

障がい者の座位姿勢の改善を目的としたリハビリテーション装置の作製

Producing Rehabilitation Prototype Device to Improve Sitting Posture for Disabled People

○ 新 慎之介（阪府大院） 新谷 篤彦（阪府大） 米津 亮（阪府大）
中川 智皓（阪府大） 伊藤 智博（阪府大）

Shinnosuke ATARASHI, Graduate School of Engineering Osaka Prefecture University
Atsuhiko SHINTANI, Osaka Prefecture University
Ryo YONETSU, Osaka Prefecture University
Chihiro NAKAGAWA, Osaka Prefecture University
Tomohiro ITO, Osaka Prefecture University

Abstract: Rehabilitation devices to improve postures are importance for disabled people. However, almost of them was conducted in standing posture, which would lead them a risk of falling. From this point of view, developing a new safely rehabilitation device would be necessary. Therefore, a rehabilitation prototype device which can be conducted in sitting posture was made. The purpose of this pilot research study was to assess the effects of our prototype device on muscle activities and floor reaction force in a healthy adult. The experiment was conducted in 3 sitting reach movement conditions: extended upper body, flexed upper body and flexed upper body with our prototype device.
Key Words: Sitting Posture, Rehabilitation Device, Disabled People, Reach Movement

1. 緒言

現在，身体障がい者の姿勢改善を目的としたリハビリテーション装置は，立位で使用するのが多く，立位や歩行が困難な人々にとって転倒の危険性がある．そのため，積極的導入が懸念されており，座位姿勢で使用可能なリハビリ装置の開発が必要だと考える．そこで座位でのリーチ運動に着目し，リハビリ装置の試作機を作製し，健常者でリーチ運動中の試作機装着効果を確認する．その後，試作機を用いて実験を実施し，床反力や筋電位などの各種データを基に試作機の有無による効果を検証する．ここで，身体障がい者の中には上体が曲がった姿勢で運動する人もいるため，実験では健常者の真っ直ぐな姿勢の条件（以降，Ext.）と健常者が障がい者の姿勢を模擬した上体を曲げた姿勢かつ装置無し条件（以降，Flex. w/o），さらに Flex. で試作機を使用した条件（以降，Flex. w/）の3種類のデータを比較することにした．

2. 実験

2.1 実験条件

本研究では試作したリハビリ装置の効果を検証するため，装置無しと有りの実験を行った．身長 173cm，体重 65.0kg である健常な男性 1 名（以降，A とする）被験者とした．また，リーチ運動は被験者が椅子に座った状態から目の前の Object（目標物）に到達し，元の位置に戻る動作を一連の運動とする．（Fig.1 参照）

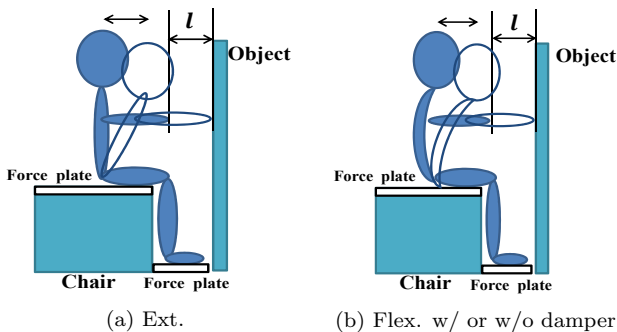


Fig.1 Postures

2.2 試作機

今回の試作器はリーチ運動時の目標物に到達後，上体の後方移動に対する挙動の改善に焦点を当て試作した．

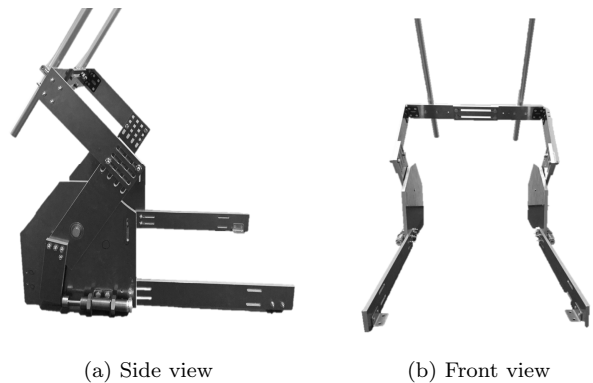


Fig.2 Rehabilitation prototype device

Fig.2(a), (b) はそれぞれ試作した装置の正面図と側面図である．材質は強度・安全性の観点から概ねアルミニウムとしたが，全体としてサイズが大きいため，やや重たい装置となった．しかしながら，被験者に装着するわけではなく椅子に設置して使用するため，現時点で問題ではないと考えている．この装置が被験者のリーチ運動に沿って動くのであるがその詳細は Fig.3 を基に説明する．

