

愛媛十全医療学院紀要

第 16 卷 (令和5年12月)



Development and Evaluation of a Portable Functional Electrical Stimulator
for Gait Modification of Osteoarthritis of the Knee

Ehime Juzen School of Allied Medical Professions Seiji Doi
愛媛十全医療学院 理学療法学科 土居 誠治 …… 1

特別支援学校でのストレッチング指導の取り組みについて

愛媛十全医療学院 理学療法学科 岩本 英毅・他 …… 15

C5/6神経根症により三角筋麻痺をきたした1例

愛媛十全医療学院附属病院 整形外科 濱本 雄一郎・他 …… 19

競技者へのかかわりと理学療法士の可能性「競技者に対するコンディショニングの一例」

整形外科尾形クリニック リハビリテーション部 高山 明美 …… 25

【業績一覧】理学療法学科、作業療法学科、リハビリテーション科 (2022年1月1日～2022年12月31日)

【投稿規定】

【編集後記】

Development and Evaluation of a Portable Functional Electrical Stimulator for Gait Modification of Osteoarthritis of the Knee

Ehime Juzen School of Allied Medical Professions
Seiji Doi

Key words : Functional Electrical Stimulation, Motion Modification,
Osteoarthritis of the Knee

【Abstract】

We developed a new portable functional electrical stimulation device was developed to assist patients with osteoarthritis of the knee to modify their walking motion. The proposed device was placed a pressure sensor under the center of the calcaneus to detect the early to the mid-stance phase of the gait cycle. The device assists in motion modification by eccentric contraction of the quadriceps muscle through electrical stimulation, which contributes to shock absorption in the knee joint. The results of a gait test on healthy adult males showed significant improvements in parameters such as knee joint angle and floor reaction force, which absorb impact to the knee joint, confirming the effectiveness of the device.

1. Introduction

Osteoarthritis of the knee is reported to account for approximately 50% of the world's population over 65 years of age [1]. Many patients are unable to receive appropriate medical care and rehabilitation due to social security costs and lack of medical staffs. Also research and development of gait support devices for rehabilitation of knee joint diseases is not sufficient, and there is an urgent need to develop devices that can be used at home.

In the field of rehabilitation, electrical stimulation has been used to assist muscle contraction[2, 3], reduce pain[4, 5], prevent disuse muscle atrophy[6], and improve paralysis[7]. These methods are limited to electrical stimulation in static conditions. The main signs of osteoarthritis of the knee are altered lower limb alignment and muscle weakness due to articular cartilage wear[8]. The knee joint flexion movement

aimed at relieving the impact of the knee joint in the early stages of stance disappears[9].The mechanical stress in the medial part of the knee increases as the knee joint accepts weight in the knee joint extension position, which worsens the knee pain[10]. Worsening knee pain is shown in Eccentric contractions of the knee joint extensors during the early stages of stance allow the knee joint to flex gently to absorb shock[9] and reduce pain in the medial aspect of the knee.



Figure 1 : Normal knee x-rays and typical case of bilateral osteoarthritis of the knee.

One method for achieving stable eccentric contraction of knee extensor muscles is functional electrical stimulation. Functional electrical stimulation aims to restore lost motor function[11] and has already been used to support walking in drooping feet caused by ankle joint paralysis. The following three devices have been approved as “gait neuromuscular electrical stimulators”[12].

1. NESSL300 (The wireless connection between the footswitch and the stimulator, manufactured by Bioness, USA).
2. The Walk Aid (uses a tilt sensor and eliminates the need for a footswitch, Innovative Neurotronics, USA).
3. NM-F1 (electrical stimulation using a trigger switch or footswitch, ITO Company Limited, Japan).

Although functional electrical stimulation has been used to improve the function of ankle joints in the after-effects of stroke, however it has rarely been applied to osteoarthritis of the knee. The main symptom of osteoarthritis of the knee is knee pain caused by an abnormal gait. Knee pain can be relieved by reducing mechanical stress on the knee joint through motion modification if functional electrical stimulation of the knee joint during walking becomes possible.

In this study, to support gaits for users with OA of the knee, a novel portable functional electrical stimulation device is developed for walking motion modification. In the proposed device, a pressure sensor is installed under the center of the user’s calcaneus to detect the initial phase of stance during the walking cycle, and electrical stimulation causes eccentric contraction of the quadriceps muscle, which contributes to shock absorption in the knee joint. Functional electrical stimulation is performed on healthy

subjects model during walking. Using a three-dimensional motion analysis system and a floor reaction force meter, we quantitatively evaluate joint angles, floor reaction forces, and gait parameters. Based on these results, we will verify the current and voltage, stimulated muscles, and timing of stimulation required for motion transformation. Using the experimental results, we aim to construct a portable functional electrical stimulation device of high clinical value, which will improve the gait of patients with osteoarthritis of the knee and the quality of their daily life at home.

2. Previous Studies on Osteoarthritis of the knee Symptoms, Gait, and Electrical Stimulation

This chapter describes the symptoms of osteoarthritis of the knee, gait, and previous research on electrical stimulation of the body.

2.1. Osteoarthritis of the knee Overview and Gait

The main signs of osteoarthritis of the knee are lower limb alignment changes and muscle weakness based on articular cartilage wear associated with degenerative degeneration. It is common in elderly women, and the main symptoms are pain in the medial part of the knee joint during loading and at the start of walking and limited range of motion in knee flexion and extension[13]. Weakening of the lower extremity muscles is also evident due to prolonged symptoms, as well as the loss of balance due to altered lower extremity alignment. Gait with osteoarthritis of the knee causes the tibial femoral angle to expand and the knee stiffness to decrease with the laxity of the lateral knee joint ligaments, unlike in healthy people[14].

| | Initial Contact | Loading Response | Midstance | Terminal Stance | Pre Swing | Initial Swing | Mid Swing | Terminal Swing |
|------------------------|-----------------|------------------|-----------|-----------------|-----------|---------------|-----------|----------------|
| Gluteus Maximus m | | | | | | | | |
| Gluteus Medius m | | | | | | | | |
| Biceps Femoris m | | | | | | | | |
| Semitendinosus m | | | | | | | | |
| Semimembraneous m | | | | | | | | |
| Vastus Medialis m | | | | | | | | |
| Vastus Lateralis m | | | | | | | | |
| Rectus Femoris m | | | | | | | | |
| Tensor Fasciae Latae m | | | | | | | | |
| Adductor Longus m | | | | | | | | |

Figure 2 : Muscle activity during normal walking.

In osteoarthritis of the knee, the lateral motion of the knee joint increases in the early to mid-stance period. As a result, mechanical stress in the medial part of the knee increases, wear of the articular cartilage progresses, and severe pain occurs, making it difficult to walk [14]. In osteoarthritis of the knee, muscle activity during normal gait is difficult to achieve, as shown in Fig. 2. In normal gait, the knee joint flexion movement from the early to mid-stance period disperses the mechanical stress applied to the knee joint [9]. However, due to weakness of the quadriceps muscle, this function is lost and the load on the knee joint cannot be reduced.

Therefore, it is important to contract the muscles, especially the quadriceps, from the early to mid-stance phase.

2.2. Previous Research on Electrical Stimulation to the Body

The current treatment using electrical stimulation is divided into therapeutic electrical stimulation (TES) and functional electrical stimulation (FES) based on the difference in stimulation intensity. As shown in Fig. 3, the former is used for

pain suppression and wound healing, and provides continuous electrical stimulation between 60Hz and 150Hz. The stimulation intensity should be such that no muscle contraction occurs. In the latter case, a low-frequency stimulus of 20Hz to 30Hz is used to stimulate the muscles during operation with an on-off time (duty ratio) to generate muscle contraction. By stimulating during movement, it is possible to stimulate at the timing when the body should be active, which enables not only movement transformation, however also selective stimulation of Type IIX fiber [15] with high muscle contraction speed, which is required in movement scenes, and muscle strength strengthening during movement can be performed at the same time.

In addition, a lower limb exoskeleton-type device has been developed for research using electrical stimulation to the body. The features of these devices are that they detect the minute electrical activity of the leg muscles by surface electromyography, and mainly support limb movements by using actuators located in the leg joints to generate high torque instantaneously

as a power source[16]. It has been used as a power suit in medical and nursing care settings and as a walking aid for hemiplegic patients after cerebrovascular diseases[17].

However there is a tendency for the devices to become larger and larger, and they do not promote their own muscle contraction. A previous study in the UK reported that manual electrical stimulation of the quadriceps and medial hamstrings during the stance phase reduced mechanical stress in the medial knee joint for medial knee osteoarthritis[18]. This study presents the possibility of functional electrical stimulation for osteoarthritis of the knee; however, the functional electrical stimulator was manually operated. Other previous studies in the U.S. have shown that the knee extensor muscles were electrically stimulated during the stance phase and the knee flexor muscles were electrically stimulated during the swing phase while walking in obese women with knee pain[19]. The results of this study showed that the knee extensor torque measured in the sitting position improved, indicating the effectiveness of the stimulation on obese women. The device we aim to develop relates to a portable functional electrical stimulation device that can detect the walking motion of osteoarthritis of the knee with a pressure sensor and automatically stimulate the knee.

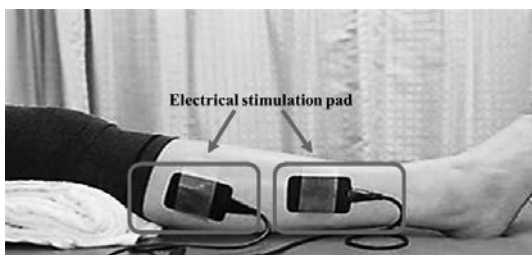


Figure 3 : Conventional therapeutic electrical stimulation device.

3. Configuration of Portable Functional Electrical Stimulation Devices

The portable functional electrical stimulator consists of a pressure sensor in the sole of the foot that detects the gait cycle and a dry battery that boosts the pressure and stimulates the knee extensor muscles with electrode pads. In this chapter, the outline of the device, design specifications, safety considerations, and research ethics are described.

3.1. Overview of Portable Functional Electrical Stimulation Devices

The concept of the experimental apparatus is shown in Fig. 4. The power supply, the pressure booster, and the current control unit are installed at the waist, where the influence on walking is small. A pressure sensor installed under the calcaneus of the plantar region was used to extract the early to midstance period of the gait cycle. Based on the information extracted by the pressure sensor, functional electrical stimulation is performed on the thigh current pads to stimulate the eccentric contraction of the quadriceps muscle to change the motion during walking. A portable functional electrical stimulator is shown in Fig. 5. The external dimensions are 172mm × 129mm × 66mm, the mass is 800g, and the cost is about 50 dollars. Two 9 V dry

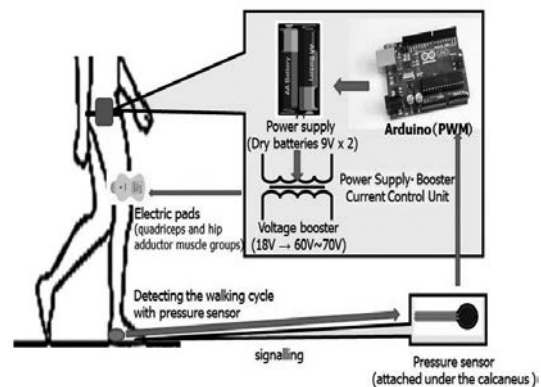


Figure 4 : Experimental systems configuration.

batteries are used to power the device and the output voltage can be raised to 60~70V with a booster. A pressure sensor installed in the center of the calcaneus detects the voltage according to the pressure change from the early to mid-stance phase of gait. The voltage signals are transmitted to the control unit of Arduino. After that, the on/off control signal is sent to the photo coupler, and the knee extensor muscles and hip adductor muscles are electrically stimulated through the positive and negative electric

pads to change the walking motion and reduce the load on the knee joint.

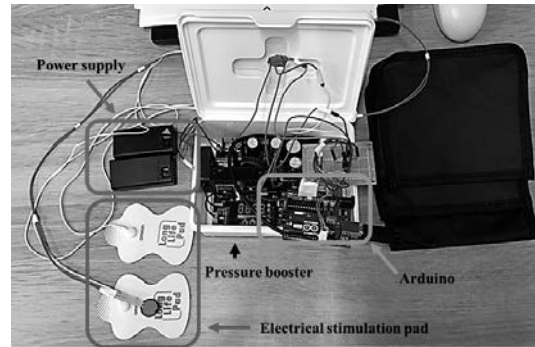


Figure 5 : Appearance of functional electrical stimulator.

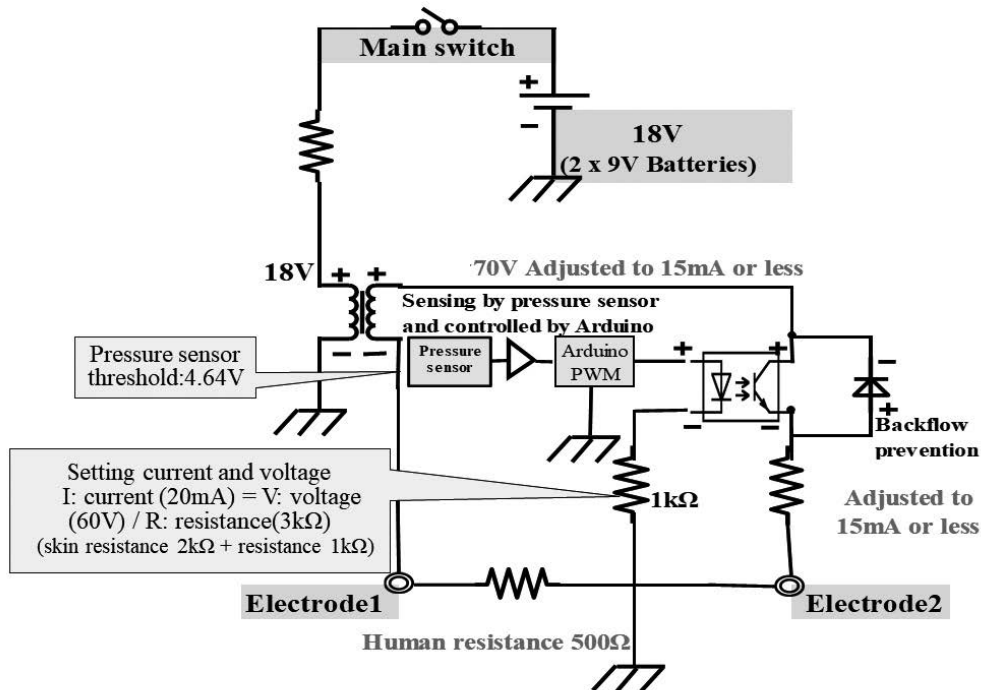


Figure 6 : Portable functional electrical stimulation device circuit diagram.

