

Table 1 Stimulation patterns of experiment

Test pattern	Parameters	1	2	3	4	5
Group A	Burst 周波数 [Hz]	35	50	80	120	400
	Duty 比 [%]	1	2	3	4	5
	Carrier 周波数 [Hz]	—	—	—	—	—
Group B	Burst 周波数 [Hz]	3	9	25	50	100
	Duty 比 [%]	2	8	8	20	40
	Carrier 周波数 [Hz]	—	—	—	—	—
Group C	Burst 周波数 [Hz]	35	50	80	120	400
	Duty 比 [%]	1	2	3	4	5
	Carrier 周波数 [Hz]	4kHz	4kHz	4kHz	4kHz	4kHz
Group D	Burst 周波数 [Hz]	3	9	25	50	100
	Duty 比 [%]	2	8	8	20	40
	Carrier 周波数 [Hz]	4kHz	4kHz	4kHz	4kHz	4kHz

評価に用いた 4 種類の刺激パターン。

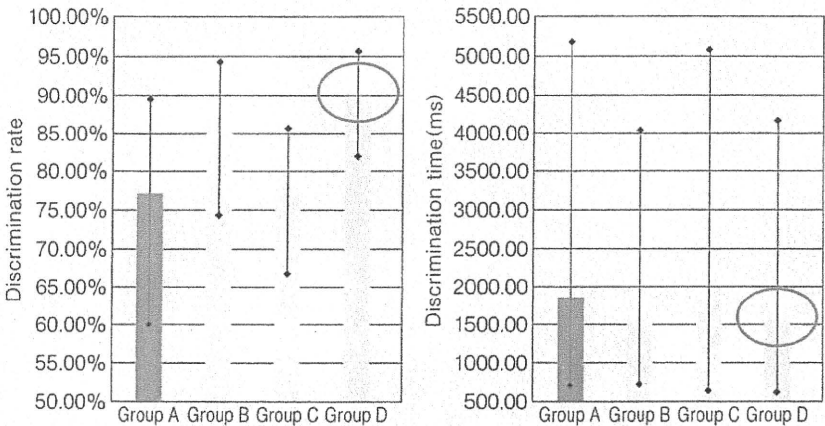


Fig. 6 Discrimination rate and discrimination time of stimulation pattern A-D for healthy person

刺激パターンA～Dの識別率と識別に要した時間（健常者）。

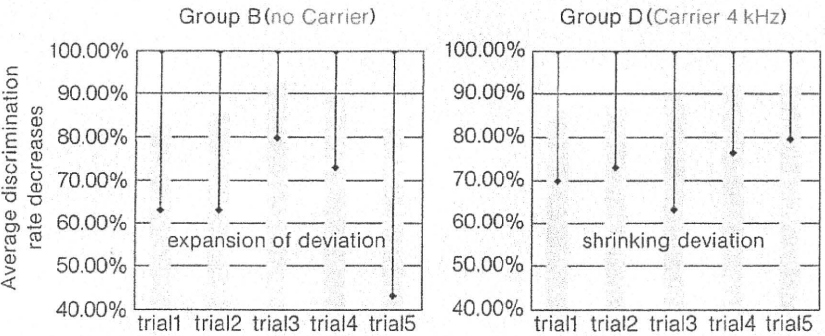


Fig. 7 Temporal development of discrimination rate

刺激パターンBとDを用いた場合の試行回数に対する識別率の推移（健常者）。

ターンA～Dを用い、Burst 周波数, Duty 比, Carrier 周波数を Table 1 のように設定した。実験は、健常者 5 名 (女性 20～40 歳代)、切断者 1 名 (女性 60 歳代) に対して、4 種類の刺激パターンを提示し、アンケート形式に

より回答を得た。測定項目は、刺激パターンA～Dそれぞれの識別率と識別に要した時間であり、その結果を Fig. 6～9 に示す。刺激パターンの選択は、Carrier 波の有無により、AB と CD のグループ分けを行い、Burst 波と

