

II-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—

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）

研究分担者 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）

研究協力者 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ことを確認した。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・チェッカソフト (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

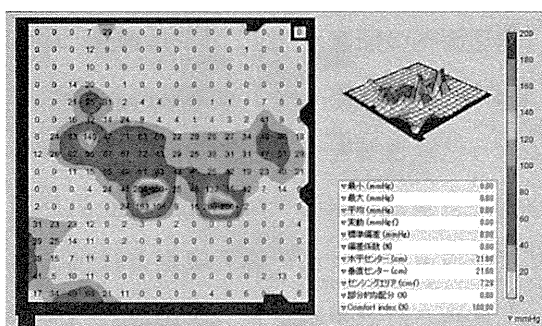


図1 試作開始時ブロック状 (被験者 A)

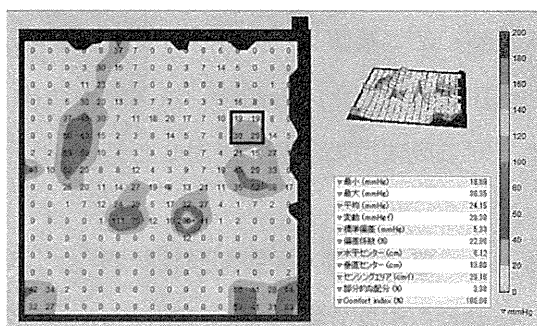


図5 試作開始時ブロック状 (被験者 B)

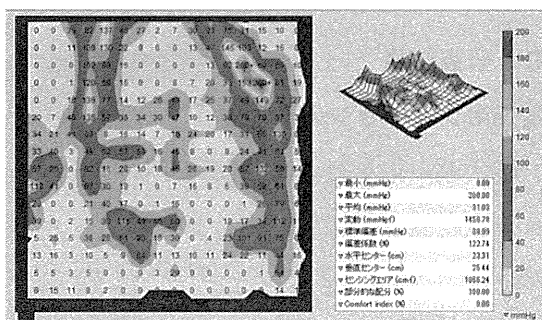


図2 調整終了時 (被験者 A)

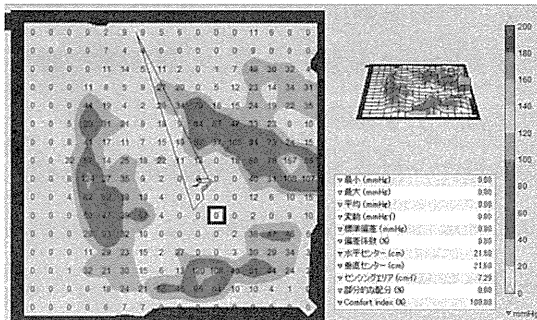


図6 調整終了時 (被験者 B)

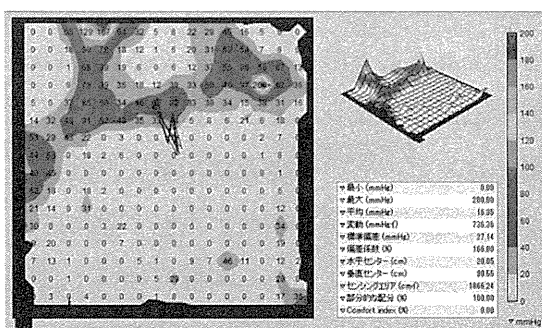


図3 前方駆動・体幹屈曲時 (被験者 A)

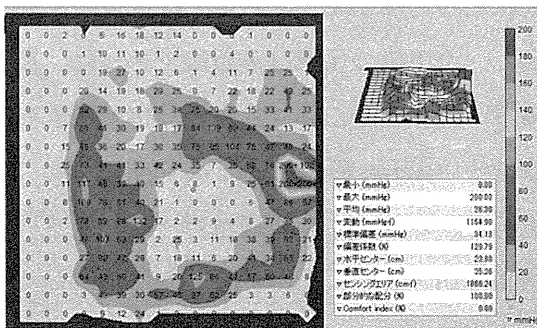


図7 前方駆動・体幹屈曲時 (被験者 B)

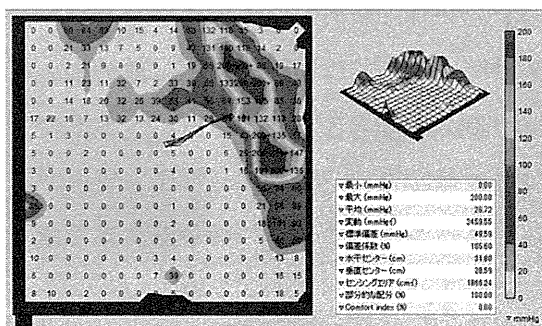


図4 右ボール拾い時 (被験者 A)

