

図2 研究の流れ

による身体の支持性に着目した検証を主とした。

### 1. 実験パラメータの選定

身体の支持性に関与する要素として、背シート、座シート、胸部パッドが挙げられ、各要素の物性強度や機械的強度は以下の因子により影響される。

- ・ 支持範囲（トリミングライン）
- ・ プラスチックの種類
- ・ プラスチックの厚さ
- ・ 生体との接触圧力

以下では、身体の支持性に主に関与する要素および因子について、前後方向および左右方向の面から検討し、実験パラメータの選定を行った。

#### 1.1 前後方向の身体の支持性に関与する因子

前後方向の身体の支持性に関しては、

- ・ 胸部パッドの構造
- ・ 胸部パッドの材質
- ・ 胸部パッドの高さ
- ・ 背シート後方の高さ

などが関与すると考えられるが、その中でも前方から体幹を支持する胸部パッドが最も大きく関与すると考えられる（図1）。特に姿勢保持機能が低下している頸髄損傷者では、前方からの胸部パッドによる支持性が低ければ、脊柱全体が後弯した前かがみの状態になる。このような状態では背シートによる側壁からの支持性も低下し、前後方向の支持だけでなく、左右方向への体重心の移動も困難になると思われる。

また実際にチェアスキーを楽しむ障害者や、チェアスキーをサポートする関係者からも確実に前方から身体を支持する簡便な胸部パッドの開発を希望する声を耳にする。

そこで、前後方向の身体の支持性の要素である胸部パッドに注目し、より簡便かつ確実に身体の支持性を向上させる胸部パッドの構造と取り付け方法について検討を行った。

## 1.2 左右方向の身体の支持性に関する因子

左右方向の身体の支持性に大きく関与する要素および因子は背シートの高さ（トリミングライン）である。トリミングラインが高いほど左右方向の身体の支持性は向上するが、その反面、身体運動は拘束され体重心の移動は困難となる。逆にトリミングラインが低い場合、体幹動揺が増大するため姿勢を保持することができなくなり、結果として随意的な体重心の移動ができなくなる。

本研究では、左右方向の身体の支持性に主に関与する因子としてトリミングラインの高さに着目し、前額面における体幹動揺との相関関係について定量的に検討した。

## 2. [実験 I] 前後方向の身体の支持性に関する実験方法

被験者は第7頸髄損傷（完全麻痺）の男性（45才）1名とした。実験用バケットシートを製作し、バケットシートの後壁の高さを第7頸椎棘突起より20cm下方、側壁の高さを腋窩より7cm下方とした（図3）。また前後方向の身体の支持性に大きく関与する胸部パッドを、図4のように4条件設定し実験を行った。

胸部パッド Type A は一般に広く使用されているプラスチック製の板状のパッドで、背シート側壁からベルトにより最短

距離で取り付けられたものである。

Type B は Type A と同様の胸部パッドを背シートの上から吊上げるようにベルトの走路を工夫した。

Type C は被験者が実際に使用している胸部パッドある。ジュラルミン板を介して側壁に取り付けられ、上方はベルトにて固定されている。

Type D は Type A～C の実験結果から新たにデザインした胸部パッドで、下方の幅を背シート幅より大きく製作したものである。

Type A～D 全ての胸部パッドの上縁が頸切痕より 5.5cm 下方となるように条件を統一して行った。

実験は胸部パッドを装着して最大限屈曲位になるまでゆっくりと体幹を屈曲させ、体幹上部の屈曲可動域と胸部パッドの挙動について 3 次元動作解析装置（MotionAnalysis 社製 Mac3D）を用いて計測を行った（図5）。計測は各胸部パッドについて5回ずつ行った。反射マーカ