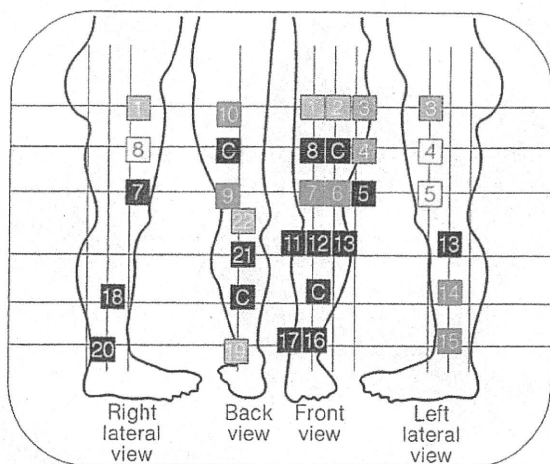


Fig. 8 Test position of electrical stimulation

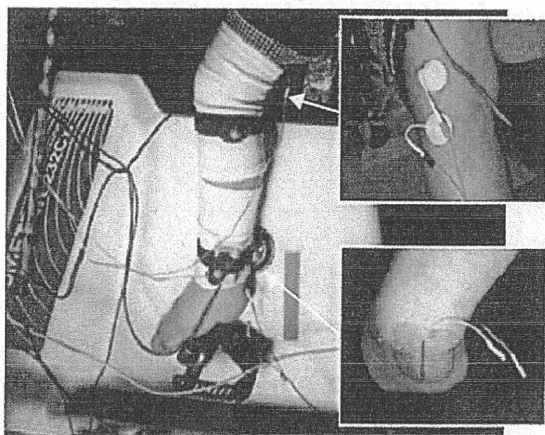


Fig. 9 Experimental setting for Reflex Motion

電気刺激による反射運動を用いた脚の振り上げ動作実験の様子。この実験では、電気刺激パッドをFig. 8に示す22番(右上写真)、19番(右下写真)の位置に設置。

Duty 比の増加率の大小により、さらにそれぞれのグループを細分化した。

Fig. 6 は、健常者に関する実験結果であり、刺激パターンA～Dの識別率と識別に要した時間を示している。4種類の刺激パターンを比較した結果、Dのパターンが最も識別率が良好であり、同時に、識別に要した時間も短いことがわかる。Fig. 7 は、被験者の学習効果をみるために、連続して同様の実験を繰り返した場合の結果を示している。Bのグループは、第3試行までは比較的高い識別率を示していたにもかかわらず、その後次第に識別率が低下し、分散が大きくなるなど性能低下がみられた。これに対してDのグループでは、試行回数とともに識別率が改善し、分散も小さくなる傾向がみられた。

Table 2 Relation among stimulus position to reflex motion

No.	Carrier freq. [kHz]	Muscle contraction
1	1	Slow
	3	Slow, reflex act.
2	1	No
	3	Slow, reflex act.
3	1	No
	3	Muscle twitch
4	1	Muscle twitch
	3	Slow
5	1	No
	3	Slow
6	1	No
	3	Muscle
7	1	No
	3	Muscle
8	1	Muscle twitch
	3	Slow
9	1	Muscle
	3	Muscle
10	1	Slow
	3	Muscle
11	1	No
	3	No
12	1	No
	3	No
13	1	No
	3	No
14	1	No
	3	Muscle
15	1	No
	3	Muscle
16	1	No
	3	No
17	1	No
	3	No
18	1	Small
	3	Small
19	1	Slow
	3	Slow, reflex
20	1	No
	3	No
21	1	No
	3	No
22	1	No
	3	Reflex act.

利用者は、このデバイスからの出力信号を電極パッドにより、補助対象となる筋群の近傍、または神経組織の近傍に接着する。FES システムを用いて、補助対象となる運動を誘発するために、Fig. 8 に示す位置に電気刺激パッドを貼付し、運動と電気刺激との関係を調べた。実験は、各電気刺激位置への刺激に対する大腿関節、膝関節、足関節の関節角度変化を計測した。実験の様相を Fig.

