

平成 21 年 3 月 18 日現在

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2007～2008

課題番号：19500450

研究課題名（和文） 片麻痺上肢用の免荷機能を有する促通刺激・反復運動療法システムの開発とその臨床応用

研究課題名（英文） Development of a motor-function training and inspection system of hemiplegic upper limb with a weight free mechanism and a functional vibratory-stimulation device, and its clinical application in rehabilitation

研究代表者

辻尾 昇三（TSUJIO SHOWZOW）

鹿児島大学・工学部・教授

研究者番号：40081252

研究成果の概要：本研究の目的は、上肢を免荷して肩の負担を軽減し、上肢の随意性が容易に発揮できる状態で多様なパターンの運動を頻回に反復できる上肢運動療法装置を開発することである。上肢免荷機構を組み込んだ運動療法装置を製作し機能評価を行った結果、介助による訓練しか実施できなかった被験者が、本装置によって介助なしの訓練を行うことができた。また、随意運動を誘発するための上肢伸展時の機能的振動刺激の併用は、上肢運動における痙縮の減少に効果のあることが判明した。

交付額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2004年度			
2005年度			
2006年度			
2007年度	2,900,000	870,000	3,770,000
2008年度	700,000	210,000	910,000
総計	3,600,000	1,080,000	4,680,000

研究分野：リハビリテーション工学、制御工学、ロボット工学、機械力学

科研費の分科・細目：人間医工学・リハビリテーション科学・福祉工学

キーワード：リハビリテーション工学、脳卒中、片麻痺、上肢運動療法、免荷装置、促通刺激、機能的振動刺激

1. 研究開始当初の背景

脳卒中患者の上肢運動性麻痺の回復は、日常生活動作と生活の質の向上に直接関係するので、上肢運動訓練は回復期リハビリテーションにおける最重要訓練のひとつである。よって、麻痺の回復を促進する効果的な運動療法、ならびに訓練支援機材の開発は非常に重要な課題である。

片麻痺上肢の機能回復については、川平が提唱する促通反復療法によって、これまでに

ない麻痺の改善の得られることが明らかになった[1]。これを行うためには、促通技法を修得し、かつ精通した上で、運動療法の頻回な反復実施を行うことが必要である。しかし、医師およびセラピストの人的制約と治療時間の制約などがあって、質・量ともに十分な治療を行うことが極めて困難な状況にある。これを解決するために、医療現場で簡単な操作で訓練を補助・支援することができるコンピューター化機材の開発が望まれる。

2. 研究の目的

早期リハビリテーションにおける片麻痺上肢の機能回復訓練は次のような手順を踏む。まず、肘や手指などの単位動作の随意性の改善を図り、麻痺改善が進んだ段階で、次の総合的な運動である対象物を操作する能力回復につなげる。この一連の訓練過程の後半で、上肢挙上能力回復が十分でない状態のまま、ペグやボールなどの対象物を操作する作業療法を行うと、せっかく随意性が改善した手指の痙縮増加や肩の痛みが生じてしまい、かえって上肢機能の悪化や治療プログラムの停滞を余儀なくされる。このため、作業療法士が介助しながら治療を行なうことが多くなり、治療時間の制約があつて、対象物の操作能力回復を妨げることがしばしばである。

このようなことから、本研究の目的は、「片麻痺上肢を免荷して肩の負担を軽減して上肢の随意性が容易に発揮出来る状態で、多様な運動パターンで対象物の操作訓練ができる運動療法装置を開発すること」である。その上で、上肢運動の随意性の容易な発揮を誘発するための促通刺激を併用して、作業療法士などによる介助を極力減らすことを目指す。また、この運動療法システムに訓練、検査過程を記録する機能を持たせ、麻痺回復過程の定量的な評価のためのデータを提供することも行う。

3. 研究の方法

自重のために上肢の運動が困難な脳卒中片麻痺患者を対象にして、介助なしで対象物を操作する動作の訓練を行いたい。キーとなる事項は、上肢の免荷方法、自由に上肢を動かせる空間の確保、ならびに運動機能の評価のための運動のモニタリングなどである。このような機能を有する運動療法装置として、図1に示したシステム構成を考えた。これをもとに製作した装置を図2に示す。