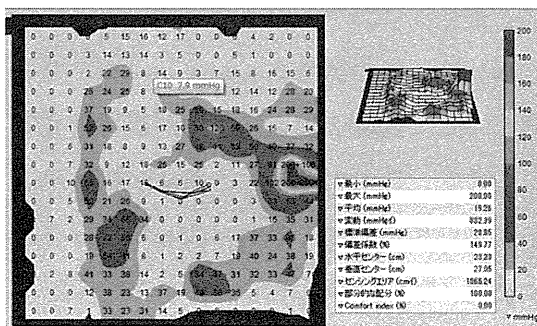


図8 右ボール拾い時 (被験者 B)

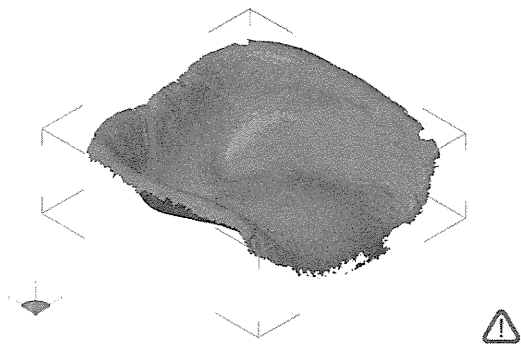


図 9 生体外形形状 (被験者A)

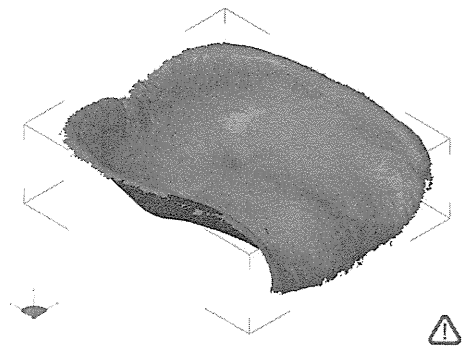


図 1 3 生体外形形状 (被験者B)

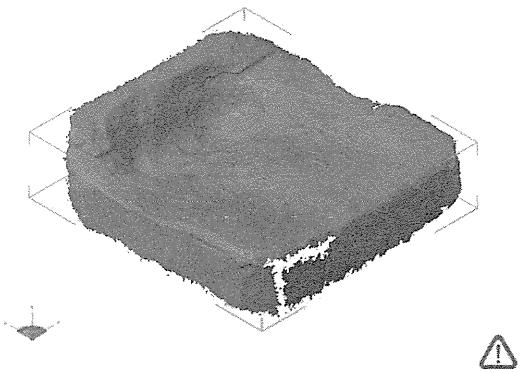


図 1 0 試作クッション形状 (被験者A)

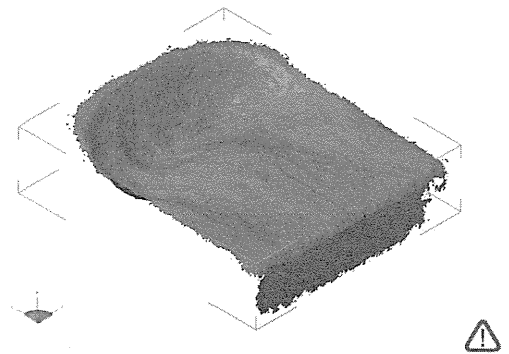


図 1 4 試作クッション形状 (被験者B)



図 1 1 前額面での形状の差異 (被験者A)

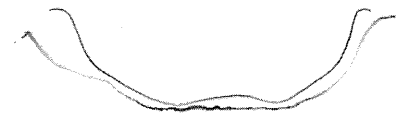


図 1 5 前額面での形状の差異 (被験者B)



図 1 2 矢状面での形状の差異 (被験者A)

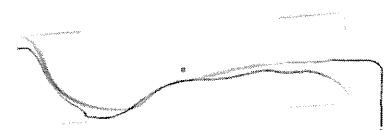


図 1 6 矢状面での形状の差異 (被験者A)

った。

生体外形形状とクッション形状の比較についてそれぞれの結果を図9～16に示す。では被験者Aでは概ね合致しているが、被験者Bでは特に前額面断面において形状の差が大きい。これはBが骨盤の軽度右傾斜、軽度回旋、軽度後傾位を呈しているうち、回旋によって形状の差異が大きいことによるものと推測される。

