

## 2015年度大学共同研究 研究成果概要

所属・職・氏名：理工学部人間システム工学科・教授・嵯峨 宣彦  
研究課題：クローズドループ型脳一筋一リハビリ訓練システムの開発  
研究期間：2015年4月1日～2016年3月31日

研究成果概要（5,000字程度）

### 1. はじめに

脳梗塞などにより足関節の拘縮の発症によるリハビリテーションでは、通常、医師や療法士による関節可動域訓練療法や持続的他動運動（CPM）を行うリハビリ器械を用いるなどして足関節の底・背屈運動による可動域拡大を行うのが一般的である。しかし、発症後、時間経過とともに回復度合いは低下傾向にあり、単なる関節の他動運動では脳神経系から筋への伝達経路が損傷している場合には再建しにくいことから、伝達系の損傷患者には単純な底背屈運動に加え、足関節の運動筋にEMSや指圧など刺激を与えることによって回復率が改善する報告がある。

しかし、この手法は熟練を要すること、患者により回復度合いが異なるなどが見られ、技術的な手法が確立されていない。近年では、人が新たな動作をする際に、繰り返し運動を行うことにより脳内の神経回路を更新し、動作を精緻化する“運動学習”とリハビリテーションを結びつける研究が注目されている。特に、患者の随意性に伴う感覚フィードバックにより脳神経回路を刺激するクローズドループ型のリハビリシステムが提案されている。中でも、患者の随意性を確認する手法として、P300とSSVEPなどの内的・外的刺激に対する類型的な電気生理学的反応として生じる誘発電位を利用したものや運動を行うことで頭皮上の特定の部分で脳波の特定の周波数領域のパワーが変化する事象関連律動などを利用したものがある。これらは加算平均や周波数帯のバンドパワーなどを用いるためリアルタイムで処理には不向きだが、いくつかの手法が提案され始めた。ただ、被験者依存性が高いなど、実用化のためには課題を残している。また、運動そのものを想起させるものとして、運動準備電位があるが加算平均によって確認できるためリハビリテーションなどへの意思確認のトリガ信号として利用されたものは見当たらない。

今年度は、私立大学戦略的研究基盤形成支援事業により購入した脳波計測計に筋電などセンシングできるようアンプを追加、アーチファクトを少なくする暗室や支援システム用アクチュエータ、膝装具などを購入し脳波計測システムと歩行支援システムの試作を行い、足関節の拘縮予防システムの開発や身体的特徴（筋骨格）による歩行への影響、さらに手・足の運動や下肢リハビリ支援機器の利用によって表れる脳波の特徴やTMSによる経頭蓋磁気刺激の影響について研究を進めた。

### 2. 研究成果

#### 研究成果・事例1) 歩行支援システムの試作

図1に今回開発した支援機器の外観を示す。市販されている装着しやすい既製品のサポータ（Modeluno; Donjoy Co., Ltd./ DJO Global）に空気圧人工筋（ラバーマッスルFESTO Corp.）を取り付けたもので、コンパクト、軽量、安価、そして違和感が少ないといった特徴がある。空気

圧人工筋の取り付け位置は、日本人の人体寸法データブックより、大腿長と下腿長を求め、その後、各部位の質量中心とした。総重量は約650gである。使用したラバーマッスルはφ5の2種類の長さ100mm、200mmとなっている。

本支援システムは歩行周期の60%~95%の期間で股関節の空気圧人工筋に空気圧を印加し、73%~95%の期間で膝関節の人工筋に空気圧を印加する。図2に股関節アシストタイミングならびに膝関節アシストタイミングを示す。

今回は支援機器を装着する前に実験協力者に歩行動作を数回行ってもらい、歩行周期時間を算出した。その歩行周期時間を用い前節で求めたタイミングで空気圧を印加した。1歩行周期は右脚踵接地から次の右脚踵接地とした。

表面筋電図により評価した結果、大腿直筋ではかかと接地後の筋活動が歩行支援機器を使用した場合で高い値となり、また、内側広筋・外側広筋では空気圧人工筋の支援を加えると、膝関節の支援タイミングである73%以降の筋活動が低下した。これらの結果からシステムの有用性を示した。