3.2. Design Specifications of Portable Functional Electrical Stimulation Devices

The circuit diagram of this device is shown in Fig. 6. The contact resistance of the skin (stratum corneum) of living organisms is high, and the contact resistance of the skin is reported to be 2~5 kΩ, while the internal resistance of

the human body is 0.8 kΩ [20], and the total resistance of living organisms is 2.8~5.8 kΩ. In this study, the resistance of the body was set at 2 kΩ, which is the lower limit of the resistance of the body, because the resistance varies depending on the state of sweating of the skin. For safety reasons, a resistance of 1 kΩ was

added to keep the current below 20 mA, and together with the 2 k Ω resistance of the body, the total resistance was set at 3 k Ω . The amount of current is calculated as follows. I: current (20 mA) = V: voltage (60 V) / R: resistance(3 k Ω). The amount of current described above was adjusted by a resistor and a resistor of biological origin. The voltage was controlled by a voltage multiplier that can output a constant voltage.

The installation site of the pressure sensor is shown in Fig. 7. The signal processing of the pressure sensor is done by Arduino, which is small and inexpensive. The Arduino program for functional electrical stimulation by the pressure sensor was designed to switch on in the early to mid-stance period when the sole of the foot touches the ground and the pressure sensor value exceeds a threshold value. In normal adult males and those with osteoarthritis of the knee, the calcaneus contacts the ground at the beginning of stance, and then the entire sole, including the calcaneus, contacts the ground in the middle of stance, and the calcaneus leaves the ground toward the end of stance[17]. Therefore, by placing a pressure sensor in the center

of the calcaneus, early to mid-stance sensing is possible. We conducted several experiments based on the average weight of 68.2 kg of a healthy model, and the threshold value of 4.64V was set to ensure that the pressure sensor could detect the pressure.

3.3. Safety considerations

For safety reasons, high voltage DC current should be avoided because of the risk of electric shock when electricity is applied to the body. In addition, it is necessary to control the current value because the skin resistance changes depending on the state of perspiration, and the current flowing to the body also changes. Electric current should be applied to the upper and lower extremities only, not through the organs. The device shall be in accordance with item 151 of the safety of home electric therapy devices of the JIS standard[21]. The voltage and current of the system are set to less than 200 V for a 1 k Ω noninductive load and less than 20 mA effective value for a 1 k Ω non-inductive load. The experiments were conducted in a medical facility with a physician on site (physician's opinion issued).

3.4. Research Ethics

For the sake of ethical considerations, the experiments are conducted with the approval of the Ethics Committee from the Graduate School of Science and Engineering, Ehime University (K19-002) and the Ethical Review Committee from the Ehime Juzen School of Allied Media Professions and Affiliated Hospital(02-02-1). The subjects are with full explanation and consent of the aims and contents of the experiment.



Figure 7 : Pressure sensor installation site.

4. The evaluation system and experimental method of gait analysis

In this chapter, we evaluated the safety of a portable functional electrical stimulation device, method to evaluate gait, and the effectiveness of the device.

4.1. Safety Assessment

The safety evaluation of this study was carried out using a tester oscilloscope. The output voltage after voltage boost was set at 60 V, and the current value at the electrode pad was measured 10 times, and the results are shown in Table 1. The average current value measured 10 times at the electrode pad was 4.68 mA, which met the criteria of JIS standard[21] of 20 mA and 200 V or less, and safety was confirmed.

Table 1 : Evaluation of safety results

| Number of evaluations | Amount of current at the electrode (mA) |
|-----------------------|---|
| 1 | 5.05 |
| 2 | 5.46 |
| 3 | 4.94 |
| 4 | 4.76 |
| 5 | 4.64 |
| 6 | 4.58 |
| 7 | 4.48 |
| 8 | 4.33 |
| 9 | 4.29 |
| 10 | 4.23 |
| average value | 4.68 |

4.2. Walking motion evaluation system

The evaluation of the walking motion was performed by VICON MX (Vicon Motion Systems), a three-dimensional motion analysis system using six infrared cameras and two floor reaction force meters as shown in Fig. 8. Measurements were performed at a sampling frequency of 120 Hz, and 35-point markers were used in the whole-body Plug in Gait

model. The floor reaction force was measured by practicing to step on the floor during free walking without fatigue. Gait analysis was performed using Polygon (Vicon Motion Systems, Inc.), and the analysis section was defined as the range from the early to mid-stance period of the gait cycle.

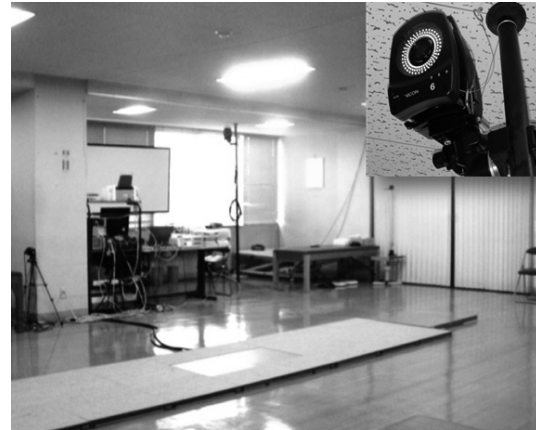


Figure 8 : Walking Motion Evaluation System(3D motion analyzer and floor reaction force meter).

4.3. Method of Experiment

Twelve healthy adult males (height 172.2 cm, weight 68.2 kg) with consent and not patients with osteoarthritis of the knee were enrolled in this study. The test muscles were (1)Vastus Medialis (action: knee stabilization, pulling the thigh inward, and knee extension), (2)Vastus Lateralis (action: knee joint extension and knee stabilization), (3)Rectus Femoris (action: knee joint extension and knee stabilization), and (4)Hip Adductor Muscle group (Action: pulling the thigh inward), as shown in Fig. 9.

The experiment was conducted as follows. (1)Explanation & pre-test of the study (research description, consent to consent form, pre-test to lower limb muscles). (2) Preparation for measurement (changing into leggings, attaching reflective markers,

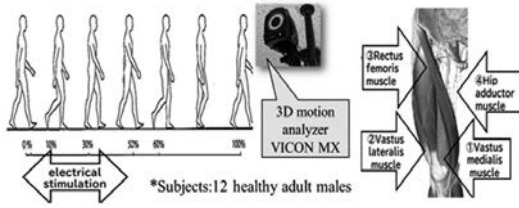


Figure 9 : Action of the test muscle and stimulus interval.

limb length measurement, mounting portable functional electrical stimulation device, calibration of 3D motion analysis equipment). (3) Experiment & measurements (3 measurements of functional electrical stimulation in the range of 60~70 V after 3 measurements of free walking). (4) Feedback of the measurement results and skin check at the pad insertion site.

The following eight items were analyzed at the timing of the peak knee flexion angle in the early to mid-stance phase. (1) bilateral knee joint flexion angle, (2) bilateral knee joint adduction angle, (3) knee joint flexion moment, (4) knee joint adduction moment, (5) floor reaction force left-right component, (6) floor reaction force front-back component, (7) floor reaction force vertical component, and (8) gait parameters (gait speed, cadence, single leg support time, stride length). The three components of floor reaction forces and joint moments were divided by body weight.

Statistical processing was performed

using the Wilcoxon rank sum test at a significance level of less than 5%.

Prior to this study, we examined the lateral knee joint stiffness in a typical healthy adult male (age: 29 years old, height: 170 cm, weight: 74 kg) and typical osteoarthritis of the knee (age: 65 years old, height: 146 cm, weight: 59 kg) in the early to mid-stance phase of gait. The maximum knee joint adduction angle (change) from early to mid-stance was 0.1 deg (2.9 deg) in healthy subjects and 19.9 deg (12.0 deg) in osteoarthritis of the knee. The maximum knee joint adduction moment (change) during the same period was 0.14 Nm/kg (0.21 Nm/kg) in healthy subjects and 14.3 Nm/kg (0.29 Nm/kg) in osteoarthritis of the knee. The maximum vertical component of floor reaction force during the same period was 8.86 N/kg in healthy subjects and 9.78 N/kg in osteoarthritis of the knee (Table 2).

In osteoarthritis of the knee, both the maximum adduction angle and the maximum adduction moment of the knee joint were high and varied greatly in the early to mid-stance phase. The results are shown in Table 2. The results of these stiffness tests suggest that the lateral stiffness of the knee joint is reduced in osteoarthritis and that mechanical stress in the medial part of the knee joint is likely to be increased in this condition, which is similar to many previous studies on osteoarthritis of the knee [22].

Table 2 : Outward knee joint stiffness during walking in healthy subjects and osteoarthritis of the knee.

| | Healthy person | Osteoarthritis of the knee |
|---|----------------|----------------------------|
| Knee adduction angle (°) | 0.1 | 19.9 |
| Knee adduction angle amount of change (°) | 2.9 | 12.0 |
| Knee adduction moment (Nm/kg) | 0.14 | 14.3 |
| Knee adduction moment amount of change (Nm/kg) | 0.21 | 0.29 |
| Vertical component of floor reaction force (N/kg) | 8.86 | 9.78 |

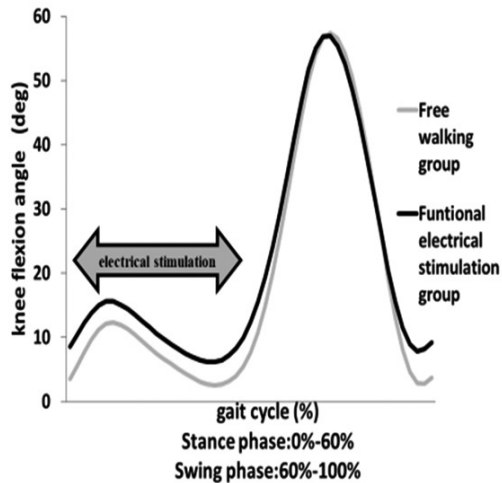


Figure 10 : Changes in knee joint angle during walking.

5. Results of Experiment and Discussion

In this chapter, the effectiveness of this system is discussed for each measurement item on the basis of the results obtained in experiments.

5.1. Knee joint angle

Among the lower limb joints, the knee joint flexion angle, which contributes to shock absorption in the early stance phase, was analyzed and shown in Fig. 10. The maximum flexion angle of the knee joint during the early to mid-stance period in the free walking group was 13.1 ± 7.2 deg in the free walking group and 15.5 ± 6.2 deg in the functional electrical stimulation group (60~70V) with the maximum flexion angle in the early to mid-stance period being statistically significantly higher in the functional electrical stimulation group ($p = 0.03$). The role of the knee joint in the early to mid-stance cycle is to absorb shock in the knee joint. Particularly during the load response phase, this is the time to gently flex the knee joint after heel-ground contact to decelerate the body accelerated during the swing phase and to relieve the impact on the knee joint[23]. From the experimental results,

the maximum flexion angle of the knee joint during the load-response period was significantly higher in the functional electrical stimulation group, suggesting that increasing the flexion angle of the knee joint works as a shock absorber.

The knee adduction angle was 7.8 ± 5.3 deg in the free walking group and 8.3 ± 5.2 deg in the functional electric stimulation group, with no statistically significant differences between the two groups, and no changes in lateral movement were observed. This may be due to the fact that the subjects for this study were a healthy adult males, and it was difficult to change the motion of the knee joint, which caused a change in the left-right motion of the knee joint with 60 ~70 V electrical stimulation.

5.2. Knee joint moment

The knee joint flexion moment at maximum flexion of the knee joint in the early to mid-stance is shown in Table 3. The moment of knee joint flexion was 4.91 ± 3.25 Nm/kg in the free walking group and 4.82 ± 2.96 Nm/kg in the functional electrical stimulation group, with no statistically significant differences.

The knee joint adduction moment during the same period was 6.27 ± 3.60 Nm/kg in the free walking group and 6.44 ± 3.77 N·m/kg in the functional electrical stimulation group, with no statistically significant differences. Before the experiment, we expected that the adduction moment of the knee joint would be decreased by the electrical stimulation. However, because the subjects for this study were healthy adult males and the results of preliminary experiments showed that the knee joint was highly rigid, it was difficult to change the knee adduction moment with an electrical stimulation dose of 60 to 70 V.

5.3. Floor reaction force vertical, front and rear, and left and right components

Table 3 shows the results of the analysis of the vertical and backward components of the floor reaction force at the beginning of stance. These two floor reaction forces affect the impact on the knee joint, and the larger the value, the greater the load on the knee joint. The vertical component of floor reaction force was 8.37 ± 0.93 N/kg in the free walking group and 7.82 ± 2.34 N/kg in the functional electric stimulation group, which was significantly lower in the functional electric stimulation group ($p=0.04$). In the same period, the posterior component of the floor reaction force was 1.33 ± 0.23 N/kg in the free walking group and 1.30 ± 0.26 N/kg in the functional electric stimulation group, which was significantly lower in the functional electric stimulation group ($p=0.04$).