D. 考察

今回は坐骨部の減圧に関して最低7cmの形状差を設ける必要があった。以前より臨床上では褥瘡の恐れがある場合にはブロック形状では10cm厚のクッションが推奨されていたことから、殿部筋萎縮による坐骨突出が著明な場合は、これ以上のクッションの厚みが必要であると考えられる。

今回は倫理的な問題から評価時間が短かったが、実際の練習時間は競技レベルが高くなればなるほど、延長し、代表レベルでは3部練習など長時間に及ぶことがあるという。今回被験者Bで見られたように様々な動作において特定部位に圧迫が加わり続けるような競技者が競技用車椅子上で長時間過ごす場合は、小さい接触圧力でも長時間加わり続けると褥瘡発症の危険性があることから、殿部組織を保護する適切な休憩が必要であると思われる。さらに、汗、失禁は褥瘡の発症の危険性を高めること下肢感覚が麻痺している場合には確実に確認を

行う必要がある。

特に、尿漏れパッド等の使用も圧力集中を引き起こし、褥瘡発症の危険性が高くなることから、競技に用いる用具の製作・選択において座位接触圧力計測を行うことは必須であると思われる。

今回の評価方法では3次元形状を断面の平面上にて評価したが、3次元的な評価方法に発展させることが必要である。

さらに今回は単一の材料のみ比較をおこなったが、より厚みを薄く、骨盤の適切肢位での保持、さらに圧力の偏在を防ぐといったこれらの課題に対して複数材料の組み合わせるなどを考慮してクッション材料の粘弾性特性など基礎的データが必要である。

褥瘡予防効果が高く、競技パフォーマンスを維持、向上させるようなクッションの仕様について本報告では及ばなかったが工学的基礎データのみならず、激しい動きのある競技中の計測や経時変化に基づく特定が課題である。

E. 結論

車椅子バケットボールのクッションの適合に関して、骨突出が著明な脊髄損傷者2名に対して接触圧力を評価指標として試作を行い、座位身体形状との比較検討を行った。クッション形状は軟部組織萎縮により坐骨、大転子の突出が著明な競技者の場合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、最低量として

8cm は必要であることがわかった。なおかつ、単純形状ではなく、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。

骨部突出定量化手法の試み”，第 30 回日本義肢装具学会学術大会，岡山，2014-10-18/10-19.

F. 参考文献

- 1) 星野元訓他；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平成 25 年度総括分担研究報告書，pp.95-104，2014.
- 2) 六崎裕高他；車椅子バスケットボール選出の二次的障害の調査，リハビリテーションスポーツ，Vol.31, No.2, pp.70-73, 2012.
- 3)
- 4) 藤巻吾朗他；座位姿勢における人体形状測定システムの開発，岐阜県生活技術研究所研究報告，No.14, pp.24-28, 2012.
- 5) 田村勇太他；3D 殿部モデルの有限要素解析に基づく褥瘡予防具に関する検討，生体医工学，No.44, Vol.4, pp.598-605, 2006.

G. 研究発表

1. 論文発表

なし

2. 学会発表

星野元訓，中村喜彦，梅崎多美，岩崎洋，飛松好子．“クッション適合のための坐

H. 知的財産権の出願・登録状況

なし

II-6. 運動における義肢の有効性に関する研究

運動における義肢の有効性に関する研究

研究分担者 中村 隆 国立障害者リハビリテーションセンター研究所

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

研究要旨

上肢切断者が陸上競技を行う際、一般的には義手を装着しない。しかし、ある上腕切断者が装飾目的の軽量の義手を装着してマラソン大会に参加したところ、「腕の振りがスムーズで、リズムがとりやすい」、「安定感があり、バランスも良い」という感想をのべた。しかし、片側上肢切断者の姿勢、ひいては義手装着時の静止立位および歩行時の姿勢変化についてその知見は少ない。本研究は、片側上腕切断者において、義手の装着が静止立位や歩行時の姿勢にどのような影響を及ぼすかを明らかにすることを目的とし、義手装着の有無と義手の種類（重量）の違いによる静止立位や歩行時の姿勢変化について3次元動作解析を行った。その結果、静止立位時では義手非装着時にみられる肩関節屈曲と体幹の回旋が義手を装着すると減少する傾向がみられた。さらに歩行時には、義手非装着時に比べ、義手を装着して義手の重量が増加すると体幹の回旋が減少し、回旋の中心は体幹の中央へ移動した。また、体幹回旋減少の代わりに腕の振りが増加することが明らかとなった。すなわち、義手装着によって左右のバランスが改善し、腕を振ることによって体幹の回旋を減少させ、体幹の負担を軽減させた姿勢となることが示唆された。このように、これまで義肢を装着せずに行われていた競技においても、義肢を装着することにより左右の非対称性が改善され、効率の良い運動が行えることが期待できる。

