

座面に可動性のあるオフィスチェアでのデスクワーク時の骨盤の動きと 体幹筋群の筋活動

Pelvic motion and electromyographic activities of trunk muscles during operations performed on an office chair with a movable seat

江間諒一¹⁾, 川上泰雄²⁾

¹⁾早稲田大学大学院スポーツ科学研究科

²⁾早稲田大学スポーツ科学学術院

キーワード: 筋電図, 椅子, 3次元, 筋機能

抄 録

本研究は、椅子に付加された、座面が3次元的に動く機能がデスクワークに与える影響について、種々の動作中の骨盤動態ならびに体幹筋群の筋活動の観点から検討することを目的とした。6名の健常男性を被験者として、座面と背もたれが3次元的に動く椅子(3Dチェア)と、座面と背もたれが矢状面上のみを動く従来の椅子(2Dチェア)の2種類に座ってデスクワークを行ったときの、骨盤の3次元角度(回旋角, 側屈角, 前後傾角)を計測するとともに、腹直筋, 外腹斜筋, 脊柱起立筋, 多裂筋から表面筋電図を導出した。その結果、体幹のひねりが必要な動作において、骨盤の回旋角および側屈角は、3Dチェアに座った時の方が、2Dチェアに座った時のものよりも有意に大きかったが、骨盤の前後傾角においては逆の結果であった。一方、体幹が矢状面上を動く動作においては、いずれの骨盤角度にもチェア間で差はみられなかった。また、本研究で用いたいずれの動作中においても、測定した体幹筋の筋活動にチェア間で差がみられなかった。これらの結果は、骨盤角度のチェアによる違いが、体幹部の筋の等しい随意的な努力度のもとで達成された結果生じたことを示すものである。以上のことから、座面に3次元的な可動性のある椅子によって、骨盤の3次元的な動きが制限されることなくデスクワークを行うことができることが示唆された。

スポーツ科学研究, 8, 320-330, 2011年, 受付日:2011年4月8日, 受理日:2011年11月15日

連絡先: 川上泰雄早稲田大学スポーツ科学研究科 〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島 2-579-15

Tel & Fax: 04-2947-6784 e-mail: ykawa@waseda.jp

I. 緒言

近年、労働現場での作業に占める座業の割合が高まり、オフィスチェア上で仕事を行う機会が増えている。椅子の主な役割は体重を支えることであり、座面を重視した椅子開発の重要性が指摘されている(野呂, 2007)が、座位で種々のデスクワークを行う場合もあることから、オフィスチェアにはある

程度の可動性が要求される。こうした背景から、オフィスチェアも時代と共に改良が重ねられてきた。1980年代には、座業中の姿勢変化に対応して、座面と背もたれが連動的に動く椅子が開発され、この機能は現在のオフィスチェアにまで受け継がれている。このことは、それまで静的な姿勢をサポートすることを主眼に開発されてきたオフィスチェアが、動

的な姿勢を対象として開発されるようになったことを表すものである(白石, 2007). しかしながら, 椅子の動きは矢状面上(身体の屈曲・伸展方向の動き)に限られ, オフィスチェアに付加された可動性が, 椅子の上で人が行い得るデスクワークに十分に対応できるかどうかは不明である.

腰部を支える骨盤はそれに付着する筋の活動により, 3 次元的な動き(回旋, 側屈, 前後傾)を行うことができる. これまでのオフィスチェアは矢状面上のみに可動性をもつが, 骨盤の回旋作用や側屈作用をもつ筋が活動したとしても, 椅子の上では骨盤の回旋角度や側屈角度が制限されてしまっている可能性がある. この点をふまえて, 近年, 座面に 3 次元的な可動性が与えられたオフィスチェアが開発された. この椅子を用いることによって, 骨盤の動きの制限が軽減されるものと考えられ, その結果, 椅子上での作業の自由度が高まり, 無理な姿勢の回避や, より遠くのものに手が届くといった, デスクワークの効率化がもたらされる可能性がある. しかし, われわれの知る限り, これまで座面が 3 次元的に動くオフィスチェア上での骨盤動態を検討した先行研究はみられない. そこで本研究では, 座面が 3 次元的に動くオフィスチェアと従来のオフィスチェア(その動きが矢状面上に限られたもの)を用いて種々のデスクワーク動作を行った時の骨盤動態, ならびに体幹筋群の筋活動を比較し, 座面が 3 次元的に動くことが両者に及ぼす影響を検討した. 同じデスクワークを行うならば, 座面が 3 次元的に動くオフィスチェアに座ったときのほうが, 体幹筋群の同じ努力度のもとで, より大きな骨盤の動きがもたらされるのではないかと仮説を立て, この仮説を検証することを本研究の目的とした.

