

PROPRIOCEPTIVE NEUROMUSCULAR *ELECTRICALLY STIMULATED* FACILITATION
INTEGRATING NMES INTO YOUR PNF PRACTICE

Cindy Wederich^{1) 2)}

Abstract : Both Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) and Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) use the same underlying physiological principles to evoke a motor response. Therapists can utilize NMES to tap into these principles when manual techniques alone are not enough to elicit an optimal motor contraction. While many PNF techniques depend on the patient's ability to voluntarily contract a muscle, NMES does not require voluntary effort. Like manual contacts, electrodes can be thought of as 'electrical contacts' that increase the therapists' ability to maximize proprioceptive facilitation. The stronger the muscle contraction, the stronger the facilitation, and NMES provides the ability to induce stronger contractions, and thus, greater facilitation in the weak patient.

With advances in the understanding of neural plasticity, the brain is now often the target of treatment, rather than muscles. NMES has traditionally been used to reduce secondary peripheral impairments, but it can also be used to help reactivate existing neural pathways in the brain that were temporarily rendered inaccessible, or to encourage cortical reorganization in the case of permanent brain damage. While NMES can be used alone, when combined with PNF, the two together are better able to drive the behavioral signals that are thought to promote neural plasticity and result in increased function.

This paper begins by reviewing NMES principles to provide the basis for discussing the combined use of NMES and PNF. The paper then presents: 1) the use of NMES to manage peripheral dysfunction to address secondary impairments; 2) the use of NMES integrated with PNF procedures and techniques to manage central issues; 3) research on combining PNF and NMES; 4) augmenting PNF manual therapy with NMES; and finally, 5) a description of neuroplasticity research and its application to integrating PNF and NMES.

Key words : Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF), Electrical Stimulation (NMES), Neural Plasticity.

1) CEO PT Services, Long Beach, California, USA.

2) Adjunct Faculty, Division of Biokinesiology and Physical Therapy of University of Southern California, Los Angeles, California, USA.

Introduction

As their names imply, the goal of both Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) and Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) is to affect the neuromuscular system^{1,2)}. PNF facilitates the neuromuscular system indirectly to produce movement primarily through the use of proprioceptive techniques and procedures. NMES, on the other hand, facilitates or stimulates nerves directly using electrical current that results in movement. Integrating NMES into PNF practices can result in a better patient outcome than each intervention alone, especially when the principles of neural plasticity are incorporated to maximize the results. One way to think about incorporating the two is to consider electrical current as another tool, like quick stretch, to bias the motor neuron pool to facilitate a motor response. Electrically-driven PNF, however, is able to provide both direct as well as indirect drive to the neuromuscular system, enabling elicitation of a stronger motor response in weak patients for whom PNF techniques alone are not sufficient to generate improved motor function.

Sir Charles Sherrington's neurophysiology research laid the foundation for early pioneers, like Kabat and Knott, in the development of PNF. Sherrington used NMES to demonstrate the principles that are still used in PNF today, such as reciprocal innervation and afterdischarge³⁾. This makes those trained in PNF especially good candidates to understand how to use NMES to enhance patient outcomes. Now that electrical stimulation equipment and training are widely available, it makes sense to apply the technology used by Sherrington to demonstrate the principles from which PNF was developed to enhance PNF outcomes, especially for weaker patients.

This paper begins by giving a brief review of NMES, followed by descriptions of: 1) the use of NMES to manage peripheral dysfunction to address secondary complications; 2) the use of NMES integrated with PNF procedures and techniques to manage central issues such as learned non-use; 3) the research on PNF and NMES; 4) augmenting PNF manual therapy with NMES; 5) a description of neuroplasticity research and its application to integrating PNF and NMES.

Review of Neuromuscular Electrical Stimulation

The ability to learn to use all the parameters of NMES skillfully is beyond the scope of this paper, however, it is important to have a basic understanding of what NMES is and how it works in order to understand how best to integrate it with PNF. While skill is required to apply NMES to activate specific nerves and achieve the desired sensory or motor response, NMES simply depolarizes nerves. Therefore, if the peripheral nerve is intact, a "black box" (the stimulator) can substitute for the brain to send a signal to the nerve. While there are differences in motor neuron recruitment and the rate of activation, the nerve, once depolarized, behaves the same whether depolarized by the brain or a small black box: an action potential (AP) is an action potential.

Nerve Action Potentials

NMES generates action potentials through the application of electric fields. Coulomb's Law asserts that "like" charges repel and "opposite" charges attract. Stimulating electrodes have positive (+) and negative (-) polarities, and are placed on the skin over a nerve (Figure 1). Like a magnet, the electrodes attract and repel charged ions, mainly the positively charged sodium and potassium ions

and the negatively charged protein molecules, in the intra and extracellular tissue. Under the negative electrode at the nerve membrane, positive ions are attracted and negative ions are repelled making the extracellular fluid more negative and the intracellular fluid more positive, thus raising the membrane potential. When the membrane potential changes from its typical -70 mV resting value to the threshold of about -55 mV, depending on the nerve type, the nerve depolarizes resulting in an AP.

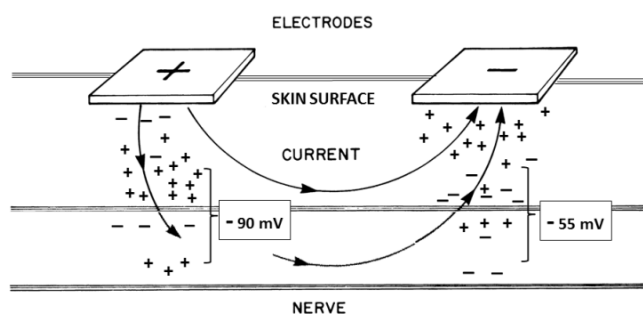


Figure 1. Nerve depolarization occurs primarily under the negative electrode.

Muscle Contraction

When the AP in motor nerves reaches the motor end plate, neurotransmitters are released, leading to a twitch contraction of the muscle tissue. In order to achieve a smooth tetanic contraction, NMES uses the neurophysiologic principles defined by Sherrington of spatial and temporal summation, terms also used in PNF. A nerve can be driven faster, or multiple nerves can reinforce each other to summate so that twitch contractions overlap to form a stronger tetanic contraction.

Recall that the magnitude of proprioceptive facilitation is directly related to the amount of the active muscle tension produced by resistance^{4,5}. NMES can contract the patient's own muscles to provide or increase muscle tension, and thus enhance facilitation. This is especially useful when passive or active assistance would be considered "maximal" or "optimal" resistance during PNF.

Skill is required to program a stimulator effectively as well as to place the electrodes accurately to achieve very specific motions (Figure 2). However, it is possible to achieve functional results, even when the electrode placements are generic and result in movements that are gross and imprecise. While for some patients it is important to be able to isolate wrist extension without finger extension (Figure 2b), as in a C6 spinal cord injured (SCI) patient to preserve tenodesis, for most PNF patients that level of movement accuracy is not required.

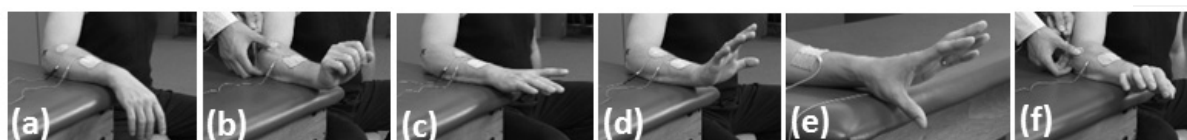


Figure 2. Effect of different electrode placements on motor function: (a) At rest; (b) wrist extension; (c) finger extension; (d) wrist and finger extension; (e) finger extension with thumb abduction; (f) excessive ulnar deviation⁶.

Volitional versus NMES Muscle Contractions

There is a difference in the order in which motor units are recruited between NMES and volitional contractions. With increasing intensities of NMES, large, fast fatiguing motor units are generally activated first, and then the small, fatigue resistant motor units are recruited. This order is opposite from volitional activation. Volitionally, small motor units are recruited first, followed by the larger motor units. NMES also recruits the motor neurons that are closer to the electrode first: the higher the stimulation amplitude, the more neurons are activated. On the other hand, volitional efforts recruit motor neurons more evenly distributed throughout the nerve (Figure 3). So while volitional or stimulated APs are indistinguishable, the contractions are qualitatively different due to their respective recruitment patterns. Therefore, combining NMES with volitional effort, theoretically, should enable recruitment of more small and large motor units simultaneously and result in a stronger contraction than volitional effort alone.



Figure 3. Order and distribution of motor neuron recruitment: Volitional vs. NMES.

Treating Peripheral Impairments

When patients are not in therapy, it is important to avoid secondary complications. In the case of a stroke patient, a flaccid upper extremity (UE) presents risk for shoulder subluxation, decreased range of motion (ROM), muscle atrophy, and problems associated with decreased sensation.

Shoulder Subluxation

PNF does not specifically offer an orthotic substitution to address shoulder subluxation (Figure 4a). Between therapy sessions, mechanical devices are typically used to support the shoulder passively. NMES has also been shown to reduce subluxation effectively⁷⁾ (Figure 4b). While some mechanical options are better than others at promoting normal alignment and preventing stretching of the shoulder capsule, none of them give as much sensory input, or allow the patient's own muscles to reduce the subluxation, hence retarding atrophy, like NMES does. This is especially helpful when spontaneous recovery is expected, in order to help maintain muscle mass. If the patient has significant atrophy, it may take some time to build muscle endurance to handle stimulation to reduce subluxation all day. While the patient is building up muscle fatigue resistance, NMES can be used in conjunction with other common orthotic devices.

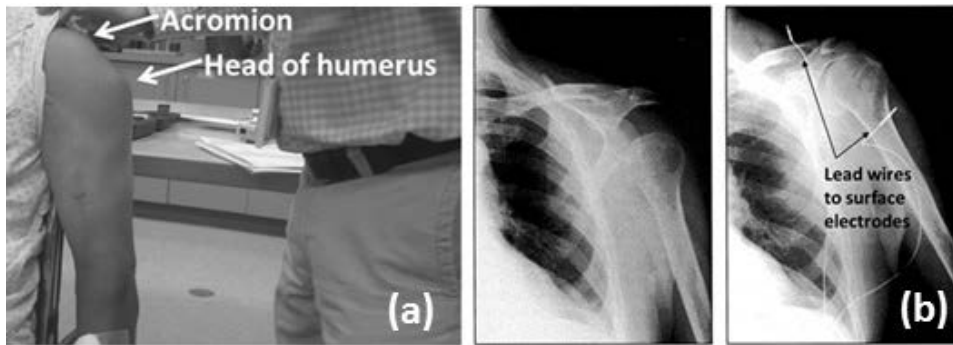


Figure 4. (a) Shoulder subluxation; (b) X-Ray of reduced shoulder subluxation by surface NMES²⁾.

Muscle Strengthening

In terms of muscle strengthening, the overload principle described by Hellebrandt⁸⁾ referenced in PNF books^{1,9)} holds true whether or not a muscle contraction is achieved volitionally or by NMES. In healthy individuals, both NMES and volitional strengthening are directly related to the percent of maximum voluntary isometric contraction (%MVIC) achieved (Figure 5)¹⁰⁻¹²⁾.

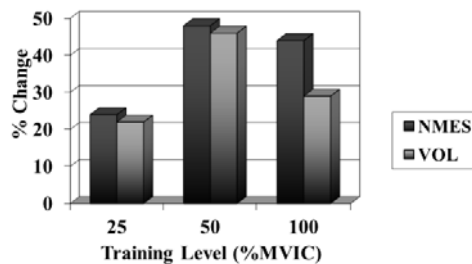


Figure 5. Effect of NMES vs. voluntary muscle strengthening: Data compiled from three studies of healthy individuals subjected to strength training programs of voluntary and NMES induced exercise¹⁰⁻¹²⁾.

In the case of injury, adding NMES to volitional exercise may be more effective than volitional effort alone (Figure)¹³⁾. With the disuse that often accompanies injury, fast twitch muscle fibers often show significant atrophy. As discussed previously, NMES preferentially activates the large motor units innervating fast twitch muscle fibers, potentially retarding or expediting reversal of muscle atrophy depending on when NMES exercise is initiated. NMES may also alter the patient's perception of pain, pain that may inhibit voluntary contractions. Given the PNF concept of a "maximal" contraction, it is interesting to note that with higher levels of NMES added to volitional effort, better strengthening effects have been observed in patient populations^{14,15)}. Although PNF is not necessarily the same as volitional exercise, as long as adequate resistance (%MVIC) is achieved, one might expect that PNF plus NMES would result in equally encouraging results, if not better. With any exercise program using NMES, a short training period is useful to allow the patient to accommodate to the new sensation of NMES to permit the strongest possible contractions.



Figure 6. MVIC achieved after volitional and combined NMES + volitional post-surgery exercise programs, compared to contralateral control¹³⁾.

Range of Motion–Abnormal Tone

Both PNF and NMES can be used to increase ROM and normalize tone. To prevent contractures and increase ROM, NMES is typically cycled on and off to contract and relax the patient's muscles to take a limb through full available ROM and to provide stretch at the end range as part of a contracture management program. In addition to stretch at end range, two purported spinal level mechanisms by which both PNF and NMES are thought to increase ROM and decrease spasticity and abnormal tone are reciprocal and autogenic inhibition.

Combining Physiologic Mechanisms

Contract-relax-antagonist-contract (CRAC) combines both autogenic and reciprocal inhibition, and has been shown to have a more profound inhibiting effect on the motor neuron pool than contract-relax (CR) alone, leading to the conclusion that neural influences can have an additive effect¹⁶⁾. NMES can also be combined with CRAC, or other PNF tools, to provide additional neural input to help further bias the motor neuron pool and enhance the desired clinical outcome.

To use electrically assisted CRAC, once the therapist assesses that the patient has achieved a maximal volitional contraction, NMES can be triggered to augment the force of the contraction. The stronger the contraction, ideally, the better the quality of the relaxation due to increased spinal level inhibition of the motor neuron pool. An electromyographic (EMG) trigger can also be used to require the patient to optimize volitional effort before activating NMES. Moreover, if co-contraction is a major interfering factor, EMG biofeedback can be used to prompt the patient to relax the agonists before trying to contract the antagonists. Given interfering flexor tone, EMG biofeedback goals can be set to require the patient both to maximally contract flexors against resistance provided by the therapist or a flexible dynamic orthosis, then to relax the flexors to a set EMG threshold before the extensors are activated by NMES. Although it does not provide the diagonal and rotational components a PNF-trained therapist would, using a dynamic orthosis would allow the patient to take advantage of CRAC on his own to augment treatment time (Figure 7).

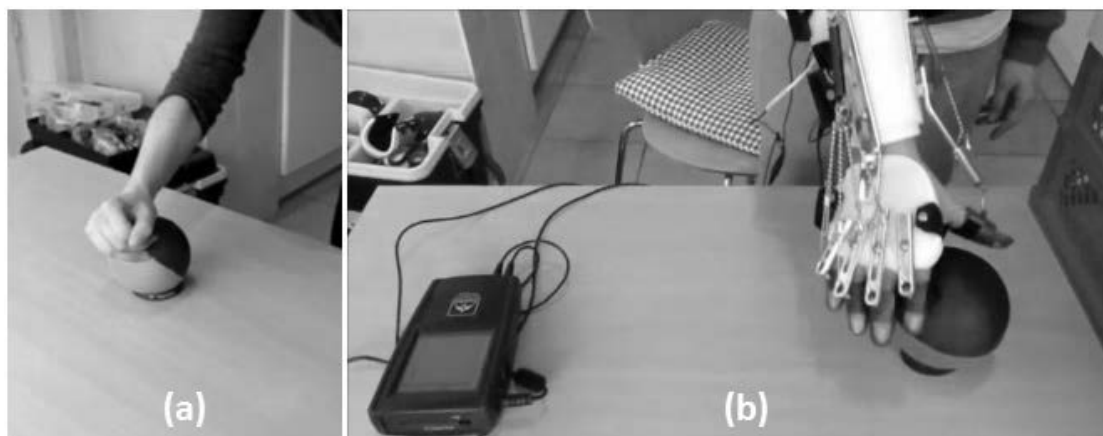


Figure 7. (a) In patients with abnormal tone; (b) EMG triggered NMES can be combined with a mechanical orthosis that provides resistance and support during CRAC to open the hand for independent grasping functions (Permission courtesy of SAEBO, Inc.).

Although controversy exists regarding the actual mechanisms by which therapeutic effects are achieved to reduce impairments¹⁷⁾, whatever the actual mechanism is determined to be for PNF, it will likely overlap with NMES. If the patient is unable to function volitionally, it is possible that the desired PNF physiologic principle may be invoked using NMES.

Cortical Recovery: Facilitating Restoration of Function

In addition to targeting peripheral impairments, NMES can also be used to help overcome central nervous system (CNS) issues such as learned non-use. To understand the reversal of learned non-use, consider the stroke, where there are areas of brain damage around which swelling has rendered viable neurons temporarily nonfunctional. Atrophy at the synaptic junction may occur as well during this period of disuse. Once the immediate aftermath of the infarct has resolved, the surviving neurons around the infarct may be accessed and the process of reversing synaptic atrophy can begin. The patient may have masked ability of which he is unaware, and therefore continues to use the compensatory strategies that served him post-infarct, being unaware of his own recovery potential.

Untapping existing potential is a key PNF concept^{9,18)} that may be facilitated by NMES. If there is a viable neural pathway between a flaccid muscle and a healthy part of the brain, NMES can help to reinforce it. NMES transmits afferent signals along multimodal sensory pathways from both muscular and non-contractile structures, which modify the excitability of the CNS. There is fMRI evidence that when electrically stimulating the lower extremities in healthy normal subjects, associated areas of the brain are activated, demonstrating that peripheral stimulation has an effect on the CNS¹⁹⁾. Assuming this is also true for stroke patients, in the patient with learned non-use, NMES may depolarize neurons that were previously inaccessible to the patient due to synaptic atrophy or other disturbances, and modify their excitability so the patient is again able to access them volitionally. A dose-response relationship between stimulation and brain hemo-dynamic activity in specific sensory-motor regions of the brain has also been demonstrated¹⁹⁾.

Afterdischarge or Post Tetanic Potentiation

The dose-response relationship permits maximization of another PNF neurophysiologic principle that can help patients to relearn how to access a viable part of their brain that was previously inaccessible known as afterdischarge by Sherrington, and as post tetanic potentiation (PTP) in NMES books. After a stimulus is discontinued, the effect continues for a short period of time. The stronger and longer the stimulus, the larger is the afterdischarge. In circumstances when PNF may not be able to elicit an afterdischarge such as in a flaccid innervated limb, NMES activation can. It is also believed that repetitive afferent feedback induces long term potentiation in the motor cortex modifying the excitability of specific motor neurons to facilitate motor learning^{20,21}). This continued biasing of the motor neuron pool may be the means by which a patient with a previously flaccid limb is able to maintain a volitional muscle contraction, even after NMES has been discontinued (described in the next section).

Clinical Example of Cortical Recovery and Restoring Function

The following is a patient example of how quickly reversing learned non-use can be accomplished. After the patient's subluxed shoulder was addressed with NMES (Figure 4), focus was shifted distally to extending the arm. The patient was given the goal-oriented task of pushing a lever forward to which his flaccid UE had been secured (Figure 8a). The extension task was demonstrated to him with assistance, but despite visual and repeated verbal and tactile cues, he was unable to extend the elbow, and tried to compensate with a trunk lean to push the lever. Instead of using manual contacts to move the limb passively, rhythmic initiation was performed using electrical contacts on the triceps muscle, which were triggered synchronously to verbal cues to have the patient extend his elbow to push the lever without compensating with the trunk (Figure 8b). The patient required NMES to achieve full extension, but was able to hold his arm at mid-range when the stimulation was discontinued (Figure 8c). Shortly thereafter, incorporating PNF techniques of replication and combination of isotonic, he progressed to volitional eccentric and concentric contractions, occasionally requiring NMES to extend his elbow to end range (Figure 8d). Ultimately, the patient was able to volitionally push the lever to end ROM and hold the lever isometrically, and successfully withstand being challenged at end range with only visual and verbal cues (Figure 8e). Depending on the extent of any synaptic atrophy, a few more sessions using NMES at either a motor or even sensory level might have been required to achieve sustained results.

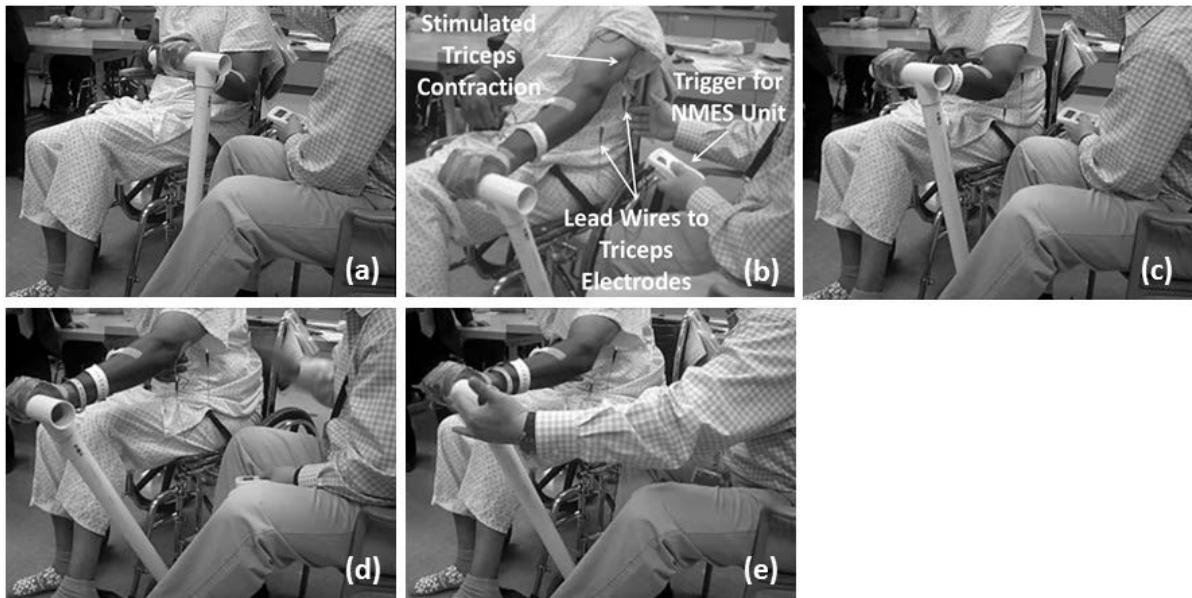


Figure 8. Demonstration of reversing learned non-use using NMES and PNF tools: (a) Flaccid limb secured to lever. Patient is unable to push lever; (b) Stimulated triceps contraction to push lever; (c) Volitional isometric hold in mid-range after NMES is turned off; (d) Full ROM volitional contractions achieved during combination of isotonic exercises requiring occasional NMES assistance; (e) Volitional effort is able to tolerate additional resistance at end ROM.

In approximately 10 to 15 minutes, the patient progressed from no ability to contract his triceps (0/5) to being able to volitionally achieve full ROM and accept some resistance (3+/5). Without the afterdischarge or PTP biasing of the peripheral and central motor neuron pools, which could only be accomplished with NMES, it is possible that this dramatic unmasking of elbow extensor function would not have been possible in this patient. It is important to note, however, that the visual and verbal cueing to perform the goal oriented task that engaged the patient was likely important to help the patient reconnect to the viable cortical motor neurons that had been spared.

Using a simple lever or other mechanical assist can be a useful option, instead of manual contacts and body positioning, to allow the therapist to focus on timing the triggering of the NMES-assisted contraction during other PNF procedures and techniques. The mechanical assist can also allow for easy carryover to exercise programs that patients can do on their own to increase practice time.

Assuming that excitatory inputs to the motor neuron pool are additive, replacing the lever with manual contacts would permit the therapist to add not only diagonal and rotational components, but receive feedback to be better able to challenge the patient optimally. Greater skill, however, is required on the part of the therapist to coordinate use of both NMES and PNF at the same time.