A. はじめに

上肢切断者が陸上競技を行う際、一般的には義手を装着しない。しかし、ある上腕切断者が装飾目的の軽量の義手を装着してマラソン大会に参加したところ、「腕の振りがスムーズになり、リズムがとりやすい」、「安定感があり、バランスも良い」という感想を伺った。このことは、走行を妨げる原因になりそうな義手の装着が装飾性以外にも意味を持つのではないかと考えるきっかけとなった。筆者らは上記の上肢切断者の動作解析を行った結果、義手装着時には上部体幹の回旋が減少し、義手の振りが増加することを報告した¹⁾。また、沖野²⁾らは、北京パラリンピックの陸上競技で、競技に参加した上肢切断者

が意図的に義手を装着して腕を振りやすくしていた事例を報告している。

一方、片側上肢切断者の中には、上肢の欠損に伴う物理的影響や片側動作の継続による非対称的な体幹筋の使用の影響から身体のねじれや側彎が見られるものが多いといわれる。しかし片側上肢切断者の姿勢、ひいては義手装着時の静止立位および歩行時の姿勢変化についてその知見は少ない³⁻⁶⁾。

そこで今回、片側上腕切断者を対象に、義手の装着が静止立位や歩行時の姿勢に与える影響を明らかにすることを目的とし、義手装着の有無と義手の種類（重量）の違いによる静止立位や歩行時の姿勢変化について3次元動作解析を行った。

B. 方法

B-1. 対象

被験者は国立障害者リハビリテーションセンターで義手製作及び操作訓練を行い、研究協力の同意を得られた片側上腕切断者5名（すべて男性、外傷性切断）である。被験者の属性を表1に示す。

表1 被験者の基本属性

	年齢 (才)	切断 側	切断 期間 (年)	使用 歴 (年)	日常生活 している 義手	使用頻 度
A	69	右	3.7	2.5	能動義手	趣味時 のみ
B	39	右	1.2	0.6	能動義手	毎日
C	51	右	4.8	4.6	筋電義手	毎日
D	25	左	1.4	0.4	能動義手	仕事時 のみ
E	40	左	2.0	0.1	能動義手	毎日

B-2. 義手の種類

義手の種類はソケットのみ（重量約200g）、装飾義手に相当する軟質ポリエチレン製の上・前腕部からなる軽量義手（重量約600g）、殻構造能動義手（重量約1.2kg）、殻構造筋電義手（重量約1.6kg。被験者Aを除く）の4種類である。

各被験者の義手重量を表2に示す。

表2 義手の種類と重量（g）

被験者	ソケット 形式	ソケッ トのみ	軽量 義手	能動 義手	筋電 義手
A	差し込み 式	220	650	1200	-
B	吸着式	215	650	1280	1590
C	ライナー 式	180	620	1370	1770
D	吸着式	200	650	1150	1540
E	差し込み 式	200	600	1100	1500

いずれも手先具はハンドの形状であり、軽量義手は装飾グローブであるオットーボック社製8S11のみ、能動ハンドはオットーボック社製8K23、電動ハンドはオットーボック社製8E38=6を使用した。能動義手と筋電義手の肘継手はホスマー社製E-200で、

肘継手はフリーとした。ソケットの形状およびハーネスは同一とした。

B-3. 計測

計測は3次元動作計測装置VICON512(Oxford Metrix社製)および床反力計トレッドミル(Medical Development社製)を使用し、義手非装着時と装着時の静止立位およびトレッドミル上での歩行（歩行速度4km/h）における姿勢を計測した。

B-4. 解析項目

解析項目は先行研究⁴⁾に従い、次の7項目とした。体幹の運動として肩傾斜角度（前額面）、体幹側屈角度（前額面）、体幹回旋角度（水平面）、上肢の運動として肩関節角度（矢状面および水平面）、肘関節角度（矢状面）、また左右の荷重バランスについて、それぞれ静止立位時および歩行時における義手の有無と種類による各項目を算出し、比較した。歩行時のデータはトレッドミル上での歩行が安定してから切断側の踵接地から次の踵接地までを1歩行とし、10歩行分の平均値を代表値とした。統計的解析は一元配置分散分および下位検定(Bonferroni)を行い、有意水準を5%以下とした。

