

## 科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成25年 6月10日現在

機関番号：32619

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2010～2012

課題番号：22500515

研究課題名（和文） 計算機上の筋骨格を持つ人体モデルによる車いす座位保持装置設計システムの構築

研究課題名（英文） Development of design system for wheelchair seating system incorporated with human musculoskeletal model

研究代表者

花房 昭彦 (Akihiko Hanafusa)

芝浦工業大学・システム理工学部・教授

研究者番号：10547839

研究成果の概要（和文）：

座位姿勢解析システム、座位姿勢変換システム、駆動姿勢評価システムから構成される座位保持装置設計支援システムの構築を行った。座位姿勢解析システムでは、人体に設置したマーカーを認識し、その三次元座標を元に脊椎形状を推定し、計測に使用したカメラ画像に重ね合わせ表示する機能を開発した。また梁要素を使用した有限要素法により脊椎形状を推定する手法を開発した。座位姿勢変換システムでは、空気圧を利用したエアバッグを使用して、対象者の姿勢を変換可能なシステムの開発を行った。駆動姿勢評価システムでは、計測した肩の座標を入力して、骨盤の位置角度計算も行い、姿勢が崩れた場合の評価が行えるようにシステムを拡張した。正常姿勢、前傾姿勢、すべり座り姿勢の評価を行った結果、筋力計算結果と筋電計測結果との変化傾向が一致した。

研究成果の概要（英文）：

The system for wheelchair seating design system that consists of three sub-systems: a seating posture analysis system, a seating posture changing system, and a propulsion analysis system has been developed. The seating posture analysis system uses video cameras, and whose analysis software to measure three dimensional co-ordinates of markers on the patients. The shape of the spine is estimated virtually and overlaid on the current camera image. Also a method to estimate the spinal shape by the finite element method (FEM) using beam elements has been developed. The seating posture changing system uses pneumatically controlled airbags installed in the wheelchair seat to change the posture of the patient aiming to generate a good posture. The function of propulsion analysis system has been enhanced to input the current seating posture from shoulder co-ordinates, calculate the position and inclination angle of pelvis and enable to estimates the imbalanced posture. The normal, anterior inclined, and slipped backward-leaning posture were evaluated by the system and the trend of variation of calculated muscular forces coincided with measured EMG.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2010年度	1,200,000	360,000	1,560,000
2011年度	1,100,000	330,000	1,430,000
2012年度	800,000	240,000	1,040,000
年度			
年度			
総計	3,100,000	930,000	4,030,000

研究分野：総合領域

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：福祉用具・支援機器、座位保持装置・人体モデル

## 1. 研究開始当初の背景

障害者の座位姿勢を安定させるため、車いすなどに取り付けられる座位保持装置は、患者の座位姿勢を改善して保持させるため使用されてきた。近年は自発的な運動を阻害する拘束は避け、姿勢の復元や車いす駆動などの運動の支援を目指した機能的な座位保持装置を提供することが求められている。しかしながら製作にあたっては、対象者一人一人の体形計測、製作後の仮合わせと修正、仕上げ、さらには処方者、製作者のノウハウと技量が必要とされる。また座位姿勢時の脊椎形状の直接的な計測は困難であったため、その姿勢の良否は外観の観察、体の各部位の傾き計測(ISO16840-1)などによって行われてきた。これら座位保持装置の評価が計算機上で行え、車いす用の座位保持装置の設計を支援できる、本研究で目指すようなシステムは、これまで開発されていなかった。

## 2. 研究の目的

本研究の目的は、計算機上の筋骨格を持つ人体モデルを用いて、座位保持装置に着座した時の対象者の脊椎形状の変形・姿勢解析、車いすの駆動解析が行えるシステムを構築し、より対象者に適合した座位保持装置を短期間に開発できるようにすることである。なるべく簡易な計測による脊椎三次元変形形状の推定と表示が可能となるシステムの構築と、姿勢の変換できる座位保持装置の試作、様々な姿勢に対応した駆動評価システムの構築を目的とした。