Integrating NMES Triggers with PNF

Appropriate timing of stimuli are vital to achieve coordination of synergists and synchronizing muscle contraction to cognitive intent to promote motor learning. In order to coordinate NMES during PNF manual therapy, it is essential to have a trigger that does not interfere with a lumbrical grip. There are many types of NMES triggers:

1. Below is an example of how a ring trigger can be used with a lumbrical grip (Figure 9). If the patient is unable to extend the wrist and fingers, a stimulator can be used to assist the patient to achieve full ROM. With a lumbrical grip, a ring trigger allows the therapist to actively achieve normal timing of muscles during UE patterns or function and permits the therapist to resist the stimulated contraction, increasing muscle tension.
2. Foot triggers are also available to leave the hands free for manual therapy. This includes a foot trigger that has been specifically designed for use with PNF that allows variable control of stimulation amplitude with weight shift²²⁾.
3. If the patient can contract a muscle, EMG triggers may also be used.

What is important is that the therapist be able to trigger stimulation without interfering with manual efforts. The goal is to create more muscle tension than is achievable through PNF alone to achieve effective, synergistic muscle activity that results in normal timing and functional movement.

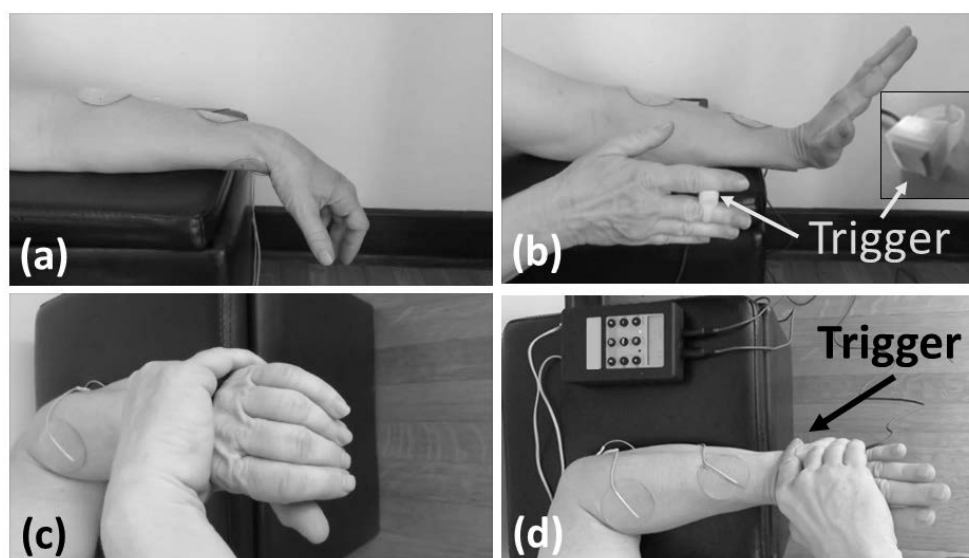


Figure 9. Use of Ring Trigger to Coordinate NMES with PNF: (a) Volitional effort; (b) NMES contraction using ring trigger; (c) PNF; (d) PNF + NMES.

Clinical Example of Integrating NMES during Manual PNF Therapy

Figure 10 shows an example of a therapist using the PNF procedure of irradiation during a bilateral UE task to facilitate the weaker arm. When maximal volitional effort has been achieved (Figure 10a), NMES is used to supplement the volitional effort to extend the elbow further using a remote trigger (Figure 10b). The therapist is set up to activate a second channel on the wrist extensor muscles and a third channel on the quadriceps muscles as the treatment session progresses. As additional channels are added, more skill is required on the part of the therapist to ensure appropriate timing of synergists. To decrease the challenge of coordinating the timing of multiple channels of stimulation, a stimulator or neuro-prosthesis that provides programmable stimulation sequences can be used.

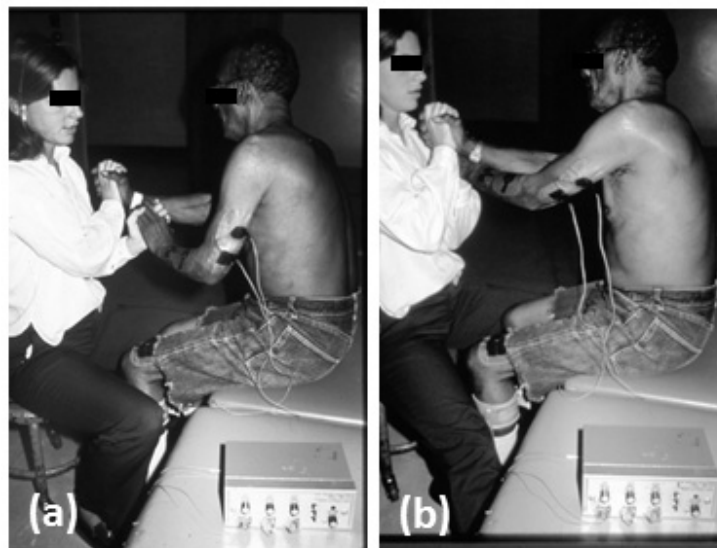


Figure 10. Demonstration of the use of NMES to augment PNF: (a) PNF triceps irradiation; (b) PNF + NMES.

Research

The above description was a demonstration of combining NMES concurrently with PNF manual procedures. The research on this combined therapy is scant. This section briefly addresses research combining NMES with conventional therapy, then presents research specifically comparing NMES and PNF, and finally discusses PNF combined with NMES.

The effectiveness of NMES is well studied and its use for the management of stroke rehabilitation is endorsed by clinical reviews^{23,24}, meta-analysis²⁵ as well as evidence based clinical practice guidelines²⁶. Research has expanded to include other diagnoses as well. There is enough research based evidence to support the use of NMES that the American Physical and Occupational Associations, The American Stroke and Heart Associations, The National Multiple Sclerosis Society, The US Veterans Administration, The American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation all endorse NMES usage guidelines.

NMES Combined With Volitional Training

While not specifically PNF, combining therapies that include NMES and volitional training have been shown to induce greater muscle adaptations and lead to greater improvement in performance than voluntary contractions in both sports training and rehabilitation²⁷. There are numerous examples of well controlled research on augmenting functional movement training with NMES. One such example is a study by Chan et al.²⁸ who combined NMES with bilateral UE functional task-oriented movement training. This double-blind, randomized controlled study used a unique trigger to initiate stimulation of the extensor digitorum superficialis and thumb abductors in chronic stroke patients to open the hand. To initiate hand opening when the patient extended the contralateral finger naturally during functional UE extension activities, a motion sensor (accelerometer) on a ring placed on the finger triggered stimulation of the involved hand. The study group stimulated at a motor level showed significant improvement in the Fugl-Meyer assessment, Functional Test for the Hemiplegic Upper

Extremity, and active ROM test when compared to a "control" group. For the control group, sensory level stimulation was used, which may have minimally biased the motor neuron pool resulting in improvements that did not rise to the level of significance.

Comparing the Effect of NMES and PNF Treatments

While very limited, there is research comparing NMES to PNF treatments. Kraft, et al.²⁹⁾ compared PNF to "traditional" therapy for chronic stroke patients that included: a) EMG-triggered functional NMES; b) volitional effort enhanced with low amplitude, cycled NMES; and c) a control group. The authors found that all treatment groups provided significant improvement over the control group. Figure 11 shows that the strongest input to the nervous system using motor level EMG-triggered NMES resulted in the most significant improvement. Even so, it is important to emphasize the significance of biasing the motor neuron pool at the sensory level. NMES that did not exceed the gross motor threshold facilitated increased voluntary recruitment, and yielded better results than facilitation using PNF in these chronic hemiplegic patients. These observations are supported by other studies^{30,31} which demonstrate that somatosensory electrical input, especially when combined with volitional effort, may be adequate to improve function.

The authors suggested that, in addition to motor stimulation, NMES stimulation of afferent nerves resulted in decreased spasticity. This, in addition to afferent proprioceptive information, cutaneous sensation and visual awareness of the NMES movement contributed to improved function. They conjectured that preferential type II (fast twitch) muscle fiber recruitment may also have played a role with regard to reducing atrophy. Other proposed mechanisms of improved function included the active participation of the subject, the potential to reverse learned non-use, increase peripheral circulation, improved muscle metabolism and mechanical changes in non-contractile tissue.

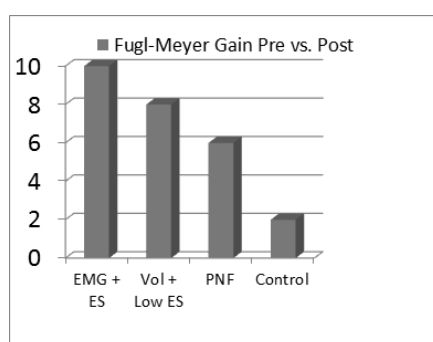


Figure 11. Functional Outcome Results Comparing PNF, NMES (ES) and a Control Group.

Another study compared NMES and PNF in patients with multiple sclerosis (MS)³²⁾. The primary goal was to determine if fatigue in MS patients was centrally or peripherally mediated. They concluded it was both, but in doing so, they also tested strength gains and changes in fatigue levels between a PNF and NMES regimen. PNF repeated contractions to the quadriceps and tibialis anterior (TA) muscles were compared to NMES. It is not known what %MVIC was achieved, or if the patients were asked to assist volitionally with stimulated contractions. Although the authors found that training

results favored NMES in terms of fatigue resistance of the TA muscle, they concluded that it was not superior to PNF. Both PNF and NMES had similar effects on strength and fatigue in MS patients.

Studying the Effect of Combined PNF and NMES

Moon et al.³³⁾ hypothesized that improving scapular adduction would improve UE function and gait and studied this using PNF, NMES and sequential use of PNF and NMES treatments³³⁾. They compared strengthening scapular adduction via the rhomboids, to facilitating both scapular anterior elevation/posterior depression along with multi-joint flexion-adduction-external rotation and extension-abduction-internal rotation using a PNF combination of isotonic and dynamic reversal techniques. They measured UE functional performance and gait parameters. Given what is known with regard to specificity and duration of training³⁴⁾, and strength versus skill training³⁵⁾, not surprisingly, Moon's results showed that the training that more closely approximated functional tasks produced better task performance. In other words, their multi-joint UE training patterns (PNF) resulted in better multi-joint UE function compared to isolated strengthening of scapular adduction (NMES), and that the more time training full UE synergies produced stronger results.

The study's conclusion, however, was that while NMES was only used to strengthen scapular retractors, it was inferior to PNF. Other studies have found that when NMES is used during the functional task that is measured, it can produce significantly better functional results than when using NMES for isolated muscle strengthening³⁶⁾. Therefore, since scapular retraction is a small component of UE functional performance, it is not surprising that strengthening alone of one muscle did not result in significantly improved function.

The only other published reports found combining or comparing PNF and NMES are in the form of case studies³⁷⁾. Volitional flexion efforts of two incomplete SCI patients were compared to flexion using: a) the peroneal nerve reflex by NMES; b) PNF facilitated LE flexion pattern and; c) a combination of PNF plus NMES used concurrently. The authors found that with regard to hip flexion ROM, PNF plus NMES was equal to or better than volitional effort or PNF and NMES alone, especially within the first few weeks of training. Twenty percent stronger contractions were also produced during PNF plus NMES compared to PNF or volitional effort alone³⁸⁾. Besides being the only studies to demonstrate using NMES during PNF manual therapy, of special interest is the NMES trigger that was developed for this purpose. The trigger permitted the therapist to not only trigger the onset of stimulation, but also permitted concurrent modulation of the amplitude. The trigger was shaped like a car gas pedal and responded to the therapists' weight shifts during PNF manual therapy.

Combining PNF Manual Therapy and NMES

In the context of PNF, NMES can be thought of as just another procedure or technique that can be used to achieve a maximal or optimal contraction. Instead of manually, it electrically drives the proprioceptive system to facilitate the neuromuscular system. But unlike other PNF methods, it can also directly depolarize motor neurons. This means that a muscle contraction can be induced even in an innervated flaccid limb. As most PNF procedures and techniques, such as contract/hold relax, require a muscle contraction, if PNF options alone are not adequate to induce the requisite muscle

force, adding NMES can enhance a muscle contraction and permit access to PNF tools that would not otherwise be an available option. By inducing or enhancing muscle contractions, NMES can permit the therapist to resist rather than assist weaker patients to gain the benefits of enhanced neural drive from increased muscle tension.

NMES for Functional Stability

NMES can help to increase stability. By controlling degrees of freedom, NMES can serve as an extra set of hands for the therapist to be able to place the patient in more challenging functional positions sooner. In Figure 12, electrodes on the patient's gluteal muscles provide motor or sensory cues as needed to augment the therapist's manual input. Once an adequately stable base in kneeling



Figure 12. NMES to the gluteal muscles can serve as "an extra set of hands" to provide stability in kneeling.

has been achieved, the electrodes on the triceps muscle can permit progression to function with bilateral or unilateral patterns. This combination of hip and elbow extension could also be facilitated in the supine position to assist with elevating the pelvis and reaching during PNF bridging and dressing activities. In Figure 13, stimulation has been added to weak quadriceps and hamstring muscles to dynamically stabilize the knee to assist with sit to stand activity, resulting in more symmetrical weight bearing.

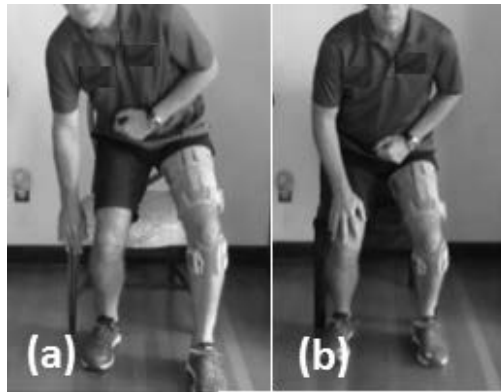


Figure 13. Sit to stand with and without NMES: (a) Compensation with stronger leg without NMES and (b) equal weight bearing achieved with NMES.

NMES to Enhance Functional Mobility

The peroneal nerve reflex in the aforementioned published case studies is not limited to use in the supine position on a plinth during PNF. Table activities provide a good option to train PNF patterns and permit the patient to get accustomed to the sensation of stimulation and tolerate strong stimulated muscle contractions, prior to functional training. In quadruped, the same lower extremity (LE) pattern can be combined with NMES to augment hip, knee and ankle dorsiflexion for PNF crawling activities or in standing to facilitate the swing phase of gait. In addition to driving reciprocal inhibition, utilizing electrical contacts provided by NMES to facilitate normal timing of the flexion pattern for limb advancement frees the therapists' hands to focus their manual contacts where needed elsewhere.

In the author's experience treating stiff legged gait, stimulating the peroneal nerve reflex in a few SCI patients over several training sessions allowed the patients to relearn to swing the leg effectively during ambulation. In these cases, multiple scheduled surgeries to transfer, release or lengthen muscle tendons for better ankle and knee mobility were avoided.

More complex tasks, such as stair climbing, can also be made easier with sophisticated NMES systems that coordinate the timing of multiple channels of stimulation (Figure 14). Not only does this allow the therapist to focus on maximally challenging the patient with manual resistance or more difficult functional tasks sooner than would otherwise be possible, it also permits independent practice at home. Even without task shaping, regular use of NMES as a dynamic orthosis for foot drop has resulted in greater motor evoked potentials as well as increased maximum voluntary contractions suggesting that NMES may strengthen motor cortex and residual descending connections resulting in greater volitional control³⁹.

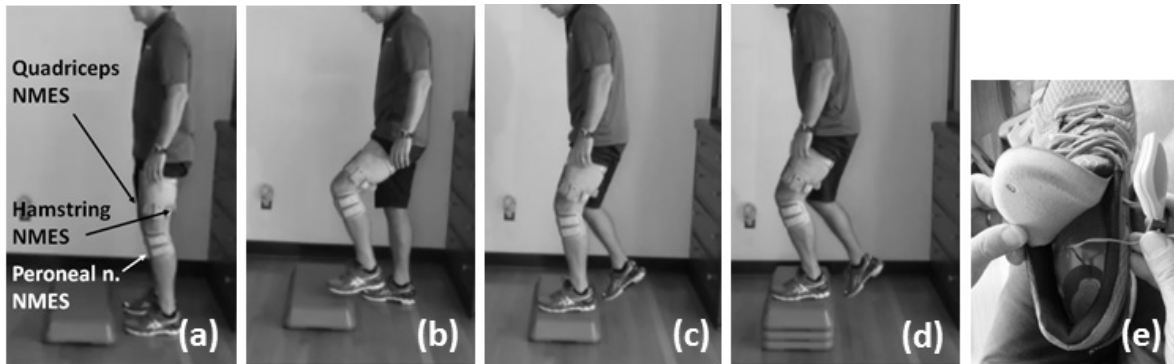


Figure 14. (a) Three channels of preprogrammed NMES can be (e) triggered with a wireless heel trigger assisting with (b) swing phase, and (c) stance phase of stair climbing making (d) increased challenges (taller stair) possible.

Cortical Reorganization: Facilitating Re-emergence of Function

As knowledge of how the brain learns and re-learns increases, the brain has now become the target of therapy, not just the body or the behavior. The brain is incredibly plastic. Where function cannot be recovered because the area of the brain that controlled it is no longer accessible or viable, it is possible for the lost functions to re-emerge in other parts of the brain⁴⁰⁾. This requires, however, that the patient effectively re-learn the task from scratch in a new part of the brain.

As a person learns, there are both anatomic and physiologic changes that occur in the brain. The process by which the brain encodes information is the same whether or not an injury has occurred. In the case of brain damage, however, the changes are forced to occur in remaining residual healthy tissue. If the area of the cortex controlling the wrist and fingers has been destroyed, other parts of the brain can learn to take over the function of the damaged part. In this example, the distal limb neurophysiologic representation re-emerges topographically into neighboring brain tissue that was once exclusive to elbow control⁴⁰⁾. In addition to changes in cortical motor mapping, there are also anatomic changes associated with learning: training produces neurons with more dendrites, dendritic spines and a greater number of synapses as the brain re-wires itself⁴¹⁾.

It has been proposed that there are specific behavioral signals that can trigger the neural signals required to facilitate neural plastic changes and functional improvement⁴²⁾. The goal of neuro-biologically driven therapies is to include all the critical behavioral signals in order to induce plastic changes in the brain. The critical behavioral signals that appear to drive neural plasticity include 1) salience, 2) specificity, 3) difficulty, 4) timing of synergists, 5) intensity and 6) repetition⁴²⁾ (Figure 15). All of these signals can be activated by combined PNF and NMES regimens.

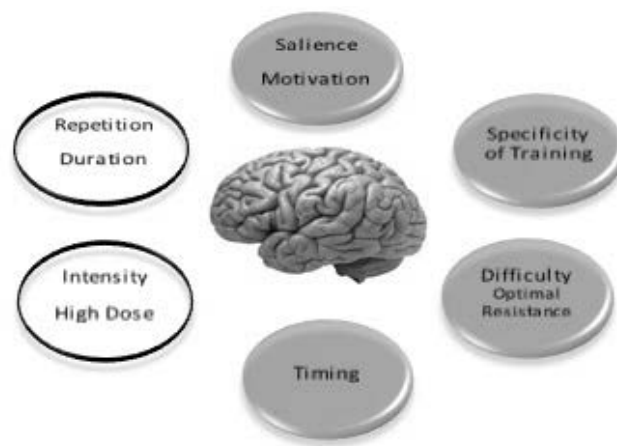


Figure 15. Six behavioral signals thought to drive neural plasticity.

Cortical Changes are Dose and Duration Dependent

While PNF treatment includes a) motivating the patient and keeping him engaged, b) targeting specific movement dysfunction that requires training, c) providing normal timing of movement synergists, and d) optimally challenging the patient, yet like most typical therapy sessions, it likely lacks the necessary repetition and intensity known to induce plastic changes (Figure 15)⁴³. Limited treatment time, patient fatigue, muscle spasticity, and decreased attention can all restrict the therapist's ability to achieve the hundreds of repetitions per hour that have been shown to be successful in inducing neural plastic changes and concomitant restoration of function in animal models⁴².

In addition to PNF manual therapy in the clinic, there are options to help achieve the necessary dosage and duration. Whether it is in the form of additional clinic time or a home treatment program using NMES, neuro-biologically informed therapies are available to the patient to ensure increased intensity and repetition to facilitate cortical and functional change.

Constraint-Induced Movement Therapy

The first neuro-biologically informed therapy to have been studied in a multi-center trial was constraint induced movement therapy (CIMT)⁴⁴. CIMT "disables" the stronger limb to encourage use of the weaker limb with appropriate level tasks. While significant results were achieved, the inclusion criteria excluded many patients, scheduling of the program was labor and time intensive for the therapists and until function improved, CIMT was sometimes frustrating for the patient.

To address these issues, robotic⁴⁵ and electrically supported therapies⁴⁶ are emerging and being studied with promising results. To permit more patients to qualify for CIMT, modified constraint induced movement therapy (mCIMT) employs EMG-triggered NMES to address wrist and finger peripheral impairments to assist patients in meeting the necessary volitional hand and wrist movement criteria. Once achieved, the patients can begin shaped functional training using a more distributed schedule. Since EMG-triggered NMES specifically trains wrist and finger extension, that is where results are achieved. Although EMG-triggered NMES results in minimal improvements,

significant functional improvement is not seen until function is trained using the constraint method⁴⁷⁾.

Stimulation Induced Movement Therapy

In keeping with the PNF philosophy of a positive approach, stimulation induced movement therapy (SIMT) provides another option. Required volitional movement is not as restrictive to begin functional training, and unlike CIMT, it does not "disable" the non-paretic limb to force use of the weaker limb. SIMT enables or facilitates the weaker limb using electrical stimulation enabling success with the weaker limb sooner, and thus, can alleviate some of the frustrations of CIMT. Since SIMT can be performed independently at home, it significantly reduces the amount of time both therapist and patient must be in the clinic.

SIMT combines NMES with functional therapies, also known as functional electrical therapy (FET) and functional electrical stimulation-assisted exercise therapy (FES-ET) that include behavioral signals to maximize neural changes. SIMT allows patients to get positive reinforcement during practice of functional activities that they would otherwise be unable to perform on their own⁴⁸⁻⁵³⁾.

For more involved patients, SIMT can be used in conjunction with mechanical support. Like a high tech version of the lever used in Figure 8, another therapy achieved significant results by supporting the UE using a track while the patients extended their elbows⁵⁴⁻⁵⁶⁾. EMG or goal-triggered NMES was implemented to help extend the elbow as needed and a video screen provided feedback to enable the patient to practice hundreds of repetitions per hour at home independently. The addition of NMES produced greater results than without NMES. Most impressively, studies using this therapy not only showed EMG recordings from the involved triceps start to look more like the normal side, cortical activity in the injured side also started looking more like the uninjured side. This demonstrates the value of repetitive task training incorporating NMES in a therapeutic environment to encourage neural plasticity, even in more involved patients for whom other therapies offer little assistance.

To help facilitate SIMT, there are FES systems that are easy to don and doff which include more stimulation channels that permit improved coordination of synergistic muscles enabling independent use at home (Figure 16). The difference between FES and SIMT is similar to the difference between forced use and CIMT. While FES and forced use paradigms require the individual to use the limb and cortical connections and volitional functional gains can be made, they do not necessarily provide the optimal therapeutic environment that strives to incorporate all the behavioral signals believed to be critical to encourage neural plasticity like SIMT or CIMT. In both CIMT and SIMT, acute higher functioning patients have been shown to achieve more significant results than lower functioning and chronic patients. Therefore, in order to stimulate neural plasticity in the patient, the sooner the therapist incorporates FES with the other behavioral signals to stimulate neural plasticity, the better the predicted outcome.

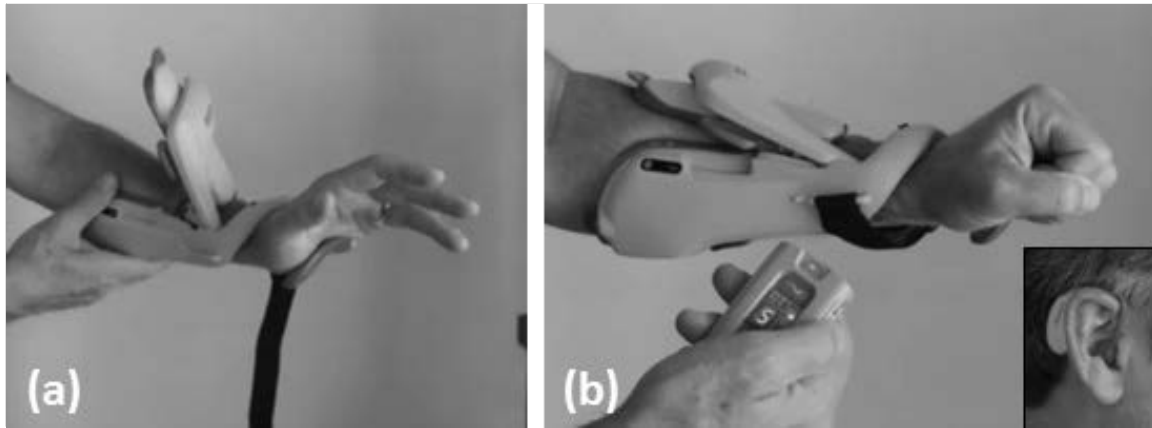


Figure 16. Multi-channel neuro-prosthesis (a) with easy donning and doffing (b) showing hand grasp with hand trigger. (Inset) Novel wireless trigger that responds to vibration.

