

2010 年度 修士論文

身体への長軸方向の負荷に対して腰部を支える機能
— 体幹筋群の活動と呼吸様式に着目して —

Supporting mechanism of lumbar segment:
importance of trunk muscle activity and breathing patterns

早稲田大学大学院 スポーツ科学研究科
スポーツ科学専攻 身体運動科学研究領域

5009A081-1
丸山 祐丞
Yusuke Maruyama

研究指導教員： 川上 泰雄 教授

目次

第1章 緒言

1-1 序	1
1-2 本研究で使用する用語の定義	2
1-3 研究小史	3
1-3-1 柱として機能する骨格と腰部におけるその限界	
1-3-2 腰椎構造体を支える体幹筋群	
1-3-3 椎間板内圧力と椎間板変性	
1-3-4 腹腔内圧	
1-4 本研究の目的	9

第2章 身体長軸方向の負荷に対する体幹筋群の活動

2-1 緒言	10
2-2 方法	12
2-2-1 被験者	
2-2-2 試行	
2-2-3 体幹筋群の表面筋電図	
2-2-4 統計処理	
2-3 結果	17
2-4 考察	21
2-4-1 本実験における方法に関して	
2-4-2 長軸負荷による体幹筋群筋活動	

第3章 呼吸動態・呼吸様式が腰部保護に与える影響

3-1 緒言	23
3-2 方法	25
3-2-1 被験者	
3-2-2 実験設定	
3-2-3 MRI 画像の取得	
3-2-4 呼吸動態と呼吸様式	
3-2-5 体幹筋群筋電図の取得	
3-2-6 再現性の確認	
3-2-7 統計	
3-3 結果	32
3-4 考察	38
第4章 総括論議	40
参考文献	49
謝辞	55

第 1 章 緒言

1-1 序

人間が立位姿勢を維持する際、身体には重力によってその長軸方向（上下方向）の負荷(長軸負荷)が加わる。身体に加わる長軸負荷は、身体を地面に向かって押しつぶそうと働く。人間は長軸負荷に対して、下肢や体幹といった身体部位ごとに脛骨・大腿骨・脊柱などの骨格を柱のように配置することで、身体の形状を維持する。骨格が柱として機能し、長軸負荷に対してその形状を維持した場合、骨格にはその軸方向の圧縮負荷(軸圧負荷)が加わる。下肢の骨格は主として骨組織のみで構成され、軸圧負荷に対して強固な構造を有する。しかしながら、腰部の骨格である腰椎、椎間板そしてそれらに付着する靱帯からなる腰椎構造体は日常生活やスポーツ場面において加わる軸圧負荷に対してその形状を保つだけの機械的強度を有さない(Crisco et al. 1992)。それゆえ、人間が立位姿勢を維持するためには、骨格以外の組織によって腰椎構造体が支えられる、または骨格以外の組織が胸郭―骨盤間を支える柱として機能する必要がある。ここで本研究では体幹に加わる外力に対して腰部の形状を支えきれない状態を「腰部が潰れる」と定義し、外力に対して腰部の形状が維持されることを「腰部の保護」と定義し使用する。

これまでの研究においては、拮抗する体幹筋群の共収縮が、腰椎構造体を両側より牽引することで腰椎構造体が支えられ、腰部の保護が行われると考えられてきた(Begmark 1989, Cholewicki et al. 1996, Granata et al. 1995, 2001, Arjmand et al. 2006a, van Dieën et al. 2003)。しかしながら、これらの筋活動は腰椎構造体を支持すると同時に、軸圧負荷を上昇させるものである(Cholewicki et al. 2002, Arjmand et al. 2008)。これは椎間板に慢性的かつ大きな力学的ストレスをもたらし、傷害の発生のリスクを上昇させると予想される。

近年、腰部を支える身体の機能として、内腹斜筋や腹横筋といった身体の水平面に走行する筋や、横隔膜の活動による腹腔内圧(IAP)の上昇が注目されている。IAPは身体長軸方向の圧の柱として胸郭－骨盤間を支えることで、腰椎構造体への軸圧負荷を軽減し(Daggfeldt and Thorstensson 1997,2003)、腰痛の予防に大きく貢献することが予想される。しかしながら、これまでの先行研究において、IAPの腰部保護の役割が示唆されているものの(Keith 1923,Hodges et al. 2001,2005, McGill et al. 1990a, Cresswell et al. 1994, 河端ら 2008)、長軸負荷に対して検討された研究は少ない。そこで本研究では、体幹筋群の活動や呼吸といったIAPに影響を及ぼすと考えられる因子に着目し、長軸負荷に対する腰部保護の機能を検討することを目的とした。

