

図6 伸展方向の反応時間とトリミングラインの相関関係（健常者）

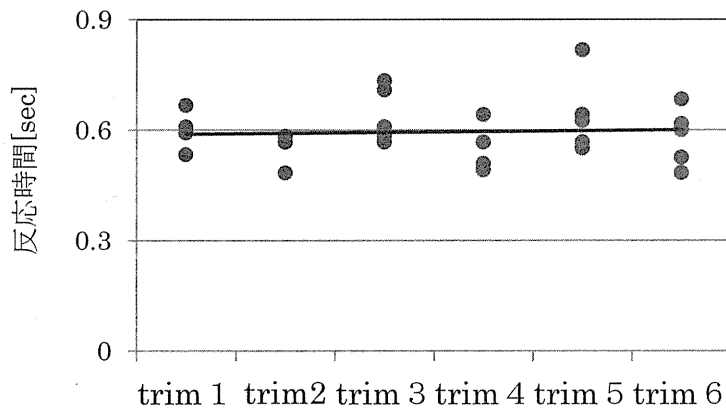


図7 伸展方向の反応時間とトリミングラインの相関関係（C7 頸髄損傷者）

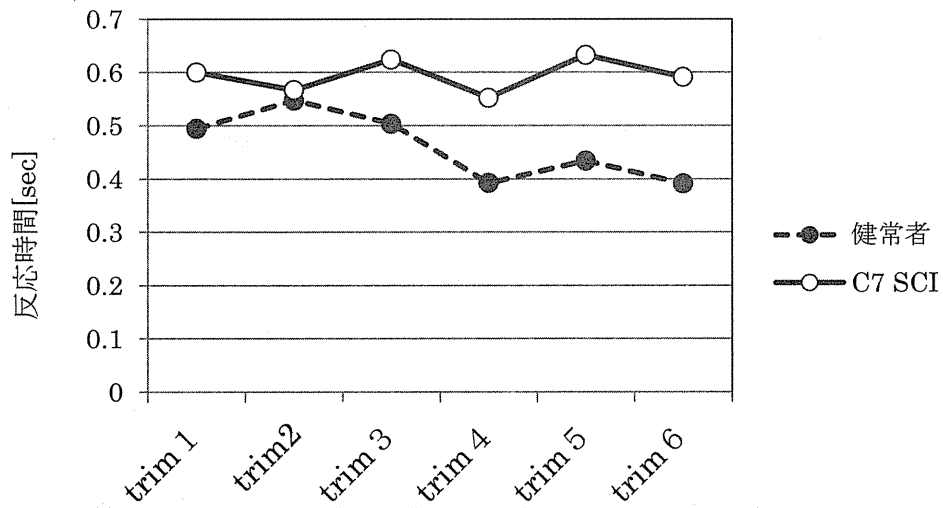


図8 伸展方向の反応時間（中央値）の比較

2. 屈曲方向の身体の制御性

最大伸展時の体幹上部中点Mの座標を基準とし、矢状面における中点Mの屈曲方向への移動量を計測した。健常者では合図開始から動作開始までの時間の再現性がよく、また最大屈曲位に達するまでの速度（傾き）もほぼ一定の傾向を示した。一方、頸髄損傷者では合図開始から動作開始までの時間と最大屈曲位に達するまでの時間にばらつきがみられ、健常者と異なる傾向を示した。これらは伸展方向への運動結果と同様であった。

合図開始の位置より中点Mが20mm移動するまでの時間を反応時間とした結果を図9、10に示す。伸展方向の結果と同様に、健常者ではトリミングラインの低下と共に反応時間の中央値は低下傾向を示し、頸髄損傷者ではほぼ一定の傾向を示した。

健常者と頸髄損傷者の反応時間の中央値の比較を図11に示す。全トリミングラインを通して頸髄損傷者の方が反応時間が長く、トリミングライン4～6ではその差が大きくなる傾向を示した。動作開始時に反動をつけるような傾向は見られなかった。

3. 側屈方向の身体の制御性

一方の最大側屈時の体幹上部中点Mの座標を基準とし、前額面における中点Mの反対側方向への移動量を計測した。健常者では合図開始から動作開始までの時間の再現性がよく、また反対側の最大側屈位に達するまでの速度（傾き）もほぼ一定の傾向を示した。一方、頸髄損傷者では合図開始から動作開始までの時間と反対側最大側屈位に達するまでの時間にばらつきがみられ、健常者と異なる傾向を示した。

合図開始の位置より中点Mが30mm移動するまでの時間を反応時間として算出した。右側屈を運動開始姿勢とし左方向へ移動した場合の結果を図12、13に示す。屈曲・伸展運動と同様に、健常者ではトリミングラインが低くなると共に反応時間の中央値は低下傾向を示し、頸髄損傷者では反応時間の中央値はほぼ一定であった。

健常者と頸髄損傷者の反応時間の中央値の比較を図14に示す。トリミングライン3以上では反応時間の差はほとんど見られないが、トリミングライン4以下では顕著な差がみられた。

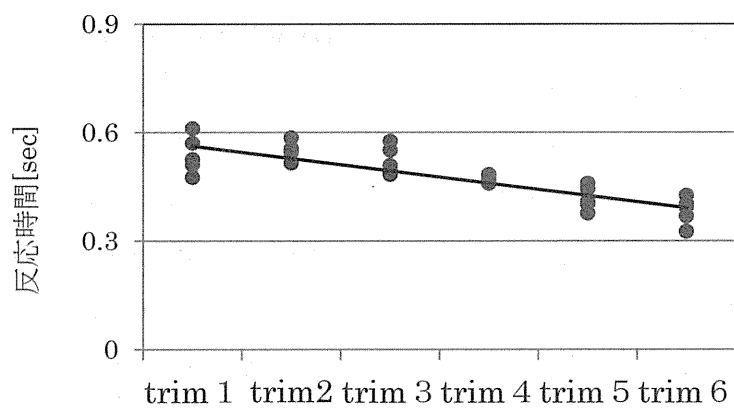


図9 屈曲方向の反応時間とトリミングラインの相関関係 (健常者)