While the sophisticated equipment employed in many research studies is becoming commercially available, there are simpler options that can take advantage of the same neuro-biologically informed therapeutic principles. Rather than disabling the stronger limb to encourage use of a weaker limb, Figure 17 shows the use of the PNF procedure of irradiation combined with NMES and mechanical support to enable the weaker limb to achieve the same level of force and function as the contralateral limb. Incorporating a bi-manual sanding task that was meaningful to the patient could provide all the behavioral signals of motivation, specificity of training, optimally challenging level of difficulty, normal timing of synergists, as well as adequate intensity and duration of practice to induce cortical changes.

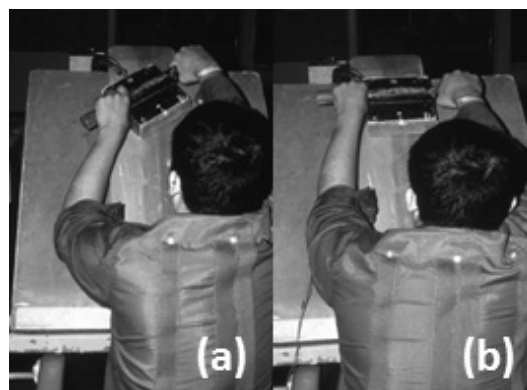


Figure 17. Simple sanding task can provide all 6 behavioral signals for neural plastic changes: (a) No stimulation; (b) Stimulated elbow extension.

Discussion

PNF trained therapists are in a unique position to understand how to incorporate NMES into therapeutic exercise programs because they already use many of the same neuro-physiologic principles shared by NMES in their practice. Like PNF techniques and procedures, NMES can drive

proprioceptive input. But, unlike manual therapy, NMES can also directly depolarize nerves to contract even flaccid, innervated muscles. As the magnitude of effectiveness of proprioceptive facilitation is directly related to the active muscle tension produced, NMES offers the therapist an additional tool to maximize muscle contractions. In this context, NMES can be viewed as just another PNF tool, albeit a powerful one that can both directly and indirectly drive the nervous system, especially benefiting more debilitated patients.

Like an extra set of manual contacts, NMES also offers electrical contacts that can sometimes replace the use of mechanical orthoses as well. Rather than resorting to abnormal compensation strategies or providing passive assistance, NMES can help weak patients achieve more normal functional synergistic muscle patterns and increased practice time, both of which are believed to be important to encourage neural plasticity and improve function.

In summary, NMES can offer PNF the ability to increase neural drive to the sensory and motor systems to facilitate stronger muscle contractions than may be possible with manual techniques alone. PNF can offer NMES a positive meaningful therapeutic exercise environment. While each can be used independently, the two together are better able to drive the behavioral signals that are thought to promote neural plasticity and result in increased function.

References

- 1) Voss, E. D., Ionta, M. D., Myers, B. J. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation. Harper & Row. Philadelphia. 1985.
- 2) Baker, L. L., Wederich, C. L., McNeal, D. A., Newsam, C., Waters, R. L. NeuroMuscular Electrical Stimulation. A Practical Guide. LAREI. Downey, CA. 2000.
- 3) C, S. The integrated action of the nervous system. Yale University Press. New Haven. 1947.
- 4) Gellhorn, E. Proprioception and the motor cortex. Brain. 72. p35-62. 1949.
- 5) Loofbourrow, G. N., Gellhorn, E. Proprioceptive modification of reflex patterns. J Neurophysiol. 12. p435-446. 1949.
- 6) Baker, L. L., Wederich, C. L., McNeal, D. R., Newsam, C., Waters, R. L. Neuro Muscular Electrical Stimulation. A Practical Guide. Unpublished Manuscript. Downey. 2014.
- 7) Baker, L. L., Parker, K. Neuromuscular electrical stimulation of the muscles surrounding the shoulder. Phys Ther. 66. p1930-1937. 1986.
- 8) Hellebrandt, F. A. Application of the overload principle to muscle training in man. Am J Phys Med. 37 (5). p278-273. 1958.
- 9) Adler, S. S., Beckers, D., Buck, M. PNF in Practice. An Illustrated Guide. Springer Medizin. Berlin. 2014.
- 10) Currier, D. P., Mann, R. Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. Phys Ther. 63. p915-921. 1983.
- 11) Selkowitz, D. M. Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. Phys Ther. 65. p186-196. 1985.
- 12) Laughmen, R. K., Youdas, J. W., Garrett, T. R., Chao, E. Y. S. Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation. Phys Ther. 63. p494-499. 1983.
- 13) Delitto, A., Rose, S. J., McKowen, J. M., Lehman, R. C., Hotmas, J. A., Shivley, R. A. Electrical

- stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Phys Ther.* 68. p660-663. 1988.
- 14) Snyder-Mackler, L., Delitto, A., Bailey, S. L., Stralka, S. W. Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective, randomized clinical trial of electrical stimulation. *J Bone Joint Surg Am.* 77 (8). p1166-1176. 1995.
 - 15) Stevens-Lapsley, J. E., Balter, J. E., Wolf, P., Eckhoff, D. G., Schwartz, R. S., Schenkman, M., Kohrt, W. M. Relationship between intensity of quadriceps muscle neuromuscular electrical stimulation and strength recovery after total knee arthroplasty. *Phys Ther.* 92 (9). p1187-1196. 2012.
 - 16) Etnyre, B., Abraham, L. H-Reflex changes during static stretching and two variations of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques. *Electroencephalography and clinical neurophysiology.* 63. p174-179. 1986.
 - 17) Sharman, M. J., Cresswell, A. G., Riek, S. Proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. Mechanisms and clinical implications. *Sports Med.* 36 (11). p929-929. 2006.
 - 18) H, K. Studies on neuromuscular dysfunction. XIII New concepts and techniques of neuromuscular reeducation for paralysis. *Perm Found Med Bull.* 8. p121-143. 1950.
 - 19) Smith, G. V., Alon, G., Roys, S. R., Gullapalli, R. P. Functional MRI determination of a dose-response relationship to lower extremity neuromuscular electrical stimulation in healthy subjects. *Exp Brain Res.* 150. p33-39. 2003.
 - 20) Asanuma, H., Keller, A. Neuronal mechanisms of motor learning in mammals. *Neuroreport.* 2 (5). p217-224. 1991.
 - 21) Asanuma, H., Pavlides, C. Neurobiological basis of motor learning in mammals. *Neuroreport.* 8 (4). pi-vi. 1997.
 - 22) Munih, M., Obreza, P., Ott, E., Benko, H. In *Tilte*, Sendai, Japan 1999. IFESS.
 - 23) de Kroon, J. R., IJzerman, M. j., Chae, J., Lankhorst, G. J., Zilvold, G. Relation between stimulation characteristics and clinical outcome in studies using electrical stimulation to improve motor control of the upper extremity in stroke. *J Rehabil Med.* 37. p65-74. 2005.
 - 24) Oujamaa, L., Relave, I., Froger, J., Mottet, D., Pelissier, J.-Y. Rehabilitation of arm function after stroke. Literature review. *Ann Phys Rehabil Med* 52. p269-293. 2009.
 - 25) Glanz, M., Klawansky, S., Stason, W., Berkey, C., Chalmers, T. Functional electrostimulation in poststroke rehabilitation. A meta-analysis of the randomized controlled trials. *Arch Phys Med Rehabil.* 77. p549-553. 1996.
 - 26) Duncan, P. W., Zorowitz, R., Bates, B., Choi, J., Glasberg, J. J., Graham, G. D., Katz, R. C., Lamberty, K., Reker, D. Management of Adult Stroke Rehabilitation Care. A Clinical Practice Guideline. *Stroke.* 36. pe100-e143. 2005.
 - 27) Paillard, T. Combined applications of neuromuscular electrical stimulation and voluntary muscular contractions. *Sports Med.* 38 (2). p161-177. 2008.
 - 28) Chan, M. K., Tong, R. K., Chung, K. Y. Bilateral upper limb training with functional electric stimulation in patients with chronic stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 23 (4). p357-365. 2009.
 - 29) Kraft, G. H., Fitts, S. S., Hammond, M. C. Techniques to improve function of the arm and hand in chronic hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 73. p220-227. 1992.

- 30) Shimodozono, M.,tomokazu, N., Matsumoto, S., Miyata, R., Etoh, S., Kawahira, K. Repetitive facilitative exercise under continuous electrical stimulation for severe arm impairment after sub-acute stroke. A randomized controlled pilot study. *Brain Inj.* 28 (2). p203-210. 2014.
- 31) Laufer, Y., Elboim-Gabyzon, M. Does sensory transcutaneous electrical stimulation enhance motor recovery following a stroke? A systematic review. *Neurorehabil Neural Repair.* 25 (9). p799-809. 2011.
- 32) Korkmaz, N. C., Kiridi, N., Temucin, C. M., Armutlu, K., Yakut, Y., Karabudak, R. Improvement of muscle strength and fatigue in high voltage pulsed galvanic stimulation in multiple sclerosis patients. a non-randomized controlled trial. *J Pak Med Assoc.* 61 (8). p736-743. 2011.
- 33) Moon, S. H., Hong, W. S., Kim, S. S., An, H. J., Song, Y. H., Kim, Y. K., Choi, J. H., Kim, B. K., Kim, S. H., Kim, B. K., Kim, S. H., Choi, W. S., Min, K. O. The impact of functional electrical stimulation and proprioceptive neuromuscular facilitation to the scapular adductor on upper limb functions and gait of the patients with stroke. *J Int Acad Phys Ther Res.* 1. p143-148. 2010.
- 34) Takahashi, C. D., Der-Yeghiaian, L., Rehan, V. L., Motiwala, R. R., Cramer, S. C. Robot-based hand motor therapy after stroke. *Brain.* 131. p425-437. 2008.
- 35) Remple, M. S., Brunear, R. M., VandenBerg, P. M., Goertzen, C., Kleim, J. A. Sensitivity of cortical movement representations to motor experience. evidence that skill leaning but not strength training induces cortical reorganization. *Behavioral Brain research.* 123. p133-141. 2001.
- 36) Thrasher, T. A., Zivanovic, V., McLlroy, W., Popovic, M. Rehabilitation of reaching and grasping function in severe hemiplegic patients using functional electrical stimulation therapy. *Neurorehabil Neural Repair.* 22. p706-714. 2008.
- 37) Munih, M., Obreza, P., Sega, J., Bajd, T., Savrin, R. Proprioceptive neuromuscular facilitation in combination with electrical stimulation. Combined treatment in comparison to each treatment alone. *Neuromodulation.* 7 (1). p48-55. 2004.
- 38) Obreza, P., Sega, J., Munih, M., Tadej, B., Sarvin, R. In *Tilte*. Bled. Slovenia. 2000.
- 39) Everaert, D. G., Thompson, A. K., Chong, S. L., Stein, R. B. Does functional electrical stimulation for foot drop strengthen corticospinal connections? *Neurorehabil Neural Repair.* 10. p1-10. 2009.
- 40) Kleim, J. A., Barbay, S., Nudo, R. J. Functional reorganization of the rat motor cortex following motor skill learning. *J Neurophysiol.* 80. p3321-3325. 1998.
- 41) Kleim, J. A., Hogg, T. M., Vandenberg, P. M., Cooper, N. R., Bruneau, R., Remple, M. Cortical synaptogenesis and motor map reorganization occur during late but not early phase of motor skill. *J Neurosci.* 24 (3). p628-633. 2004.
- 42) Kleim, J. A. *Neural Plasticity*. Foundation for Neurorehabilitation. Tanas Publishing. Scottsdale. 2012.
- 43) Lang, C. E., MacDonald, J. R., Reisman, D. S., Boyd, L., Kimberley, T. J., Schindler-Ivens, S. M., Hornby, T. G., ross, S. A., Scheets, P. L. Observation of amounts of movement practice provided during stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 90. p1692-1698. 2009.
- 44) Wolf, S. L., Thompson, P. A., Winstein, C. J., Miller, J. P., Blanton, S. R., Nichols-Larsen, D. S., Morris, D. M., Uswatte, G., Taub, E., Light, K. E., Sawaki, L. The EXCITE stroke trial. Comparing early and delayed constraint-induced movement therapy. *Stroke.* 41. p2309-2315. 2010.

- 45) Kwakkel, G., Kollen, B., Krebs, H. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke. a systematic review. *Neurorehabil Neural Repair*. 22. p111-121. 2008.
- 46) Popovic, D. B., Sinkaer, T., Popovic, M. B. Electrical stimulation as a means of achieving recovery in stroke patients. *NeuroRehabilitation*. 25 (1). p45-58. 2009.
- 47) Page, J. S., Levine, P. Back from the brink. electromyography-triggered stimulation combined with modified constraint-induced movement therapy in chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 81 (1). p27-31. 2006.
- 48) Alon, G., Levitt, A. F., McCarthy, P. A. Functional electrical stimulation enhancement of upper extremity functional recovery during stroke rehabilitation. A pilot study. *Neurorehabil Neural Repair*. 21. p207-215. 2007.
- 49) Ring, H., Rosentahl, N. Controlled study of neuroprosthetic functional electrical stimulation in a sub-acute post-stroke rehabilitation. *J Rehabil Med*. 36. p1-5. 2004.
- 50) Alon, G., Sunnerhagen, S., Geurts, A., Ohry, A. A home-based, self-administered stimulation program to improve selected hand functions of chronic stroke. *NeuroRehabilitation*. 18. p215-225. 2003.
- 51) Kowalczewski, J., Gritsenko, V., Ashworth, N., Ellaway, P., Prochazka, A. Upper-Extremity Functional Electric Stimulation-Assisted Exercises on a Workstation in the Subacute Phase of Stroke Recovery. *Arch Phys Med Rehabil*. 88. p833-839. 2007.
- 52) Popovic, D. B., Popovic, M. B., Sinkjaer, T., Stefanovic, A., Schwirtlich, L. Therapy of paretic arm in hemiplegic subjects augmented with a neural prosthesis. A cross-over study. *Can J Physiol Pharmacol*. 82. p759-756. 2004
- 53) Popovic, M. B., Popovic, D. B., Sinkjaer, T., Stefanovic, A., Schwirtlich, L. Clinical evaluation of Functional Electrical Therapy in acute hemiplegic subjects. *J Rehabil Res Dev*. 40. p443-453. 2003.
- 54) Barker, R. N., Brauer, S. G., Carson, R. G. Training of reaching in stroke survivors with severe and chronic upper limb paresis using a novel nonrobotic device. A randomized clinical trial. *Stroke*. 39. p1800-1807. 2008.
- 55) Barker, R. N., Brauer, S. G., Carson, R. G. Training tasks after chronic and severe stroke. *Exp Brain Res*. 196. p483-496. 2009.
- 56) Hayward, K. S., Hons, I., Barker, R. N., Brauer, S. G., Lloyd, D., Horsley, S. A., Carson, R. G. SMART Arm with outcome-triggered electrical stimulation. A pilot randomized clinical trial. *Top Stroke Rehabil*. 20 (4). p289-298. 2013.

Neurophysiological remote rebound effects of a resistive static contraction using a Proprioceptive Neuromuscular Facilitation pattern in the mid-range of pelvic motion of posterior depression on the soleus H-reflex

Shiratani Tomoko¹⁾Arai Mitsuo²⁾Kuruma Hironobu²⁾Hobara Rui¹⁾Yanagisawa Ken³⁾**Abstract :**

1. Introduction/Background

With respect to the ascending effects of a resistive static contraction of a pelvic depressors technique (RSCPD) using a proprioceptive neuromuscular facilitation pattern in the mid-range of pelvic motion of posterior depression, we found that the neurophysiological remote rebound effects (RRE) induced by RSCPD on the he flexor carpi radialis H-reflex initially caused reflexive inhibition during RSCPD, followed by a gradual excitation after RSCPD in one case (Arai et al., 2002). The purpose of this study was to compare the neurophysiological effects of descending remote after-effects (RAE) of the RSCPD on the soleus (SOL) H-reflex compared with the contralateral resistive exercise (RCE) of the upper ankle plantar muscles in the side-lying position

2. Materials and Methods

The effects of order were controlled by randomly assigning numbers taken from a table of random numbers for the order of the resistive static contraction (RCE, RSCPD) for each of fifteen normal subjects. The SOL H-reflex was measured at rest, during each resistive exercise and after each resistive exercise. For comparison, each H-reflex amplitude were normalized to the corresponding a max M-waves (Mmax) H-reflexes, which was expressed by the ratio of H/Mmax (H/Mmax).

3. Results

A three-way ANOVA for the H/Mmax showed that the technique and time course produced a main effect (exercise; $F(1,132)=1.88$ $p<0.05$; time course; $F(11,132)=54.53$ $p<0.01$). RSCPD was significantly facilitated compared with the RCE. The interaction between technique and time course was also significant for the H/Mmax ($F(11,132)=1.94$, $p<0.01$).

The relationship between the H/Mmax and the time course in the RSCPD was best fitted by a single-order polynomial equation ($y=0.012x + 0.162$ ($p=0.049$)). Gradual escalation trend was observed RSCPD. Significant polynomial was not observed in RCE.

A three-way ANOVA for the H/Mmax showed that the technique and time course produced a main effect (exercise; $F(1,132)=1.88$ $p<0.05$; time course; $F(11,132)=54.53$ $p<0.01$). RSCPD was significantly facilitated compared with the RCE. The interaction between technique and time course was also significant for the H/Mmax ($F(11,132)=1.94$, $p<0.01$).

4. Conclusion

According to the significant facilitation of the RSCPD compared with the RCE of the right right plantar flexors, descending effects was larger than the cross-education in this study.

1) Department of Rehabilitation, Sonoda Second Hospital, 4-2-17 Takenotsuka, Adachiku, Tokyo, 121-0813, Japan

2) Department of Physical Therapy, Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University, 72-10 Higashiogu, Arakawaku, Tokyo, 116-8551, Japan

3) Department of Physical Therapy, Koriyama Institute of Health Sciences, 2-9-3 Zukei, Koriyama City, Fukushima, 963-8834, Japan

Introduction

If direct approaches to improve active range of motion (ROM) and passive ROM of severely restricted joints are difficult because of pain or weakness of the agonist muscle, indirect approaches are useful in clinical practice.

In particular, a resistive static contraction of posterior depression (RSCPD) using a Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) pattern in the mid-range of pelvic motion in side-lying as an indirect approach induces static contraction of lower trunk muscles increases the flexibility of remote body parts such as upper shoulder and elbow joints without stretching^{1,2}.

The remote descending after-effects (RAE) of the RSCPD on the improvement of hand-behind-back (HBB) range of motion was also found in patients with rotator cuff tears². The RSCPD also revealed a significant improvement in the range of motion of knee extension as compared to a sustained stretch of knee flexors used in orthopedic patients³.

With respect to the ascending effects of RSCPD, neurophysiological RAE induced by RSCPD technique on the extensor digitorum communis (EDC)⁴ or flexor carpi radialis (FCR)⁵. Hoffman-reflex (H-reflex) initially caused reflexive inhibition during RSCPD technique, followed by a gradual excitation after RSCPD technique. The reduction of the H-reflex in the first phase of RAE during RSCPD technique may indicate the decrease in muscle stiffness, which may increase flexibility of muscles. The gradual facilitation of RAE on the remote EDC or FCR H-reflex in the second phase of RAE after RSCPD technique may increase the recruitment of motor unit in the upper extremity, which may result in increased HBB ROM in patients with rotator cuff tears.

As another method for inducing remote effects, cross-education is a well-known phenomenon whereby unilateral training produces a significant effect on the strength and endurance of homologous muscle groups of the contralateral unpracticed limb⁶.

Kannus et al⁷ found in a controlled study of 20 volunteers that after seven weeks of isometric and concentric isokinetic training three times a week, the average change in the peak torque of the quadriceps muscle was +19% in the trained limb, +11% in the untrained limb, and 0% in the untrained control limbs.

Evidence for the cross education phenomenon has been well established, however spinal mechanisms remains uncertain. In addition, few studies have provided evidence of the neurophysiological comparative advantages between descending effects on remote parts induced by RSCPD and contralateral effects induced by RCE.

The purpose of this study was to compare the neurophysiological effects of descending remote effects of the RSCPD on the lower ankle plantar muscles compared with the cross-education of contralateral (lower) resistive exercise (RCE) of the upper ankle plantar muscles in the side-lying position.

2. Materials and Methods

2.1 Subjects

Seven female and six male subjects, aged 21–34 y (mean, 24.4 y; standard deviation (SD), 3.9 y) and with no history of neurological illness, volunteered for this study. The exclusion criteria were any injuries to the extremities or back within the last year that required medical attention. All subjects

gave written informed consent before participating in the experiments. The dominant upper extremity of each subject was determined by asking the subject about their preferred hand for writing. All the subjects were right-handed based on this criterion.

The effects of order were controlled by randomly assigning numbers taken from a table of random numbers for the order of the static contraction conditions (RCE, RSCPD) for each subjects. In preparation for data collection, the participants sat for 5 min to relax. After resting, the subjects performed each exercise for 20 s, as shown in Fig. 1. Each static contraction condition was separated by a 60-s rest period.

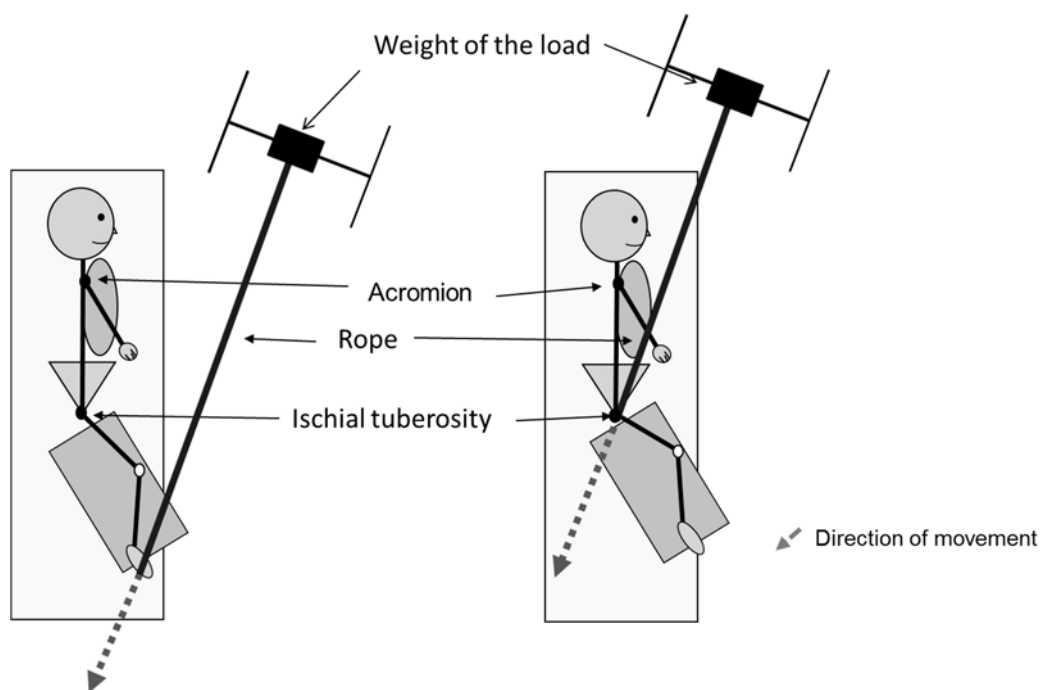


Fig.1 Direction of the traction

The traction angle was 30° against the line from upper (right) ischial tuberosity of the pelvis to the lower acromion process.

2.2 Experimental protocol

All subjects signed informed consent forms approved by the Ethics Committee of Tokyo Metropolitan University approved this study.

Resistive exercise protocol

Each subject learned each static contraction method sufficiently well before the start of the study to allow performance of the activity alone. After resting, the subjects performed each exercise for 20 s. Two types of resistive static contraction exercises lasting for 20 s were applied to each subject. The duration of each resistive exercise was 20 s.

