

[原著論文]

シートクッションの材質特性が前方リーチ動作に及ぼす影響

勘林 智子¹⁾ 佐藤 秀一²⁾ 佐藤 秀紀²⁾ 山下 弘二²⁾

Effect of seat cushion materials on dynamic stability in sitting during a forward reaching task

Satoko Kambayashi¹⁾ Shuichi Sato²⁾ Hideki Sato²⁾ Kouji Yamashita²⁾

Abstract

The objective of this study was to examine the effect of seat cushions on dynamic stability in sitting during a controlled reaching task. Participants were ten young and nine elder men with no physical disability. Four types of seat cushions — an urethane foam, a tempur, a gel type and an air flotation — were tested during a controlled reaching task in frontal direction. When a hip joint angle flexed, the flexion moment of a hip joint was occurred the power of a hip joint. Followed the extension moment of it was absorbed the power of it. And when a hip joint angle extended, the extension moment was occurred the power. Followed the flexion moment was absorbed the power. The energy of a hip joint was significantly decreased when participants reached with cushions. Compared there seat cushions, an urethane form and a tempur were showed a small energy and a gel and an air flotation were large value($p<0.01$). In conclusion, seat cushions can significantly decrease the energy of a hip joint during reaching tasks.

(J. Aomori Univ. Health Welf. 8(1): 37-44, 2007)

キーワード：シートクッション、関節モーメント、リーチ動作

Key words : seat cushion, moment of joint , reaching

はじめに

車椅子は高齢者や障害者が日常生活動作を遂行するための重要な生活用具である。日常生活のほとんどを座位で過ごす障害者にとって、車いすは単に移動を可能にするものではなく、快適な座位を提供し、変形や褥創などの二次的な合併症を予防するものでなければならぬ¹⁾。車椅子上の座位姿勢を“椅子”の形状や種々の補助器具によりハード面からサポートする方策をシーティングと呼ぶ²⁻⁴⁾。シーティングに使用する補助器具の一つに、シートクッションがあげられる。従来、圧力除去は毛布や枕で十分であると考えられてきたが、20世紀後半、発泡素材がクッションの材料として使われるようになった⁵⁾。現在では、車椅子用のシートクッションは主に褥瘡予防を目的として、様々な材質や形状のものが開

発されている。シートクッションには身体が沈み込んで全体で受け、包み込むという機能が必要であり、そのためには適度な厚さが必要である。一方で、須釜ら⁶⁾は、高齢者に使用されているクッションには厚みがあり、圧力分散はできるが殿部が揺れるなどして姿勢が安定しない等の問題点を指摘している。車椅子シートクッションに関する研究の多くは、静止座位におけるクッションの圧力分散能に関するものである。しかし、日常生活動作における動作遂行能力の向上を目的とし、下肢の関節モーメント及びエネルギー量を用いた力学的な分析はみあたらない。車椅子利用者の日常生活動作の多くが、上肢のリーチ動作やその応用動作から成り立っていることから、シートクッションの材質とリーチ動作の遂行能力の関係を分析することは、身体的活動性を高める上で重

1) 財団法人黎明郷リハビリテーション病院 作業療法室

The Reimeikyoku foundation Rehabilitation Hospital, Occupational Therapy

2) 青森県立保健大学健康科学部理学療法学科

Department of Physical Therapy , Faculty of Health Sciences , Aomori University of Health and Welfare

要である。リーチ動作はヒトが上肢を使用する際の基本的な運動である。ある物を掴むために手を伸ばすという動作を行うときに、認知行動学的には手の動きを意識するが、同時に下肢や体幹がどのような位置にあるかについてほとんど意識することはない。しかし下肢や体幹は物を掴むことを達成するために、その位置を調節しながら、手の動きを助けている⁷⁾。

本研究では前方リーチ動作にともなう体幹と下肢の生体力学的な現象をクッション材質との関係から分析した。

対象および方法

1. 対象

対象は健康青年10名（男性4名、女性6名）及び健康高齢者9名（男性3名、女性6名）の計19名である。健康青年は平均年齢 20.0 ± 0.8 歳、平均身長 162.9 ± 7.1 cm、平均体重 57.9 ± 9.7 kg、健康高齢者は平均年齢 68.8 ± 5.7 歳、平均身長 148.6 ± 4.7 cm、平均体重 51.8 ± 8.0 kgであった。各被験者には計測開始前に、研究に対する説明を口頭と文書で行い、研究参加に対する同意を得た。