II. 方法

1. 被験者

体幹部と骨盤に整形外科的疾患を有していない健康な成人男性 6 名(24 ± 2 歳, 174 ± 4 cm, 62 ±

3 kg, 平均値 ± 標準偏差値)を被験者とした. 被験者には, 事前に本研究の目的, 内容, 考えられるリスクについての説明を行い, 実験参加の了解を得た. 本研究は, 筆頭者の所属機関における「人を対象とする研究に関する倫理審査委員会」の承認を得た.

2. デスクワーク試行

本研究では, W 社製の 2 種類のオフィスチェアを使用した. 1 つは座面が 3 次元に動くオフィスチェア(3D チェア, 図 1 上)であり, もう 1 つは座面が矢状面上のみを動くオフィスチェア(2D チェア, 図 1 下)である. 3D チェアの座面は矢状面上の動きに加えて, 矢状面と前額面の間の上の可動性も備えているが, その他の機能や形状は類似したものであった. これら 2 つのオフィスチェアを使用して, 以下のデスクワーク試行(1-7)を行った(図 2).

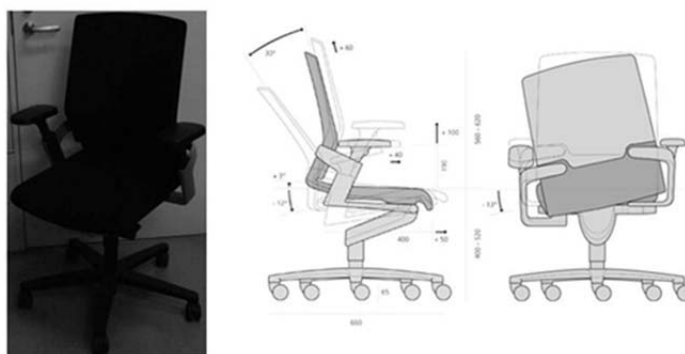
1. 深く腰掛け, 背もたれにもたれて安静に座る(10 秒間).
2. 1 の状態で大きく腕の伸び動作(10 秒間).
3. 背もたれにもたれかかった状態から, 上体を起こしてタイピングを行う(10 秒間).
4. 深く腰掛けた状態から立ち上がる.
5. 背もたれにもたれかかり, 骨盤をゆっくり最大前傾および最大後傾させる.
6. 左横(椅子の中心から上肢長 + 10cm 先に設置), 机上にあるファイル(約 2.5kg)を左手で取り寄せて正面を向き, 再びファイルを元の位置に戻す. ファイルを取り寄せる際は, ファイルを目でとらえて行うように指示した. ファイルの位置にはテープで印をつけ, ファイルを戻す際の指標とした.
7. 約 45 度左後方の床(椅子の中心から上肢長先)にあるファイル(約 2.5kg)を取り寄せて正面を向き, 再びファイルを元の位置に戻す. 試行 6 と同様に, 試行中は常にファイルを目で捉え

るように指示し、ファイルの位置にはテープで印をつけ、ファイルを戻す際の指標とした。

以上の試行を、いずれも 2 回ずつ、試行 1 から順に行った。用いるオフィスチェアの順は被験者間でランダムとした。試行は正面からデジタルビデオカメラ(HDC-SX5-S, Panasonic, Japan)により撮影し、同一の試行に対して、オフィスチェア間で全身の動作に大きな差がないことを確認した。カメラから得られた画像と、後述する筋電図信号を同期装置(SYNCHRONIZER, ディケイエイチ, Japan)により同期させた。骨盤角度のデータは同期装置を用いて同期する事が出来なかったため、検者の合図により開始時刻を揃えるようにした。そのため、骨盤角