During the each exercise, the subject was positioned a left side-lying position on the bed, with the

subject's hips and knees flexed 60 degrees. Straighten both arms in front of the subject at shoulder height.

These actions were performed in a random order determined using a table of random numbers used for the order of static contraction combinations for each subjects.

To determine the neurophysiological effects, the amplitude of the H reflex provides a fairly good estimate of the strength of the reflexly recruited motor units⁸⁾. Each exercise was done during the measurement of lower (left) soleus H-waves in the side-lying.

1) Method of the RSCPD

A corset has attachments for a cable that go to a pulling ring, where towing the cable may be attached, which applied to pull from the pelvic for applying the weight of the load. Each subject actually resisted the traction force applied by the corset acting diagonally upward without movement for inducing static contraction of the lower trunk muscles. The traction angle was 30° against the line from upper (right) ischial tuberosity of the pelvis to the lower acromion process.

The strength of the traction force for inducing static contractions of the lower trunk was 5% of each subject' weight.

2) Method of the RCE

A corset has attachments for a cable that go to a pulling ring, where towing the cable may be attached, which applied to pull from the foot for resistive static contraction. Resistive static contraction of the upper (right) plantar flexors in the middle of range of motion without movement of the other body in the side-lying was induced by the 5% of each subject' weight.

The effects of order were controlled by randomly assigning numbers taken from a table of random numbers for the order of the static contraction conditions (SCLE, RSCPD) for each subjects. In preparation for data collection, the participants sat for 5 min to relax. After resting, the subjects performed each exercise for 20 s. Each SC condition was separated by a 60-s rest period.

2.3 H-reflex stimulation

The subject maintained the side-lying position in a quiet room. The left soleus (SOL) H-reflex was measured at rest, during each resistive exercise and after each resistive exercise (Fig. 1). The SOL H-reflex was evoked by stimulating the posterior tibial nerve through a monopolar electrode (1 ms rectangular pulse) in the popliteal fossa using a constant-current stimulator (Neuropack μ MEB9100, Nihon Kohden Corp., Tokyo, Japan).

H-reflexes with small M-waves were elicited below the cubital fossa over the belly of the soleus. During data collection, the intensity of stimulation was constant in each subject. The H-reflexes were measured with an evoked potential measuring system (Neuropack μ MEB9100, Nihon Kohden Corp., Tokyo, Japan). The signal was amplified with a bandpass filter having a passband of 20 Hz to 3 kHz by using the evoked potential measuring system. Skin care was maintained to ensure that the impedance at the recording site was below 2 k Ω .

The soleus H reflex was elicited by stimulation of the tibial nerve using an AgCl cathode in the popliteal fossa and a 40 mm diameter anode placed over the lateral malleolus. Electromyographic

(EMG) signals were recorded from the soleus with standard nonpolarizable Ag-AgCl surface disk electrodes (outer diameter, 9 mm). An electrical stimulus with a rectangular pulse (1-ms duration) was delivered by a stimulator at a frequency of 1 Hz. The current was increased from 0 in 0.1-mA increments until the maximal amplitude of the H-reflex with a small M-wave was obtained. When the H-reflex increased markedly, demonstrating ankle plantar flexion with no pure eversion or inversion, it was considered to originate mainly from the soleus.

Reportedly, the additional number of motoneurons recruited by a constant excitatory conditioning stimulus in a monosynaptic test reflex is highly dependent on the size of the test reflex itself (Crone, 1990). If the H reflex is performed during a manoeuvre which can alter the test stimulation (e.g., muscle contraction), it is necessary to ensure that any changes in the test H reflex are not due to a change in the position of the electrode with respect to the nerve (Pierrot-Deseilligny et al, 2000).

2.4 Experimental design

M-wave size (approximately 4–8% of the The maximal M wave amplitude (M_{max})) was maintained across the experiment to ensure that no displacement of the stimulation electrode occurred, and that the effects were not because of changes in reflex recruitment gain during the stimulus gain ((Knikou, 2008; crone,1990). Repeated H-reflexes and M-waves (1 Hz) were sequentially elicited in a row without interval for a period of 300 s. The period of 300 s was divided into 12 conditions (conditions-C1(60 s); conditions-C2~C12 (20 s each)). Conditions-C1 (four trials; 60 s) represented the phase of rest; conditions-C2 (20s) the phase of each resistive exercise; conditions-C3, -C4, -C5, -C6, -C7, -C8, -C9, -C10, -C11, -C12 (20 s each) represented the rest phase after each resistive exercise as shown in Fig. 1. The intensity of median nerve to induce H-reflexes with small M-waves was determined in conditions-C1, and this initial stimulus intensity was held constant for each subject during all of the experimental trials.

2.5 Parameter of excitability

For comparison, each H-reflex amplitude during and after each resistive exercise (conditions-C1~C12) were normalized to the corresponding a max M-waves (M_{max}) H-reflexes, which was expressed by the ratio of H/ M_{max} (H/ M_{max}).

2.6 Statistical Analyses

SPSS for Windows ((PASW/SPSS ver. 21.0 for Windows) was used in all analyses. 1) For comparison, each H-reflex amplitude during and after each resistive exercise (conditions-C1~C12) were normalized to the corresponding a max M-waves (M_{max}) H-reflexes, which was expressed by the ratio of H/ M_{max} .

4. Three-way measures ANOVA was used to determine the time-course effects (twelve conditions: conditions-C1~C12), technique effects (two levels: RCE and RSCPD), individual, and interactions between the time-course and technique. We used the Bonferroni post-hoc analysis to determine whether statistically significant differences in the ratio of H/ M_{max} .

3) The relationship between the H/ M_{max} and the time course was explored by the polynomial regression. 3) Statistical significance was set at $P < .05$.

Results

Table 1 shows the mean and SD of the H/Mmax. To assess reliable measures for the soleus H-reflexes (peak-to-peak amplitude), 3 trials in condition-C1 were analyzed using a three way analysis of variance (ANOVA) to derive the ICCs. The ICC (1,3) was 0.87 for the soleus H-reflexes, which indicated a high degree of consistency in condition-C1.

Table1. Mean Standard Deviation of the H/Mmax

	C1	C2	C3	C4	C5	C6
RCE	0.17±0.14	0.19±0.18	0.14±0.13	0.15±0.13	0.13±0.14	0.19±0.20
RSCPD	0.21±0.20	0.15±0.13	0.21±0.19	0.19±0.18	0.20±0.19	0.27±0.30
	C7	C8	C8	C10	C11	C12
RCE	0.16±0.14	0.16±0.14	0.14±0.13	0.16±0.14	0.15±0.12	0.16±0.14
RSCPD	0.26±0.28	0.26±0.29	0.26±0.25	0.25±0.30	0.32±0.37	0.28±0.33

C1: rest, C2: exercise, C3: after 20s, C4: after 40s, C5: after 60s, C6: after 80s, C7: after 100s, C8: after 120s, C9: after 140s, C10: after 160s, C11: after 180s, C12: after 200s

A three-way ANOVA for the H/Mmax showed that the technique and time course produced a main effect (exercise; $F(1,132)=1.88$ $p<0.05$; time course; $F(11,132)=54.53$ $p<0.01$). RSCPD was significantly facilitated compared with the RCE (Fig. 2). The interaction between technique and time course was also significant for the H/Mmax ($F(11,132)=1.94$, $p<0.01$).

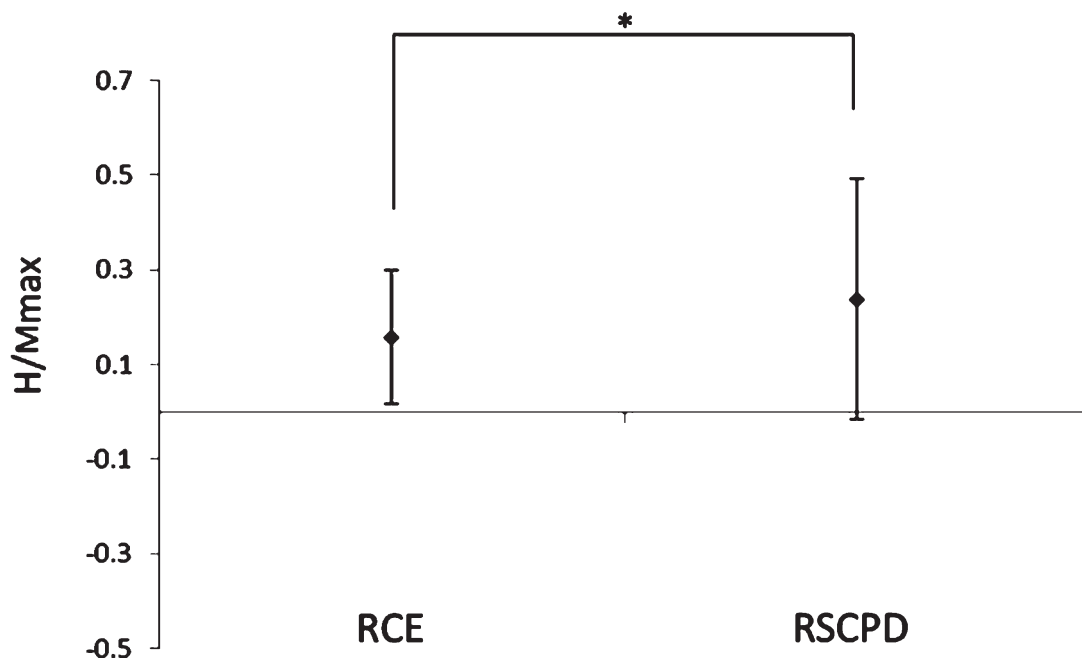


Fig.2 Facilitation of the RSCPD

A three-way ANOVA for the H/Mmax showed that RSCPD was significantly facilitated compared with the RCE.

The relationship between the H/Mmax and the time course in the RSCPD was best fitted by a single-order polynomial equation ($y=0.012x + 0.162$ ($p=0.049$)) Fig. 3). Gradual escalation trend was observed RSCPD. Significant polynomial was not observed in RCE.

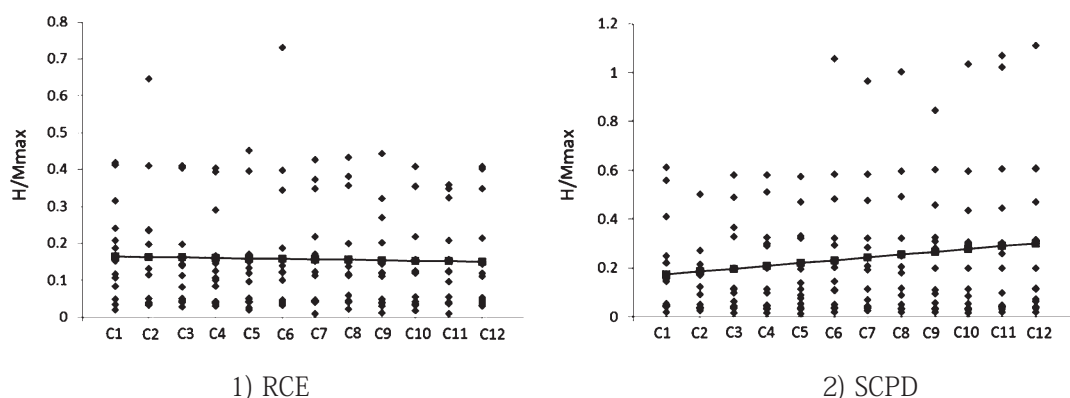


Fig.3 The relationship between the H/Mmax and the time course

Equation of the Line of best fit is a single-order polynomial equation ($y=0.012x + 0.162$ ($p=0.049$)) in the RSCPD.

(C1: rest, C2: exercise, C3: after 20s, C4: after 40s, C5: after 60s, C6: after 80s, C7: after 100s, C8: after 120s, C9: after 140s, C10: after 160s, C11: after 180s, C12: after 200s)

Discussion

According to the significant facilitation of the RSCPD compared with the RCE of the right ankle plantar flexors, descending effects was larger than the cross-education in this study. In this study, descending remote after-effects was significantly more effected compared with the cross-education. The descending effects of RSCPD on the remote parts of the lower extremity were significantly dependent on the time-course. The post-hoc analysis and significant first-order polynomial equation revealed that the descending effects induced by RSCPD. In previous studies, it also has been shown that the remote facilitation such as Jendrassik maneuver increases the excitability of the monosynaptic reflex in a descending manner by removing tonic presynaptic inhibition acting on the synaptic boutons of Ia fibers onto the motoneurons⁹). Facilitation of H-reflexes probably results in a synchronous activation of the recruited Ia afferents, with a subsequent relatively synchronous activation of a portion of the pool of target motoneurons¹⁰). Because Hugon (1973) observed a linear relationship between the amplitude of the soleus H reflex potential and the muscle force produced⁸), the remote descending after-effects of the RSCPD on the improvement of HBB ROM may be caused by the increasing the muscle force.

Gurfinkel et al. (1989)¹¹) suggested that remote after-effects cannot be explained in terms of local reflex mechanisms alone. A static contraction of a neck muscle group induced RAE affecting the whole body as a postural response, which varied according to the neck muscle group contracted¹²). Presumable causes of descending effects are coordinated patterns of extremities such as central pattern-generators (CPGs)^{13,14}). The remote facilitation may represent some alteration of CPGs in

descending control triggered by SCPD.

RSCPD may also assist in reflex linkages between the arm and trunk, which may also part of CPGs that aids in coordination between trunk and leg. Some lumbosacral superficial dorsal horn neurons project to the upper cervical dorsal horn¹⁵⁾. CPGs also provide centrifugal control over fast-conducting somatosensory pathways from the human leg, both serving spinal reflexes and ascending to the brain¹⁴⁾.

In the other hand, the neurophysiological mechanism of cross-education is postulated as the diffusion of the central drive through the ipsilateral uncrossed corticospinal tract¹⁶⁾. According to this postulation, the amount of cross-education should increase if the central drive is facilitated efficiently. In the other hand, contralateral H-reflex depression may be limb- and task-specific as passive or active pedaling with one leg does depress the H-reflex in the other leg¹⁷⁾. Arai et al (2001)¹⁸⁾ found that the significant cross-education effects of the unexercised atrophied rectus femoris was the concentric contraction of unaffected knee extensors combined with hip internal rotators when comparing with other resistive exercises. In further study, remote neurophysiological descending effects of the RSCPD have to compare with the neurophysiological contralateral effects of a specific exercise which induce the efficient cross-education.

References

- 1) Arai M, Shimizu H, Shimizu ME, et al. Effects of the hold relax with the pelvic posterior-depression pattern on the most restricted joint of the upper extremities in patients with orthopedic diseases. *PNF Res.* 2 (1). 22-26. 2002. (in Japanese)
- 2) Arai M, Shiratani T. The remote after-effects of a resistive static contraction of the pelvic depressors on the improvement of active hand-behind-back range of motion in patients with symptomatic rotator cuff tears, *Biomed Res*, 23 (3). 415-419. 2012.
- 3) Shiratani K, Arai M, Masumoto K, et al. Effects of a resistive static contraction of the pelvic depressors technique on the passive range of motion of the knee joints in patients with lower-extremity orthopedic problems. *PNF Res* 13 (1). 8-17. 2013.
- 4) Arai M, Shimizu H, Shimizu ME, Tanaka Y, Yanagisawa K. Effects of the Hold-relax procedure with the pelvic posterior-depression pattern on the most restricted joint of the upper extremity with orthopedic diseases of the upper extremities (in Japanese), *PNF Res.* 2 (1). 22-26, 2002.
- 5) Arai M, Shiratani T. Neurophysiological study of remote rebound-effect of resistive static contraction of lower trunk on the flexor carpi radialis H-reflex. *Current Neurobiology* 3 (1). 25-29, 2012.
- 6) Hellebrandt, F. A., Parish, A. M. and Houtz, S. J. Cross education. the influence of unilateral exercise on the contralateral limb. *Arch. Phys. Med.* 28. 76-85. 1947.
- 7) Kannus, P., Alosa, D., Cook, L., Johnson, R. J., Renstrom, P., Pope, M., Beynnon, B., Yauda, K., Nichols, C. and Kaplan, M. Effect of one-legged exercise on the strength, power and endurance of the contralateral leg. A randomized, controlled study using isometric and concentric isokinetic training. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 64. 117-126. 1992.
- 8) Maffiuletti NA1, Martin A, Van Hoecke J, Schieppati M. The relative contribution to the plantar-flexor torque of the soleus motor units activated by the H reflex and M response in humans.

- Neurosci Lett. 288 (2). 127-130. 2000.
- 9) Zehr EP, Stein RB, Interaction of the Jendrassik maneuver with segmental presynaptic inhibition, *Exp Brain Res*, 124. 474-480, 1999.
 - 10) Miasiaszek JE. The H-reflex as a tool in neurophysiology. its limitations and uses in understanding nervous system function. *Muscle Nerve*. 28 (2). 144-160. 2003.
 - 11) Gurfinkel, V. S, Levik, Y. S, Lebedev, M. A. Immediate and remote postactivation effects in the human motor system. *Neurophysiology*. 21 (3). p343-351. 1989.
 - 12) Duclos C, Roll R, Kavounoudias A, Roll JP. Long-lasting body leanings following neck muscle isometric contractions. *Exp Brain Res*.158 (1). 58-66. 2004.
 - 13) Duysens J, Clarac F, Cruse H. Load-regulating mechanisms in gait and posture. comparative aspects. *Physiol Rev*. 80. 83-133. 2000.
 - 14) Brooke JD. Somatosensory paths proceeding to spinal cord and brain-centripetal and centrifugal control for human movement. *Can J Physiol Pharmacol*. 82. 723-731. 2004.
 - 15) Dutton RC, Carstens MI, Antognini JF, Carstens E. Long ascending propriospinal projections from lumbosacral to upper cervical spinal cord in the rat. *Brain Res*. 1119. 76-85. 2006.
 - 16) Weir JP, Housh DJ, Housh TJ, Weir LL. The effect of unilateral concentric weight training and detraining on joint angle specificity, cross-training, and the bilateral deficit. *J. Orthop. Sports Phys. Ther*. 25. 264-270. 1997.
 - 17) Hortobbágyi T, Taylor JL, Petersen NT, Russell G, Gandevia SC. Changes in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contractions and altered sensory inputs in humans. *J Neurophysiol*. 90. 2451-2459. 2003.
 - 18) Arai M, Shimizu H, Shimizu ME, Tanaka Y, Yanagisawa K, Effects of the Use of Cross-education to the Affected Side through Various Resistive Exercises of the Sound Side and Settings of the Length of the Affected Muscles. *Hiroshima J Med Sci*. 50 (3). 65-73. 2001.

下部体幹筋群の静止性収縮が整形外科疾患患者の
股関節伸展自動関節可動域に及ぼす効果の検証

The after-effects of resistive static contraction facilitation on improvement
of restricted hip extension in orthopedic patients

住田 哲昭¹⁾
Tetsuaki Sumida

住田 ちひろ²⁾
Chihiro Sumida

原田 恭宏³⁾
Yasuhiro Harada

要旨：骨盤の後方下制の中間域での静止性収縮（SCPD）手技と骨盤の前方挙上の中間域での静止性収縮（SCAE）手技が股関節伸展自動関節可動域（AROM）に及ぼす効果について検証した。当院へ通院中で股関節伸展制限を来した整形外科の疾患を有する患者 36 名（男性 9 名，女性 27 名，平均年齢（標準偏差）70.4（12.9）歳）を SCPD 手技群，SCAE 手技群，SS 手技群の 3 群に無作為に分類した。各手技前の AROM を基準値として AROM 変化値を指標とした。一元配置分散分析の結果，各群間に有意差を認めた（ $p<.05$ ）。多重比較検定（Scheffé's test）の結果，SCPD 手技群と SCAE 手技群は SS 手技群に比べ有意な改善が認められた（ $p<.05$ ）。このことから整形外科的疾患を有する患者の股関節伸展 AROM 改善には，SCPD 手技と SCAE 手技が有効である可能性が示唆された。

キーワード：PNF，静止性収縮，股関節伸展自動関節可動域

Abstract：The purpose of this study was to determine the after-effects of resistive static contraction of the pelvic depressors (SCPD) or the anterior elevators (SCAE) using a proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) pattern in the mid-range of pelvic motion to improve restricted hip extension. Thirty-six orthopedic disease patients (mean age: 70.4 years, SD: 12.9) at one hospital were randomly assigned to the sustained stretch (SS) of the hip flexors group, the SCPD group, or the SCAE group. The change active range of motion (AROM) after each intervention was calculated in comparison with AROM before the intervention. A one-way ANOVA for the change in AROM revealed a significant difference between the groups ($p<.05$). Scheffé's test revealed that the SCPD group and SCAE group showed significant improvements compared to the SS group ($p<.05$). The results of this study suggest that use of the SCPD and SCAE may be effective approaches to improve the AROM of hip extension in the orthopedic patients.

Key Words：PNF, Sustained contraction, Active range of motion of hip extension

【はじめに】

臨床において，股関節伸展可動域制限は骨盤前傾や腰椎過前彎を来し，結果として腰椎椎間関節症という独立した病態を形成させ¹⁾，腰痛を引き起こす原因となりうる。理学療法を実施していく上で股関節伸展可動域制

限が機能的な体幹運動を阻害する因子であり，可動域制限を改善することは重要である。

関節可動域改善の方法には，固有受容性神経筋促通法（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation；PNF）運動パターン²⁾の中間域での静止性収縮促通（Sustained Contraction

1) 吉岡整形外科
Department of Rehabilitation, Yoshioka Orthopedic
2) 広島パークヒル病院
Department of Rehabilitation, Hiroshima Parkhill Hospital
3) 東京医療学院
Tokyo Medical College

Facilitation Technique ; SCF) 手技や, 持続的ストレッチ (Sustained Stretch ; SS) 手技などがある. SCF 手技は, 間接的アプローチとして痛みのある部位でなく, 痛みのある部位の遠隔部位に抵抗運動による静止性収縮を行うことで, 中枢への抑制作用を及ぼし痛みを軽減するものである (他動関節可動域改善). またその後, 中枢の興奮作用により運動単位の動員減弱を改善することで, 自動関節可動域の改善が可能である³⁾.

SCF 手技の有効性について多くの報告がなされているが, SCF 手技において骨盤の後方下制の中間域での静止性収縮 (Static Contraction of Posterior Depression ; SCPD) 手技では, 道祖ら⁴⁾は腰痛体操の1つである骨盤後傾運動に比べて SCPD 手技後に指床間距離が有意に改善したことを報告している. 白谷ら⁵⁾⁶⁾は健常者において SS 手技と SCPD 手技を比較した結果, SS 手技に比べ SCPD 手技で膝関節伸展他動関節可動域 (passive range of motion ; PROM) および自動関節可動域 (active range of motion ; AROM) が有意に改善したことを報告している. また清水ら⁷⁾は膝関節伸展可動域制限を有する整形外科疾患患者において SS 手技とホールドリラックス手技 (HR 手技) と SCPD 手技を比較した結果, HR 手技と SCPD 手技で膝関節伸展 PROM および AROM が有意に改善したことを報告している.

骨盤の前方挙上の中間域での静止性収縮 (Static Contraction of Anterior elevation ; SCAE) 手技による報告については, 柳澤ら⁸⁾は脳卒中後片麻痺患者に対し, SCAE 手技により体幹屈筋群が促通されたことで歩行時間が短縮した事を報告している. また, 道祖ら⁹⁾は健常成人において SS 手技に比べ SCAE 手技で肩関節内旋 AROM が有意に改善したことを報告している.

我々は腰痛治療として骨盤の SCF 手技を行うことで股関節伸展可動域が改善することを経験しているが, SCF 手技による股関節伸展

可動域に対する効果は検証されていない. そこで股関節伸展 AROM への即時的な効果について SS 手技と比較し SCPD 手技と SCAE 手技の有効性を検証した.

【対象】

対象は, 本研究に同意が得られた当院へ通院中の股関節伸展可動域制限を有する整形外科疾患患者 36 名 (男性 9 名, 女性 27 名, 平均年齢 (標準偏差) 70.4 (12.9) 歳, 大腿神経伸展テスト陰性で, 痛みなく腹臥位をとることが可能である者とした. 患者の疾患内訳は筋々膜性腰痛症 9 名, 変形性脊椎症 4 名, 腰椎椎間関節症 7 名, 腰部脊柱管狭窄症術後 6 名, 変形性膝関節症 10 名であった.