The vertical component of floor reaction force and the posterior component of floor reaction force were decreased in the early stage of stance. In the functional electrical stimulation group, the electrical stimulation assisted the eccentric contraction of the knee joint extensor muscle group[24] and increased the knee joint flexion angle, which was thought to work as a shock-absorbing function. In addition, as shown in Fig. 11, the load on the knee joint was reduced by decreasing the vertical and posterior components of the floor reaction force. The left and right components of the floor reaction force at maximum knee joint flexion in the early stance phase were 0.29 ± 0.23 N/kg in the free walking group and 0.27 ± 0.21 N/kg in the functional electrical stimulation group, with no statistically significant. This phenomenon was consistent with the results of knee joint adduction angle and moment. Because the subjects were

healthy males, the stiffness of the knee joint was high, indicating that it was difficult to transform the movement in the direction of knee adduction with an electrical stimulation dose of 60 to 70V.

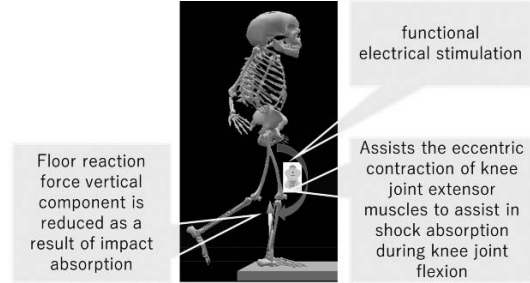


Figure 11 : Shock absorption function by functional electrical stimulation.

Table 3 : Changes during walking in the free walking group and functional electrical stimulation group

| | Free walking group | Functional electrical stimulation group | p value |
|---|--------------------|---|------------|
| Knee flexion angle (degree) | 13.1 ± 7.2 | 15.5 ± 6.2 | $p = 0.03$ |
| Knee adduction angle (degree) | 7.8 ± 5.3 | 8.3 ± 5.2 | n.s. |
| Knee flexion moment (N-m/kg) | 4.91 ± 3.25 | 4.82 ± 2.96 | n.s. |
| Knee adduction moment (N-m/kg) | 6.27 ± 3.60 | 6.44 ± 3.77 | n.s. |
| Left-right component of floor reaction force (N/kg) | 0.29 ± 0.23 | 0.27 ± 0.21 | n.s. |
| Front and rear component of floor reaction force (N/kg) | 1.33 ± 0.23 | 1.30 ± 0.26 | $p = 0.04$ |
| Vertical component of floor reaction force (N/kg) | 8.37 ± 0.93 | 7.82 ± 2.34 | $p = 0.04$ |

5.4. Gait parameters

Gait speed and cadence are shown in Table 4 as the target of analysis because they indicate changes in gait cycle and efficiency. Among the gait parameters, there were no significant differences in gait speed between the free walking group (1.87 ± 2.82 m/sec) and the functional electrical stimulation group (1.05 ± 0.09 m/sec). The cadence was 107.3 ± 6.8 steps/min in the free walking group and 107.9 ± 6.72 steps/min in the functional electrical stimulation group,

which was not significantly different. There were no significant differences in the duration of one-legged support on the stimulated side between the free walking group (0.46 ± 0.04 sec) and the functional electric stimulation group (0.45 ± 0.03 sec). There was no significant difference in the stride length of the stimulated side between the free walking group (0.59 ± 0.04 m) and the functional electric stimulation group (0.59 ± 0.04 m). These results indicate that the functional electric stimulation device has a shock-absorbing effect. Because the subjects were healthy adult males, the amount of stimulation that affected the entire gait cycle was not reached.

Table 4 : Walking Parameters

| | Free walking group | Functional electrical stimulation group | p value |
|-------------------------------|--------------------|---|---------|
| Gait speed [m/sec] | 1.87 ± 2.82 | 1.05 ± 0.09 | n.s. |
| Cadence [steps/min] | 107.3 ± 6.8 | 107.9 ± 6.72 | n.s. |
| Single leg support time [sec] | 0.46 ± 0.04 | 0.45 ± 0.03 | n.s. |
| Step length [m] | 0.59 ± 0.04 | 0.59 ± 0.04 | n.s. |

5.5. Evaluation of Functional Electrical Stimulation Devices

The size of this device is $172 \text{ mm} \times 129 \text{ mm} \times 66 \text{ mm}$ and the weight 800 g . Because the device was attached to the pelvic area with a belt, the weight of the device had no effect on the gait. It was also confirmed that the volume and weight of the device did not affect the gait measurement without any contact between the device and the upper limb.

In this device, a pressure sensor was installed in the center of the calcaneus to realize reliable switching, and a signal was output by a wired circuit. When the pressure sensor is placed in the center of the calcaneus, the load is

applied in the range of early to mid-stance and the switch is turned on. As for the time lag between switching and electrical stimulation, no adverse effects on functional electrical stimulation were observed in the experiments, since the signal was output by a wired circuit.

As for safety, the device was designed in accordance with JIS[21], and the skin condition was checked after the experiment, however no health hazard was observed. The safety evaluation result of 4.68 mA of the average current during 10 stimulations at the electrode pad part was shown to be reasonable, and the safety was guaranteed as shown in Table 1.

6. Conclusions

Walking aids, including functional electrical stimulators, have proven to be clinically useful and are being approved for public medical insurance coverage in many countries around the world. However, functional electrical stimulation devices for musculoskeletal diseases have not been developed. Therefore, it is expected to develop a functional electrical stimulator useful for osteoarthritis of the knee, which is one of the top 10 functional disorders in the world[25].

In this study, we developed a portable functional electrical stimulation device with a pressure sensor installed in the center of the calcaneus to reliably detect the early to mid-stance phase of the gait cycle, and to reduce the load on the knee by producing eccentric contraction of the quadriceps muscle, which contributes to shock absorption in the knee joint, and thereby realizing motion change.

Using the prototype device, we tested whether or not it is possible to change the behavior of a healthy person. As a result, we found that the following

motion changes are possible in a healthy model. Experimental results showed that the maximum flexion angle of the knee joint during the load-response period was significantly higher in the functional electrical stimulation group, while the vertical and posterior components of floor reaction force during the same period were significantly lower. Based on these results, we hypothesized that in the functional electrical stimulation group, electrical stimulation assisted the eccentric contraction of the knee joint extensor muscle group and increased the knee joint flexion angle, which facilitated the function of shock absorption and decreased the contemporaneous floor reaction force vertical and posterior components, thereby decreasing the load on the knee joint. There were no significant differences in the knee joint adduction angle and adduction moment. This was thought to be due to the high stiffness of the knee joint, as the subjects were healthy males, and the amount of functional electrical stimulation required for motion change on the anterior plane affected by bone alignment was also insufficient.

In the present study, there were no statistically significant differences between the free walking and functional electrical stimulation groups in terms of gait speed, cadence, single-leg support time and stride length. The output voltage of this device was set in the range of 60 to 70 V, and the current was about 5 mA, which may have been insufficient to stimulate the quadriceps muscle, which has the largest muscle mass in the human body.

We will continue to study the miniaturization of the stimulator, verification of the appropriate electrical stimulation, stimulation program, and sensor, and development of a device that

can stimulate two parts of the body at the same time, and a device with a feedback mechanism. This device contributes to gait support for osteoarthritis of the knee and contributes to the development of rehabilitation technology.

7. References

- [1] D. Xing, Y. Xu, Q. Liu, Y. Ke, B. Wang, Z. Li and J. Lin, "Osteoarthritis and All-cause Mortality in Worldwide Populations: Grading the Evidence from a Meta-analysis", *Scientific Reports*, Vol. 6, No. 24393, pp. 1-7, doi:10.1038/srep24393, 2016.
- [2] D. P. Currier and DP, R. Mann, "Muscular Strength Development by Electrical Stimulation in Healthy Individuals", *Physical Therapy*, Vol. 63, Issue 6, pp.915-921, doi:10.1093/ptj/63.6.915, 1983.
- [3] A. Kralj, R. Acmovic, U. Stanic, "Enhancement of Hemiplegic Patient Rehabilitation by Means of Functional Electrical Stimulation", *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 17, pp. 107-114, 1993.
- [4] R. Melzak and P. D. Wall, "Pain Mechanisms: a New Theory", *Science*, Vol. 150, Issue 3699, pp. 971-979, doi:10.1126/science.150.3699.971, 1965.
- [5] A. H. Y. Astokorki and A. R. Mager, "Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Reduces Exercise Induced Perceived Pain and Improves Endurance Exercise Performance", *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 117, pp. 483-492, 2017.
- [6] A. Delitto, S. J. Rose, J. M. Mckowen, R. C. Lehman, J. A. Thomas and R. A. Shively, "Electrical Stimulation Versus Voluntary Exercise in Strengthening Thigh Musculature After Anterior Cruciate Ligament Surgery", *Physical Therapy*, Vol. 68, Issue 5, pp. 660-663,

- 1988.
- [7] H. Maenpaa, R. Jaakkola, M. Sandstrom, T. Airi and L. V. Wendt, "Electrostimulation at Sensory Level Improves Function of The Upper Extremities in Children with Cerebral Palsy: a Pilot Study", *Developmental Medicine & Child Neurology*, Vol. 46, pp. 84-90, 2004.
- [8] L. E. Thorp, D. R. Sumner, M. A. Wimmer and J. A. Block, "Relationship between Pain and Medial Knee Joint Loading in Mild Radiographic Knee Osteoarthritis", *Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research)*, Vol. 57, No. 7, pp. 1254-1260, doi:10.1002/art.22991, 2007.
- [9] A. Donald, "Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation", Elsevier Health Sciences, (2012).
- [10] M. W. Creaby, Y. Wang, K. L. Bennell, R. S. Hinman, B. R. Metcalf, K. A. Bowles and F. M. Cicuttini, "Dynamic Knee Loading Is Related to Cartilage Defects and Tibial Plateau Bone Area in Medial Knee Osteoarthritis", *Osteoarthritis and Cartilage*, Vol. 18, Issue 11, pp. 1380-1385, doi:10.1016/j.joca.2010.08.013, 2010.
- [11] K. Shima, H. Hanai and K. Shimatani. "EMG-based Human-Human Interface Using Functional Electrical Stimulation and Motion Estimation", *The SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration (SICE JCMSI)*, Vol. 53, pp. 41-47, 2017.
- [12] S. Matsumoto, "A Novel Rehabilitation Technology: Gait Training with Walk Aide for Post-stroke Patients", *The Japan Stroke Society*, Vol. 42, pp. 29-36, 2020.
- [13] N. Foroughi, R. Smith and B. Vanwanseele, "The Association of External Knee Adduction Moment with Biomechanical Variables in Osteoarthritis: A Systematic Review", *The Knee*, Vol. 16, pp. 303-309, 2009.
- [14] D. E. Hurwitz, D. R. Sumner, T. P. Andriacchi and D. A. Sugar, "Dynamic Knee Loads during Gait Predict Proximal Tibial Bone Distribution", *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, No. 5, pp. 423-430, doi: 10.1016/s0021-9290(98)00028-1, 1998.
- [15] R. Garnett, J. A. Stephens, "Change in the Recruitment Threshold of Motor Units Produced by Cutaneous Stimulation in Man", *The Journal of Physiology*, Vol. 311, pp. 463-473, doi:10.1113/jphysiol. 1981.sp013598, 1981.
- [16] Y. Sankai, "Robot Suit HAL for Human Motion Support", *Journal of Life Support Engineering*, Vol. 19, Issue Supplement, pp. 9-10, 2007.
- [17] H. Satoh, T. Kawabata, F. Tanaka and Y. Sankai, "Transferring Care Assistance with Robot Suit HAL", *The Japan Society of Mechanical Engineers*, Vol. 76, pp. 227-235, 2010.
- [18] R. Xu, D. Ming, Z. Ding and Anthony M. J. Bull "Extra Excitation of Biceps Femoris during Neuromuscular Electrical Stimulation Reduces Knee Medial Loading", *The Royal Society Open Science*, Vol. 6, 181545, 2019.
- [19] H. Matsuse, N. A. Segal, K. G. Rabe, N. Shiba, "The Effect of Neuromuscular Electrical Stimulation During Walking on Muscle Strength and Knee Pain in Obese Women With Knee Pain: Randomized Controlled", *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, Vol. 99, Issue 1, pp. 56-64, 2020.
- [20] R. M. Fish and L. A. Geddes,

- “Conduction of Electrical Current to and Through the Human Body: A Review”, *Eplasty*, Vol. 44. 2009.
- [21] Japanese Industrial Standards, T 2003: 2018, “Electric Therapy Apparatus for Home Use”, Sect. 5.1, 2018.
- [22] M. D. Lewek, K. S. Rudolph and L. Snyder-Mackler, “Control of Frontal Plane Knee Laxity during Gait in Patients with Medial Compartment Knee Osteoarthritis”, *OsteoArthritis and Cartilage*, Vol. 12, No. 9, pp. 745–751, doi: 10.1016/ j.joca.2004.05.005, 2004.
- [23] J. Rose and J. G. Gamble, “Human Waking Third edition”, Ishiyaku Publishers, 2009.
- [24] M. G. Parker, M. J. Bennett, M. A. Hieb, A. C. Hollar and A. A. Roe, “Strength Response in Human Quadriceps Femoris Muscle During 2 Neu Romuscular Electrical Stimulation Programs”, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol. 33, No. 12, pp. 719–726, 2003.
- [25] T. Neogi, “The epidemiology and impact of pain in osteoarthritis”, *Osteoarthritis and cartilage*. Vol 21, No. 9, pp.1145–1153, doi: 10.1016/ j.joca.2013.03.018, 2013.