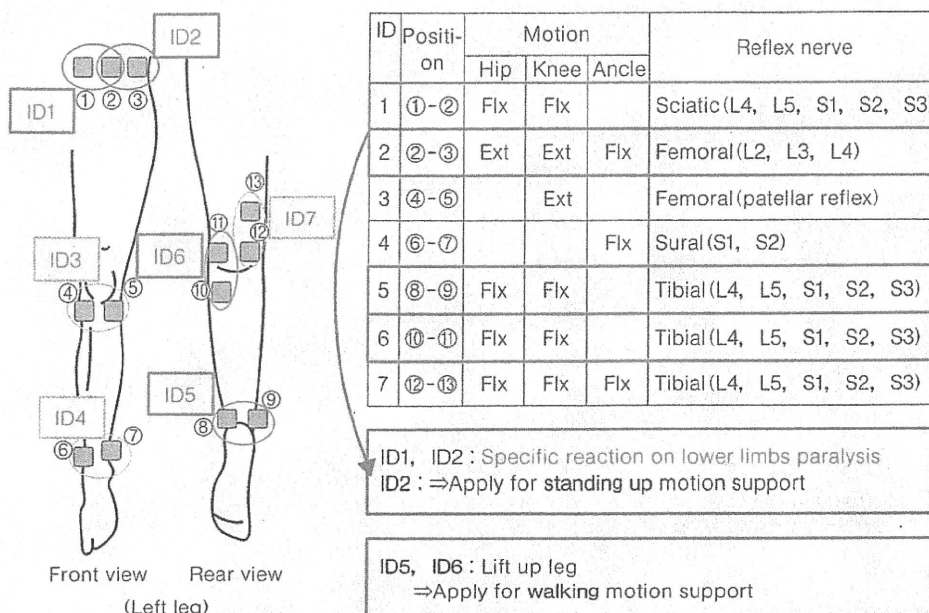


Fig. 10 Electrical stimulation position of reflex motion for standing up and walking

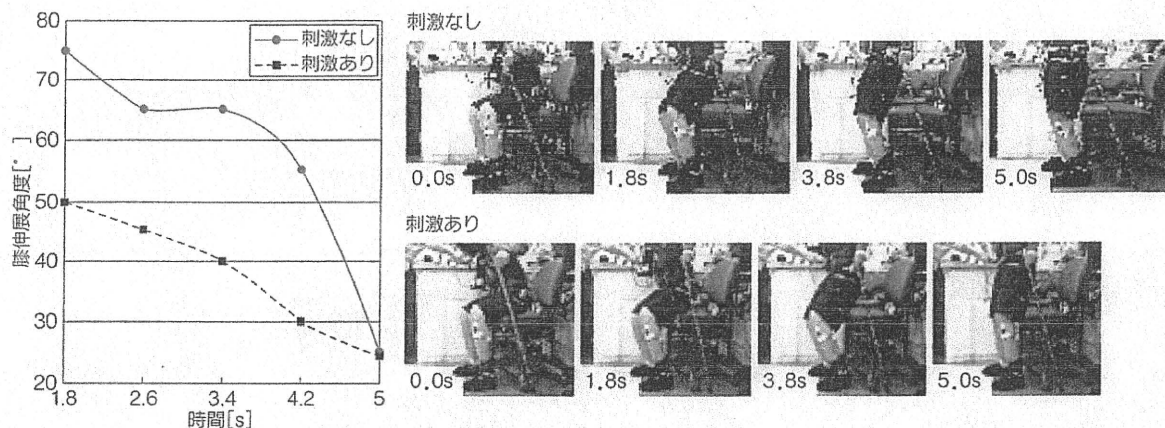


Fig. 11 Time series data of knee angle of standing up motion

9 に示す。実験の結果、電気刺激の Carrier 周波数の変化に対して、5 種類の運動パターンが得られた。得られた特徴的な筋群の応答を Table 2 に示す。Fig. 10 において、reflex は反射による関節運動、muscle は直接刺激による筋収縮と関節運動、small は微細な筋収縮、slow は 0.8 [rad/s] 以下のゆっくりした関節運動、muscle twitch は内転を伴う関節運動、twitch は筋の引きつりや痙攣状態、no は運動がみられなかった場合を示している。

IV. 反射運動を用いた歩行補助とその課題

上記で求めた電気刺激法と刺激位置を用いて、立ち上がり動作の補助と歩行補助¹⁶⁾を行った。刺激位置は、股関節近傍 (ID1・ID2) および、膝関節裏側 (ID6)、足関節アキレス腱外側 (ID5) に対してその効果を確認した。被験者の通常の起立動作に比べて、電気刺激による補助を行った場合、起立に要した時間は 5.4 [s] から 5.0 [s] に減少し、7.0 [%] 改善された。また、1.8 [s] から 5.0 [s] における関節角度の推移を Fig. 11 に示す。Fig. 11 には、

Slow walking 25m/87s=0.28m/s

①t=13.90 [s] ②t=14.03 [s] ③t=14.47 [s] ④t=14.78 [s] ⑤t=15.21 [s]



Fast walking 25m/33s=0.76m/s

①t=13.43 [s] ②t=13.45 [s] ③t=13.99 [s] ④t=14.17 [s] ⑤t=14.48 [s]



Fig. 12 Reflex walking assist for arbitrary speed

①Left Leg Movement Starts, ② Electrical Stimulation Applied, ③ Left Leg Swing, ④Left Toe Contact, ⑤Left Leg Movement Stops.

