座位リーチ動作の運動解析

——荷重変化特性に着目して——

*Motion Analysis of Reaching Movements in a Sitting Position:
Focusing on Load Change Characteristics*

平野 博文^{1,2)} 山本 澄子²⁾

HIROFUMI HIRANO, OTR^{1,2)}, SUMIKO YAMAMOTO, Eng, PhD²⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, Adachikeyuu Rehabilitation Hospital: 1-12-12 Adachi, Adachi-ku, Tokyo 120-0015, Japan
TEL +81 3-5845-9700 E-mail: hirofumi03120312@gmail.com

²⁾ Department of Assistive Technological Science, Graduate School of Health and Welfare Sciences, International University of Health and Welfare

Rigakuryoho Kagaku 35(3): 335-339, 2020. Submitted Nov. 14, 2019. Accepted Dec. 27, 2019.

ABSTRACT: [Purpose] To kinematically and dynamically analyze the shift of the center of gravity, ground reaction force exerted on the buttocks to lower extremity, and thoracic to pelvic angle when executing reaching movements of the upper limb in a sitting position, and clarify their characteristics. [Participants and Methods] Twenty healthy young participants performed the task of reaching their right hand out forward in a sitting position to measure the amounts of change in the center of gravity, vertical component of the ground reaction force, and trunk and pelvic angles during the period from when adopting the initial position to when holding a target. [Results] The reaching movements were executed, with the center of gravity shifting toward the target, but the ground reaction force kept on the non-reaching buttocks. The amount of change in each angle was as follows: thoracic angle: anterior tilt, right tilt, and left rotation; pelvic angle: anteflexion, right tilt, and left rotation; and pelvic-to-thoracic relative angle: anterior tilt, right tilt, and left rotation. Thus, the results were generally similar. [Conclusion] It was suggested that healthy people execute forward-reaching movements, while maintaining a certain amount of change in the ground reaction force exerted on the non-reaching buttocks as a basis for their motor strategies.

Key words: reaching movements in a sitting position, shift of the center of gravity, ground reaction force

要旨:〔目的〕座位上肢リーチ動作の際の重心移動・殿部～下肢の床反力や胸郭～骨盤角度を運動学・運動力学的に分析し、その特性を明確にすることである。〔対象と方法〕若年健常者 20 名とした。座位姿勢で前方方向へ右手を伸ばす課題を行った。開始姿勢から目的物把持姿勢までの重心位置・床反力上下成分・体幹角度や骨盤角度の変化量を計測した。〔結果〕目的物の方向へ重心移動を行っていたが、床反力は非リーチ側の殿部へ留めて動作を行うことがわかった。角度の変化量では胸郭角度は、前傾・右側方傾斜・左回旋、骨盤角度は、前屈・右側方傾斜・左回旋、骨盤胸郭相対角度は前傾・右側方傾斜・左回旋とほとんどが共通した結果となった。〔結語〕健常者の前方リーチ動作は、非リーチ側殿部の床反力変化量を残存させながらそれらを基盤とし、動作戦略が図られることが示唆された。

キーワード: 座位リーチ動作、重心移動、床反力

¹⁾ 足立慶友リハビリテーション病院 リハビリテーション部：東京都足立区足立 1-12-12 (〒120-0015)
TEL 03-5845-9700

²⁾ 国際医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科 保健医療学専攻 福祉支援工学分野

受付日 2019 年 11 月 14 日 受理日 2019 年 12 月 27 日

I. はじめに

人が物を掴んだり、手を伸ばしたり引き戻したりする動作（以下、リーチ動作）は活動のなかで動作の頻度が多く、それらの繰り返して作業が成立する場面が多い。食事や整容といったセルフケア動作など簡易的な動作から、買い物、掃除、洗濯といった応用的な動作、また趣味活動など生活するうえで必然的な動作である。また、脳卒中片麻痺患者においても不可欠な動作であり、それらの獲得のために治療を多く行う場面が多く見受けられる。

古澤ら¹⁾はリーチ動作とは質量中心を対象物の方向へ移動することと述べており、手を伸ばす方向へ向かって重心移動を行うことを示している。重心移動を行うためには、身体での推進力により重心を押し出し、それらを止める必要が考えられる。そこで対象物までの座位上肢リーチ動作の際、重心移動に対して殿部で床を押し出し足底でブレーキをかけることで協調的な動作を可能としていることが推測される。また、座位でのリーチ動作は四肢・体幹を動かし、姿勢を保持することが必要である²⁾。これらのことから、座位で上肢リーチ動作を行う際には重心移動に対して殿部や下肢の働きは動作に大きく影響しているのではないかと考えた。今井ら³⁾によると体幹の安定性は両下肢筋群による骨盤の固定が必要と報告されており、骨盤・下肢の重要性が記されていることから骨盤や下肢機能の解析は必然的ではないかと考えた。また、上記のような重心移動に対しての殿部や下肢機能の関係性を明らかにすることにより動作制御の理解につながると考えた。今までの研究では小峰ら⁴⁾が目的物の位置の違いによる体幹の動きを分析、早川ら⁵⁾が体幹の下部と上部の分離の必要性を明らかにしている。