図1. アクティブ・サポータの外観

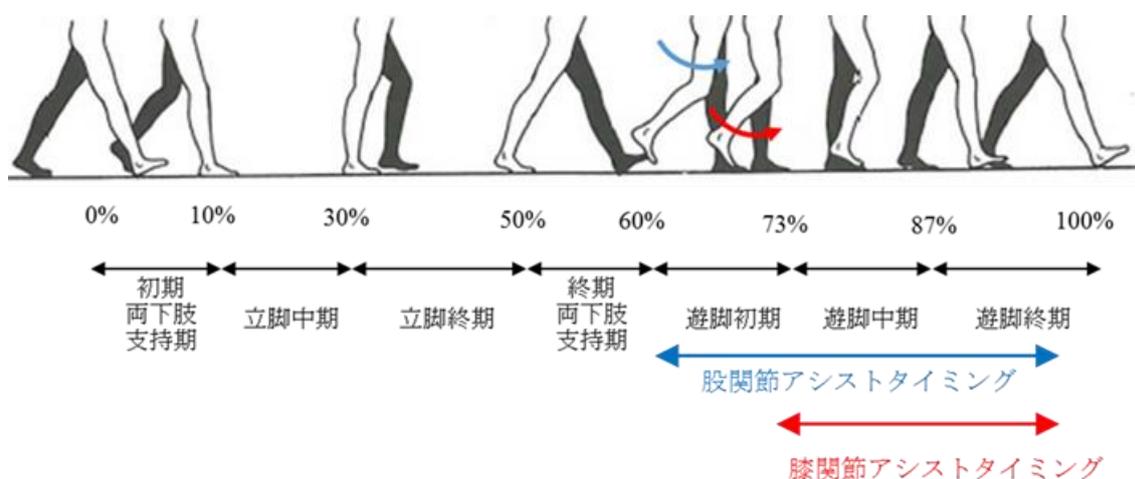


図2. アシストタイミング

## 研究成果・事例2) 手足の運動、リハビリ機器による訓練時の脳波計測

構築した脳波計測システムで、実験協力者1人に足関節、腕、指の3つの部位の運動準備電位のを計測した。足関節では脚を椅子にのせ長座状態で底背屈動作を5秒ごとに曲げ動作を行ってもらい10分間計測した。筋電位は実験協力者の右足における前脛骨筋から計測した。腕では、机に肘をのせ右腕を5秒ごとに約90度になるように曲げ伸ばしを行ってもらい、10分間計測した。指では、机に手のひらを乗せ中指の上下運動を5秒ごとに行ってもらい10分間計測した。筋電位は実験協力者の右腕、示指伸筋で計測した。どの動作も計測前に動作の練習をしてもらった後に、任意の時間で計測を開始した。また、随意動作でのみ運動準備電位が見られることの確認として、足関節における不随意動作での運動準備電位の計測も行った。計測方法としては、先行研究で開発された空気圧シリンダを用いた下肢リハビリ支援機器によって他動動作を行った。足関節を曲げ時間1秒、伸ばし時間5秒として計測を試みた。どの部位においても、運動準備電位は脳の頭頂部領域(国際10-20法におけるCz)での計測を行った。その結果、足関節、腕、指の全ての部位において電位の減少を波形で確認することができた。

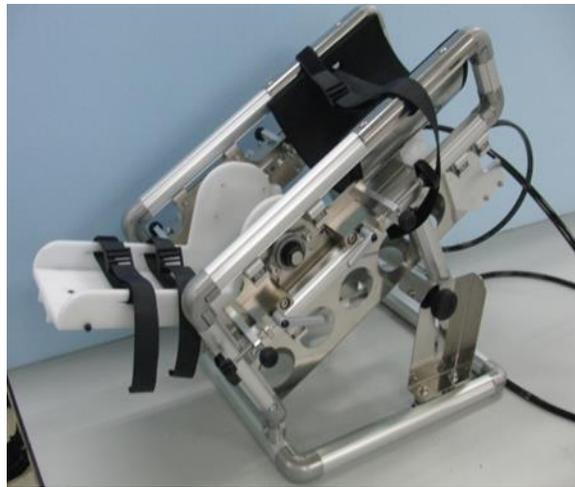


図3. 足関節拘縮予防器械の外観

## 研究成果・事例3)

左半球上肢運動野に TMS を加える不随意運動誘発タスク、TMS によって誘発された動作を随意運動として 再現する随意運動タスク、再現した運動のイメージタスク、動作をしない安静状態を設定して実験を行い、 随意運動時と不随意運動時における脳血流量の違いを計測。TMS による不随意運動時と随意運動時いずれにも前頭部脳血流量が賦活された。特に TMS時と随意運動時を比較すると、TMS 時において強く脳血流量が賦活される結果が得られた。今後のニューロリハビリ時における一次運動野から前頭前皮質に渡る脳活動を考慮に入れ、リハビリテーションタスクと TMSタイミングを設定することで、より効率良く機能再建効果が得られる可能性が示唆された。

今後、これらのことを踏まえ、リハビリ訓練において、予めオンセットのタイミングが予測される決まった動作を行うリハビリ訓練に対して、特徴抽出点を定めることにより運動準備電位による運動意志確認をトリガ信号にリハビリ機器を運動させ制御する、さらには外部刺激として電気刺激や磁気刺激などへフィードバックする新しい効果的なクローズドループのリハビリ訓練システムの開発を目指す。

研究成果概要は、データは [gakunai@kwansei.ac.jp](mailto:gakunai@kwansei.ac.jp) まで提出してください。