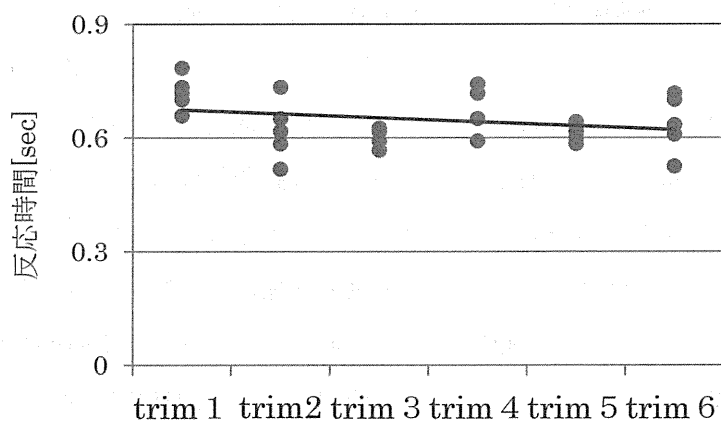


図10 屈曲方向の反応時間とトリミングラインの相関関係 (C7 頸髄損傷者)

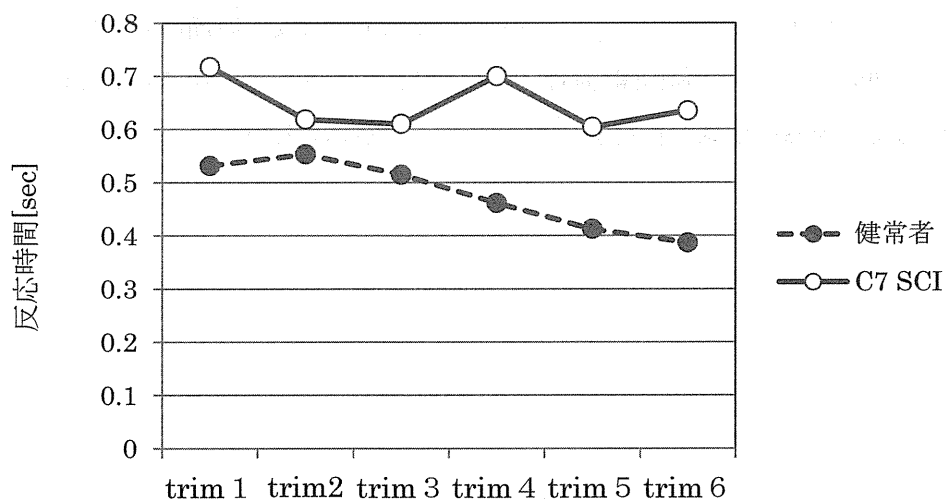


図11 屈曲方向の反応時間 (中央値) の比較

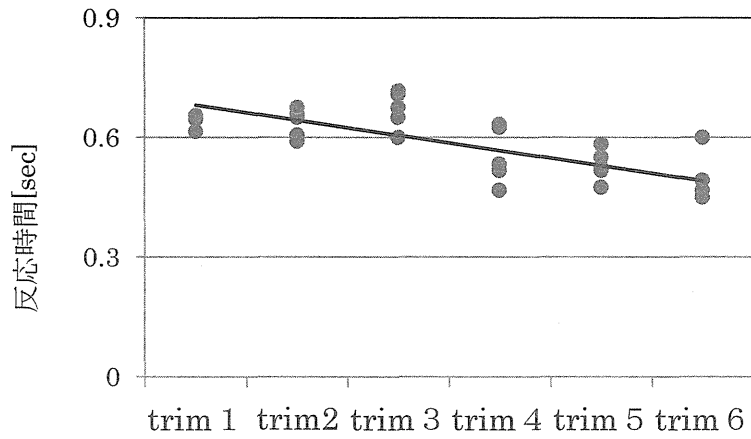


図 12 側屈方向の反応時間とトリミングラインの相関関係 (健常者)

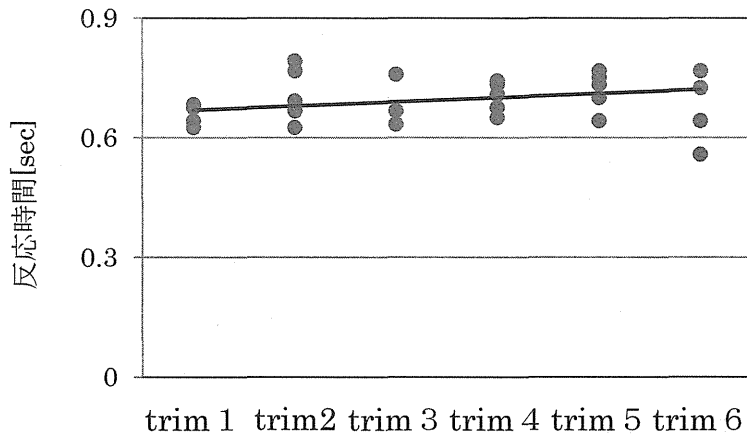


図 13 側屈方向の反応時間とトリミングラインの相関関係 (C7 頸髄損傷者)

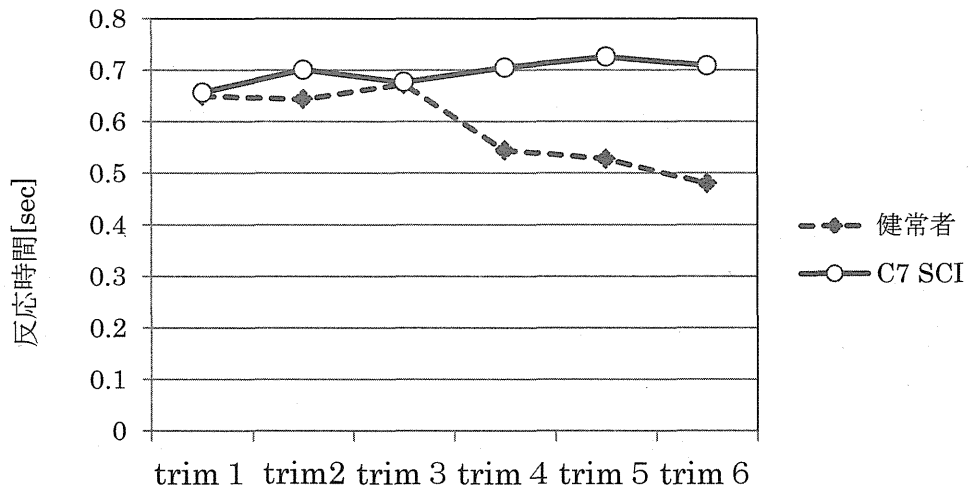


図 14 側屈方向の反応時間 (中央値) の比較

E. 考察

C7 頸髄損傷者では腹筋（腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋など）が作用しないため、僅かに作用が残る上部脊柱起立筋や上肢帯に停止する筋の作用に加えて、頭部や上肢の運動により体幹の屈曲・伸展・側屈運動を行っているものと思われる。従って体幹の支持性が不足し前述の作用や運動で代償できなくなると動作開始までの反応時間は遅れ、運動の再現性も低下すると思われる。