特別支援学校でのストレッチング指導の取り組みについて

- 1) 愛媛十全医療学院 理学療法学科
 - 2) 愛媛大学社会共創学部スポーツ健康科学講座
- 岩本 英毅¹⁾ 藤原 雅弘¹⁾ 高橋 敏明²⁾

キーワード：特別支援学校、運動器チェック、ストレッチング

【要旨】

最近の学校現場において生徒の運動不足、肥満、生活習慣病から起こる運動器の傷害が問題となっている。特別支援学校においても同様であり、今回その生徒に対し運動器チェックを行った。チェック後は月1回程度のストレッチ指導を行い、その効果について半年ごとに2回測定を行った。結果として有意差は得られなかったが、ストレッチの重要性を指導者である教職員に伝えることができた。また協力してくれた生徒には、ストレッチの重要性が将来に向けて意識付けになったことを期待する。

【はじめに】

2018年度公共財団法人「運動器の健康・日本協会」学校保健委員会のスクールトレーナー事業に同行したのでその内容について報告する。

最近の学校現場では、軽微な外傷で骨折を起こす生徒、成長期特有の骨関節痛を来している疾患、過度の運動によるスポーツ障害などが問題となっている。運動不足に伴う肥満傾向・生活習慣病と運動過多に伴う四肢・脊柱のスポーツ傷害が挙げられ、この二極化が児童・生徒の運動器における問題となっている¹⁾。特別支援学校では運動不足や過食などにより肥満傾向の児童生徒が多いという報告²⁾がされており同様の傾向は十分に考えられる。そこで今回、整形外科医と当学院が連携し、特別支援学校、中学1～3年生（52名）の運動器チェックを行った。測定後に、ストレッチング指導を行い、その後1年間、毎回体育の時間にストレッチングの継続を行った。加えて月1回医師1名と理学療法士（以下、PT）2名が訪問し、体育時間中のストレッチングの個別指導を教職員と共に行い障害予防活動に取り組んだ。運動器チェックは実施から半年後と1年後に行いストレッチングの効果を試みた。

尚、今回の測定については、生徒と保

護者に十分説明を行い、書面にて同意を得ている。

【対象および方法】

対象者は特別支援学校に通う、中学生の一般学級、重複障がい学級の生徒である。

運動器チェックを受けたのは、2018年9月78名、2019年3月75名、2019年9月52名であり、3回実施した。継続して1年後まで運動器チェックを実施できた者は、一般学級37名、重複障がい学級15名、合計52名であった。本研究はこの52名を分析対象とした。

運動器のチェック方法は整形外科医1名、PT6名で担当した。まずチェックシート（図1）に沿ってPTが測定（図2）を行い、その結果に対し、著明な可動域制限や痛みを訴える生徒については整形外科医が検診を行った。

チェックシートの測定・検診後に初回のみ、生徒と職員に対し障がい予防についての講義とストレッチングの実技を行った（図3,4）。ストレッチングの内容は、愛媛県理学療法士会が作成した小中高生運動器検診障害予防パンフレット（以下、パンフレット）を使用し、スタティックストレッチングを実施した（図5,6）。

その後、週1回の体育の時間の冒頭に特別支援学校の体育教員が毎回このストレッチを実施した。

ストレッチング時間については諸説あるが、生徒の集中力、ストレッチ後の体育実技の時間確保も考慮し各筋10秒³⁾、全種類が終了するのに15分を目安に実施した。ストレッチングの動作確認については、支援学校の教職員に加え、PTが月1回、特別支援学校に伺い、生徒に指導を個別に行った。主にストレッチング中に体の使い方が上手くできていない生徒に対し、個別指導を行った。また、こちらが提案したストレッチングの内容は、特別支援学校の教員がストレッチングを実施して生徒が理解しにくいものについてはこちらと協議して生徒の能力に合わせてアレンジを行った。重複障がい学級についても同様に協議してストレッチングの方法をアレンジした。重複障がい学級の生徒が共通して行えるストレッチングに絞り、頸部回旋（胸鎖乳突筋）、三角筋（前部）、ハムストリングスの3種類を行った。全体のストレッチング時間は5分以内であった。



図2



図3



図4

| 令和元年度 身体チェックシート | | ID: |
|--------------------|---------|-------------------------------|
| 学校名: みなら特別支援学校(中学) | | 担任: 評鑑者: |
| 年 組 番 氏名: | 性別: 男・女 | 利き手: 右・左 |
| 項目 | 評価単位 | 結果 |
| 1. 両上肢挙上(バンザイ位) | 立位 | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| | 立位 | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| 2. 肘の高さ | 立位 | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| | 立位 | 0・1 伸展 non-couple (右・左・両方) |
| 3. 腰部伸展時痛 | 立位 | 0・1 0: 痛みなし, 1: 痛みあり |
| | 立位 | 0・1 0: 痛みなし, 1: 痛みあり |
| 4. 頸部回旋時痛 | 立位 | 0・1 0: 痛みなし, 1: 痛みあり |
| 5. FFD | 立位・系坐位 | 0・1・2 |
| 6. シャがみ込み | 立位 | 0・1・2 |
| 6-1 膝屈曲位足関節背屈 | 股臥位 | 右 *, 左 * |
| 6-2 膝伸展位足関節背屈 | 背臥位 | 右 *, 左 * |
| 7. HFT(肩水平内転) | 背臥位・ | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| | 背臥位 | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| 8. SLR | 背臥位 | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| | 背臥位・ | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| 9. 股関節内旋 | 背臥位 | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| | 背臥位 | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| 10. 股関節外旋 | 背臥位 | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| | 背臥位 | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| 11. HB0 | 腹臥位 | 右 0・1・2 左 0・1・2 |
| | 腹臥位 | 右 0・1・2 左 0・1・2 |

※ 0=問題なし、制限なし。 ※ 1,2=各項目の基準に準ずる。
 ※ シャがみ込み結果、1 or 2 の場合、膝屈曲位・伸展位で足関節可動域計測する。
 ※ 検査することができない項目があれば、番号にXをつける。

備考欄

図1



図5



-8-
図6

【結果】

運動器チェック1回目（2018年9月）と3回目（2019年9月）、1回目と2回目（2019年3月）、2回目と3回目を比較し、全てのチェック項目において有意差は出なかった。

【考察】

今回有意差は出なかったが、愛媛県理学療法士協会のパンフレットを使用し、週1回の体育の時間に毎回ストレッチングを実施することができたのは有意なことであった。山崎は⁴⁾ 小学部低学年以降にみられる柔軟性の低下は、定期的なストレッチングの不足、ストレッチングの方法の誤りに起因するものと考えており、今回のストレッチング指導では、週1,2回の体育時間に毎回ストレッチングを実施したことで頻度はクリアできたものの、正しいストレッチング方法の実施については、不十分だったと考える。毎回体育教員が生徒の前で説明と実技をすることで、同様の動きを模倣できていたようだったが、体幹、四肢の正しい方向、筋肉の伸張感を出すことは困難のように思えた。また集中力が続かない生徒も少なくなかった。これには支援学校の生徒にはパンフレットに掲載されている方法はやや難しかったのではないと思われる。個別指導で回っていても真面目に実施してくれていたが、正しい動作ができない生徒はたくさんいた。また程よい伸張感を必要とするストレッチングの意味を理解しづらいために伸張感が足りない範囲でストレッチングを行っているために効果があらわれなかったことも考えられる。

ストレッチングと似た伸張感のある要素を取り入れた運動（マット運動など）を取り入れても効果が得られている⁵⁾ としているため、試していくことも必要と考える。ストレッチングとの頻度については検討課題である。

月1回ストレッチングの訪問指導を行ったが、月1回の指導ではなかなか生徒とコミュニケーションがはかれず、距離感が縮まらず、信頼関係を高めることが困難であった。そのため個別指導を行ったとしても動作や意義の理解が深まるどころまでいかなかったように感じた。訪問指導の回数を可能な限り増やし、生徒との接触を増やす必要があると感じた。し

かし、中には集中力の高い生徒においては、ストレッチング指導を行うと正しい運動を修正することができていた者もいた。

広島県においては、「ストレッチングや関節可動域練習の方法」が教員からの相談内容として多い⁶⁾ ようで、我々も実際、股関節の手術後の生徒さんに対する、ADL上の体の使い方や自己練習法などの相談を教職員から受けた。

予防的介入として運動器チェックにPTが関与することは、早期発見・早期治療をめざすうえで重要な取り組みであると考えられる。文部科学省は、学校に対して児童生徒の指導や「個別の指導計画」の作成に当たって、PT等専門家との連携協力体制を構築するよう推奨している⁷⁾。また運動器検診を通じて、社会全体の医療費を抑制し、子どもの健康増進に寄与することが望まれている⁸⁾。PTの考え方や支援方法を現場の教員に直接伝えられることは、児童・生徒の主体的な学習を支援することにつながっている⁹⁾とされている。

【結論】

今回、このような機会を得たことで、支援学校の教職員や生徒と繋がりを作ることができたことは非常に有意義であった。また教職員の方々が今回の運動器検診に協力的であり、積極的にストレッチングを導入していただいたことは非常に価値のあるものであった。測定による有意差は出なかったが、小まめに足を運びストレッチングの重要性を伝えることで、障がい予防という、教職員や生徒の意識の向上に繋がったと考える。柔軟性向上のためにはストレッチングのみでなく、遊びの要素を取り入れた方法も必要だと感じた。また教職員との繋がりができることで、教職員からの相談も増え、本来のPTとしての役割が存分に発揮できると考えられる。

【謝辞】

今回の投稿にあたり、ご協力いただいた支援学校の生徒さん、職員のみなさまに深く感謝申し上げます。

【参考文献】

- 1) 帖佐悦男：学童期運動器検診とその動向, Jpn J Rehabil Med 2018 ; 55 : 9-13.
- 2) 由田沙紀：特別支援学校児童生徒の体格の現状と体力・運動能力との関係について, 茨城大学 卒業論文.
- 3) 鈴木重行：IDアクティブストレッチング, 三輪書店, P7.
- 4) 山崎愛莉：特別支援学校に在学する児童生徒の柔軟性に関する実態調査, 茨城大学 卒業論文.
- 5) 山崎愛莉：特別支援学校に在学する児童生徒の柔軟性に関する実態調査, 茨城大学 卒業論文.
- 6) 馬屋原康高：求められる特別支援学校における理学療法士の役割, - 広島県における理学療法士の活動状況 -, 理学療法の臨床と研究 第30号 2121年.
- 7) 吉田忠義：特別支援学校教育における理学療法士の活動, 理学療法の歩み26巻 第1号, 2015年1月.
- 8) 粕山達也：予防と理学療法 - 子どもの運動器の立場から -, 理学療法学 第44巻 Suppl. No. 3 79-81頁.
- 9) 小玉美津子：特別支援学校における校内専門家としての理学療法士の関わりについて - 子どもの主体性に基づいた教育活動としての取り組み -, 第47回日本理学療法学会大会抄録集, Vol.39 Suppl. No.2.

C5/6 神経根症により三角筋麻痺をきたした1例

愛媛十全医療学院附属病院 整形外科

濱本雄一郎 松田 芳郎 石橋 伸輔 中田 浩史 増田 義久 鶴岡 裕昭

Key words: 三角筋麻痺、神経根症、anatomical variation

【要旨】

＜はじめに＞三角筋麻痺は通常C4/5レベルでのC5神経根障害、またはC3/4レベルでのC5髄節障害で起こる。今回我々はC5/6レベルでのC6神経根症により三角筋麻痺をきたした症例を経験したので報告する。＜症例＞67歳、女性。主訴は右肩挙上障害、右肩痛、右上肢しびれ。現病歴：5カ月前から右肩痛出現、2カ月前から右肩挙上障害出現し、近医受診し、当院紹介受診した。＜経過＞右三角筋MMT2、右上腕二頭筋MMT2。CT、MRIでC5/6骨棘による右C6神経根の圧迫と脊髄の圧迫所見あり。初診から2カ月後にC5/6前方除圧固定術を行った。術後3日ほどで右三角筋、上腕二頭筋ともにMMT3まで回復した。術後1年ではMMT5-まで回復した。＜考察＞C5/6神経根症で三角筋麻痺をきたした症例報告は散見される。原因としてC5とC6の神経根線維の吻合など解剖学的variationの存在が考えられる。＜結論＞C5/6神経根症でも三角筋麻痺をきたすことがあり、診断、治療に注意が必要である。

【はじめに】

頸椎疾患由来の三角筋麻痺は通常C4/5レベルでのC5神経根障害、またはC3/4レベルでのC5髄節障害で起こる。今回我々はC5/6レベルでのC6神経根症により三角筋麻痺をきたした症例を経験したので報告する。

【症例】

67歳、女性。
主訴：右肩挙上障害、右肩痛、右上肢しびれ。
現病歴：5カ月前から右肩痛出現、2カ月前から右肩挙上障害出現し、近医受診し、当院紹介受診した。
既往歴：脂質異常症、胃腺腫手術。

【現症】

Jackson test (-)
Spurling test (-)/(-)
BTR (±)/(±)
BRR (±)/(+)
TTR (+)/(+)
PTR (++)/(++)
ホフマン反射 (+)/(+)
トレムナー反射 (+)/(+)
感覚鈍麻：右上腕外側、右母指から中指
MMT：三角筋（肩外転）2/5
上腕二頭筋（肘屈曲）3-/5
手根伸筋（手関節背屈）5/5
（図1）



