

腰椎椎間板負荷推定における骨盤傾斜の影響

Effect of pelvic tilt on estimating lumbar disc load

知能機械工学コース

芝田研究室 1235088 仲田 亮太

1. 緒言

本研究グループではこれまでに、腰椎部の体表面形状を計測し椎骨間の隙間変化を推定することで非侵襲的に腰椎椎間板負荷推定値（以下、負荷比）を導出する方法（以下、提案法）を提案し⁽¹⁾⁽²⁾、椎間板内圧を実測した Nachemson の実験結果⁽³⁾との比較から直立姿勢や前傾姿勢、座位において有用性を示してきた。姿勢変化に伴う腰椎部の体表面形状の変化は、隣接する構造や筋肉、靱帯、椎間板から椎骨系が受ける力により起こる。よって、力が加わった結果である椎骨系の変化、すなわち椎骨間の隙間変化がわかれば椎間板負荷の相対評価が可能であると考えている。この腰椎系の変化を、腰椎部体表面での 2 次元の位置情報を取得することにより負荷推定を行う。研究グループでは、この提案法により推定した負荷比を使用者にフィードバックすることで、姿勢改善を促すシステムの開発を目指している。

脊柱に特に影響を及ぼす身体構造としては、骨盤が考えられる。骨盤は左右一对の寛骨と脊柱の最下部である仙骨、尾骨で構成されており、大腿骨の上で脊柱や臓器を支える役割を担っている。そのため、骨盤の前傾角度が脊柱形状に与える影響は大きい。塩本ら⁽⁴⁾は骨盤運動が脊柱に影響を与え、特に骨盤運動に伴い腰椎が大きな可動範囲を示すことを報告している。しかしながら、骨盤角度の影響で生じる脊柱の形状変化が、腰椎部の負荷にどの程度影響を与えているかを椎間板内圧の実測を基に検証した例は見当たらない。

本研究では、骨盤傾斜が腰椎椎間板負荷に与える影響について明らかにすることを目指す。そのために、3つの段階に分けて検証を行う。まず初めに、提案法を用いて負荷推定を行い、負荷比と骨盤角度の関係について検討する。次に、提案法と同じく非侵襲的な腰椎椎間板負荷推定が可能な筋骨格モデルシミュレーションソフト AnyBody を用いた負荷推定を行い、2つの負荷推定結果を基に骨盤傾斜が腰椎椎間板負荷に与える影響を明らかにする。最後に、日常的な姿勢として前傾姿勢を取り上げ、その際に骨盤が果たす役割を検証する。また、それぞれの動作、姿勢において立位と座位を対象に負荷推定を行い、立位、座位での骨盤傾斜の影響の違いについても検証する。

2. 骨盤前後傾動作を対象とした負荷推定

2.1 提案法での負荷推定

まず初めに、提案法での負荷比を用いて、骨盤傾斜と腰椎椎間板負荷の関係を調べる。負荷比は、椎間板内圧を実測した研究結果⁽³⁾を参考に、直立立位姿勢を 100、座位前傾 20°での負荷を 185 として校正した値である。

2.1.1 実験概要

本実験は、本学倫理委審査委員会の承認を得て、事前に内容を説明し同意を得られた健康な成人男性7名(年齢22.7±1.3歳、身長172.6±3.8cm、体重63.7±8.3kg)を対象に実施し、骨盤前後傾動作を対象に計測を行った。

骨盤前後傾動作は、骨盤最大後傾位より4秒間かけて骨盤最大前傾位へ移行する骨盤前傾動作と、その後4秒間かけて骨盤最大後傾位へと戻る骨盤後傾動作とした。骨盤最大前傾位、骨盤最大後傾位はそれぞれ被験者が無理なくとれる限界の姿勢とした。実験は、被験者が十分に動作の練習した後に実施した。

提案法での負荷推定に必要な腰椎部形状と骨盤角度の計測には、光学式モーションキャプチャ (Motion Analysis 社製: Kestrel Digital Camera) を使用した。被験者の第1から第5腰椎の各椎骨の棘突起と、両側上腸骨棘 (以下 ASIS)、両側上腸骨棘 (以下 PSIS) の9か所に貼り付けた直径6mmの再帰性マーカーの位置情報から負荷比の導出に必要な腰椎部の体表面形状と骨盤角度を取得した。両側 ASIS と両側 PSIS の中点を結んだ線と水平面とのなす角を骨盤角度とした。骨盤角度は、水平面を基準とし、ASIS が PSIS より低く骨盤が前傾しているときを負の値、ASIS が PSIS より高く骨盤が後傾しているときを正の値とした。