実験結果から、健常者ではトリミングラインが低くなるにつれ反応時間が短くなることが分かった（図 6, 9, 12）。宮崎らは背筋力測定時の体幹屈曲角度が 10~30 度程度のときに最大の筋力を発揮すると報告しており、トリミングラインが低くなると共に体幹の可動域は増大し、結果として筋力を発揮しやすい姿勢になったことが原因と考えられた。従って腰髄損傷者のように姿勢保持機能障害や筋力低下が軽度な場合には、ある程度の可動域を確保することによりパフォーマンスを発揮できる可能性が示唆された。

一方、姿勢保持機能が障害され体幹の筋力低下を生じている C7 頸髄損傷者では、反応時間に大きな変化は見られなかった（図 7, 10, 13）。これは体幹上部の可動域増大により筋力を発揮しやすい姿勢になるものの、頭部と運動の支点である脊柱との距離が大きくなることによって運動と反対方向のモーメントが増大し、筋力低下も相まって反

応時間が短縮しないものと思われた。また運動開始時の反動を利用する行動は、これらを代償するものと考えられる。

健常者と C7 頸髄損傷者の反応時間を比較した場合（図 8, 11, 14）、トリミングライン 1~3 ではほぼ同等であったが、トリミングライン 4~6 では反応時間の顕著な差が確認された。C7 頸髄損傷者の体幹支持性に関する研究結果から、トリミングライン 1~3 では体幹可動域は大きく変化せず、トリミングライン 4 より低くなった場合に可動域が大きく変化することが確認されている⁴⁾⁵⁾。このことから頸髄損傷者や胸髄損傷者のような体幹の筋力低下により姿勢保持機能が障害されている場合には、体幹の可動域が増大しない範囲でトリミングラインを設定することが重要であり、その必要性が定量的に明らかとなった。しかし腋窩には正中・尺骨神経や腋窩動静脈などの重要器官が表層にあるため、トリミングラインが高すぎる場合には圧迫により神経麻痺等を及ぼす危険性がある。これらを考慮すると、体幹可動域が小さく、且つ運動制御性が確保される腋窩から 6 cm 程度下方（トリミングライン 3）まで支持することが最適条件と考えられた。また屈曲運動の支持性に関しては設定高さだけでなく、胸部パッドの前方回転運動と下方シフトを低減するような胸部パッドの構造と取付方法も併せて検討することが肝要である⁴⁾。



(a) 被験者所有のバケットシート（左）と
実験用バケットシート（右）



(b) 実験用バケットシートでの滑走

図 15 屋外スキー場における滑走試験

腰髄損傷など脊柱起立筋や腹筋の麻痺が軽度な場合には、トリミングラインを腋窩～肋骨下端の中間以下とし、運動の制御性を損なわない範囲で大きな可動域を確保することにより体幹の支持性と運動の制御性のバランスを良好に保つことができると思われる。

F. 屋外スキー場での滑走試験

屋内実験場での検証結果から導出されたバケットシートの最適条件の一つとして、本被験者の場合は腋窩から 6 cm 程度下方（トリミングライン 3）まで支持することが挙げられた。この最適条件の妥当性を確認するため、トリミングライン 3 を基準とし、比較群としてトリミングライン 2、4 を選定して屋外スキー場にて滑走試験を行った（図 15）。滑走試験に使用した検証用

バケットシートを図 16 に示す。被験者の主観的評価は以下の通りである。

トリミングライン 2

「滑走中のスキー板の安定感はあるが左右に動きづらい。ターンとターンの切り返しがしづらい。」

「前方向の支持性は良好である。」

トリミングライン 3

「前後左右、特に問題はない。ターン中や切り返しのスキー板の安定感もよい。」

トリミングライン 4

「最大側屈位（ターンの後半）のときは良いが、ターンとターンの切り返しでスキー板が不安定になる」

「不安定で直滑降や直進ができない」

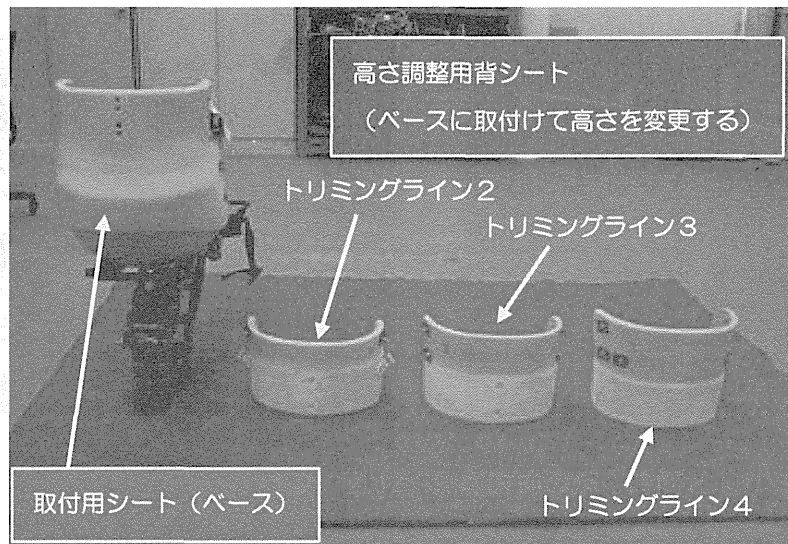


図 16 実験用バケットシート

トリミングライン 3 の評価が最も高く、屋内実験において導出された最適条件の妥当性が示された。また本人の主観的評価の内容も屋内試験で予測したものと同様であった。一方、トリミングライン 2 では過度な支持による動きにくさを訴えており、またトリミングライン 4 ではスキー板の制御性の低下や不安定感を訴えていた。これらも予測通りの結果であった。