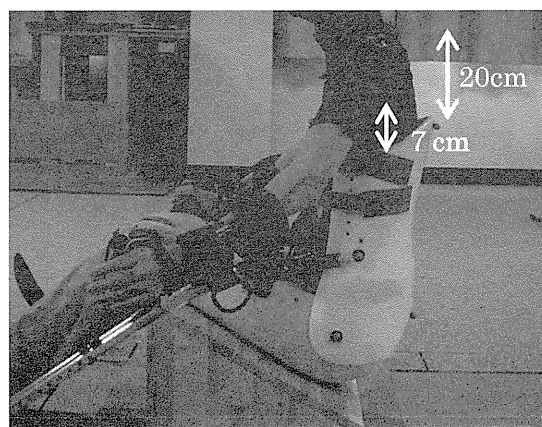


図3 実験用バケットシート

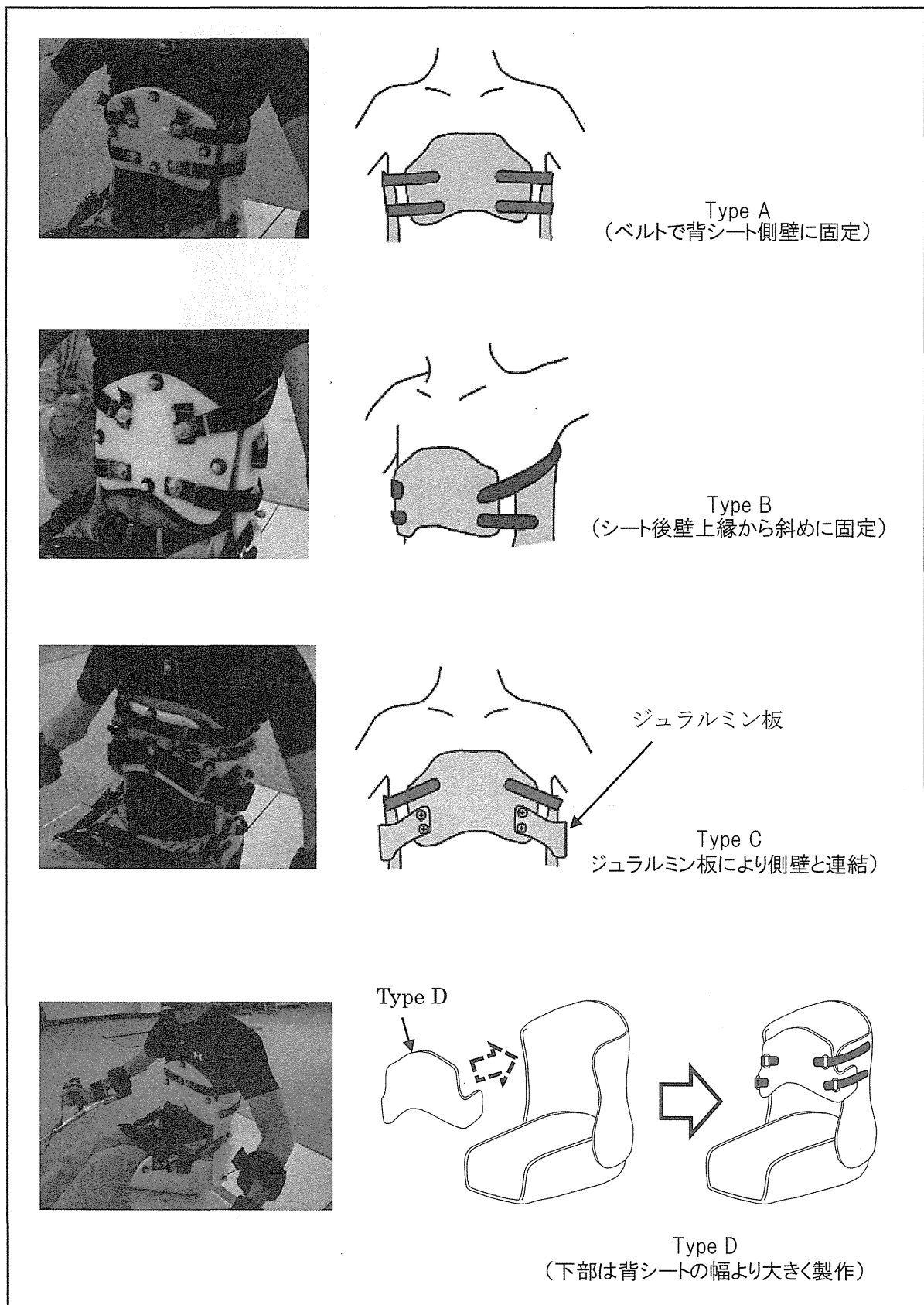


図 4 胸部パッドの構造と取付け方法



図5 実験風景（前後方向）

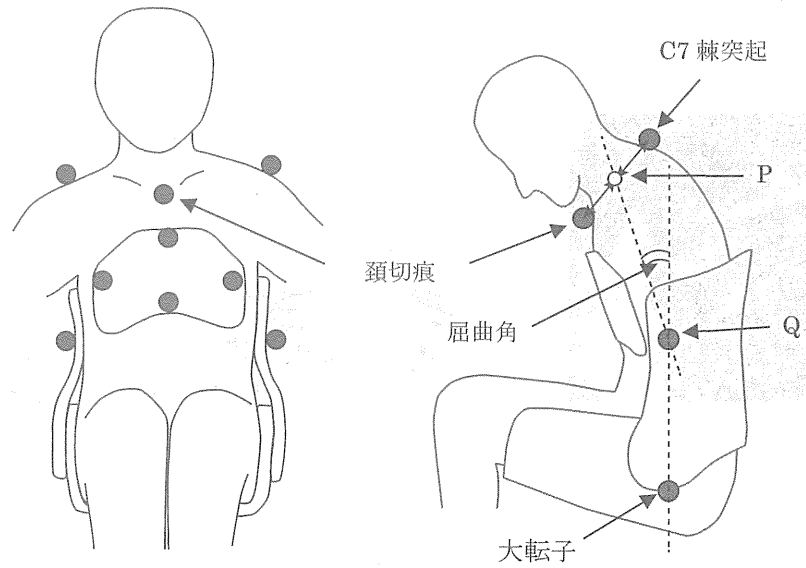


図6 反射マーカ位置と体幹屈曲角

貼付位置を図6に示す。頸切痕とC7棘突起の midpoint P と背シート側壁中央に貼付したマーカ Q を結ぶラインと、大転子とマーカ Q を結ぶラインがなす角を体幹の屈曲角度とした。また胸部パッドに貼付し

たマーカのうち、上下2つのマーカを結ぶラインを矢状面より観察し、体幹屈曲時における胸部パッドの挙動として観察した。

### 3. [実験Ⅱ] 左右方向の体幹支持性に関する実験方法

トリミングラインの高さをパラメータとして実験を行うため、背シートの高さを3cmずつ6段階で変更できる実験用シートを製作した(図7)。最も高く設定した場合、背シートのトリミングラインの高さが被験者の腋窩レベルになるように

設定した。最も低い場合は、15cm下方となり第10~11肋骨下縁レベルであった。各トリミングラインの高さと解剖学的特徴との関係を表1に示す。

実験は、ゆっくりと可能な限り体幹を側屈させ、体幹上部の可動範囲について3次元動作解析装置(MotionAnalysis社製Mac3D)を用いて計測を行った(図8)。計

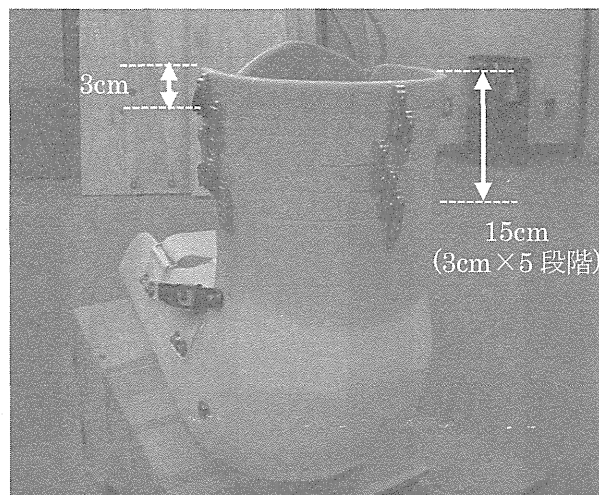


図7 実験用バケットシート(トリミングライン変更用)

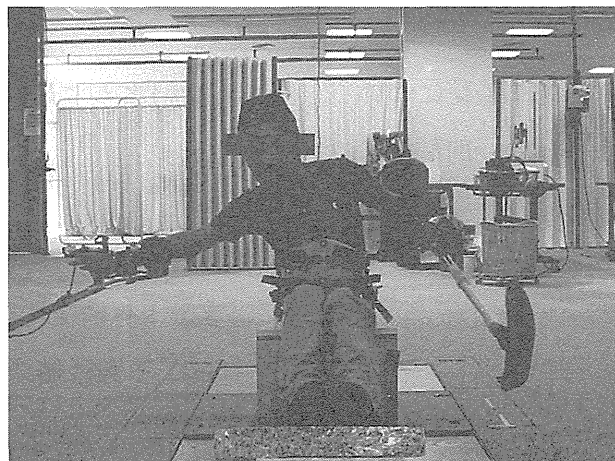


図8 実験風景(左右方向)

表 1 トリミングラインの高さと解剖学的特徴との関係

種 類	内 容
背シート高 No.1	腋窩レベル
背シート高 No.2	腋窩レベルより 3cm 下方
背シート高 No.3	腋窩レベルより 6cm 下方
背シート高 No.4	腋窩レベルより 9cm 下方 腋窩～肋骨下端間の中央レベル
背シート高 No.5	腋窩レベルより 12cm 下方
背シート高 No.6	腋窩レベルより 15cm 下方 第 10～11 肋骨レベル

