体力と各疾病、と追跡研究、観察研究、前向き研究、後ろ向き研究、縦断的研究）を用いて、システムティック・レビューを行った。対象とした生活習慣病等：肥満、高血圧症、高脂血症、糖尿病、脳血管疾患、循環器病による死亡、骨粗鬆症、ADL、総死亡であった。最初に、この検索式でヒットした論文を、さらにタイトルと抄録による一次スクリーニングで絞り込み、それらの全文を取り寄せ精読した。その結果、検索式からは8134

図1 余暇時の身体活動量と2型糖尿病の相対危険度 (Helmrich SP, Ragland DR, Leung RW, Paffenbarger RS Jr. Physical activity and reduced occurrence of non-insulin-dependent diabetes mellitus. N Engl J Med. 1991 Jul 18; 325 (3): 147-52.)



本がヒットし、さらに4人の中堅研究者が794本を精読し、最終的に、厳密な基準をもとに84本の論文が選定された。

その1例であるが、図1にあるようにアメリカのペンシルバニア大学の男子卒業生約6,000人を対象とした研究により、糖尿病の相対危険度は、カロリーで表された1週間当たり身体活動量と容量依存性のあることが示されている¹⁾。言い換えると、“身体活動”を週当たり500kカロリー毎に相対危険度が6%ずつ低下するということである。単純に計算すると1500kカロリーの消費で約20%の糖尿病発症が予防されるということである。

一方、日本の岡田らの研究により週1回の運動でも、2型糖尿病の発症を抑えることが出来ることが明らかになった(図2)²⁾。これらの結果は、身体活動・運動は特異的に生活習慣病を予防する効果があることを示している。しかし、いずれの研究結果でも、どんなに身体活動を増やしたとしても、糖尿病の発症は0にはならない。これが、疾患の成立が多要素に関係している生活習慣病の特徴である。これは、糖尿病の発症は遺伝素因や、他の生活習慣、特

に食事の影響を大きく受けており、身体活動量の増加のみでは、その予防はできないからである。

3. 身体活動と運動

次に、システマティック・レビューで抽出された文献を対象に生活習慣病予防という観点で、どれくらいの身体活動・運動が必要かと言うことを明らかにするために、メッツ・時/週/週という指標を用いて、最も身体活動・運動量の少ない群に比べて、各種生活習慣病の罹患率が統計的に有意に低下する群の身体活動・運動の下限値を挙げていった。メッツ・時とは、運動強度の指数であるメッツ値 (metabolic equivalent: MET) に身体活動・運動時間 (時間) を掛けたものである。メッツ値とは、当該身体活動におけるエネルギー消費量を座位安静時

代謝量 (酸素摂取量で約3.5 mL/kg/分に相当) で除したものである。酸素1.0リットルの消費を5.0 kcal のエネルギー消費と換算すると、1.0メッツ・時は体重70 kg の場合は74 kcal, 60 kg の場合は63 kcal となる。このように標準的な体格の場合、1.0メッツ・時は体重とほぼ同じエネルギー消費量となり、メッツ・時が身体活動量を定量化する場合に頻繁に使われている。つまり、メッツ・時/週とは週当たりの身体活動・運動量である。

このような文献の精査から、生活習慣病予防という観点から“健康づくりのために必要な”, 身体活動量は23メッツ・時/週, 運動では4メッツ・時/週ということが明らかとなった。生活習慣病予防に必要な身体活動量と運動量が別個に決めた理由は、この区別を行わないで運動と身体活動を一緒にすると、これらの文献から集められたメッツ・時/週は、2メッツ・時/週から30メッツ・時/週とかなりの範囲に分布し、一定の値を決めることが不可能であったからである。そこで、それらの文献について、身体活動 (physical activity: 骨格筋の収縮を伴い安静時より多くのエネルギー消費を伴う身体の状態であり、日常生活活動における労働・家事等や余暇における運動・スポーツ活動等が含まれる) と運動 (exercise: 身体活動の一種であり、とくに体力 (競技に関連する体力と健康に関連する体力を含む) を維持・増進させるために行う計画的・組織的で継続性のあるものであり (図3), 速歩やジョギング, ランニング, 自転車乗り, 水泳, テニス, バドミントン, サッカー等を含む) と分けて見たところ、運動では2~10メッツ・時/週に分布し、身体活動では20~30メッツ・時/週に分布し、はっきりと分布が分かれた。また、その範囲もそれほど大きくなかったことからそれらの値の平均値をとると、運動で

図2 身体運動習慣と2型糖尿病の発症の相対危険度 (Okada K, Hayashi T, Tsumura K, Suematsu C, Endo G, Fujii S. Leisure-time physical activity at weekends and the risk of Type 2 diabetes mellitus in Japanese men: the Osaka Health Survey. Diabet Med. 2000 Jan; 17 (1): 53-8.)

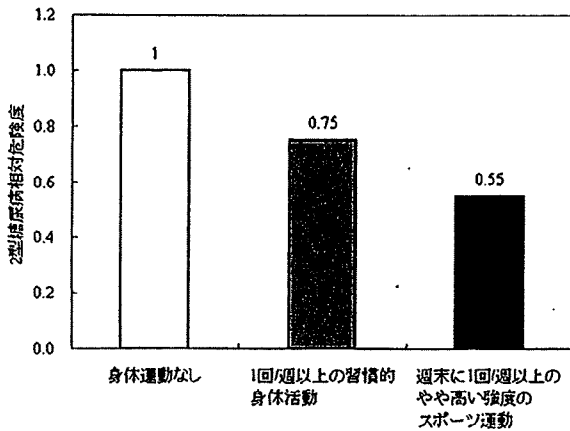
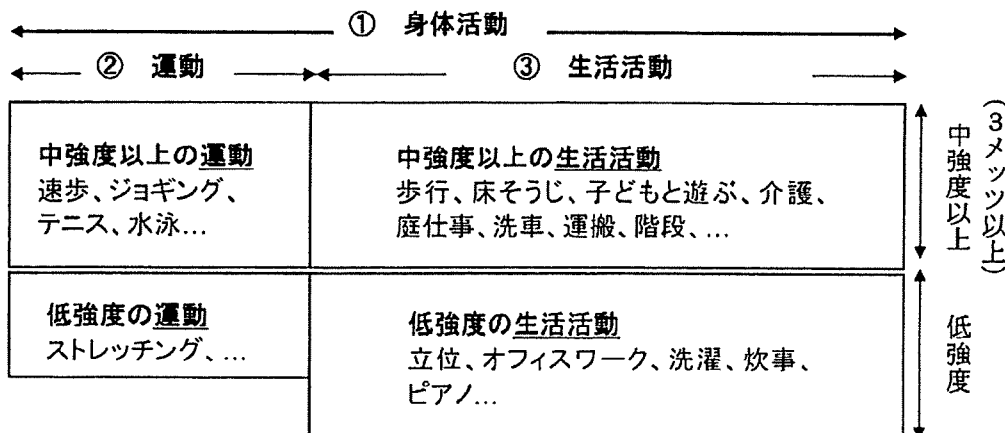