運動力学的な研究として、辻下ら⁶⁾は正中方向に設置されてある対象物へのリーチ動作で座位到達時の下肢床反力の左右差に有意差がないことを明らかにしている。また、上肢リーチ動作の研究自体、運動学に基づいた研究^{4,5,7)}が多かった。そのため、上肢リーチ動作に

おける殿部や下肢の荷重特性に着目した研究が少なく、特徴を捉えることが難しいのが現状であった。

そこで、健常者の動作解析を行うことで基礎的情報を得ることは今後の臨床に有用ではないかと考えた。胸郭・骨盤の角度の変化や床反力といった運動学・運動力学的特徴を明確にすることを目的に、三次元動作解析装置と床反力計を使用して、座位上肢リーチ動作を計測した。

II. 対象と方法

1. 対象

対象者は、過去1年に整形外科疾患や身体に疼痛や不快感がない者、また口頭指示が可能であり利き手が右側である健常者20名を対象とした。年齢は 24.0 ± 2.6 歳であり、若年健常者とした。性別は男性10名、女性10名とした。身長は 166.1 ± 7.0 cm、体重は 54.8 ± 6.2 kg（平均 $\pm$ 標準偏差）であった。身体機能としては踵が浮いていたり足関節背屈制限が著しくなく、座位でつま先から踵まで床上に接地可能な者とした。なお本研究は、国際医療福祉大学大学院の倫理審査委員会の審査・承認を得て行われた（承認番号：17-Ig-124）。

2. 方法

計測課題（図1）は、座位姿勢から右上肢を前方方向へリーチさせ目的物を把持し約3秒間保持させ膝上まで戻す動作とした。「置かれているペットボトルを掴んで数秒止めてから引き戻して下さい」との口頭指示により開始とした。目的物把持時は肘関節完全伸展させた。また、リーチ動作時の骨盤の離殿は生じないようにタイミングや動作速度は任意での動作とした。上記の前方方向へのリーチ動作課題に関しては、小峰ら⁴⁾の先行研究を参考に行った。

開始肢位は、木製の椅子を使用しての座位姿勢で行った。肘関節は 90° 、膝関節は 90° 、座面は大腿長の $1/2$ が支持面とし、足幅は両肩峰間距離の位置とした。また、座面の高さに関しては、上記条件となるように昇降で調

図1 リーチ動作課題

図2 計測機器の設定

整した。

目的物の設置位置としては、自作の昇降機の上に目的物を設置した。距離は、対象者の肩峰から正中線上であり上肢長の1.8倍とすることにより離殿しないように配慮し、無理なくリーチ動作を行える設定とした。高さは肘頭の高さとした。

目的物は、中身の入っていない市販の500 mlのペットボトルを対象者全員に使用し、重さや形状による影響がないように配慮した。計測には、三次元動作解析装置(VICON社製)、および床反力計4枚(AMTI社製)を使用した(図2)。サンプリング周波数はカメラ・床反力計ともに1秒間に100コマ(100 Hz)で設定。直径14 mmの反射マーカの位置(図3)を計測した。

原点は、1番～4番の床反力計中心で行い、左右方向(X軸)、前後方向(Y軸)、上下方向(Z軸)に設定した。

使用した椅子に関して市販の25 × 25 cmである正方形の椅子を2台使用した。それらの椅子を床反力計1番と2番へ1台ずつ設置し、両側の座面へ左右各殿部が接触するようにし、床反力計1番を右殿部、2番を左殿部、3番を右下肢、4番を左下肢と設定した。また椅子の設置後は、床反力計は計測ごとにリセットを行った。

赤外線反射マーカは直径14 mmを使用し、頭部・体幹・上肢・下肢の各部位へ合計38箇所貼り付けて行った。マーカ貼付位置は、頭頂部3点、体幹部4点、上肢6点、骨盤4点、股関節2点、膝関節4点、下腿部6点、足部6点、また左右の目印として右側の肩甲骨部へDummyマーカの計38点(図3)とした。データは、Body Builder(VICON MOTION SYSTEM社製プログラム)により処理を行った。算出項目は、重心位置、胸郭角度(前後傾角度・側屈角度・回旋角度)、骨