2.1.2 実験結果

立位骨盤前後傾動作時における負荷比と骨盤角度の変化を図1に示す。この結果は、全被験者の1試行分の平均値と標準偏差である。骨盤前傾動作に伴い負荷比の減少、骨盤後傾動作に伴う負荷比の増加がみられた。また今回図は省略するが、座位における骨盤前後傾動作においても同様の傾向が得られた。

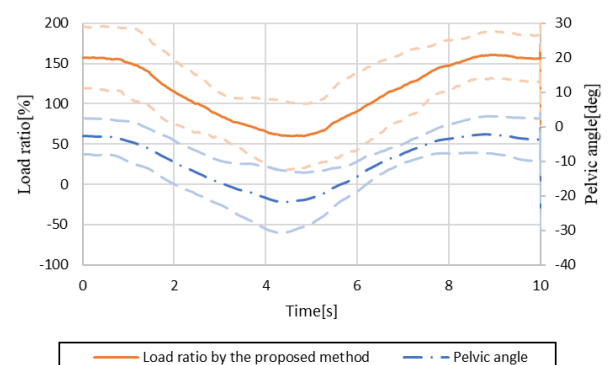


Fig.1 Estimated lumbar disc load ratio and pelvic angle during pelvic forward/backward motion (Standing)

Table 1 Results of pelvic forward/backward motion (Load ratio by the proposed method)

Posture	Variation range of load ratio [%]	Variation range of pelvic angle [deg]	Fluctuation rate of load ratio [%/deg]	Correlation coefficient
Standing	113.4±37.3	20.9±5.8	5.4	0.995
Sitting	135.6±27.2	19.3±6.8	7.0	0.988

次に、骨盤角度が負荷比に与えた影響を、骨盤前後傾動作中の負荷比と骨盤角度の変化量から検討する。骨盤前後傾動作における負荷比と骨盤角度の変化量、骨盤傾斜1度あたりの負荷比の変化率、骨盤傾斜と負荷比の相関係数を表1に示す。立位、座位ともに負荷比と骨盤角度には強い正の相関がみられた。骨盤の可動域は立位の方が広く、負荷比の変動幅は座位の時に大きくなった。そのため、骨盤傾斜1度あたりの負荷比変化率を考えると座位が立位の約1.3倍となり、骨盤の影響は立位よりも座位において大きく現れた。

以上の結果より、骨盤は前傾することで腰椎椎間板負荷を減少させる働きがあることと、骨盤の影響は立位に比して座位の時により多く現れることが提案法より示された。

2.2 AnyBody と提案法での推定結果の比較

2.1 節より、提案法による負荷推定の結果から、骨盤の前傾に伴い腰椎椎間板負荷が減少することが示された。しかしながら、骨盤傾斜が腰椎椎間板内圧にどのような影響を及ぼすかを実測した例は見当たらず、2.1 節から得られた結果の検証が困難である。そこで次に、筋骨格モデルシミュレーションソフトである AnyBody を用いて同様の動作中における腰椎椎間板負荷を推定する。

2.2.1 AnyBody の概要

筋骨格モデルとは、靱帯や関節に加わる力学的負荷を評価するための数学モデルであり、AnyBody の人体モデルは、剛体である骨、関節、筋、腱で構成されている。このモデルに対して、モーションキャプチャにより取得した身体セグメントの絶対座標位置や関節角度などの情報と、床反力計により計測された外力データを入力データとすることで、関節モーメントや筋張力、生体内負荷を計算する⁹⁾。提案法での負荷比推定にもモーションキャプチャで取得したデータを用いるが、計測位置や負荷導出の過程が異なる。先行研究⁶⁾より、AnyBody で推定した L4L5 間の椎間板圧縮力が生体内圧を実測した実験結果と同様の傾向を示し、非侵襲的な腰椎椎間板負荷推定に有用であることが示されている。ここでは AnyBody により導出する L4L5 間の椎間板圧縮力（以下、L4L5 圧縮力）と骨盤傾斜角度の関係を調べる。その上で2.1 節より得られた提案法での結果との比較から、骨盤傾斜角度が腰椎椎間板負荷に与える影響を明らかにする。