2. 方法

1) 計測用クッション（図1）

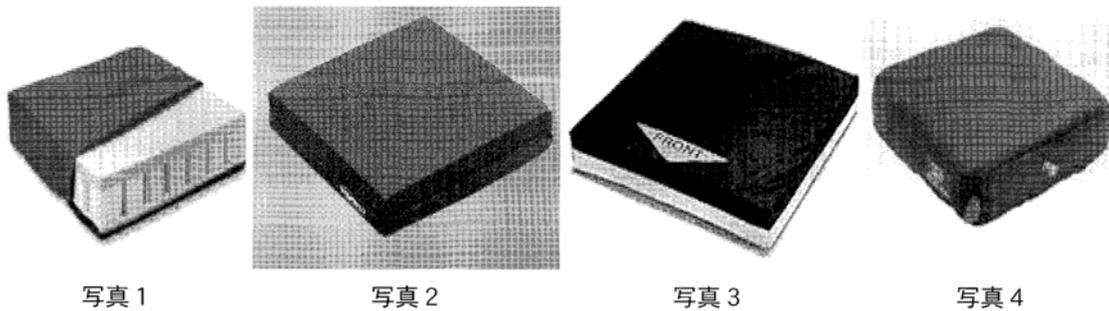


図1 計測に用いたクッション

- 写真1. ウレタン：他の材質に比べて安価で手に入れやすい。しかし耐久性に乏しく、1年ごとに交換する必要がある。
- 写真2. テンピュール：人の体温と体重を敏感に感知し、ゆっくりと沈みながら体を支える特殊粘弾性ポリウレタンフォーム。体の凹凸に添って変形し、体圧が除去されるともとの形に戻る。
- 写真3. ゲル：粘性流体で、生体の形になじむように変形し、ほぼ均等な圧力分布になる。温度で特性が変わりやすい。
- 写真4. エア：内部が空気で満たされており、座面全面に圧力を分散する。メンテナンスに手間がかかる。

計測用クッションの材質は、車椅子用シートクッションとして商品化されているものからウレタン（ケーブ社製、キュービッククッション）、テンピュール（TEMPUR-MED社製、車椅子用クッション）、ゲル（ケーブ社製、Gel-Tクッション）及びエア（ユーキトレディング社製、ソロPSV）の4種類のクッションを選択した。

2) 課題動作（図2）

計測用椅子の条件は、クッションを敷かない座面、及び4種類のクッションを敷いた座面の5種類とした。リーチ動作は両上肢でのリーチ動作とした。日常生活動作では片手でのリーチ動作が一般的であり、運動学的には上肢の挙上、体幹前傾、体幹回旋、肩甲帯の前方突出の要素を含んでいる。その中でも、体幹前傾はリーチ距離を規定する主要な要素であり、その影響度を抽出するために体幹の回旋をとまなわない両上肢でのリーチ動作を課題動作とした。また、計測時の座位姿勢を統一するために、椅子は座面高を調節可能とし、膝関節屈曲85度

で足底が床面に全面接地するようクッションごとに高さを調節した。

リーチ動作は、条件1：肩関節水平位における上肢長の20%の距離の前方リーチ（以下、20%リーチ動作）、条件2：肩関節水平位での前方最大リーチ（以下、最大リーチ動作）の2条件とした。上肢長は肩峰から右第3指尖の距離とした。条件1では第3指尖から上肢長の20%前方に目標物を設置して、目標物に右第3指尖が到達してリーチ完了とした。上肢長の20%という距離は予備計測において、対象者が自然にリーチできると感じる範囲であるため、条件として採用した。条件2の最大リーチ動作は、最大努力を引き出すために、目標物に指尖が到達しないよう、最大到達点のやや前方に目標物を設置した。計測は、各条件につき数回の練習を行った後、3試行ずつのデータを収集した。動作の施行順序は、2種類のリーチ動作及び、クッションなしも含めた5種類の座面条件について、順序効果を考慮しランダムに設定し