【方法】

対象者を無作為に① SS 手技群, ② SCAE 手技群, ③ SCPD 手技群の 3 群に無作為に配置した. 腹臥位にて左右の股関節伸展 (逆 straight leg raising ; 逆 SLR) を行い, 可動域の少ない方を検査肢とした. 逆 SLR 時の治療台から踵までの距離 (Bed Heel Distance ; BHD) をメジャーで測定し, 下肢長と BHD から挙上した角度を求めた.

(各手技の実施方法)

- ① SS 手技群: 患者を背臥位とし, 非検査側の股関節・膝関節屈曲で骨盤を中間位～後傾位に固定し, 検査側の大腿を台から垂らす形で他動的に腸腰筋のストレッチを 20 秒実施し 20 秒休息を与えた. これを 1 セットとし 2 セット行った. 伸張度は伸張に痛みを生じない程度とした (図 1 - a).
- ② SCAE 手技群: 検査側を上にした側臥位とし, PNF 骨盤パターンの前方挙上の中間域にて静止性収縮を 20 秒実施し 20 秒の休息を与えた. これを 1 セットとし 2 セット行った. 用手接触は上前腸骨棘に行った. 抵抗の強度は 2 ~ 3kg とした

(図1 - b).

- ③ SCPD 手技群: 検査側を上にした側臥位とし, PNF 骨盤パターンの後方下制の中間域にて静止性収縮を 20 秒実施し 20 秒の休息を与えた. これを 1 セットとし 2



a) SS 手技



b) SCAE 手技



c) SCPD 手技

図1 各手技の実施方法

セット行った. 用手接触は坐骨結節に行った. 抵抗の強度は 2 ~ 3kg とした (図1 - c).

(股関節伸展 AROM の測定方法)

腹臥位にて膝関節伸展位で股関節を伸展し, 3 秒保持した時の BHD をメジャーで測定した (図2).

被験者: 腹臥位となり膝関節伸展位で股関節伸展自動運動を行い 3 秒保持する.

検査者: 1 名が骨盤の代償動作が出ないように骨盤を固定し, 骨盤の代償動作が出ていない事を確認し, もう 1 名が BHD をメジャーにて測定した.

AB の距離と BHD から次式にて角度に変換し, AROM の値とした (図1).

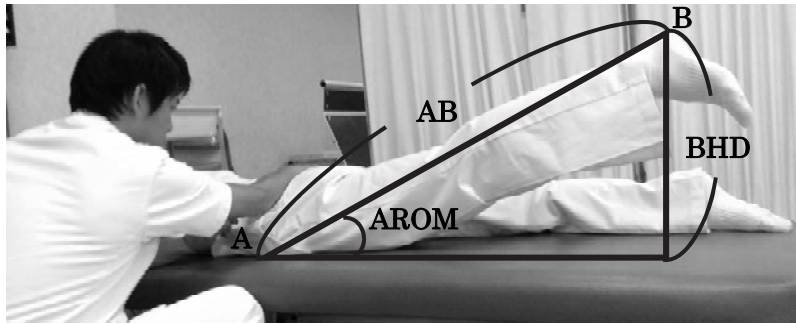
$$\text{AROM} = \text{ATAN} (\text{BHD} / \text{下肢長}) \times 180 / \pi$$

(π = 円周率)

(データの分析方法)

1. AROM 測定の再現性を検証するために, 36 名の対象者から得られた各 AROM の 3 回の測定値を基に級内相関係数 (Intraclass Correlation Coefficient; ICC) を求めた.
2. 手技時の抵抗量は, 健常者を側臥位にして SCPD 手技では健常者の坐骨結節と同一セラピストの小指球の間に, SCAE 手技では健常者の上前腸骨棘と同一セラピストの手指間にそれぞれアニマ社製徒手筋力計 (μ Tas F-1) を当て, 各手技を 8 回 1 分間隔で行い, 抵抗量の平均値 (標準偏差) を求めた.
3. AROM は 3 回の測定の平均値を代表値とした. また AROM の変化値は, 手技後と手技前の AROM の差とし, 次式を用いて算出した.

$$\text{AROM 変化値} = \text{手技後の AROM} - \text{手技前の AROM}$$



A：踵～大転子を通る延長線とベッドの交わる点
B：踵

図2 測定方法

4. 各手技前後の変化値を比較するため、変化値を指標とし一元配置分散分析を行い、有意差が検出されたものについては多重比較検定 (Scheffé's test) を行った。有意水準は 5% とした。

【結果】

1. ICC (1,1) は介入前 0.98, 介入後 0.96 と高い信頼性を認めた。
2. SCAE 手技, SCPD 手技の抵抗量の平均値 (標準偏差) は SCAE 手技で 2.7kg (0.2), SCPD 手技で 2.6kg (0.2) であった。
3. 平均 AROM 変化値 (標準偏差) は, SS 手技群が 1.3 (1.8), SCAE 手技群が 3.7 (1.5), SCPD 手技群が 5.9 (3.0) であった。
4. 一元配置分散分析の結果, 各手技群間において危険率 5% で有意差を認めた (表 1)。多重比較検定 (Scheffé's test) の結果, SS 手技群と SCPD 手技群間において

危険率 1% で有意差を認め, SS 手技群と SCAE 手技群間において危険率 5% で有意差を認めた (表 2)。

【考察】

本研究の結果, SCPD 手技群と SCAE 手技群は SS 手技群と比較し有意に即時的な股関節伸展 AROM の増大を認めた。しかし SCPD 手技群と SCAE 手技群間では SCAE 手技群よりも SCPD 手技群において改善傾向にあったが有意差を認めなかった。

SCF 手技により股関節伸展 AROM の有意な改善が認められたことから, 股関節屈筋群のリラクセーションが得られた可能性と, 下部体幹筋群と股関節伸展筋群が促通された可能性が考えられた。

SCAE 手技の運動方向である骨盤の前方挙上は PNF 下肢運動パターンの屈曲・内転・外旋パターンの要素の一つであり, 骨盤前方挙

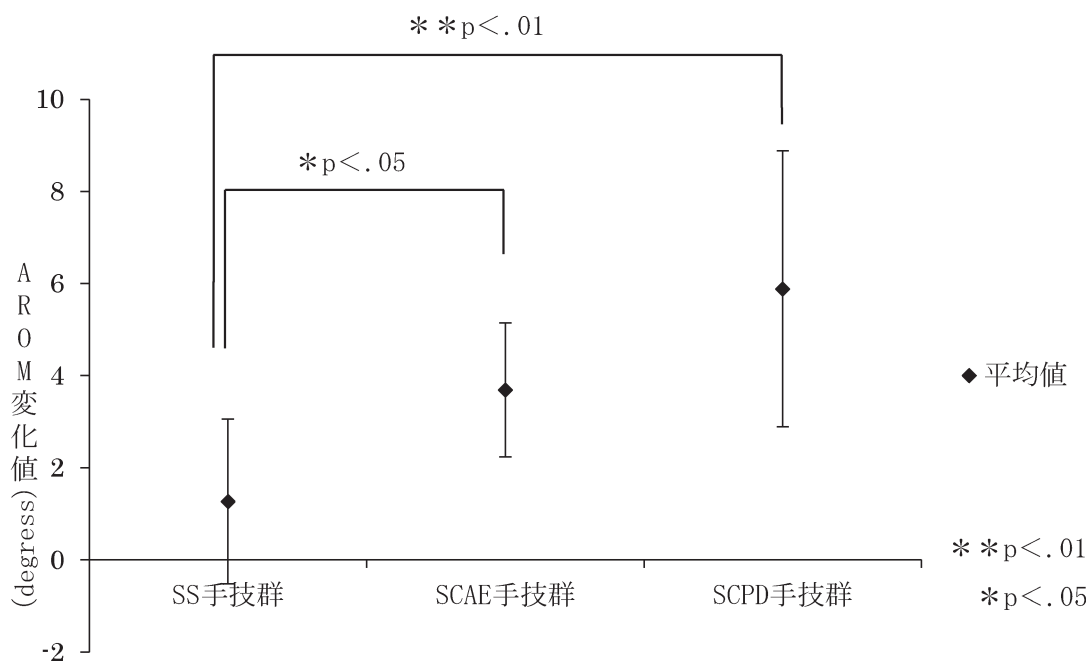
表 1 各手技の AROM 変化値による一元配置分散分析表

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F 値	P 値
手技間変動	127.98	2.00	63.99	13.42	0.00*
誤差変動	157.31	33.00	4.77		
全変動	285.28	35.00			

*: p<.05

各手技群間において危険率 5% で有意差を認めた

表2 各手技の股関節伸展 AROM 変化値の比較 (Scheffé's test)



各手技の股関節伸展 AROM 変化値の平均値と標準偏差をグラフに示した。SS 手技群と SCPD 手技群間において危険率 1% で有意差を認め、SS 手技群と SCAE 手技群間において危険率 5% で有意差を認めた。

上の静止性収縮を行うことで、股関節屈筋群の収縮後の弛緩が生じる I b 抑制の作用が影響したことが推察される。また、骨盤前方挙上の静止性収縮を行うことで、下部体幹筋群の同時収縮が得られ、股関節伸展時の固定筋として作用して運動が容易となり、股関節伸展 AROM が改善した事が考えられた。

SCAE 手技の生理学的機序として、白谷ら¹⁰⁾ は前額面での骨盤挙上の抵抗運動による静止性収縮の促通と比較し、骨盤の回旋筋群の静止性収縮を伴う SCAE 手技を行った際、機能的磁気共鳴画像にて小脳・両側視床・両側脳幹および手技側の補足運動野の賦活が認められたことを報告している。本研究における生理学的機序は不明ではあるが、本研究でもこれらの脳の賦活が生じ、股関節伸展筋群に影響を及ぼした可能性が推察された。

SCPD 手技の生理学的機序について Arai ら¹¹⁾ は、SCPD 手技が撓側手根屈筋 H 波に及ぼす影響について SCPD 手技群と最大随意収縮

の 75% の強さで 20 秒間静止性収縮を行う handgrip 群の 2 群に分けて運動時およびその後の M 波、H 波振幅値を重複測定分散分析により比較した結果、SCPD 手技群では運動時に撓側手根屈筋 H 波に有意な抑制が生じ、運動後に脊髄レベルでの有意な促通が生じたことを報告している。また白谷ら¹²⁾ は、SCPD 手技がヒラメ筋 H 波に及ぼす影響について、SCPD 手技と足関節底屈位での静止性収縮促通手技を行い、ヒラメ筋 H 波に及ぼす影響について検証した結果、SCPD 手技で抵抗運動側と対側下肢のヒラメ筋 H 波に漸増的な促通が認められたことから、SCPD 手技の下降性の神経生理学的効果を報告している。これらのことから本研究の SCPD 手技において、脊髄レベルでの下行性の運動後の促通効果が認められた可能性が推察された。またその他、平下ら¹³⁾ は脳卒中後片麻痺患者に対し、起居動作反復練習群と比較し SCPD 手技群で起居動作所要時間が短縮した事から、下部体幹

筋群の同時収縮が得られ、体幹筋群の筋活動の増大が得られた可能性を報告している。本研究でも SCPD 手技を行うことで体幹の同時収縮が得られ、そのことが股関節伸展時の体幹の固定として作用したことで股関節伸展運動が容易になったことが推察された。

本研究の臨床的意義は、短時間の静止性収縮である骨盤の SCF 手技が SS 手技と比較して股関節伸展可動域制限のある患者に対する治療法として有効である可能性が示唆された。

今後の課題として、股関節伸展可動域制限は臨床的に立位での姿勢や活動に問題となる影響を及ぼすため、今後は立位での影響を追求していきたい。

引用文献

- 1) 隅元庸夫, 伊藤俊一. 非特異的腰痛の理学療法における臨床推論とディシジョンメイキング. 理学療法 Vol.28. p1339-1349. 2011.
- 2) 柳澤健, 乾公美. PNF マニュアル. 改訂第3版 p1-139. 南江堂. 2011.
- 3) 新井光男. モビライゼーションPNF. 第1版. p14-23. 2009.
- 4) 道祖悟史, 新井光男, 清水一他. 骨盤の抵抗運動が腰痛に及ぼす即時効果. PNF リサーチ 7. p1-5. 2007.
- 5) Shiratani T, Arai M, Masumoto K, et al. Effects of a resistive static contraction of the pelvic depressors technique on the passive range of motion of the knee joints in patients with lower-extremity orthopedic conditions. PNF Res 13 (1). p8-17. 2013.
- 6) Shiratani T, Arai M, Shimizu ME, et al. Effects of a resistive static contraction of the pelvic depressors technique on the active range of motion of the knee joints in patients with lower-extremity orthopedic conditions. PNF Res 14 (1). p1-10. 2014.
- 7) 清水千穂, 新井光男, 黒田剛一他. ホールド・リラックスおよび骨盤後方下制に対する抵抗運動が高齢者膝関節伸展可動域に及ぼす影響. PNF リサーチ. 7. p79-84. 2007.
- 8) 柳澤真純, 白谷智子, 新井光男他. 脳卒中後片麻痺患者に対する骨盤運動パターン中間域での静止性収縮方向が歩行時間に及ぼす効果の差異. PNF リサーチ. 11. p9-14. 2011.
- 9) 道祖悟史, 新井光男, 福島卓矢他. 骨盤の静止性収縮促進が遠隔の肩関節内旋可動域に及ぼす効果. PNF リサーチ. 13. p38-43.
- 10) 白谷智子, 新田収, 松田雅弘他. 骨盤の前方挙上の静止性収縮が脳活動に及ぼす影響: 機能的 MRI による分析. 日本保健科学学会誌 14 (4). p205-212. 2012.
- 11) Arai M, Shiratani T, Shimizu ME, et al. Reproducibility of the neurophysiological remote rebound effects of a resistive static contraction using a Proprioceptive Neuromuscular Facilitation pattern in the mid-range of pelvic motion of posterior depression on the flexor carpi radialis H-reflex. PNF Res. 12 (1). p21-25. 2012.
- 12) 白谷智子, 新井光男, 来間弘展他. 固有受容性神経筋促進法における骨盤の後方下制に対する抵抗運動がヒラメ筋H波に及ぼす影響. 第49回日本理学療法学会大会抄録集. 2014.
- 13) 平下聡子, 新井光男, 榎本一枝他. 脳卒中後片麻痺患者に対する骨盤への抵抗運動の効果—観察的分析による所要時間の短縮—. PNF リサーチ. 10. p1-9. 2010.

異なる側臥位での骨盤の静止性収縮が立位での患側の荷重量に及ぼす後効果

The after-effects of static contraction facilitation techniques of the pelvic depressors while in the different side-lying position on the improvement of the weight bearing of the affected side in the standing posture in orthopedic patients

梶本 一枝 ¹⁾	新井 光男 ²⁾	赤木 聡子 ¹⁾
Kazue Masumoto	Mitsuo Arai	Satoko Akagi
白谷 智子 ³⁾	柳澤 健 ⁴⁾	清水 ミシェル・アイズマン ⁵⁾
Tomoko Shiratani	Ken Yanagisawa	Michele Eisemann Shimizu

要旨：医師から患側下肢への全荷重が許可されている下肢に整形外科疾患を有する患者に対する異なる側臥位（健側または患側）での骨盤下制筋群への静止性収縮手技（SCPD 手技）の後効果を明確にすることを目的とした。18名の対象者（平均年齢79.0歳，標準偏差12.4歳）を立位荷重練習群，健側 SCPD 手技群，患側 SCPD 手技群に無作為に配置した。一元配置分散分析の結果，患側荷重量においては手技間で有意差を認め，多重比較検定の結果，健側 SCPD 手技群と患側 SCPD 手技群は立位荷重練習群に比べ有意に増加した（ $P<0.05$ ）。荷重痛と不安感においては，手技間での有意差を認めなかった。本研究より荷重量の改善には両側どちらの SCPD 手技でも即時効果があり，荷重痛と不安感は荷重が増大した原因ではないことが示唆された。

キーワード：固有受容性神経筋促通法（PNF），中間域での静止性収縮，荷重，後効果

Abstract： The purpose of this study was to determine the after-effects of resistive static contraction of the pelvic depressors (SCPD) on the unaffected or affected side while in different side-lying positions in orthopedic patients who were asked to shift to full-weight-bearing on the affected side in the standing posture. Eighteen subjects (mean age=79.0 years, SD=12.4) were randomly assigned to the SCPD (unaffected), SCPD (affected) or repeated weight-shift exercise (RWSE) groups where possible. One-way ANOVA demonstrated a significant difference between groups based upon the percentage improvement in weight-bearing. Scheffé's post hoc test revealed that the SCPD for the unaffected and affected groups showed significant improvements compared with the RWSE group ($p<0.05$). With respect to the weight-bearing pain and feeling of unease, there were no significant differences between the three groups. These results suggest that SCPD may have immediate after-effects for increasing weight-bearing of the affected side, and does not cause pain or a feeling of unease on the affected side despite increased weight-bearing.

Key Words： PNF, Sustained contraction facilitation technique in the middle range of motion, Weight-bearing, After-effect

-
- 1) 広島厚生病院
Department of Physical Therapy, Hiroshimakousei Hospital
 - 2) 首都大学東京
School of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University
 - 3) 苑田第二病院
Department of Rehabilitation, Sonoda second Hospital
 - 4) 郡山健康科学専門学校
Koriyama Health Sciences College
 - 5) 県立広島大学
Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Prefectural University of Hiroshima

はじめに

下肢に整形外科疾患を有する患者の歩行能力において、患側下肢への荷重は非常に重要である。谷ら¹⁾は、大腿骨近位部骨折術後患者の歩行能力の関連要因として、患側荷重率、疼痛、患側・健側の等尺性膝伸展筋力および握力を測定し、歩行能力の獲得に最も関連する要因は患側荷重率であるとし、患側荷重の重要性を報告している。また、押川ら²⁾や飛永ら³⁾も大腿骨頸部骨折術後患者を対象とした研究で同様の報告をしている。

脳卒中後片麻痺患者の歩行速度や麻痺側の荷重量増加に対して固有受容性神経筋促通法 (Proprioceptive Neuromuscular Facilitation; PNF⁴⁾ パターンを用いた中間域での静止性収縮促通手技 (Sustained Contraction Facilitation Technique in the middle range of motion; SCF 手技) の有効性は多く報告されている。しかし、下肢に整形外科疾患を有する患者に対しての報告⁵⁾は歩行速度のみで、また、障害側に対する SCF 手技である。

我々は、臨床的に SCF 手技により下肢に整形外科疾患を有する患者の荷重量が増加し、また、疼痛のある場合は非障害側に対する SCF 手技で疼痛の増悪がないことも経験していた。そこで、全荷重が許可されたにもかかわらず痛み等が原因で一側下肢への荷重が困難な体幹・下肢に整形外科疾患を有する患者に対し、荷重が多い側の骨盤に SCF 手技の一つである骨盤後方下制での中間域での静止性収縮促通手技 (Sustained Contraction of Posterior Depression in the middle range of motion Technique; SCPD 手技) を行った結果、荷重練習群と骨盤前方挙上の中間域での静止性収縮促通手技に比べ有意に荷重量が増加したことを報告した⁶⁾。しかし、この後効果は障害側に実施した場合と異なる結果になる可能性が考えられる。

そこで、本研究では、下肢に整形外科疾患を有する患者の患者自身の立位での自重による荷重練習を対照刺激とし、患側腸骨に対す

る SCPD 手技と健側腸骨に対する SCPD 手技の後効果の即時効果を明確にすることを目的とし検証した。用手接触は本来坐骨結節であるが、重田ら⁷⁾は、脳卒中後片麻痺患者の歩行速度において用手接触を坐骨結節と腸骨殿筋面上部で比較検証した結果、有意差はなく、腸骨殿筋面上部への用手接触はオムツ等で坐骨結節に用手接触困難な場合や不快に感じる場合にも有効であることを示唆しており、本研究では用手接触を健側腸骨殿筋面上部とした。

また、先行研究⁶⁾で SCPD 手技群が有意に増大した原因として、疼痛が軽減し、体幹筋と股関節伸展筋の運動単位が増員した可能性を示唆しており、本研究では荷重痛と不安感に関しても検証した。

対象

対象は下肢に整形外科疾患を有する患者で、医師による全荷重許可があり、神経学的疾患がなく、また口頭指示の理解が良好な者とした。男性 4 名、女性 14 名の計 18 名で、平均年齢 (標準偏差:SD) は 79.0 (12.4) 歳であった。対象疾患は、大腿骨頸部骨折術後 6 名、大腿骨転子部骨折術後 5 名、人工膝関節全置換術後 4 名、脛骨高原骨折術後 1 名、膝半月板損傷 1 名、足関節脱臼骨折術後 1 名であった。なお、対象者にはヘルシンキ宣言に則り同意説明文を説明した後に、研究同意書に署名を得たうえで実施した。

方法

対象者を①荷重練習群、②健側 SCPD 手技群、③患側 SCPD 手技群の 3 群に乱数表を用いて無作為に配置した。下肢荷重量は電子体重計 (タニタ製) を用いて計測し、各手技前の荷重量を基準値として変化率を求め指標とした。また、荷重痛と不安感は Visual Analog Scale (VAS) を用い、各手技前の距離を基準値として変化率を求め指標とした。

(各手技の実施方法)

- ①荷重練習群：平行棒内で両上肢を把持して、両下肢を接地したまま、患側下肢へできる限りの荷重を行った(図1-a)。
- ②健側 SCPD 手技群：健側腸骨殿筋面上部に用手接触した骨盤の後方下制の中間域での静止性収縮を2～3kgの抵抗量で行った(図1-b)。
- ③患側 SCPD 手技群：患側腸骨殿筋面上部に用手接触した骨盤の後方下制の中間域での静止性収縮を2～3kgの抵抗量で行った(図1-b)。

各群とも10秒間の実施後に10秒間の休憩をはさみ、これを3セット実施した。

(荷重量の測定方法)

電子体重計を用い、両足部の位置が両示指間の位置が15cmとした立位で2m前方の目線に目印をつけ立位姿勢を崩さないように患側下肢に荷重した(図2)。測定は介入前後で3回ずつ行いそれぞれの平均値を算出した。

18名を対象に介入前3回を測定した電子体重計での測定値の級内相関係数(ICC(1,1))は、0.97と高い再現性が得られた。

(荷重痛と不安感の測定方法)

VASを用い、紙面上の10cmの両端を「痛みが全くない」と「激しい痛み」とし、自身自身の痛みの状態をチェックしてもらった。不安感も同様に両端を「不安が全くない」と「想像できる最大の不安」として行い、「痛み



a) 荷重練習



b) 健側あるいは患側 SCPD 手技

図1 各手技の実施方法

荷重練習群は、平行棒内で両上肢を把持し、両下肢を接地したまま、患側下肢へできる限りの荷重を行った。

健側あるいは患側 SCPD 手技は、健側あるいは患側腸骨殿筋面上部に用手接触した骨盤の後方下制の中間域での静止性収縮を2～3kgの抵抗量で行った。



図2 荷重の測定方法

電子体重計を用い、両足部の位置が両示指間の位置が15cmとした立位で2m前方の目線に目印をつけ立位姿勢を崩さないように患側下肢に荷重した。

が全くない」と「不安が全くない」を0とし、0からチェックされた点の距離（mm）を測定した。評価は各手技前後の荷重測定後に行った。

（データの分析方法）

荷重量の統計解析は各手技前の荷重量の値を基準値とし、次式により各手技後の荷重量の変化率を算出した。荷重量の変化率を指標とし一元配置分散分析を行い、有意差が検出されたものについては多重比較検定（Scheffé法）を行った。有意水準は5%未満とした。

$$\text{変化率 (\%)} = \frac{(\text{介入後の平均値} - \text{介入前の平均値})}{(\text{介入前の平均値})} \times 100$$

荷重痛および不安感の統計解析は各手技前の距離を基準値とし、次式により各手技後の変化率を算出した。距離の変化率を指標とし一元配置分散分析を行った。

$$\text{変化率 (\%)} = \frac{(\text{介入後の距離} - \text{介入前の距離})}{(\text{介入前の距離})} \times 100$$

結果

（荷重）

各群の平均変化率（SD）は、荷重練習群は0.46（6.03）%，健側 SCPD 手技群は16.98（8.10）%，患側 SCPD 手技群は19.55（11.42）%であった。一元配置分散分析の結果、各手技間において有意差を認めた（ $P < 0.05$ ）。多重比較検定（Scheffé法）を行った結果、健側 SCPD 手技群と患側 SCPD 手技群は荷重練習群に比べ有意に増加していた（ $P < 0.05$ ）（表1）が、健側 SCPD 手技群と患側 SCPD 手技群においては有意差を認めなかった（図3）。