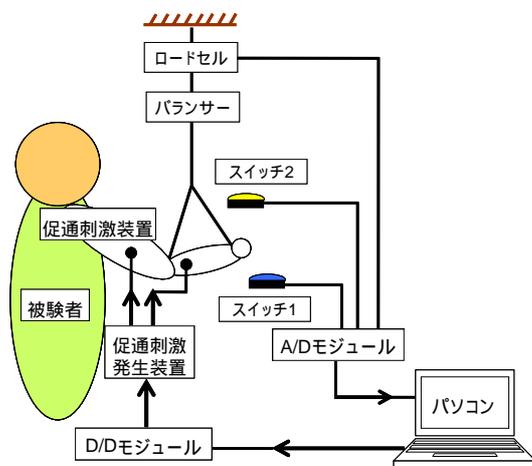


図1 上肢運動検査・訓練システムの構成

(1) ハードシステム

まず、免荷方法について述べる。上肢の免荷は市販の免荷器具(図2 上部参照、遠藤工業製のツールバランスー、容量 2 kgf)を使って実現した。この器具の特徴は、吊り下げる物体の位置の変化に対して吊り上げ力の変化が比較的小さいことである。また、細いワイヤーで腕を吊りあげることができるので、免荷器具が揺れないように工夫すれば、上肢の運動に伴う免荷器具の慣性抵抗が無視できることである。この器具の欠点は、器具からのワイヤーの繰り出し量によって免荷力が少し変化することと、ワイヤー繰り出し時の摩擦抵抗が若干大きいことである。

免荷器具による上肢の吊り上げ方法は、免荷器具のワイヤーの下端に取り付けた横バーにスリングを2個取り付け、肘と手首をこのスリングに通すことによって行った(図2の中部参照)。なお、免荷力はロードセルを使用して測定した。

上肢訓練の作業空間を確保するために、横 1200mm、奥行き 1200mm、高さ 2500 mm のフレームを作り、上部からロードセル、免荷器具の順に吊り下げた。腕を動かす空間は、日常生活においてテーブルの前で椅子に座ることを想定して、机前からほぼ頭の高さとした。そこで、高さ 700 mm のテーブルを用意し、中央に車椅子で座ることができるようにした。

上肢による対象物へのリーチング、ものを口に運ぶ、頭を整えるなどの動作を想定して、運動のモニタリングを行うために、上肢の伸展に要する時間(伸展時間)、あるいは屈曲に要する時間(屈曲時間)を測るためのハンドス



図2 上肢運動検査・訓練装置

スイッチを2個用意した。この2つのハンドスイッチの奥行きと高さ位置は、自由に変わることが出来る(図2中央部参照)。これによって、伸展動作、屈曲動作の所要時間、あるいは平均速度を評価することができる。

(2) 促通刺激装置

麻痺した上肢の随意運動を助長するために促通刺激は効果的である。促通刺激にはいろいろな種類があるが、ここでは振動刺激を採用した[2]。振動刺激には、小型の振動モータ(直径 12 mm、厚さ 3.4 mm、振動数 216.7 Hz) [3]を 8 個を用いた。これらを医療用テープで上肢に固定して、運動筋に刺激を与えた。

(3) ソフトシステム

最初に、振動刺激の起動・停止のタイミングについて述べる。促通刺激にとって、運動時にどういったタイミングで運動筋に刺激を与えるかが重要である。伸展動作の開始、および屈曲動作の開始のそれぞれの時刻は、先に述べたハンドスイッチの信号から判別できる。これらから上肢の伸展動作、屈曲動作を知ることができるので、検査・訓練ソフトでは、図3に示すタイミングで8個の振動モータそれぞれに対して独立に起動および