C. 結果

C-1. 静止立位

義手を装着しない状態では、すべての被験者全員の肩関節は屈曲位で、5名中4名が、切断側が前方へ出るように体幹が回旋する姿勢を取っていた。しかし義手を装着し、その重量が重くなるほど肩関節屈曲と体幹回旋がともに減少する傾向であった（図1-3）。

一方、前額面上の姿勢変化はわずかであり、荷重バランスの変化も個人差が大きかった（図4-6）。

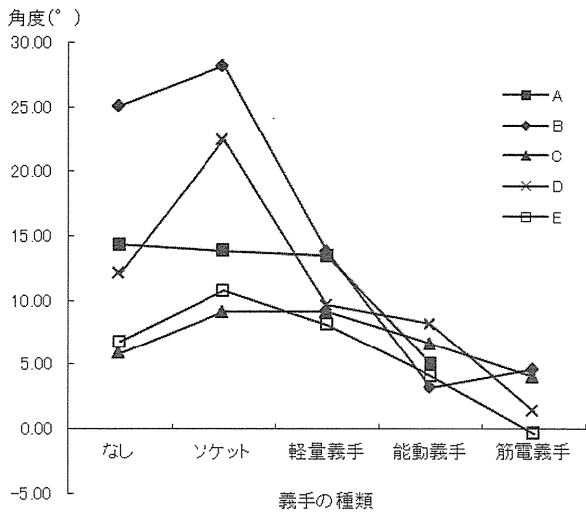


図1 静止立位時肩関節角度（矢状面。屈曲方向を正とする。）

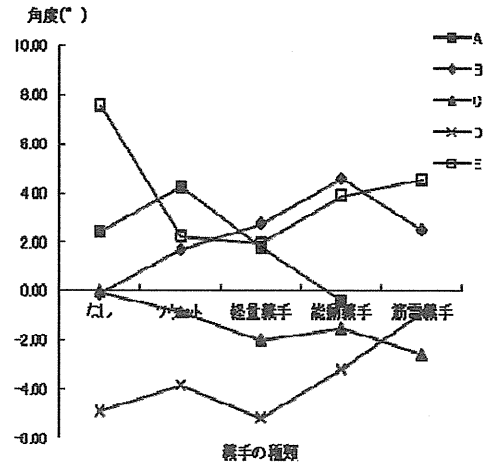


図4 肩傾斜角度（前額面。切断側が上方になる場合を正とする。）

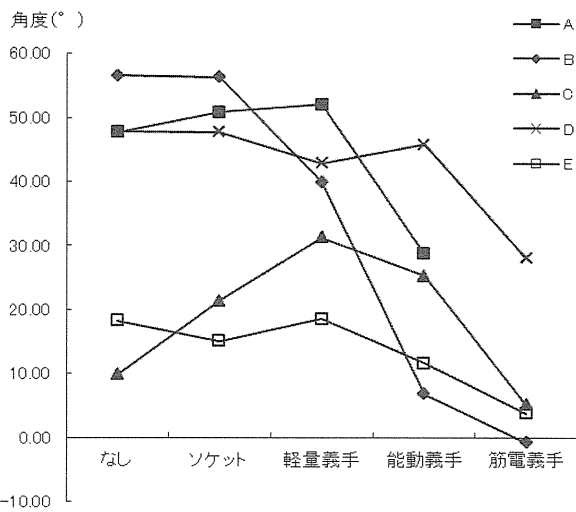


図2 静止立位時肩関節角度（水平面。屈曲方向を正とする。）

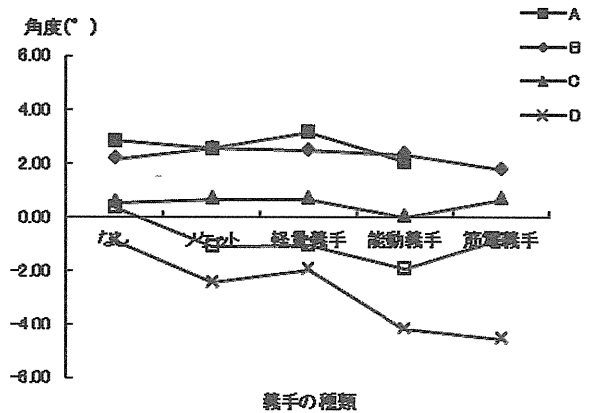


図5 体幹側屈角度（前額面。切断側への側屈を正とする。）