（荷重痛および不安感）

荷重痛においては、各群の平均変化率（SD）

表1 荷重量の一元配置分散分析

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F値	P値
手技間変動	1288.63	2	644.32	8.31	0.0037
誤差変動	1162.42	15	77.49		
全変動	2451.05	17			

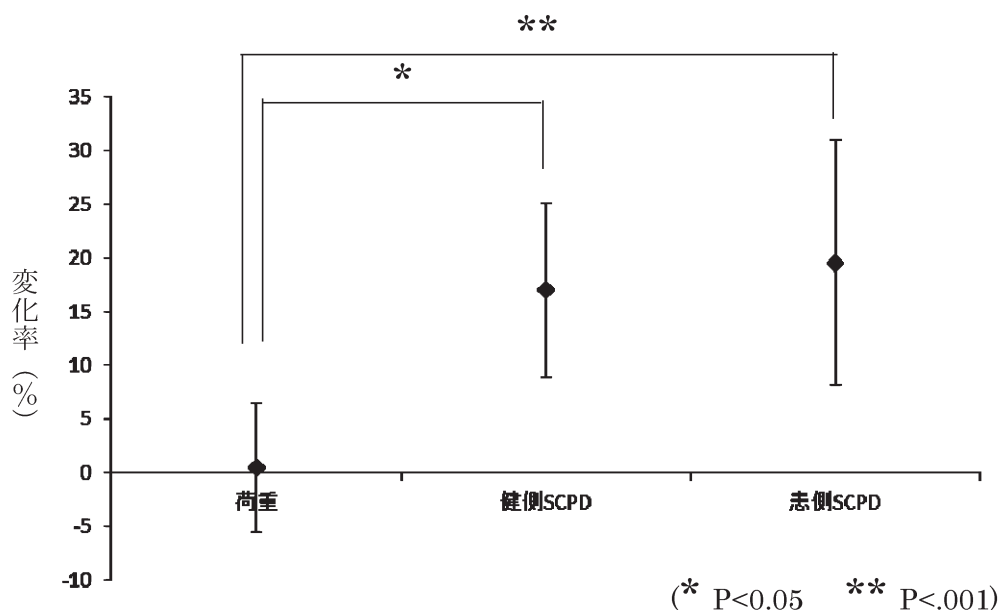


図3 各群の荷重量変化率

各手技の荷重量変化率の平均値と標準偏差をグラフに示した。
 荷重練習群と健側 SCPD 手技群間、荷重練習群と患側 SCPD 手技群間において危険率 5% で有意差を認めた。
 健側 SCPD 手技群と患側 SCPD 手技群では有意差を認めなかった。

は、荷重練習群は - 11.52 (68.56) %，健側 SCPD 手技群は - 48.69 (37.80) %，患側 SCPD 手技群は - 59.34 (57.73) % であり，有意差を認められず (図 4)，また，不安感においても，荷重練習群は 34.52 (164.98) %，健側 SCPD 手技群は - 71.67 (19.0) %，患側 SCPD 手技群は - 60.13 (40.65) % であり，有意差を認めなかった (図 5)。

考察

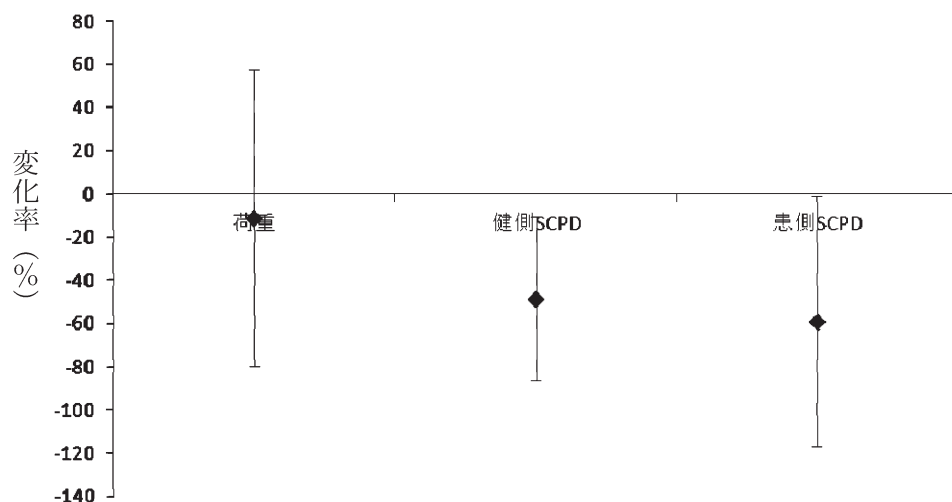
本研究の結果は，下肢の整形外科疾患を有する患者の患側荷重量の増大には，健側 SCPD 手技と患側 SCPD 手技が即時的に効果がある

ことを示唆した。しかし，健側 SCPD 手技と患側 SCPD 手技間では有意差はなく，同程度の効果が得られる可能性があり，間接的な遠隔アプローチの生理学的機序が同側のみでなく，反対側でも同程度に出現している可能性を示唆している。

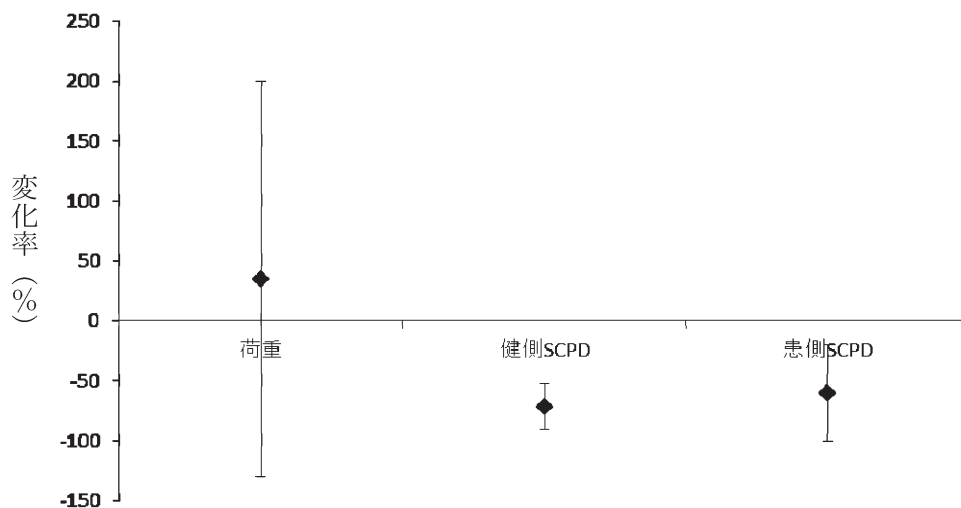
新井ら^{8,9)}は整形外科疾患で上肢の障害を有する患者に対し SCPD 手技群と handgrip 群の 2 群に分け，運動時およびその後の H 波・M 波振幅値を比較検討した結果，SCPD 手技群が抵抗運動時に有意な抑制が生じ，逆に SCPD 手技後の安静時に促通されたことを報告しており，運動時に上行性に脊髓レベルを

反射的に抑制することにより筋スパズムが軽減し、その後の上行性の遠隔部位の自動関節運動を改善させる臨床的効果の生理学的根拠を示唆している。本研究でも SCPD 手技により同側および対側への脊髓レベルでの下行性の促通効果が生じ、 α 運動ニューロンの動員

の増大により下肢筋群の筋出力が増大し、患側下肢の荷重量が増大した可能性が示唆される。また、SCF 手技の効果として、解剖学的観点から神経筋膜効果が挙げられる。広背筋、中殿筋、内・外腹斜筋、腹横筋、腰方形筋の収縮力が腰筋間腱膜から上行性に遠隔の



a) 各群の荷重痛変化率



b) 各群の不安感変化率

図4 各群の荷重量痛および不安感変化率

各手技の荷重痛および不安感変化率の平均値と標準偏差をグラフに示した。両指標とも各手技間で有意差は認められなかった。しかし、健側および患側 SCPD 手技は荷重量が増大しているにも関わらず、荷重痛および不安感は増悪していないことが示されている。

筋群へ伝達される神経筋膜効果が生じることが推測されており¹⁰⁾、SCF手技でも主働筋の収縮力が上行性・下行性に力学的に伝達される神経筋膜効果によって遠隔の反応が生じると推測されている¹⁰⁾が、本研究では同側および対側へ同程度の効果があったため、神経筋膜効果では説明することはできず、本研究では脊髄レベルでの下行性の促通効果の関与が大きいと考えられる。

運動時の抑制の指標として荷重痛と不安感を検証したが、荷重痛および不安感の両方とも各群において有意差を認めず、荷重量が増大した原因ではないことが示唆された。しかし、健側および患側 SCPD 手技は荷重量が増大したにも関わらず、荷重痛および不安感は増悪しておらず、本研究では原因を判明することはできなかったが臨床的に大きな意義があると考えられる。

本研究では、患側下肢の荷重量を増大させるために、SCPD 手技実施を健側および患側のどちらからのアプローチでも即時効果があることを示唆した。このことより、状況に応じて健側・患側どちらでも SCPD 手技が選択可能となり治療の幅が広がると思われる。

引用文献

- 1) 谷 勇介, 石月垂由美, 尾熊洋子, 他. 大腿骨近位部骨折術後の歩行能力と関連する要因. 平成 22 年度 高知リハビリテーション学院紀要. 12. p45-50. 2011.
- 2) 押川達郎, 河野洋介, 他. 大腿骨頸部骨折術後の歩行機能予測—受傷前杖歩行自立群での比較—. 第 26 回九州理学療法士・作業療法士合同学会誌. 21. 2004.
- 3) 飛永浩一郎, 河野洋介, 他. 大腿骨頸部骨折術後理学療法計画の検討—受傷前独歩・痴呆なし症例において—. 第 26 回九州理学療法士・作業療法士合同学会誌. 21. 2004.
- 4) 柳澤 健, 乾公 美. PNF マニュアル. 改訂第 3 版. 南江堂. 2001.
- 5) 新井光男, 白谷智子, 清水ミシェル・アイズマン, 他. 下肢に整形外科的疾患を有する患者に対する固有受容性神経筋促通法の骨盤のパターンの中間域での抵抗運動による静止性収縮が歩行時間に及ぼす効果. PNF リサーチ. 12. p21-25. 2012.
- 6) 清水 歩, 榎本一枝, 赤木聡子, 他. 骨盤への抵抗運動が整形外科疾患患者の荷重量に及ぼす即時効果. PNF リサーチ. 14. p35-39. 2014.
- 7) 重田有希, 白谷智子, 新井光男, 他. 骨盤パターンにおける静止性収縮が脳卒中後片麻痺患者の歩行速度に及ぼす影響—用手接触による比較—. PNF リサーチ. 13. P44-49. 2013.
- 8) 新井光男, 清水 一, 柳澤 健, 他. 骨盤抵抗運動による総指伸筋長脊髓反射の潜時に及ぼす影響—ケース・スタディー—. PNF リサーチ. 3. p52-59. 2003.
- 9) Arai M, Shiratani T, Shimizu ME. Reproducibility of the neurophysiological remote rebound effects of a resistive static contraction using a Proprioceptive Neuromuscular Facilitation pattern in the mid-range of pelvic motion of posterior depression on the flexor carpi radialis H-reflex. PNF Research. 12. p13-20. 2013.
- 10) 新井光男, 柳澤 健監修. モビライゼーションPNF. 第 1 版. p24-27. メディカルプレス. 東京. 2009.

一側肩甲骨に対する抵抗運動が同側ヒラメ筋 H 波に及ぼす影響

Effects of resistive static contraction of the upper trunk muscles on the soleus H-reflex

田中 良美¹⁾
Yoshimi Tanaka清水 千穂¹⁾
Chiho Shimizu久和田 敬介¹⁾
Keisuke Kuwada原田 恭宏²⁾
Yasuhiro Harada

要旨：PNF の肩甲骨運動パターンを用いた抵抗運動が下行性に及ぼす神経生理学的影響についてヒラメ筋 H 波を用いて検証した。健常成人 40 名（21 ～ 44 歳）を、無作為に一側肩甲骨前方挙上パターンの中間域での静止性収縮（肩甲骨 SCAE）群、肩甲骨後方下制パターンの中間域での静止性収縮（肩甲骨 SCPD）群、ハンドグリップ運動（HG）群、安静群の 4 群に割り付けた。20 秒間の手技中、手技後 3 分間まで 20 秒毎に同側ヒラメ筋から H 波を導出し、安静時に対する振幅値比を算出し手技間で比較した。その結果、安静群と比較し肩甲骨 SCAE 群、肩甲骨 SCPD 群の手技中で有意に H 波振幅値比が増大した ($p < 0.01$)。以上より、肩甲骨への抵抗運動は下行性インパルスの発散により、手技中に中枢神経系の興奮性の増大が生じた可能性が示唆された。

キーワード：PNF, H 波, 肩甲骨前方挙上, 肩甲骨後方下制, 静止性収縮

Abstract : The purpose of this study was to investigate the effects of resistive static muscle contraction using a Proprioceptive Neuromuscular Facilitation pattern in the mid-range of scapular anterior elevation (S-SCAET) or posterior depression (S-SCPDT) in side-lying on excitability of the upper soleus H-reflex. Forty healthy subjects (mean age=30.5 years, SD=8.0) were randomly assigned to the S-SCAET group, S-SCPDT group, Handgrip (HG) group, or the Rest group. H-reflex amplitudes before, during and after each technique were measured every 20 seconds for 3 minutes. The results of repeated ANOVA in comparison of the amplitudes of the H-reflexes showed significant effects of both the time-course and group ($p < 0.05$). The interaction between group and time-course was significant ($p < 0.05$). Post-hoc analysis revealed significant effects on H-reflex during S-SCAET and S-SCPDT compared with the Rest group. The results of this study suggest that facilitation of the central nervous system occurs during resistive static contraction of the ipsilateral upper trunk muscles.

Key Words: PNF, H-reflex, Scapular anterior elevation, Scapular posterior depression, Static contraction

はじめに

運動療法では患者の反応を得るために、セラピストによる様々な他動的操作や、患者自身による自動的な運動が用いられる。セラピストが加える操作の中には、患肢に対し直接操作を加える方法と、当該関節や患肢ではなく遠隔部位から操作を加える間接的な方法がある。固有受容性神経筋促通法

(Proprioceptive Neuromuscular Facilitation : PNF) の中の間接的な方法として、下部体幹筋の収縮を促通する骨盤抵抗運動パターンの中間域での静止性収縮 (Static Contraction of Posterior Depression : 骨盤 SCPD) の効果について多くの報告がなされている¹⁻¹¹⁾。これらの神経生理学的機序の検索に、H 波振幅値を用いた研究が行われている。

1) 広島通信病院 リハビリテーション室
Department of Physical Therapy, Hiroshima Posts and Telecommunications Hospital
2) 専門学校 東京医療学院
Tokyo Medical College

H波振幅値は脊髄α運動細胞の興奮性を反映し¹²⁾、α運動細胞は通常中枢神経系からの促通および抑制と、末梢性の脊髄反射からの影響を受けている¹³⁾。具体的には、H波振幅の促通や抑制は、錐体路、錐体外路、小脳、前庭などの上位中枢からの影響と、固有受容感覚（体性感覚系）からの入力によって変化するとされ¹²⁾、上位中枢からの影響により、反射時間や振幅が変化するため¹⁴⁾、ヒトの中枢神経活動を調べる際に用いられている¹⁵⁾。

新井ら^{16,17)}は、橈側手根屈筋のH波振幅値を用いた研究により、骨盤SCPD手技中の脊髄運動ニューロンの興奮性の抑制とその後の促通を報告し、骨盤SCPD手技の上行性の神経生理学的機序を明らかにしている。

一方、上部体幹筋の収縮を促通するPNF肩甲骨運動パターンに対する抵抗運動が遠隔部位に及ぼす影響についての報告は少ない。金本ら¹⁸⁾は、通所リハビリテーション利用者14名に対し、肩甲骨の後方下制の抵抗運動の静止性収縮(SC)後と求心性収縮(CC)後と手を肩から挙上した繰り返し運動(UE)後の足部の運動速度への影響を検証し、UE後に比較し、SC後およびCC後は、有意に同側足関節の底背屈自動運動の所要時間が短縮したことを報告している。また立石ら¹⁹⁾は、通所リハビリテーション利用者14名に対し、金本らと同様に肩甲骨の後方下制の抵抗運動の静止性収縮(SC)後と求心性収縮(CC)後と手を肩から挙上した繰り返し運動(UE)後の同側足関節の底屈および背屈の関節可動域に及ぼす影響を検証し、SC後およびCC後はUE後と比較し足関節可動域の有意な改善を認めたと報告している。両者はこれらの神経生理学的機序として、下行性インパルスの発散による脊髄運動ニューロンの促通およびその後のリラクゼーションを推測している。しかしながらこれらの報告の神経生理学的機序については検証されておらず判然としていない。

そこで本研究は、肩甲骨運動パターンに対する抵抗運動が下行性に及ぼす影響を検証するために、一側肩甲骨に対して肩甲骨後方下制パターンの中間域での静止性収縮(Static Contraction of Scapular Posterior Depression: 肩甲骨SCPD)およびその拮抗運動パターンである肩甲骨前方拳上パターンの中間域での静止性収縮(Static Contraction of Scapular Anterior Elevation: 肩甲骨SCAE)を行わせた際の、同側ヒラメ筋H波に及ぼす影響について検討した。

対象

対象は、本研究について同意が得られた健康な男女40名(男性23名、女性17名)、年齢21～44歳で、平均年齢(標準偏差:SD)30.5(8.0)歳、平均身長(SD)162.7(8.4)cm、平均体重(SD)56.8(9.3)kgで神経学的病歴はなかった。測定に先立ち、研究の主旨や方法等について説明し、文書で同意を得た。

方法

実験に先立ち、対象者40名を無作為に、肩甲骨SCAE群、肩甲骨SCPD群、ハンドグリップ運動(Hand Grip: HG)群、安静群の4手技群に割り付けた。各手技群の対象については表1に示す。またH波計測は、平均室温を26度前後、平均湿度60%前後に保った静寂な部屋で行い、被験者には安静にして眠らないように指示した。

実験は2名のセラピストによって行われ、1名は誘発筋電計を操作し、1名は各手技を実施した。

実験肢位は、計測側の左右を無作為に選択し、選択した側を上にした側臥位とした。脊柱が中間位で下肢を軽度屈曲させた側臥位とし、上側の四肢は体側に置き、上側の下肢は股関節および膝関節が60°屈曲位、内外転中間位となるように位置させた。またH波計測側の足関節の角度は足関節底屈20°位とな

表 1 各手技群の対象

手技群	性別(人数)	実施側(人数)	平均年齢(SD) 歳	平均身長(SD) cm	平均体重(SD) kg
肩甲骨SCAE群	男(5) 女(6)	右(5) 左(6)	30.8(8.1)	160.2(8.0)	53.4(10.0)
肩甲骨SCPD群	男(7) 女(3)	右(3) 左(7)	31.1(7.9)	164.0(7.8)	60.1(9.2)
HG群	男(6) 女(4)	右(3) 左(7)	31.3(9.0)	162.8(8.2)	59.7(10.4)
安静群	男(5) 女(4)	右(5) 左(4)	28.3(7.6)	164.2(10.4)	54.0(5.9)

るよう装具で固定した。

(各手技の実施方法)

- ①肩甲骨 SCAE 手技：セラピストは上側肩甲骨の肩峰に用手接触を行い，被験者に肩甲骨前方拳上パターンの中間域で約 3kgf の徒手抵抗に抗し 20 秒間静止性収縮を行わせた（図 1 - 1）。
- ②肩甲骨 SCPD 手技：セラピストは上側肩甲骨の肩甲棘と下角に用手接触を行い，被験者に肩甲骨後方下制パターンの中間域で約 3 kgf の徒手抵抗に抗し 20 秒間静止性収縮を行わせた（図 1 - 2）。

- ③ HG 手技：側臥位で上側の四肢で最大握力を 3 回計測し，最大値の約 10% の力で把持運動を 20 秒間行わせた（図 1 - 3）。
- ④安静：側臥位で 20 秒間安静を保持した（図 1 - 4）。

H 波の導出は，アイソレーターを使用し膝窩部で経皮的に脛骨神経を刺激し上側のヒラメ筋に対して行った。電極を貼る皮膚面上をアルコール綿で拭き，電極間抵抗を 5 kΩ 以下に減弱させ，Ag / Ag Cl 表面電極（日本光電製，神経伝導検査用 NCS 電極 NM-317Y3）を用いて，陰極をヒラメ筋上，陽極をアキレス



1) 肩甲骨 SCAE 手技



2) 肩甲骨 SCPD 手技



3) HG 手技



4) 安静

図 1 各手技の実施方法

腱上の皮膚に貼付した。刺激電流は持続時間 0.5ms の矩形波、0.5Hz の単発刺激で、刺激強度は最大 H 波が得られるあたりで小さな M 波が観察できる強度とし^{13), 20)}、条件間における刺激の定常性を確保するために、M 波の大きさを確認しながら計測した。記録は安静時に 20 秒間 5 回測定して再現性を確認し、20 秒間の各手技中、手技後 3 分間まで 20 秒毎に 10 回加算平均した 10 波形を誘発筋電計（日本光電製 Neuropack μ MEB-9102）を用いて記録し、M 波振幅、H 波振幅の波頂間距離（peak to peak）を計測した。

（データの解析）

肩甲骨 SCAE および肩甲骨 SCPD 時の抵抗量の再現性を確認するために、徒手筋力計（酒井医療製 モービィ）を用いて被験者 8 名に対する 8 回の手技中の圧力を計測し、級内相関係数（Intraclass Correlation Coefficient：ICC）を算出した。

H 波計測時の刺激の定常性を確認するために、全被験者の各手技の H 波計測時（安静時、手技中、手技後 3 分間）の全ての M 波振幅値を基に ICC を算出した。

安静時 H 波の再現性を確認するために全被験者の各手技の安静時の 5 回の H 波振幅値を基に ICC を算出した。

安静時に 5 回計測した H 波の平均振幅値を基準値とし、各手技中および各手技後 3 分後まで 20 秒毎に 10 回加算平均した 10 波形の H 波振幅値を用いて、次式により H 波振幅値比を算出し、各手技の効果の差についての検定に用いた。また算出した H 波振幅値比の 1 を基線とし、1 を超えた場合は促通傾向とし、1 未満の場合は抑制傾向とした。

（H 波振幅値比）＝（各手技中、各手技後 3 分間までの 20 秒毎に計測した 10 波形の各 H 波振幅値）／（安静時平均 H 波振幅値）

手技の効果の差について、手技と経過時間

を要因とした重複測定－分散分析を行った。また有意差を認めた場合、多重比較検定（Bonferroni / Dunn 法）を行った。

なお、統計学的分析の有意水準は 5% 未満とした。

結果

各計測値の平均値（SD）、および ICC を表 2 に示す。

肩甲骨 SCAE および肩甲骨 SCPD 時の抵抗量の再現性について、手技中の抵抗量測定値の ICC（1, 8）は、肩甲骨 SCAE で $r = 0.87$ 、肩甲骨 SCPD で $r = 0.89$ を示し、高い再現性が確認された。なお両群の平均抵抗量（SD）は、肩甲骨 SCAE で 3.4（0.2）kgf、肩甲骨 SCPD で 3.2（0.2）kgf であった。また HG 群の握力平均値（SD）は 35.1（8.13）kgf であった。

H 波計測時の刺激の定常性を確認するために算出した各手技の H 波計測時の全ての M 波振幅値の ICC は、全ての群で 0.98 以上を示し高い再現性が確認された。

安静時 H 波の再現性を確認するために算出した各手技の安静時の 5 回の H 波振幅値の ICC は、全ての群で 0.96 以上を示し、高い再現性が確認された。

各群の安静時 H 波平均振幅値（SD）は肩甲骨 SCAE 群 4.4（2.2）mV、肩甲骨 SCPD 群 5.0（2.2）mV、HG 群 4.2（2.1）mV、安静群 5.5（2.9）mV であった。また各群の手技中から手技後 3 分間の H 波平均振幅値比（SD）は、肩甲骨 SCAE 群 1.1（0.2）、肩甲骨 SCPD 群 1.0（0.2）、HG 群 0.9（0.2）、安静群 0.8（0.2）で、肩甲骨 SCAE 群は促通傾向を示し、肩甲骨 SCPD 群では変化を認めず、HG 群および安静群では抑制傾向を示した。しかし各手技中の H 波振幅値比（SD）は、肩甲骨 SCAE 群 1.3（0.3）、肩甲骨 SCPD 群 1.3（0.2）、HG 群 1.2（0.2）、安静群 0.8（0.2）を示し、安静群以外は促通傾向であった。