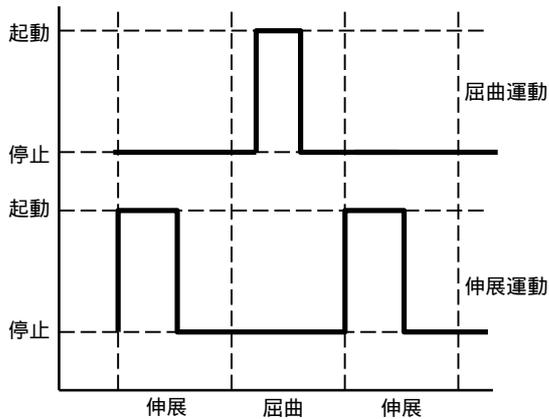


図3 振動刺激の起動・停止時系列

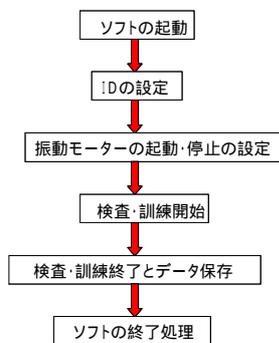


図4 ソフトの流れ

び停止を設定できるようにした。

次に、図4を参照しながら、検査・訓練ソフトの流れを説明する。まず、被験者を特定するためにIDの設定を行い、訓練・検査の時間、回数など必要な条件の設定と記録を行う。このときにハンドスイッチ間の水平距離と垂直距離も記録する。つぎに、振動刺激の有無、刺激のタイミングなどを設定する。

これらが終わると免荷装置に上肢を取り付け、振動モーターを振動刺激したい筋肉に医療用テープで固定して、検査・訓練を行う。終了すれば、自動的にデータが保存される。

4. 研究成果

開発した上肢運動療法システムを鹿児島大学病院附属霧島リハビリテーションセンターに設置し、臨床試験を行った。臨床試験に参加した被験者には、臨床試験に対して十分なインフォームドコンセントを行い、同意を得た者のみを選び実施した。

臨床試験では、上肢を免荷した状態で屈伸運動を行い、スイッチを押すことによって屈伸に要した時間を測定した。肘と手首にスリングを掛け免荷を行った。免荷力は、おおむね 1.2 ± 0.4 Kgf に設定した。

検査シーケンスについて述べる。検査シーケンスは4セットの検査からなる。各検査セットにおける屈伸運動の測定は30秒とし、60秒の休憩を置いて、4回の測定を行った。これを1セットの検査とし、条件を変えて、4セットの検査を行った。各セット間には2分30秒の休憩を置いた。

第1セットの検査では、屈伸動作で屈筋の痙縮が高まり易いことを考慮して、屈曲時に検査者が被験者の手首を持って他動的にスイッチの横に引き戻す介助を行った(図5参照)。第2セットは介助なしの自動運動のみ

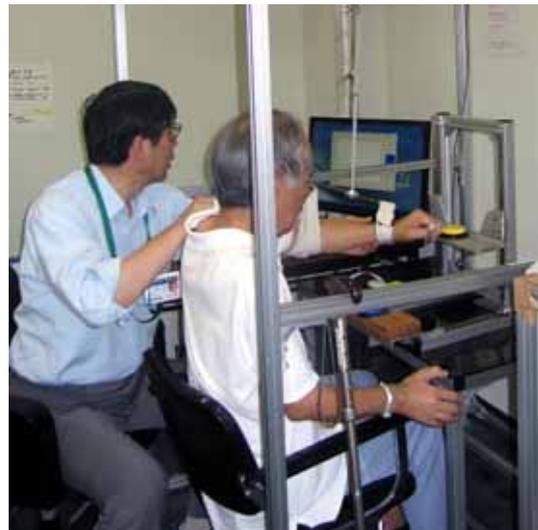


図5 上肢運動機能検査

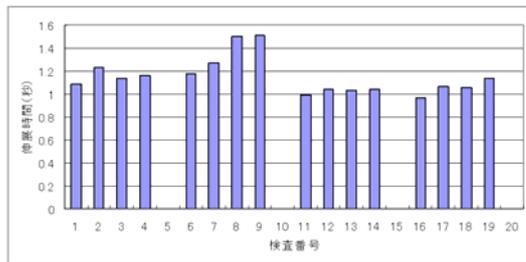


図6 訓練前検査結果(AA)

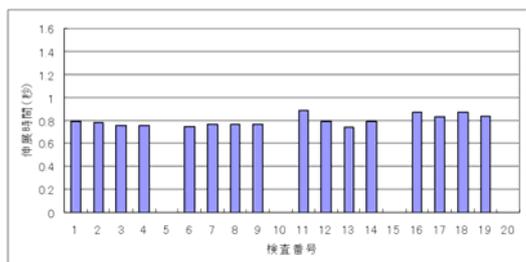


図7 訓練後検査結果(AA)