1-2 本研究で使用する用語の定義

- ・ 長軸負荷 ー 身体に加わる長軸方向の外力。
- ・ 軸圧負荷 ー 脛骨・大腿骨・腰椎構造体など、身体を支える骨格の軸方向に加わる負荷。
- ・ 腰部 ー 胸郭と骨盤間の身体部位。本研究においては腰椎1番の高さから腰椎5番までの高さにおける身体部位として使用する。
- ・ 腰椎構造体 ー 腰椎1番から腰椎5番までの椎骨、椎間板およびそれらに付着する靱帯。
- ・ 腰部を保護する ー 身体への外力に対して、腰部の形状を維持する骨格以外の組織の活動。
- ・ 腰椎構造体の形状 ー 腰椎1番から腰椎5番までの椎体全体が形成する腰椎構造体の形状。腰椎の弯曲を含む。

1-3 研究小史

1-3-1 柱として機能する骨格と腰部におけるその限界

腰椎構造体が立位姿勢において、腰部を支える柱として機能するだけの強度を有するかどうかについて、その力学的強度を調べる研究が行われてきた。一般に、柱の軸方向の圧縮負荷による損傷は、柱の横断面積、軸方向の長さ、材料の力学的強度によって、その損傷様式が異なることが知られている。長さの短い柱において、軸方向の圧縮負荷による損傷は、材料の破壊によって起こる。それに対して、柱の長さが横断面の寸法に比べて大きい場合には、ある軸荷重に達すると横変形が急激に増加し折れ曲がり、荷重を支えることができなくなる。この不安定な変形が生じる現象を座屈といい、その時の荷重を座屈荷重という(村瀬ら 2002)。

屍体の椎間板を用い、その破壊強度を調べた研究によると、椎間板は約 2700N～11000N までの軸圧負荷に耐えることが可能である(Adams et al.1994)。しかしながら、腰椎 1 番から腰椎 5 番までの椎体を対象に、その座屈荷重を調べた研究では、約 90N の軸圧負荷により座屈を起こすことが明らかとなっている(Crisco et al.1992)。これは軸圧負荷により椎間板が変形するためである。そのため、人間は腰部において骨格のみでは腰部を支えることができず、他の組織によって腰部が支えられる必要があると考えられている。

1-3-2 腰椎構造体を支える体幹筋群

先行研究では、体幹筋群の筋活動によりもたらされる腰椎構造体への張力が、長軸負荷と拮抗しながら腰椎構造体を支持することで、腰部の保護が行われると考えられてきた。Begmark(1989)は体幹筋群の筋張力による腰部保護を、力学モデルを用いて説明し、その定量化を行っている。Fig1-1 にその基本概念図を示した。Fig1-1 において、系(A)(B)はバネの張力及び重り Q によって釣り合

っている。系(A)と(B)における違いは、(A)ではより高いスティフネスを有するバネが使われている点である。これらの系における力の釣り合いは、バネの硬さが十分である時にのみ安定しているといえる。そのため、Aは安定している状態を表しており、Bは不安定な状態を表す。これらの系で用いられているバネを人間の体幹筋として考えた場合(Fig2-1C)、T字の柱の安定性は筋のスティフネスによって決定する。

この考えを元に、体幹筋群の腰部保護への貢献に関して、数多くの研究がなされてきた(Cholewicki et al. 2002, Granata et al. 2001, Arjmand et al. 2006a, van Dieën et al. 2003)。これらの研究では、体幹筋群の共収縮により拮抗する張力が腰椎構造体を支えることで腰部の保護が行われ、体幹に様々な外力が加わった際の体幹筋群の筋活動の不足は、腰部の不安定性をもたらし腰部障害を引き起こすと考えられてきた。

Fig1-1においては体幹筋をコイルばねに置き換えて話を行っている。コイルばねにおいて、そのひずみは材料の弾性によるものである。一方、筋組織においてひずみ(伸び)に抗する力は組織の弾性ではなく、フィラメントの能動的な滑走によって生じる(Huxley and Simons 1971)。筋のスティフネスを高めるためには、フィラメント上のクロスブリッジの数が増大する必要がある。すなわち、筋がスティフネスを高める際には筋を短縮させる力が筋内に発生することを意味する。したがって、筋スティフネスを高めるための体幹筋群の活動は、腰椎構造体に張力をもたらし、軸圧負荷を増大させると共に、椎間板への力学的ストレスを増大させる(Cholewicki et al. 2002, Arjmand et al. 2008)。