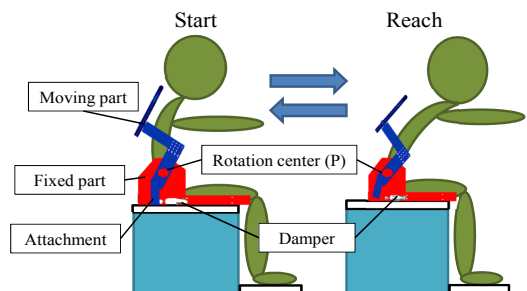


Fig.3 How to use the prototype

試作機は Fig.3 に示すように、大きく分けて赤色の固定部とその部分に対して点 P まわりに回転できる青色の可動部からなる。被験者の体は固定部の内側に置かれ、青色の可動部は上体を支える形となっている。Fig.3 の右矢印のように、リーチ運動を始め目標物に到達するまでは可動部は上体をあまり支えない。一方、左矢印のように目標物到達後、スタート位置に戻る際はスタート位置に近づく可動部の下側にある突起部がダンパーを押し込むことで反発力が働き、被験者の戻る動きに対してのみ負荷がかかる仕組みとなっている。目標物到達前は突起がダンパーと離れる方向に動くので、反発力は働かない。健常者で使用した際、不具合なく稼動し、また安全に使用できたため本研究での実験ではこの試作機を使用することにした。

2.3 実験方法

被験者は両腕を伸ばし、水平に保った状態で座位姿勢で目標に向かってリーチ運動を行った。実験リーチ距離 l については、被験者が台に座った状態で前方へ両腕の到達しうる最大リーチ距離を 100% とし、その 60% を実験リーチ距離に設定した。すなわち、実験リーチ距離を l 、最大リーチ距離を l_0 として $l = 0.6l_0$ となる。この距離でリーチ運動を 10 回反復し、そのうち 2~9 回目を本研究の評価対象とした。

なお、リーチ速度に関しては、メトロノームを使用した。音が鳴った瞬間に運動を開始し、次の音で目標物に到達、さらに次の音が鳴った際に元の位置に戻るとし、一連の運動時間を 3 秒として実験を実施した。

このような条件下の運動を、4 台のカメラで構成された動作解析装置 (Kinema Tracer: キッセイコムテック社) で記録した。被験者には、事前に両側の肩峰、股関節大転子、膝、外果最突点、つま先の計 10 点にマーカーを貼付した。さらに筋電計 (MQ-Air: キッセイコムテック社) を用いて運動中の筋活動も記録した。測定した筋肉は、前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋、ハムストリングス、脊柱起立筋、の 5 箇所とした。これらの筋肉は抗重力筋と呼ばれる筋肉群に含まれ、姿勢保持などに重要な役割を担っている。また、床反力計 (TF-3040-A: テック技販) を、殿部と足部にそれぞれ 1 台設置し、リーチ運動中の足部、殿部にかかる力を計測した。

3. 実験結果

3.1 評価方法

リーチ運動中の筋活動を評価するため、積分筋電位 (IEMG[mV]: Integrated electromyograph) を用いる。IEMG とは以下の式で表され、生の筋電位 (EMG[mV]) の移動平均を取り、平滑化したものを言う。

$$IEMG(t) = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t |EMG(t)| dt \quad (1)$$

