

三軸加速度センサを用いた人間動作の解析

小 西 恭 平・宮 脇 和 人・木 澤 悟

Measurement of human movement with three-dimensional acceleration sensor

Kyouhei KONISHI, Kazuto MIYAWAKI and Satoru KIZAWA

(平成22年11月26日受理)

The developments of technology for people with disabilities are required to improve the quality of life of the elderly in the future aging society. It is done in light compact arm balancer three axis acceleration sensors and this device pays attention on motion analysis system. As a result of the experiment, the program creates a read speed from the acceleration sensor, the system has been compared to actual operating principal which is simple and most reliable.

1. 緒言

これからの高齢化社会を迎えるに当たって、高齢者・障害者における生活の質（Quality of life）の向上を目的とした福祉介護機器の開発が求められている^{(1)~(3)}。さらに、近年の高齢化に伴い、脳血管疾病や骨折などにより、腕を自分の力で動作させることが困難になった高齢者・障害者が増加している状況にある。このような高齢者・障害者のために新しく開発された腕動作支援装置「アームバランサー」という器具がある⁽⁴⁾。この装置は脳血管疾病や骨折、ALS（筋萎縮性側索硬化症：運動神経だけが選択的に冒される進行性の難病）などにより腕の筋肉が弱まった人の腕の動きをサポートする腕動作支援装置のことである。従来の腕動作支援装置には、次のデメリットがあった。まずひとつは、吊り下げ方式のため、機器が大がかりなこと。ふたつ目は機器が大きいため、使用している様子を他人に見られたくない、という問題点である。それらの問題点を改善するために、ガススプリングを用いたリンク機構により軽量コンパクト化された装置が「アームバランサー」である。

このような「アームバランサー」などの福祉介護機器はユーザーの補装具として利用されてきたため、ユーザーにとっての使いやすさに関するアンケート調査など定性的な評価は行われてきたが、ユーザーが福祉介護機器を使用している状態での、ユーザー自身の動作に対する評価は行われてい

ない。また、関節が拘縮して、腕が到達する範囲が制限された患者がリハビリテーションにより、腕が到達する距離が伸びたり、腕が自分の意思により一定の速度での移動が可能になるなどリハビリの効果を評価するシステムがないことが、医療関係者から指摘されている。

そこで、本研究はこの腕動作支援装置「アームバランサー」を例にとり、ユーザーが実際に使用した際の動作測定を小型な3軸加速度センサによって行い、ユーザーが利用している時の加速度、速度を計測することでユーザーの動作を定量的に評価するシステムの構築を目的とした。今まで福祉介護機器として利用されてきた「アームバランサー」に、本システムを組み込むことで、腕が動く時の加速度や速度が計測可能となり、リハビリテーションにより患者がどの程度改善したかの効果を定量的に評価し、データベース化することも可能となる。計測のシステムとしては、「アームバランサー」の可動する関節すべてにエンコーダーを取り付けて、運動学的に計算する手法も考えられるが、「アームバランサー」の最大の特徴が軽量・コンパクトのため、測定システムに関しても小型化が可能となる3軸加速度センサを用いた。

2. アームバランサー

2.1 構成

今回使用したアームバランサーは、ステンレス製

のリンクと回転ジョイント、および、ガスピリングから構成される、非常にシンプルな構造である。このアームバランサー各部の構成と、装着した様子を図1, 2に示す⁽⁴⁾。

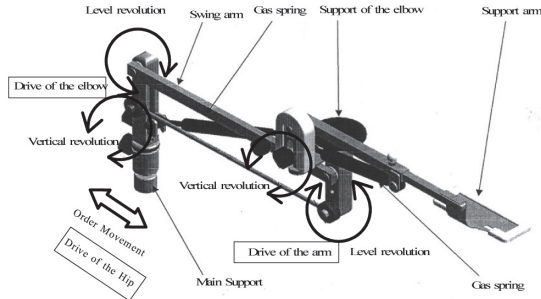


図1 アームバランサーの構成



図2 アームバランサーの使用例

2.2 仕様

アームバランサーは、手首部を保持するサポートアーム、肘部を保持するスイングアームから構成されている。メインサポート部は約300mm前後にスライドする。サポートアームとスイングアームは、回転ジョイントにより、それぞれ上下旋回、水平旋回することができる。このサポートアーム、スイングアームには、ガスピリングが装着されており、それにより腕のアシストを可能にしている。サポートアーム以外は部品を組み替えることで右手仕様を左手仕様にすることも可能である。可動範囲は3次元に動作するため、図2に示すように字を書く動作から、コップを持ってコーヒーを飲む動作など、広範囲の腕動作が可能である。