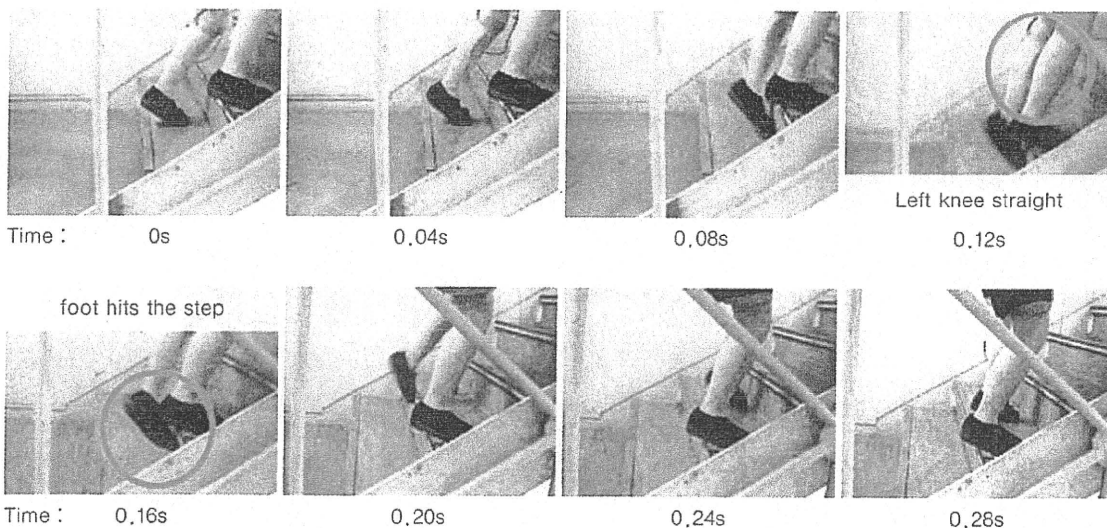


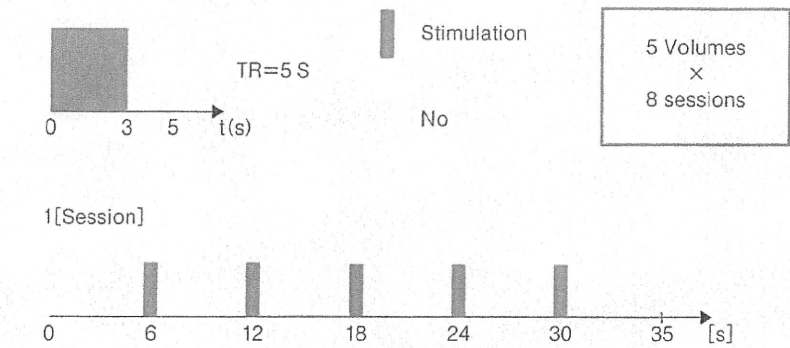
Fig. 13 Reflex walking assist for climbing up steps

刺激のない場合の起立動作に比べ、刺激による補助を行ったほうが緩やかに遷移していることが示されている。次に、歩行動作に対する補助を実施した。被験者の歩行において必要となる運動は、遊脚期における左下肢の尖足の改善を目的とした足関節の背屈運動および脚の持ち上げ動作、すなわち股関節および膝関節の屈曲運動である。前節 Fig. 10 に示した多チャンネルに対する刺激-運動のモデルを用いて、直接電気刺激と反射電気刺激を使用し歩行動作を実現した。直接電気刺激では、前脛骨筋への直接電気刺激を行い、足関節の背屈運動を生成し、また、反射電気刺激により、膝裏の大腿二頭筋部位下を通る脛骨神経を刺激し、脚の持ち上げ動作を生成

した。これにより、被験者の運動意図を反映して、歩行速度を変更できることを確認した。最速の歩行速度は、健常者と同等の速度を実現した (Fig. 12)。さらに、階段昇降についても歩行と同様の刺激条件で行い、麻痺足が階段に引っかかることなく、階段昇降を実施することが可能となった (Fig. 13)。