## 3. 研究の方法

本研究で開発したシステムは、座位姿勢解析システム、座位姿勢変換システム、駆動姿勢評価システムから構成した。座位姿勢解析システムでは、センサ、カメラ等で座位姿勢の計測、およびその解析を行なう。本解析システムでは、仮想的にその姿勢での脊椎形状の推定も行う。座位姿勢変換システムは、車いすに設置した空気圧駆動のエアバッグを利用して姿勢を変換する。姿勢を随時変換しながら姿勢の解析が行えるようにすることを目的としている。駆動姿勢評価システムでは、車いすを駆動するときの姿勢、駆動に必要な駆動力や筋力を推定する。構築したシステムの研究成果について、以下座位姿勢解析システム、座位姿勢変換システム、駆動姿勢評価システムの順に説明する。なお、すべての実験の被験者は脊椎側湾症のない健康な男性であり、実験に対するインフォームドコンセントを書面により得た。

## 4. 研究成果

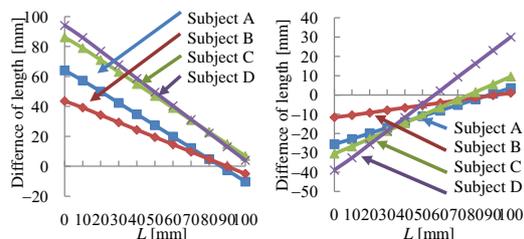
### (1) 座位姿勢解析システム

姿勢の計測には、現在 ISO16840-1 が標準として用いられているが、評価の指標の一つとして、脊椎形状も挙げられる。しかしながらその直接の

計測は困難であるため、対象者の外観をマーカーにより計測し、脊椎の形状を推定する手法を開発した。

### ① マーカーによる脊椎形状の推定

脊椎の位置と形状を推定するため、男性(20歳代)の被験者4名に、頭頂、肩峰、肋骨下端、腸骨稜、胸椎と腰椎の棘突起(6個)の各部位マーカーを計13個設置した。3次元動作解析装置 MAC 3D System (Motion Analysis 社)を用いて、立位時と座位時の前屈、背屈、右側屈、左側屈、右旋回、左旋回、の姿勢の計測を行った。体表上に設置したマーカーは、脊椎の中心軸から離れているため、前屈、背屈動作によってマーカー間の距離が変化する。このような屈曲動作を行っても、長さの変化しない位置の軸を脊椎の中立軸と定義し、その中立軸位置の推定を MATLAB (MathWorks 社)にて行った。棘突起のマーカー位置をスプライン曲線補間し、この曲線に垂直で、左右肩峰、肋骨下端、腸骨稜の中心方向に距離  $L$  離れた軸の伸縮量を調べた結果を図1に示す。

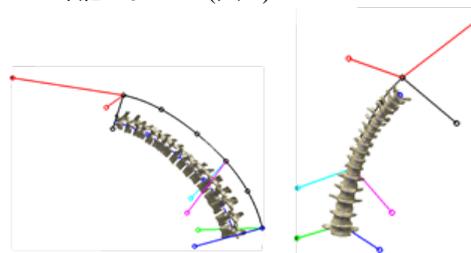


(a) 前屈時

(b) 背屈時

図1 距離  $L$  と前屈・背屈時の伸縮量の関係

$L$  が 60~100[mm]の状態では伸縮量がほぼ0[mm]となり、マーカーの半径が10[mm]であることを考慮すると、体表から脊椎中立軸までの位置は、約50~90[mm]と推定された。推定した脊椎中立軸の位置と形状に沿って、脊椎三次元モデルを MATLAB 上で重ねて表示させるプログラムの作成を行った。体幹の姿勢変化に応じて脊椎の中立軸を推定し、その形状を表示することが可能となった(図2)。