アームバランサーの主な仕様を表1として以下に示す。

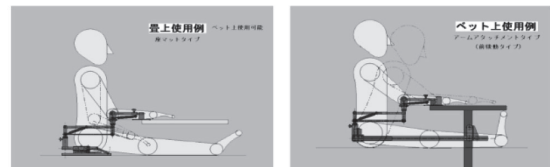
表1 アームバランサーの仕様

項目	仕様
動作	腰関節部 前後移動
	肩関節部 上下旋回
	水平旋回
	肘関節部 上下旋回
	水平旋回
駆動源	ガスピリング
横幅/高さ	350mm/225mm
補助(設計)荷重	10N(肘部)/5N(手首部)
質量	20N

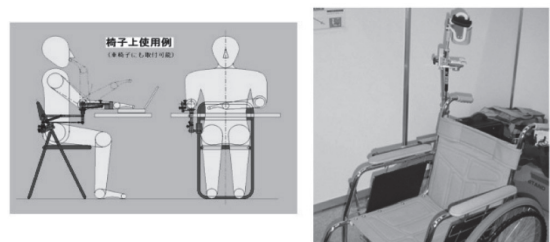
2.3 使用方法

図3にアームバランサーの使用法を示す。吊り下げ式の腕動作支援装置とは異なり、腕より下に設置されるので動作中に本体が作業の邪魔にならない構成である。また、軽量小型なリンク機構のため、オプションの取り付け金具を変更することにより、畳上での使用(図3(a))、いす上での使用(図3(b))、ベッド上での使用(図3(c))、車いすでの使用(図3(d))など、様々な場所で使用することができる。

また、手首を保持するサポートアーム部と腕部を補助するスイングアーム部はどちらも支点の位置を調節することで容易にアシスト荷重を調整することが可能である。



(a) 畳上の使用例 (b) ベッド上の使用



(c) 椅子上の使用 (d) 車いす上の使用

図3 アームバランサーの使用例

3. 実験

3.1 実験装置

本研究で製作した、「アームバランサー」の動作測定システムの概略図を図4に示す。3軸加速度

センサ (KXM52-1050: 株式会社秋月電子通商) を「アームバルンサー」の肘部に設置し、配線をわかりやすくまとめるために中継用の基盤を設置した。「アームバルンサー」が動作した時の加速度は電圧として出力されるため、RT-DAC/USB (リアルテック製) によりアナログデータをデジタルデータに変換し、PCに入力して電圧を加速度に変換する処理をプログラムで行った。変換処理には MATLAB simulink を使用した。RT-DAC/USBを用いることでサンプリングの周期は20msesとし、リアルタイムの処理が可能である。3軸加速度センサからの出力はノイズ成分を多く含むため、カットオフ周波数5Hzのローパスフィルタを用いて、高周波成分のノイズを除去した。次に、ローパスフィルタをとおした電圧データを加速度の単位に換算し、その加速度を積分処理することで速度を算出した。ここで、加速度をそのまま積分すると、加速度センサの低周波ノイズにより、数msecで加速度の積分値すなわち速度はプラス無限大に発散してしまうため、積分値の立ち上がり立ち下がりのときに、測定値をゼロにリセットするようにプログラムを工夫して、プラス無限大への発散を防いだ。