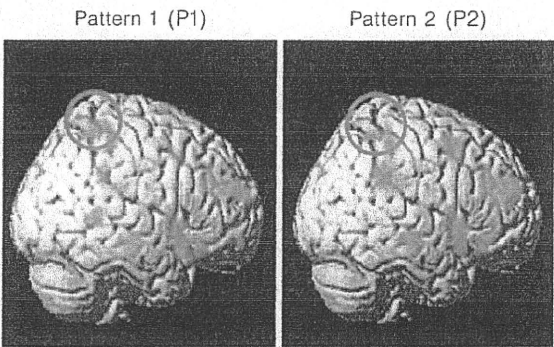
次に、受動的な刺激入力に対しては、刺激に対する注意を集中することが困難であり、また、慣れの影響が強く働くなど、その効果を継続させることは難しい。単一の刺激入力に対する体性感覚野の賦活の様相を Fig. 14 に示す。Fig. 14 A は、MRI 撮像時のブロックデザインを示しており、1 [volume] は、TR (repetition time) =

(A) 1[volume] : Unit of photo shot



(B)

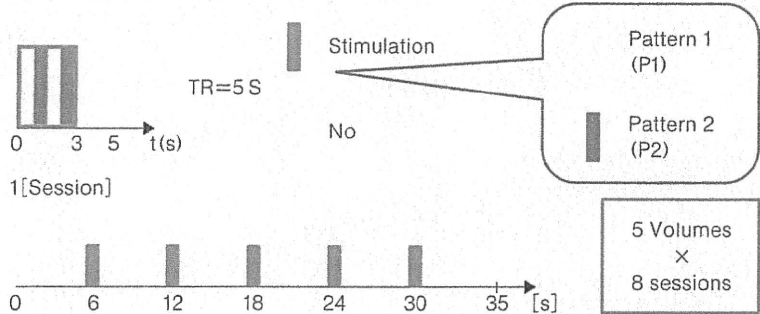
Parameters	P1	P2
Volt	45V	45V
Burst	100Hz	50Hz
Freq.		
Carrier	4kHz	4kHz
Freq.		
Duty	50%	50%



Significance 0.1%
No T value

Fig. 14 f-MRI analysis for single pattern of electric stimulation
A : Block design of f-MRI analysis. B : f-MRI result for Pattern 1 and 2.

(A) 1[Volume]



(B) Stimulation patterns P1 : P2

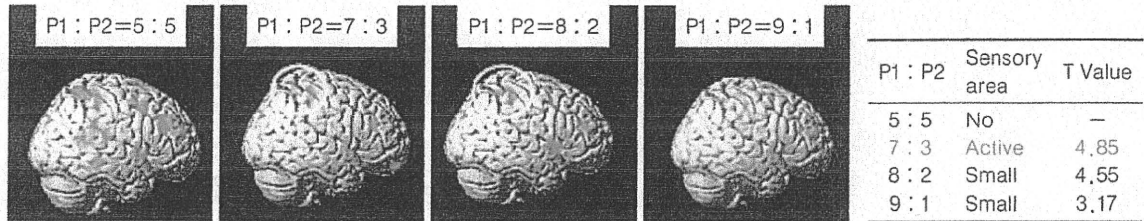


Fig. 15 f-MRI analysis for single pattern of electric stimulation

A : Block design of f-MRI analysis. B : f-MRI result for mixed pattern. The best combination ratio is 7 : 3. This case is better effective for inhibition of habituation.