度のデータと筋電図信号にはわずかな時間的ずれ(0.3 秒程度)が存在する可能性がある。しかし、骨盤の位置と筋活動のタイミングに関して詳細な対応関係を検討することを目的としていない本研究においては、このことはデータの解析や解釈に大きな支障を来すものではないと考えられる。背もたれの硬さ(前後に身体を動かしたときの抵抗感)が両オフィスチェア間で同様となるよう、試行 1 を行う前に背もたれの硬さを被験者に決定させた。いずれのオフィスチェア、および試行においても、座面の高さは被験者の膝関節角度が 90° となる高さとし、試行で用いる机の高さは、一般的にオフィスで用いられているデスク高の 70cm とした。

3Dチェア



2Dチェア



図 1: 本研究で用いたオフィスチェア。上が 3D チェア, 下が 2D チェアである。それぞれのオフィスチェアに付加された機能の概要図を示した(上図右, 下図右)。



図 2: 本研究における計測試行. 試行 6(上図), および試行 7(下図)の例を示す.

3. 骨盤角度測定

電磁ゴニオメータ (Liberty, Polhemus, Colchester, VT)(Konda et al., 2011)を用いて, サンプリング周波数 240Hz でパーソナルコンピュータにデータを記録し, 骨盤の 3 次元角度を算出した. 本研究で用いたオフィスチェアのパーツには金属が含まれていたため, 金属が電磁ゴニオメータにより作り出された磁場を歪め, 測定値に誤差が生じることが考えられた. そこで, 実験に先立ち, 距離と方位の関係が既知である 2 つのセンサーを固定したキャリブレーション用のフレームを用いて, 各オフィスチェアの座面上(実験時の骨盤の位置)の角度計測における計測誤差を測定し, その誤差が 5 度未満であることを確認した. この誤差は, 骨盤の最大可動域(Hsu et al., 2008)に対して十分に小さく, 後述する本研究の結果で得られた骨盤角度の差に対しても小さいことから, 本研究の目的を達成する上で問題がないと考えられる. 磁場を発生させるト

ランスミッタをオフィスチェアの後方に設置し, 被験者の胸骨および仙骨の平坦部の皮膚上に磁気センサーを貼付した. その後, トランスミッタを原点および基準座標とするセンサーの位置および方位を検出した. 左右の上前腸骨棘および恥骨結合をペン状のスタイラスによりデジタイズし, デジタイズ位置を各センサーに対する座標値として記録した. その座標値から骨盤座標系を定義し, オイラー角を用いて骨盤の 3 次元角度を算出した. 骨盤座標系は, 恥骨結合から左右の上前腸骨棘の midpoint に向かうベクトルを Z とし, 右上前腸骨棘から左上前腸骨棘に向かうベクトルと Z の外積により得られるベクトルを Y, Y と Z の外積により得られるベクトルを X とした(図 3). Z 軸周りの回転を回旋運動, Y 軸周りの回転を側屈運動, X 軸周りの回転を前後傾運動として, 試行中の最大可動域(最大値-最小値)を, それぞれ骨盤の回旋角, 側屈角, 前後傾角として算出した. それぞれプラス方向を, 回旋角においては

左方向への回旋, 側屈角においては右への側屈, 前後傾角においては後傾とした. いずれの試行に

おいても, 2 回の試行の平均値を分析対象とした.

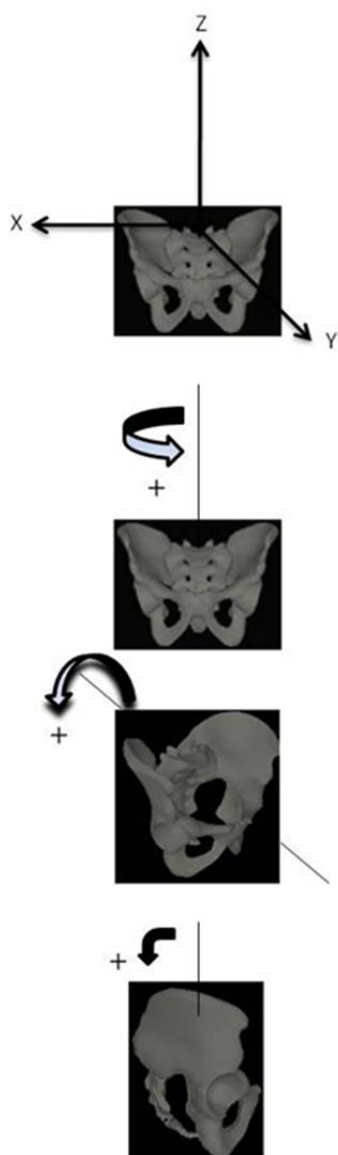


図 3: 本研究における骨盤座標系の定義. 鉛直軸方向を Z, 矢状軸方向を Y, 前額軸方向を X として 定義した. Z 軸周りの回転を回旋, Y 軸周りの回転を側屈, X 軸周りの回転を前後傾とした. 左への回旋, 右への側屈, 後傾をそれぞれプラス方向とした.