図1. 左：右肩自動外転60度、 右：上腕二頭筋筋力低下のため右手が肩につかない

【画像所見】

単純X線ではC5/6椎間板腔の狭小化を認めた（図2）。MRIではC5/6レベルの中央から右にかけて、前方からの右C6神経根及び脊髄の圧迫所見を認めた。

C3/4,C4/5レベルでは明らかな神経根や脊髄の圧迫所見はなかった（図3）。CTではC5/6レベルで骨棘の形成を認め、頚椎症性神経根症によるC6神経根障害を疑った（図4）。

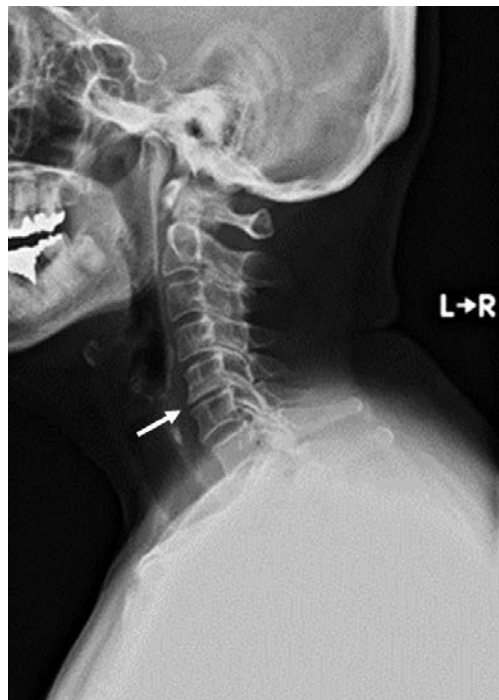


図2. 単純X線側面

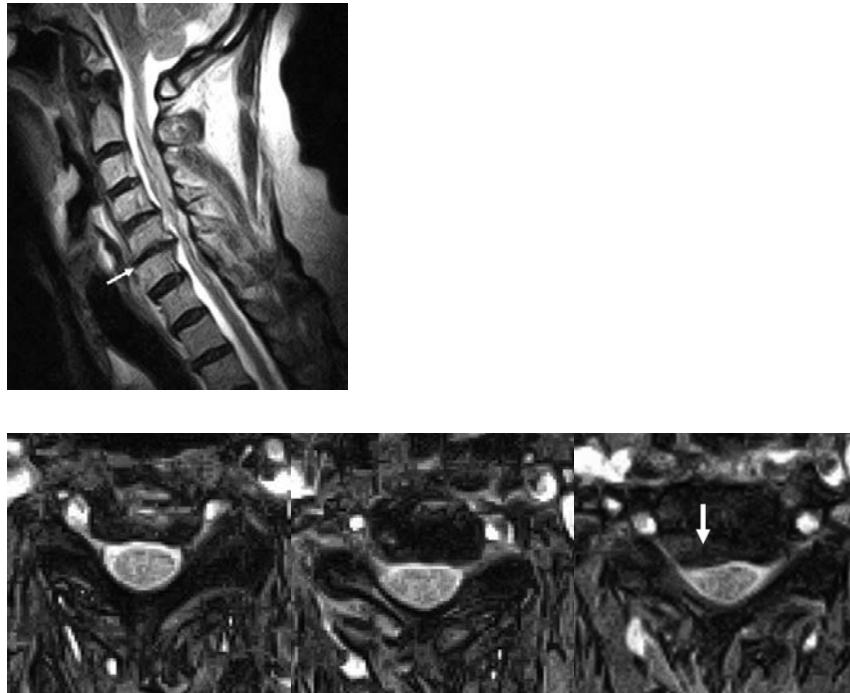


図3. 上段：MRI T2WI矢状断、下段：MRI T2WI横断像 左からC3/4, 4/5, 5/6

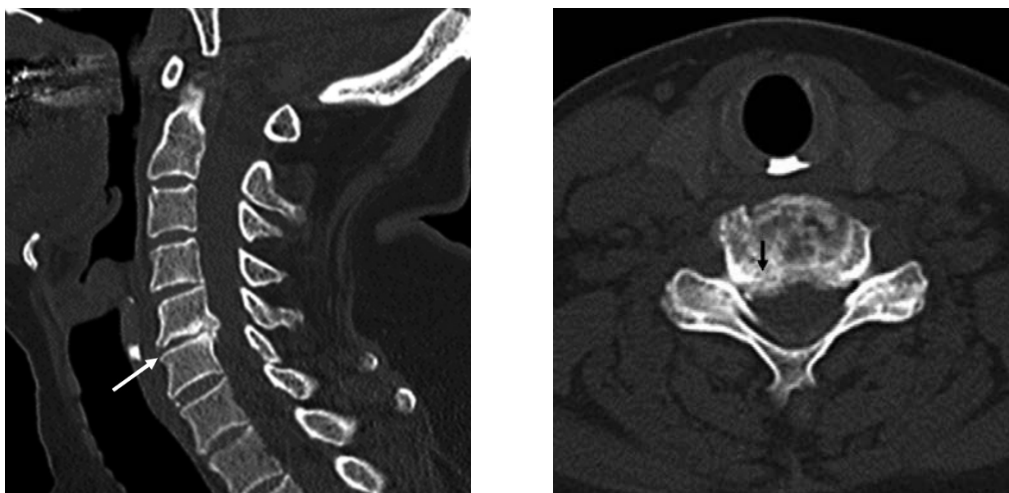


図4. CT像、左：矢状断 右：C5/6横断像

【経過】

三角筋麻痺あり、はじめはC4/5レベルでのC5神経根障害またはC3/4レベルでのC5髄節障害を疑った。しかし画像所見ではそれらを疑わせる所見はなく、神経圧迫所見のあるC5/6が責任病巣かどうか判断に迷った。

神経内科的疾患を除外するため他院神経内科に紹介した。神経痛性筋萎縮症（Neuralgic amyotrophy）が鑑別に挙げられるも、筋電図所見などから否定的であった。やはり頸椎症性神経根症と診断された。

C5/6を責任病巣とするC6神経根障害で

三角筋麻痺が出たものと判断し、手術を行うこととした。

初診から2カ月後、右肩挙上困難となつてから4カ月後に手術を行った。ケージとプレートを用いて、C5/6前方除圧固定術を行った(図5、6)。

術後3日目では右肩挙上は可能となり、

三角筋と上腕二頭筋のMMTは3レベルまで回復した(図7)。

術後1年では右三角筋と上腕二頭筋のMMTは5マイナスレベルまで回復した。症状は右上腕の軽い絞扼感と、易疲労感があった。



図5. 術後単純X線、左：正面、右：側面

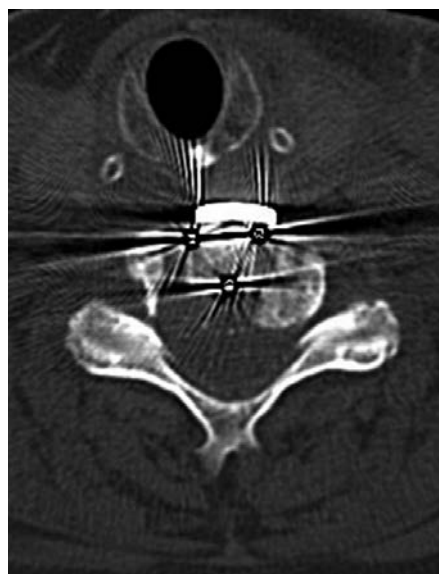
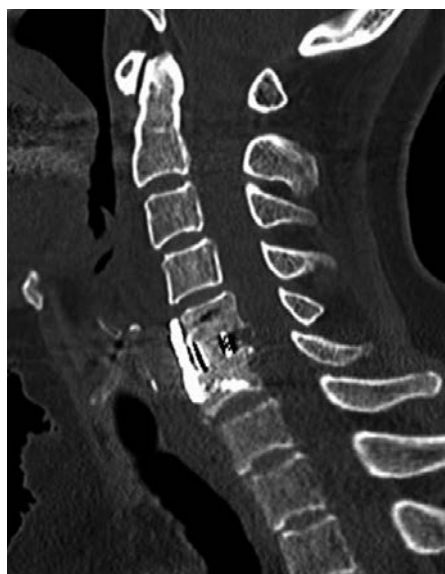


図6. 術後CT像、左：矢状断、右：C5/6横断像



図7. 術後3日目、左：右肩自動外転170度、右：右手が肩につくまで回復

【考察】

頚椎疾患の場合、三角筋の麻痺は通常C4/5レベルでのC5神経根障害、またはC3/4レベルでのC5髄節障害で起こるとされている。これまでにC5/6神経根症で三角筋麻痺をきたした症例の報告は散見される^{1,2)}。

Shimizuらは三角筋単独の筋萎縮の原因となったC5/6椎間孔における神経根症の2例を経験し、椎間関節切除と椎間孔拡

大術を行い三角筋筋力は改善したと報告している²⁾。三角筋麻痺の原因として、C5とC6の神経根線維が吻合する場合（図8-A）と、C5神経根がC5/6椎間孔から出る場合（図8-B）が考えられると考察している。本症例ではMRIのC4/5レベルで右C5神経根が描出されており、C5神経根がC5/6椎間孔から出る場合は否定的で、C5とC6の神経根線維が吻合したものの可能性がある。

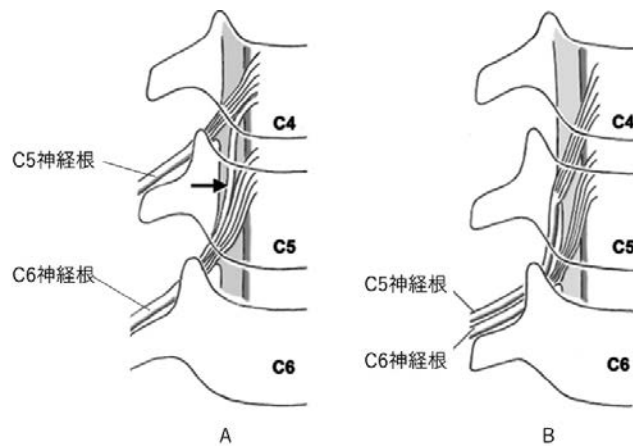


図8. (文献2を一部改変)

神経根線維の髄節間での吻合の頻度をMoriishiらは100例の成人屍体で調査している³⁾。前根では頸椎10%、腰椎5%に、後根では頸椎61%、胸椎7%、腰椎22%に神経根の髄節間吻合がみられ、C5/6前根間では40/200髄節間（20%）で吻合がみられたと報告している。Marzoらは54例のヒト頸椎を解剖し、前根9例（17%）、後根53例（98%）で髄節間吻合がみられ、C5/6前根間では5/108髄節間（4.6%）で吻合がみられたと報告している⁴⁾。

これらのような解剖学的variationにより、C5/6神経根症でも三角筋麻痺をきたすことがあり、診断、治療に注意が必要である。

【結論】

三角筋麻痺に対してC5/6前方除圧固定術を行い、症状が改善した症例を経験した。C5/6神経根症でも、解剖学的variationにより三角筋麻痺をきたすことがあり、診断、治療に注意が必要である。

【利益相反】

本投稿に関して開示すべきCOI関係にある企業はない。

【文献】

- 1) Han Chang, Jong-Beom Park, Jin-Yeun Hwang, Kyung-Jin Song: Clinical analysis of cervical radiculopathy causing deltoid paralysis. *Eur Spine J* 2003 ; 12 : 517-21.
- 2) Satoru Shimizu, Shigekuni Tachibana, Takao Sagiuchi, Mari Kurita, Kiyotaka Fujii: Radiculopathy at the C5/6 intervertebral foramen resulting in isolated atrophy of the deltoid: an aberrant innervation complicating diagnosis. Report of two cases. *Eur Spine J* 2008 ; 17 : S338-41.
- 3) J Moriishi, K Otani, K Tanaka, S Inoue: The intersegmental anastomoses between spinal nerve roots. *Anat Rec* 1989 ; 224 : 110-6.
- 4) J M Marzo, E H Simmons, F Kallen: Intradural connections between adjacent cervical spinal roots. *Spine (Phila Pa 1976)* 1987 ; 12 : 964-8.