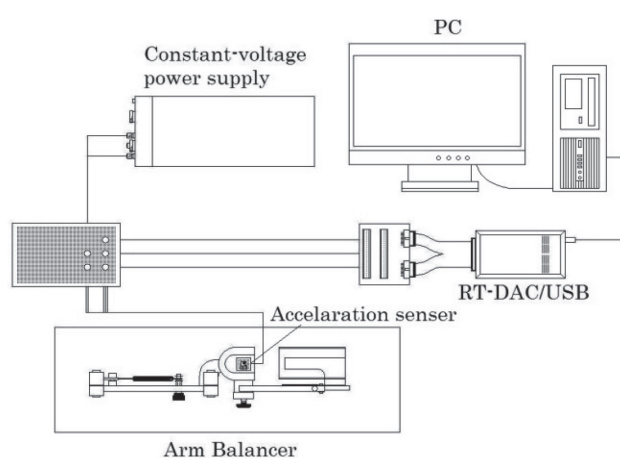


図4 動作解析システム概略図

3.2 加速度センサ

本実験で使用した加速度センサの概要を述べる。株式会社秋月電子通商の製品である三軸加速度センサ KXM52-1050は、-2Gから2Gの範囲で測定できる小型3軸加速度センサボードである。電源電圧は3.3V~5Vとの範囲で使用可能である。加速度の測定とともにセンサボードを傾けることにより重力にも反応し、傾きセンサとしても利用可能である。加速度センサの写真を図5に示す。

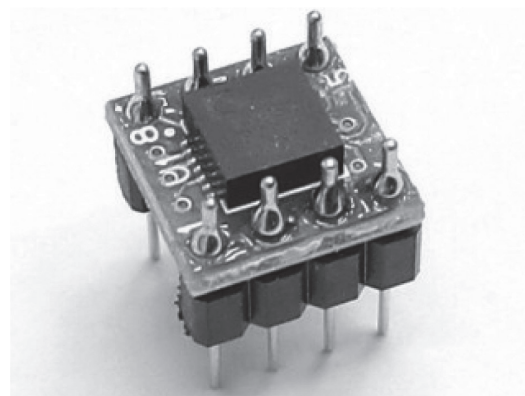


図5 三軸加速度センサ KXM52-1050

- XYZ ±2G
 - アナログ出力 感度：660mV/G
 - オフセット 1.65V (0g: 3.3V時)
 - 電源電圧：3.3~5V (標準：3.3V)
 - 周波数範囲：10~1500Hz
 - ◎ コンデンサ4個実装済み (基板裏)
- 本実験では5Vの電源電圧を採用した。

3.3 実験方法

「アームバルンサー」の肘部分に3軸加速度センサ KXM52-1050を取り付け肘部の加速度データを収集した。図6はサンディング動作と呼ばれるリハビリテーションの様子である。テーブル上面の2次元平面上を、ハンドルが取り付けられた箱状のボックスを、前後、左右に(x方向, y方向)に動かすことで関節の拘縮等を緩和させ可動範囲を広げるリハビリテーションである。図6は大学病院のためサンディング動作専用の設備であるが、患者が自宅で行う場合は、食卓などの大きめなテーブル上面をタオルや布巾で拭き掃除をする要領である。本実験はこのサンディング動作を模擬して以下に示す条件で行った。このようにサンディング動作などをリハビリテーションを継続的に行った結果、患者がどのぐらい機能回復できたかの評価方法は、脳卒中上肢機能検査、簡易上肢機能検査などが行われている⁽⁵⁾。これらの評価手法は、どこまで手が届くか、ボールやコインをつまみ上げる、または、立方体を移動させる時間などが評価項目となっている。手が届く距離の測定方法は、メジャー・定規などを用いることで容易に行うことができる。しかし、速度の測定は、各動作中の速度が容易に測定できないため、立方体を5回移動させた時間など一連の動作を行った時間を計測している。本研究ではこの計測しにくい速度に着目した。一定の速度で腕を動かす動作は人間の

動作で筋骨格系と神経系の協調作業となるため重要である。

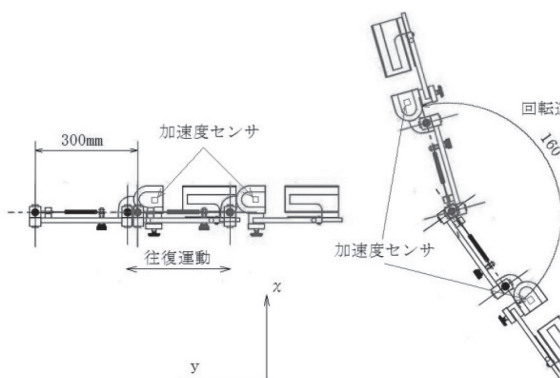


図6 サンディング動作

アームバルンサーの肘部分に三軸加速度センサ KXM52-1050を取り付けた。図6はアームバルンサーを上面図である。図6に示すようにアームバルンサーを直線運動・回転運動の動作を行い、加速度センサによる動作解析を行う。