4. 筋電図測定

表面電極(ディスプレイ電極, Blue Sensor, Ambu A/S, Denmark, measuring area 134mm²)を用いて, 腹直筋, 外腹斜筋, 脊柱起立筋, 多裂筋から筋電図を双極誘導(電極間距離 20mm)により導出した. いずれの筋においても, 右側を測定対象とした. 超音波診断装置(SSD-1000, ALOKA, Japan)を用いて各筋を同定し, 電極貼付位置を決定した. 剃毛後ヤスリで皮膚表面を削り, アルコー

ル綿でふき取ることによって皮膚抵抗を軽減した. その後, 電極を各筋の筋腹に貼付した. その際, いずれの電極においても皮膚抵抗が 5k Ω 以下であることを確認した. 具体的な電極の貼付位置は, 以下の通りとした. 腹直筋は上部(第 1,2 番目の腱画に挟まれた部分)と下部(第 2,3 番目の腱画に挟まれた部分)において, 筋厚が最大となる部位とした. 外腹斜筋は, 第 12 肋骨と腸骨稜間の中位(近位電極), ならびに外腹斜筋から腹直筋への移行部と近

位電極の中間位とした。脊柱起立筋は、左右の上後腸骨棘を結ぶ線から近位に向かって約 2cm および 10cm の部位とした。多裂筋においては、第 5 腰椎棘突起から約 1cm 外側に電極を貼付した。腹直筋、外腹斜筋、ならびに脊柱起立筋においては、両部位で得られた活動を平均したものを後の分析に用いた。アース電極は右外果に貼付した。筋電図信号は生体アンプ(MEG-6116M, 日本光電, Japan)により増幅後(低域遮断周波数 5Hz および高域遮断周波数 1000Hz), A/D 変換機(Power Lab, ADInstruments, Australia)を介してサンプリング周波数 1kHz でパーソナルコンピュータに記録した。試行中の筋電図振幅が最大の瞬間を含む 0.5 秒間の筋電図 RMS を算出した。被験者および筋によっては心拍の混入がみとめられることがあったため、心拍による筋電図波形が記録された区間をはずして筋電図 RMS を算出した。

さらに、試行中の筋活動を、最大努力で力を発揮した際のもので正規化するため、徒手抵抗による最大努力での体幹屈曲(シットアップ)および伸展(えびぞり)運動(MVC 試行)を行った。運動中 0.5 秒間の筋電図 RMS を算出し、これを 100%として、腹直筋、外腹斜筋においては体幹屈曲時の筋活動により、脊柱起立筋、多裂筋においては、体幹伸展時の筋活動により正規化を行った(Vera-Garcia et al., 2010)。いずれの試行における筋活動も、MVC 試行時の割合(%MVC)を算出した。2 回の試行の平均値を分析対象とした。

5. 統計処理

すべての測定項目は平均値±標準偏差値で表した。統計処理には、統計解析ソフトウェア(SPSS12.0J, SPSSJapan, Japan)を用いた。分析対象としたそれぞれの項目について、3D チェアと 2D チェア間で対応のある t 検定を行った。危険率 5% 未満をもって統計的に有意とした。

III. 結果

1. 骨盤角度

試行 7 における骨盤角度の時系列変化の典型例を図 4 に、各試行における骨盤の 3 次元角度の結果を表 1 に示す。試行 1-6 において、いずれの骨盤角度にもオフィスチェア間で有意差はみられなかった。試行 7 において、3D チェアにおける回旋角および側屈角が、2D チェアにおけるものよりも有意に大きかった。一方、前後傾角においては逆の結果を示し、2D チェアにおける前後傾角が 3D チェアにおけるものよりも有意に大きかった。

2. 筋電図 RMS

試行 7 における筋電図の時系列変化の典型例を図 4 に、各試行における筋電図 RMS の結果を表 2 に示す。いずれの試行、筋においても、オフィスチェア間で有意な差はみられなかった。