手技の効果の差について、手技と経過時間

表 2 各計測値の平均値 (SD) および級内相関係数

		平均値 (SD)	級内相関係数
実施時の抵抗量 (kgf)	肩甲骨SCAE群	3.4 (0.2)	r=0.87
	肩甲骨SCPD群	3.2 (0.2)	r=0.89
計測時M波振幅値 (mV)	肩甲骨SCAE群	3.2 (1.7)	r=0.99
	肩甲骨SCPD群	3.4 (2.2)	r=0.99
	HG群	3.5 (1.7)	r=0.99
	安静群	2.4 (1.5)	r=0.98
安静時H波振幅値 (mV)	肩甲骨SCAE群	4.4 (2.2)	r=0.99
	肩甲骨SCPD群	5.0 (2.2)	r=0.99
	HG群	4.2 (2.1)	r=0.99
	安静群	5.5 (2.9)	r=0.96

表 3 H 波振幅値比による各手技の効果についての重複測定-分散分析表

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F値	P値
全変動	19.00	399			
手技間	3.20	3	1.07	5.82	0.00*
経過時間	2.04	9	0.23	11.64	0.00*
交互作用	0.82	27	0.03	1.55	0.04*
誤差変動	6.32	324	0.02		

*: p<0.05

を要因とした重複測定一分散分析では、手技間と経過時間で有意差が認められた (p<0.01)。また手技と経過時間の要因に交互作用が認められた (p<0.01)。Bonferroni/Dunn法による多重比較検定の結果、安静群と比較し、肩甲骨 SCAE 群、肩甲骨 SCPD 群の手技中において有意に H 波振幅値比の増大が認められた (p<0.01) (表 3)。図 2 に示す通り、肩甲骨 SCAE 群、肩甲骨 SCPD 群は安静群と比較し、手技中に振幅値比の有意な増大が認められ、促進傾向を示したが、手技後 20 秒後には基線レベルに低下した。HG 群も手技中に H 波振幅値比の増大を認めたが、安静群とは有意差は認められず、手技後 20 秒以後には抑制傾向を示した。

考察

肩甲骨運動パターンに対する抵抗運動が遠隔部位に及ぼす影響の生理学的機序として、下行性インパルスの発散による脊髄運動ニューロンの興奮性の促進およびその後のリラクセーションが推測されているが^{18,19)}、手技中および手技後の中枢の動態についての報告はなされていなかった。本研究では運動中枢である脊髄 α 運動ニューロンの興奮性を示し、随意運動中の機構の動態の解析などに広く用いられている H 波を用いて、肩甲骨運動パターンによる抵抗が下行性に及ぼす影響を検証した。その結果、安静群と比較して肩甲骨 SCAE 群および肩甲骨 SCPD 群の手技中には H 波振幅値比の有意な増大が認められた。

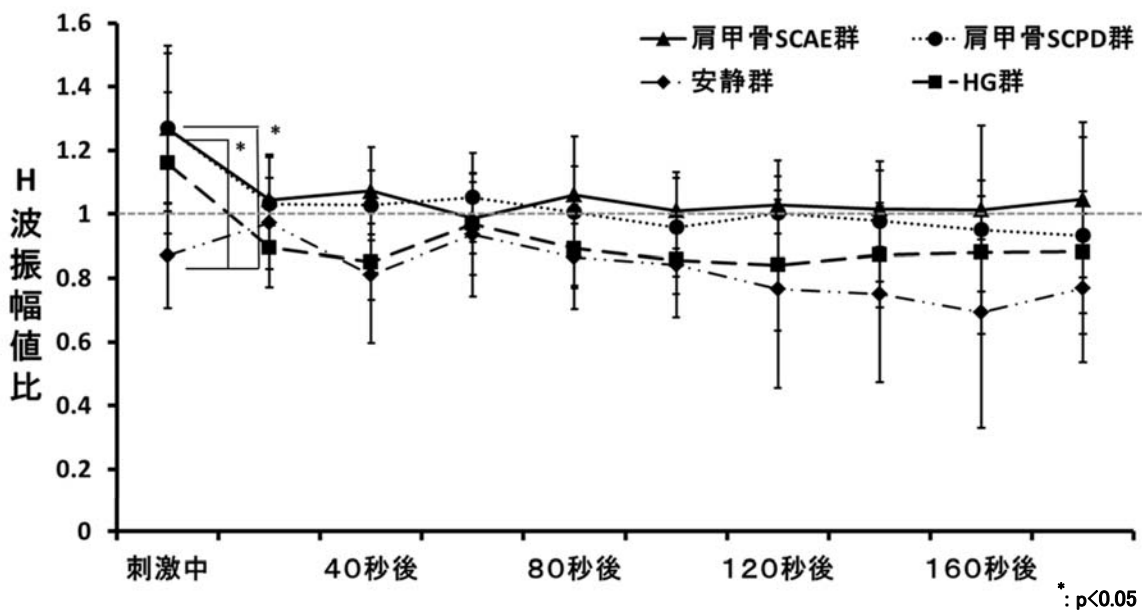


図2 各手技群 H 波振幅値比の経過時間に伴う変化

これにより、手技中に生じた下行性のインパルスの発散現象が、中枢神経系の興奮性の促通に参与した可能性が確認された。しかし、両手技とも手技後 20 秒以後では H 波振幅値比は基線レベルに低下したことから、本研究では手技中のみに両手技の効果が生じたことが示された。

遠隔筋の収縮によって生じる異なる筋の脊髄運動ニューロン興奮性の促通効果の機序については、先行研究により α 運動細胞への興奮性シナプス後入力が増加、抑制性シナプス後入力の減少、I a 終末におけるシナプス前抑制の低下などが報告されている²⁰⁻²²⁾。本研究においても、肩甲骨 SCAE および肩甲骨 SCPD の手技中にこれらの機序が生じた可能性が考えられる。

HG 群においては手技中の H 波振幅値比の増大を認めたが、安静時と比較し有意な増大は認められなかった。理由は判然としないが、促通効果は、収縮筋に含まれる筋紡錘の数量に依存して効果に差異がみられることから^{23, 24)}、収縮筋の筋紡錘活動の関与が推察さ

れた。ヒトの項部、頸部、深部背筋は高密度に筋紡錘を含むとされている¹⁷⁾。肩甲骨 SCAE、肩甲骨 SCPD の動筋は、HG 群と比較し、これらの筋群のより近傍に位置することから、手技中にこれらの筋の収縮が発散現象により促通された可能性が推察された。

肩甲骨 SCAE と肩甲骨 SCPD の運動パターンの違いによる影響について、本研究では肩甲骨運動パターンの違いがヒラメ筋 H 波振幅値比に与える影響に差異は認められなかった。髄節間における筋感覚入力の経路について、伸張反射などの固有受容反射や侵害刺激効果が、同側、同肢の複数の筋の収縮を誘発する屈曲反射などに見られるように、脊髄内の求心性経路は基本的には同側性であるが、刺激強度が強ければ対側に伸展反射が起こるといった交差性伸展反射のように、刺激効果が対側に拡延する経路が存在するとされている^{20, 25)}。本研究では対側ヒラメ筋 H 波を計測していないため対側に対する影響は判然としないが、同側ヒラメ筋 H 波の振幅値の増大に対しては、肩甲骨 SCAE および肩甲骨 SCPD

が同等の効果を及ぼしたことが示唆された。

これらのことから、上部体幹筋の静止性収縮を促通する肩甲骨運動パターンに対する抵抗運動は、手技中に下行性のインパルスの発散現象を生じさせ、中枢神経系の興奮性を増大させた可能性が推察された。

今後の課題として、抵抗量の設定を検討し、新たな指標として表面筋電図を取り入れ、対側ヒラメ筋からもH波を計測することで、肩甲骨運動パターンが中枢神経系に及ぼす影響を検証する必要があると考える。

引用文献

- 1) 新井光男, 柳澤健監修. モビライゼーション PNF. p18-29. メディカルプレス. 東京. 2009.
- 2) 新井光男, 清水一, 清水ミシェル・アイズマン, 他. 固有受容性神経筋促通法による骨盤の後方下制のホールド・リラックスが上肢障害関節に及ぼす効果. PNF リサーチ. 2 (1). p22-26. 2002.
- 3) 名井幸恵, 新井光男, 上広晃子, 他. 脳卒中後片麻痺患者の骨盤の後方下制が患側上肢に及ぼす即時的効果. PNF リサーチ. 2 (1). p27-31. 2002.
- 4) 名井幸恵, 村上恒二, 新井光男, 他. 脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす遠隔反応の即時的効果. PNF リサーチ. 5 (1). p38-42. 2005.
- 5) 名井幸恵, 新井光男, 上広晃子, 他. 脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす即時的効果. PNF リサーチ. 6 (1). p20-24. 2006.
- 6) 白谷智子, 村上恒二, 新井光男, 他. 健康者におけるホールド・リラックス手技と下部体幹筋群の静止性収縮促通手技がハムストリングス伸展度に及ぼす効果の比較. PNF リサーチ. 7 (1). p17-22. 2007.
- 7) 上広晃子, 新井光男, 村上恒二, 他. 脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動の介入が起き上がり動作に及ぼす効果. PNF リサーチ. 7 (1). p23-27. 2007.
- 8) 清水千穂, 新井光男, 黒田剛一, 他. ホールドリラックスおよび骨盤後方下制に対する抵抗運動が高齢者膝関節伸展可動域におよぼす影響. PNF リサーチ. 7 (1). p79-84. 2007.
- 9) 白谷智子, 新井光男, 小畑順一, 他. 健康者におけるホールドリラックス手技と下部体幹筋群の静止性収縮促通手技が膝関節伸展他動可動域および自動可動域に及ぼす効果. PNF リサーチ. 8 (1). p14-20. 2008.
- 10) 平下聡子, 新井光男, 榎本一枝, 他. 脳卒中後片麻痺患者に対する骨盤への抵抗運動が背臥位からの立位動作に及ぼす影響. PNF リサーチ. 8 (1). p27-33. 2008.
- 11) 田中良美, 清水千穂, 新井光男, 他. 肩関節周囲炎患者の骨盤に対する2種類の抵抗運動が肩関節自動可動域改善に及ぼす影響. PNF リサーチ. 9 (1). p1-6. 2009.
- 12) 柳澤健, 新井光男. 反射運動の筋電図学的評価—H波・M波. 理学療法. 21 (10). p1287-1292. 2004.
- 13) 吉崎邦夫, 遠藤俊裕, 宇都宮雅博, 他. 下腿三頭筋の他動的ストレッチによる脊髄興奮準位への影響について—反対側ヒラメ筋H波の変動—. 日本生理人類学会誌. 11 (3). p27-30. 2006.
- 14) Kylie JT, Meltem T, Kemal ST. A review of the H-reflex and M-wave in the human triceps surae. Hum Mov Sci. 24. p667-668. 2005.
- 15) 伊藤文雄. 筋感覚研究の展開. 第2版. p328-417. 協同医書出版社. 東京. 2005.
- 16) 新井光男, 清水一, 柳澤健, 他. 骨盤抵抗運動による総指伸筋長脊髄反射の潜時

- に及ぼす影響. PNF リサーチ. 3 (1). p52-59. 2003. p156-160. 金芳堂. 東京. 2003.
- 17) Arai Mitsuo, Shiratani Tomoko, Michele Eisemann Shimizu, et al. Reproducibility of the neurophysiological remote rebound effects of a resistive static contraction using a Proprioceptive Neuromuscular Facilitation pattern in the mid-range of pelvic motion of posterior depression on the flexor carpi radialis H-reflex. PNF Res. 12 (1). p13-20. 2012.
 - 18) 金本まゆみ, 清水一, 新井光男, 他. 肩甲骨の抵抗運動が同側足関節の自動運動速度に及ぼす影響. PNF リサーチ. 3 (1). p48-51. 2003.
 - 19) 立石 和子, 清水一, 新井光男, 他. 肩甲骨の抵抗運動が足関節の可動域に及ぼす影響. PNF リサーチ. 3 (1). p43-47. 2003.
 - 20) 榊原淳, 東登志夫, 船瀬広三, 他. 遠隔筋収縮による運動細胞興奮性の促通効果—収縮強度および収縮側による違い—. 作業療法. 20. p45-51. 2001.
 - 21) Zehr EP, Stain RB. Interaction of the Jendrassik maneuver with segmental presynaptic inhibition. Exp Brain Res 124. p474-480. 1999.
 - 22) 田口雅也, 田平隆行, 成田知弘, 他. 上肢筋の持続性伸張時における前腕筋及び下肢筋の脊髓運動ニューロンの興奮性の変化. 日本作業療法研究学会雑誌. 10 (1). p25-30. 2007.
 - 23) Delwaide PJ, Toulouse P. Facilitation of monosynaptic reflexes by voluntary contraction of muscle in remote parts of the body. Brain. 104. p701-709. 1981.
 - 24) 小宮山伴与志, 古林俊晃, 河合一武. 大腿四頭筋の随意収縮が下腿筋運動ニューロンに与える影響. 体力科学. 43. p290-299. 1994.
 - 25) Robert F. Schmidt . 神経生理学 第2版.

骨盤への抵抗運動が同側ヒラメ筋 H 波に及ぼす影響

Effects of resistive static contraction in the mid- range pelvic motion on the soleus H-reflex

清水 千穂¹⁾
Chiho Shimizu田中 良美¹⁾
Yoshimi Tanaka久和田 敬介¹⁾
Keisuke Kuwada原田 恭宏²⁾
Yasuhiro Harada

要旨：骨盤への抵抗運動による静止性収縮促通手技(Static Contraction of Posterior Depression: SCPD 手技)が遠隔部位の関節可動域 (ROM) を改善することが報告されている。SCPD 手技の神経生理学的機序について、ヒラメ筋 H 波振幅値比を用いて検証した。健康成人 31 名を SCPD 手技群、持続伸張手技群 (SS 手技)、コントロールとして安静群の 3 群に分類した。安静時のヒラメ筋 H 波を 3 回測定し、手技実施中、実施後 20 秒毎に 10 回計測した。各手技は 20 秒間実施した。各群とも安静時の H 波を基準として、振幅値比を算出し、指標とした。重複測定分散分析の結果、手技間 ($p < 0.05$) と交互作用 ($p < 0.01$) で有意差がみられ、多重比較検定の結果、SCPD 手技中の同側 H 波振幅値比は SS 手技、コントロールと比較して有意に増大 ($p < 0.01$) した。しかし、継時的変化については差が認められなかった。本研究の結果から、ヒラメ筋の遠隔部位である下部体幹筋群の静止性収縮により、中枢神経系に興奮性が増大し、同側に促通効果もたらされた可能性が示唆された。

キーワード：PNF, H 波, 骨盤後方下制, 静止性収縮

Abstract : Previous studies have reported that the application of resistive static muscle contraction with manual resistance using a Proprioceptive Neuromuscular Facilitation pattern in the mid-range pelvic posterior depression technique (SCPDT) have improved the range of motion. However, the detailed mechanism remains unclear. The purpose of this study was to investigate the effects of SCPDT based upon detection of changes of the H-reflex amplitude in the ipsilateral soleus muscle. Thirty-one healthy subjects without neurological deficits were randomly assigned to SCPDT, sustained stretch (SS), or rest groups. The H-reflex amplitude of the resisted side soleus muscle of each subject using an evoked potential measuring system (model MEB-9102) was measured. The H-reflex amplitudes before, during and after each technique were measured every 20 seconds for three minutes. The results of repeated ANOVA for the amplitude of the H-reflex showed significant group effects ($p < 0.05$). The interaction between the group and time-course was significant ($p < 0.01$). Post-hoc analysis revealed significant effects on H-reflex during SCPDT compared with the SS and rest groups ($p < 0.01$). These results suggest that the neurophysiological effects of the remote parts were evident during static contraction of the lower trunk.

Key words : PNF, H-reflex, Pelvic posterior depression, Static contraction

1) 広島通信病院
Department of Hiroshima Posts and Telecommunications Hospital
2) 東京医療学院
Tokyo Medical College

はじめに

関節可動域（Range of motion：ROM）制限に対するアプローチは、可動域制限のある関節に直接アプローチする直接的アプローチと、痛み等により当該関節に直接アプローチするのではなく、遠隔部位に操作を加える間接的アプローチに分類することができる。固有受容性神経筋促通法（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation：PNF）の間接的アプローチの一つである骨盤後方下制の中間域での静止性収縮（Static Contraction of Posterior Depression：SCPD 手技）は、PNF パターンである股関節伸展－外転－内旋パターンに伴う骨盤の動きに対する抵抗運動で、対象者の坐骨結節へのセラピストの抵抗に抗して下部体幹筋群の静止性収縮を行わせる手技である¹⁾。臨床において、痛み等により直接問題のある関節にアプローチできない場合でも SCPD 手技により、患者の痛みや抵抗感を増大させることなく、ROM が改善することを経験している。近年この方法による ROM 改善についての報告が数多く見受けられる。

SCPD 手技による肘関節、肩関節、膝関節に対する影響として、遠隔部位の抵抗運動を行うことによる ROM 改善の効果が報告されている²⁻¹⁰⁾。SCPD 手技後の下肢への影響について、70 名の健常者に持続伸張手技、ホールド・リラックス手技、SCPD 手技を実施し、膝関節伸展の他動および自動 ROM の変化を検証した結果、持続伸張手技と比較して、SCPD 手技で有意な改善があったという報告がある⁵⁾。改善の機序として、中枢抑制によりハムストリングスに抑制効果が生じ、他動関節可動域が改善し、その後のリバウンド現象が大腿四頭筋への促通効果となり、自動関節可動域が改善したと推察している。

これらの関節可動域改善の生理学的機序として、SCPD 手技により遠隔部位の筋群に発散が生じ、その後リラクセーションさせることによって拮抗筋に弛緩が得られた可能性と、動筋における運動単位の動員の増加が推

察されている²⁻¹⁰⁾。SCPD 手技の神経生理学的機序については、H 波を指標とし、上行性の影響について検証した新井らの報告がある¹¹⁾。

脊髄単シナプス反射である H 反射は、脊髄 α 運動細胞の興奮性を示す指標としてヒトの脊髄反射機構や随意運動中における同機構の動態の解析などに広く用いられている^{12,13)}。H 波振幅の抑制や促通は、錐体路、錐体外路、小脳、前庭などの上位中枢からの影響や固有受容感覚系（体性感覚系）からの入力によって変化する¹⁴⁾。このように、H 波は上位中枢からの影響で、反射時間や振幅が変わるため、ヒトの中枢神経活動を調査する際に用いられる¹⁵⁾。

新井らは¹¹⁾、SCPD 手技時の同側橈側手根屈筋 H 波振幅に及ぼす継時的影響を検証した結果、SCPD 手技は、運動時は橈側手根屈筋への抑制作用が強く、その後 100 - 120 秒後まで促通効果が大きいことを報告している。

また、ボールを握る課題と SCPD 手技の二つの課題の間の脳活動について、機能的 MRI を用いて検討した研究では¹⁶⁾、SCPD 手技時に手の運動の左感覚運動野の賦活でオーバーラップする部位が認められたと報告した。このことから、SCPD 手技時に遠隔部位の手の領域に影響を及ぼすことが大脳皮質レベルで明らかになったとしている。

このように、SCPD 手技の生理学的反応については橈側手根屈筋 H 波による上行性の影響や機能的 MRI による手の領域への影響については報告されている。また、遠隔部位の筋収縮による下肢への影響についての報告はあるが¹⁷⁻¹⁹⁾、SCPD 手技時の下行性の生理学的機序として H 波を指標とした報告はみあたらない。

白谷らは⁵⁾、SCPD 手技後に股関節屈曲位での膝関節伸展の自動及び他動関節可動域改善を報告しており、SCPD 手技により伸筋群が収縮し、その後弛緩が得られ、関節可動域

が改善した可能性を推察している。また、Moore らは²⁰⁾、足関節底屈筋群の随意性静止性収縮後にヒラメ筋H波振幅値の抑制を報告している。

これらのことから、本研究における関節可動域改善の機序としてヒラメ筋H波振幅値はSCPD手技中には促通され、その後抑制されると仮説を立てた。

本研究の目的は、ヒラメ筋H波の振幅を測定し、SCPD手技前後での差を比較検証し、さらに、直接的アプローチである直接持続伸張(SS手技)との比較をすることである。

対象

対象は、本研究について同意の得られた健康な男女31名(男性15名、女性16名)で、平均年齢(標準偏差)は31(7.9)歳、身長と体重の平均値(標準偏差)は、それぞれ164.2(11.5)cm、57.1(9.6)kgであり、神経学的病歴はなかった。測定前に、研究の主旨や方法等について説明し、文書で同意を得た。

方法

実験に先立ち、対象者を無作為に3群(安静;コントロール10名、SS手技11名、SCPD手技10名)に割り付けた。各群の平均年齢、平均身長、平均体重は、それぞれ、安静(29.5歳、164cm、55.7kg)、SS手技(35.4歳、163.4cm、58.8kg)、SCPD手技(27.6歳、165.3cm、56.7kg)であった。実験は2名のセラピストによって行われ、1名は誘発筋電計を操作し、1名はSS手技、SCPD手技を実施した。

測定は、静寂な部屋で室温を26度、湿度60%に保ち、被験者には安静にして眠らないように指示した。実験肢位は、被験者を脊柱が中間位で下肢を軽度屈曲させた側臥位にし、上側の下肢は股関節および膝関節が約60°屈曲位、内外転中間位となるようにした。足関節は、底屈20°で装具にて固定した。測定は、無作為に左右を選択し、選択した側を

上にした側臥位で誘発筋電計(日本光電製 Neuropack μ MEB9102)を用いて上側のヒラメ筋よりH波を導出した。刺激装置とアイソレーターを使用して膝窩部に経皮的に脛骨神経を持続時間0.5msの矩形波、0.5Hzの単発刺激で刺激し、表面電極によりヒラメ筋H波とM波を誘発し、筋電計に記録した。電極を貼る皮膚はアルコール綿で拭き、皮膚抵抗を5k Ω 以下にし、Ag / Ag Cl 表面電極(日本光電製、神経伝導検査用 NCS 電極 NM-317Y3)を使用し、陰極をヒラメ筋上、陽極をアキレス腱上の皮膚に貼り付けた。筋電位を10回加算平均し、コンピューターに記録した。

安静(コントロール)は20秒間測定肢位を保ち(図1-a)、SS手技は、他動的に痛みが出ない程度に背屈位にしたところでストラップをかけて20秒間実施し(図1-b)、SCPD手技は、対象者の坐骨結節に検者の母指球を当て脊柱に回旋が生じないように留意しながら抵抗運動をさせた(図1-c)。抵抗量の再現性について、ピンチメーターを使用し、12名の対象者に対してSCPD手技を4回実施した際の抵抗量についての測定を行った。SCPD手技時の抵抗量は、安静時の肢位が保てるように、代償運動が出現しないように留意した。ヒラメ筋H波は、安静時に3回測定して再現性を確認し、20秒間の各手技中(安静;コントロール、SS手技、SCPD手技)、手技直後、その後20秒毎に10回測定した。刺激強度は、小さいM波が観察できる強度とし^{11),17)}、条件間における刺激の定常性を確保するために、M波の大きさを確認しながら計測した。統計処理に先立ち、10回加算平均したM波振幅、H波振幅の波頂間距離(peak to peak)を測定した。振幅は隣り合った波頂間の高さ(垂直距離)とした。安静時に3回計測したH波振幅の平均振幅を基準値とし、次式により各々手技中、手技後の各H波振幅を除いた値をH波振幅比とした。振幅値比が1以上の場合を促通、1未満の場合を抑制と



a. 安静（コントロール）



b. SS 手技



c. SCPD 手技

図1 各手技実施方法

した。

H 波振幅比計算式：H 波振幅比 =
{(各条件での H 波振幅) /
(安静時 H 波振幅平均値)}

統計処理は、安静時に 3 回測定した H 波振幅値の再現性を検証するために、級内相関係数を求めた。安静時及び各手技実施時の手技中、手技後の M 波振幅値の継時的再現性を検証するために、級内相関係数を求めた。各手技の効果について、手技と経過時間を要因とした重複測定分散分析を行い、有意差があった場合には多重比較検定を行った。有意水準はすべて 5% とした。統計パッケージソフトウェアはアドインソフト Statcel3 を使用した。

結果

31 名の被験者の M 波の平均潜時（標準偏差）は 5.48（0.65）ms，H 波の平均潜時（標準偏差）29.47（2.53）ms であった。

1) SCPD 手技の再現性

12 名の対象者に対して 4 回実施した SCPD 手技実施時の負荷抵抗量の平均値（標準偏差）は 1.7（0.15）kg で、級内相関係数は、0.77 を示し、高い再現性が確認された。

2) 安静時 H 波振幅の再現性

H 波振幅の再現性を検証するため、側臥位

で各手技前の安静時に 3 回測定した H 波の振幅を用いて級内相関係数を求めた。級内相関係数は安静時，SS 手技，SCPD 手技とも 0.9 以上を示し、高い再現性が確認された。

3) 各手技における安静時及び手技中手技後の M 波振幅値の再現性

各手技における手技中および手技後の M 波振幅比の級内相関係数は安静 0.99，SS 手技 0.98，SCPD 手技 0.99 といずれの手技も高い再現性を示し、誘発筋電図の実施時に一定の刺激であったことが推定できた。

4) 重複測定分散分析，多重比較検定

各群の H 波振幅値比の平均値（標準偏差）は、安静（コントロール）群で、0.89（0.2），SS 群で、0.91（0.23），SCPD 群で、1.12（0.29）であった。各手技の手技中および手技後の H 波振幅比について、手技と経過時間を要因とした重複測定分散分析の結果、経過時間で差は認められず、手技間で有意差が認められ（ $p < 0.05$ ），手技と経過時間で有意な交互作用が認められた（ $p < 0.01$ ）（表 1）。

各手技の H 波振幅値比の手技中・手技後の変化を示す（表 2）。各手技 H 波振幅比の継時的変化について、手技と時間を組み合わせた Tukey-Kramer の多重比較検定を行った結果、図 2 に示すように、SCPD 手技の手技中は SS 手技，安静（コントロール）の手技中と比較

表 1. H 波振幅比の重複測定分散分析表

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F値	P値	F(0.95)
全変動	21.42	309				
手技間	3.27	2	1.64	4.24	0.02*	3.34
経過時間	0.34	9	0.04	1.64	0.10	1.92
交互作用	1.14	18	0.06	2.71	0.00**	1.64
誤差変動	5.86	252	0.02			

*:p<0.05 **:p<0.01

表 2 各群の H 波振幅比手技中及び手技後の平均値 (標準偏差)

	手技中	20秒後	40秒後	60秒後	80秒後	100秒後	120秒後	140秒後	160秒後	180秒後
安静	0.92 (0.17)	0.88 (0.27)	0.89 (0.2)	0.93 (0.3)	0.89 (0.23)	0.82 (0.22)	0.93 (0.20)	0.87 (0.18)	0.86 (0.28)	0.87 (0.23)
SS手技	0.78 (0.32)	0.94 (0.18)	0.98 (0.23)	0.93 (0.23)	0.96 (0.17)	0.91 (0.23)	0.89 (0.23)	0.89 (0.20)	0.85 (0.28)	0.98 (0.17)
SCPD手技	1.40 (0.57)	1.11 (0.22)	1.1 (0.2)	1.1 (0.23)	1.1 (0.17)	1.03 (0.07)	1.11 (0.06)	1.13 (0.06)	1.0 (0.09)	1.1 (0.07)

して有意な促進を示した (p<0.01). 経過時間では有意差は認められなかったが, SCPD 手技の振幅値比は手技中・手技後も 1 を超え, 促進傾向がみられた (図 2).