以上より、屋内においても最適なバケットシートの高さを定量的に決定することが可能であり、その際には体幹の支持性と運動の制御性の両面から検証する必要があることが確認された。また定量的にトリミングラインを決定する手法の一つを提案できたと思われる。

G. 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、運動の制御性の面から検討を行い、昨年度の身体支持性に関する研究結果と併せて考察を行った。その結果、姿勢保持機能が障害され体幹の筋力低下が重度な場合には、胸部パッドおよび背シートの上縁高さを腋窩より 6 cm 程度下方に設定することによって体幹の支持性と運動の制御性を確保できることが示唆された。一方、軽度な場合には胸部パッドおよび背シートの高さを更に低くすることにより残存機能を最大限発揮できる可能性が示された。

屋外スキー場での滑走試験を通して、屋内試験により導出された最適条件の妥当性を確認し、バケットシート製作における指標のひとつを提示することができた。

H. 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) 竹田唯史；スキー運動における技術指導に関する研究, 第1版, 共同文化社, 2010.
- 3) 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
- 4) 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.
- 5) 中村喜彦他；障害者のスポーツにおける障害と種目特性に関連した競技力向上等に関する研究総括分担研究報告書, pp. 81, 2013.
- 6) 永田晟；現代の体育・スポーツ科学 からだ・運動の科学, 第1版, 朝倉書店, 1988.
- 7) 宮崎義憲他；背筋力評価のための至適上体前傾角度の検討, 東京学芸大学紀要芸術・スポーツ科学系, 57, pp. 171-177, 2005.

I. 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2報), 第30回日本義肢装具学会学術大会講演集, pp. 280, 2014.
- ・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胸部パッドと身体支持性に関する研究, 第35回医療体育研究会 第18回日本アダプテッド体育・スポーツ学会(第16回合同大会)講演集, pp. 35, 2014.

J. 知的財産権の出願・登録状況

特記事項なし

IV-4 障害者座位滑走スポーツにおける競技力向上を目指したバケットシート適合に関する研究
～アイスレッジホッケーにおけるスレッジシートに関して～

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)
緒方 徹 (国立障害者リハビリテーションセンター研究所)

研究要旨

アイスレッジホッケーにおけるスレッジシートの適合のうち、日本代表唯一の脊髄損傷者1名を対象に、従来型に対して身体支持形状と材料剛性を向上させた試作型を製作した実験室においても、本人が搭乗した状態で随意性がより必要とされる模擬動作にて検証にすることによって、実際近い検証が行え、変形量の減少から、剛性の向上を確認した。また、3Dモデリング技術により、両スレッジシートの断面形状の違いについて比較検討を行った。実験室における変形量と断面形状から適合状況を比較評価し、剛性と形状一致性を向上させたことを確認した。これにより運動制御能を向上させると推測される。

A. 研究目的

アイスレッジホッケーはがスケートブレードを有するフレーム上に設置されたスレッジシートを有するスレッジ(そり)上に座り、ホッケー競技を行うものである。競技者は主に下肢切断、二分脊椎などの下肢機能障害者である。駆動は上肢によるスティック操作のみならず、体幹を前後に揺動する運動も寄与し、さらに旋回では体幹運動を主動作として操作する。スレッジの操作性には生体-器具インターフェースであるスレッジシートが重要な役割を果たす。

身体をスレッジシートにベルトなどで強固に固定することから適合状態が滑走に大きく影響を及ぼす。しかし、スレッジシートは経験則や競技者の主観的評価により製作されているのが現状であり、製作指標はない。スレッジシートの適合に関して接触圧力分布から検討された報告^{2),3)}があるが、その他は上肢身体機能に関するもの^{1),4),5)}で、形状や操作性に関しては定量的に検討を行った報告は見当たらない。

本研究では日本代表唯一の脊髄損傷者でスレッジシートによる支持性への依存度が

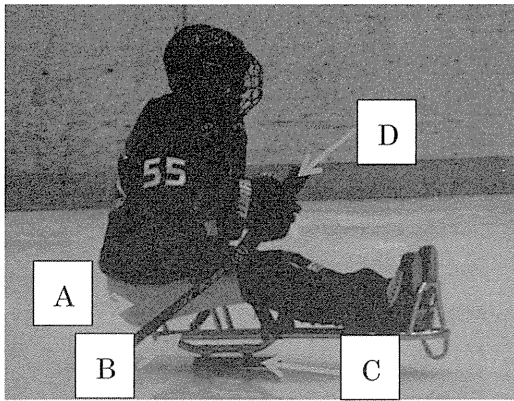


図1 アイススレッジホッケーの用具
A:ブレード, B:フレーム,
C:スレッジシート, D:ステック

高い選手専用のスレッジシートの適合に関して定量的解析手法により明らかにすることを目的とする。また用具の適合性向上による競技力向上を目標とする。

B. 研究内容

アイススレッジホッケーは、スレッジシートを介して身体運動をブレードに伝達し、体重心の移動により操作している。

競技者の多くは下肢切断や二分脊椎など股関節周囲筋の機能が残存しているが、損傷部位以下が運動・感覚麻痺している脊髄損傷者では体幹運動でスレッジをいかに随意的に制御することができるかが重要となる。特に麻痺部の骨盤・大腿部について体幹の前後への激しい揺動運動に対して適切な支持される必要がある。その一方で、支持面積を増やしてことで支持性は向上するが、体幹運動を妨げることに繋がってしまうことから、スレッジシートが必要以上に骨盤大腿部の被覆を避けることが必須で

ある。運動制御を妨げない適切な身体支持を両立したスレッジシートが求められる。

以前より使用している従来型のスレッジシートは製作後長年が経過し、主観的評価では、高速旋回やフェイント時にスレッジシートの支持性の低下による随意性が低いことを訴えている。

そこで、本研究では運動制御能を向上させるべく、剛性を高め、随意性が高い状態になるよう適合したスレッジシートを目指し、スレッジシートの適合に関する最適条件の抽出を行う。実験室内にて、床にスレッジシートを固定し装置環境下において、実際の操作時と同じ模擬動作を行い、体幹運動とスレッジシートの変形量を計測する。