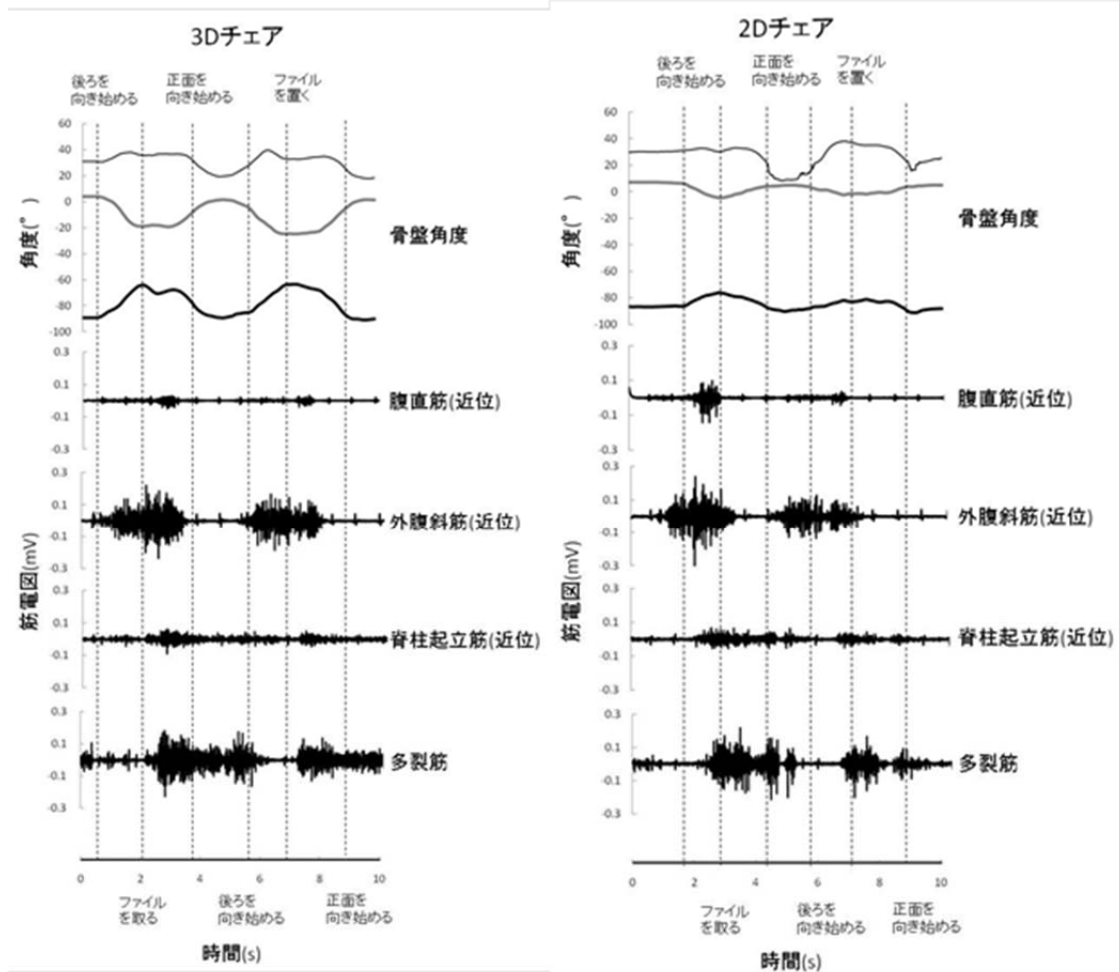


図 4: 試行 7 における骨盤角度および体幹筋群の筋電図の時系列変化の典型例. 骨盤角度は上から前後傾角(細線黒), 側屈角(太線灰色), 回旋角(太線黒)について示す. 体幹筋群の筋電図は, 上から腹直筋近位部, 外腹斜筋近位部, 脊柱起立筋近位部, 多裂筋について示す.