2.2.2 実験概要

本実験は、本学倫理委審査委員会の承認を得て、事前に内容を説明し同意を得られた健康な成人男性1名（年齢24歳、身長170cm、体重78kg）を対象に実施した。対象とする動作は2.1 節と共通で、骨盤前後傾動作を立位と座位を対象に計測した。図2に示すように、AnyBody での解析に必要な身体情報を取得するために全身41か所、提案法での負荷推定に必要な腰椎部体表面形状取得のために腰椎椎骨の棘突起付近5か所、計46か所に直径6mmの再帰性マーカーを貼り、光学式モーションキャプチャで撮影することによりマーカーの位置座標を取得した。実験に用いたカメラは計11台、撮影は100Hzで行った。また、AnyBody の解析に用いるために、2台の床反力計（デック技販社製、TF-4060、TF-6090）を使用した。

2.2.3 実験結果

立位骨盤前後傾動作時における L4L5 圧縮力と骨盤角度の変化を図3に示す。図3を見ると、骨盤前傾動作に伴い、

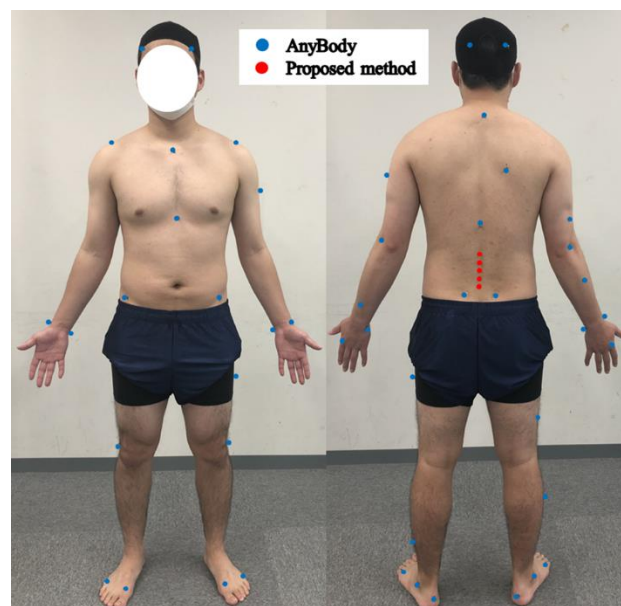


Fig.2 Markers pasting position

L4L5 圧縮力が減少し、骨盤後傾動作に伴い L4L5 圧縮力が増加していることがわかる。今回、図は省略するが座位においても同様の傾向が示された。骨盤前傾に伴う負荷の減少と、骨盤後傾に伴う負荷の増加は2.1 節で得られた提案法での結果と似た傾向である。

表2に、骨盤前後傾動作における L4L5 圧縮力と骨盤角度の変化量、骨盤傾斜1度あたりの L4L5 圧縮力の変化率、骨盤傾斜と負荷比の相関係数を示す。こちらも、提案法での負荷比と同様、立位座位共に L4L5 圧縮力と骨盤角度に強い正の相関がみられた。また、骨盤傾斜1度あたりの L4L5 圧縮力の変化率をみると、立位は15.6[N/deg]なのに対し、座位は44.0[N/deg]となり、骨盤傾斜の影響が座位においてより大きく現れた。この傾向に関しても、2.1 節で得られた提案法での結果と一致する。

以上の結果より、骨盤は前傾することで腰椎椎間板負荷を減少させる働きがあることと、骨盤の影響は座位の場合により多く現れることが AnyBody による負荷推定からも示された。