図3 身体活動, 運動, 生活活動の関係³⁾



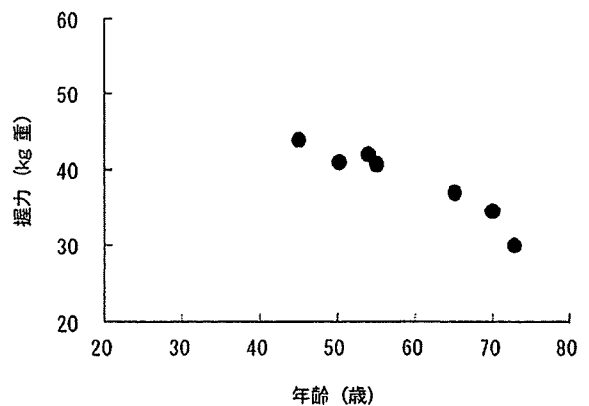
は4メッツ・時/週、身体活動では23メッツ・時/週を生活習慣病予防に必要な量と決めるのが妥当と考えられた。

23メッツ・時/週という身体活動量は一日当たりになると3~4メッツ・時である。この量は歩行では60分程度であることより、意識できない歩数(2000~4000歩)を加えると一日当たり8000~10000歩の量である。前述した方法から得られた身体活動23メッツ・時/週は、最も身体活動量の少ない(意識的に身体活動を行っていない人がほとんど)に比べて統計的に有意に生活習慣病罹患率が低下するもっとも低い値である。したがって、国民の身体活動レベルがそれよりも多ければ、より多くの身体活動を推奨するべきかもしれない。しかし、国民の歩数は厚生労働省が毎年行っている国民健康栄養調査によると平成9年をピークとして低下しており平成19年の値は男性7321歩、女性6267歩と上述の8000歩~10000歩よりも低い値であり、国民の半分以上の身体活動量は23メッツ・時/週の基準より少ないと考え得られる。しかし、これらの基準の達成は多くの施策により国民の身体活動に対する意識が高まれば不可能ではないので、妥当な量と考えられる。1メッツ・時は、歩行、掃除、床そうじ、庭仕事、物を運ぶ、自転車乗り、雪かき、介護、子どもと遊ぶといった生活の中にある活動を20分程度行う場合の身体活動量であり、これらの20分の身体活動を一日3つ行えばよい。通勤の歩行を少し増やすだけでこの量をクリアできる。しかし、現代社会では、ある程度エネルギーを消費する(科学的には強度が3メッツ以上)で、歩行以外の身体活動がかなり限られているのも現実である。したがって、生活の中に意識的に“歩く”ことを取り入れることが、生活習慣病予防に必要なものである。

一方、4メッツ・時/週という運動量は、ジョギングとかサッカーなら40分程度、分速95m程度の速歩では1時間である。生活の中で時間的に余裕のないビジネスマンについては、週1回の運動でこの値をクリアすることは可能である。ある意味では、こちらの方が簡単であるというライフスタイルの方もいるであろう。しかし、平成16年度の国民健康栄養調査では、汗をかくような運動を週2回以上行っている国民は男性30.8%女性25.8%であり、これについても多くの国民がこの値をクリアしていないので、まずはこの量を推奨するのが適切であると考えられる。

平成9年に始まった健康日本21運動の推進にもかかわらず国民の歩数特に男性の30歳から50歳代で歩数が低下しているのは、週休2日制の定着がこの時

図4 総死亡リスクを低くする握力の値³⁾



期にあったこともその一つの理由であるかもしれない。多くの国民が、2日の休日の中で一日は活発に子どもとスポーツを行う習慣をつければ、生活習慣病予防効果が現れると推測される。

4. 生活習慣病予防と体力

システムティック・レビューの結果、身体活動量や運動量に加えて、体力についても持久力の指標である最大酸素摂取量と筋力について生活習慣病予防効果があることが明らかとなった。一般的には身体活動量の多い人の体力は高いが、遺伝的影響を受ける体力は必ずしも身体活動量(とくに、体力の急速な向上が認められない低い強度の運動(歩行))と高い相関関係がない。最近、体力と身体活動量は生活習慣病の独立した危険因子であることを示唆するような報告が出現し始めている。つまり、両方が高ければ、単独の指標が高い場合よりも、その集団では生活習慣病罹患の危険性が、それぞれ加算的に低くなるということである。最大酸素摂取量(maximal oxygen uptake, 単位: L/分, mL/kg/分)とは、運動負荷試験を行うことにより測定される、個人が時間当たりに摂取できる酸素量の最大値である。システムティック・レビューで採択された論文において、最大酸素摂取量が最も低い群に対して、生活習慣病の発症率が有意に低下する群の最大酸素摂取量のカットオフ値を挙げていき、それを年代別に平均した値は、加齢により低下する日本人の最大酸素摂取量の各年代の平均値とほぼ同程度であった。つまり、生活習慣病予防には各年齢集団のなかで、体力がとびきり高い必要はなく、平均値程度で良いのであり、これも多くの国民がまずは目指すべき値としては妥当であると考えられた。最大酸素摂取量の測定は大がかりな機器が必要であるので国民全部を測定することはできない。しかし、たとえば

“他の人よりも歩くのが遅い方ですか?” というような簡易な質問で体力を判定することが可能ならば、体力という指標を生活習慣病予防に生かすことが可能となる。

筋力については、最大酸素摂取量に比べて、生活習慣病予防という観点からのエビデンスが少なかったため、定量的に示すことはできない。しかし、総死亡率等でみると、これも平均値程度の筋力を持つことが必要であるということが言える。成人において、このような値を維持すれば、高齢期における介護予防になることも明らかである。これらのシステマティック・レビューの結果は“健康づくりのための運動基準2006—身体活動・運動・体力—(厚生労働省平成18年: <http://www.nih.go.jp/eiken/programs/pdf/kijun2006.pdf>)³⁾” およびそのエビデンスを基に国民に対する身体活動・運動量の増加を支援するために作られた健康づくりのための運動指針2006(エクササイズガイド2006)(<http://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/undou01/pdf/data.pdf>)⁴⁾ 策定の基礎となった。これらの2公文書は英語、中国語、韓国語に訳されているので各国に紹介は可能である(独立行政法人 国立健康・栄養研究所のホームページ参照)。もちろん、これらの国の身体活動量・運動量・体力がわかっていて、日本の健康づくりのための運動基準2006～身体活動・運動・体力～の身体活動量・運動量・体力の基準値の達成が実現可能である場合のみであるが。