図3 マーカ貼付模式図(計38ヵ所)

盤角度(前後傾角度・側方傾斜角度・回旋角度)、骨盤胸郭相対角度(前後傾角度・側方傾斜角度・回旋角度)、殿部床反力上下方向成分、下肢床反力上下方向成分とした。重心位置に関して、静止時の重心(center of gravity: COG)と合成床反力作用点(center of pressure: 以下, COP)の水平面内の位置は一致している⁸⁾ことから合成床反力作用点(COP)で求めた。胸郭・骨盤角度は、計測空間内の角度とし、+が前傾・右側屈(側方傾斜)・左回旋と設定した。なお、骨盤胸郭相対角度に関しては、骨盤に対する胸郭角度としている。上記の項目について、静止座位時の値、目的物把持時の値、および静止肢位から目的物把持時の変化量を計算した。動作開始前の静止時や目的物把持時では、重心

図4 静止座位から目的物把持時における水平面内床反力作用点の移動

表1 床反力上下成分の絶対値および変化量

	右殿部	左殿部	右下肢	左下肢
開始時 (%)	42.00 ± 3.48	37.85 ± 2.77	10.11 ± 1.31	10.28 ± 1.52
保持時 (%)	26.72 ± 4.05	34.30 ± 4.31	19.98 ± 3.78	19.23 ± 3.96
変化量 (%)	-15.12 ± 5.01**	-3.50 ± 3.89**	9.83 ± 3.63	8.75 ± 3.20

平均値 ± 標準偏差. **: 両群間で有意差あり ($p < 0.05$).

表2 胸郭・骨盤・骨盤胸郭角度の変化量

	屈曲角度	側屈 (傾斜) 角度	回旋角度
胸郭角度 (°)	-23.33 ± 7.13	10.11 ± 2.58	15.58 ± 4.09
骨盤角度 (°)	-20.23 ± 5.35	1.87 ± 1.72	2.04 ± 1.87
骨盤胸郭相対角度 (°)	-3.76 ± 5.87	6.26 ± 2.83	13.99 ± 3.75

平均値 ± 標準偏差. +: 後傾・右側屈・左回旋.

位置が大きく変動しない区間を算出した重心データ上で確認し、計算した。また床反力に関しては、 $N/kg \cdot 100$ の計算式で求めることで体重で正規化した。得られた結果に対して、床反力上下方向成分の殿部・下肢の左右差をそれぞれ比較するために、Wilcoxonの符号付順位和検定を行った。統計処理には、Free JSTATを用いた。有意水準は5%とした。

III. 結果

重心の変化量は前後方向では 121.65 ± 36.89 mm と下肢方向へ変化しており、左右方向では 5.05 ± 5.37 mm と右方向へ移動しており身体前方の下肢方向へ重心が位置していた (図4)。

床反力上下方向成分の絶対値 (表1) は目的物把持時

には左殿部が $34.30 \pm 4.31\%$ であり、大きな床反力が働いていた。さらに、非リーチ側の左殿部では、動作開始前の静止時から目的物把持時にかけて床反力の減少 ($p < 0.05$) がみられているものの、減少量が小さく変化量が少ないことがわかった。下肢に関しては下肢へ大きく床反力を変化させていた。下肢床反力の左右差では左右同等 ($p = 0.05$) であることから、大きな左右差はみられないことがわかった。

動作開始前から目的物把持時にかけて、胸郭・骨盤角度の変化量 (表2) は前傾・右側屈・左回旋方向、骨盤角度は前傾・右側方傾斜・左回旋方向、骨盤胸郭相対角度は前傾・右側方傾斜・左回旋方向への動きにより動作を成立させていることがわかった。

IV. 考 察

重心移動の方向は座位上肢リーチ動作で動作開始前の静止姿勢から目的物把持姿勢にかけて下肢の方向への変化量が大きく、重心は対象物の方向へ移動するといった先行研究⁹⁾通りの結果となった。また、右側上肢で動作を遂行しているものの、下肢床反力の変化量は左右同等となっていた。ここから、非リーチ側である左殿部の荷重を残存させ動作を行うことにより、重心移動の制御を行っていると考えられる。