競技者へのかかわりと理学療法士の可能性 「競技者に対するコンディショニングの一例」

整形外科尾形クリニック リハビリテーション部
高山 明美

【要旨】

「どうすればもっと良くなりますか？」この言葉を理学療法士であれば、どこかで一度は耳にしたことがあり、これに対して明確に答えるのは容易ではない。この質問がスポーツ競技者となればさらにその内容は多様化され、また、質問される場所や場面が異なればさらに細分化される。これは、競技者であれば今以上のレベルを目指しているのは言うまでもなく、意欲をもって今の自身（現状）からの変化を求めているのである。それに応えるためには、「問診より始まる評価から、仮説を立て治療に至る」ということの本質を十分にとらえ、効果ある理学療法を提供できなければならない。特に徒手の理学療法の分野では、いわゆるクリニカルリーズニングと治療手技の選択が重要視されており、エビデンスレベルの高い治療の提供が必要不可欠となっている。

【はじめに】

医療機関で働く理学療法士にとって、臨床における競技復帰者の理学療法の機会は少なく、日常生活・職業復帰を目的とした患者がほとんどである。そのため、出会う競技者の競技は、理学療法士が経験をしたことがない競技を行っていることも多い。加えて、競技レベルや年齢や性別の違いなどその背景は様々であり、誰にでも対応するための一定の決まった治療方法やプロトコルは存在せず、独自のアプローチが必要となる。これは理学療法全ての領域において共通することであるが、同じ疾患名でも対象者の背景が変わると、パーソナライズするためアプローチも変化する。ただし、どのようなスポーツ競技者であっても人体としての違いはなく、解決を導くアプローチの原理は同じである。また、評価や治療について学ぶだけでなく、これらを実践する機会を得る事も必要である。

これらの事を前提に、競技者に対してより良いコンディショニングを提供するために必要なことを中心に述べる。スポーツ競技者が復帰するための理学療法の一助としてほしい。

【競技復帰で求められるもの】

1. 競技復帰とは

臨床での復帰といえ、まずは日常生活を問題なく過ごせるレベルを目指す。何らかの競技を行っていた患者の多くはその競技への復帰を望む。理学療法士は受傷後に解決しなければならない疼痛やしびれなど、競技の継続が困難となった問題に対してアプローチするが、これだけでは競技復帰とは言えない。外傷性の受傷とは別に、競技での繰り返し動作による疼痛の場合、その原因を抽出し、修正することが重要となる。ただし、どちらにおいても症状が消失することが「競技復帰」とはならない。どの競技においても同じ動作の繰り返しが多く、普段の生活動作を含め競技中の動作（フォーム）でのエラーが起こりやすく、代償はさらに複雑化し、新たな症状やパフォーマンスの低下が出現する可能性がある。これらに対しケア・コンディショニングなどを行い、再発予防ができて競技復帰が果たせるといえる。

2. 競技復帰者の求めるもの

ほとんどのスポーツ競技者は受傷部（損傷部位）の回復、例えば骨折や靭帯損傷、関節炎など、治療開始から痛みが取れた段階で競技復帰だと思っているこ

とが多い。しかし、その段階で競技復帰しても、発症前のパフォーマンスは出せないことがほとんどである。例えば、受傷前の筋力まで戻するためには、効果的なトレーニングを継続的に行うことが必要であり、それぞれの競技レベルを踏まえたトレーニングが必要である。より高みを目指すスポーツ競技者であればあるほど、再発予防とさらなるレベルアップを求めて、よりパーソナライズされたコンディショニングを欲している。それは趣味におけるスポーツ競技者にとっても同様である。

3. 理学療法士が求められるもの

症状のみならず、解決した方が良くと思われるスポーツ競技者の問題点は無数にあり、理学療法士であれば見つけられることができたとしても、その問題点の全てを解決しようとする、本人の主訴とは大きくかけ離れてしまうことにもなりかねない。何に焦点を当てて解決するかが重要であり、競技復帰するものの主訴と、理学療法士が問題点として見出したものがリンクしなければならない。当然のことではあるが、主役は目の前の患者、クライアントであり、競技に復帰する人である。加えて、先を見据えて、できるだけ長く良い状態を継続できるようにサポートすることも求められる。

【主訴を解決するキーポイントの抽出】

評価は知っていれば誰でも行うことは可能で、導き出したいゴールは同じであるが、評価を手順通りに行っても同じ結果にならないのは、思考と技術が必要とされるからである。

手順や手法など理解を深めると、スピーディーに情報をピックアップすることが可能となり、統合と解釈がスムーズになる。

問題を導き出すためのスキル

1. 優れた評価能力
 - 命題的知識
 - 非命題的知識
 - 個人的知識

2. 評価から導く問題点の抽出
 - データの統合、分析と質問
 - 記録、報告、情報の収集と分析
3. 問題点の改善と予防
 - 統合する能力
4. 批判的な見直し（クリティーク）
 - 批判的思考と内省
 - 行った治療の分析と批判
 - 症状と事象の擦り合わせ

【理学療法評価から解決策を導く】

評価において最初に重要なのはリスクを回避することである。リスクを選別し、徒手理学療法の適応となるのか判断する必要がある（図1）。評価は、スクリーニングテストを行い、詳細なテストの順に進める（表1）。スクリーニングテストは、禁忌・適応の見極めと、部位別の問題点の有無の大まかな識別を目的とする。そのために詳細な評価項目のテストから選択して用いる¹⁾。スクリーニングテストにより問題の種類と部位が分かれば、その原因を詳細に検査する。

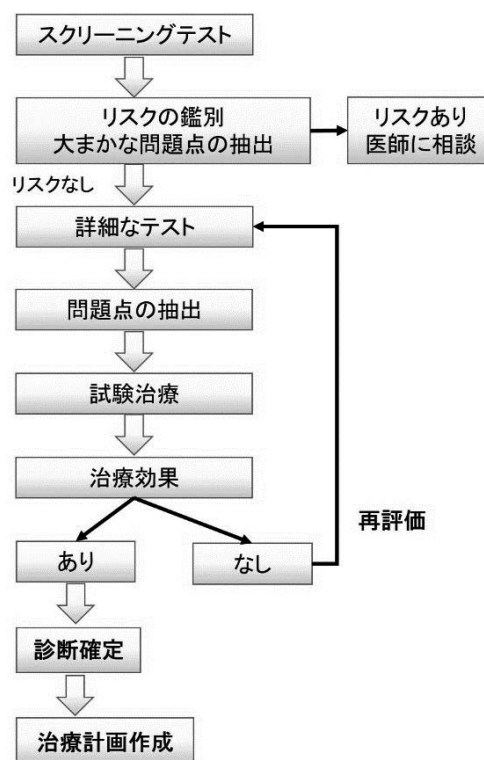


図1 評価の流れのフローチャート¹⁾

| 手順 | 手法 |
|---------|--|
| 1 問診 | 症状、既往歴、関連した個人歴、家族歴 |
| 2 観察・視診 | 姿勢、形態、皮膚の状態、補装具、日常生活動作 |
| 3 神経テスト | 神経と血管のテスト、感覚テスト(禁忌の除外) |
| 4 機能テスト | 自動、症状局在化テスト、他動、joint play,抵抗テスト、筋長テスト、トリガーポイント |
| 5 医学的診断 | 画像所見・臨床検査・電気診断・穿刺 |
| 6 仮説 | 評価から得られた診断(結論、症状の原因) |
| 7 試験治療 | 仮説より抽出 |
| 8 治療計画 | 短期治療、長期治療、Home ex、生活指導、姿勢指導 |

表1 徒手理学療法の評価と手法

詳細な評価のポイントを説明すると共に、実際に筆者が経験したスポーツ競技者の症例を紹介する。

症例：基本情報

25歳、男性、プロサッカー選手

診断名：左膝ACL損傷

受傷機転：走行中後方から相手選手の接触を受けて受傷。ニーブレースによる安静固定を処方され、受傷3週目よりチームトレーナーによる関節可動域運動と筋力強化を開始。受傷より6週後に左膝ACL再建術を施行し、術後より理学療法を開始した。

主観的評価

1. 問診 (表1:1)

問診に必要なコミュニケーションは、ただ相手と自由に会話をするわけではない。症状の悪化要因と軽減要因を明らかにすることが重要である。しかし、患者の話すことはどれだけ辛かったかなど、それまでのストーリーを延々と訴えてしまう傾向にあり、我々が知りたい内容でないことが多い。

症状、既往歴、個人歴、家族歴などに対する質問の重要ポイント

- 1) 的を絞った質問
- 2) 可能な限り少ない質問
- 3) 評価用紙には重要な事象のみ詳細に記す
- 4) 仮説を確認または除外するための質問を行う
- 5) 原因を探す

問診より得た情報を時系列 (図2) にまとめ、ボディチャート (図3) へ記入し、現在の疼痛部位と過去の疼痛を照らし合

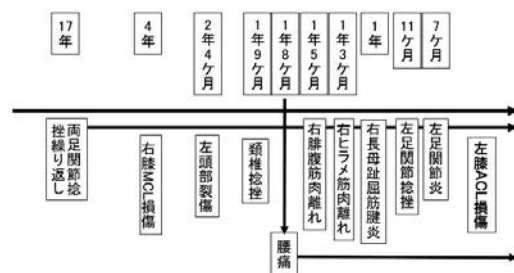
わせる。

仮説を立てて、立案するには主訴が認識できないと解決ができない。まずは主訴を明確化することで目的とする問題に対応する。

主訴：1 左膝関節痛 2 腰痛

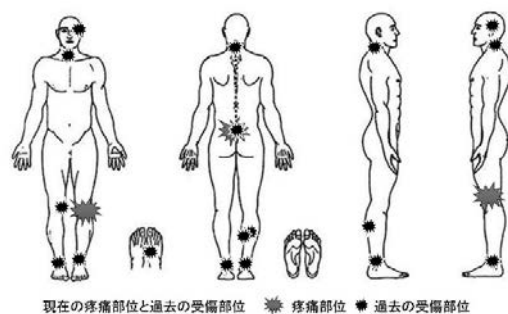
- 1) 過去の繰り返させている足関節捻挫、足趾や足関節に関わる筋のトラブル
- 2) 右膝関節の代償性損傷
- 3) 反対側の下肢への代償
- 4) 両足部、左膝関節の受傷の結果、腰椎が過用となり犠牲となった
- 5) 上行性と仮説

問診で得られた情報から身体機能検査を選択する。要するに、仮説の立証に必要な客観的検査を実施する。評価を選択するためには、検査で主訴の症状を再現 (Painful movement) することも重要となる。



既往歴(時系列:年月は現在からさかのぼった期間を表示)過去の症状:足関節捻挫を繰り返す、腰痛が継続している。

図2 問診より時系列



現在の疼痛部位と過去の受傷部位 ● 疼痛部位 ★ 過去の受傷部位

図3 ボディチャート

症状が出現するメカニズムの仮説と立案

- 1) どの部位に問題が生じているか？⇒左膝関節痛と腰部痛
- 2) どのような圧迫や伸張のストレスがあるか？⇒左膝関節圧迫、腰椎圧迫ストレス
- 3) どのような機能障害が生じており、それは主訴と同じか？⇒左下肢荷重痛・脊椎可動域制限
- 4) 問題を誘発する因子は？⇒荷重、しゃがみ動作や前屈作業、体幹回旋
※これらの運動パターンによる機械的ストレスが疼痛の原因か？もしくはは症状を回避するための代償運動なのか？
- 5) 評価の選択は？⇒触診、ROM-T、症状局在化テスト、MMT、ストレステスト、インピンジメントテスト、など
- 6) 治療の選択は？⇒筋膜（fascia）滑走性改善、筋長のバランス調整、関節mobilityの改善、モーターコントロールトレーニング、など
- 7) 予後予測は？⇒荷重痛の程度、姿勢アライメントの改善

客観的検査

1. 観察・視診（表1：2）

観察は対象者に会ったその瞬間から始まり、問診も動作評価を同時に行えらるとともに、会話中では日常時の状況も観察することができる。加えて、疼痛の再現性の有無や仮説を裏付ける現象を確認する。

- 1) 視診：仮説に基づき、疼痛の要因となる部位と、関連する代償性の部位を探る

▶静的アライメント

静的立位：頭頸部前方位、胸腰椎屈曲位、腰仙椎部は過伸展位、骨盤は前傾し両股関節軽度屈曲位、両膝関節軽度屈曲内反外旋位、両踵骨回外、足部内反

▶動的アライメント

股関節屈曲と伸展動作時に腰仙椎による代償運動、カーフレイズでは足関節

内反と膝関節回旋の代償運動が出現し、股関節では分離運動能力の低下を認める。

方向転換におけるターンでの繰り返し動作において、腰椎始動での回旋運動、足部の内反を認め、股関節と腸骨が連動しさらに腰椎で回旋する代償運動を認めた。

2) Painful movement（疼痛誘発動作）
左膝関節屈曲最終域 Numerical Rating Scale（NRS）4

体幹伸展最終域 腰部痛NRS3
運動検証^{2,3)}：膝関節水平面運動疼痛NRS4、足関節水平面運動低下

3) 触診⁴⁾：皮膚、Fascia（浅筋膜、深筋膜など）、関節、神経などの組織の変化や疼痛、滑走性の状態を評価

皮膚肥厚：両足底

脂肪性疼痛と浅筋膜炎の滑走性の低下：

足底、足関節周囲、下腿内側、大腿内側、仙結節靭帯、殿部

術創部の滑走性の低下：関節鏡穿孔部、半腱様筋摘出部など

2. 機能テスト（表1：4）

- 1) 自動運動：仮説より実際の関節運動の状態を評価する

胸椎、腰椎屈曲制限、腰椎伸展・回旋制限

股関節屈曲、内旋、伸展の制限、左膝関節屈曲と伸展の制限、両足関節背屈、外返し、外転の制限

- 2) 症状局在化テスト⁵⁾：仮説の情報に基づき、主訴の症状を再現させて、症状の出現メカニズムを検証

左膝関節、腰仙椎に疼痛と緩和の再現性あり

- 3) 他動運動：関節を動かす筋の収縮が起こらない関節の可動域と、最終感覚end feelの評価を含む

左膝関節自動運動と同角度での屈曲制限と屈曲最終域に疼痛NRS4

end feelはempty

左股関節屈曲で鼠径部の詰まり感と可動域制限、屈曲・内旋の複合運動で鼠径部痛NRS3

end feelはmore elastic

4) 関節包内運動^{1,6,7)} Joint play test
(他動運動に含まれる)

腰椎 hyper mobility : 腰仙椎間 (L5)
hypo mobility : 第1～第3腰椎間
(L1～3)

膝関節hypo mobility : Traction、腹側
gliding、end feelはmore elastic
内側glidingのend feelはless elastic

5) 抵抗運動テスト : 関節を動かす筋に
問題があるときに実施

左股関節屈曲軽度低下、左膝関節屈曲
に疼痛と軽度低下を認める

6) 筋の長さテスト^{8,9)} : 起始と停止が
最大限に伸張される運動

腸腰筋、大腿直筋、半膜様筋、大腿
二頭筋、薄筋、腓腹筋内側頭、前脛骨
筋、長趾伸筋、長趾屈筋、長母趾屈筋
に短縮を両側に認める

3. 問題点の抽出 : 詳細な評価から仮説 を立てる

今回のACL受傷に至る要因を作ること
となった原因が、膝関節より遠位に存在
していることを念頭に入れつつ機能評価
を行うと、足趾や足関節周囲筋にかかわ
る筋の短縮を認め、更に股関節の可動性
の低下を来し、膝関節が過可動になりマ
ルアライメントを引き起こした。