C. 実験方法・条件

1. スレッジシートの試作

従来型において支持性の不足や随意性が低いということから、材料の剛性不足と生体に対する形状の適合性が低いと判断し、従来型を基に採型を行い、試作型を製作した。従来型の材料は硬質ポリエチレン製、5mm厚に対して、試作型スレッジシートはチェアスキーなどで実績のある低温特性に優れる硬質ポリエチレン製10mmに変更した。さらに本人からの骨盤上部の腸骨稜レベル周辺に対して積極的な支持性を増やしたいという希望を踏まえ、モデル上で調整した。

2. 模擬動作に対する動作解析

スケートリンクにおいて安全かつ統制のとれた計測実施が難しいため、実験室内で計測環境を設定した。実際に使用しているスレッジ上での座位状況を再現するために、スレッジシートおよび足部の固定を可能にする治具を製作した(図2)。スレッジシート-治具、治具-床反力間をボルトで締結した。

3. 実験方法・条件

競技の代表的な動作に対して、**模擬動作として抽出し、その体幹運動とそれに伴うスレッジシートの変形を3次元動作解析装置(MotionAnalysis社製Mac3D)を用いて計測した。**赤外線カメラは12台、床反力計2枚用いた。マーカは生体に関して頭部(前部、頭頂、後部)、左右肩峰、左右肘頭、左右手関節部、C7棘突起、肩甲骨下角に貼付し、スレッジシートには上部4点、下部8点、前部4点の計16点を貼付した。

サンプリング周波数は200Hzとした。試行は各条件につき5回とした。サンプリング後のデータにCutoff周波数20Hzの4次のバターワースフィルターを適応した。

試行課題は実際の競技中において被験者が特に随意性が低いと訴える側方への大きな体幹加速度を伴う**高速旋回動作とフェイント動作**に加えて、側方に大きく体幹を変位させる大旋回動作を加えた。各動作の詳細は以下のとおりである。

[高速旋回動作]

安静座位の状態からメトロノーム(50bpm)に併せて通常右側に大きく旋回する際を想定した体幹の側屈および小屈曲

[フェイント動作]

安静座位の状態から合図に併せて前額面上にて体幹を左右に往復させる側屈動作

[連続大旋回動作]

右側に大きく旋回する際を想定し、安静座位の状態からメトロノーム(50bpm)に併せて可能な最大可動域での体幹側屈

高速旋回動作とフェイント動作は速い動作であることから、中間座位をスタート肢位とし、床反力計にゴム製ボールを落とした時に発生する接触音を動作開始合図として動作を実施し、動作終了後には一旦停止した。床反力計のz成分(鉛直方向)を同期させた。

計測の様子を図2に示す。経時的变化を計測した。尚、明らかに被験者が合図を先読みしたと思われる試行は除外した。

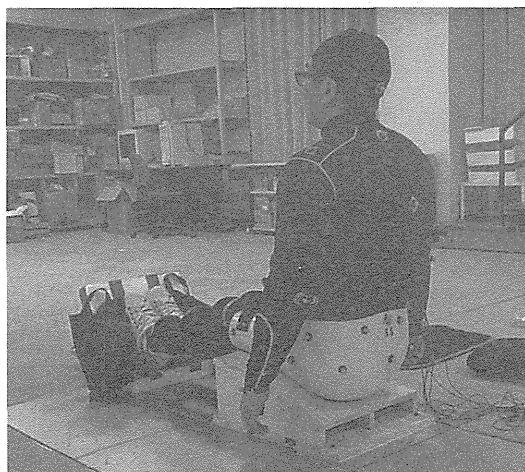


図2 計測の様子

被験者は36歳の男性。第12胸髄損傷(完全麻痺)で、受傷後15年が経緯している。スレッジホッケーの競技歴は14年、日本代表選出歴も13年と高い競技力を有する。練習頻度はクラブチームで週1回、日本代表合宿が月2回と定期的に練習が実施している。さらに交互歩行用装具での歩行が可能なほど、上肢・体幹の筋力とバランス能力に長けている。

4. スレッジシートの内面形状計測

従来型と試作型の内面(身体接触面)の形状を比較した。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・チェッカソフト

(netfabb Studio Basic、Netfabb社製)上にて矢状面と前額面における断面を生成した。断面を生成する基準点として従来型と試作型に共通するフレーム取り付け用穴4つのうち前方右を基準点としてそこから前後は60mmずつ、左右は50mm離れたスレッジシート中央部とした。

(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、ヘルシンキ宣言に則って実施した。

D. 実験結果

1. スレッジシートの変形

貼付したマーカのうち、C7棘突起マーカ、中央下部マーカ、右上部マーカ、右下部マーカ、大腿部中央マーカ、右シート先端(膝部)マーカについて中間位から右最大変位量を変形量として算出した。

変形量についていずれの動作においても従来型と比べて、試作型の方が小さく、変形量が小さいということは剛性がたかいことを表している。

スレッジシート内においては足部を固定していることからシート先端などは変形量が小さく、変形量大きい箇所は体幹の中心に近いスレッジシートの上部であった。

試行条件では連続大旋回動作ではゆっくりと大きく体幹が側屈することによりスレッジシートの上部が大きく変形しており、なおかつ最も変形が小さいと思われる中央下部についても3mmの差があり、試作型は従来型に比べて標準偏差も小さいことから、いわばぶれにくく剛性が高いことがわかる。

C7-スレッジシート中央下部間を結んでできる体幹シート角は細かな動きを行うフェイント動作においては従来型と試作型でほとんど差が見られなかった。

表1 高速旋回動作の計測結果

| | 従来型 | 試作型 |
|---|-------------|-------------|
| A | 167.2 ± 4.8 | 125.7 ± 6.9 |
| B | 11.5 ± 0.5 | 9.3 ± 0.9 |
| C | 19.1 ± 1.2 | 12.2 ± 2.2 |
| D | 11.7 ± 0.5 | 7.8 ± 0.8 |
| E | 8.1 ± 0.8 | 7.7 ± 2.0 |
| F | 3.9 ± 0.2 | 3.0 ± 0.3 |
| G | 13.5 ± 0.4 | 10.5 ± 0.6 |

A: C7 棘突起マーカ右最大変位量 [mm]

B: 中央下部マーカ右最大変位量 [mm]

C: 右上部マーカ右最大変位量 [mm]

D: 右下部マーカ右最大変位量 [mm]

E: 右大腿部中央マーカ右最大変位量 [mm]