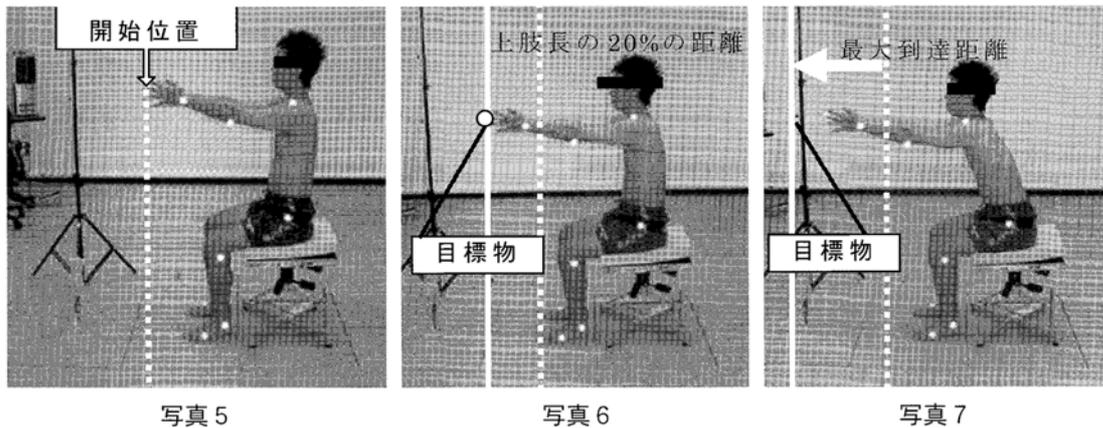


図2 リーチ動作の条件

写真5. 開始姿勢

写真6. 20% リーチ動作：白点線の開始位置から、実線の20%の距離にある目標物までのリーチ動作

写真7. 最大リーチ動作：白点線の開始位置から、最大限に可能な前方へのリーチ動作目標物は最大限の努力を引き出すために、最大リーチ到達点よりやや前方に設定した。

た。

3) 動作の相分け

リーチ動作を体幹の運動様式に応じて第1相：体幹前傾加速期、第2相：体幹前傾減速期、第3相：体幹後傾加速期、第4相：体幹後傾減速期の4相に分けた。

4) 計測装置

動作中の関節の座標位置の計測には、3次元動作解析装置 VICON512 (VICON 社製：赤外線カメラ6台) と歪みゲージ式床反力計 (AMTI 社製：4枚) をサンプリング周波数 120Hz で同期、同調させて用いた。計測用の赤外線反射マーカの貼付位置は臨床歩行分析研究会が推奨する方法を用いて、左右両側の肩峰部、股関節部 (大転子中央と上前腸骨棘を結ぶ線上で大転子から 1/3 の点)、膝関節部 (膝関節裂隙)、足関節部 (外果突起)、第5中足骨頭の10箇所として、身体を体幹部、両大腿部、両下腿部、両足部のセグメントより構成される7リンク剛体モデルと定義した。さらに、リーチ動作の上肢の軌跡を確認するため、両側の肘頭及び、左手関節、右第3指指尖の4箇所、並びに左右識別用マーカを1箇所に貼付した。

5) データ処理

計測されたデータは、臨床歩行分析研究会が提唱する運動分析用共通フォーマット形式の D I F F (Data Interface File Format) 形式に変換し、関節角度及び、床反力、関節モーメント、関節パワーの計算を行った。さらに、関節パワーの値からエネルギー量を求めた。

統計処理には統計解析ソフト SPSS を使い、くり返しのある一元配置分散分析を用い、その後、Bonferroni の多重比較検定により群間比較を行った。

結果

1. リーチ動作時の力学的現象

1) 股関節 (図3)

第1相では、リーチ動作の開始とともに股関節屈曲モーメントを生じながら股関節が屈曲し、関節パワーは正の値を呈した。これは、健常青年及び健常高齢者、並びに 20% リーチ動作及び最大リーチ動作において同様のパターンが示された。

第2相では、股関節が屈曲しながら伸展モーメントを生じ体幹の前傾が終了し、関節パワーは負の値を呈した。これは、健常青年及び健常高齢者、並びに 20% リーチ動作及び最大リーチ動作において同様のパターンが示された。

第3相では股関節伸展モーメントを生じながら股関節が伸展し、関節パワーは正の値を呈した。これは、健常青年及び健常高齢者、並びに 20% リーチ動作及び最大リーチ動作において同様のパターンが示された。

第4相では股関節が伸展しながら屈曲モーメントを生じ、体幹の後傾が終了し、関節パワーは負の値を呈した。これは、健常青年及び健常高齢者、並びに 20% リーチ動作及び最大リーチ動作において同様のパターンが示された。

2) 膝関節

第1相と第4相では膝関節屈曲モーメントを、第2相と第3相では膝関節伸展モーメントを生じた。膝関節は角度変化がみられず、全ての相において関節パワーは 0 であった。これは、健常青年及び健常高齢者、並びに 20% リーチ動作及び最大リーチ動作において同様のパターンが示された。