4. 身体活動・運動・及び体力と生活習慣病予防の機序

ところで、身体活動・運動は、どのようにして生活習慣病を予防するのであろうか。その機序はそれほど分かっていない。糖尿病に大きく関係する骨格筋の糖代謝能、さらにはからだ全体の糖代謝能を決める骨格筋の糖輸送担体(GLUT-4)は身体トレーニングにより増加するが、1回の運動の効果は3日もたない。また、一回の運動の糖代謝能に対する効果は、相当運動を行っても3日維持されない。したがって、糖代謝能という観点からは、2日あるいは3日に一回運動を行うことが推奨されている。しかし、運動に関する多くの疫学的エビデンスは週末1回の運動でも糖尿病の予防には効果があることが示されている。したがって、このような生理学的研究の発現と疫学的エビデンスとの解離についても、今

後、研究が行われる必要がある。

身体活動・運動による健康関連のタンパク質の発現は、まるで指揮者がタクトを振るとオーケストラの多くのパートの楽員が瞬時に楽器を弾き始めるように、ほぼ同時に起こることが知られている。したがって、身体活動・運動による生活習慣病予防の機序に、多数の異なる遺伝子に作用して多くのタンパク質を同時に発現させるマスターキーのような機構があることが推測されている。最近、そのような機能をもつと期待される転写補助因子であるPGC1 α 等が同定されており、生活習慣病との関連が研究されている。このような生物学的な基礎研究も、生活習慣病予防と身体活動・運動の関係を科学的に明らかにするために必要である。

5. 今後の課題

今回のシステマティック・レビューで最終的に残った論文の中で、わが国からのものは数編のみであった。欧米人とは食生活習慣や遺伝子素因の異なる日本人の生活習慣病予防という観点からの身体活動量・運動量・体力を決めるには日本人のデータが少なく、今後、長期大規模な観察研究および介入研究を組織的に行う必要があることが痛感される。

システマティック・レビューにより示された身体活動・運動量を国民が行えば、少なくとも20%程度、ほとんどの生活習慣病の発症が抑えられる。今後は、このような科学的エビデンスをわかりやすく国民に伝え、さらにそれを実行に移すための方策等についても調査研究が進められ、その成果を基に、医療費の増加をもたらす糖尿病などの生活習慣病予防の一次予防が組織的に行われることが期待される。

文 献

- 1) Helmrigh SP, Ragland DR, Leung RW, et al. Physical activity and reduced occurrence of non-insulin-dependent diabetes mellitus. *N Engl J Med* 1991; 325 (3): 147-152.
- 2) Okada K, Hayashi T, Tsumura K, et al. Leisure-time physical activity at weekends and the risk of Type 2 diabetes mellitus in Japanese men: the Osaka Health Survey. *Diabet Med* 2000; 17 (1): 53-58.
- 3) 厚生労働省. 健康づくりのための運動基準2006～身体活動・運動・体力～, 2006.
- 4) 厚生労働省. 健康づくりのための運動指針2006(エクササイズガイド2006), 2006.

3分間歩行テストによる最大酸素摂取量推定式の開発に関する研究

曹 振 波¹⁾ 宮 武 伸 行²⁾
樋 口 満³⁾ 田 畑 泉¹⁾

DEVELOPMENT OF $\dot{V}O_{2max}$ PREDICTION MODELS FROM 3-MINUTE WALK TEST

ZHEN-BO CAO, NOBUYUKI MIYATAKE,
MITSURU HIGUCHI and IZUMI TABATA

Abstract

The purpose of the study was to develop new $\dot{V}O_{2max}$ prediction models for Japanese men using a 3-minute walk test. One hundred and twenty-seven Japanese men aged from 20 to 69 years were recruited as subjects of the present study. Maximal oxygen uptake ($\dot{V}O_{2max}$) was measured with a maximal incremental test on a bicycle ergometer. The prediction models were derived using data of age, 3-minute walking distance (3MWD), and either BMI, waist circumference (WC), or %Fat. This data was cross-validated by using PRESS cross-validation procedures. 3MWD was significantly related to $\dot{V}O_{2max}$ ($r=0.54$, $P<0.001$). The multiple correlation coefficients for the BMI, WC, and %Fat models, respectively, were 0.81, 0.82, and 0.85. The standard error of estimate (SEE) was 4.5, 4.4, and 4.1 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$, respectively, for the BMI, WC, and %Fat models. All regression models demonstrated a high level of cross-validity supported by the minor shrinkage of the coefficient of determination and increment of SEE in the PRESS procedure. This study demonstrated that 3MWD was useful for predicting $\dot{V}O_{2max}$ accurately using $\dot{V}O_{2max}$ prediction models for Japanese men. The new non-exercise prediction equations derived in this study are applicable to estimating $\dot{V}O_{2max}$ in Japanese adult men.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2009, 58 : 527~536)

key word : Cardiorespiratory fitness, maximal oxygen uptake, prediction model, field test, male

I. 結 言

全身持久力は、死亡、循環器疾患及びメタボリックシンドローム等の独立した危険因子であることが国内外の疫学研究により明らかにされている¹⁻⁵⁾。2006年7月、厚生労働省は生活習慣病の発症予防を目的とした「健康づくりのための運動基準2006」(EPAR2006)⁶⁾を公表し、生活習慣病を予防するために全身持久力の指標である最大酸素摂取量($\dot{V}O_{2max}$)を高い水準に維持することが重要であることを示した上で、生活習慣病発症予防に必要な $\dot{V}O_{2max}$ の基準値と範囲を示した。

直接法による $\dot{V}O_{2max}$ 測定法が最も信頼性が高いが、多人数を安全に、安価に測定するには困難な場合が多い。このようなことを踏まえて、様々なフィールドテストが提案されている。日本でも、文部科学省は20mシャトルラン(20~64歳)と6分間歩行テスト(65歳以上)を全身持久力テストとして採用している。しかし、このようなテストでも、特定の測定器具や長い測定時間が必要であり、個人及び集団での測定が困難であり、経済性や安全性、簡便性のいずれの面からみても現場での使用が容易であるとはいえない。そこで、より多くの健康・運動指導の現場でより簡便に $\dot{V}O_{2max}$ を利用して全身持久力を

¹⁾ 独立行政法人国立健康・栄養研究所
〒162-8636 東京都新宿区戸山1-23-1

²⁾ 岡山県南部健康づくりセンター
〒700-0952 岡山県岡山市平田408-1

³⁾ 早稲田大学スポーツ科学学術院
〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島2-579-15

National Institute of Health and Nutrition, 1-23-1 Toyama,
Shinjuku-Ku, Tokyo, 162-8636, Japan

Okayama Southern Institute of Health, 408-1 Hirata, Okayama,
700-0952, Japan

Faculty of Sport Sciences, Waseda University, 2-579-15 Mikajima,
Tokorozawa, Saitama, 359-1192, Japan