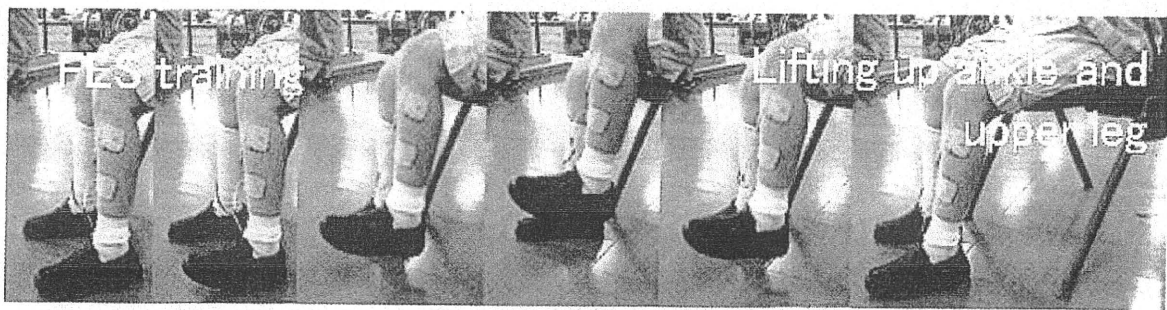
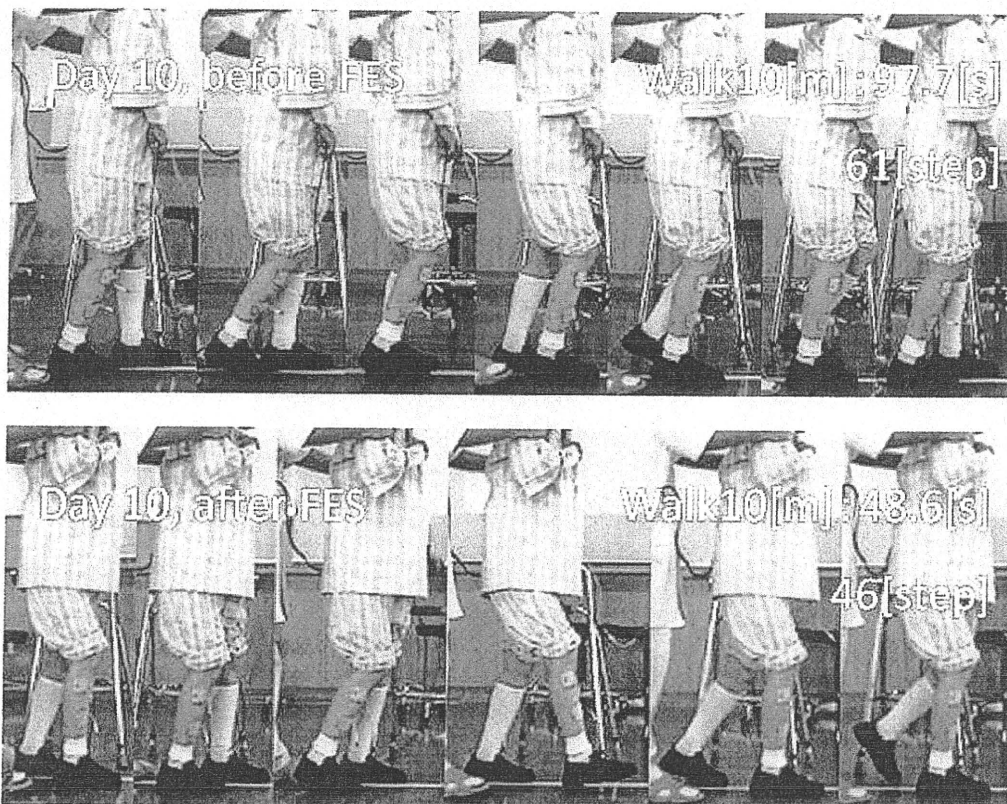


Fig. 16 FES training for leg motion

Fig. 17 FES for Acute Hemiplegic Stroke patients
Case1, cerebral infarction, BRS III (day 8) Sagittal Plane.

5 [s], 刺激時間 3 [s], 休止時間 2 [s] により構成され, これを 5 [volume] $\times$ 8 を一単位として解析を行った。また, 刺激パターンは, 刺激電圧, Carrier 周波数, Duty 比を共通とし, Burst 周波数を 50 Hz, 100Hz の 2 種類 pattern 1, pattern 2 を用意した。その結果を Fig. 14 B に示す。両者の刺激パターンに対して, 体性感覚野に賦活はみられるものの, 不鮮明であるとともに, T 値の算出もできていない。

そこで, このような刺激入力に対する馴れの影響を減

少させるために, 複数の刺激パターンを連続的に入力し, 部分的に変動させることにより動的パターンによる刺激法を提案し, 2 種のパターンの混合比率の最適化を行った。MRI 撮像時のブロックデザイン (Fig. 15 A) は, 上記と同様, 1 [volume] を, TR = 5 [s], 刺激時間 3 [s], 休止時間 2 [s] とし, 刺激時間内に pattern 1 と pattern 2 を下記に示す比率で混合し刺激を行った。これを 5 [volume] $\times$ 8 を一単位として解析を行った。刺激パターンの比率は 5 : 5, 7 : 3, 8 : 2, 9 : 1 の 4 種類につい