(a) 前屈時

(b) 側屈時

図2 脊椎三次元モデルの表示例

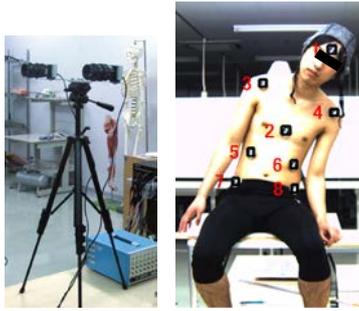


図3 計測に使用したカメラとマーカー

② カメラによるマーカー三次元座標計測

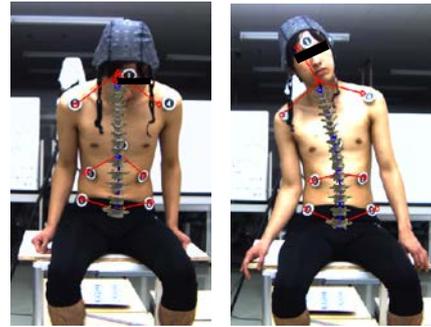
高価な三次元動作解析装置が無くともマーカーの三次元座標計測が可能となるように、300万画素のUSBカメラ(Imaging Source社DFK61BUC02)2台による座標計測システムの構築を行った。本システムもすべてMATLABを使用して開発した。カメラを平行に450[mm]離して設置する治具を作成し、マーカーを画像処理により抽出し、ステレオ法により三次元座標計測を行った。カメラの外観と被験者に設置したマーカーの例を図3に示す。マーカーには黒円(直径34[mm])の中に白い1から8の数字を記入したものを使用した。認識処理は以下の3段階の手法による。

- ・ 一定分散強調処理により二値化し、黒円形領域の抽出
- ・ 抽出領域の縦横比、大きさがテンプレートにあうようにアフィン変換、この時マーカー中央部の白領域の分布方向が直立するように回転変換も行う。白い縦楕円を描いた基本テンプレートと一定値以上の相関があるものをマーカー画像として認識
- ・ 数字マーカー各テンプレートと相関値の高いものからマッチング処理をし、数字を認識

以上の手法により、8種のマーカーを識別して認識することが可能となった。また背景に何も無い場合、距離1.5~6[m]、前後の傾き50[deg]、左右傾き30[deg]、回転80[deg]まで認識が可能であった。図3はすべてのマーカーの認識が可能であった例である。

使用したカメラによるステレオ計測手法によって計測した三次元座標と同じ位置に反射マーカーを設置して3次元動作解析装置MAC 3D Systemによって計測した三次元座標値を比較した。横縦270×200の4頂点を奥行き10[mm]毎に900[mm]移動して計測した計40頂点の誤差の平均値は28[mm]であった。現状、カメラレンズ等の歪補正は行っておらず、この誤差を小さくしていくことが今後の課題である。

計測したマーカーの三次元座標値から脊椎位置を推定し、カメラ座標系に座標変換することによって、カメラ画像と脊椎モデルを重ね合わせ表示を行った。その例を図4に示す。現状では、脊椎形状は反射マーカーにより推定した中立軸に沿って表示している。またカメラが正面にしか無いため、正面からの脊椎モデルしか投影できないという課題がある。