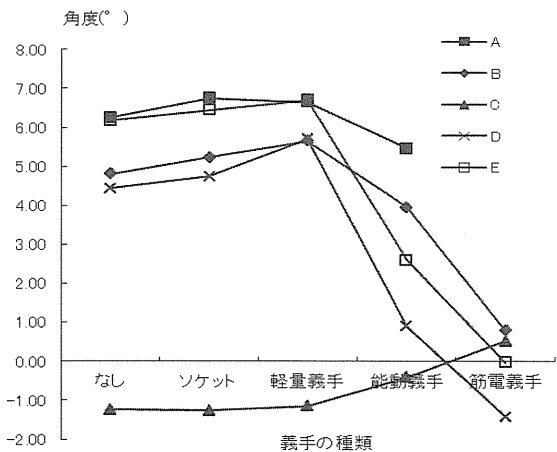


図3 静止立位時の体幹回旋角度（水平面。切断側が前方へ出る向きを正とする。）

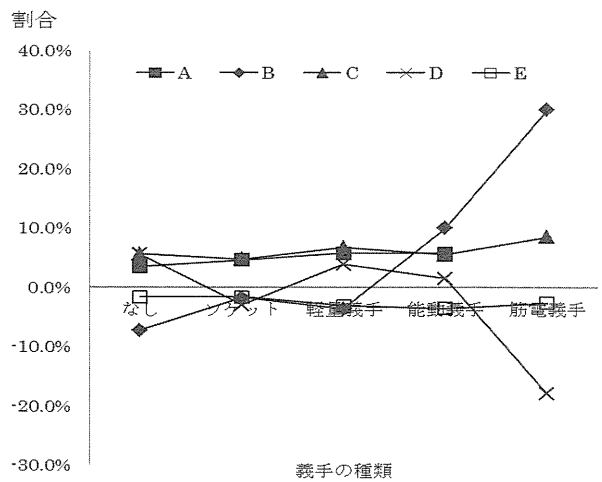


図6 荷重バランス（全荷重に対する左右の割合の差。切断側に荷重が偏っている時を正とする。）

C-2. 歩行時

歩行時においては各角度の最大値と最小値の差、すなわち可動域の大きさを比較したところ、体幹回旋の可動域(図7)において、被験者Aを除く5名中4名に、義手非装着時と日常使用している義手の装着時との間に有意に減少が認められた ($p < 0.05$)。

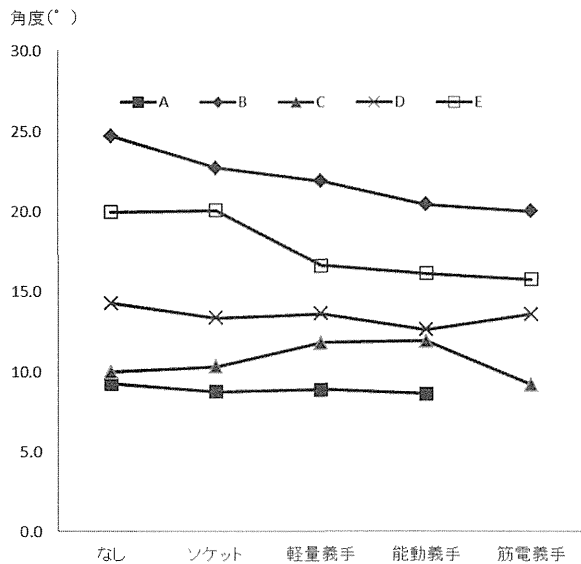


図7 体幹回旋の可動域の変化

さらにこの時には、可動域に差がなくても回旋の中心がシフトすることが認められた。具体例として被験者Bにおける軽量義手と筋電義手の体幹回旋角度変化を図8に示す。

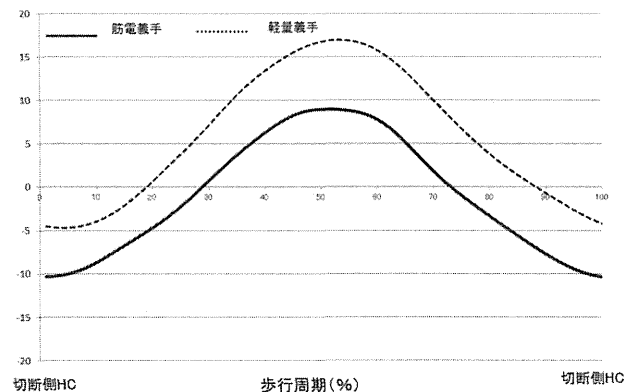


図8 被験者Bの体幹回旋角度の変化(軽量義手と筋電義手の比較)