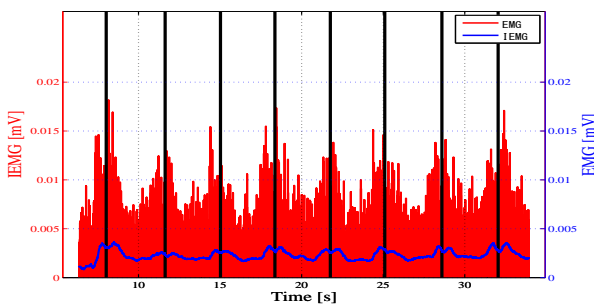


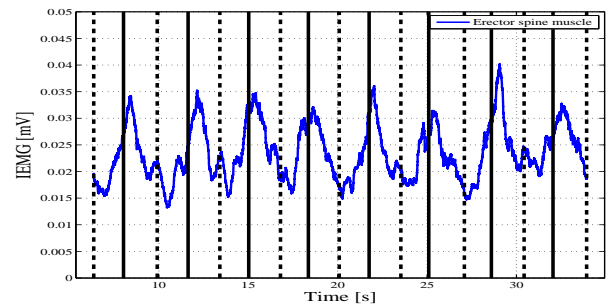
Fig.4 Comparison of EMG and IEMG

Fig.4 に示すように、EMG より IEMG の方がなめらかな変化が見られるため、リーチ運動中の筋活動の傾向を評価しやすいこ

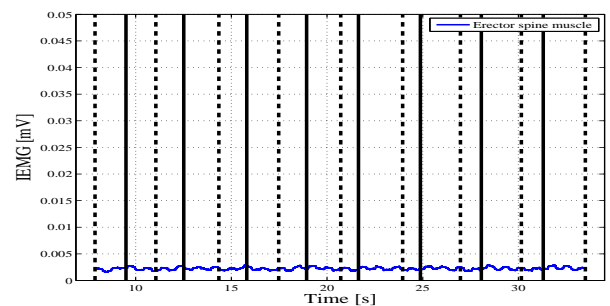
とが分かる。これにより、本研究では IEMG で筋活動の評価を行っていくことにした。

3.2 脊柱起立筋

Fig.5(a), (b) はそれぞれ、リーチ運動中の Ext. 状態と Flex. w/o 状態における脊柱起立筋の筋活動の変化を示している。破線はリーチ運動の各サイクルのスタート時刻、実線は目標物に到達した時刻を表している。また、横軸は経過時間、縦軸は IEMG の値を示している。



(a) Ext.



(b) Flex. w/o

Fig.5 IEMG of Erector spinae muscle in Ext. and Flex. w/o

Fig.5(a) と (b) を比較すると、脊柱起立筋は Ext. 状態では目標物に到達の際に大きな活動が見られ、スタート位置に戻るとその活動は小さくなるのが分かる。一方 Flex. w/o 状態においては、Ext. 状態と比較すると極端に小さな筋電位のみ発生している。すなわち、Flex. w/o 状態では脊柱起立筋はほとんど活動していないと考えられる。

次に Fig.6 に Flex. w/状態の脊柱起立筋の筋活動を示す。

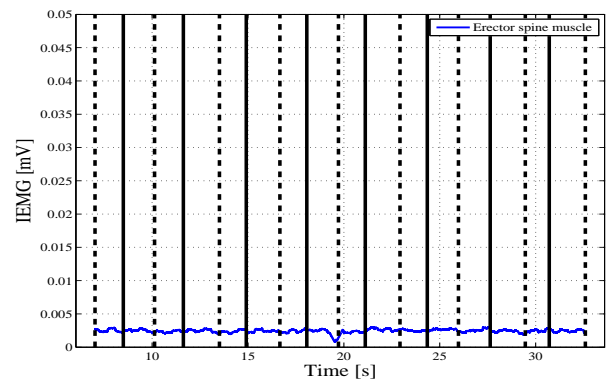


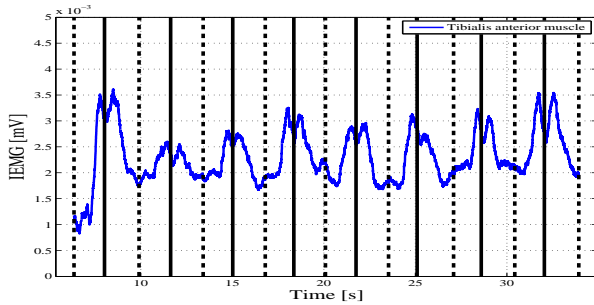
Fig.6 IEMG of Erector spinae muscle in Flex. w/

Fig.5(b) と Fig.6 を比較すると、筋電位に差が見られないため、あまり試作機の効果が見られないことが分かる。これは、被験者は健常者であるため Flex. w/o 状態を作り出す際、上体を