考察

本研究の結果より, SCPD 手技中に遠隔部位である同側のヒラメ筋 H 波振幅比は増加するが, 各手技とも継時的変化については有意差が認められなかった. しかし, SCPD 手技

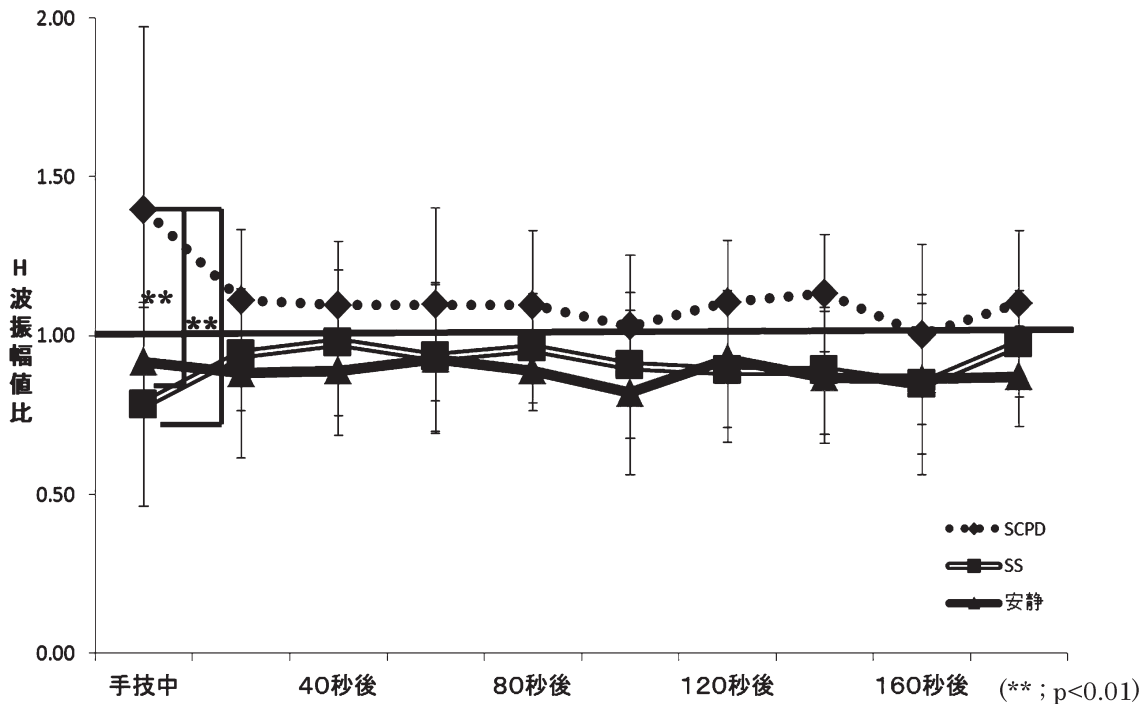


図 2 各手技の H 波振幅値比の継時的変化

のH波振幅値比は1を超え、促通傾向が認められた。

図2で示されたように、SCPD手技中のヒラメ筋H波振幅値比は増大した。ヒラメ筋の遠隔部位である骨盤周囲筋群の静止性収縮により同側に促通効果をもたらされた。

遠隔部位の随意収縮が下肢に及ぼす影響について、H波振幅値を指標とした脊髄 α 運動細胞興奮性の促通効果が報告されており、下行性脊髄固有反射の影響が推察されている^{17-19), 21)}。脊髄固有反射とは、脊髄の異なる分節を連結する反射であり、脊髄内に起源と終端をもつ上行性および下行性軸索の束を脊髄固有経路と称し、1本の求心性線維は脊髄分節性結合と上行性結合のほかに、一般にいくつかの経路によって近傍の脊髄分節およびより遠隔の脊髄分節と結合している²²⁾。脊髄 α 運動細胞の興奮性上昇の機序としては、Ia終末におけるシナプス前抑制の低下などが考えられる²³⁾。本研究で示された結果についても、骨盤周囲筋群の収縮により、遠隔部位であるヒラメ筋を支配する脊髄 α 運動細胞にこれらと同様のメカニズムが関与し、中枢神経系の興奮性の増大が生じた可能性が推察された。

遠隔部位の運動が同側と対側で相反性に影響を及ぼした報告として、大城ら²⁴⁾の骨盤の前方回旋への抵抗に対するH波の変動を検証した研究では、腹臥位にて対象者の骨盤の前方回旋の動きに対して抵抗を加えた側のH波振幅は減少し、対側では増大した。これらは、緊張性腰反射や、抵抗に抗して肢位を保持する際の随意収縮の影響によると解釈されている。また、同時に測定した表面筋電では、抵抗を加えた側のハムストリングス、腹斜筋、縫工筋、対側脊柱起立筋の筋放電が認められた。これらの筋群の随意収縮の影響により、屈筋支配の運動細胞の活動性が上昇したものと推察している。本研究で用いた骨盤の後方下制は、PNFの下肢伸展・外転・内旋パターンに伴う骨盤の動き²⁵⁾であり、前述

した大城らの実施した前方回旋の下肢屈曲・内転・外旋パターンに伴う骨盤の動き²⁵⁾と拮抗する運動である。今回、対側のH波振幅値については検証していないため、本研究では判然としないが、これらの研究結果と併せて考えると、骨盤周囲の伸筋が働く運動時に同側ヒラメ筋H波の促通が示唆された。

SCPD手技時のH波振幅比は手技中に安静時と比較して変化が生じたが、継時的変化においては有意差が認められなかったことから、上肢についての研究で報告された促通後の抑制、抑制後の促通¹¹⁾は認められなかった。新井ら¹¹⁾は、SCPD手技中の同側橈側手根屈筋のH波振幅は手技中抑制し、その後促通を示したと報告したが、SCPD手技による上肢への影響と下肢への影響では別の機序が働いた可能性も考えられる。この理由として、上行性脊髄固有反射と下行性脊髄固有反射の違い、手技中の抵抗量の違いが推察される。新井らの研究におけるSCPD手技時の抵抗量は2～3kgとあるが¹¹⁾、本研究における抵抗量は安静時の肢位を保ちつつ、代償運動が出現しない程度に留意したため、平均1.7kgであり、十分な抵抗量ではなかった可能性も考えられる。しかし、SCPD手技はSS手技、安静（コントロール）と比較して、手技中は促通効果が生じ、その後も振幅値比が1を超え促通傾向であったことが明らかになった（表2、図2）。

本研究では、仮説とは異なる結果になり、促通後の抑制によって拮抗筋が弛緩し、関節可動域が改善するという機序は説明できなかった。しかし、SCPD手技による関節可動域改善の報告だけでなく、脳卒中片麻痺患者を対象にした重心移動距離の改善²⁶⁾、起居移動動作の時間短縮^{27,28)}についての報告もあることから、より上位中枢が関与している可能性も検証していく必要がある。本研究の結果から、ヒラメ筋の遠隔部位である下部体幹筋群の静止性収縮により、中枢神経系の興奮性を増大させた可能性が推察された。今後、

SCPD手技の拮抗パターンでの検証, 反対側との比較, 抵抗量の検討等さらなる研究が必要である。

引用文献

- 1) 新井光男, 柳澤健. 痛みに対するPNFモビライゼーション. 理学療法. 23. p195-200. 2006.
- 2) 名井幸恵, 新井光男, 上広晃子 他. 脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす即時的効果. PNFリサーチ. 6 (1). p20-24. 2006.
- 3) 清水千穂, 新井光男, 黒田剛一 他. ホールド・リラックスおよび骨盤後方下制に対する抵抗運動が高齢者膝関節伸展可動域におよぼす影響. PNFリサーチ. 7 (1). p79-85. 2007.
- 4) 白谷智子, 村上恒二, 新井光男 他. 健常者におけるホールド・リラックス手技と下部体幹筋群の静止性収縮促通手技がハムストリングス伸展度に及ぼす効果の比較. PNFリサーチ. 7 (1). p17-22. 2007.
- 5) 白谷智子, 新井光男, 小畑順一 他. 健常者におけるホールド・リラックス手技と下部体幹筋群の静止性収縮促通手技が膝関節伸展他動可動域および自動可動域に及ぼす効果. PNFリサーチ. 8 (1). p14-20. 2008.
- 6) 田中良美, 清水千穂, 新井光男 他. 肩関節周囲炎患者の骨盤に対する2種類の抵抗運動が肩関節自動可動域改善に及ぼす影響. PNFリサーチ. 9 (1). p1-6. 2009.
- 7) 白谷智子, 新田収, 新井光男 他. 健常者におけるホールド・リラックス手技と下部体幹の静止性収縮手技の施行時間の違いが膝関節可動域に及ぼす影響. PNFリサーチ. 11 (1). p35-43. 2011.
- 8) Shiratani T, Arai M, Masumoto K et al. Effects of a resistive static contraction of the pelvic depressors technique on the passive range of motion of the knee joints in patients with lower-extremity orthopedic conditions. PNF Res. 13 (1). p8-17. 2013.
- 9) 道祖悟史, 新井光男, 福島卓矢他. 肩甲骨と骨盤の抵抗運動が肩関節内旋可動域に及ぼす影響. PNFリサーチ. 11 (1). p35-43. 2011.
- 10) Shiratani T, Arai M, Shimizu M E et al. Effects of a resistive static contraction of the pelvic depressors technique on the active range of motion of the knee joints in patients with lower-extremity orthopedic conditions. PNF Res. 14 (1). p1-10. 2014.
- 11) Arai M, Shiratani T, Shimizu M E. Reproducibility of the neurophysiological remote rebound effects of a resistive static contraction using a Proprioceptive Neuromuscular Facilitation pattern in the mid-range of pelvic motion of posterior depression on the flexor carpi radialis H-reflex. PNF Res. 12 (1). p13-20. 2012.
- 12) 鈴木俊明, 才藤栄一. 誘発筋電図検査(F波, H波)の検査方法に関するガイドライン—国際臨床神経生理学会の報告から—. 理学療法学, 15 (4). p187-192. 2002.
- 13) 船瀬広三. ヒト運動ニューロン興奮性の評価とその運動制御研究への応用. 日本運動生理学雑誌. 9 (1). p1-19. 2002.
- 14) 柳澤健, 新井光男. 反射運動の筋電図学的評価—H波・M波. 理学療法. 21 (10). p1287-1292. 2004.
- 15) 伊藤文雄. 筋紡錘伸張信号の中枢神経活動. 伊藤文雄. 筋感覚研究の展開 改訂第2版. p331-365. 協同医書出版社. 東京. 2005.
- 16) 白谷智子, 新田収, 新井光男他. 固有受

- 容性神経筋促通法の骨盤のパターンの中間域での抵抗運動による静止性収縮が手運動野の脳活動に影響—機能的 MRI における検討—。PNF リサーチ。12 (1)。p39-45。2012。
- 17) 榊原淳, 東登志夫, 船瀬広三他。遠隔筋収縮による運動細胞興奮性の促通効果—収縮強度および収縮側による違い—。作業療法。20, p45-51。2001。
- 18) E. P. Zehr, R. B. Stein. Interaction of the Jendrassik maneuver with segmental presynaptic inhibition. *Exp Brain Res*. 124. p474-480. 1999.
- 19) Tazoe T, Kida T, Wasaka T, et al. Attenuation of the effect of remote muscle contraction on the soleus H-reflex during plantar Flexion. *Clin Neurophysiol*. 116. p1362-1369. 2005.
- 20) Mrtjorie A Moore, Carl G Kukulka. Depression of Hoffmann Reflex Following Voluntary Contraction and Implications for Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Therapy. *Phys Ther*. 4. p321-329. 1991.
- 21) 稲田剛久, 船越浩志, 東登志夫, 他。足関節底屈・背屈による対側ヒラメ筋運動ニューロン興奮性への促通効果。理学療法学。29 (4)。p123-127。2002。
- 22) Robert F. Schmidt. 運動系。Robert F. Schmidt. 神経生理学第2版。p156-161。金芳堂。東京。2003。
- 23) Funase K, Higashi T, et al. Neural Mechanism Underlying the H-reflex inhibition During Static Muscle Stretching. *Adv. Exerc Sports Physiol*. 9. p119-127. 2003.
- 24) 大城昌平, 穂山富太郎, 佐々木和人, 他。抵抗に対する一側骨盤の前方回旋運動がH波振幅に及ぼす影響。長崎大学医療技術学部紀要。5。p79-85。1991。
- 25) 柳澤健。促通要素。柳澤健, 乾公美。PNF マニュアル第3版。p73。南江堂。東京。2011。
- 26) 榊本一枝, 新井光男, 村上恒二, 他。骨盤後方下制が麻痺側への加重に及ぼす影響。PNF リサーチ。6 (1)。p6-16。2007。
- 27) 上広晃子, 新井光男, 清水幸恵, 他。脳卒中片麻痺患者に対する抵抗運動の介入が起き上がり動作に及ぼす影響。PNF リサーチ。8 (1)。p34-39。2008。
- 28) 平下聡子, 新井光男, 榊本一枝, 他。脳卒中後片麻痺患者に対する骨盤への抵抗運動の効果—観察的分析による所要時間の短縮の検証—。PNF リサーチ。10 (1)。p1-9。2010。

日本 P N F 学会 会誌 投稿 規定

投稿要綱

1. 本誌への投稿資格は本学会会員とする。ただし、原稿依頼に関してはこの限りではない。
2. 研究や調査の際に、倫理上人権上の配慮がなされていること。
3. 原稿は未発表のものに限る。(投稿中の原稿も対象外とする)。
4. 原稿は次のカテゴリーのいずれかに分類する。
 - ・総説：研究や調査論文の総括および解説
 - ・原著：未発表のオリジナルな研究論文
 - ・研究と報告：明確な構想に基づき、研究調査結果をまとめたもの(事例報告等も含まれる)
 - ・その他
5. 投稿原稿の採否は、査読後に本学会の編集委員会において決定する。
6. 審査の結果は投稿者に通知する。
7. 原稿の分量および形式は以下の通りとする。
 - 1) 和文原稿はパソコン(テキストファイル形式保存)を用い、A4版横書き、縦40行/横40字の1,600字分を1枚とし、引用文献、図表、写真等を含み、本文の合計が概ね7枚(11,200字相当)以内とする。1,600字用紙で概ね3枚程度の短報も可能。
 - 2) 英文原稿の場合は、ダブルスペースでパソコン(テキストファイル形式保存)を用いて、引用文献、図表、写真等を含み、A4版横書き概ね15枚以内とする。
 - 3) 図表、写真等は、それぞれ1枚につき400字分と換算し、合計概ね5枚以内とする。図は製版できるように作成し、保存して添付のこと。写真は白黒を原則とし、カラー写真印刷の場合は実費負担とする(デジカメ使用でフロッピー等保存が望ましい)。
8. 原稿の執筆は次の号に従うものとする。
 - 1) 原稿の表紙に、表題(和文/英文)、著者名(日本字/ローマ字)、所属機関名(日本語/英表記)、希望する原稿のカテゴリー(総説/原著/報告/短報/その他)を明記する。原稿本文には、和文の要旨(400字以内)と、キーワード(5語以内)、本文、引用文献、英語要旨(300語以内のAbstractを必ず添付)、Keywords(5語以内)の順に記載し、通し番号を付け、図表および写真を添付する。
 - 2) 本文：はじめに、対象と方法、結果、考察、引用文献に分けて記載する。それぞれの項目の中で小項目を記載するときには、例)対象と方法 1. 対象 2. 課題 3. 実験機器と手順・・・のように半角数字をつけて小項目に分ける。
 - 3) 図表および写真は1枚ずつ別紙とし、それぞれの裏に通し番号と著者名を記入する。図表および写真の表題や説明は、別紙1枚に番号順に記入する、また原稿中の図表および写真の挿入箇所については、欄外に朱書きする。
 - 4) 年号は原則として西暦を使用し、外国語、外国人名、地名等は原語もしくはカタカナ(最初は原綴りを併記のこと)で書く。略語は本文中の最初に出たところで正式名称を入れる。
 - 5) 引用文献の記載方法
 - ①本文中の該当箇所の右肩に、順に1), 2), の通し番号を付し、文末に番号順に掲げる。
 - ②雑誌の場合
著者名. 題名. 雑誌名. 巻(号). 引用ページ. 発行年. の順に記載する。
 - ③単行本の場合
著者名. 題名. 監修ないし編集者. 書名. 版数. 引用ページ. 発行社名. 発行地. 西暦発行年. の順に記載する。
 - ④著者名が4名以上の場合、3名連記の上、○○○他、または○○○ et al. とする。
9. 原稿はパソコン(テキストファイル形式保存)で作成し、正原稿1部とそのコピー1部、所属および著者名を削除した副原稿1部、合計3部を提出する。またCD-ROM(氏名、ファイル名、使用ソフト名等を明記)と、所定の投稿票と投稿承諾書を添付する。
10. 修正後の原稿提出の際には、修正原稿1部とそのコピー1部、修正副原稿(所属、著者名を削除)1部、修正後のCD-ROM(氏名、ファイル名、使用ソフト名を明記)、査読済みの元原稿(コピー)1部を添えて提出する。
11. 著者校正は1回とする。またページ数の変更にあつたような大幅な変更は認めない。
12. 採択した原稿およびCD-ROM等は原則として返却しない。
13. 原稿の送付先：PNFリサーチ論文投稿係
〒734-0022 広島市南区東雲2丁目10-10-406号 日本PNF学会事務局
*また、パソコンで作成した原稿のファイルを日本PNF学会事務局までメールに添付して送付してください。日本PNF学会事務局メールアドレス：pnfoffice@pnfsj.com
14. 本誌に掲載された論文の著作権は「日本PNF学会」に帰属する。

以上

●編集後記●

本年度も無事に「PNF リサーチ Vol.15」を皆様のお手元にお届けすることができました。

第 15 回日本 PNF 学会学術集会では、特別講演としてアメリカより Cindy Wederic 先生をお招きして「固有受容器性神経筋電気刺激促進 NMES と PNF 法の統合」という非常に興味深いテーマでご講演いただきました。今回、そのご講演の内容をわかりやすく論文にさせていただき、巻頭に掲載させていただくことができました。

また、H 波をみることで神経生理学的に肩甲骨や骨盤の PNF 運動パターンの中間域での静止性収縮の効果を検証した論文が英文論文とあわせて 3 編寄せられ、脊髄運動ニューロンの興奮性の増大が検証されています。臨床で多くみられる腰痛など整形外科疾患が起因しておこる股関節伸展制限の改善効果をみた論文が 1 編、整形外科疾患において健側、患側への PNF 手技による患側への荷重変化率の改善効果を比較した論文が 1 編寄せられました。いずれも臨床において興味深い PNF 手技の効果の検証であり、すぐに使っていただきたい手技だと思います。

日本 PNF 学会は、PNF 手技の伝達はさることながらその研究活動においても質の高い PNF の研鑽の場となるよう討議していきたいと思ひます。そして世界に向けて発展していきたいと思ひます。PNF の効果について研究活動を通してさらに多くの論文が投稿されることを期待して思ひます。

(Y.H.)

[日本 PNF 学会役員]

役 職	氏 名	所 属
理 事 長	柳澤 健	郡山健康科学専門学校 副校長 首都大学東京 名誉教授
副 理 事 長	乾 公美	札幌医科大学大学院 教授
副 理 事 長	今井基次	八千代リハビリテーション学院 学院長
事 務 局 長	新井光男	首都大学東京 大学院 教授
学 術 局 長	富田 浩	人間総合科学大学 理学療法学専攻 教授
渉 外 局 長	山元総勝	熊本保健科学大学 理学療法学専攻 教授
理 事	秋山純和	人間総合科学大学 理学療法学専攻 教授
理 事	田村陽子	特別養護老人ホーム さくら館 通所サービス課
理 事	清水ミシェル・アイズマン	甲南女子大学 理学療法学科 教授
理 事	萩原利昌	川崎市健康福祉局 障害保健福祉部長
理 事	原田恭宏	城西国際大学 福祉総合学部 准教授
顧 問	中村隆一	東北大学 名誉教授 のぞみ病院 顧問
顧 問	奈良 勲	金城大学 学長
監 事	太田 誠	日本福祉リハビリテーション学院 学校長
監 事	田口孝行	埼玉県立大学大学院 准教授

[PNF リサーチ査読委員 (順不同)]

- ・柳澤 健 ・乾 公美 ・今井 基次 ・秋山 純和 ・新井 光男
- ・清水ミシェル・アイズマン ・田村 陽子 ・富田 浩 ・萩原 利昌
- ・原田 恭宏 ・山元 総勝 以上

日本 PNF 学会 (PNFSJ)
 第 15 巻 第 1 号
 2015 年 3 月 10 日発行

編集・発行 日本 PNF 学会
 〒 734-0022 広島市南区東雲 2 丁目 10 番 10 号
 グレース東雲 406 号
 TEL 090-7970-6661
 Mail pnfoffice@pnfsj.com
 URL http://www.pnfsj.com