そこで、回旋角度の最大値と最小値の平均値(以下中央値と称す)を求め、義手の種類で比較したところ、いずれも義手の重量が増加すると0付近に近づく傾向にあった(図9)。

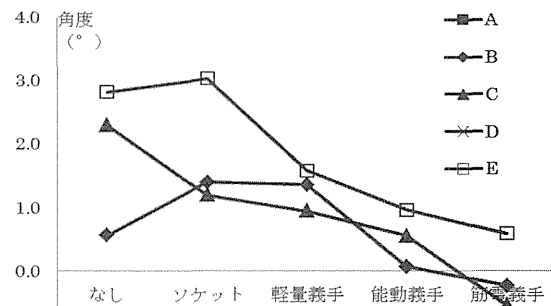


図9 体幹回旋可動域の中央値の変化

すなわち、義手の装着により体幹回旋の中心が体幹中央にシフトし、左右の非対称性が改善することが示唆された。

一方、矢状面での切断側肩関節の可動域は増加する者(被験者CとD)と減少する者(被験者BとE)に分かれた(図10)。

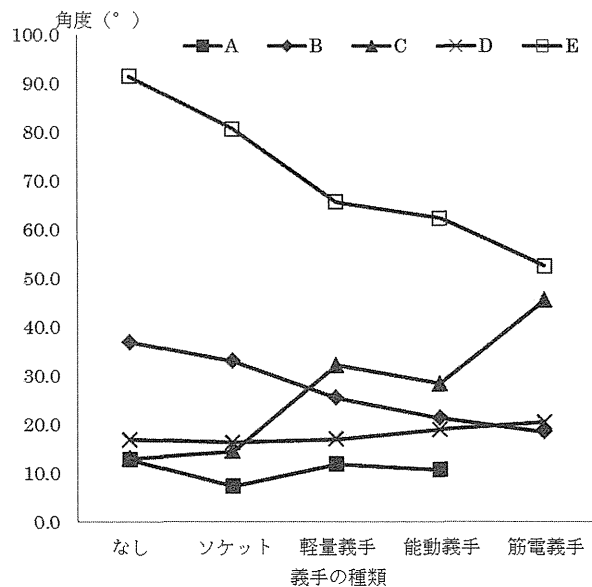


図10 歩行時の肩関節可動域(矢状面)

この時、肘関節の可動域を見ると、肩関節の可動域が減少する者（被験者 B と E）は肩関節に代わって肘関節の可動域が増加していた(図 11)。すなわち、義手の振りは増加するものの、その振り方は被験者で異なり、義手全体を振る者と、上腕部の動きを抑えて前腕部を振るものに分かれた。

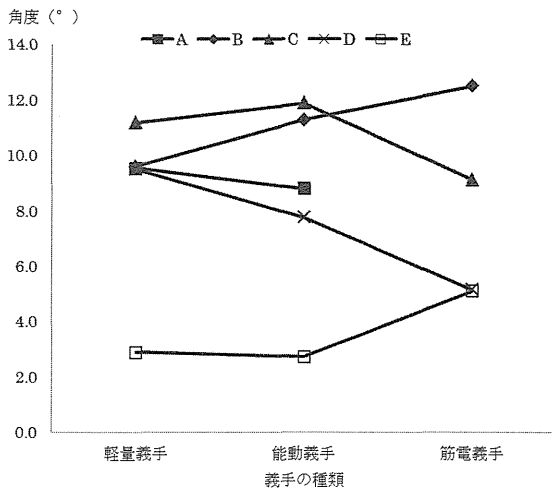


図 11 歩行時の義手継手可動域 (矢状面)

