

車いす座位時の脊椎形状表示に関する研究

A Study on Spinal Shape Display in Seating Posture on a Wheelchair

○ 黄木剛正, 花房昭彦 (芝浦工業大学),

池田知純 (職業能力開発総合大学 機械システム工学科),

鈴木直樹, 服部麻木 (東京慈恵会医科大学 高次元医用画像工学研究所),

Kousei Ouki, Akihiko HANAFUSA, Shibaura Institute of Technology,

Tomozumi IKEDA, Department of Mechanical System Engineering, Polytechnic University

Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Institute for High Dimensional Medical Imaging Jikei University School of Medicine

Abstract: Seated posture on the wheelchair is important as it may affect motor performance and cause swallowing and respiratory problems and develop a pressure sore. One of evaluation indicators of the posture is the shape of spinal curve. However, as it is impossible to measure the shape directly during the patients are seated, a system that can visualize the spine shape of the subject in real time without a large scale measuring device is intended. The subject's bent forward, backward, side and turn movement with the standing and seated posture were measured by 3D motion analysis system, and the position and shape of spine were estimated by changing the offset length L from the marker position. Except for one subject, when the L is 70 to 90[mm], the length of estimated spine did not changed during the movement. In addition, the feature to display the spine 3D model along the estimated position was developed.

Key Words: Wheelchair, Spinal shape, 3D motion analysis system

1. 序論

車いす上の座位姿勢に問題があると、車いすがこぎにくくなり、自発的な活動が抑制されるだけでなく、特に自力で姿勢を動かさない対象者では褥瘡の発生、嚥下や呼吸が行いにくくなるといった問題が生じる場合がある。このため、近年車いす上の対象者の座位姿勢がますます重要視されるようになってきており、アクティブ・バランス・シーティング⁽¹⁾、キャスパーアプローチ⁽²⁾など様々な考え方が提唱されるようになってきている。姿勢の良否は外観の観察、体の各部位の傾き計測(ISO16840)などによって行われてきた⁽³⁾。また、姿勢評価の指標の一つとして、対象者の脊椎形状が挙げられるが、車いす座位時の姿勢の直接的な計測は困難である。

本研究では、大掛かりな装置を使わず、簡易にリアルタイムで対象者の脊椎形状を可視化可能なシステムの開発を目的とする。本報告では、3次元動作解析装置を用いて、被験者に設置したマーカーの位置情報から脊椎の位置と形状の推定を行い、推定した脊椎形状に脊椎の骨格モデルを重ね合わせた結果について述べる。

2. 計測方法

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(Fig.1)。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。

3. 脊椎位置と形状の推定

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。

その手法を Fig.2 に示す。肩峰、肋骨下端、腸骨稜のマーカーをスプライン補間し、胸椎、腰椎に沿ったマーカーに対応した補間点を計算する。左右の補間点とマーカーの

成す角を2等分する方向を \vec{s} とし、さらに胸椎、腰椎に沿ったマーカーの方向ベクトル (\vec{t}) と垂直になる方向ベクトル (\vec{s}) を両者の法線ベクトル (\vec{m}) より求める。各マーカーに対応する脊椎中立軸の位置は、この \vec{s} の方向へ距離 L だけ離れた点にあるとした。この方法で胸椎上端から腰椎下端までの各マーカーから求めた点をスプライン補間することにより、脊椎中立軸を推定した。