の屈伸運動検査である。第3セットと第4セットは機能的振動刺激が上肢の屈伸運動に与える促進刺激の効果を検討するために、上肢の伸展時に振動刺激を加えた検査を行った。第3セットは介助あり、第4セットは介助なしの屈伸運動検査である。上肢の伸展運動を促進するための振動刺激箇所は3箇所である。肘の伸展促進を目的として、肘側の上腕三頭筋腱に振動モーター4個設置した。肩の屈曲促進のために、三角筋の前部に2個と中部に2個を設置した(上肢の伸展時に肩は屈曲する)。上腕伸展時のみこれらを同時に起動し、屈曲運動が開始すると同時に停止した。

本装置による上肢の屈伸運動訓練を、検査セット4と同じ条件のもとで連続10分間、5日行った。訓練の前後で上記検査を実施して、上肢免荷時の屈伸運動訓練の効果の評価と機能的振動刺激の効果の評価を行った。

臨床試験を実施した被験者のうち2名の結果を報告する。この2名の被験者は、上肢を免荷しない状態での屈伸運動は困難であった。

1) AA: 67歳、男性、脳出血、左片麻痺(上肢拳上と肘の屈伸は可能であるが、運動速度が遅い。手指の屈伸はゆっくり数回可能であるが、痙縮が強くと動かなくなる)、罹病期間20カ月。入院時は現在よりも肩、肘の運動速度は遅く、手指の屈伸はできなかった。

上肢運動は、2つのスイッチ間を伸展屈曲する課題であるが、スイッチの位置は、胸部と手前のスイッチ間が20cm、2つのスイッチの水平間隔が25cm、遠位のスイッチが高さ15cmである。

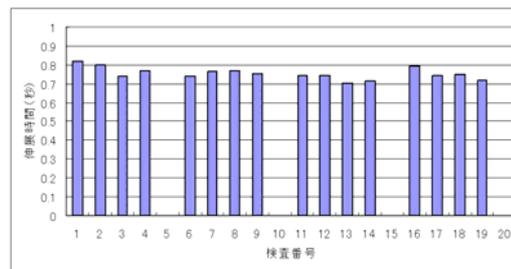


図8 訓練前検査結果(BB)

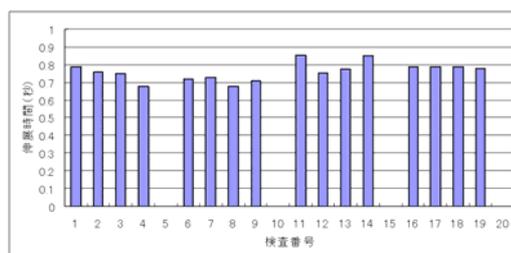


図9 訓練後検査結果(BB)

訓練前後の検査結果を、図6と図7に示す。横軸は検査番号で、第1セットが1~4、第2セットが6~9、第3セットが11~14、第4セットが16~19である。縦軸は各検査内の伸展時間の平均値を秒で表している。

訓練前の伸展所要時間を4条件で比較すると、屈筋の痙縮が高まり易い肘屈曲を他動的に行った試行に比べ、自動で屈伸を反復した試行では伸展時間が1.1秒程から1.4秒へと運動速度が低下した。屈曲を他動で介助し、伸展時に振動刺激で促進した試行では振動刺激のない第1セットに比べて1秒と運動時間の改善があり、自動での屈伸反復に振動刺激を加えた条件では所用時間の変化は少なく、最後の試行でも1.1秒であった。

この結果は、伸展時に振動刺激を加えることにより、運動速度の改善と運動反復に伴う痙縮増強がなく、運動速度の改善が継続したことを示している。

訓練後の検査では、伸展所要時間がいずれの条件でも0.8秒程となり、治療前に比べて著しい運動速度の改善が示された。一方では、訓練前には効果が明らかであった伸展時の振動刺激の効果は見られなくなった。

2) BB: 77歳、男性、脊髄小脳変性症(10数年)、脳梗塞、左片麻痺(上肢拳上と肘の屈伸、手指の屈伸は可能であるが、運動速度が遅く、運動失調がある)、脳梗塞の罹病期間3カ月。入院時は現在よりも肩、肘、手指の運動速度は遅く、痙縮は弱い運動失調が強かった。