(a) 前屈の例 (b) 側屈の例

図4 カメラ画像と脊椎モデルの重ね合わせ表示

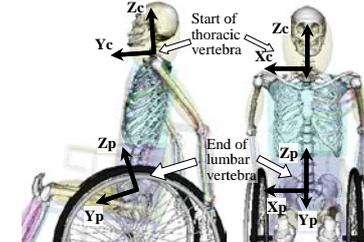


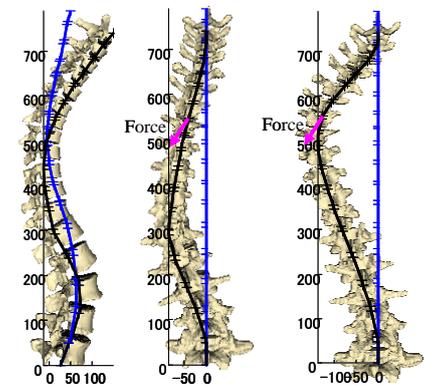
図5 腰椎最下端と胸椎最上端の座標系定義

③ 有限要素法による脊椎形状推定

なるべく少数のマーカーから脊椎形状を推定を可能にするため、梁要素を用いた有限要素法による手法を開発した。図5に示す骨盤部の腰椎最下端(第五腰椎最下端)と頸部の胸椎最上端(第一胸椎最上端)の三次元座標軸(Xp, Yp, Zp), (Xc, Yc, Zc)が求められているとして、その間の脊椎の形状を補間する。各椎骨と椎間板の平行移動と回転変換を含む下式の変換行列RTiを求める必要がある。

$$\begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \\ 1 \end{bmatrix} = RT_{CP} \begin{bmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{bmatrix} \quad RT_{CP} = \prod_{i=1}^N RT_i$$

各椎骨と椎間板の平行移動と回転変換を含む変換行列の計算には、梁要素による有限要素法を使用した。総要素数は腰椎から胸椎までの椎骨17要素、椎間板16要素の計33要素である。増分法による有限要素法のプログラムをMATLABにより作成した。本手法の特徴は、数秒の短時間で処理が可能、屈曲、側屈だけな



(a) 前屈 (b) 硬い胸椎 (c) 柔い胸椎

図6 脊椎形状の推定例

く旋回にも対応可能、各部位の材料特性を変更すると形状変更が可能、外力が付加されたときの影響を考慮可能なことである。

図 6 は上端部を前方に 100[mm]、下方に 50[mm]、下向きに 30[deg]回転させたときの脊椎形状推定結果である。(a)は外力が無い時、(b),(c)は第6胸椎に図の方向に外力が付加された時の結果であり、外力により脊椎が変形されていることがわかる。また(b)は胸椎部のヤング率を(c)と比較して30倍にした時の結果であり、(b)では胸椎部が直線形状となった。

推定した形状を評価するため、三次元動作解析装置 MAC 3D System(Motion Analysis 社)を用いて、被験者が前屈、背屈、右側屈、左側屈の屈曲した時の姿勢を計測した。マーカー(半径 10[mm])は被験者の頭頂、肩峰、肋骨下端、腸骨稜、胸椎と腰椎の棘突起 6 箇所計 13 個設置した。有限要素法で計算した脊椎形状と計測したマーカー位置から推定した脊椎中立軸の位置の最大誤差は、前屈の例で 13.6[mm]、側屈の例で 11.9[mm]であった。図 7 に前屈と側屈の例を示す。赤丸が計測したマーカー位置による脊椎中立軸の位置である。今後この脊椎形状推定結果と重ね合わせ表示システムの統合を進めて行く予定である。

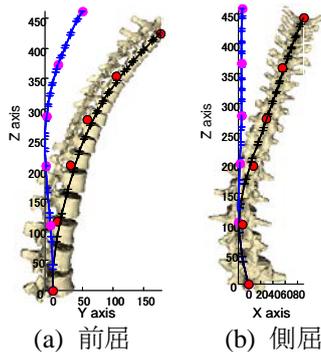


図 7 推定脊椎形状と計測マーカーの比較  
(2) 座位姿勢変換システム

座位姿勢変換システムの目的は、対象者の姿勢を様々に制御できるようにすることである。図 8 に示すように5個のエアバッグをチルトリクライニング車いす(Grand Fletcher Miki Corp.)の頭部、胸郭下部、骨盤部の左右計5箇所計5箇所に搭載した。頭部は呼吸、嚥下などの生理機能を維持し、頭頸部の姿勢制御、肩甲部のリラックスに重要であり、胸郭下部は側彎症を予防し、座面の圧力の軽減に、骨盤部は骨盤の後傾を要望し腰椎の自然な彎曲を維持するのに重要である。エアバッグを膨らませることによって姿勢を変換する。吸気と排気を制御するため、本システムは図 9 に示すようにエアバッグ、圧力センサ、吸気・排気用の電磁弁、制御回路、エアポンプ、データ収集器、計算機から構成した。圧力値をモニターしつつ指定したエアバッグに吸排気するプログラムを C#言語で作成した。現状のシステムでは、約 20 秒でエアバッグに吸排気することが可能である。