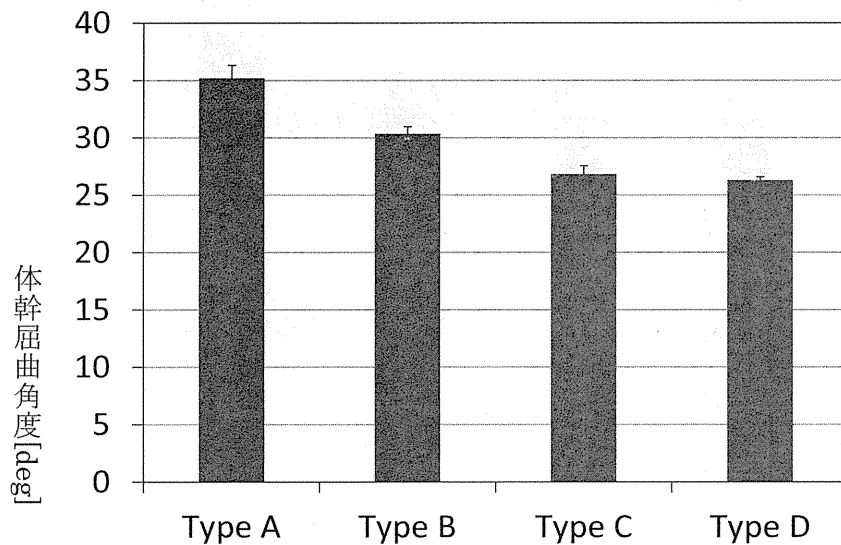


図 9 体幹屈曲角度の比較

測はそれぞれのトリミングラインについて左右交互に各 3 回ずつ行い、前額面における C7 棘突起の移動距離の平均を算出して比較検討を行った。

(倫理面への配慮)

本研究は国立障害者リハビリテーションセンター内倫理委員会の管理のもとに行い、倫理面に配慮し、被験者の人権を

侵害しないように最大限の努力のもとで行った。

### C. 研究結果と考察

#### 1. [実験 I] 前後方向の身体の支持性に関する実験結果と考察

体幹の屈曲可動域について計測した結果、体幹の動揺が最も大きかったのは Type A で、約 35 度の屈曲が可能であった

(図 9)。その際、胸部パッドは体幹の屈曲に伴って全体的に下方へとシフトしながら、上部は前方へ、下部は体幹へ食い込むような挙動を示した(図 10)。これは上部のベルトの側壁固定点を中心として、胸部パッドが前方回転運動を行うことが原因と考えられた。また最大屈曲時には脊柱全体が後弯して、体幹上部が前方へ大きく移動した前かがみの状態となり、上肢のサポートがなければ姿勢の制御が困難な状況であった(図 11)。

上方から吊上げるようにベルト走路を工夫した Type B では、前後方向の体幹屈曲角度が約 30 度程度まで減少し、胸部パッドの下方シフトと前方回転運動も減少する傾向を示した(図 9, 10)。これは上

部のベルトの走路が、胸部パッドの前方回転を妨げるような方向であったためと思われた。

Type C では、ジュラルミン板を介して側壁に固定されているため、胸部パッドの前方回転運動や下方シフトがほとんど見られなかった。体幹屈曲角度も約 27 度と減少し、体幹支持性は大きく向上した。また支持性向上により最大屈曲時においても脊柱の後弯は少なく、上肢のサポートを必要とせずに姿勢の制御が可能であった(図 12)。

この結果から、前後方向への体幹支持性を向上させるためには、胸部パッドの前方への回転運動と下方シフトを抑制することが有効であると示唆された。Type C のよ

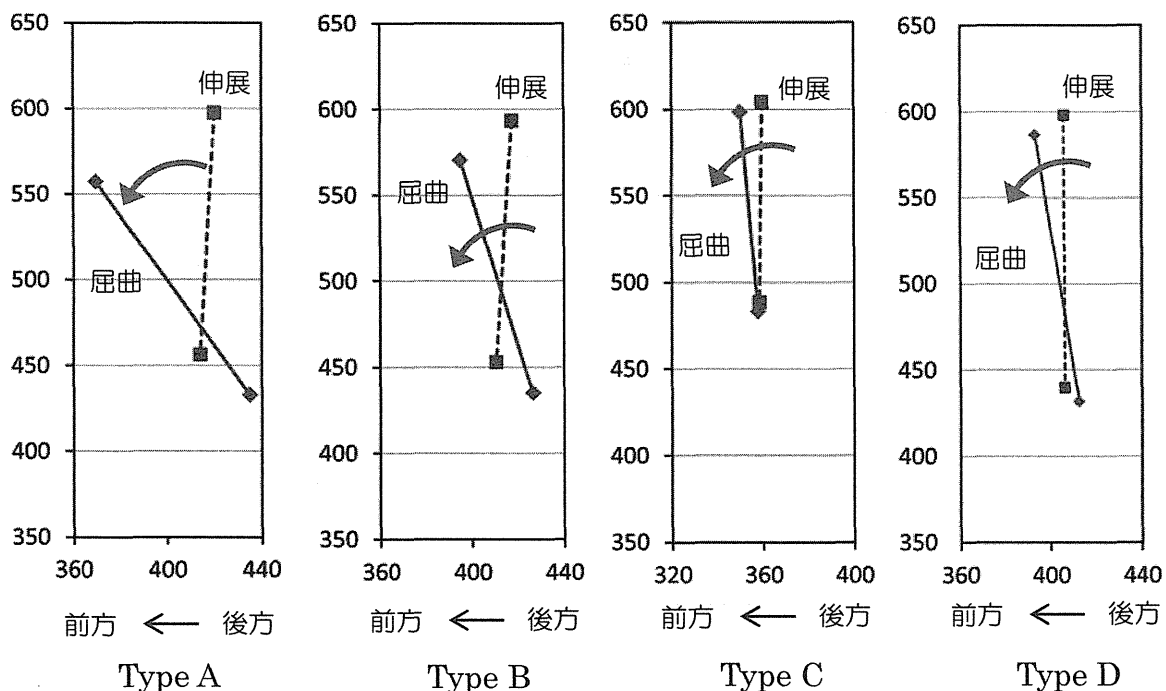


図 10 矢状面における胸部パッドの挙動

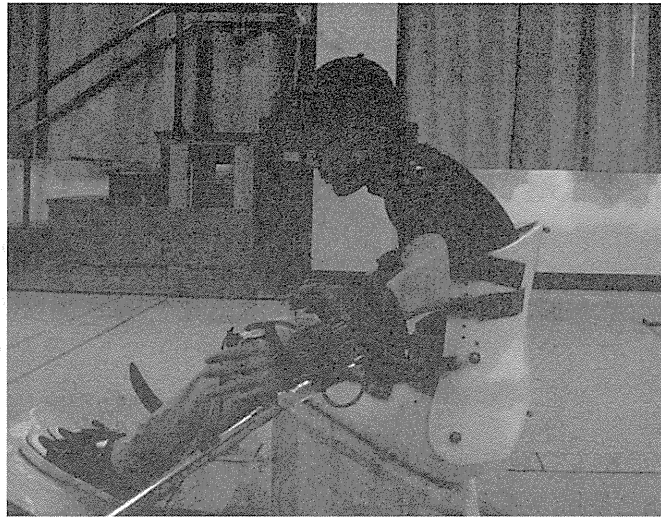


図 11 Type A における最大屈曲時の姿勢



図 12 Type C における最大屈曲時の姿勢

うに高強度の素材を使用して胸部パッドを固定すれば体幹支持性は向上するが、初心者から上級者まで、多くの使用者へ適用するためには、より簡便な方法で体幹の支持性を向上させる必要がある。特に初心者は既製のバケットシートを使用していることが多いため、身体形状に大きく影響を受けずに身体の支持性を向上