一方、矢状面での健側肩関節の可動域の大きさは減少傾向にあった。さらに、義手が重くなると切断側と健側の肩関節の可動域の大きさは近い値になった (図 12)。

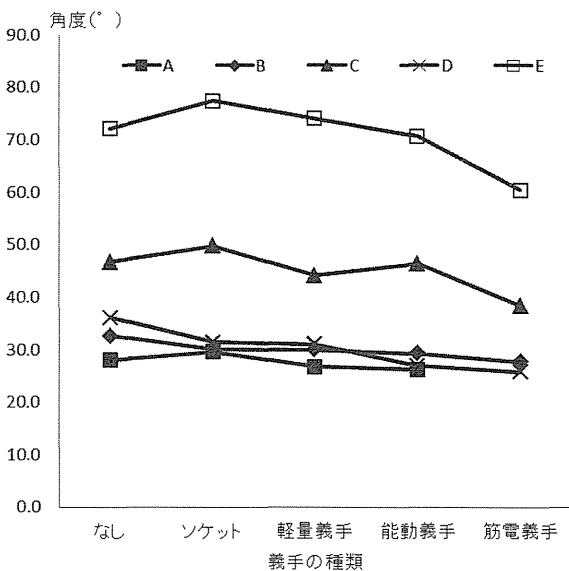


図 12 健側肩関節の可動域変化 (矢状面)

D. 考察

上腕切断者の切断側肩関節が屈曲位を取りやすいことは既知であるが、義手装着により重量が付加されると、屈曲角度が軽減するとともに、体幹の回旋が抑制されることは興味深い知見であった。一方で、前額面ではそのような義手の装着と重量変化による影響は小さく、個人差も大きかった。今回の計測ではこの原因の解明は難しいが、要因としては重さ以外の別の因子、例えば視覚による姿勢制御などが作用しているためであると推測された。これを検証するためには別途検証実験を行う必要がある。

歩行時においては、片側上腕切断者における義手の装着は体幹の回旋と義手の振りに影響し、今回の結果は先行事例¹⁾の結果を裏付けるものであった。被験者に共通して体幹の回旋が減少傾向となり、回旋の中心が体幹中央に近づいた。ただし義手の振り方は義手全体を振る者と前腕部を振る者と被験者で異なった。また、義手の装着により切断側と健側の肩関節可動域はほぼ等しくなった。以上のことから、義手の装着により左右の非対称性が改善され、歩行時の姿勢に影響を及ぼしたと考えられる。

今回の結果に関連して、筆者らは大腿切断者の水泳において、大腿対切断者が義足を装着して泳ぐと健常者の泳法と同様にバタ足が可能となり、体幹の運動に影響を及ぼすことを見出している^{7,8)}。このように、これまで一般的には義肢を装着しないと考えられている運動において、義肢を装着すると左右の非対称性が改善され、効率の良い運動が行えることが期待できると考えられた。

E. 結論

片側上腕切断者 5 名において、義手の装着の有無および義手の重量の違いにおける、静止立位および歩行時の姿勢を三次元動作解析装置により計測した。その結果、義手を装着し、その重量が増すと、静止立位時では切断側の肩関節屈曲と体幹の回旋が抑制され、歩行時には義手を装着することにより左右のバランスが改善され、義手振ることにより体幹の回旋が抑制されることが明らかとなった。

F. 参考文献

1. 村田恭子他. 義手の装着が歩行・走行に及ぼす影響. POアカデミージャーナル 16 (特別号). p.102-103, 2008.
2. 沖野敦郎他. 第24回日本義肢装具学会学術大会講演集. 24. p.218-219. 2008.
3. Greitemann, B. et al. : Asymmetrie der Haltung und der Rumpfmuskulatur nach einseitiger Armamputation - eine klinische, elektromyographische, haltungsanalytische und rasterphotogrammetrische Untersuchung. Z Orthop. 134(6). 498-510, 1996.
4. 森田千晶他:片側上肢切断が姿勢に及ぼす影響について. 日本義肢装具学会誌 23(1). 75-82, 2007.
5. Kathleen, E. et al. : Impact of Upper-Limb Prosthesis on Gait: A Case Study. J Prosthet Orthot. 20(4). p.163-166, 2008.
6. Bertels, T. et al. :Biomechanical influences of shoulder disarticulation prosthesis during standing and level walking. Prosthet Orthot Int. 36(2). p.165-172, 2012.
7. M. Nakashima, S. Suzuki, A. Ono, T. Nakamura. Development of the Transfemoral Prosthesis for Swimming Focused on Ankle Joint Motion. Journal of Biomechanical Science and Engineering. 8(1), p.79-83, 2013.
8. 中村隆、鈴木慎吾、小澤武巨、大野彩子、中島求、水泳用大腿義足の開発研究, 日本義肢装具士協会学術大会講演集. 20, p.114-115, 2013.

G. 研究発表

中村隆、星野元訓、柴田芳幸、山崎伸也、片側上肢切断者における義手の装着が姿勢に及ぼす影響、日本義肢装具学会学術大会講演集. 28, p.182, 2012.