評価できるように、「健康づくりのための運動指針2006」(エクササイズガイド2006)⁷⁾では、3分間歩行テスト(「ややきつい」と被験者自身が感じる速さでの3分間歩行距離)といった簡便な持久力評価テストを提案し、それから推定された $\dot{V}O_{2max}$ と基準値との比較により持久力を評価するとした。しかし、この3分間歩行テストを用いた $\dot{V}O_{2max}$ の推定法(エクササイズガイド2006)の交差妥当性を検討した研究はない。そこで、本研究では成人男性を対象としてこの3分間歩行テストを用いた $\dot{V}O_{2max}$ の推定法の交差妥当性を検討し、さらに3分間歩行距離に年齢及び身体組成などの独立因子を加え、 $\dot{V}O_{2max}$ の新しい推定式の開発とその妥当性について検討した。

II. 方 法

A. 対象者

被験者は、20～69歳の健康的な男性127名であった。その年齢別の内訳は、20代が20名、30代が26名、40代が29名、50代が24名、60代が28名であった。すべての被験者は $\dot{V}O_{2max}$ の評価に影響を与える慢性疾患を有していないもの(循環器疾患、がん、糖尿病、高脂血症、高血圧症、肥満症といった生活習慣病の発症歴がないもの)であった。被験者の1日の歩数の平均値は 9047 ± 3656 歩であった。被験者の特性を【表1】に示した。本研究は、独立行政法人国立健康・栄養研究所倫理委員会の承認を得て、ヘルシンキ宣言の趣旨に則り行った。対象者には事前に本研究の趣旨や測定内容、測定時の危険性などに関する説明を行い、参加への承諾を書面で得た。

B. 身体計測

各被験者の身長と体重を測定し、身長と体重よりBMI(Body mass index)を算出した。体脂肪率はインピーダンス法(BC-600, 株式会社タニタ社製, N=54)あるいはDEXA法(Dual Energy X-ray Absorptiometry, N=82)(QDR4500A, Hologic社製)により測定した。また、布製のメジャーを使用し、臍位置での腹囲を測定した。

C. $\dot{V}O_{2max}$ の測定

自転車エルゴメーター(Monark社製あるいはLode社製)を用いた漸増負荷法により、 $\dot{V}O_{2max}$ を測定し

た。ペダル回転数は60rpmとし、心拍数(HR)が110bpm前後になるような負荷で5分間ウォーミングアップを行わせた後、その負荷から測定を開始し、1分毎に15Wずつ負荷を増加させた。運動中、呼気ガス指標は呼吸代謝測定システム(ミナト医科学社製あるいはMijnhardt社製)を用いて、breath-by-breath法により酸素摂取量($\dot{V}O_2$)と二酸化炭素排出量($\dot{V}CO_2$)を測定し、30秒ごとの平均値に換算して出力したデータを $\dot{V}O_{2max}$ の決定に用いた。全ての実験前に、校正用ガスでの濃度校正ならびに2Lあるいは3Lのシリンジを用いて熱線流量計の校正を行った。呼吸代謝測定システムの測定精度については、ダグラスバッグ法と高い妥当性が確認されている^{8,9)}。また、運動中は心拍数(HR)と心電図を心電計でモニタリングし、負荷を上げる毎に運動直後の主観的運動強度(RPE)を記録した。 $\dot{V}O_{2max}$ はCao et al.^{10,11)}の基準、すなわち、1) $\dot{V}O_2$ のleveling-off、2) 運動時HRの最大値が予測最大HR(220-歴年齢)の95%以上、の2つの判定基準を満たしていることを条件とした。

D. 3分間歩行テスト

「エクササイズガイド2006」において持久力の評価法として採用されている3分間歩行は、体育館で20mの折り返し直線のコースを、主観的運動強度((Ratings of Perceived Exertion (RPE))¹²⁾が13「ややきつい」と被験者自身が感じる速さで3分間歩き、その距離を測定した。

E. 統計処理

各測定項目の値は平均値 \pm SDで表した。またPearson相関関係の検定を行った。エクササイズガイド2006の最大下歩行距離から最大酸素摂取量を推定する方法の交差妥当性を検討するため、予測 $\dot{V}O_{2max}$ は $\dot{V}O_{2max}$ の実測値に対する直線関係(線性回帰)から、以下に示す標準推定誤差(SEE, = $SD_y \sqrt{1-r^2}$, SD_y : 実測値の標準偏差; r : 実測値と予測値の相関係数)と合計誤差(TE, = $\sqrt{(\sum(\text{measured } \dot{V}O_{2max} - \text{predicted } \dot{V}O_{2max})^2/n)}$)を算出した。階層線形回帰分析を用いて $\dot{V}O_{2max}$ の新しい推定式を求めた。推定式の精度を検証するために、決定係数(R^2)と推定の標準誤差(SEE)を検証した。その後、この推定式はPRESS統計方法を

用いて交差妥当性を検証した¹³⁾。使用した係数はPRESS決定係数 ($R^2_p = 1 - (\text{PRESS}/\text{SS}_{\text{total}})$)と推定の標準誤差 ($\text{SEE}_p = \sqrt{\text{PRESS}/n}$)であった。有意水準は5%以下とした。

Ⅲ. 結 果

A. 被験者の特性

被験者のBMI, 体脂肪率及び腹囲の平均値をTable 1に示した。年代別の3分間歩行距離(平均値±SD)は20代で393±61m, 30代で377±55m, 40代で346±45m, 50代で364±48m, 60代で350±45mであった(Table 2)。実測された年代別の体重当たりの $\dot{V}O_{2\text{max}}$ の平均値は20代で45.2ml·kg⁻¹·

min⁻¹, 30代で41.0ml·kg⁻¹·min⁻¹, 40代で34.9ml·kg⁻¹·min⁻¹, 50代で34.5ml·kg⁻¹·min⁻¹, 60代で30.3ml·kg⁻¹·min⁻¹であった(Table 2)。

B. $\dot{V}O_{2\text{max}}$, 年齢, 身体組成および3分間歩行距離の関係 (Table 3)

$\dot{V}O_{2\text{max}}$ は年齢及び身体組成との間に有意な負の相関関係が認められた。一方, $\dot{V}O_{2\text{max}}$ は3分間歩行距離との間に有意な正の相関関係 ($r=0.54$, $P<0.001$)が認められた(Figure 1)。3分間歩行距離は年齢及び身体組成との間に有意な負の相関関係 ($r=-0.24$ (年齢), $r=-0.23$ (BMI), $r=-0.41$ (体脂肪率), $r=-0.40$ (腹囲), $P<0.001$)が認められた。

Table 1. Physical characteristics of the subjects

Variable	Mean ± SD
N = 127	
Age (yr)	45.4 ± 13.9
Height (cm)	170.4 ± 6.0
Body mass (kg)	67.8 ± 8.9
BMI (kg·m ⁻²)	23.3 ± 2.8
%Fat (%)	20.0 ± 5.0
WC (cm)	82.5 ± 8.1
$\dot{V}O_{2\text{max}}$ (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	36.7 ± 7.6
3-minute walk distance (m)	364 ± 53

BMI, body mass index; WC, waist circumference; %Fat, body fat percentage.