させることが求められる。

これらの結果に基づいて、胸部パッドのデザインを再検討した。胸部パッドをデザインする上で最も注意すべきことは、体幹屈曲時の前方回転と下方シフトを抑制することである。前方回転は胸部パッドの下方部分が体幹側へ食い込むことが原因であり、胸部パッドの下端が体幹側



へ移動できない構造にする必要がある。そのため胸部パッドの下端の幅を背シート幅より大きくし、背シートの前縁に接触する構造とした（図4:Type D）。この構造では胸部パッドの下方は体幹側へ食い込まず、また上部のベルトにより胸部パッドの上方が前方へ移動できないため、前方回転運動が抑制できると考えられる。そこで、新規に考案した胸部パッド（Type D）を製作し、追加実験を行った。矢状面における Type D の挙動を Type A～C の結果と共に図10に示す。Type Aと比較して、胸部パッドの前方回転運動と下方シフトが抑制されていることが確認された。それに伴って体幹の屈曲可動域も減少し、前後方向の身体の支持性が向上したことが示された（図9）。また最大屈曲時の脊

柱の後弯も少なく、上肢のサポートなく姿勢の制御が可能であった。Type Cと比較すると、身体の支持性もほぼ同等であり、ジュラルミン板等を使用した複雑な構造を必要とせず、簡便な構造で十分な支持性を確保できたものと考えられた。

## 2. [実験Ⅱ]左右方向の身体の支持性に関する実験結果と考察

トリミングラインの高さを6段階で変化させた際の前額面における C7 棘突起の移動距離を図13に示す。トリミングラインが低くなると共に C7 棘突起の移動距離が増加する傾向を示し、体幹支持性が低下することが分かった。またトリミングライン No.3（腋窩より6cm下方）よりも背シート高が高ければ、身体の支持性

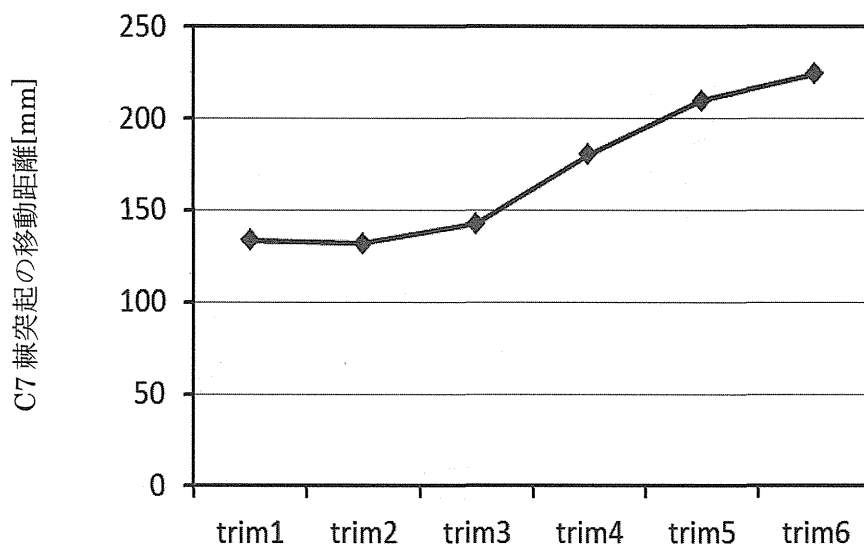


図13 前額面における C7 棘突起の移動距離

は大きく変化しないことが明らかとなった。これは、胸骨、肋骨、胸椎によって構成される胸郭を腋窩から 6cm 程度下方まで支持していれば体幹の側屈を制限できることを示しており、それ以上トリミングラインを高くしても体幹支持性の面からは効果が変わらないことを示唆している。

一方、トリミングライン No. 6（腋窩より 15cm 下方）ではその高さが第 10～11 肋骨レベルであり、背シートによる胸郭支持がほとんど行えないため左右方向への体幹動揺は増大し身体の支持性は低下したものと思われる。

注目すべき結果はトリミングライン No. 4 であり、この付近の高さでは体幹動揺が大きく変化している。トリミングラ

イン No. 4 は腋窩～肋骨下端の中央付近に位置し、僅かな高さの違いが身体の支持性に大きく影響することを意味している。胸郭中央付近にトリミングラインを設定する際には慎重に行う必要があることが示された（図 14）。

#### D. 総合考察

前後方向の身体の支持性に関与する胸部パッドの挙動について検証した結果、体幹屈曲に伴う前方回転運動と下方シフトを抑制することが身体の支持性の向上に有効であることを明らかにした。またこれらを抑制する新たなデザインの胸部パッドを提案し、簡便で確実な支持性を確保することができた。しかし、体幹の屈曲に伴って、胸部パッド上部での局所

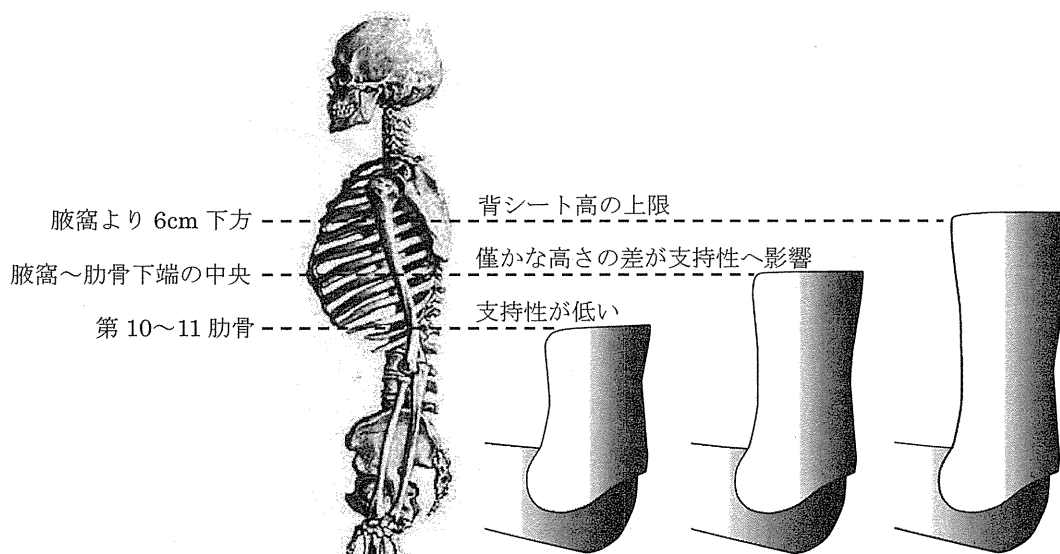


図 14 背シート高による支持性と胸郭との関係

的な圧痛が惹起されることも懸念される。また胸部パッドの設定高さによっても体幹の支持性は変化すると思われ、胸部パッドの高さと体幹の屈曲可動域の関係性について今後定量的検討を行う必要がある。