直線運動は、図7に示すようにアームバルンサーの本体をy軸方向に300mmの距離を一定の速度で往復させ、20秒間測定した。往復の時間は2秒間に一往復と、その半分の速度、つまり4秒間に一往復の2つの条件で実験を行った。

回転運動は約160°の角度を一定の速度で往復させ、20秒間測定した。往復の時間は2秒間に一往復と、その半分の速度、つまり4秒間に一往復の2つの条件で実験を行った。



(a) 直線運動

(b) 回転運動

図6 実験動作

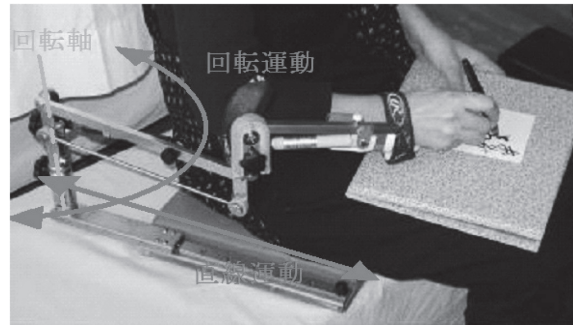
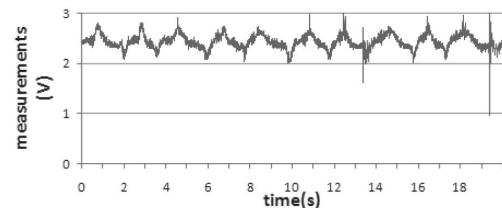


図7 アームバルンサーの動作

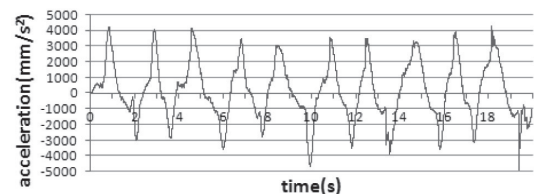
4. 実験結果

4.1 直線運動y軸測定

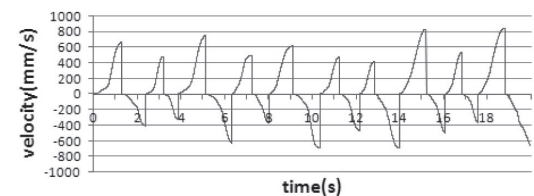
アームバルンサーの直線運動を2秒間に一往復した時の、y軸の測定値と加速度、速度をそれぞれ図8に示す。加速度・速度のグラフより、正負の値を交互に繰り返しているのが、往復運動を行っていることがわかる。



(a)直線運動 2秒一往復測定値



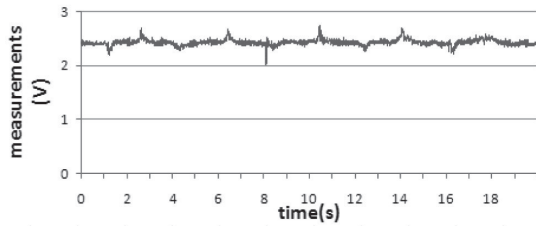
(b)直線運動 2秒一往復加速度



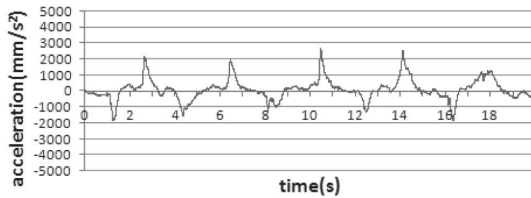
(c)直線運動 2秒一往復速度

図8 直線運動 2秒一往復

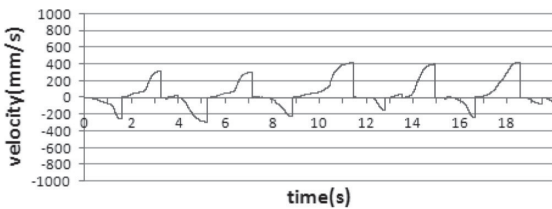
図9は4秒に一往復動作させたときの実験結果で、2秒に一往復させたときよりすべての数値が小さくなり、往復回数が半分になっていることもわかる。