4. 試験治療 : 問題点の確定

左膝関節の滑走性組織の調整による可
動方向の制御 : 左膝関節術創部の滑走性
改善 (図4)

足関節を内反する軟部組織の滑走性改
善 : 両側 ヒラメ筋、後脛骨筋、長趾屈
筋 (図5)

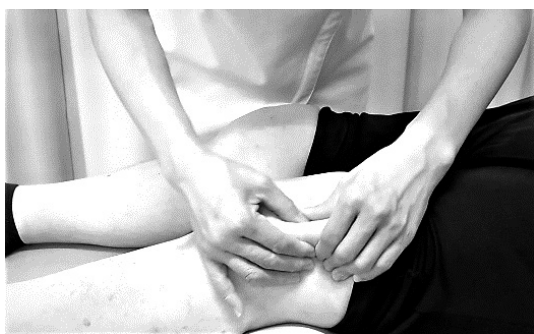


図4 術創部に対するスキンローリング⁹⁾



図5 Fascial manipulation^{® 2,3)}、
軟部組織mobilization¹⁾

5. 治療結果 : 症状の改善が得られれば
評価で抽出した問題点は正しいと判断

左膝関節屈曲可動域の拡大、自動運動
の同角度での疼痛消失

両膝関節伸展可動域拡大

体幹伸展時の腰仙椎の疼痛NRS 1

6. 治療計画

1) 短期治療計画 : 直面する問題の治療

▶ 膝関節のmobilityの改善 (図6) を
追加

術後のため可動域制限に対する
治療が先になる

同時にstabilityも必要

▶ 腰仙椎のstabilityの改善



図6 膝関節牽引 関節mobilization^{1,6)}

上記の計画に対する治療は組織の評価
を行い、選択した組織の治療を実施する

▶ 皮膚 (表皮、真皮など)

▶ 浅筋膜 (脂肪層、皮膚支帯など)

▶ 深筋膜 (筋外膜、腱膜筋膜、支帯
など)

- ▶ 筋（筋外膜、腱、筋腱移行部、筋腹、起始停止部、筋間中隔など）
- ▶ 関節（関節包、靭帯、関節唇、軟骨組織、骨膜、骨など）

評価から治療の選択の流れは以上のようなになる。治療結果を維持・向上するために短期治療計画の内容を常に効果判定し、設定したゴールへ進める。

2) 長期治療計画：競技に即した治療

- ▶ 既往歴から足関節、足部のmobilityの改善
 損傷した部位の組織学的な治療だけでなく、「そこに問題を起こしている患部以外」の不具合を修正「コレクト」し、それと同時に受傷部位が被ってきた代償的な不具合を修正する。
- ▶ 膝関節のstability training (図7)
 術前、術後から両側実施



図7 左下肢体重計を利用した膝関節stabilization training

- ▶ 腰仙椎、股関節のmobility (図8)とstabilityの改善



図8 Fascial manipulation^{® 2,3}
 軟部組織mobilization¹⁾

- ▶ 体幹と四肢の協調運動トレーニング
 エロンゲーショントレーニング (ELT[®])¹¹⁾ (図9)
 ムーブメント、スピード、パワー、ストレングスなど (図10)



図9 バランスボード上でのELT[®]



図10 誤った運動パターンの修正トレーニング

- ▶ コンタクト時などパワーの向上
プライオメトリックトレーニング
など

【競技者へのサポート】

1. 包括的で多角的な介入が必要

サポートは一人で何もかも担うわけではなく、競技者の取り巻く環境によって違いはあるが、関わるものがチームとなって一人の競技者をサポートする。

自分の立場もわきまえ、どのようにサポートすべきかが重要である。

2. 治療手技を必要なタイミングで生かす

治療技術は解剖学、生理学、運動学の基礎知識に、正確な触診と、技術の修練で成り立つものであり、学んできた何々法という治療知識を盲目的に信じるのではなく、主役にあうようにmodifyする必要がある。更に、今よりも効果的な方法があるのではないかと批判的に思考し、再評価を繰り返しながら最適な手法を選択することが重要である。

3. 観察眼と模倣により最適なパフォーマンスを引き出す

- ▶ メディア媒体などを利用した分析
- ▶ 代償運動の解析
- ▶ パフォーマンススキル
- ▶ 組み込むトレーニングのバリエーション

評価内容や結果、治療方法などは、常に内容が追加され情報は膨大になるため、一部の結果をもとに記した。重要なのは、自分が担うべきことは何かを理解し、結果を出せるサポートをしなければならない。

今回提示した症例は、コンディショニングを継続し、競技復帰を果たして今も活躍中である。

【終わりに】

今日の理学療法士の活動領域は、私が卒業した30年前と比べてその分野は多様化してきている。理学療法士の仕事は良

くも悪くもいったん就職すれば生活は安泰したようにも見える。しかし、常にレベルアップを図るために卒後も研究や治療法を学ぶなど、相対する患者と真摯に向き合う理学療法士には、その努力に対する見返りは乏しいと思われる。そのため副業や本業として、自費での施術を試みる理学療法士も増えてきている。理学療法士が飽和状態であると言われ続けたこの数年で、理学療法士として生き残るためにはどうすべきかを考えざるを得ない状況である。

現在私は整形外科クリニックに勤務しているが、ありがたいことに当クリニックでは副業を承認しており、副業の際にリハビリテーション室を無料で借りることもできる。自費でのクライアントが来ることはクリニックにとっても、「患者に選ばれた理学療法士がいる」ということであり、メリットだと考える医師が設立した。また、上記で記した評価手順や治療に対して理解を示し、症状の診断として理学療法士に評価依頼の処方や、介護保険の期限後や回復した患者の自費希望者に、我々理学療法士を紹介するなど積極的に協力してくださる。医師が理学療法士に対して信頼を寄せて協力関係にあるのは、私にとって最良の環境を手にしたといえる。この医師に出会える機会を得ることが出来たのは、私が師と仰ぐ中の1人であり、同窓でもある先輩が紹介してくださったからである。また、贅沢にも同窓の先輩には師が合わせて3人も存在し、インプットとアウトプットの大切さをご教授いただき、Orthopedic Manual Physical Therapy のDiplomaの取得、日本運動器徒手理学療法学会での国際コース講習会の講師を目指すきっかけにもなった。理学療法士に関わらず、技術と人との繋がりや自分を助けるが、行動なくしてこれらを得ることはできない。後輩には我々理学療法士であれば、同窓生という無条件に教を乞うことのできる先人を得ているということに気づいてほしい。そして、共に選ばれる理学療法士

となるよう、切磋琢磨し発展させることが今後の進むべき道だと考える。

【参考文献】

- 1) 林寛, 佐伯武士, 宇於崎孝 (編) : 整形徒手理学療法Kaltenborn-Evjenth Concept. 医歯薬出版株式会社, 東京, 2011. 81-92.
- 2) 小川大輔監訳: 筋膜マニピュレーション 実践編レベル1 第2版. 医歯薬出版株式会社, 2021.
- 3) Course handbook : Fascial Manipulation[®] Level I, II
- 4) 竹井仁, 小川大輔監訳: 内部機能障害への筋膜マニピュレーション実践編. 医歯薬出版株式会社, 2020.
- 5) Olaf Evjenth, Christian Gloeck: Symptom Localization in the Spine and the Extremity Joint, OTPT, Oslo,2000.
- 6) Freddy M. Kaltenborn, et al: Manual Mobilization of the Joints Volume I the Extremities, OTPT, Norli Oslo, 2011.
- 7) Freddy M. Kaltenborn, et al: Manual Mobilization of the Joints Volume II the Spine, OTPT, Norli Oslo, 2009.
- 8) Olaf Evjenth, Jern Hamberg : MUSCLE STRETCHING IN MANUAL THERAPY A CLINICAL MANUAL Volume I , Alfta Rehab, Alfta, 1997.
- 9) Olaf Evjenth, Jern Hamberg : MUSCLE STRETCHING IN MANUAL THERAPY A CLINICAL MANUAL Volume II, Alfta Rehab, Alfta, 1993.
- 10) 竹井仁監訳: 人体張力ネットワーク筋・筋膜 最新知見と治療アプローチ. 医歯薬出版株式会社, 東京, 2015. 419-427.
- 11) 佐伯武士: 寝たままできるキセキの「のび体操」. ワニブックス, 東京, 2015.

理学療法学科 業績一覧 (2022年1月1日～2022年12月31日)

【論文発表】

| 発表演題・発表者 | 発行または発表の年月 | 発行所、発表雑誌等または発表学会等の名称 |
|---|------------|------------------------------------|
| ①変形性膝関節症の歩行時の動作変容を目的としたフィードバック機構内蔵型の機能的電気刺激装置の開発と評価 発表者：土居 誠治 | 2022年2月 | リハビリテーション・エンジニアリング Vol.37 No.1, |
| ②変形性膝関節症の歩行解析と動作変容を目的とした携帯型機能的電気刺激装置の開発 Development of a Portable Functional Electrical Stimulator for Gait Analysis and Motion Modification in Knee Osteoarthritis 発表者：土居 誠治 | 2022年3月 | 愛媛大学大学院 理工学研究科 博士論文 |
| ③歩行動作変容を目的とした立脚初期から中期における大腿への機能的電気刺激の影響 発表者：土居 誠治 | 2022年6月 | ライフサポート 34巻 - 第2号 |

【学会発表 (筆頭演者のみ)】

| 発表演題・発表者 | 発行または発表の年月 | 発行所、発表雑誌等または発表学会等の名称 |
|---|------------|----------------------|
| ①腰部脊柱管狭窄症患者における自主報告の歩行距離は実際の歩行距離よりも症状出現時の歩行距離を反映する 発表者：石川 拓実 | 2022年11月 | 第50回 四国理学療法士学会 |

【講演・座長】

| 講演演題・座長担当学会・講演者・座長名 | 発行または発表の年月 | 発行所、発表雑誌等または発表学会等の名称 |
|---|------------|----------------------|
| ①第10回日本運動器理学療法学会学術大会・一般演題 座長 座長：土居 誠治 | 2022年9月 | 日本運動器理学療法学会 学術大会 |
| ②第628回 臨床実習指導者講習会 講師：土居 誠治 | 2022年1月 | 河原医療大学校 |
| ③第689回 臨床実習指導者講習会 講師：土居 誠治 | 2022年3月 | 愛媛十全医療学院 |

| | | |
|-------------------------------|---------|--------------|
| ④第846回 臨床実習指導者講習会 講師：土居 誠治 | 2022年9月 | 四国中央医療福祉総合学院 |
|-------------------------------|---------|--------------|

| | | |
|-------------------------------|---------|----------|
| ①第689回 臨床実習指導者講習会 講師：渡部 里佳 | 2022年3月 | 愛媛十全医療学院 |
|-------------------------------|---------|----------|

| | | |
|-------------------------------|---------|----------|
| ①第710回 臨床実習指導者講習会 講師：岩本 英毅 | 2022年4月 | 愛媛十全医療学院 |
|-------------------------------|---------|----------|

【その他の活動・取得資格】

| 取得資格・活動名 (各種団体役員・公的委託業務など) | 取得年月 | 団体名 |
|-------------------------------|---------|-------------------|
| ①(公社)愛媛県理学療法士会 総務部 部長 楠 大吾 | 2022年6月 | (公社) 愛媛県理学療法士会 |

| | | |
|--------------------------------|---------|---------|
| ①第628回 臨床実習指導者講習会 担当者：渡部 里佳 | 2022年1月 | 河原医療大学校 |
| ②第834回 臨床実習指導者講習会 担当者：渡部 里佳 | 2022年9月 | 河原医療大学校 |

| | | |
|-------------------------------|---------|----------|
| ①第689回 臨床実習指導者講習会 担当者：楠 大吾 | 2022年3月 | 愛媛十全医療学院 |
|-------------------------------|---------|----------|

| | | |
|--|----------|-------------------|
| ①博士(工学) 担当者：土居 誠治 | 2022年3月 | 愛媛大学大学院 理工学研究科 |
| ②(公社)日本理学療法士協会 認定理学療法士 委員 担当者：土居 誠治 | 2022年9月 | (公社) 日本理学療法士協会 |
| ③地域包括ケア推進リーダー 担当者：土居 誠治 | 2022年8月 | (公社) 愛媛県理学療法士会 |
| ④介護予防推進リーダー 担当者：土居 誠治 | 2022年10月 | (公社) 愛媛県理学療法士会 |