左右方向の支持性に着目し、背シートの高さと、前額面における体幹動揺との関係を明らかにすることができた。特に胸郭を支持する範囲と体幹動揺との関係を定量的に把握できたことにより、バケットシートの製作指標のひとつを示すことができたと思われる。また背シートの高さが腋窩下方 6cm より高い場合、左右方向の身体の支持性に変化はないことが分かった。これは腋窩～肋骨下端距離の約 2/3 に相当し、これ以上背シートを高く設定しても支持性の面からは効果は変わらないことを示している。背シートによる腋窩部の突き上げによって、血管や神経を圧迫する可能性を考慮すると、背シートの高さの上限は腋窩～肋骨下端の 2/3 程度で十分であると思われた。

腋窩～肋骨下端の 1/2 前後の高さでは、身体の支持性が著しく変化するため、使用者の残存機能を考慮しつつ慎重に背シート高を設定する必要がある。

身体の支持性はヒトの解剖学的特徴とバケットシートの構造や形状によって決定され、障害の程度には依存しない。今回、前後方向および左右方向の身体の支

持性について検証を行った結果、胸部パッドおよび背シート高と身体の支持性の相関関係について定量的に明らかとなった。来年度はユーザーの随意的な体重心移動に関係する運動の制御性について検討し、今回の研究で得た知見と併せて総合的に考察を行う。

## E. 結論

生体—器具インターフェースであるバケットシートの適合に関して、身体の支持性の面から検討を行った。その結果、前後方向の支持性に大きく関与する胸部パッドについて新たなデザインを提案し、従来の一般的な胸部パッドより身体の支持性が向上することが確認された。また左右方向の支持性に関与する背シート高について検討した結果、胸郭を支持する範囲によって身体の支持性は大きく変化し、背シート高の上限値について製作指標を示すことができた。

## F. 参考文献

- 1) 鈴木聡一郎他；骨格に基づくスキーブーツ設計に関する基礎的検討，スポーツ産業学研究，Vol. 19, No. 1, pp. 1-8, 2009.
- 2) 日本チェアスキー協会調査研究委員会編；チェアスキー調査研究報告書，pp. 9-10, 1991年3月

## G. 研究発表

### 1. 論文発表

特記事項なし

### 2. 学会発表

- ・中村喜彦他；頸髄損傷者におけるチェアスキーバケットシートの適合に関する研究（第1報），第29回日本義肢装具学会学術大会講演集, pp. 269, 2013.

## H. 知的財産権の出願・登録状況

特記事項なし

### Ⅲ-5 褥瘡予防に特化した車椅子バスケットボール用クッションに関する研究

#### ー接触圧力分布測定と座位身体形状の定量的評価手法の検討ー

研究分担者 星野 元訓 (国立障害者リハビリテーションセンター研究所)

中村 喜彦 (国立障害者リハビリテーションセンター研究所)

研究協力者 梅崎 多美 (国立障害者リハビリテーションセンター学院)

岩崎 洋 (国立障害者リハビリテーションセンター病院)

#### 研究要旨

車椅子バスケットボールの競技用車椅子クッションの適合に関して褥瘡予防の観点から接触圧力分布と座位身体形状の定量的評価手法の検討を行った。褥瘡既往歴を持つ脊髄損傷完全麻痺者と既往歴のない脊髄損傷不全麻痺者を対象として比較した。において接触圧力分布計測からは両者共に静止座位と模擬的動作下で坐骨、及び大転子への圧力集中がから既製クッションの適合性を評価し、不適合であることを確認した。また、骨盤大腿部の座位形状測定から、軟部組織の萎縮による坐骨の突出を表象する指標を検討し、形状の特徴を可視化と定量化により評価有用な評価指標を得た。

#### A. 研究目的

車椅子バスケットボール (以下、競技) は 1960 年に開催された第 1 回ローマパラリンピックにて正式種目に採用され、また、本邦でも第 2 回東京パラリンピックに出場する<sup>1)</sup> など障害者スポーツの中でも歴史が古い。また、この競技は下肢機能障害者のみならず、健常者でも同じ環境で行えることから認知度も高く、大学サークル活動など健常者も含めた競技者の裾野が広がりつつある現状にある。この競技に用いる用具は競技専用車椅子と車椅子クッションであるが本研究では生体とのインターフェース

である車椅子クッション (以下、競技クッション) の適合に着目するものである。

競技者の中でも下肢感覚障害者における二次障害のうち、褥瘡は易発症性である一方、難治性という性質があり、発症させないための予防が重要である。日常生活用車椅子に用いるクッションでは選択、調整など医療的に十分な配慮がなされている。しかし、競技用クッションについては以前のルールにて「厚み均一(最大10cm 厚まで)」と「折り曲げたときに対角の両端が付かなければならない」という規定により選択する余地が全くなかった。メディカル以外は

2,3 種類の既製品が用いられるのみという状況であった。2006年にルールが改定されたものの、それ以前の慣習が未だに続いている。競技クッションにおける現状の課題は、①競技用クッションとしての特性・適応に関する情報提供が少ない、②依然として本人の嗜好や車椅子製造・販売事業者の経験則によるところが大きい、③車椅子と同じメーカー品を盲目的にセットで使用、さらに④医学的な適合性の検証が不十分であり、不適合状態の製品を長期間使用している場合も見受けられることなどである。また、競技上の乗車設定としてベルトにより強固に骨盤・大腿部を固定した一定の状態下で長時間乗車し続けることなどを鑑みても褥瘡ハイリスク者においては競技すること自体が直接的な原因、または競技により皮膚にダメージを負い、他要因と複合的に褥瘡発症の一因となりうる。

競技者に関して健康状態を調査した報告の中で超音波検査にて坐骨部の皮膚・軟部組織を調査した報告があるものの<sup>2)</sup>、褥瘡予防の観点から競技用クッションにおける適合性に関する報告は見受けられない。

障害者基本計画<sup>3)</sup>において「2. 保健・医療」では1-(6)-1「良質で安価な福祉用具の供給による利用者の利便性の向上を図るため、研究開発の推進等を進める。また、研究開発や障害者等のニーズを踏まえ、ユニバーサルデザイン化を促進し、誰もが使いやすいものづくりを推進する。」とあり、