Table 2. Reference and measured values of $\dot{V}O_{2\text{max}}$ and 3-minute walk distance

Study	Variable	20-29 years	30-39 years	40-49 years	50-59 years	60-69 years
EPAR2006	$\dot{V}O_{2\text{max}}$ (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	40	38	37	34	33
Present Study	$\dot{V}O_{2\text{max}}$ (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	45.2 ± 7.0	41.0 ± 5.7	34.9 ± 6.9	34.5 ± 4.4	30.3 ± 4.5
EPAG2006	3-minute walk distance (m)	375	360	360	345	345
Present Study	3-minute walk distance (m)	393 ± 61	377 ± 55	346 ± 45	364 ± 48	350 ± 45

EPAR2006, Exercise and Physical Activity Reference for Healthy Promotion 2006; EPAG2006, Exercise and Physical Activity Guide for Healthy Promotion 2006.

Table 3. Correlations matrix of $\dot{V}O_{2max}$ and independent variables

	$\dot{V}O_{2max}$ (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	Age (yrs)	BMI (kg·m ⁻²)	%Fat (%)	WC (cm)
$\dot{V}O_{2max}$ (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	-				
Age (yrs)	-0.66**	-			
BMI (kg·m ⁻²)	-0.45**	0.22*	-		
%Fat (%)	-0.67**	0.35**	0.70**	-	
WC (cm)	-0.66**	0.47**	0.84**	0.78**	-
3-minute walk distance (m)	0.54**	-0.24*	-0.23*	-0.41**	-0.40**

N = 127; *P < 0.01. **P < 0.001. BMI, body mass index; WC, waist circumference; %Fat, body fat percentage.

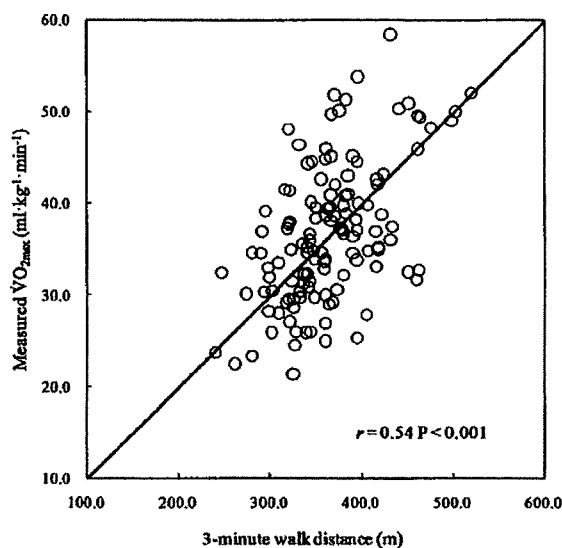


Figure 1. Relationships between the 3-minute walk distance and measured $\dot{V}O_{2max}$ values in the entire sample (n = 127). The solid line is the line of equality (measured $\dot{V}O_{2max}$ = 3-minute walk distance/10).

C. 3分間歩行テストを用いた $\dot{V}O_{2max}$ の推定法 (エクササイズガイド2006) の交差妥当性分析
 エクササイズガイド2006で提案された3分間歩行テストを用いた $\dot{V}O_{2max}$ 推定法を本研究の対象者に適用したところ、 $\dot{V}O_{2max}$ の実測値と推定値との間には、中程度の正の相関関係 ($r=0.53$, $P<0.001$) が認められ、合計誤差TEは $12.2\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ 、推定標準誤差SEE1は $6.48\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ であった

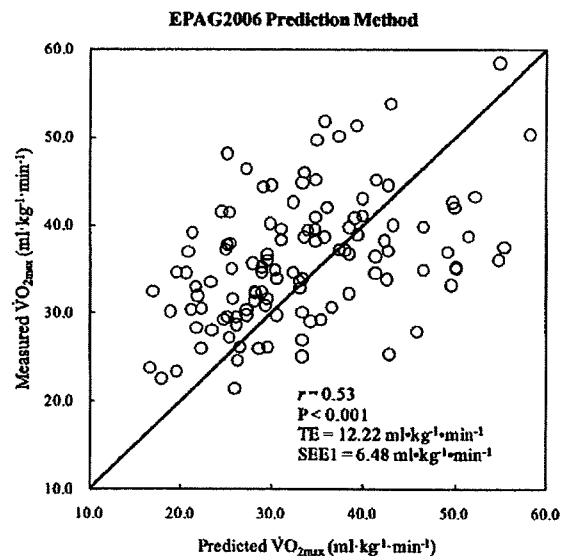


Figure 2. Relationships between the measured and predicted $\dot{V}O_{2max}$ values for the EPAG2006 prediction method in the entire sample (n = 127). The solid line is the line of equality (measured $\dot{V}O_{2max}$ = predicted $\dot{V}O_{2max}$).

(Figure 2). $\dot{V}O_{2max}$ の実測値 ($36.7 \pm 7.6\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) と推定値 ($36.6 \pm 14.4\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) との間に有意差 ($P=0.95$) は認められなかった。

D. 重回帰分析の結果

$\dot{V}O_{2max}$ を従属変数とし、3分間歩行距離、年齢、BMI (BMI Model)、腹囲 (WC Model) および体脂肪率 (%Fat Model) を独立変数に用いた重回帰分

析の結果をTable 4に示した。BMI Model, WC Modelおよび%Fat Modelの予測精度は、いずれもmodel 1よりmodel 2のほうが高かった。3分間歩行距離を独立変数として重回帰分析に加えると、推定式の寄与率はそれぞれBMI modelで11.7%, WC

modelで7.7%, %Fat modelで6.0%増加した。%Fat model 2の予測精度が最も高かった ($R = 0.85$, $SEE = 4.1 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, $P < 0.001$)。PRESSの交差妥当性の結果もTable 4に示した。 R^2_p はわずかに減少し (0.019~0.021), SEE_p はわずかに増加

Table 4. Multiple regression nonexercise models estimation $\dot{V}O_{2\text{max}}$ ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)

$\dot{V}O_{2\text{max}}$ ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)	BMI Model ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-2}$)		WC Model (cm)		%Fat Model (%)	
	Coefficients	β	Coefficients	β	Coefficients	β
Model1						
Constant	71.829*		83.2081*		63.908*	
Age (yr)	-0.324*	-0.592	-0.248*	-0.452	-0.266*	-0.486
Body composition	-0.875*	-0.318	-0.428*	-0.452	-0.757*	-0.501
R^2	0.54*		0.59*		0.65*	
SEE ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)	5.243		4.871		4.494	
SEE%	14.295		13.280		12.253	
R^2_p	0.51*		0.58*		0.64*	
SEE _p ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)	5.305		4.925		4.547	
Model2						
Constant	46.749*		57.970*		45.939*	
Age (yr)	-0.285*	-0.521	-0.236*	-0.432	-0.250*	-0.457
Body composition	-0.691*	-0.251	-0.322*	-0.340	-0.606*	-0.401
3-minute walk distance (m)	0.052*	0.360	0.044*	0.303	0.039*	0.270
R^2	0.65*		0.67*		0.71*	
SEE ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)	4.547		4.397		4.099	
SEE%	12.397		11.988		11.176	
R^2_p	0.63*		0.65*		0.70*	
SEE _p ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)	4.610		4.463		4.163	

* $P < 0.0001$. BMI, body mass index; WC, waist circumference; %Fat, body fat percentage. β , standardized regression weights. SEE, standard error of estimate; SEE_p, PRESS standard error of estimate; R_p, PRESS multiple correlation coefficients. SEE% calculated as $(SEE / \text{mean of measured } \dot{V}O_{2\text{max}} \times 100)$.