| 回旋角(°) | | |
|--------|----------|------------|
| 試行 | 3Dチェア | 2Dチェア |
| 1 | 1.6±2.3 | 1.0±0.9 |
| 2 | 2.7±0.7 | 2.2±0.5 |
| 3 | 2.5±1.6 | 1.6±1.0 |
| 4 | 8.5±1.3 | 7.0±2.9 |
| 5 | 5.3±2.6 | 5.0±2.8 |
| 6 | 18.6±7.0 | 12.7±5.6 |
| 7 | 35.3±4.7 | 22.8±14.2* |

| 側屈角(°) | | |
|--------|----------|-----------|
| 試行 | 3Dチェア | 2Dチェア |
| 1 | 1.1±1.4 | 1.0±1.0 |
| 2 | 3.1±1.3 | 1.9±0.6 |
| 3 | 2.5±2.4 | 1.5±1.0 |
| 4 | 7.2±2.7 | 7.0±2.9 |
| 5 | 4.0±2.5 | 5.0±2.1 |
| 6 | 23.8±3.3 | 18.6±9.1 |
| 7 | 28.2±5.9 | 15.2±8.3* |

| 前後傾角(°) | | |
|---------|-----------|-----------|
| 試行 | 3Dチェア | 2Dチェア |
| 1 | 5.3±8.4 | 6.2±8.7 |
| 2 | 15.1±10.8 | 9.7±6.0 |
| 3 | 22.5±19.1 | 14.6±18.0 |
| 4 | 72.6±2.7 | 72.6±10.5 |
| 5 | 38.3±3.1 | 40.6±12.5 |
| 6 | 25.4±13.2 | 25.1±7.5 |
| 7 | 16.6±8.0 | 24.5±8.7* |

表 1: 試行中の骨盤の 3 次元角度. 上から回旋角, 側屈角, 前後傾角を示す. *:チェア間で有意差あり (p<0.05).

| 腹直筋(%MVC) | | |
|-----------|----------|-----------|
| 試行 | 3Dチェア | 2Dチェア |
| 1 | 0.9±0.4 | 1.2±0.7 |
| 2 | 1.7±0.6 | 9.9±16.7 |
| 3 | 1.6±2.0 | 1.3±0.9 |
| 4 | 8.2±4.4 | 9.3±4.9 |
| 5 | 6.4±3.5 | 15.1±12.1 |
| 6 | 4.9±2.8 | 3.1±2.0 |
| 7 | 11.5±9.9 | 12.5±8.5 |

| 外腹斜筋(%MVC) | | |
|------------|-----------|-----------|
| 試行 | 3Dチェア | 2Dチェア |
| 1 | 9.2±13.3 | 10.6±13.7 |
| 2 | 11.0±13.2 | 15.8±13.1 |
| 3 | 11.8±13.6 | 10.9±13.8 |
| 4 | 17.6±15.4 | 16.6±13.1 |
| 5 | 56.5±57.9 | 60.4±30.3 |
| 6 | 48.7±22.8 | 51.1±18.9 |
| 7 | 65.9±15.9 | 54.7±23.3 |

| 脊柱起立筋(%MVC) | | |
|-------------|-----------|-----------|
| 試行 | 3Dチェア | 2Dチェア |
| 1 | 9.7±11.6 | 9.4±11.2 |
| 2 | 17.7±10.5 | 16.7±7.5 |
| 3 | 10.8±11.4 | 13.8±10.7 |
| 4 | 21.6±11.9 | 22.3±12.3 |
| 5 | 18.2±14.2 | 20.1±11.1 |
| 6 | 28.5±10.0 | 23.6±8.2 |
| 7 | 16.6±12.2 | 15.2±11.8 |

| 多裂筋(%MVC) | | |
|-----------|-----------|----------|
| 試行 | 3Dチェア | 2Dチェア |
| 1 | 2.2±1.6 | 2.0±1.0 |
| 2 | 11.1±17.1 | 8.2±8.9 |
| 3 | 3.4±4.4 | 6.2±6.4 |
| 4 | 30.8±9.9 | 30.0±7.6 |
| 5 | 37.4±23.3 | 38.5±21 |
| 6 | 16.0±3.8 | 13.3±5.8 |
| 7 | 8.4±4.8 | 4.7±2.9 |

表 2: 試行中の体幹筋の筋活動. 上から腹直筋, 外腹斜筋, 脊柱起立筋, 多裂筋について示す.