訓練前の伸展所要時間を4条件で比較する(図8、図9参照)。屈筋の痙縮が高まり易い肘屈曲を他動的に行った試行と自動で屈

伸を反復した試行とも 0.75 秒前後と変化は少なかった。伸展時に振動刺激で促進した検査では振動刺激のない条件の第 1 セット、第 2 セットに比べて所要時間 0.7 秒程とやや改善の傾向があった。

訓練後の所要時間は、第 1 セット、第 2 セットの振動刺激のない条件では 0.7 秒を下回る試行があるなど治療前に比べて改善していたが、訓練前には効果が明らかであった伸展時の振動刺激を含む第 3 セット、第 4 セットの条件では改善は無かった。

これらの結果より、振動刺激を用いた訓練による効果が僅かに認められたが、訓練後は振動刺激による運動速度の改善は見られなかったことが分かる。

以上の 2 例の考察を以下に述べる。2 例の脳卒中片麻痺上肢に免荷装置と機能的振動刺激を併用した訓練(10 分、5 回)を行い、痙縮の強い例(AA)では 明らかな治療効果を認められたが、痙縮は弱く運動失調が明らかだった例(BB)では同装置での訓練効果は小さかった。効果発現のメカニズムについては、免荷装置のみで訓練を行って効果が頭打ちになった後に振動刺激を追加併用した検討ではないので断定的な結論は出せないが、症例 AA では治療前評価の際に振動刺激追加が運動速度の改善を示しており、免荷装置に振動刺激を併用した訓練の有用性を示唆している。症例 BB では訓練前評価での振動刺激の効果が小さく、訓練後の運動速度の改善も少ないことから、この振動刺激併用が有効であったとは断定しがたい。今後運動に伴う痙縮増加が見られる例を中心に、免荷装置と機能的振動刺激を用いた訓練の有効性を検討したい。

以上要するに、本研究で開発した上肢運動療法システムでは、これまで介助による運動療法しかできなかった患者に、介助なしの訓練のことが期待できる。また、機能的振動刺激による訓練量の増加が麻痺回復を促進することが期待できる例も示すことができた。今後は症例数を増やし、より効果的な運動療法の開発につなげたい。また、上肢の免荷方法の更なる改良にも努めたい。

参考文献

1. 川平和美: “片麻痺回復のための運動療法 川平法と神経路強化的促進療法の理論”, 医学書院(2006)
2. 辻尾昇三: “片麻痺上肢の随意運動を促進し麻痺回復を促進する機能的振動刺激装置の開発と臨床応用”, 平成 17 年度~平成 18 年度科学研究費補助金(基盤研究(C))研究成果報告書(課題番号 17500363)(2007)
3. 辻尾昇三、川平和美、下堂蘭恵、余永、林良太: “上肢免荷機能を有する脳卒中片麻痺上肢運動療法システムの開発と臨床応用”、第 27 回計測自動制御学会九州支部学術講演会予稿集、pp. 291 294(2008.11)

痺上肢運動療法システムの開発と臨床応用”、第 27 回計測自動制御学会九州支部学術講演会予稿集、pp. 291 294(2008.11)

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔学会発表〕(計 1 件)

辻尾昇三: “上肢免荷機能を有する脳卒中片麻痺上肢運動療法システムの開発と臨床応用”、第 27 回計測自動制御学会九州支部学術講演会、2008 年 11 月 29 日(琉球大学)

〔その他〕

南日本新聞 記事: 腕の片まひ一人で訓練 - 鹿大リハビリセンターなど装置を共同開発、筋肉に刺激・反復運動、2008 年(平成 20 年)11 月 28 日 金曜日 くらし 16

6. 研究組織

(1)研究代表者

辻尾 昇三(TSUJIO SHOWZOW)

鹿児島大学・工学部・教授

研究者番号: 40081252

(2)研究分担者

川平 和美(KAWAHIRA KAZUMI)

鹿児島大学・大学院医歯学総合研究科・教授

研究者番号: 20117493

下堂蘭 恵(SHIMODOZONO MEGUMI)

鹿児島大学・大学院医歯学総合研究科・准教授

研究者番号: 30325782

余 永(YU YONG)

鹿児島大学・工学部・准教授

研究者番号: 20284903

林 良太(HAYASHI RYOTA)

鹿児島大学・工学部・准教授

研究者番号: 40288949