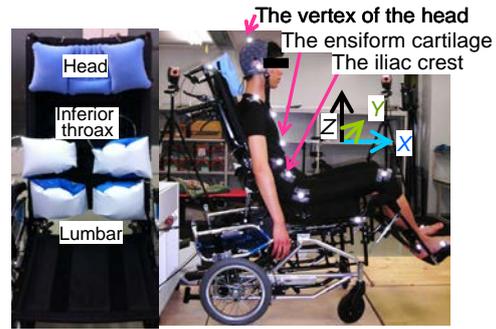


図 8 エアバッグの位置と基本座位姿勢

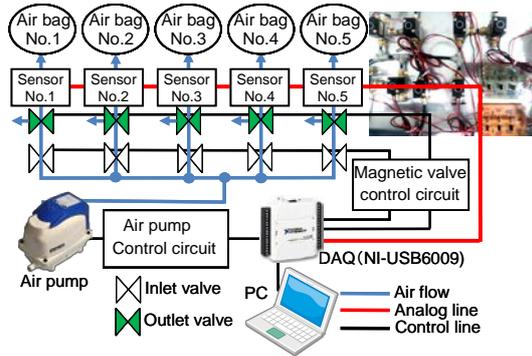


図 9 座位姿勢変換システムの構成

各エアバッグに吸排気したときの体の各部位の移動量を三次元動作解析装置 MAC 3D System(Motion Analysis 社)により計測した。マーカーは頭頂、頸切痕、剣状突起、左右の耳珠点、肩峰、胸郭下部、腸骨稜、膝蓋骨の計 13 箇所に設置した。マーカーの変位量を表 1 に示す。頭部エアバッグ吸排気時には、頭頂が約 23[mm]前方、左右の胸郭下部エアバッグ吸排気時には肩峰、剣状突起から胸郭下部までが吸排気したエアバッグの反対方向に最大約 55[mm]、骨盤部エアバッグ吸排気時には胸郭下部、腸骨稜が吸排気したエアバッグの反対方向に最大約 34[mm]移動可能であった。

表 1 エアバッグ吸排気時マーカー変位量[mm]

マーカー位置	頭部		胸郭下Right		胸郭下Left		骨盤部Right		骨盤部Left	
	給気	排気	給気	排気	給気	排気	給気	排気	給気	排気
頭頂	23.4	4.5	32.7	15.0	37.8	21.8	5.8	3.4	7.0	7.1
耳珠点Right	23.1	4.2	43.9	18.5	32.5	20.2	4.0	3.0	6.6	7.0
耳珠点Left	13.6	2.5	29.1	15.6	47.4	28.0	6.0	3.1	6.6	6.3
肩峰Right	3.8	2.6	54.5	25.2	37.5	18.3	3.7	2.1	11.5	8.9
肩峰Left	4.5	2.3	36.9	19.7	52.0	23.7	8.6	3.9	7.7	6.5
頸切痕	5.7	3.0	49.5	24.9	49.0	24.0	8.0	3.8	12.5	9.9
剣状突起	4.6	2.7	53.4	28.8	50.6	24.3	14.1	5.0	19.1	12.7
胸郭下部Right	2.1	2.4	49.0	26.9	31.9	15.5	26.3	10.4	20.4	13.4
胸郭下部Left	2.5	1.9	33.4	18.4	47.0	22.4	15.0	5.4	34.1	23.6
腸骨稜Right	0.6	1.1	20.1	10.6	18.3	8.1	25.1	10.2	24.9	16.2
腸骨稜Left	0.3	0.6	17.0	8.7	24.0	10.1	17.5	6.6	33.9	22.2
膝蓋骨Right	0.3	0.2	3.3	1.6	7.3	1.8	7.5	1.0	15.4	7.1
膝蓋骨Left	0.4	0.5	5.6	2.6	3.6	0.7	10.7	2.5	8.3	2.3