(a)直線運動 4 秒一往復測定値



(b)直線運動 4 秒一往復加速度

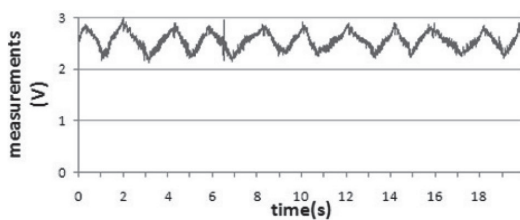


(c)直線運動 4 秒一往復速度

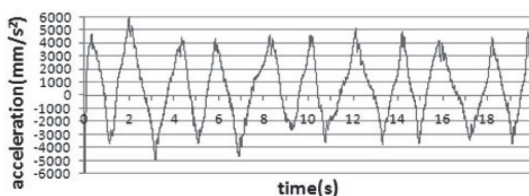
図 9 直線運動 4 秒一往復

4.2 回転運動 x 軸測定

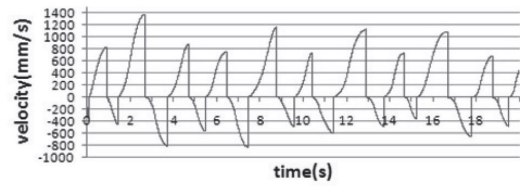
アームバルンサーの回転運動を 2 秒間に一往復した時の、x 軸の測定値と加速度，速度をそれぞれ図 10 に示す。それぞれの値が上昇・下降を繰り返し、往復運動を繰り返していることがわかる。



(a)回転運動 2 秒一往復測定値



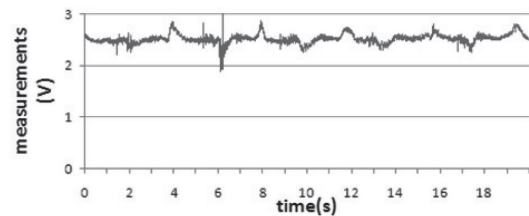
(b)回転運動 2 秒一往復測定値



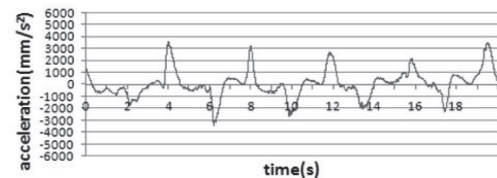
(c)回転運動 2 秒一往復測定値

図 10 回転運動 2 秒一往復 x 軸

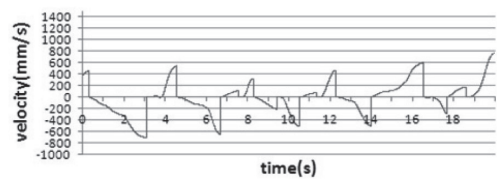
図 11 は 4 秒間に一往復の動作を行った際のデータである。2 秒間に一往復のデータと比べ、明らかに反応が小さいことがわかる。また、最大速度・最大加速度も半分程度の値となっており、実際の動作がグラフから読み取れることがわかる。



(a)回転運動 4 秒一往復測定値



(b)回転運動 4 秒一往復測定値

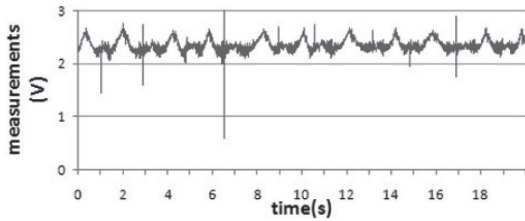


(c)回転運動 4 秒一往復測定値

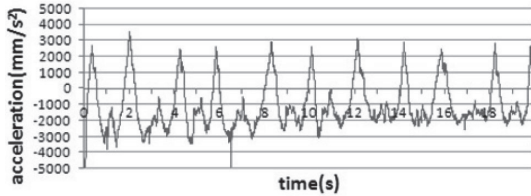
図 11 回転運動 4 秒一往復 x 軸

4.3 回転運動 y 軸測定

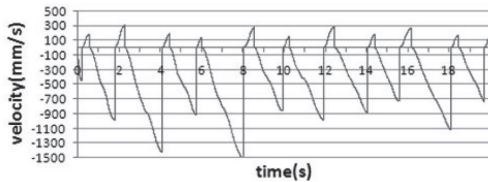
アームバルンサーの回転運動を 2 秒間に一往復した時の、y 軸の測定値と加速度，速度をそれぞれ図 12 に示す。それぞれの値が上昇・下降を繰り返し、往復運動を繰り返していることがわかる。