作業療法学科 業績一覧（2022年1月1日～2022年12月31日）

【講演・座長】

| 講演演題・座長担当学会・講演者・座長名 | 発行または 発表の年月 | 発行所、発表雑誌等 または発表学会等の名称 |
|--|------------------|--------------------------|
| ①認定作業療法士取得研修「管理・運営」 講師： <u>三澤 一登</u> | 2022年6月 ・11月 | （一社） 日本作業療法士協会 |
| ②教育基調講演3「教育・福祉・医療現場から作業療法 士ができること～実践から見えるこれからの支援」 講師： <u>三澤 一登</u> | 2022年6月 | 九州作業療法学会 |
| ③市民講座「発達障がいの理解と引きこもり対策～誰 もが笑顔で暮らせる街にしたい～」 講師： <u>三澤 一登</u> | 2022年9月 | 新居浜市自立支援協議会 |
| ④研修会「不器用児に対する支援＝遊びの有効活用 part 1 part 2」 講師： <u>三澤 一登</u> | 2022年10月 ・12月 | 東温市教育委員会 |

| | | |
|---|----------|-------------------|
| ①現職者共通研修講師（職業倫理） 講師： <u>福田 靖</u> | 2022年10月 | （公社） 愛媛県作業療法士会 |
| ②2021年度（公社）愛媛県作業療法士会 臨床実習指導者講習会 講師： <u>福田 靖</u> | 2022年1月 | （公社） 愛媛県作業療法士会 |

| | | |
|--|----------|-------------------|
| ①2022年度（公社）愛媛県作業療法士会 臨床実習指導者講習会 講師： <u>大西 真二</u> | 2022年11月 | （公社） 愛媛県作業療法士会 |
|--|----------|-------------------|

| | | |
|---|----------|-------------------|
| ①2021年度（公社）愛媛県作業療法士会 臨床実習指導者講習会 講師： <u>丹生谷 哲哉</u> | 2022年1月 | （公社） 愛媛県作業療法士会 |
| ②現職者選択研修講師（MTDLP） 講師： <u>丹生谷 哲哉</u> | 2022年7月 | （公社） 愛媛県作業療法士会 |
| ③2022年度（公社）愛媛県作業療法士会 臨床実習指導者講習会 講師： <u>丹生谷 哲哉</u> | 2022年11月 | （公社） 愛媛県作業療法士会 |

| | | |
|--|----------|----------|
| ④東温市地域リハビリテーション活動支援事業 講師： <u>丹生谷 哲哉</u> | 2022年11月 | 東温市長寿介護課 |
|--|----------|----------|

【その他の活動・取得資格】

| 取得資格・活動名 (各種団体役員・公的委託業務など) | 取得年月 | 団体名 |
|---|---------|------------------|
| ①特別支援教育専門家チーム委員 担当者： <u>三澤 一登</u> | 2022年5月 | 愛媛県教育委員会 |
| ②東温市特別支援連携協議会委員 担当者： <u>三澤 一登</u> | 2022年5月 | 東温市教育委員会 |
| ③東温市特別支援教育巡回相談 担当者： <u>三澤 一登</u> | 2022年5月 | 東温市教育委員会 |
| ④愛媛県発達障がい者支援センター事業ペアレント・ プログラム事業 アドバイザー 担当者： <u>三澤 一登</u> | 2022年5月 | 愛媛県 子ども療育センター |
| ⑤地域支援事業「フォローアップ・クレヨンくらぶ」 支援員 担当者： <u>三澤 一登</u> | 2022年4月 | 久万高原町 |

| | | |
|--|---------|-------------------|
| ①(公社)愛媛県作業療法士会 理事(副会長) 担当者： <u>福田 靖</u> | 2021年6月 | (公社) 愛媛県作業療法士会 |
| ②松山市社会福祉審議会委員 担当者： <u>福田 靖</u> | 2021年4月 | 松山市 |
| ③松山市介護認定審査会委員 担当者： <u>福田 靖</u> | 2021年4月 | 松山市 |

| | | |
|--|---------|-------------------|
| ①(公社)愛媛県作業療法士会 理事(副会長・事務局長) 担当者： <u>丹生谷 哲哉</u> | 2021年6月 | (公社) 愛媛県作業療法士会 |
|--|---------|-------------------|

リハビリテーション科 業績一覧 (2022年1月1日～2022年12月31日)

【講演・座長】

| 講演演題・座長担当学会・講演者・座長名 | 発行または 発表の年月 | 発行所、発表雑誌等 または発表学会等の名称 |
|---------------------------------------|----------------|--------------------------|
| ①第834回 臨床実習指導者講習会 講師： <u>尾坂 良太</u> | 2022 年 9 月 | 河原医療大学校 |

【その他の活動・取得資格】

| 取得資格・活動名 (各種団体役員・公的委託業務など) | 取得年月 | 団体名 |
|--|------------|-------------------|
| ①愛媛県理学療法士会 理事 学術局長： <u>尾坂 良太</u> | 2022 年 4 月 | (公社) 愛媛県理学療法士会 |
| ①愛媛県作業療法士会 管理部部員 (書記) 担当者： <u>石川 武史</u> | 2022 年 6 月 | (公社) 愛媛県作業療法士会 |
| ①愛媛県作業療法士会 管理部部員 (書記) 担当者： <u>坂本 祥太</u> | 2022 年 4 月 | (公社) 愛媛県作業療法士会 |

投稿規定・執筆規定

【投稿規程】

1. 本誌の目的

①理学療法・作業療法・言語聴覚療法および関連する分野の研究を公表し、愛媛十全医療学院の在校生・教職員・卒業生の学術活動に寄与することを目的とします。

2. 投稿者の資格

本誌への投稿は、本学院及び附属病院の職員、本学院の卒業生、本学院・附属病院の関係者となります。共著者に関してはこの限りではありません。

3. 投稿内容

- ①研究論文(原著)：新規性および独創性に優れており、明確な結論を提示した論文。
- ②症例研究：症例の臨床的問題や治療結果について科学的に検証し、考察した論文。
- ③短報：研究の経過報告・略報として簡潔にまとめた研究論文。
- ④その他：システマティックレビュー、症例報告、実践報告、調査報告、治療技術紹介など紀要編集委員会で掲載が適切と判断された論文および記事。

4. 投稿条件

投稿原稿は、他誌に掲載、または投稿中の原稿でないこととします。本規程および執筆規程にしたがって作成してください。

5. 利益相反

利益相反の可能性がある事項（コンサルタント料、寄付金、特許など）は本文中に記載してください。

6. 著作権

学院紀要に掲載された論文の著作権は、愛媛十全医療学院に属します。また、本誌に掲載された論文は、国立国会図書館に納本されオンライン公開されます。

7. 研究倫理

投稿内容に関しては、ヘルシンキ宣言や厚生労働省の「人を対象とする医学系研究に関する倫理指針」（下記URL参照）などの医学研究に関する指針に基づき対象者の保護に留意し、説明と同意などの倫理的配慮に関する記述を必ず行ってください。また、3-①の研究論文に関しては研究実施にあたり、愛媛十全医療学院倫理委員会及び、所属研究機関あるいは所属施設の倫理委員会ないしそれに準ずる機関の承認を得ることを必須とし、倫理審査委員会名および承認番号（または承認年月日）を必ず記載してください。なお、倫理審査委員会より承認の非該当となった場合には、その旨を記載してください。3-②～④の症例研究・短報・その他に関しては、倫理委員会の承認は必須ではないですが、倫理に配慮して投稿してください。

・厚生労働省 倫理指針<http://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hokabunya/kenkyujigyou/i-kenkyu/>

8. 原稿の採択

原稿の採否は複数の査読者の意見を参考に紀要編集委員会において決定します。査読の結果、編集方針にしたがって原稿の修正を求めることがあります。修正を求められたら随時修正して再提出してください。また、必要に応じて紀要編集委員会の責任において字句の訂正を行うことがあります。

9. 校正

著者校正は原則として1回とし、誤字脱字を除く文章および図表の変更は原則として認めません。

10. 投稿原稿の送付先

①原稿送付方法

「紀要原稿在中」と記載し、簡易書留にて下記まで送付してください。

送付先：〒791-0385 愛媛県東温市南方561 愛媛十全医療学院内 紀要編集委員会
電子データによる提出を推奨しています。詳細は、紀要編集委員会までお問い合わせください。

②問合せ先

愛媛十全医療学院 TEL:089-966-4573(紀要編集委員会までお問い合わせください。)

【執筆規程】

1. 論文の構成

- ①標題(表題) : 内容を具体的かつ的確に表現し、簡潔に記載してください。原則として略語・略称は用いないようにお願いします。
- ②著者名 : 著者はオーサーシップに留意して、当該研究・執筆に貢献が多い人を必要最少限に記載してください。
- ③要旨 : 「目的」「方法」「結果」「結論」について項目を分けて簡潔に記載してください。また、研究論文(原著)、短報以外の記事の種類の論文においては、著者の判断で項目名を変更しても構いません。
- ④キーワード : 3つとします。
- ⑤本文 : 本文は原則下記の項目に沿って本文を構成してください。ただし、研究論文(原著)、短報以外の記事の種類の論文においては、著者の判断で項目名を変更しても構いません。

はじめに

研究の背景、臨床的意義、研究目的、主題の範囲、先行研究との関連性の明示などを記載してください。

対象および方法

研究内容を第三者が追試できるように記述してください。レントゲン撮影や侵襲を伴う研究方法がなされた場合は、抄録中にそれを実際に施行した人の職種を明記し

てください。レントゲン等に関しては個人が特定できないように配慮してください。また、倫理的配慮に関する記載も明記してください。

結果

研究結果を本文および図表を用いて記述してください。データは、検証、追試を行いやすいように図（グラフ）よりも表にして数値で示すように留意してください。

考察

結果の分析・評価、今後の課題、など論理的飛躍のないように記載してください。

結論

研究で得られた結論を簡潔に記載してください。

利益相反

利益相反の有無について記載してください。

謝辞

著者資格には該当しない研究への貢献者については謝辞に記載してください。

文献

引用文献のみ記載してください。

2. 投稿原稿の構成

①原稿は全て横書きにしてください。

本文、図表、図表の説明文、補遺で構成し、そのまま掲載できるように作成してください。

②原稿の1ページ目に表題、著者・共同演者の氏名、所属を明記してください。

③投稿原稿の書式

- ・ Office Word（2010以降）で作成してください。
- ・ 用紙はA4縦1枚、明朝体10.5ポイント、段組2段にて設定してください。図・表・グラフについては、白黒で作成し別紙のごとく本文枠に一致させてください。
- ・ 文字種についての注意

JIS 第1, 第2水準で規定されている文字以外は原則として使用できません（人名も含む）。特に以下に示すような機種依存文字の使用は絶対に避けてください。コンピューターの機種によって全く互換性がなく、他の機種では正常に表示されません。

※使用できない代表的な機種依存文字

囲み文字 : ① ② ③ ④ ⑤… → 使用禁止

ローマ数字 : I II III IV V… → 使用禁止

単位記号 : mm cm km mg kg cc m³… → 半角を使用

略語記号 : (代) (労) (株) (社) (学) 喘 疔 囃 穢… → 全角入力

これらの機種依存文字は半角英数文字や他の文字で全て代用可能です。

※以下の全角記号は使用可能です。（JIS 第1, 第2水準で規定されています）

→ ← ↑ ↓ % ‰ Å + - ± × ÷ = ≠ ≡ ≤ ≥ α β γ δ ε ζ η θ ι κ λ など

V ドットなどの一部記号については文字種が用意されていないため、表示でき

ません。このような場合はV(dot)と半角英数で入力してください。印刷時に交換致します。

半角カタカナも文字化けの原因となるため使用できません。必ず全角カタカナを使用してください。

3. 要旨

論文の冒頭に和文の要旨(300字~400字程度)をつけてください。

4. 図表

図・写真・表：図・表は本文に出てくる順に、それぞれ本文中に一連番号をつけてください。図の番号および表題は図の下に、表の場合は表の上につけてください。図・表を転載する際は、個人が特定できないように配慮して、投稿前に著者の責任で転載許可をとってください。図表の説明(キャプション)は図表の後に頁をあらたにして記載してください。

スライド図・表は投稿用に作成し直すようにしてください。

5. 文献

引用文献は本文の引用順に並べてください。雑誌の場合は著者氏名、論文題目、雑誌名、西暦年号、巻、頁(最初-最終)の順に書き、単行本の場合は著者氏名、書名、編集者名、発行所名、発行地、西暦年号、頁を記載してください。引用文献の著者氏名が3名以上の場合は最初の2名を記載してください。

6. 数量の単位

単位は原則として国際単位系(SI単位)を用いて、長さ:m、質量:kg、時間:s、温度:℃、周波数:Hz等を使用してください。

7. 略語

略語は初出時にフルスペルあるいは、必要に応じて和訳も記載してください。

8. 機器名の記載法

機器名は、「一般名(会社名、製品名)」で表記してください。なお、統計ソフトは「製品名、バージョン番号、会社名」を記載してください。

9. その他

- ①必要がない限り表に縦線は使用しないでください。
- ②表・図(写真を含む)の挿入位置は、なるべく本文の右欄外に記載してください。
- ③本文には行番号およびページ番号を必ず記載してください。

10. 附則

(愛媛十全医療学院 投稿規定・執筆規定は、平成30年4月1日より施行)

編集後記

今年度も新型コロナウイルス感染症の影響を受けた1年でしたが、4編のご投稿をいただき、第16巻を発刊することができました。今回の発刊は、今までに行ってきた研究をまとめさせていただきました。紀要に関っていただきました方々に心よりお礼申し上げます。

この3年間、COVID-19の影響で日常生活においてもかなり制限があり、研究をすることもままならなかった時期を経て、やっと私達の生活も以前のような活気を取り戻してきたように思います。各個人が自己研鑽に努めて、学生への指導も力を入れていきたいと思ひます。

次巻(第17巻)につきましても、様々な分野からの投稿を計画しております。今後とも当学院の発展のために引き続きご協力をお願い申し上げます。

紀要委員

愛媛十全医療学院紀要 第16巻

| | |
|------------|---|
| 2023年12月1日 | 発行 |
| 編集・発行 | 愛媛十全医療学院紀要委員会 |
| 紀要委員 | 岩本 英毅 (愛媛十全医療学院) 福田 靖 (愛媛十全医療学院) 丹生谷哲哉 (愛媛十全医療学院) 渡部 里佳 (愛媛十全医療学院) |
| 発行所 | 愛媛十全医療学院 〒791-0385 愛媛県東温市南方 561 TEL 089-966-4573 FAX 089-966-3924 |
| 印刷所 | 株式会社 明朗社 〒791-2112 愛媛県伊予郡砥部町重光 150 番地 1 TEL 089-958-6868 FAX 089-958-7101 |