3) 足関節

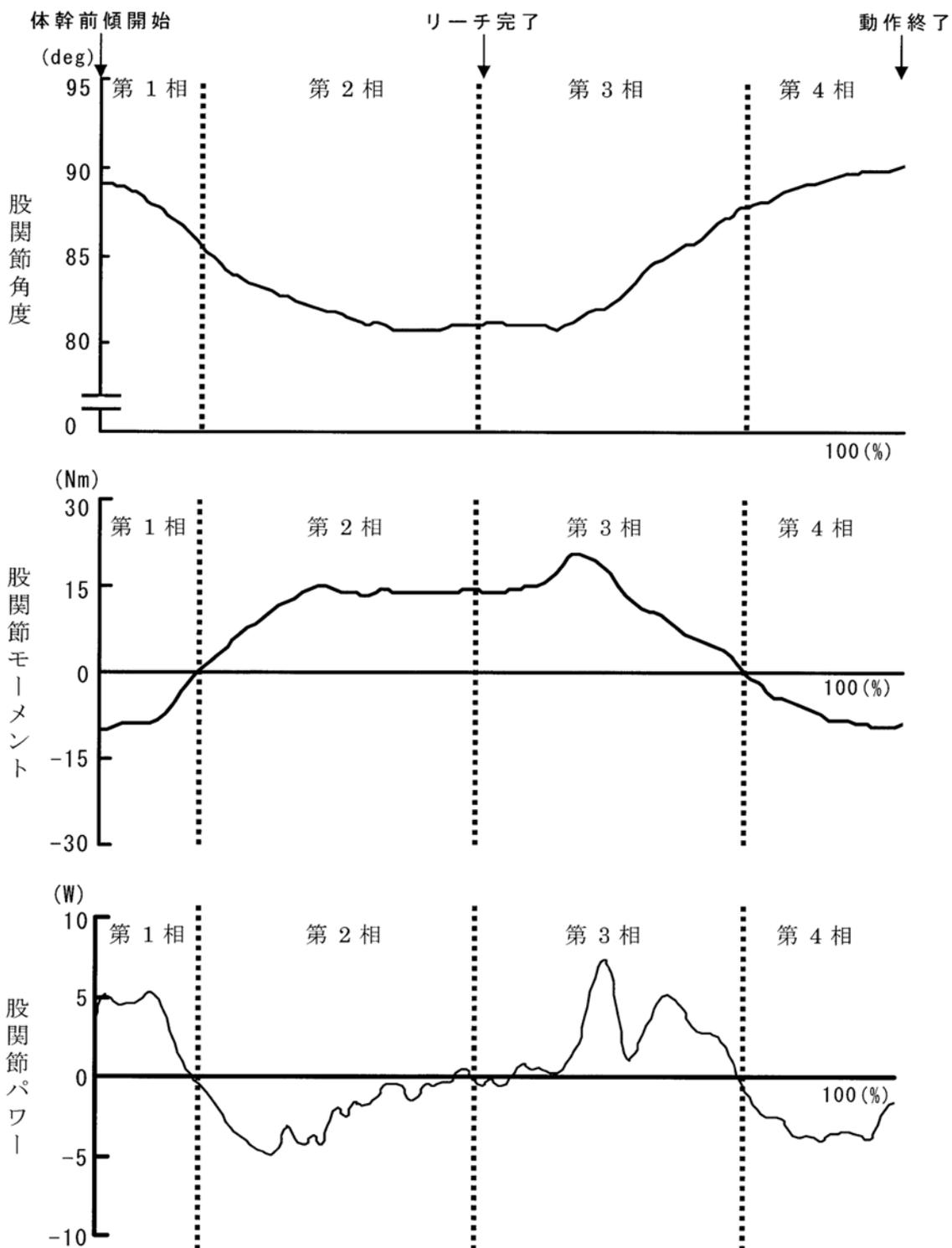


図3 股関節の角度及び、関節モーメント、関節パワーの代表例

第1相は体幹前傾加速期、第2相は体幹前傾減速期、第3相は体幹後傾加速期、第4相は体幹後傾減速期を表す。股関節角度は体幹長軸と大腿長軸の角度を表す。股関節モーメントは正が伸展モーメント、負が屈曲モーメントを表す。時間軸（横軸）は100%正規化している。