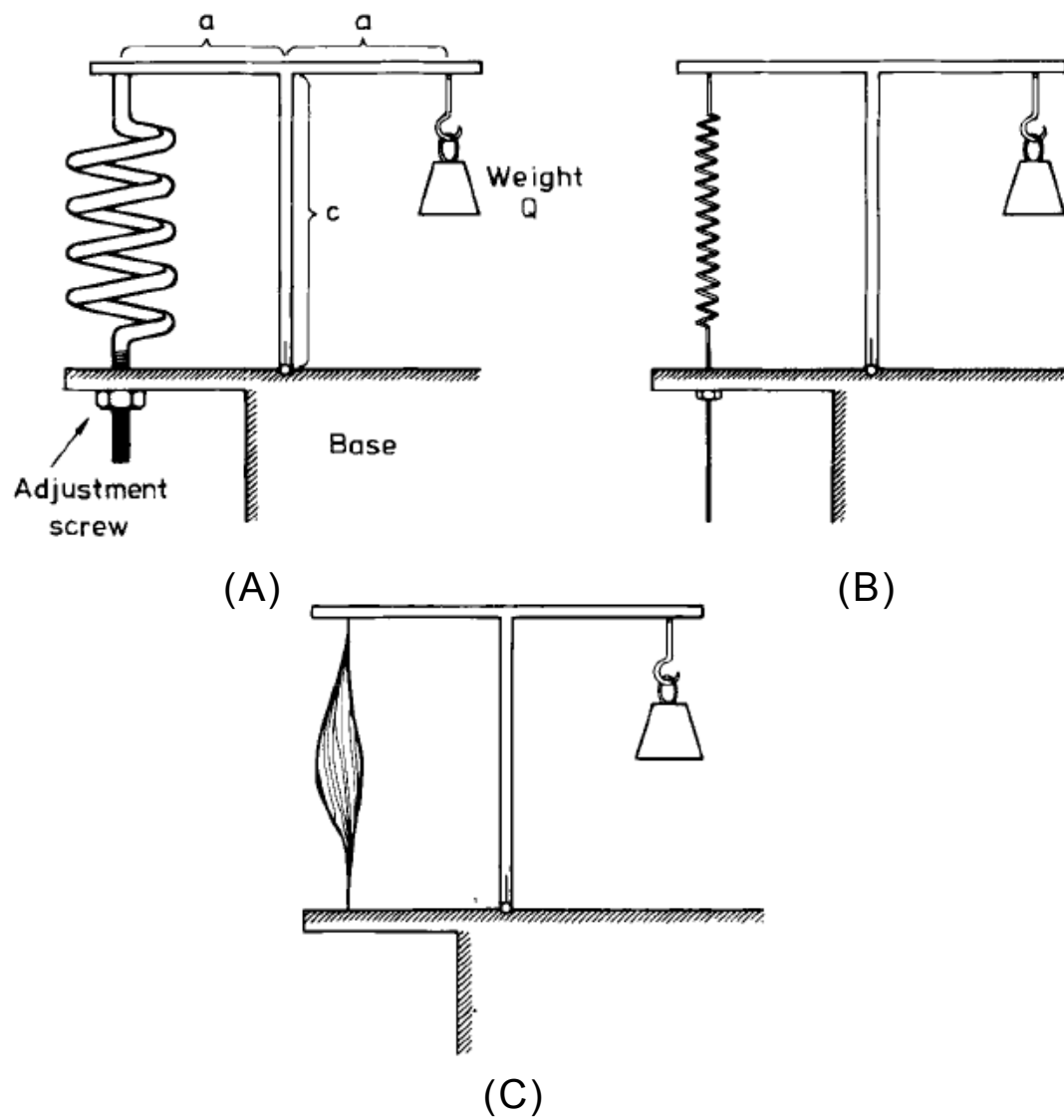


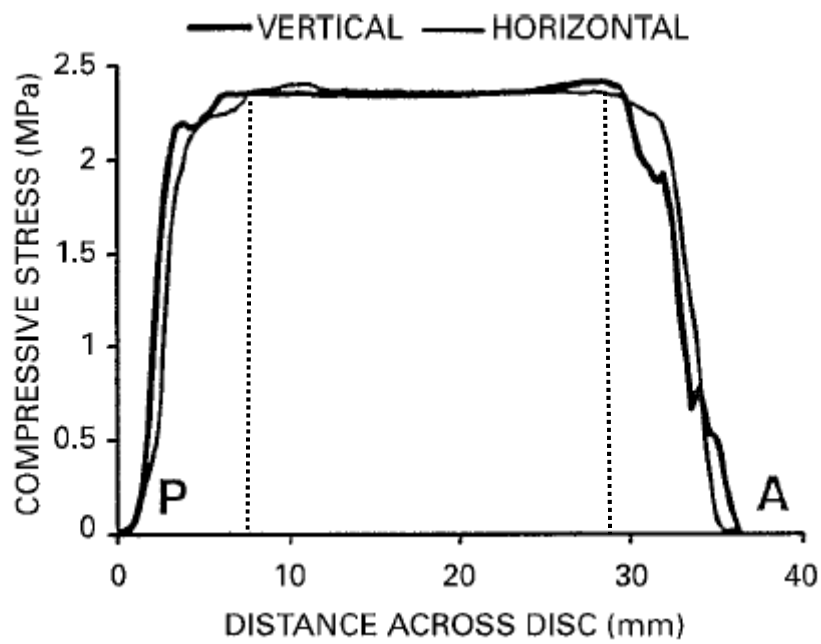
Fig1-1, (A)(B)体幹部安定性の概念図。A の図には B よりもよりスティフネスの
高いバネが使用されている(Bergmark 1989)。

1-3-3 椎間板内圧力と椎間板変性

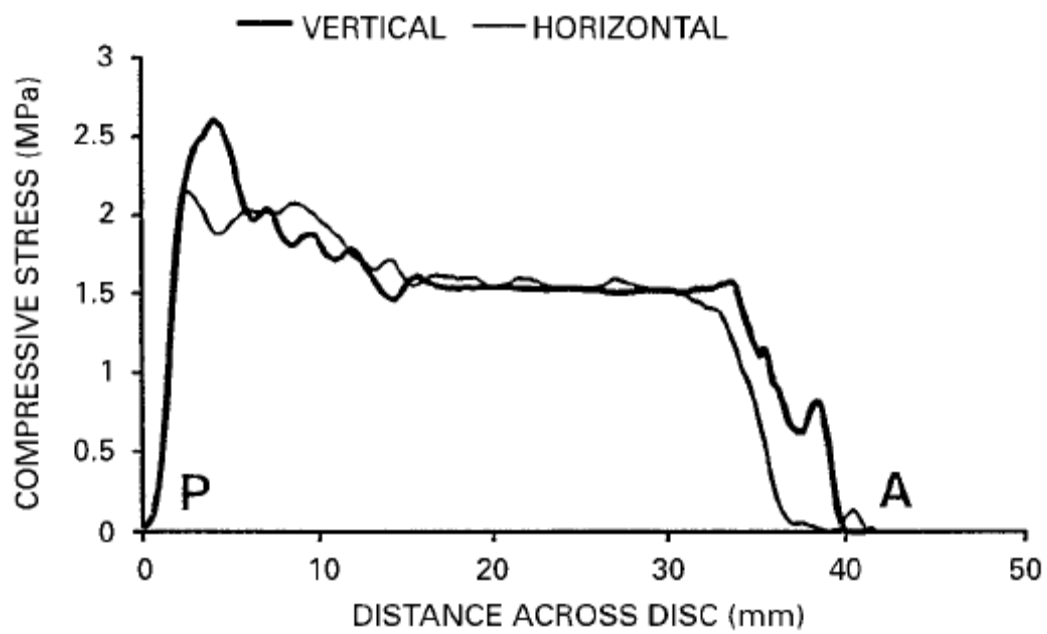
腰椎構造体へ軸圧負荷が加わった際の、椎間板内組織への圧力分布が調べられている(Adams et al. 1994,1996)。Fig1-2(A)にこれらの研究で報告されている、正常な椎間板内における圧力分布の典型例を示した。椎間板内にはゼリー状の組織である髄核が存在するが、Fig1-2(A)において点線で示された部分は髄核内の圧力を示している。髄核内において、その圧力は方向、位置に関係なく一定であり髄核が流体としての特性を有することがわかる。髄核は腰椎構造体への軸圧負荷に対して変形することで、各組織へストレスを分散させるクッションのような役割を果たしていると考えられる(Adams et al. 1996)。