更に2-(1)-5では「障害者の健康の保持・増進を図るため、福祉サービスと連携した保健サービスの提供体制の充実を図る。また、障害に起因して合併しやすい疾患、外傷、感染症等の予防と、これらを合併した際の障害及び合併症に対して適切な医療の確保を図る。」とある。この両点は競技を行う上で下肢感覚障害者における二次障害である褥瘡への対策は必須であり、その一つとして競技を行う際に褥瘡が起こる危険性を可能な限り低減し、安心して競技を行える状況を提供し、障害者スポーツの振興を進める一助となることを目指す。

本研究では褥瘡ハイリスク者で、既製クッションが不適合な車椅子バスケットボール競技者において褥瘡を予防しながら競技力の維持・向上を目的とする。座位における健常者での身体形状計測はこれまでも試みられ<sup>4)</sup>、褥瘡予防クッション検討のために3Dモデリングなどが試みられている<sup>5)</sup>が、いまだ手法が確立されているとは言えない。さらに下肢機能障害者のなかでも褥瘡ハイリスク者では軟部組織の萎縮により骨突出が著明ゆえ既製クッションの不適合者の身体形状の評価を基にしたクッションの検討は見受けられない。そこで本研究では下肢機能障害者のなかでも褥瘡ハイリスク者を中心に座位身体形状計測を行い、そこから抽出した特徴を踏まえた試作を行い、既製クッション不適合者に対するクッション形状と材質の最適解の導出を目標とする。

今年度は、既製クッションの圧力分散特性の評価、および下肢機能障害者の座位身体形状を評価する手法の確立を目指す。

## B. 研究方法

下肢機能障害者として脊髄損傷者を対象として、競技に使用しているクッションの適合性評価と（実験Ⅰ）と座位身体形状のうち、殿部・大腿部の形状計測により褥瘡発症ハイリスク者の特徴の定量評価（実験Ⅱ）から構成する。

### B-1. 被験者

被験者のプロフィールを表 1 に示す。被験者は競技を日常的に行っている脊髄損傷者のうち、過去に褥瘡既往歴を持つ褥瘡発症ハイリスクの完全麻痺者と比較対象として残存機能の違いにより骨盤大腿部形状に差異があると予想される不全麻痺者各 1 名を比較した。

#### [実験Ⅰ]: 競技用クッション上座位における接触圧力評価

現在使用している競技用車椅子上において競技中における生体とクッション間の接触圧力を体圧分布測定装置（FSA、VERG 社製）にて計測する。坐骨部など骨突起部

における圧力集中（圧力分散）の圧力値、および圧力分布の様子からクッションと生体との適合性の検証を行う。

### B-I-1 試行課題

クッションの圧力分散特性の評価にあたり、競技中の特徴的な動作を抽出し、試行課題として計測室内の競技車椅子上で模擬動作を実施した。試行課題は以下に挙げる 5 種類とした。比較対象として常用車椅子での圧力値についても計測を行った。

- ① 前方駆動（体幹前傾／後傾）
- ② ワンハンドシュート（上肢挙上）
- ③ 左右サイドボール拾い（体幹側屈）
- ④ 左右旋回（体幹回旋）
- ⑤ 静止座位

なお、①前方駆動に関してハンドリムは把持せずに、その他は実際と同じく行った。また、計測時には被験者は実際の競技中と同じ競技用の服装を着用した。常用車椅子では被験者両者とも ROHO（ROHO® HIGH PROFILE®、ROHO Inc 製）であり、競技用は Jay® Soft Combi（Sunrise Medical 製）を使用している。

#### [実験Ⅱ]: 座位殿部・大腿部形状計測

下肢麻痺性疾患患者において褥瘡発症に

表 1 被験者プロフィール

被験者	年齢	機能レベル	受傷後経過年	競技歴年	クラス	練習頻度回/週	褥瘡発症歴
完全麻痺者	29	Th11	6	5	2.0	4	1 回
不全麻痺者	34	L1	2	1	2.5	3	なし

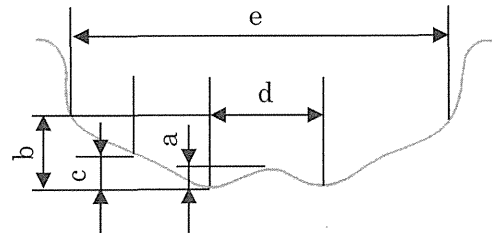


関わる殿部・大腿部の軟部組織の萎縮に伴う坐骨突出について定量的評価を試みることで被験者の座位骨盤大腿部における外形の特徴抽出を試みる。

まず、座位保持装置製作用採型器（KISS シミュレータ、Pindot 社製）を用い、被験者の競技用車椅子上を再現した座位姿勢における殿部・大腿部の外形形状を採型した。なお、左右上前腸骨棘触知による骨盤の水平と被験者の主観により適切な姿勢であるかを確認した。被験者が採型器から降りた後に採取した形状を非接触 3D スキャナ

（Artec Eva、data design 社製）で記録し、ポリゴン化処理を行った後に STL 形式で出力した。これを STL ビューワ・チェックソフト（netfabb Studio Basic、Netfabb 社製）上にて坐骨最凸部での矢状面と前額面における断面を生成した。ここで、今回計測する座位生体形状について軟部組織萎縮と坐骨突出を評価するような指標は確立していない。そこで、前額面断面図において特徴点に関する距離を算出した（図 1）。正中部における最高点と左右坐骨部底面の最低点間の高低差（正中一坐骨距離）、大転子部の特徴点として曲線の傾きが変化する箇所について左右同高での点を大転子下部点と定め、この点と坐骨部底面間の高低差（大転子下部一坐骨距離）、殿部の萎縮を表象する指標として、左右それぞれの大転子下部点一坐骨底面点の中間点を殿部中間点と定め、

殿部中間点と坐骨底面点の高低差（殿部中



- a : 正中一坐骨距離
- b : 大転子下部一坐骨距離
- c : 殿部中間点一坐骨距離
- d : 坐骨間距離
- e : 大転子下部間距離

※a～c に関しては左右算出

図 1 特異点間距離計測箇所

間点一坐骨間距離）を設定した。

計測は 3 回実施した。この際に前回の形状が影響しないよう、1 回の計測後には形状を完全に平ら戻してから次の計測を実施した。

#### （倫理面への配慮）

本研究の被験者には予め実験内容とそれに伴う危険性等を十分説明し、文書で同意を得た。また、本研究は国立障害者リハビリテーションセンター倫理審査委員会において承認され（申請番号 25-102）、ヘルシンキ宣言に則って実施した。