(a)回転運動 2 秒一往復測定値



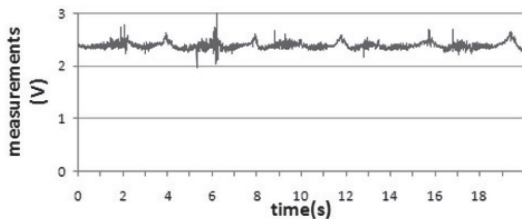
(b)回転運動 2 秒一往復測定値



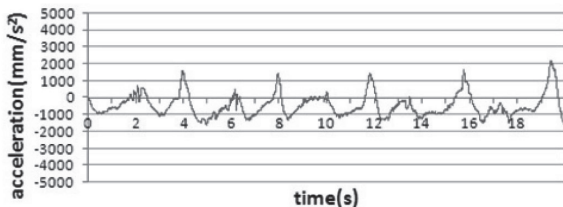
(c)回転運動 2 秒一往復測定値

図12 回転運動 2 秒一往復 y 軸

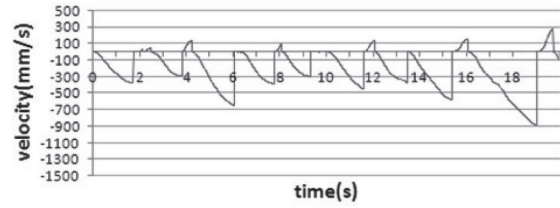
図13は 4 秒間に一往復の動作を行った時の y 軸のデータである。2 秒間に一往復のデータと比べて半分程度の値となっており、実際の動作がグラフから読み取れることがわかる。



(a)回転運動 4 秒一往復測定値



(b)回転運動 4 秒一往復測定値



(c)回転運動 4 秒一往復測定値

図13 回転運動 4 秒一往復 y 軸

5. 考察

今回の実験の、図 8(c) と図 9(c) のデータの速度を見てみると、ひと山の速度の平均が約300mm/sとなっている。これは実際に 1 秒で300mm 動かし時のデータであるので、作成した解析システムは信頼性があると考えられる。また、図 8 は 2 秒で一往復で、図 9 は 4 秒で一往復であることもグラフから読み取れる。

回転運動のデータより、x 軸 y 軸ともに往復運動を行っていることは想像できるが、実際の運動の軌跡をデータから読み取ることは難しい。また、y 軸の速度・加速度には、正方向よりも負の方向に大きく数値が偏っている。これは回転運動することにより発生した遠心力の影響が大きいとみられる。速度が大きいほど遠心力の影響は大きくなるが、実際にリハビリ機器に用いる場合は、使用者の動作速度はそれほど速くないと考えられるため、遠心力を考慮すべきかこれからの課題となる。

速度を測定することによって、リハビリ時に一定の速度で動作することできることや、リハビリを続けることによってどの程度の速度で動作できるようになったかを検証することができる。また、加速度の測定によって、リハビリ動作時に腕の震えが発生していることを発見することができる。実験の結果より、加速度の差や速度の差を測定することでできたので、リハビリ機器の定量的な評価方法として使用することができると考えられる。

6. 結言

本研究ではリンク機構を用いた高齢者・障害者用の腕動作支援装置アームバルンサーに着目した。この機器をリハビリ機器として用いるためにデータを測定し、リハビリ効果の定量的な確認を目的とした。その実験の結果、以下のことが言える。

1. アームバルンサーの測定システムの構築を行った。
2. 加速度センサから速度の測定は可能である。
3. 速度・加速度の測定により、アームバルンサーの使用によるリハビリ効果の定量的な測定が可能である。
4. 回転運動をした際の実際の動作の軌道は、データだけでは読み取りにくい。
5. 一定以上の速度での回転運動は遠心力の影響が大きい、リハビリ用として用いる場合には遠心力の影響を考慮するかは今後の課題となる。

参考文献

- (1) 山内 繁, 参加支援工学, BME, 1998, Vol.12, No.8, 1-8.
- (2) 川村次郎, アシスティブテクノロジーの展望, BME, 1999, Vol.13, No.2, 2-7.
- (3) 藤江正克, 超高齢. 少子化社会生活に支援してくれるロボット, メカトロ機器, 日本機械学会誌, 1997, vol.100, No.944, 750-754.
- (4) 宮脇和人, 佐藤敏美他: 腕動作支援装置「アームバルンサー」の有効性評価 ライフサポート Vol.21 No.1 2009