髄核のクッションとしての機能は椎間板の変性と共に減少する。変性した椎間板の髄核内では、軸圧負荷に対する圧力の上昇が少なく(Adams et al. 1996,Sato et al. 1999)、前部線維輪や椎間関節に力学的ストレスが集中する(Adams et al. 1996)(Fig1-2,B)。これらストレスの集中は腰椎構造体に軸圧負荷が加わった際の椎間板の損傷リスクを高めると考えられる。

椎間板の変性は様々な要因によるが、その一つとして椎間板への力学的ストレスが指摘されている(Adams et al. 2000,2005)。脊椎端板には水分が通るのに十分な微細な隙間が多数存在しており、椎間板内の圧力が浸透圧を上回ると、浸透圧と釣り合うまで髄核内の水分は減少する(McMillan et al. 1996)。これら水分の流動は、椎間板への力学的ストレスの大きさや、繰り返し加わるストレスの影響を受けることから(Kuo and Wang 2010)、たとえ腰椎構造体への軸圧負荷が小さなものであっても、それが慢性的に加わるものであれば、椎間板の損傷リスクを増大させると考えられる。



(A)



(B)

Fig1-2,(A) 正常な椎間板 (B)変性した椎間板内の圧力の分布の典型例。

(Adams et al. 1996,著者改変)

1-3-4 腹腔内圧

人間は腰椎構造体前方に内臓を格納する空間である腹腔を有する。腹腔は上部を横隔膜、側面を腰背筋膜や腹筋群、下部を骨盤底筋群に囲まれた空間であり、この空間内の圧力は腹腔内圧(IAP)と呼ばれている。IAPは姿勢、体幹筋群の活動、呼吸といった様々な因子で変化することが知られている(Keith 1923, Cobb et al. 2005, McGill and Sharratt 1990b, Hodges et al. 2001, 2005)。特に重量物の拳上動作時やジャンプの着地動作など、体幹部に外力が加わる際に大きく上昇することや(McGill et al. 1990a, 河端ら 2008)、体幹へ外力が加わる際に先行して IAP が上昇することから(Cresswell et al. 1994, 河端ら 2008)、腰部の保護に大きな役割を担っていると考えられ、様々な考察がなされてきた。

IAPの腰部保護への関与として、胸郭―骨盤間を圧の柱として支えることで腰椎構造体への軸圧負荷を軽減する機能を持つことが考えられる。体幹の伸展動作により重量物を持ち上げる際には腰椎構造体へ大きな軸圧負荷が加わるが、IAPはこれらの動作において、腰椎構造体への軸圧負荷を軽減しているのではないかと考えられてきた(Keith 1923, Morris et al. 1961, Daggfeldt and Thorstensson 1997)。Daggfeldtら(2003)は、体幹の等尺性伸展動作中の腰椎構造体のキネマティクス、IAP、筋の詳細な解剖学的情報を用いて、IAPの軸圧負荷軽減効果を詳細に計算した。その研究では、伸展動作中の腰椎構造体への軸圧負荷がIAPにより約半分に軽減される、と報告されている。しかしながら、体幹の伸展動作においてみられる腹筋群の共収縮と、それらの筋活動が各椎体周りにもたらす屈曲モーメントを打ち消す脊柱起立筋群の活動を考慮すると、IAPは腰椎構造体への軸圧負荷軽減効果を持たないとも報告されており(McGill and Norman 1987, Cholewicki and Reeves 2004)、IAPが伸展動作中に軸圧負荷軽減効果をもたらしているかについて統一された見解は得られていない。

上記の研究において、対象とされた動作は体幹の伸展動作であった。体幹の伸展動作では、主動筋である脊柱起立筋群が大きく活動する必要性があり、腰椎構造体へ極めて大きな軸圧負荷が不可避免に加わることが予想される。一方、長軸負荷に対しては、脊柱起立筋群の活動が少なく、IAP は腰椎構造体への軸圧負荷の軽減をもたらすのではないかと考えられる。