### (3) 駆動姿勢評価システム

本システムでは着座して駆動した時の姿勢、駆動力、筋力を人体モデル、車いすモデル、車いすの速度変化から計算する。人体モデルは 24 の寸法パラメータから生成する、15 の剛体モデル、93 種の骨格モデル、車いす駆動に関連する 37 種の筋モデルから構成する。車いすモデルは 25 の寸法パラメータから生成する 12 の剛体モデルから構成する。これらのモデルは

VRML 形式で出力され、運動の状態を様々な視点で観察することが可能である。これまで骨盤を含む下胴部の位置は固定であったが、新たに円背等前傾姿勢やすべり座りなど姿勢が崩れたときの対応ができるようにするため、座位姿勢解析システム等により計測した肩の座標を入力することにより、この上胴部の大きさ、車いすとの相対位置、クッション厚を考慮して、骨盤を含む下胴部の位置と角度を計算できるようにした。ただし、現状では体幹の回旋には未対応である。

本システム検証のため、健康男性被験者が手動車いす(モジュラーM2 Otto-Bock 社製)を駆動したときの動作および筋電計測を行い、本システムで生成したモデルによる駆動により計算した結果との比較を行った。評価した姿勢は通常の姿勢、背上部にクッションを挿入して生成した前傾姿勢、座の前方にすべり座りの状態になった姿勢である(図 10)。



(a)通常姿勢 (b)前傾姿勢 (c)すべり座り姿勢

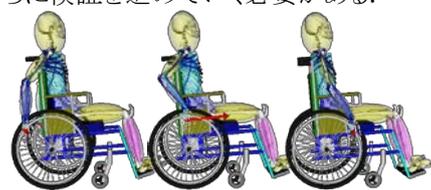
図 10 車いす駆動評価実験

駆動動作は三次元動作解析装置 MAC 3D System により計測した。マーカーの設置箇所は、頭頂、肩、肘、手首、腸骨稜、ひざ、駆動輪車軸、駆動輪スポークである。また筋電の計測部位は、橈骨手根伸筋、上腕二頭筋、上腕三頭筋、大胸筋、三角筋前部、三角筋後部である。手をハンドリムに沿って後方に伸ばした状態からこぎ始め、3ストロークの途中までの駆動を計測した。なお、筋電は生体アンプにより、5000 倍に増幅、絶対値処理後、前後 0.13 秒間の移動平均処理を行った(Averaged Rectified Value of EMG: 以降 ARV EMG と称す)。

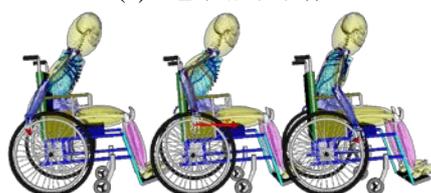
車軸マーカーの運動より計測した車いす速度変化、車軸位置に対する肩座標、手首座標の運動を、計測した車いす寸法パラメータ、人体寸法パラメータとともに駆動姿勢評価システムに入力し、車いす、人体モデル、2ストローク分の駆動動作の生成、駆動力・筋力計算処理を行った。生成したモデルと2ストローク目の駆動動作の一部を図 11 に示す。肩位置は(a)通常姿勢と比較して、前方、上方 (X, Z 方向) にそれぞれ、(b)前傾姿勢では(177, -11)[mm], (c)すべり座り姿勢では(-32, -55)[mm] 移動していた。

駆動動作時に計測した上腕二頭筋、上腕三等筋、大胸筋の AVR EMG と本システムにより計算した筋力のうち第2ストロークを比較した結果を図 12 に示す。横軸はハンドリム頂点を 0[deg] として前方を正、後方を負とするハンドリムを持つ位置を示す駆動角度である。上腕二頭筋は左側の軸、その他の筋は右側の軸がその数値を示している。駆動の前半に上腕二頭筋が働き、