### C. 研究結果と考察

#### [実験 I] クッション上座位における接触圧

##### 力評価の実験結果と考察

完全麻痺者の計測結果を図 2～8 に示す。



なお、サイドボール拾いと旋回ではいずれも左右で対称的な同傾向の結果となったため右側の結果のみ示す。常用車椅子では両坐骨が周辺よりも 70~100[mmHg]とやや圧力集中が見られるが、接触面積が広く、圧力分散していることが伺える。しかし、競技用車椅子上での静止座位においては、坐骨部と左大転子部で 160~180[mmHg]、右大転子部で 180~200[mmHg]以上の圧力集中が見られた。

前方駆動における体幹直立位から前傾位間では体幹前傾運動に伴い骨盤も前傾するため、圧力は左右の大転子部での集中が見られた。駆動動作後半である体幹前傾から元の直立位状態に戻る動作では、坐骨部と大転子部についても圧力集中した。ワンハンドシュートでは上肢を体幹に引き寄せて上方に拳上することから、骨盤上の重量に上肢分が加わり、左右坐骨部共 200[mmHg]以上と坐骨部の圧力集中が高まった。右サイドボール拾いでは右大転子部周辺のみ広範囲で圧力集中が見られた。右旋回では重心は中心からやや右にシフトした状態で上肢を左右側で屈曲伸展の反対方向に動かすことから、静止座位よりも右坐骨部と右大転子部での圧力が集中したが、左側についても坐骨部と大転子部に関して圧力集中が見られた。

一方、不全麻痺者の計測結果を図 9~15 に示す。なお、左前方に見られる 200 [mmHg]以上の圧力集中は計測上のミスで

ある。常用車椅子では接触面積が広く、適切に圧力分散していることが伺える。しかし、競技用車椅子上での静止座位においては、左右坐骨部 200 [mmHg]以上の圧力集中が見られた。

前方駆動での体幹前傾時には大転子を含めて全体に圧力分散されたが、前傾から直立位に戻ると 180~200 [mmHg]の圧力値で坐骨部での圧力集中が見られた。ワンハンドシュートでは静止座位と前方駆動後半と同じ傾向を示した。右サイドボール拾いで右旋回では右坐骨部への圧力集中が見られたが、特に右サイドボール拾いでは広範囲で圧力集中が見られた。しかし、完全麻痺者でみられた大転子部には圧力集中しなかった。

## [実験Ⅱ] 殿部・大腿部形状計測に関する実験結果と考察

両被験者での前額面/矢状面断面図の計測結果を図 16 ~ 19 に示す。坐骨底部周辺を位置合わせの基準として、3回の計測結果を重ねて示した。

採型器による計測間で採型手技の同一性である形状一致の程度としては、両被験者とも、概ね一致していることから採型手技の信頼性は高いといえる。さらに完全麻痺者に比べ、不全麻痺者の方が形状の一致性が高い。完全麻痺者では坐骨部周辺では一貫性が高いが、1つの計測において右殿部にて生体側に圧迫が強まる側に形状の差異

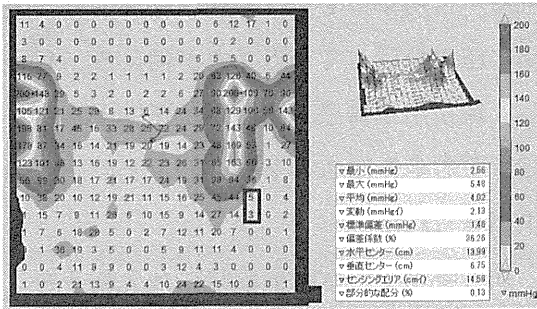


図2 座位接触圧分布(完全麻痺者・駆動前)

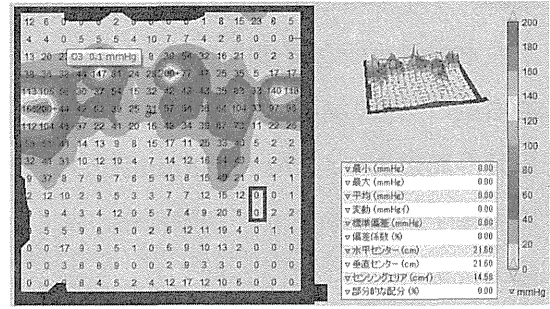


図3 座位接触圧分布(完全麻痺者・駆動後)

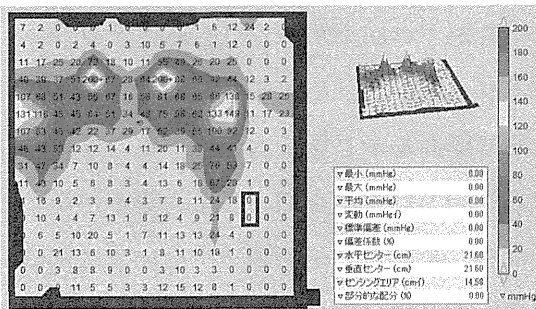


図4 座位接触圧分布(完全麻痺者・シュート)

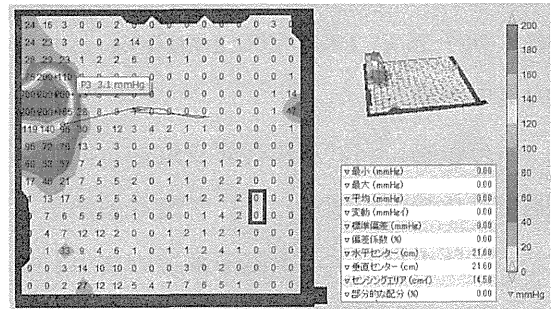


図5 座位接触圧分布(完全麻痺者・右ボール  
投げ)

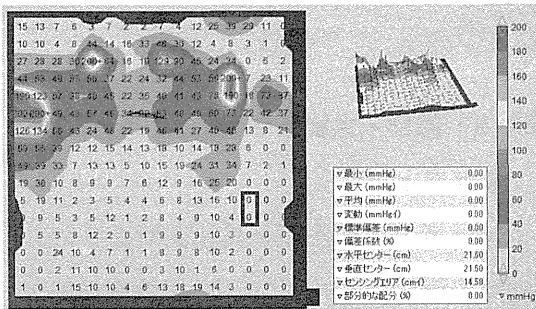


図6 座位接触圧分布(完全麻痺者・右旋回)

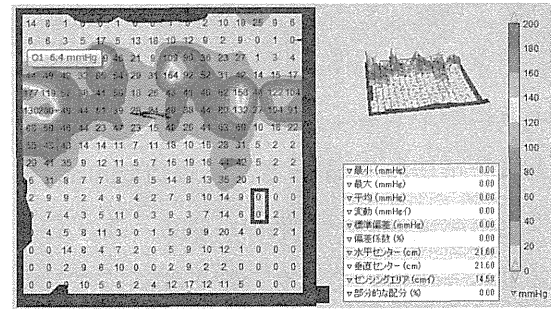


図7 座位接触圧分布(完全麻痺者・静止座位)