F: 右シート先端 (膝部) マーカ右最大変位量 [mm]

G: 体幹シート角 (C7-スレッジシート中央下部間) [°]

表2 フェイント動作の計測結果

| | 従来型 | 試作型 |
|---|--------------|-------------|
| A | 120.3 ± 20.9 | 125.5 ± 2.7 |
| B | 8.2 ± 1.3 | 8.8 ± 1.1 |
| C | 15.0 ± 2.7 | 12.7 ± 1.1 |
| D | 8.5 ± 1.5 | 7.5 ± 0.9 |
| E | 7.3 ± 1.2 | 6.3 ± 1.5 |
| F | 2.9 ± 0.6 | 2.1 ± 1.2 |
| G | 9.6 ± 1.7 | 10.1 ± 0.2 |

表3 連続大旋回動作の計測結果

| | 従来型 | 試作型 |
|---|-------------|-------------|
| A | 215.7 ± 8.5 | 156.4 ± 5.1 |
| B | 9.6 ± 0.4 | 6.5 ± 0.3 |
| C | 19.9 ± 4.7 | 12.2 ± 0.5 |
| D | 14.1 ± 0.4 | 7.0 ± 0.4 |
| E | 8.9 ± 1.3 | 4.9 ± 0.4 |
| F | 5.5 ± 0.2 | 3.7 ± 0.2 |
| G | 16.9 ± 0.7 | 12.7 ± 0.4 |

2. スレッジシート間の形状比較

両者を比較した場合に前額面の全レベルと矢状面の断面において従来型と比べて、試作型の方が小さかった。特に殿部周辺に関しては、従来型は一般的な生体形状から推測されるものとは大きくかけ離れており、試作型は前額面で大転子を頂点として殿部を適切に支持する形状となっている。

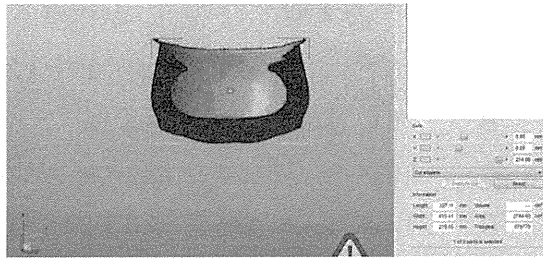


图 3 従来型 60mm 後方前額面断面図

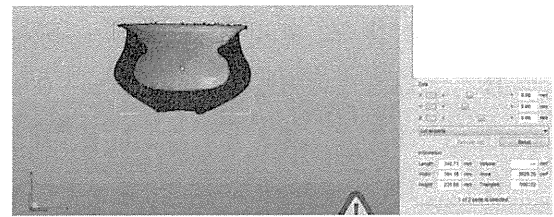


图 7 試作型 60mm 後方前額面断面図

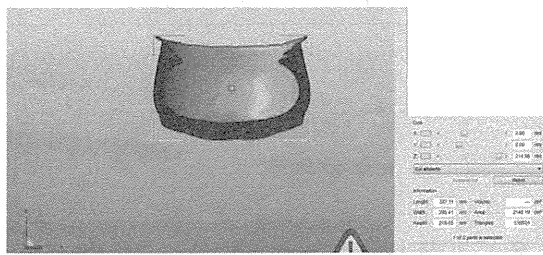


图 4 従来型 120mm 後方前額面断面図

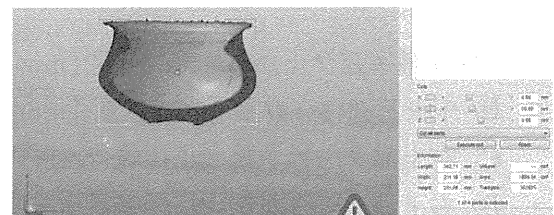


图 8 試作型 120mm 後方前額面断面図

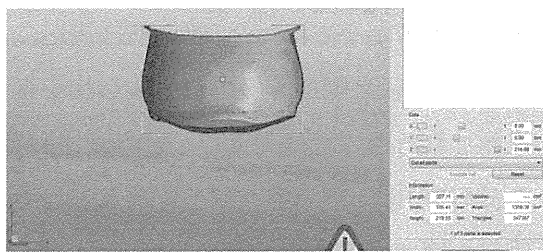


图 5 従来型 180mm 後方前額面断面図

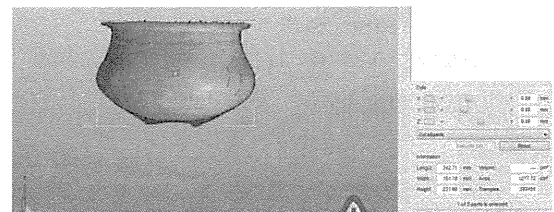


图 9 試作型 180mm 後方前額面断面図

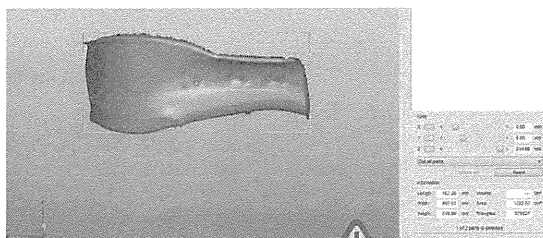


图 6 従来型中央矢状面断面図

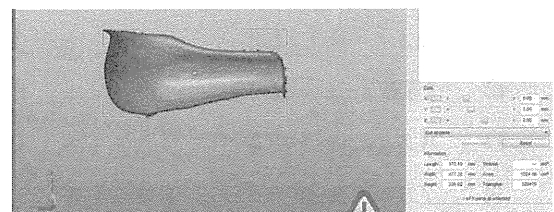


图 10 試作型中央矢状面断面図

E. 考察

第12胸髄損傷者では腹筋群が残存し、股関節屈曲である腸腰筋が作用しないと考えられることから、支持基底となる骨盤・殿部周辺をスレッジシートと隙間なく適切に支持することによって操作の随意性があるものと推測される。形状評価では基準となる被験者の身体を計測していないことや形状差の定量化ができていないために、あくまでも従来型に比べて、試作型は小さいことまでしか特定できない。しかし、スレッジシートと生体のとの間に指などが入る隙間もなく、被験者が搭乗する際にもぎりぎりやっとな乗れる状況である。加えて練習後の発赤など皮膚のトラブルもないことや本人主観からも両者を比較して全く違うということから、試作品はトータルコンタクトに近い状況にあるものと判断される。