非リーチ側殿部の床反力は左殿部の床反力上下成分の減少量が他の殿部や下肢と比較して少なく、絶対値では大きく働いていた。そこから、非リーチ側殿部へ荷重を留めて動作を行っていることが示唆された。参考文献ではコア・スタビリティを基本にして体幹上部・骨盤・股関節を協調的に連続的に活性化させ、四肢の選択運動が実現される⁹⁾と示されており、動作時には体幹を安定させることが必要とされている。このことから、体幹の安定性や非リーチ側の重要性が確認できる。また参考文献から上肢リーチの際に反対側の体幹を安定させる必要がある¹⁰⁾と示されていたものの、反対側の骨盤の重要性に関して明確にしている先行研究が渉猟した限りでは見当たらなかった。そこで、本研究により骨盤の床反力を計測することで非リーチ側の骨盤の重要性を示唆することができた。また本研究では、重心を押し出す推進力やそれらを止めるブレーキ機能といった内容は明らかとなっていない。今後の課題としてはリーチ動作における健常者の推進力やブレーキ機能を明らかにし、脳卒中片麻痺者との比較を行う必要がある。

下肢床反力の左右差は有意差がなかった。リーチ動作とは質量中心を対象物の方向へ移動すること¹⁾であり、動作時にはそれらを逸脱しないように働かせなければならない。座位上肢リーチ動作では、重心の移動方向が前方であるため、対象者の下肢で質量中心にあたる重心を逸脱させないように働かせる必要性が考えられる。

胸郭・骨盤角度の関係は胸郭・骨盤角度は前傾・右側屈・左回旋へ変化させていた。先行研究では胸郭角度・骨盤角度・骨盤胸郭角度とも共通して前傾・左側屈（側方傾斜）・左回旋⁷⁾と示されており、目的物へのリーチ動作や方向は類似していたものの、本研究とは一致した結果ではなかった。先行研究では鼻中から正中線上方向への上肢リーチ動作であり、肩峰から左側方向の要素が含まれるため骨盤を左側へ傾ける必要があったとの推測ができることから、リーチ方向は骨盤の側方傾斜により調整していることが考えられる。骨盤胸郭相対角度では、前後傾角度は前傾優位という結果になった。そのため、骨盤に対して胸郭が可動していることから、骨盤の固定

の必要が考えられる。これらのことより、骨盤の可動・固定・安定の3種類の要素の必要性が示唆され、中枢部の重要性が考えられる。

本研究の算出項目では床反力上下成分を計測した。しかし重心移動の制御を考えると床反力前後方向により、重心移動に対しての推進力やブレーキ機能を確認することが必要となることが考えられる。

本研究では、座位上肢リーチ動作における重心移動・床反力上下成分・体幹骨盤関節角度の変化を特徴としてとらえることができたが、推進力やブレーキ機能といった内容は明らかとなっていない。今後の課題としてはリーチ動作における健常者の推進力やブレーキ機能を明らかにし、脳卒中片麻痺者との比較を行う必要がある。また、本研究の計測方法では計算区間を細かく設定していなかったため、今後の研究では条件を詳細に設定することで、結果の信憑性へとつながると考えられる。

利益相反 本論文に関して、開示すべき利益相反はない。

引用文献

- 1) 古澤正道, 曾根政富, 鈴木三央・他: 脳卒中後遺症へのボバースアプローチ—臨床編—. 運動と医学の出版社, 神奈川, 2016, pp139-214.
- 2) 松村 純, 横川正美, 間所祥子・他: 端座位側方リーチ動作におけるリーチ距離と荷重量の関係. 総合リハビリテーション, 2012, 40: 893-899.
- 3) 今井覚志, 小林 賢, 東海淳一・他: 座位リーチ動作の運動学的解析. 総合リハビリテーション, 2002, 30: 161-166.
- 4) 小峰一宏, 山本澄子: 目的物の位置が座位リーチ動作に及ぼす影響—健常者における体幹機能の分析—. 理学療法科学, 2013, 28: 195-199.
- 5) 早川裕子, 山本澄子, 坂本里佳・他: 片麻痺者の体幹機能観察ポイントの検討. 作業療法, 2010, 29: 773-779.
- 6) 辻下守弘, 鶴見隆正, 清水ミッシェル・アイズマン・他: 対象物の位置関係と性質の変化が座位到達動作時の姿勢調整に及ぼす影響. 理学療法科学, 2000, 27: 183-191.
- 7) Mandon L, Boudarham J, Robertson J, et al.: Faster reaching in chronic spastic stroke patients comes at the expense of arm-trunk coordination. Neurorehabil Neural Repair, 2016, 30: 209-220.
- 8) 舟波真一: 運動の成り立ちとは何か—理学療法・作業療法のためのBiNI Approach—. 山岸茂則・他(監), 文光堂, 東京, 2014, pp18-33.
- 9) 梶浦一郎: 脳卒中の治療・実践神経リハビリテーション. 紀伊克昌・他(監), 市村出版, 東京, 2010, pp68-76.
- 10) Bente E, Gjelsvik B: 近代ボバース概念: 理論と実践—成人中枢神経疾患に対する治療—. 新保松雄・他(監), 産調出版, 東京, 2011, pp5-66.