した ($0.063\sim 0.066\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$).

E. 新しい推定式を用いて得られた $\dot{V}O_{2\max}$ の推定値と実測値との関係

本研究の推定式を用いて得られた $\dot{V}O_{2\max}$ の推定値は実測値と有意な差がみられなかった (Figure 3). しかし, 体力の高い被験者 ($\dot{V}O_{2\max} > 40\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) を対象に本研究で導出された $\dot{V}O_{2\max}$ の推定式を用いて $\dot{V}O_{2\max}$ を推定する場合, 過小評価する傾向 (7.7%) があることが示された.

IV. 考 察

本研究では $\dot{V}O_{2\max}$ と年齢, 身体組成及び3分間歩行距離との関係を検討するとともに, 3分間歩行距離を用いた $\dot{V}O_{2\max}$ の推定式の開発と, その妥当性について検討した. その結果, $\dot{V}O_{2\max}$ と3分間歩行距離との間には, 有意な正の相関関係 ($r = 0.54$, $P < 0.001$) が認められ, $\dot{V}O_{2\max}$ と年齢及び身体組成との間にはそれぞれ有意な負の相関関係が認められた.

本研究の対象者は20~69歳の健康的な男性127名であった. $\dot{V}O_{2\max}$ の実測値と簡易な持久力の評価指標である3分間歩行テストの距離についてみると, 年齢とともに低下している. 年代別の3分間歩行テストの距離については, 「エクササイズガイド2006」⁷⁾に示された3分間歩行テストの距離の基準値に比べて, 40代を除いて, 各年代の平均値は高かった. 年代別の $\dot{V}O_{2\max}$ については, 40代と60代を除いて, 各年代の平均値は「EPAR2006」⁶⁾に示された $\dot{V}O_{2\max}$ の基準値より高い値を示した. また, すべての対象者は慢性疾患を有していないものであった. したがって, 本研究の対象者は体力の面でも, 病気の有無の面でも健康な集団であることがいえると考えられる.

今まで全身持久力測定ではフィールドテストを用いて $\dot{V}O_{2\max}$ を推定する研究が多くなされている¹⁴⁾. テストの安全性や簡便性を考慮し, 運動負荷に歩行を用いるテストが多く報告されている. その中でよく知られているのは6分間歩行 (6MWD) と12分間歩行 (12MWD) である. 海外ではこのようなテストは $\dot{V}O_{2\max}$ との関係について, 幾つかの研究により検証されたが, 一致した結論は得られていない¹³⁾. 多くの研究では6MWD^{15~17)}及び12MWD^{16, 18)}は

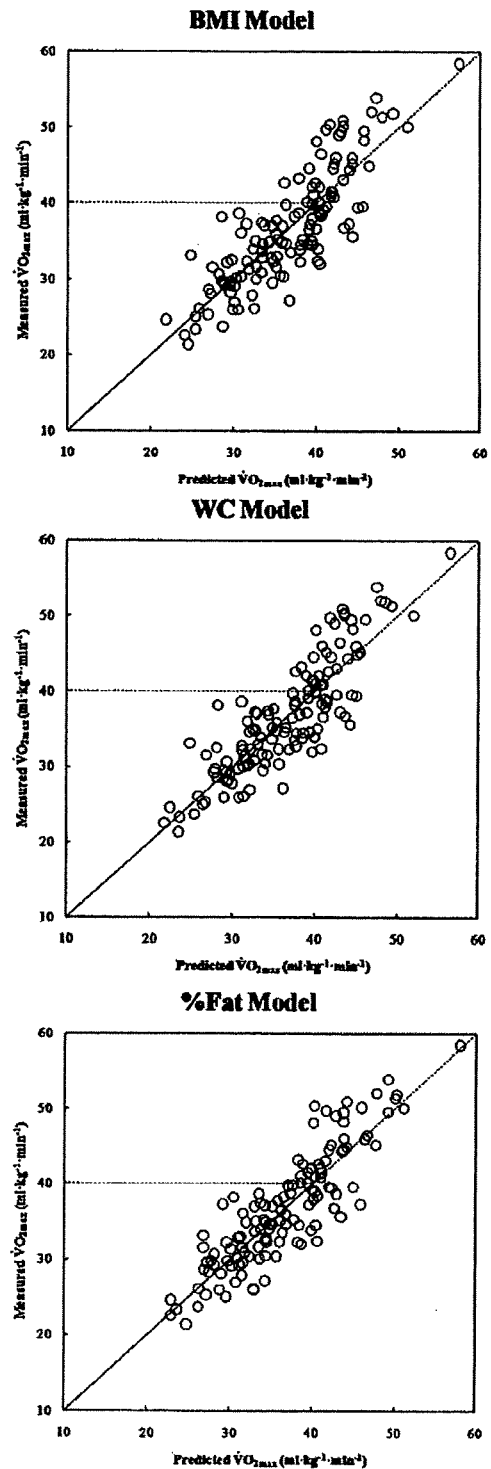


Figure 3. Relationships between the measured and predicted $\dot{V}O_{2\max}$ values for the new multiple regression models in the entire sample ($n = 127$). The solid line is the line of equality (measured $\dot{V}O_{2\max} =$ predicted $\dot{V}O_{2\max}$). The areas within the dashed lines show where the models tend to underestimate $\dot{V}O_{2\max}$.