さらなる競技力の向上や他の競技者に応用するためには、やはり実際のスケートリンクでの評価も必要であろう。これには計測系や評価指標などについて熟慮する必要があると思われる。

特に今回の実験は室温 23℃の室内にて行ったが、被験者も低温環境下での材料の剛性の変化を体感していることから、温度特性の検証も今後必要である。

G. 結論

アイスレッジホッケーにおけるスレッジシートの適合に関して、身体の支持性の低下と形状の不合により随意性に劣っていた従来型に対して、材料変更と形状変更する試作を行い、実験室における変形量と断面形状から適合状況を比較評価し、剛性と形状一致性を向上させた。これにより運動制御能を向上させると推測される。

H. 参考文献

- 1) Sandbakk, O. et al.; The effects of heavy upper-body strength training on ice sledge hockey sprint abilities in world class players. *Hum.Mov.Sci.*, 38, 251-261, 2014.
- 2) Darrah, S.D. et al.; Measuring static seated pressure distributions and risk for skin pressure ulceration in ice sledge hockey players. *Disabil.Rehabil.Assist.Technol.*, 1-6, 2014
- 3) Berthold, J.; Dicianno, B.E.; Cooper, R.A. Pressure mapping to assess seated pressure distributions and the potential risk for skin ulceration in a population of sledge hockey players and control subjects. *Disabil.Rehabil.Assist.Technol.*, 8, 5, 387-391, 2013

4)Sandbakk,O. et al.,: The physiology and biomechanics of upper-body repeated sprints in ice sledge hockey. Int.J.Sports Physiol.Perform., 9, 1, 77-84, 2014

5)Skovereng,K.et al.,:On the relationship between upper-body strength, power, and sprint performance in ice sledge hockey. J.Strength Cond Res., 27, 12, 3461-3466, 2013

I. 研究発表

1. 論文発表

特記事項なし

2. 学会発表

特記事項なし.

J. 知的財産権の出願・登録状況

特記事項なし

IV-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

—骨突出著明な脊髄損傷者に対する競技用クッション形状の考察—

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用クッションの適合に関して褥瘡予防と競技動作性の両立を目指し、褥瘡既往歴を持つ脊髄損傷完全麻痺者2名を対象として接触圧力分布を基に被験者に合わせてクッションを製作した。模擬競技動作を行い、接触圧力を分散するように加工することに加えて、本人の主観的評価も交えて調整を行った。そのクッション形状について、3Dモデリング手法により生体形状と比較した。軟部組織萎縮により坐骨の突出が著明例では圧力集中を防ぐためには既製クッションの厚みでは不十分であり、8cmは必要であること、なおかつ生体形状を踏まえた3次元形状が不可欠であることがわかった。

A. 研究目的

車椅子バスケットボールは健常者までの愛好者の広まりを見せる中、競技者のうち依然として下肢感覚障害者の比率が高い。下肢感覚障害における二次障害のうち、易発症性の褥瘡に関して予防が重要である。医療的十分な配慮がなされている日常生活用クッションに対して、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褥瘡ハイリスク者における競技用クッションの問題点について昨年度の研究報告で挙げた¹⁾。

下肢感覚障害者における褥瘡への対策は必須である。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し、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を対象に、褥瘡を予防しながら競技力の維持・向上を目的とする。昨年度の研究報告では、殿部筋の萎縮が著名な脊髄損傷者では坐骨部や大転子部への圧力集中から既製クッションの適合性は低いことを確認

し、軟部組織の萎縮と坐骨突出程度の定量化する試みを行った。

座位における健常者でのこれまでも身体形状計測は試みられ³⁾、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⁴⁾が、いまだ手法が確立されているとは言えない。

今年度は既製クッション不適合者に対するクッション形状の最適解の導出に向けて、接触圧力を評価基準にクッションを試作し、主観的評価を合わせて行い、導出した形状を3Dモデリング技術により生体形状と比較検証する。

B. 研究方法

下肢機能障害者として脊髄損傷者を対象にポリウレタン材から競技用クッションを試作し、接触圧力から評価基準として形状の適正化を図り、主観的評価も加えて形状調整を行う。調整終了後のクッション形状と生体形状を比較する。

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2名とした。両名とも日本代表経験

があり、高い競技力を有する。

B-2. 競技用クッションの形状適正化

競技用クッションについてリボンデットウレタンフォーム材の中でも10cmのブロック状材料をスタート形状として、安静座位における坐骨と大転子の骨突出部の圧力集中を防ぎ、圧力分散が図れるよう体圧分布測定装置(FSA、VERG社製)にて接触圧力計測しながら形状を切削調整した。安静座位にて圧力分散が確認できた後に競技中の特徴的な動作を試行課題として計測室内の競技車椅子上を実施して接触圧力を確認し、必要に応じて形状修正した。試行課題は以下に挙げる5種類とした。

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

なお、試作材料の硬度については被験者両名の座位で主観での事前の予備調査から座位保持装置製作上に用いられるなかでも、硬度が高い#10000を採用した。また、試作クッションにはポリエステル生地にポリウレタンフィルムをラミネートすることで、防水性を有し、伸縮性に富む試作カバー（帝

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 | 特記事項 |
|-----|----|-------|--------|------|-----|---------|-------|------|
| A | 51 | Th11 | 30 | 25 | 2.0 | 1 | 5回 | |
| B | 31 | Th12 | 12 | 11 | 2.0 | 3 | 3回 | 軽度側弯 |

人社製)にて被覆し、市販クッションと同じ使用状況とした。計測時には実際の競技中と同じ競技用の服装を着用した。

B-3. 座位殿部・大腿部形状計測

被験者の座位骨盤大腿部における生体外形の定量的評価を実施した。手順はまず、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を採型した。この際に、左右上前腸骨棘触知による骨盤の水平度合と被験者の主観により適切な骨盤傾斜角度、および体幹角度であるかを確認した。被験者 B に関しては軽度の側弯傾向から前額面で軽度右傾斜、水平面で右が前に出る軽度回旋、矢状面で軽度後傾位を呈し、水平位の保持は不可能であった。被験者が採型器から降りた後に非接触 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。