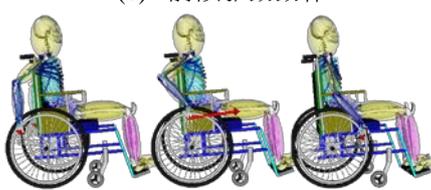
後半に上腕三頭筋が、大胸筋は駆動の全般に渡って働く結果となった。前傾駆動動作時には、ハンドリムの後方を持つことができないこと、働く筋が上腕三頭筋に切り替わる駆動角度は、すべり座り駆動、通常駆動、前傾駆動の順に前方に移動する結果となった。以上の点については、その傾向が計測 ARV EMG と計算筋力で一致していた。ただし、計算筋力の値に関しては、今後さらに検証を進めていく必要がある。



(a) 通常駆動動作

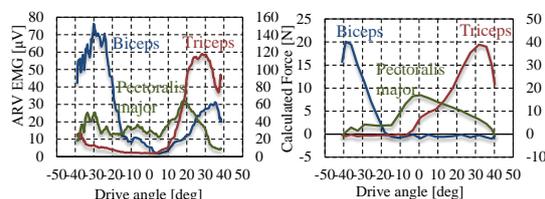


(b) 前傾駆動動作



(c) すべり座り駆動動作

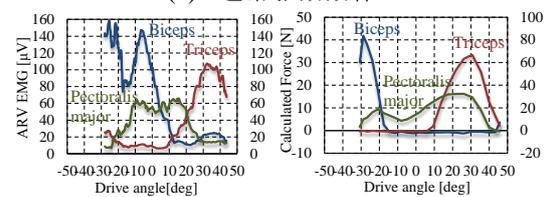
図 11 車いす・人体モデルによる駆動動作



計測 ARV EMG

計算筋力

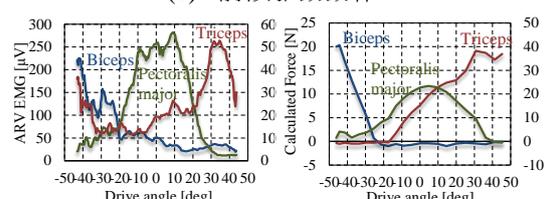
(a) 通常駆動動作



計測 ARV EMG

計算筋力

(b) 前傾駆動動作



計測 ARV EMG

計算筋力

(c) すべり座り駆動動作

図 12 車いす駆動時の ARV EMG と筋力の比較

#### (4) まとめ

座位姿勢解析システム, 座位姿勢変換システム, 駆動姿勢評価システムから構成される座位保持装置設計支援システムの構築を行った。座位姿勢解析システムでは, 人体に設置したマーカーを認識し, その三次元座標を元に脊椎形状を推定し, 計測に使用したカメラ画像に重ね合わせ表示する機能を開発した。また梁要素を使用した有限要素法により脊椎形状を推定する手法を開発した。座位姿勢変換システムでは, 空気圧を利用したエアバッグを使用して, 対象者の姿勢を変換可能なシステムの開発を行った。駆動姿勢評価システムでは, 計測した肩の座標を入力して, 骨盤の位置角度計算も行い, 姿勢が崩れた場合の評価が行えるようにシステムを拡張した。正常姿勢, 前傾姿勢, すべり座り姿勢の評価を行った結果, 筋力計算結果と筋電計測結果との変化傾向が一致した。

今後の課題は, 本システムの各サブシステムの残る機能の開発を行い, 統合化を進めていくこと, 対象者となる患者の方のご協力を得て, 本システムのより詳細な検証を進めていくことである。また, 本研究による研究成果を雑誌論文をはじめとして, 投稿, 公表していく予定である。