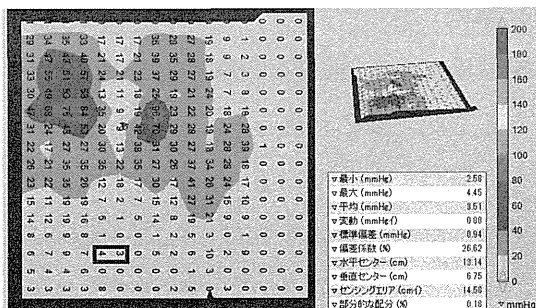


図8 座位接触圧分布(完全麻痺者・常用車椅子)

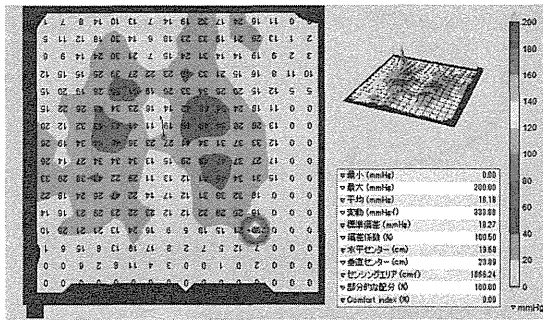


図9 座位接触圧分布(不全麻痺者・駆動前)

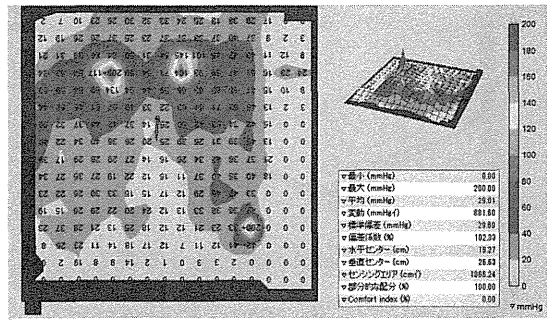


図10 座位接触圧分布(不全麻痺者・駆動後)

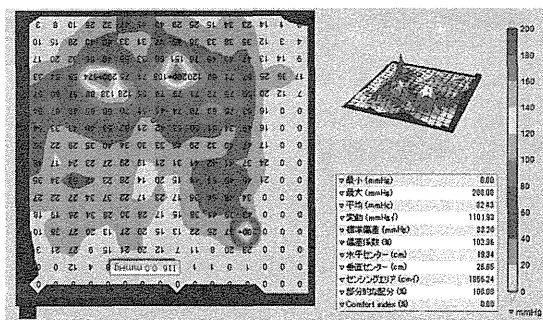


図11 座位接触圧分布(完全麻痺者・シュート)

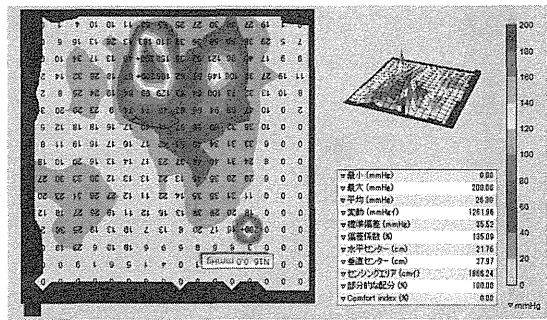


図12 座位接触圧分布(不全麻痺者・右ボール  
拾い)

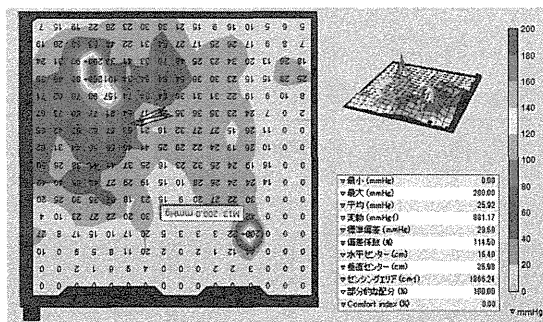


図13 座位接触圧分布(不全麻痺者・右旋回)

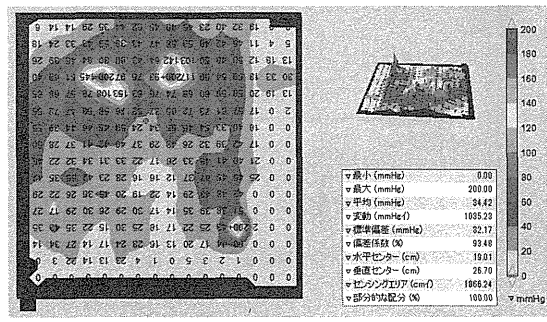


図14 座位接触圧分布(不全麻痺者・静止座位)

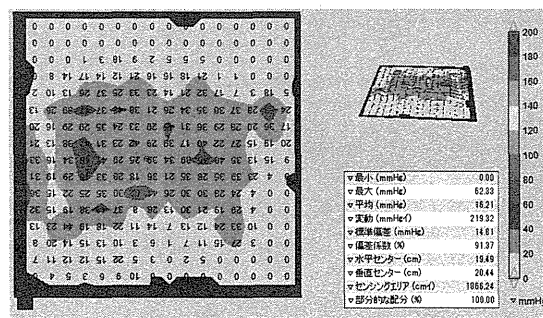


図15 座位接触圧分布(不全麻痺者・常用車  
椅子)

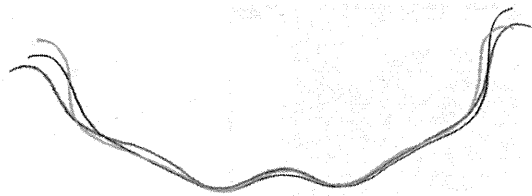


図 16 前額面断面図 (完全麻痺者)



図 17 前額面断面図 (不全麻痺者)

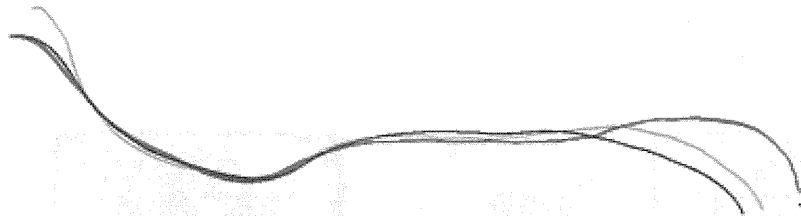


図 18 矢状面断面図 (完全麻痺者)



図 19 矢状面断面図 (不全麻痺者)

表 2 軟部組織萎縮と坐骨突出に関する距離指標

測定回	完全麻痺者			不全麻痺者		
	1	2	3	1	2	3
正中—坐骨距離	12	12	15	6	6	7
	16	13	14	4	3	2
大転子下部 — 坐骨距離	63	70	63	56	68	65
	70	71	63	53	61	60
殿部中間点 — 坐骨距離	34	28	27	16	14	19
	26	27	27	15	16	17
坐骨間距離	50	47	53	57	54	57
	51	51	50	50	41	33
大転子下部間 距離	(332)	(332)	(332)	(340)	(345)	(342)

上段：右側、下段：左側

[mm]