IV. 考察

オフィスチェア上で安静に座って作業を行うとき(試行 1-3)や, 身体が矢状面上を動く 2 次元的な動作(試行 4, 5)において, オフィスチェア間でいずれの骨盤角度にも差がみられなかったことから, 座面の可動性の違いは, オフィスチェアに座ってこれ

らの動作を行うときの骨盤の角度変位には影響しないことが示された. このことは, 座面に付加された可動性が矢状面上において異なるオフィスチェアを比較した van Dieen et al., (2001)の報告を支持するものである. 彼らは, 矢状面上において座面と背もたれの可動性が異なる 3 種類のオフィスチェア

(座面と背もたれが固定されて動かないもの、座面と背もたれが一定の割合で動くもの、座面と背もたれが各々独立に動くもの)を用いてタイピングを行ったときの、第 7 頸椎の棘突起に貼付したマーカーの移動量を計測した。その結果、移動量はオフィスチェアによらなかったことを報告している。本研究は van Dieen et al., (2001)と計測部位が異なるものの、タイピング中の身体の動きがオフィスチェアによらなかったという点で同様の結果であり、本研究の結果は、左右対称の、努力度の低いデスクワークは椅子の座面の可動性の影響を受けにくいことを示唆する。

一方、体幹部の捻りが必要とされる動作(試行 7)において、3D チェアに座った時の骨盤の回旋角と側屈角が、2D チェアに座った時のものよりも有意に大きかったが、前後傾角については逆の結果であった。本研究ではオフィスチェア間で背もたれの硬さが同様となるように設定していることから、背もたれの硬さの違いがオフィスチェアによる骨盤角度の差をもたらした可能性は小さいと思われる。2D チェアに座った時は、オフィスチェア上でみられる骨盤の回旋および側屈の動きの制限が 3D チェアに対して大きいことから、骨盤の前後傾運動を大きくすることで動作を補償し、必要とされる動作(斜め後方へのリーチング)を行っていたと考えられる。以上の結果は、椅子上で骨盤に要求される 3 次元的な動きの制限が、座面が 3 次元的に動く機能によって軽減されることを示すものである。

試行 7 において、いずれの骨盤角度においてもオフィスチェア間で有意な差がみられているにも関わらず、筋活動については、計測したいずれの筋においても差がみられなかった。座面に付加された可動性(2次元と3次元)が異なるオフィスチェアを用いてデスクワークを行ったときの体幹部の筋活動を比較した先行研究は存在しない。van Dieen ら(2001)は、矢状面上において、座面と背もたれの可動性が異なるオフィスチェアを用いてデスクワーク

を行った際の脊柱起立筋の活動はオフィスチェア間で筋活動に差がみられなかったことを報告している。しかし、彼らの報告においては、筋活動のみならずオフィスチェア上での身体の動きにも差がみられなかったとしている。本研究の結果は、オフィスチェアにさらに 3 次元的な動きを付与することにより、体幹部の筋群の等しい随意的な努力度のもとでより大きな動きが可能となることで、より「動きやすい」椅子が実現されていることを示すものである。以上のことから、本研究の仮説が立証されたと結論される。

長時間オフィスチェアに座っているときの姿勢変化の程度と不快感(主観的な尺度)の大きさとの間には比例傾向が存在することが多くの先行研究で報告されている(Fenety and Walker, 2002, Vergara and Page, 2002, Liao and Drury, 2000, Sondergaard et al., 2010)。このことは、人は座業中の不快感を軽減するために姿勢を変化させることを示すものであり、座面の可動性を増やすことで姿勢変化が容易になり、不快感が軽減されることが示唆される。ただし、エクササイズボールなどの安定性が低い物体に座ると体幹部の筋の活動が大きくなることがわかっている(Kingma and van Dieen, 2009)ことから、可動性が大きくなることでチェアの安定性が低下していると、体幹部や腰部の筋活動が大きくなり、疲労の原因となることが予想される。それにも関わらず、何れの筋の筋活動も 2D チェアと差がないことから、本研究の結果は、3D チェアにおいて、デスクワーク中の腰椎や骨盤部における安定性は確保され、チェアの可動性の増大が体幹部や腰部の過度の筋活動に結びつくとはいえないことを示唆しており、3D チェアに座ることで骨盤はより動くようになる代償として、2D チェアに対して疲労しやすくなるというようなことはないと思われる。すなわち、3D チェアは長時間のデスクワークによる不快感を軽減する機能も有すると考えられるが、この点を検証するためには、長時間の種々デスクワーク時の