#### 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 11 件)

- ① 花房 昭彦, 池田 知純, 鈴木 直樹, 服部 麻木, “梁要素を用いた有限要素法による脊椎形状の推定”, 第 19 回日本コンピュータ外科学会, 2010/11/2, 九州大学医学部。
- ② Akihiko Hanafusa, Tomozumi Ikeda, Naoki Suzuki, Asaki Hattori, “A Spinal Curvature Shape Estimation Method to Include the Rotational Movement and Load on the Spine”, 第 50 回日本生体医工学会大会, 2011/4/30, 東京電機大学 神田校舎。
- ③ 花房 昭彦, 池田 知純, 鈴木 直樹, 服部 麻木, “車いす座位姿勢推定システム～脊椎形状推定手法の評価～”, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2011, 2011/11/4, 芝浦工業大学 芝浦校舎。
- ④ 黄木 剛正, 花房 昭彦, 池田 知純, 鈴木 直樹, 服部 麻木, “車いす座位時の脊椎形状表示に関する研究”, 第 21 回ライフサポート学会フロンティア講演会, 2012/3/3, 早稲田大学 先端生命医科学センター。
- ⑤ Akihiko Hanafusa, Tomozumi Ikeda, Naoki Suzuki, Asaki Hattori, “Wheelchair Driving Analysis System Incorporating Assessment of Sitting Posture of Spine”, The 6th South East Asian Technical University Consortium Symposium, 2012/3/7, King Mongkut's University of Technology, Thailand.
- ⑥ 花房 昭彦, 黄木 剛正, 池田 知純, 鈴木

直樹, 服部 麻木, “車いす着座時の脊椎形状推定システム ～屈曲姿勢の評価～”, 第 51 回日本生体医工学会大会, 2012/5/11, 福岡国際会議場。

- ⑦ 黄木 剛正, 花房 昭彦, 池田 知純, 鈴木 直樹, 服部 麻木, “生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2012”, 2012/11/4, 名古屋大学 東山キャンパス。
- ⑧ Akihiko Hanafusa, Kousei Ouki, Kenichi Miyazaki, Takashi Komeda, Tomozumi Ikeda, Naoki Suzuki, Asaki Hattori, “Wheelchair Seating Evaluation System ~ Introduction of System Functions ~”, 13th International Workshop on Research and Education in Mechatronics, 2012/11/22, Supméca, Paris, France. 査読有り。
- ⑨ 花房 昭彦, 黄木 剛正, 宮崎 圭朗, 米田 隆志, 池田 知純, 鈴木 直樹, 服部 麻木, “車いす座位姿勢評価システムの提案”, 第 5 回座位姿勢計測セミナー, 2013/1/19, 埼玉産業技術総合センター。
- ⑩ 花房 昭彦, “人体モデルを用いた福祉機器評価”, 日本機械学会 第 41 回バイオサロン, 2013/3/29, 芝浦工業大学 芝浦校舎。
- ⑪ Akihiko Hanafusa, Kohji Yomoda, “Introduction of Pneumatically Controlled Wheelchair Seating Posture Changing System”, The 2nd International Conference of Rehabilitation Medical Engineering, 2013/5/17, World Expo Park, Shanghai, China.

#### 6. 研究組織

##### (1) 研究代表者

花房 昭彦 (Akihiko Hanafusa)

芝浦工業大学 システム理工学部 教授  
研究者番号: 10547839

##### (2) 研究分担者

無し

##### (3) 連携研究者

米田 隆志 (Takashi Komeda)

芝浦工業大学 システム理工学部 教授  
研究者番号: 10547839

服部 麻木 (Asaki Hattori)

東京慈恵会医科大学 医学部 准教授  
研究者番号: 90312024

中山 剛 (Tsuyoshi Nakayama)

国立障害者リハビリテーションセンター研究所  
障害工学研究部 研究員

研究者番号: 90370874

垣本 映 (Akira Kakimoto)

お茶の水女子大学 人間文化創成科学研究科  
非常勤講師

研究者番号: 60447571