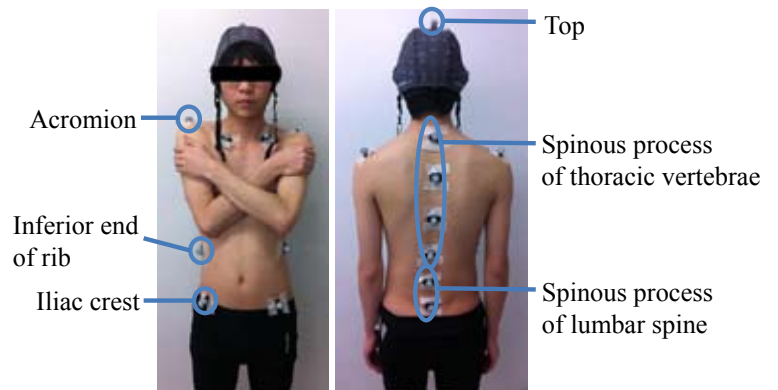


Fig.1 Markers set on the human body

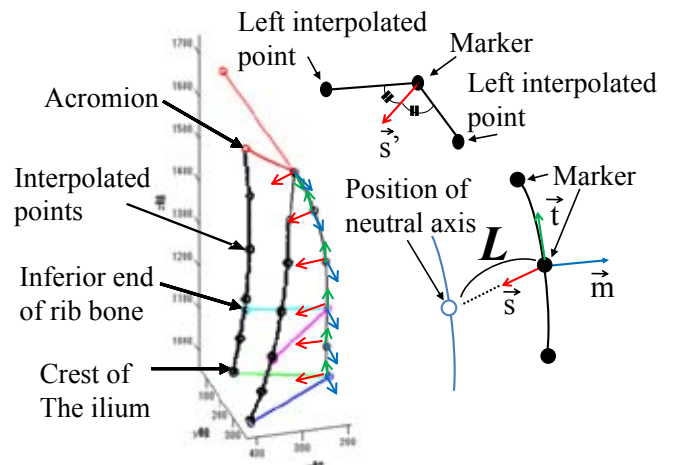


Fig.2 Method to estimate the neutral axis position

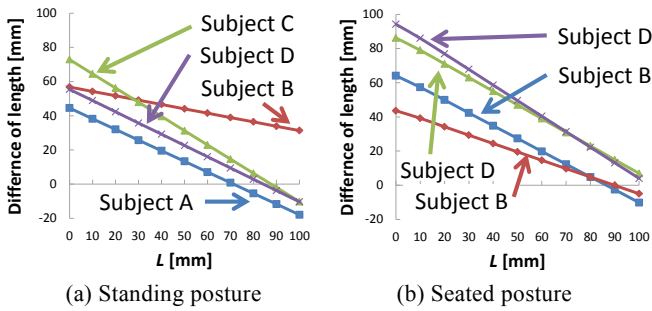


Fig.3 Relation of L and difference of length of estimated neutral axis when the spine is bent forward in standing and seated posture

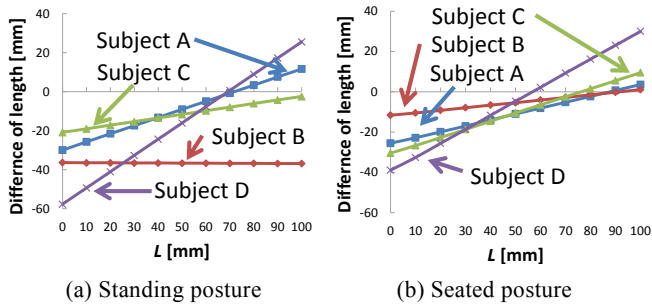


Fig.4 Relation of L and difference of length of estimated neutral axis when the spine is bent backward in standing and seated posture

立位と座位時に約 50 度前屈した時の距離 L と推定した脊椎中立軸の長さの変化量の関係を Fig.3 に示す。 $L=0$ [mm]の時のマーカー位置では、前屈前と後で、立位時では 40～80[mm]距離が伸びるのに対し、座位時では 40～90[mm]伸びている。被験者 B を除き、立位時に比べ座位時の方が中立軸の伸び量は 20～40[mm]増加していた。また、 L が増加するにつれて伸び量が減少し、被験者 B を除き、立位時では $L=70\sim90$ [mm]の時、座位時では $L=90\sim100$ [mm]中立軸の変化量がほぼ 0[mm]となった。