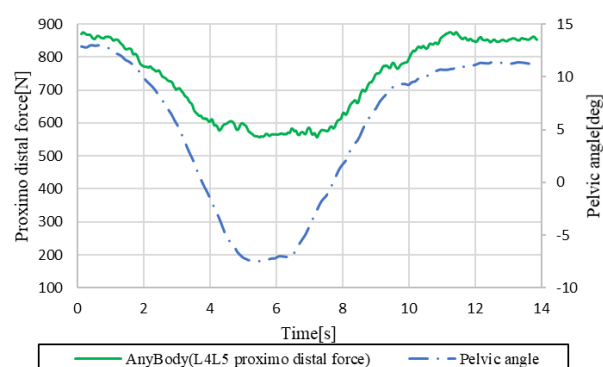


Fig.3 L4L5 proximo distal force by AnyBody and pelvic angle during pelvic anteversion motion (Standing)

Table 2 Results of pelvic forward/backward motion (L4L5 proximo distal force)

Posture	Variation range of L4L5 proximo distal force [N]	Variation range of pelvic angle [deg]	Fluctuation rate of L4L5 proximo distal force [N/deg]	Correlation coefficient
Standing	318.5	20.5	15.6	0.964
Sitting	418.1	9.5	44.0	0.929

3. 提案法と AnyBody での負荷推定結果の比較

2 章の結果より、提案法と AnyBody での負荷推定結果と骨盤傾斜の関係に同様の傾向が得られた。本章では、骨盤前後傾動作時における提案法での負荷比と AnyBody での L4L5 圧縮力の比較を行う。

3.1 実験概要

被験者、実験概要は 2.2 節と共通である。2.2 節における計測の際に、提案法での負荷推定も同時に実施した。

3.2 実験結果

図 4 に、立位骨盤前後傾動作における L4L5 圧縮力と負荷比を比較した。図 4 を見ると、2 つの結果を示すグラフが似た波形を示している。また、今回は省略したが、座位においても同様の結果が得られた。この 2 つの手法による負荷推定結果の相関関係は、立位で 0.940、座位で 0.990 と強い正の相関を示した。

L4L5 圧縮力は、全身 41 か所の位置情報と床反力を基に AnyBody で計算した値である。対して負荷比は、腰椎部形状を 5 か所の位置情報より推定し導出した値であり、使用する位置情報のデータはすべて異なる。このように、異なる手法による腰椎椎間板負荷推定の結果が、同様な傾向であったことから、2 章で示した、骨盤前傾による負荷の減少、骨盤後傾による負荷の増加という、骨盤傾斜と腰椎椎間板負荷の関係が妥当であることが示された。

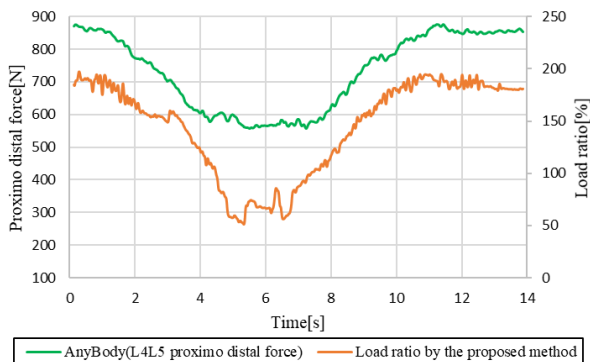


Fig.4 Comparison of L4L5 proximo distal force by AnyBody and load ratio by the proposed method when pelvic anteversion motion (Standing)

4. 前傾姿勢における骨盤傾斜の影響

ここまで、提案法と AnyBody による負荷推定より、骨盤傾斜が腰椎椎間板に与える影響が明らかになった。本章では、2 章、3 章で得られた結果を基に日常的な姿勢において骨盤傾斜が担う役割を提案法での負荷推定から考察する。

4.1 実験概要

ここでは、静止姿勢を対象に実験を行う。被験者、実験機器の概要は 2.1 節と共通である。計測対象は、直立姿勢、上体前傾 10°、20°、30° の 4 姿勢を立位と座位の計 8 姿勢とする。

4.2 実験結果

静止 8 姿勢での負荷比と骨盤角度を図 5 に示す。この結果は全被験者の 1 試行分の平均値と標準偏差である。負荷比は立位直立時を 100、座位前傾 20° を 185 として校正している⁽¹⁾。したがって、上記 2 姿勢での標準偏差は 0 になる。