全ての相において足関節底屈モーメントを生じた。足関節は角度変化がみられず、全ての相において関節パワーは0であった。これは、健常青年及び健常高齢者、並び

に20%リーチ動作及び最大リーチ動作において同様のパターンが示された。

2. 股関節におけるエネルギー量（表1）

表1 股関節のエネルギー量

リーチ動作	座面	第1相	第2相	第3相	第4相
健常青年 20%リーチ (n=10)	N	4.47±4.50	4.76±5.30	5.88±6.23	4.93±4.81
	U	6.38±2.30	1.21±1.11	1.55±1.40	7.76±4.15
	T	9.14±4.56	1.83±2.56	2.50±3.04	9.22±4.51
	G	6.72±2.41	2.74±2.40	4.44±3.84	4.69±1.97
	A	7.67±2.97	2.51±1.91	3.04±2.63	8.26±2.63
健常青年 最大リーチ (n=10)	N	4.79±4.07	38.75±23.14	40.29±25.83	5.20±4.94
	U	7.64±4.45	28.83±18.06	34.13±25.30	7.94±4.55
	T	9.05±6.13	25.87±13.34	29.97±16.93	8.99±4.89
	G	7.11±5.15	33.30±20.24	39.71±24.32	6.25±3.49
	A	8.63±3.81	35.81±21.00	36.52±19.76	8.23±3.39
健常高齢者 20%リーチ (n=9)	N	3.70±2.29	8.33±6.04	8.07±5.05	6.18±3.74
	U	8.99±4.69	3.96±2.95	3.04±2.27	10.53±4.17
	T	10.52±4.48	4.45±2.79	3.16±2.29	11.25±4.64
	G	8.97±5.19	7.12±6.23	7.39±5.30	9.36±5.56
	A	7.59±2.17	5.29±2.76	4.46±3.60	10.43±5.51
健常高齢者 最大リーチ (n=9)	N	2.72±1.44	28.01±12.96	28.14±11.42	7.39±4.20
	U	9.18±4.82	15.88±11.27	19.05±10.38	12.15±5.00
	T	11.02±5.34	11.82±4.62	14.45±4.61	8.62±4.98
	G	8.77±5.39	19.27±12.22	23.22±11.07	7.84±3.91
	A	8.43±3.38	16.77±4.82	21.26±5.02	8.82±4.94

N: クッションなし, U: ウレタン, T: テンビュール, G: ゲル, A: エア

Mean±SD
くり返しのある一元配置分散分析
*: p<0.05, **: p<0.01

1) 第1相のエネルギー発生量

健常青年の20%リーチ動作では、クッションなしは4.47±4.50J (ジュール)、ウレタンは6.38±2.30J、テンビュールは9.14±4.56J、ゲルは6.72±2.41J、エアは7.67±2.97Jであった。クッションなしはテンビュールとエアに比して、有意な (p<0.01) 低値を示した。ウレタンはゲルとテンビュールに比して、有意な低値を示した (各々 p<0.01, p<0.05)。

健常青年の最大リーチ動作では、クッションなしは4.79±4.07J、ウレタンは7.64±4.45J、テンビュールは9.05±6.13J、ゲルは7.11±5.15J、エアは8.63±3.81Jであった。クッションなしはウレタン及びテンビュール、エアに比して、有意な (p<0.01) 低値を示した。

健常高齢者の20%リーチ動作では、クッションなしは3.70±2.29J、ウレタンは8.99±4.69J、テンビュールは10.52±4.48J、ゲルは8.97±5.19J、エアは7.59±2.17Jであった。クッションなしは他のクッションに比して有意な (p<0.01) 低値を示した。また、テンビュールとゲルは、前者に有意な (p<0.01) 高値が示された。

健常高齢者の最大リーチ動作では、クッションなしは2.72±1.44J、ウレタンは9.18±4.82J、テンビュールは11.02±5.34J、ゲルは8.77±5.39J、エアは8.43±3.38Jであった。クッションなしは他のクッションに比して、有意な (p<0.01) 低値を示した。また、テンビュールとエアでは、前者に有意な (p<0.01) 高値が示された。

20%リーチ動作と最大リーチ動作の両者並びに、健常

青年と健常高齢者の両者において、エネルギー発生量はクッションなしで最も小さく、テンビュールで最も大きかった。健常青年より健常高齢者の方がクッションの違いによるエネルギー量の差が大きい。

2) 第2相のエネルギー吸収量

健常青年の20%リーチ動作では、クッションなしは4.76±5.30J、ウレタンは1.21±1.11J、テンビュールは1.83±2.56J、ゲルは2.74±2.40J、エアは2.51±1.91Jであった。クッションなしとウレタンでは、前者に有意な (p<0.05) 高値が示された。また、ウレタンはゲルとエアに比して、有意な (p<0.01) 低値を示した。

健常青年の最大リーチ動作では、クッションなしは38.75±23.14J、ウレタンは28.83±18.06J、テンビュールは25.87±13.34J、ゲルは33.30±20.24J、エアは35.81±20.99Jであった。クッションなしはウレタンとテンビュールに比して有意な (P<0.01) 高値を示した。ウレタンはゲルとエアに比して有意な低値を示した (各々 p<0.05, p<0.01)。テンビュールはゲルとエアに比して、有意な低値を示した (各々 p<0.05, p<0.01)。

健常高齢者の20%リーチ動作では、クッションなしは8.33±6.04J、ウレタンは3.96±2.95J、テンビュールは4.45±2.79J、ゲルは7.12±6.23J、エアは5.29±2.76Jであった。クッションなしはウレタンとテンビュールに比して有意な (p<0.01) 高値を示した。ウレタンはゲルとエアに比して、有意な低値を示した (各々 p<0.05, p<0.01)。