筋活動や姿勢変化に関する今後のさらなる研究が必要である。

試行 7 において、何れの筋の筋活動にも差がみられなかったことは、本研究の被験者数が 6 名と少なかったためである可能性がある。しかし、骨盤角度には有意差が認められたことから、筋活動に差がみられなかった結果は、単なる検出力の欠如によるものではないことを示唆する。すなわち、一連のデスクワーク中に観察される骨盤の可動域が 3D チェアで大きかった結果は、発揮された筋活動量の最大値の増加を伴うものではないと考えることが出来る。また、表層の大部分が脊柱起立筋で覆われている多裂筋の、表面筋電図による筋活動の導出に関して、その妥当性を検証した報告 (Okubo et al. 2010)によると、第 5 腰椎棘突起の 2cm 外側において、表面電極とワイヤー電極を用いて記録された多裂筋の筋活動は、0-60%MVC の筋活動レベルにおいてほぼ一致することを報告している。本研究においては計測値の妥当性を検証していないことから、隣接する筋からのクロストークが無視できると結論する事は出来ないものの、電極の貼付位置や電極間距離は Okubo et al. (2010)に準じたものであり、また、動作中の筋活動レベルも彼らが妥当性を示した範囲に含まれる。そのため、本研究においても多裂筋の活動を捉えることが出来ていたと判断し、考察を行った。

本研究の結果、体幹部の捻りが必要な動作において、3D チェアに座った時の骨盤角度は 2D チェアに座った時のものよりも大きかったが、体幹部の筋活動に差がみられなかった。以上のことから、座面に 3 次元的な可動性が付加されたオフィスチェアを用いることによって、骨盤の 3 次元的な動きが制限されることなくデスクワークを行うことができると結論された。

謝辞

本研究を行うにあたりご協力いただいた、ウィルクハーン・ジャパン株式会社代表取締役、太田晴規氏、ウィルクハーン・ジャパン株式会社、社員の皆さま、ならびに、早稲田大学スポーツ科学学術院近田彰治氏に深く御礼申し上げます。

参考文献

- ・ Fenety A, Walker JM (2002) Shortterm effects of workstation exercises on musculoskeletal discomfort and postural changes in seated video display unit workers. *Physical Therapy*, 82, 578-589.
- ・ Hsu CJ, Chang YW, Chou WY, Chiou CP, Chang WN, Wong CY (2008) Measurement of spinal range of motion in healthy individuals using an electromagnetic tracking device. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 8(2), 135-142.
- ・ Kingma I, van Dieen JH (2009) Static and dynamic postural loadings during computer work in females: sitting on an office chair versus sitting on an exercise ball. *Applied Ergonomics*, 40, 199-205.
- ・ Konda S, Yanai T, Sakurai S (2011) Non-invasive error-assessment of the acromial-sensor-tracking protocol for the measurement of scapular orientation. *International Journal of Sport and Health Science*, 9, 26-32.
- ・ Liao MH, Drury CG (2000) Posture, discomfort and performance in a VDT task. *Ergonomics*, 43(3), 345-359.
- ・ 野呂影勇 (2007) 座 再考. *バイオメカニズム学会誌*, 31(1), 3-7.
- ・ Okubo Y, Kaneoka K, Imai A, Shiina I, Tatsumura M, Izumi S, Miyakawa S (2010) Comparison of the activities of the deep trunk

- muscles measured using intramuscular and surface electromyography. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 10(4), 611-620.
- ・白石光昭 (2007) 「仕事の間」と椅子. *バイオメカニズム学会誌*, 31(1), 12-16.
 - ・Sondergaard KHE, Olesen CG, Sondergaard EK, de Zee M (2010) The variability and complexity of sitting postural control are associated with discomfort. *Journal of Biomechanics*, 43, 1997-2001.
 - ・van Dieen JH, de Looze MP, Hermans V (2001) Effects of dynamic office chairs on trunk kinematics, trunk extensor EMG and spinal shrinkage. *Ergonomics*, 44(7), 739-750.
 - ・Vera-Garcia FJ, Moresde JM, McGill SM (2010) MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 10-16.
 - ・Vergara M, Page A (2002) Relationship between comfort and back posture and mobility in sitting-posture. *Applied Ergonomics*, 33, 1-8.
 - ・ウィルクハーン・ジャパン株式会社 HP <http://www.wilkhahn.co.jp/>