負荷比を見ると、立位では上体前傾角度の増加に伴い負荷が増加している。座位においても座位直立姿勢から、座位前傾 10° にかけては負荷の増加がみられたがそれ以降ではほとんど負荷の変動がないという結果となり、立位と座位で傾向の違いが見られた。骨盤角度は、立位座位共に、上体の前傾に伴い前傾した。

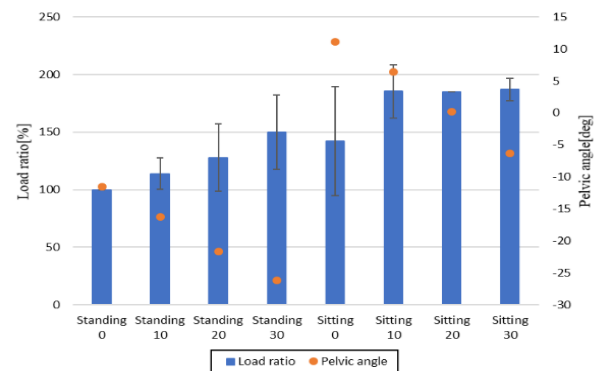


Fig.5 Estimated lumbar disc load ratio and pelvic angle in static forward tilt posture

2 章では骨盤前傾に伴い負荷比が減少する結果になった。それに対し、今回の結果では骨盤が前傾しているにもかかわらず負荷が増加した。骨盤前傾動作は、骨盤の動きのみに着目した動作だったが、上体前傾姿勢は骨盤前傾と上体前屈（腰椎部下部を起点に体を前方に倒す動作）の複合的な姿勢である。

2 章の結果から、骨盤前傾が腰椎椎間板負荷を減少させることを考えると、この結果は上体前屈による負荷増加が、骨盤前傾による負荷減少を上回った結果だと考えることができる。また、同じく 2 章の結果より、骨盤の影響は座位の場合により大きくなることが示されている。以上のことから、座位上体前傾時の負荷比の変化が立位上体前傾時に比べて小さく現れる原因は、座位における骨盤前傾による負荷減少量が立位を上回り、上体前屈による負荷増加を打ち消したからだと考えられる。言い換えれば、骨盤前傾による負荷減少がないと仮定したとき、上体前屈による負荷増加量は立位と座位で同じと考えられる。

この仮説を確かめるために、骨盤前傾による負荷減少を除外した負荷比を考える。前屈 0° のときの骨盤角度との相対角度を θ_{rplv} 、骨盤傾斜 1 度あたりの負荷比変化率を R_{ld} とおく。骨盤傾斜が負荷比に与える影響が、立位と座位で独立であり、それぞれ一定であると仮定すると、骨盤前傾による負荷減少量 L_{dc} は、

$$L_{dc} = \theta_{rplv} R_{ld} \quad (1)$$

で表される。例えば、ある被験者の立位 10° では、 θ_{rplv} が 5.08[deg]、 R_{ld} が 7.3[%/deg]なので、骨盤前傾による負荷減少量 L_{dc} は 37.1[%]となる。この値を元の負荷比に加えることで、骨盤前傾による負荷減少を除外した負荷比が求まる。

図 6 に、各静止姿勢における負荷比から骨盤前傾による負荷減少を除外した結果、つまり上体前屈による負荷増加のみを考慮した結果を示す。上体前屈のみを考慮した負荷比は、図 5 での負荷比と比較して平均で 1.3 倍となった。図 5 では、座位で前傾が増加した際の負荷比の変化がみられなかったが、図 6 では、立位と同様に上体の前屈が深くなるにつれて負荷比が増加する傾向が得られた。このことから、上体の前屈だけを考えたとき、立位と座位では同様に一定の割合で負荷比が増加する。骨盤が上体前傾に伴って動いていなければ、これほどの負荷が腰椎部に加わると考えられる。このことから、日常的な動作、その中でも特に座位において骨盤が腰椎部への負荷を和らげる重要な役割を担っていることがわかる。

以上の結果より、立位と座位での上体前傾時における負荷比の増加傾向の違いは、骨盤の影響が大きいことが示された。つまり、従来負荷の大きいとされていた姿勢や動作であっても、骨盤傾斜を意識することで負荷を軽減できることが定量的に示された。