健常高齢者の最大リーチ動作では、クッションなしは

28.01±12.99J、ウレタンは 15.88±11.27J、テンピュールは 11.82±4.62J、ゲルは 19.27±12.22J、エアは 16.77±4.82Jであった。クッションなしは他のクッションに比して、有意な ($p<0.01$) 高値を示した。テンピュールとエアでは、前者に有意な ($p<0.01$) 低値が示された。ゲルはウレタンとテンピュールに比して、有意な ($p<0.05$) 高値を示した。

20%リーチ動作では、健常青年と健常高齢者の両者において、エネルギー吸収量はクッションなしで最も大きく、ウレタンで最も小さかった。最大リーチ動作では、健常青年と健常高齢者の両者において、エネルギー吸収量はクッションなしで最も大きく、テンピュールで最も小さかった。健常青年より健常高齢者の方がクッションの違いによるエネルギー量の差が大きい。

3) 第3相のエネルギー発生量

健常青年の20%リーチ動作では、クッションなしは 5.88±6.23J、ウレタンは 1.55±1.40J、テンピュールは 2.50±3.04J、ゲルは 4.44±3.84J、エアは 3.04±2.63Jであった。ウレタンは、クッションなし及びゲル、エアに比して有意な ($p<0.01$) 低値を示した。ゲルはテンピュールとエアに比して、有意な ($p<0.01$) 高値を示した。

健常青年の最大リーチ動作では、クッションなしは 40.29±25.83J、ウレタンは 34.13±25.30J、テンピュールは 29.97±16.93J、ゲルは 39.71±24.32J、エアは 36.52±19.76Jであった。クッションなしはテンピュールとエアに比して、有意な ($p<0.01$) 高値を示した。テンピュールとエアでは、前者に有意な ($p<0.01$) 低値が示された。ゲルはウレタンとテンピュールに比して、有意な ($p<0.05$) 高値を示した。

健常高齢者の20%リーチ動作では、クッションなしは 8.07±5.05J、ウレタンは 3.04±2.27J、テンピュールは 3.16±2.29J、ゲルは 7.39±5.30J、エアは 4.46±3.60Jであった。クッションなしはウレタン及びテンピュール、エアに比して、有意な ($p<0.01$) 高値を示した。ゲルはウレタン及びテンピュール、エアに比して、有意な ($p<0.01$) 高値を示した。

健常高齢者の最大リーチ動作では、クッションなしは 28.14±11.42J、ウレタンは 19.05±10.38J、テンピュールは 14.45±4.61J、ゲルは 23.22±11.07J、エアは 21.26±5.02Jであった。クッションなしは他のクッションに比して、有意な ($p<0.01$) 高値を示した。ゲルはウレタンとテンピュールに比して、有意な ($p<0.01$) 高値を示した。テンピュールとエアでは、後者に有意な ($p<0.01$) 高値が示された。

20%リーチ動作では、健常青年と健常高齢者の両者において、エネルギー発生量はクッションなしで最も大きく、ウレタンで最も小さかった。最大リーチ動作では、

健常青年と健常高齢者の両者において、エネルギー発生量はクッションなしで最も大きく、テンピュールで最も小さかった。健常青年より健常高齢者の方がクッションの違いによるエネルギー量の差が大きい。

4) 第4相のエネルギー吸収量

健常青年の20%リーチ動作では、クッションなしは 4.93±4.81J、ウレタンは 7.76±4.15J、テンピュールは 9.22±4.51J、ゲルは 4.69±1.97J、エアは 8.26±2.63Jであった。クッションなしはウレタン及びテンピュール、エアに比して、有意な低値を示した (各々 $p<0.01$ 、 $p<0.01$ 、 $p<0.05$)。ゲルはウレタン及びテンピュール、エアに比して、有意な ($p<0.01$) 低値を示した。ウレタンとテンピュールでは、前者に有意な ($p<0.05$) 低値が示された。

健常青年の最大リーチ動作では、クッションなしは 5.20±4.94J、ウレタンは 7.94±4.55J、テンピュールは 8.99±4.89J、ゲルは 6.25±3.49J、エアは 8.23±3.39Jであった。クッションなしとエアでは、前者で有意な ($p<0.01$) 低値が示された。

健常高齢者の20%リーチ動作では、クッションなしは 6.18±3.74J、ウレタンは 10.53±4.17J、テンピュールは 11.25±4.64J、ゲルは 9.36±5.56J、エアは 10.43±5.51Jであった。クッションなしはウレタン及びテンピュール、エアに比して、有意な ($p<0.01$) 低値を示した。

健常高齢者の最大リーチ動作では、クッションなしは 7.39±4.20J、ウレタンは 12.15±5.00J、テンピュールは 8.62±4.98J、ゲルは 7.84±3.91J、エアは 8.82±4.94Jであった。ウレタンはクッションなし及びテンピュール、ゲル、エアに比して、有意な ($p<0.01$) 高値を示した。