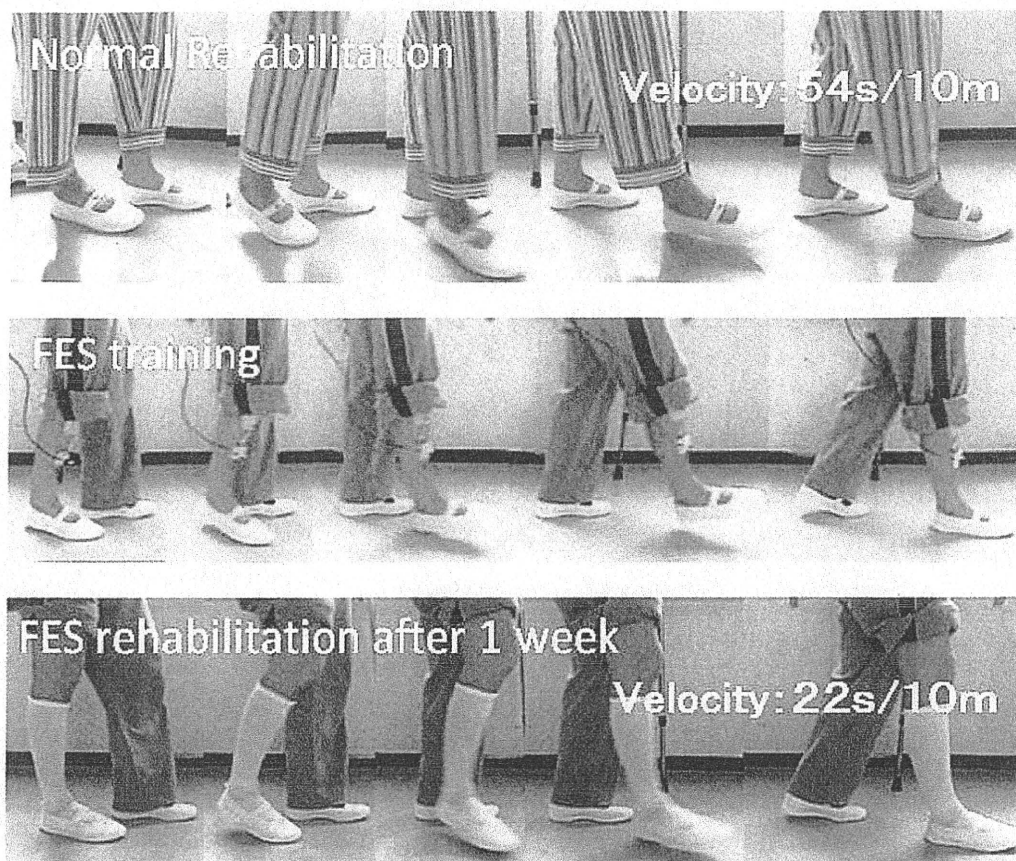


Fig. 18 FES for Convalescent Hemiplegic stroke patients
Case2, cerebral infarction, BRS III (day 36) Sagittal Plane.

て行った結果を Fig. 15 B に示す。その結果、7 : 3 の比率で刺激を与えたときに最もはっきり賦活が表れた。この刺激パターンの混合比率を用いて安定的に刺激を継続することが可能となった。

V. 反射運動系の電気刺激装置を用いたリハビリテーションへの応用事例

開発した電気刺激装置を用いて、歩行補助を行い、リハビリテーションへの応用効果をみるための試行を行った。福井大学医学部附属病院 (Fig. 16, 17) と福井総合病院 (Fig. 18) で試行した 2 例の結果を以下に示す。

〈症例 1〉60 歳代 女性

進行性脳梗塞 (Fig. 16, 17)。左片麻痺、構音障害にて発症。発症 8 日目にリハビリテーション開始。開始時は下肢 brunnstrome recovery stage (BRS) III, berg balance scale (BBS) 6 点で、座位保持可能、立位要介

助であった。改善がないまま発症 10 日目に電気刺激を開始したところ、同日中に歩行速度が 2 倍となり、19 日目には下肢 BRS V まで改善、退院日 (発症 21 日目) には BBS 35 点で T 字杖歩行が可能 (19 秒/10 m) となった。

〈症例 2〉60 歳代 男性

脳梗塞 (Fig. 18)。右片麻痺、構音障害にて発症。発症 36 日目に回復期リハビリテーション病棟に転院。転院時は下肢 BRS III, 関節可動域制限はなく、T 字杖歩行も軽介助で可能だが、表在覚、位置覚は軽度低下し、筋緊張も低下していた。通常リハビリテーションを 1 週間施行した後、電気刺激を取り入れたリハビリテーションを 1 週間実施した。その結果、足関節自動背屈角度は -15 度から 0 度まで改善し、歩行速度は 2 倍となり、歩容も安定した。

両症例ともに自然経過の影響も考えられるが、施行した医師、理学療法士の印象では改善速度は通常より明ら

かに速いとのことであり、今後も試行例を増やして検討する予定である。

結 言

運動系の麻痺に対する補助方法を開発することを目的として、下肢の運動補助については、筋反射を対象とした電気刺激を用いた歩行困難者のためのバイオフィードバックシステムを構築した。電気刺激を行う下肢の場所に対する筋活動の様相を明らかにし、刺激反応地図を求めた。この刺激反応地図を用いて、起立動作、歩行動作について運動機能補助の可能性を確かめた。識別率が高く、慣れにくい電気刺激のパターンを抽出し、これを用いて歩行訓練を行った結果、電気刺激装置を外した後も歩幅および歩行速度が改善することが示された。