$\dot{V}O_{2max}$ に有意な正の相関関係 ($r=0.42\sim 0.64$, $r=0.49\sim 0.52$)があることを報告しているのに対し, Guyatt et al.¹⁹⁾とEng et al.²⁰⁾は6MWDと $\dot{V}O_{2max}$ との間に有意な相関関係が認められなかったと報告した. 日本では, 竹島ら²¹⁾は, 63~75歳の被験者18名対象とし, 12MWDと $\dot{V}O_{2max}$ との間に高い相関関係 ($r=0.71$)があることを報告している. また, Nakagaichi et al.²²⁾及び中垣内ら²³⁾は, 成人男性を対象として, RPE13によって速度を調節する12分間歩行距離と $\dot{V}O_{2peak}$ との間に高い相関関係 ($r=0.73$)があることを報告している. 本研究では $\dot{V}O_{2max}$ と3分間歩行距離との間の相関係数は0.54であり, 先行研究で報告された6MWD¹⁵⁻¹⁷⁾, 12MWD^{16, 18, 21)}及びRPE13によって速度を調節する12分間歩行距離^{22, 23)}と $\dot{V}O_{2max}$ との相関係数の範囲 ($r=0.42\sim 0.73$)に入っており, これらの先行研究に匹敵する相関関係が得られたことになる. これらの結果は, 3分間歩行距離は $\dot{V}O_{2max}$ を反映する重要な独立した予測因子であることが示唆され, 3分間歩行テストが全身持久力の評価法として有用であることが示唆された.

「エクササイズガイド2006」⁷⁾で提案された3分間歩行テストを用いた $\dot{V}O_{2max}$ の推定法は, 主観的運動強度が13(ややきつい)と感じる程度で3分間程度の歩行を実施し, その際の距離と時間から算出される速度(m/分)をもとに酸素摂取量を決定し, それを1.51倍することにより $\dot{V}O_{2max}$ を推定する方法である^{22, 24)}. しかし, このエクササイズガイド2006で提案された $\dot{V}O_{2max}$ の推定法の交差妥当性を検討した研究はまだなされていない. したがって, 本研究では健康な成人男性を対象として3分間歩行テストを用いた $\dot{V}O_{2max}$ 推定法(エクササイズガイド2006)の交差妥当性を検討した(Figure 2). その結果, $\dot{V}O_{2max}$ の実測値と推定値との間には, 中程度の正の相関関係 ($r=0.53$, $P<0.001$)が認められた. 合計誤差率(TE%)は33.3%, 推定標準誤差率(SEE1%)は17.7%であった. したがって, 本研究結果からは健康な成人男性における $\dot{V}O_{2max}$ の推定法(エクササイズガイド2006)の推定精度は低いと推察できる.

$\dot{V}O_{2max}$ は性, 年齢, 身体組成などにより影響されることが明らかにされている. したがって, 少数の関連性因子から $\dot{V}O_{2max}$ を測定するよりは,

$\dot{V}O_{2max}$ に関連する多くの因子から $\dot{V}O_{2max}$ を推定する方がより正確である. このような観点から, これまで多くの研究者によって重回帰法による $\dot{V}O_{2max}$ の推定が試みられている^{10, 11, 17, 25-27)}. Kline et al.²⁵⁾は年齢, 性別, 体重, 1マイル歩行時間及び心拍数に基づいて $\dot{V}O_{2max}$ の推定式を提示し, 推定式の $R=0.93$, $SEE=5.0\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ [実測値に対する比率(%SEE)=13.5%]であることを報告している. また, Cahalin et al.¹⁷⁾は年齢, 体重, 身長, 心拍数及び6分間歩行距離に基づいて $\dot{V}O_{2max}$ の推定式を提示し, 推定式の $R=0.81$, $SEE=2.7\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ (%SEE=22.1%)であることを報告した. さらに, 最大下運動負荷により推定される $\dot{V}O_{2max}$ の%SEEは10~20%であることが報告されている²⁶⁾. 本研究の%Fat modelの $R=0.85$, $SEE=4.1\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ (%SEE=11.2%)はこの範囲に入っており, これらの先行研究に匹敵する推定精度が得られたと言える. さらに, 交差妥当性検定でも, R^2p はわずかに減少し, SEE_p はわずかに増加したことから, 本研究で導出された $\dot{V}O_{2max}$ の推定式の精度は十分に保証されたと考えられる. 以上のことから, 本研究で導出された $\dot{V}O_{2max}$ の推定式は妥当且つ有用な評価方法であることが示唆された.

本研究の推定式を用いて得られた $\dot{V}O_{2max}$ の推定値は実測値と有意な差がみられなかった. しかし, 体力の高い被験者($\dot{V}O_{2max}>40\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)を対象に本研究で導出された $\dot{V}O_{2max}$ の推定式を用いて $\dot{V}O_{2max}$ を推定する場合, 過小評価する傾向(7.7%)があることが示された(Figure 3). この結果は, 3分間歩行テストによる $\dot{V}O_{2max}$ の推定法の限界を示していると考えられる. Jackson et al.²⁷⁾やWier et al.²⁸⁾は, 一般健康者を対象に質問紙を用いて $\dot{V}O_{2max}$ を推定し, 本研究と同様に $\dot{V}O_{2max}$ の実測値が高い者ほど過小に推定したことを報告した. その解決方法として推定式の切片に定誤差(constant errors, =体力の高い被験者の $\dot{V}O_{2max}$ の実測値の平均値-体力の高い被験者の $\dot{V}O_{2max}$ の推定値の平均値)を加えて使用することが提案された. 本研究で導出された $\dot{V}O_{2max}$ の推定式は主に市区町村自治体などの現場において対象者の全身持久性を評価し, 低体力者をスクリーニングするために開発したものである. 持久力の高い対象者($\dot{V}O_{2max}>40\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)は「EPAR2006」で公表した生活習慣病発症

予防に必要な $\dot{V}O_{2max}$ の基準値に達した者である。このような持久力の高い者にとって、最大酸素摂取量の過小評価すること（わずか7.7%）は、公衆衛生上の問題は少ないと考えられる。

現在、生活習慣病発症の予防が注目されており、その対策として重要な点は一定の体力水準を維持することと言われている。そのためには特に全身持久力の向上は重要な要素であり、健康に関する体力の重要な指標の一つである全身持久力を評価し、各個人の体力を把握したうえで、適切な身体活動量を決定することは、重要な事項であることが考えられる。本研究が開発した $\dot{V}O_{2max}$ の推定式は20~69歳の健康な成人男性を対象としており、今後女性や様々な年齢の方に応用できる推定式を作成するために、適切な被験者を対象とした研究が必要であると考えられる。

V. ま と め

$\dot{V}O_{2max}$ の推定式の作成に用いた独立変数（年齢、身体組成及び3分間歩行距離）は、いずれも $\dot{V}O_{2max}$ と有意な相関関係があった。3分間歩行距離は $\dot{V}O_{2max}$ を反映する重要な独立した予測因子であることが示唆された。また、それにより得られた推定式の精度は高く、 $\dot{V}O_{2max}$ を妥当に評価できる測定方法であり、日本人男性の全身持久力を評価する指標として有用であることが示唆された。

謝 辞

本研究は、厚生労働科学研究費補助金（循環器疾患等生活習慣病対策総合研究事業 健康づくりのための運動基準・エクササイズガイド改定に関する研究 19160101 主任研究者 田畑 泉）によって行われたことを付記します。本研究にご協力いただいた被験者の皆様に心より感謝いたします。

(受理日 平成21年8月31日)