20%リーチ動作では、健常青年と健常高齢者の両者において、クッションなしで最もエネルギー発生量が小さく、テンピュールで最も大きかった。最大リーチ動作では、健常青年と健常高齢者の両者において、クッションなしで最もエネルギー発生量が小さく、健常青年でテンピュールが最も大きく、健常高齢者でウレタンが最も大きかった。健常青年より健常高齢者の方がクッションの違いによるエネルギー量の差が大きい。

考察

1. リーチ動作の力学的現象

リーチ動作時の関節モーメント及び関節パワー、エネルギーの発生と吸収の出現様式については、健常青年と健常高齢者及び、20%リーチ動作と最大リーチ動作、クッションの材質の間に相違はみられず、次に述べる力学的現象が共通して示された。

第1相では、動作開始後に股関節屈曲にともない体幹前傾が始まる(体幹前傾加速期)。股関節では屈曲モーメントによる正のパワーを呈した。このパワーの発生は、

すなわち股関節屈筋群の求心性収縮を意味し、体幹前傾の開始に作用すると考えられる。膝関節は屈曲モーメントを生じるが、関節運動はほとんどみられず、したがってパワーも0であった。これは膝関節屈筋群の等尺性収縮を意味するが、体重心を足部の支持基底面に前方移動させて体幹前傾の開始を促進する作用一端と考えられる。

第2相では、股関節は屈曲しながら股関節伸展モーメントを生じ、負のパワーを呈した。このパワーの吸収は股関節伸展筋群の遠心性収縮を意味し、体幹前傾の制動に作用すると考えられる(体幹前傾減速期)。膝関節は伸展モーメントを生じるが、関節運動はほとんどみられず、したがってパワーも0であった。これは膝関節伸展筋群の等尺性収縮を意味するが、体幹前傾の制動にともなう膝崩れを抑制する作用の一端と考えられる。

第3相では、第2相の終わりの体幹が静止した状態から体幹後傾の運動が始まる。股関節伸展にともない股関節伸展モーメントによる正のパワーを呈した。このパワーの発生は、すなわち股関節伸展筋群の求心性収縮を意味し、体幹後傾の開始に作用すると考えられる(体幹後傾加速期)。膝関節は伸展モーメントを生じるが、関節運動はほとんどみられず、したがってパワーも0であった。これは足部の支持基底面上にある体重心を後方移動させて体幹後傾の開始を促進する作用の一端と考えられる。

第4相では、股関節伸展にともない股関節屈曲モーメントによる負のパワーを呈した。このパワーの吸収は股関節屈筋群の遠心性収縮を意味し、体幹後傾の制動に作用すると考えられる(体幹後傾減速期)。膝関節は屈曲モーメントを生じるが、関節運動はほとんどみられず、したがってパワーも0であった。これは膝関節屈筋群の等尺性収縮を意味するが、体幹後傾の制動にともない体重心を殿部の支持基底面にとどめるための作用の一端と考えられる。

第1相から第4相にかけて、足関節はリーチ動作開始とともに底屈モーメントを生じるが、関節運動をほとんど生じなかった。パワーの変動は微小であるが、発生と吸収を相反的に繰り返しながら足部固定のための姿勢調節に作用すると考えられる。

このように、股関節モーメントとそのパワーは、リーチ動作の主要な運動要素である体幹の前傾と後傾を促進する力源である。一方、膝関節モーメントと足関節モーメントは安定した体幹運動を保証するために膝関節と足関節を固定する役割をもつ。

2. リーチ動作とエネルギー量の関係

第1相の体幹前傾加速と第3相の体幹後傾加速において、体幹の運動を促進するために股関節まわりのエネ

ギーが発生した。一方、第2相の体幹前傾減速と第4相の体幹後傾減速において、体幹の運動を制動するために股関節まわりのエネルギーが吸収されていることが明らかになった。

健常青年の20%リーチ動作では、第1相はクッションなしのリーチ動作と比較するとテンピュールで運動開始に必要なエネルギー量が大きかった。これは、リーチ動作によって座面にかかる体圧分布が変化し、その変化に合わせて変形するまでに座面から受ける反力が大きいためと考えられる。第2相では、クッションなしのリーチ動作と比較するとウレタンのクッションを使用することで体幹制動に必要なエネルギー量が小さくなると考えられる。第3相では、第2相と同傾向が示され、ウレタンのクッションを使用することで体幹後傾の動作開始に必要なエネルギー量が小さくなると考えられる。第4相では、ゲルが最も小さい値を示した。第1から4相を通して比較すると、健常青年の20%リーチ動作においては、ウレタンが最も容易なリーチ動作の遂行を可能とする材質であると考えられる。