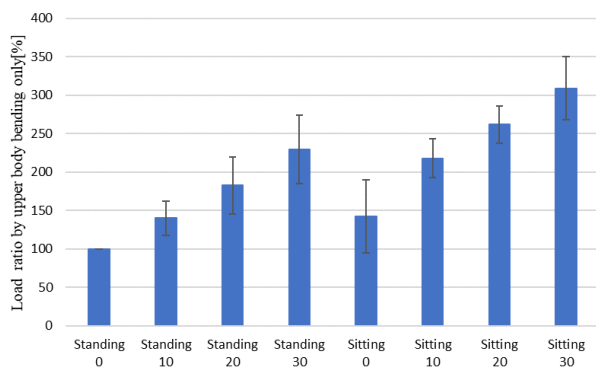


Fig.6 Estimated lumbar disc load ratio in static posture excluding pelvic effects

5. 結言

本報では、骨盤傾斜角度が腰椎椎間板負荷に与える影響について、提案法と筋骨格モデルシミュレーションソフト AnyBody での解析から明らかにすることを目的に実験を行った。

骨盤前後傾動作時の腰椎椎間板負荷を提案法により推定したところ立位座位共に、骨盤傾斜と負荷比に強い正の相関がみられたことから、骨盤傾斜が腰椎椎間板負荷に影響を及ぼしていることがわかった。具体的な影響として、骨盤前傾動作時に負荷の減少、骨盤後傾動作時に負荷が増加する傾向が得られた。また、骨盤傾斜1度あたりの負荷比の変動率を立位と座位で比較したところ、座位においてより骨盤傾斜の影響が大きくなることが示された。

筋骨格モデルシミュレーションソフト AnyBody を用いて同じく骨盤前後傾動作を対象に実験を実施したところ、骨盤前傾に伴う L4L5 圧縮力の減少、骨盤後傾に伴う L4L5 圧縮力の増加、骨盤の影響が座位の時により大きい、という提案法の結果と一致する傾向が得られた。

また、上体前傾姿勢を対象とした実験より上体前傾時の負荷の増加が、立位と座位で異なる傾向を示した。この原因が、骨盤の影響の大きさの違いであり、骨盤傾斜には負荷を和らげる役割があることが示された。今後、この結果を提案する

システムに反映することでより詳細な姿勢改善支援が行えるようになると思われる。

これまで、提案法で推定した負荷比の妥当性を検証する際は椎間板内圧を実測した先行研究との比較を行ってきた。しかし、椎間板内圧の実測には様々な障害があるため、特定の姿勢や動作に関しては比較、検討が可能だが、それ以外の条件に関しては正解値となるデータが存在せず検証が困難であった。今回のように導出過程の異なる手法との比較、検証が可能になれば、より多様な姿勢や動作を対象とした負荷推定が可能になると考える。

謝辞

本研究は、科学研究助成事業「基盤研究(C)」(JP18K1106)の助成を受け実施した。

文献

- (1) 芝田京子 他, “腰椎系における椎間板負荷の非侵襲的な推定法”, 日本機械学会論文集, Vol. 78, No.791 (2012), pp.130-141
- (2) 鈴木佑他, 芝田京子 “動作中における腰椎椎間板負荷の非侵襲的な推定” 日本機械学会中国四国学生会第 47 回学生会卒業研究発表講演会, (2017), pp.313-1-313-3
- (3) B.J.G.Andersson , R.Örtengren , A.Nachemson , and G.Elfström , “ LUMBAR DISC PRESSURE AND MYOELECTRIC BACK MUSCLE ACTIVITY DURING SITTING” ,I. Studies on an Experimental Chair,Scand J Rehab Med 6,(1974),pp.104-114.
- (4) 塩本祥子 他, “端座位における骨盤前後系中の脊柱の運動分析” 理学療法学 26(3):337-340, 2011
- (5) 長谷和徳 “SIMM,ARMO,AnyBody による動作解析” バイオメカニズム学会誌, (2009), Vol.33,No.3.
- (6) T.Bassani,E.Stucoviz,Z.Qian,M.Briguglio,F.Glusera,” Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4L5 level” Journal of Biomechanics Volume 58, 14 June 2017, Pages 89-96.
- (7) H.J.Wilke, ”New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life” SPINE Volume24 , Number8 ,(1999),pp755-76