VI. 引用文献

- 1) Sawada, S. S., Muto, T., Tanaka, H., Lee, I. M., Paffenbarger, R. S. Jr., Shindo, M., Blair, S. N. Cardiorespiratory fitness and cancer mortality in Japanese men: a prospective study. *Med Sci Sports Exerc.* (2003), **35**, 1546-1550.
- 2) Sawada, S. S., Lee, I. M., Muto, T., Matsuzaki, K., Blair, S. N. Cardiorespiratory fitness and the incidence of type 2 diabetes: prospective study of Japanese men. *Diabetes Care.* (2003), **26**, 2918-2922.
- 3) Katzmarzyk, P. T., Church, T. S., Blair, S. N. Cardiorespiratory fitness attenuates the effects of the metabolic syndrome on all-cause and cardiovascular disease mortality in men. *Arch Intern Med.* (2004), **164**, 1092-1097.
- 4) Barlow, C. E., LaMonte, M. J., Fitzgerald, S. J., Kampert, J. B., Perrin, J. L., Blair, S. N. Cardiorespiratory fitness is an independent predictor of hypertension incidence among initially normotensive healthy women. *Am J Epidemiol.* (2006), **163**, 142-150.
- 5) Hooker, S. P., Sui, X., Colabianchi, N., Vena, J., Laditka, J., LaMonte, M. J., Blair, S. N. Cardiorespiratory fitness as a predictor of fatal and nonfatal stroke in asymptomatic women and men. *Stroke.* (2008), **39**, 2950-2957.
- 6) Ministry of Health Labour and Welfare of Japan. Exercise and Physical Activity Reference for Health Promotion 2006. (2007), 9-10.
- 7) Ministry of Health Labour and Welfare of Japan. Exercise and Physical Activity Guide for Health Promotion 2006. (2007), 17-18.
- 8) 高橋信二, 菊池信雅, 中野貴博, 鈴木宏哉, 大塚慶輔, 内藤久士, 西嶋尚彦. 呼吸代謝測定装置VO2000の測定精度. *体力科学.* (2002), **51**: 607.
- 9) Carter, J., Jeukendrup, A. E. Validity and reliability of three commercially available breath-by-breath respiratory systems. *Eur J Appl Physiol.* (2002), **86**: 435-441.
- 10) Cao, Z. B., Miyatake, N., Higuchi, M., Ishikawa-Takata, K., Miyachi, M., Tabata, I. Prediction of $\dot{V}O_{2max}$ with daily step counts for Japanese adult women. *Eur J Appl Physiol.* (2009), **105**, 289-296.
- 11) Cao, Z. B., Miyatake, N., Higuchi, M., Miyachi, M., Ishikawa-Takata, K., Tabata, I. Predicting $\dot{V}O_{2max}$ with an objectively measured physical activity in Japanese women. *Med Sci Sports Exerc.* (In press)
- 12) 小野寺孝一, 宮下充正. 全身持久性における主観的強度と客観的強度の対応性. *体育学研究.* (1976), **21**, 191-203.
- 13) Holiday, D. B., Ballard, J. E., McKeown, B. C. PRESS-related statistics: regression tools for cross-validation and case diagnostics. *Med Sci Sports Exerc.* (1995), **27**, 612-620.
- 14) Noonan, V., Dean, E. Submaximal exercise testing: clinical application and interpretation. *Phys Ther.* (2000), **80**, 782-807.
- 15) Gray-Donald, K., Gibbons, L., Shapiro, S. H., Martin, J. G. Effect of nutritional status on exercise performance in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis.* (1989), **140**, 1544-1548.
- 16) Bernstein, M. L., Despars, J. A., Singh, N. P., Avalos, K., Stansbury, D. W., Light, R. W. Reanalysis of the 12-minute walk in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Chest.* (1994), **105**, 163-167.
- 17) Cahalin, L. P., Mathier, M. A., Semigran, M. J., Dec, G. W., DiSalvo, T. G. The six-minute walk test predicts

- peak oxygen uptake and survival in patients with advanced heart failure. *Chest*. (1996), **110**, 325-332.
- 18) McGavin, C. R., Gupta, S. P., McHardy, G. J. R. Twelve-minute walking test for assessing disability in chronic bronchitis. *Br Med J*. (1976), **1**, 822-823.
- 19) Guyatt, G. H., Sullivan, M. J., Thompson, P. J., Fallen, E. L., Pugsley, S. O., Taylor, D. W., Berman, L. B. The 6-minute walk: a new measure of exercise capacity in patients with chronic heart failure. *Can. Med. Assoc. J.* (1985), **132**, 919-923.
- 20) Eng, J. J., Dawson, A. S., Chu, K. S. Submaximal exercise in persons with stroke: test-retest reliability and concurrent validity with maximal oxygen consumption. *Arch Phys Med Rehabil*. (2004), **85**, 113-118.
- 21) 竹島伸生, 田中喜代次, 小林章雄, 渡辺丈真, 鷺見勝博, 加藤孝之. 高齢者の全身持久性評価における種々の間接法の妥当性. *体力科学*. (1992), **41**, 295-303.
- 22) Nakagaichi, M., Tanaka, K. Development of a 12-min treadmill walk test at a self-selected pace for the evaluation of cardiovascular fitness in adult men. *Appl Human Sci*. (1998), **17**, 281-288.
- 23) 中垣内真樹, 中村容一, 田中喜代次. “RPE13によって速度を調節する歩行テスト”の有用性について: エクササイズトレーニングによる全身持久性体力の改善を妥当に評価できるか. *体育学研究*. (1999), **44**: 434-444.
- 24) Astrand, P. O. and Rodahl, K. Chapter 14 Applied sports physiology, in *Textbook of work physiology Physiological bases of exercise*, Third edition, McGraw-Hill, New York, (1986), pp. 646-682.
- 25) Kline, G. M., Porcari, J. P., Hintermeister, R., Freedson, P. S., Ward, A., McCarron, R. F., Ross, J., Rippe, J. M. Estimation of $\dot{V}O_{2max}$ from a one-mile track walk, gender, age, and body weight. *Med Sci Sports Exerc.* (1987), **19**, 253-259.
- 26) McArdle, W. D., Katch, F. I., Katch, V. L. *Exercise Physiology: Energy, Nutrition and Human Performance*. (5th edition) Lippincott Williams and Wilkins; (2001), 222-248.
- 27) Jackson, A. S., Blair, S. N., Mahar, M. T., Weir, L. T., Rossand, R. M., Stuteville, J. E. Prediction of functional aerobic capacity without exercise testing. *Med Sci Sports Exerc.* (1990), **22**, 863-870.
- 28) Wier, L. T., Jackson, A. S., Ayers, G. W., Arenare, B. Nonexercise models for estimating $\dot{V}O_{2max}$ with waist girth, percent fat, or BMI. *Med Sci Sports Exere.* (2006), **38**, 555-561.