形状適正後の試作クッションについても同じ手法で表面 3 次元形状と断面を生成した。また、比較対象として両者が競技用として用いている Jay® Soft Combi (Sunrise Medical 製) に関しても同計測を行った。

(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

競技用クッションの形状適正化の実験結果

形状適正化を行い、加工終了後のクッション上座位での接触圧力分布を図 1～8 に示す。

開始時ブロック形状上の座位では左右坐骨部の接触圧力は 200[mmHg]以上の圧力集中を示したが、これは両者の坐骨突出が著明であることによるものである。これ改善するためにクッションの該当部を大きく削り込んだ。その後坐骨部の減圧が図られた後は次に突出が著明な右大転子部に圧力集中が見られたことから両部について調整した。

被験者 A についてはベルトによる挟み込みと思われる右前方に圧力集中があるが、駆動時については適切に圧力分散が図られている。最も大きく側屈するボール拾いでは最大側屈時の一瞬に大きな圧力集中が確認されるが、その分他の部分は大きく減圧している。

被験者 B に関しては圧力集中を改善すべく骨盤後部での支持性を高める必要があ

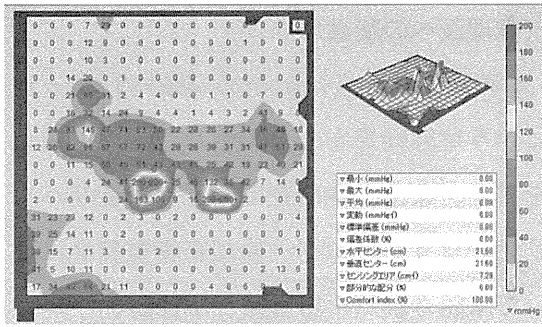


図1 試作開始時ブロック状 (被験者 A)

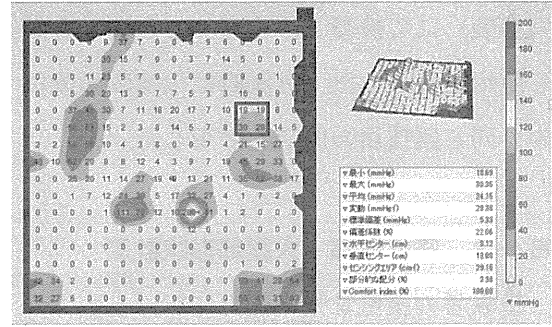


図5 試作開始時ブロック状 (被験者 B)

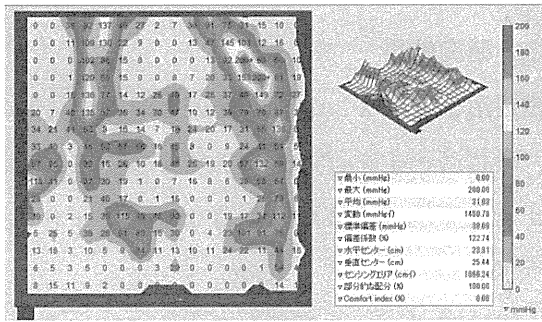


図2 調整終了時 (被験者 A)

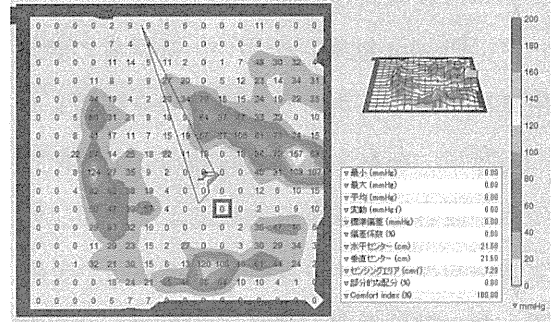


図6 調整終了時 (被験者 B)

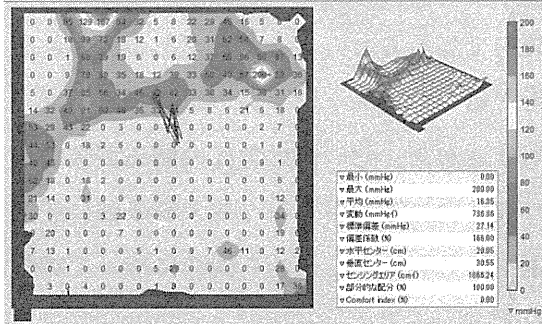


図3 前方駆動・体幹屈曲時 (被験者 A)

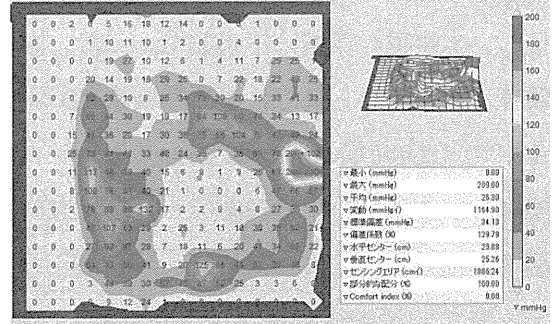


図7 前方駆動・体幹屈曲時 (被験者 B)

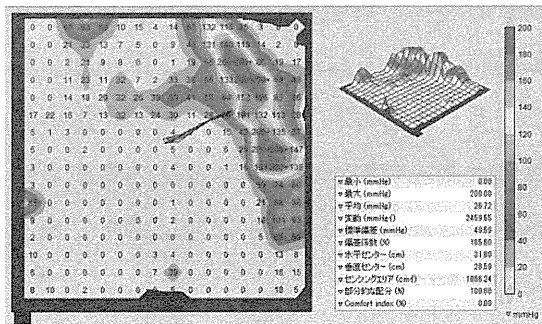


図4 右ボール拾い時 (被験者 A)

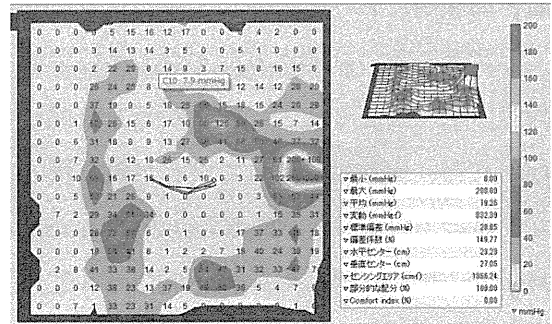


図8 右ボール拾い時 (被験者 B)