Fig.4 は、立位と座位時に約 25 度背屈した時の距離 L と推定した脊椎中立軸の長さの変化量の関係を示す。 $L=0$ [mm]の時のマーカー位置では、背屈前と後で、立位時では 20～60[mm]、座位時では 10～40[mm]短縮していた。立位時と比較すると、被験者 C を除き、座位時の中立軸の短縮量は 5～25[mm]減少していた。前屈とは逆に、 L が増加するにつれて短縮量が減少し、被験者 B を除き、立位時では $L=70\sim100$ [mm]、座位時では $L=60\sim90$ [mm]の時、中立軸の変化量がほぼ 0[mm]となった。また、左右側屈、回旋時には $L=100$ [mm]の時でも推定した脊椎中立軸の長さの変化量は約 ± 20 [mm]となった。

以上の結果より、立位時の推定した脊椎中立軸の位置はマーカーから約 70～100[mm]、座位時はマーカーから 60～100[mm]となった。ただし、今回の計測において使用したマーカーの半径が 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、立位時が約 60～90[mm]、座位時が約 50～90[mm]と推定された。

4. 脊椎モデルの重ね合わせ表示

座位時の前屈、背屈、左右側屈時の、推定した脊椎中立軸の位置と形状に沿って、VRML 形式で作成した脊椎モデルを Matlab 上で重ねて表示させるプログラムの作成を行った(Fig.5)。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。

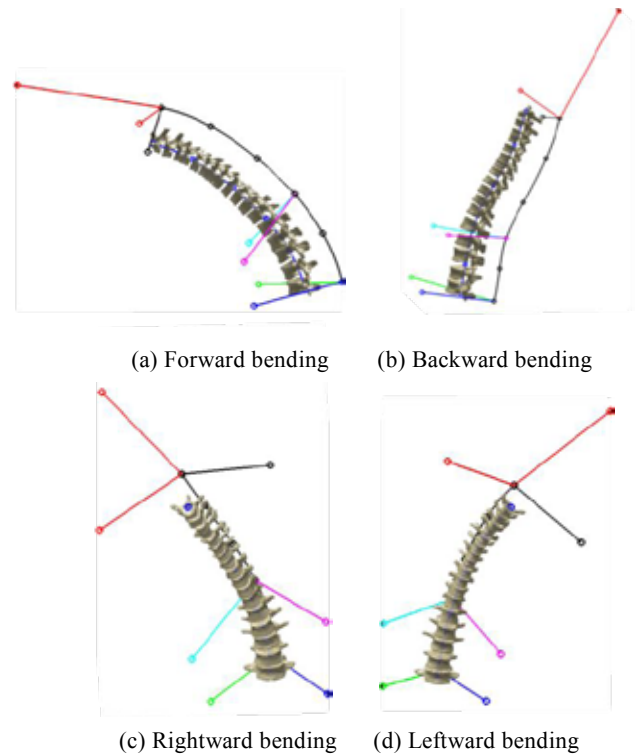


Fig.5 The spine shape and model in seated posture

5. まとめ

3 次元動作解析装置を用いて、立位と座位時の屈曲運動を行い、被験者の体に設置したマーカーの位置情報から、屈曲運動を行っても長さの変化しない脊椎の中立軸の位置と形状の推定を行った。脊椎中立軸の位置を推定した結果、立位時の体表から脊椎中立軸までの距離は約 60～90[mm]、座位時は約 50～90[mm]となった。また、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なプログラムの作成を行った。

参考文献

- (1) 塚田敦史 他, ”特集「アクティブ・バランス・シーティング」”, リハビリテーションエンジニアリング, Vol.22, No.1, pp.1-51, 2007.
- (2) 村上潤, “生活を豊かにするための姿づくり 障害の重い人たちへのキャスパー・アプローチによる挑戦”, ジアース教育新社, 2011.
- (3) 半田隆志 他, “ISO16480-1 の胸部脊椎側彎計測への応用可能性”, ライフサポート, Vol.23, No.1, pp.19-25, 2011.