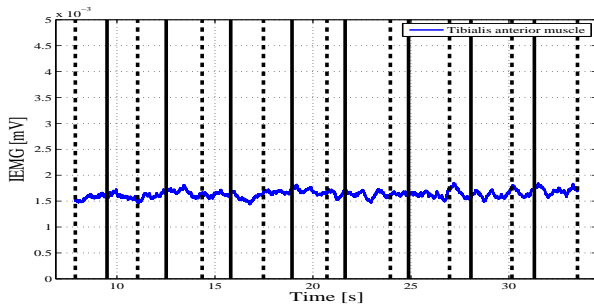
曲げることで脊柱起立筋が固定されているためではないかと考えている。

3.3 前脛骨筋の結果

Fig.7(a), (b) はそれぞれ，リーチ運動中の Ext. 状態と Flex. w/o 状態における前脛骨筋の筋活動の変化を示している。破線はリーチ運動の各サイクルのスタート時刻，実線は目標物に到達した時刻を表している。また，横軸は経過時間，縦軸は IEMG の値を示している。



(a) Ext.



(b) Flex. w/o

Fig.7 IEMG of Tibialis anterior muscle in Ext. and Flex. w/o

Fig.7(a) と (b) を比較すると，前脛骨筋は Ext. 状態では目標物に到達の際に大きな活動が見られ，スタート位置に戻るとその活動は小さくなるのが分かる。一方 Flex. w/o 状態では，リーチ運動中に大きな変化はなく，一定の筋電位で活動を行っていることが分かる。

次に Fig.8 に Flex. w/状態の前脛骨筋の筋活動を示す。

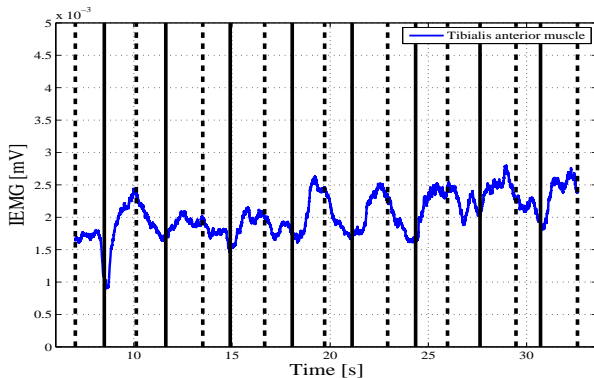


Fig.8 IEMG of Tibialis anterior muscle in Flex. w/

Fig.8 と Fig.7(b) を比較すると，試作機を使用した際は被験者が目標物に到達してから，スタート位置に戻る際に大きな筋活動の変化が見られる。これは，試作機が被験者が目標物に到達してから，スタート位置に戻る際に負荷がかかる機構であり，その負荷によって筋電位が大きく発生したためであると考えられる。また，時間の経過につれて波形のピーク値が上がっているため，こ

の試作機をある一定の時間使用することでリハビリ効果が見込めるのではないかと考える。

4. 結言と今後の展開

本研究では障がい者が座位でリーチ運動を行う際，安全に使用できる効果的なリハビリ装置を作るため，その基礎として試作機を作製し，健常者でその安全性と効果を検証した。以下に得られた結論を示す。

- ・ 健常者において，試作機が安全に使用できることを確認した。
- ・ 試作機の使用によって脊柱起立筋の筋活動は活発化しなかった。
- ・ 試作機の使用によって前脛骨筋の筋活動は活発化した。

今後の展開として

- ・ 被験者を障がい者として実験を行う。
- ・ 健常者と障がい者の筋活動のデータ比較を行う。

5. 謝辞

本研究は，JSPS 科研費（基盤研究 C）（課題番号：2535067）の助成を受け実施した。

参考文献

- (1) 小峰一宏，山本澄子，“目標物の位置が座位リーチ動作に及ぼす影響” 理学療法科学，28(2)，pp.195-199，2013.
- (2) 渡部潤一，白石麻貴，田内秀樹，鴻上繁，“座位姿勢の変化が前方リーチ距離と立ち上がり後の立位バランスに及ぼす影響” 理学療法科学，26(6)，pp.743-746，2011.
- (3) 新慎之介，新谷篤彦，米津亮，中川智皓，伊藤智博，“健常者によるリーチ運動における姿勢の違いが筋活動や床反力に及ぼす影響”，日本機械学会 2015 年次大会 DVD-ROM 論文集，No.15-1，J1040103，pp1-5，2015.
- (4) 新慎之介，新谷篤彦，米津亮，中川智皓，伊藤智博，“リーチ運動による座位姿勢の骨盤後傾を改善する装置の検討”，日本機械学会関西支部第 91 期定時総会講演会メカボケーション学生研究発表セッション，P064，2016.