健常高齢者の20%リーチ動作では、第1相はクッションなしが最もエネルギー量が小さく、体幹前傾の動作開始においてはクッションを使用することでより大きなエネルギーが必要であると考えられる。第2相では、クッションなしのリーチ動作に比べ、ウレタンやテンピュールのクッションを使用した方が下肢の関節への力学的負担度を軽減できると考えられる。また、ゲルやエアより、ウレタンのエネルギー量が有意に小さいことが示された。第3相では第2相と同傾向が示された。第4相では第1相と同傾向が示された。健常高齢者の20%リーチ動作においては、動作開始及び動作終了時にはクッションを使用することでエネルギー量が大きくなるが、体幹前傾の制動及び前傾姿勢からの後傾開始動作においては、ウレタンが最も容易に動作を遂行できるクッションであると考えられる。

健常青年の最大リーチ動作では、第1相と第4相は同傾向が示され、クッションを使用することでエネルギー量が大きかった。第2相と第3相と同傾向が示され、クッションなしより、ウレタンやテンピュールを使用した方が、エネルギー量が小さかった。エネルギー量は、第2相と第3相の値が、第1相と第4相の値に比べて非常に大きいことから、第2相と第3相のエネルギー量を軽減することで、リーチ動作の遂行を容易にすると考えられる。つまり健常青年の最大リーチ動作を容易にするクッションは、ウレタンやテンピュールであると考えられる。健常高齢者の最大リーチ動作では、第2相と第3相と同傾向が示された。エネルギー量の大きさは、第1相及び第4相と比較すると、第2相と第3相で非常に大きい値

であることから、第2相及び第3相のエネルギー量を軽減することが、リーチ動作の遂行を容易にすると考えられる。健常高齢者の最大リーチ動作においては、クッションなしより、クッションを使用したリーチ動作でエネルギー量が小さくなることが示された。クッションのなかでは、ゲルよりウレタンの方がより小さいエネルギー量でのリーチ動作が可能であった。また、エアやゲルより、テンビュールのエネルギー量が小さいことから、健常高齢者の最大リーチ動作においても、ウレタンやテンビュールが下肢の関節の力学的負担度が少なく、容易なリーチ動作を可能とすると考えられる。

圧力分散能という観点からは、エアのクッションが最も優れているとされている。しかし、今回の結果から、座位でのリーチ動作では、エアが最適とはいえない。下肢の関節への力学的負担度が大きく、リーチ動作の遂行には有利であるといえない。

一方、圧力分散では注目されていないウレタンは、前方へのリーチ動作を行うには優れている。硬い材質特性は殿部を支持し安定性を高めるため、殿部や大腿後面と接触することで、前後傾する体幹をサポートするためと考えられる。エアやゲルでエネルギー量が大きかったのは、これらのクッションの柔らかい材質特性により、座面上で殿部が不安定な状態となり、下肢で体幹を支える必要があるためと考えられる。

謝辞：本研究をすすめるにあたり、計測にご協力頂いた青森県立安生園のスタッフと入所者の皆様に、心からお礼申し上げます。

(受理日：平成19年5月2日)

文献

- 1) 杉山真里, 清宮清美, 河合俊宏, 常見恭子, 塚越和巳: 車いす寸法と身体アライメント及び上肢リーチ範囲について 測定用椅子の改良と健常者での予備的測定, 障害者体力科学研究所研究紀要, 4(2), 60-63, 2005.
- 2) 水上昌文, 居村茂幸, 島田一志, 村木敏明: 車いす処方のための座位姿勢評価方法に関する研究, 茨城県立医療大学紀要, 9, 49-56, 2004.
- 3) Rader J, Jones D, Miller: The importance of individualized wheelchair seating for frail older adults, J Gerontol Nurs, 26(11), 24-32, 2000.
- 4) Taylor SJ: An overview of evaluation for wheelchair seating for people who have had strokes, Top Stroke Rehabil, 10, 95-99, 2003.
- 5) Rory A Cooper / 田中理, 大鍋寿一: 車いすのヒューマンデザイン, 1-16, 医学書院, 2000.
- 6) 須釜淳子, 真田弘美, 紺家千津子, 大桑麻由美, 永川宅和: 高齢者における自動内圧調整クッションの圧力散力と姿勢保持力の検討, 日本創傷・オストミー・失禁ケア研究会誌, 3(1), 52-55, 1999.
- 7) 犬丸敏康, 生田宗博, 柴田克之, 西村誠次: 関節特性の変化がリーチ運動に与える影響 計算機シミュレーションによる研究, 金沢大学つるま保健学会誌, 27(1), 87-93, 2003.