謝辞

本研究は、文部科学省脳科学研究戦略推進プログラムにより実施された「ブレイン・マシン・インターフェースの開発」、文部科学省科学研究費補助金（基盤研究A：No.19206026）、文部科学省科学研究費補助金特定領域研究「身体・脳・環境の相互作用による適応的運動機能の発現—移動知の構成論的理解—」の成果である。

文 献

- 1) Yokoi H, Hernandez AA, Katoh R, Yu W, Watanabe I, et al: Mutual Adaptation in a Prosthetics Application, Embodied Artificial Intelligence. Springer, pp 146-159, 2004
- 2) Yokoi H, Kita K, Nakamura T, Kato R, Hernandez A, et al: Mutually Adaptable EMG Devices for Prosthetic Hand. International Journal of Factory Automation, Robotics and Soft Computing 1: 74-83 2009
- 3) Fagg AH, Hatsopoulos NG, London BM, Reimer J, Solla SA, et al: Toward a biomimetic, bidirectional, brain machine interface. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc: 3376-3380, 2009
- 4) Bryden AM, Kilgore KL, Keith MW, Peckham HP: Assessing activity of daily living performance after implantation of an upper extremity neuroprosthesis. Top Spinal Cord Inj Rehabil 13: 37-53, 2008
- 5) Pohlmeier EA, Oby ER, Perreault EJ, Solla SA, Kilgore KL, et al: Toward the restoration of hand use to a paralyzed monkey: brain-controlled functional electrical stimulation of forearm muscles. PLoS One 4: e5924, 2009.
- 6) Dohring ME, Daly JJ: Automatic synchronization of functional electrical stimulation and robotic assisted treadmill training IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 16: 310-313, 2008
- 7) Daly JJ, Wolpaw JR: Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation. Lancet Neurol. 7: 1032-1043, 2008.
- 8) Querry RG, Pacheco F, Annaswamy T, Goetz L, Winchester PK, et al: Synchronous stimulation and monitoring of soleus H reflex during robotic body weight-supported ambulation in subjects with spinal cord injury. J Rehabil Res Dev 45: 175-186, 2008
- 9) Galen S, Catton C, Hunt KJ1, Allan DB2, Conway BA: Comprehensive evaluation of spinal cord function accompanying Lokomat rehabilitation in patients with incomplete spinal cord injury, The 10th Spinal Research Network Meeting, 5-6th September 2008, p32
- 10) Conway BA, Izzeldin IM, Allan DB: Use of somatosensory evoked potentials in spinal cord injury assessment. In Neuroscience Meeting Planner, Online edn, pp586.4/OO565. Society for Neurosciences, Atlanta, GA, 2006
- 11) Mayr A, Luenenburger L, Quirinbach E, Matzak KH, Froehlich K, et al: First experiences with the Lokomat in patients with severe traumatic brain injury. Brain Inj 17: 46-47, 2003
- 12) Saltuari L: Efficiency of Lokomat training in stroke patients [abstract]. 3rd Joint Congress of Swiss Society of Neurorehabilitation, Austrian Society of Neurorehabilitation, German Society for Neurological Rehabilitation and 1st Regional Meeting of World Federation for NeuroRehabilitation in association with German Speaking Medical Society for Paraplegia in Neurol Rehab 10: 169-178, 2004
- 13) Isambert J L, Bébin Y, Injeyan S, Le Doze S, Hugeron C, et al: Centre de Rééducation Fonctionnelle "Le Normandy", Granville, France Robotic Assisted Body Weight Supported Treadmill Training (Lokomat) of Neurologic Impaired Patients: Preliminary Results 2007.
- 14) <http://www.hypermed.com.au>
- 15) 牛場潤一: Brain-machine interface の現在, 未来. Brain Nerve 62: 101-111, 2010
- 16) Hernandez AA, Kato R, Yokoi H, Arai T, Ohnishi T: An fMRI Study on the Effects of Electrical Stimulation as Biofeedback. Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS): 4336-4342, 2006
- 17) Uejima T, Kita K, Fujii T, Kato R, Takita M, et al: Motion classification using epidural electrodes for low-invasive brain-machine interface. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc: 6469-6472, 2009