1-4 本研究の目的

身体への長軸負荷に対して、IAP が圧の柱として腰部を保護することで腰椎構造体への軸圧負荷が軽減し、腰痛の予防に大きな貢献をもたらすことが予想される。しかしながら、これまでの先行研究において、IAP が腰部保護に関与することが示唆されているものの (Keith 1923, Hodges et al. 2001, 2005, McGill et al. 1990a, b, Cresswell et al. 1994, 河端ら 2008)、その力学的影響について統一された見解は得られていない。そこで本研究では、体幹筋群の活動や呼吸といった IAP に影響を及ぼすと考えられる因子に着目し、長軸負荷に対する腰部保護の機能を検討することを目的に研究を行った。

第 2 章 身体長軸方向の負荷に対する体幹筋群の活動

2-1 緒言

人間が身体活動を行う際に加わる身体への長軸負荷は、腰椎構造体に軸圧負荷をもたらす。長時間の立位維持や二足歩行を行う人間にとって、腰椎構造体への軸圧負荷は、椎間板に慢性的な力学的ストレスを加えることで、傷害リスクを増大させることが予想される。

人間の腰椎構造体は立位姿勢において加わる軸圧負荷に対してその形状を維持する強度を有さないため(Crisco et al. 1992)、腰部が他の組織により保護される必要がある。これまでの研究では、体幹筋群の筋活動に伴う張力が腰椎構造体を支えられることにより腰部が保護されると考えられており(Begmark 1989, Cholewicki and McGill. 1996, Granata and Wilson 2001, Arjmand et al. 2006a, van Dieën et al. 2003)、これらの筋活動の不足に伴う腰椎構造体の不安定性は、腰痛の発生リスクであるとされてきた。しかしながら、腰椎構造体を支える体幹筋群の筋活動は、同時に腰椎構造体への軸圧負荷を上昇させるものであり(Cholewicki et al. 2002, Arjmand et al. 2008)、腰痛の発生リスクを上昇させることが予想される。

体幹筋群の活動による腰椎構造体への軸圧負荷上昇は、活動する筋によって異なる。シミュレーションを用いた先行研究では、内腹斜筋の活動による軸圧負荷の上昇は、腹直筋や外腹斜筋の筋活動と比較して、少ないことを報告している (Arjmand et al. 2008)。また、IAP の上昇は腰椎構造体への軸圧負荷を軽減することが示唆されているが(Daggfeldt and Thorstensson 1997, 2003)、腹筋群の中でも、内腹斜筋や腹横筋といった身体の水平面に走行する筋の活動と IAP の上昇が大きく関連することが報告されている(McGill and Sharratt 1990 b)。身体への長軸負荷に対して、どの筋の活動が腰部を保護するかは、腰椎構造体への軸圧負荷上昇に大きく関わることであり、これらを明らかにする

ことは腰痛の予防の観点から重要な知見となりうる。しかしながら、今までの体幹筋群の筋活動と腰部を支える機能について検討した研究では、物を持ち上げる動作である体幹の伸展動作に注目したものが多く(Cresswell et al. 1993, Donna et al. 2009, Lee et al. 2006, de Looze et al. 1999, Crommert and Thorstensson 2008, 2009, Reeves et al. 2008)、また長軸負荷について検討したものも上肢で保持可能な小さな長軸負荷について検討したものに限定されている(Granata and Wilson 2001, Arjmand et al. 2006b)。そこで本実験では、長軸負荷の上昇に対して腰部を保護する体幹筋群の活動を、筋間差に着目し検討することを目的として実験を行った。

2-2 方法

2-2-1 被験者

健康な成人男性 8 名を対象に実験を行った。被験者の年齢、身長、体重はそれぞれ 24.2 ± 2 歳、 172.2 ± 5.7 cm、 64.6 ± 6.5 kg(平均 $\pm$ 標準偏差)であった。本実験は早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理審査委員会により承認を得たうえで行った。また実験実施に先立ち、被験者に本研究の目的、試行、危険性および被験者の権利について説明を行い、書面で実験参加の同意を得た。

2-2-2 試行

地面に対して 45 度に傾いた台板の上で背臥位の姿勢をとり、固定されたストラップを肩にかけた状態を測定姿勢とした (Fig2-1)。この状態で等尺性ショルダーシュラッグ動作 (肩をすくめる動作) を行うことで、肩と足部を通じた長軸負荷を加え、その際の体幹筋群の筋活動量及び長軸負荷の大きさを計測した。試行は十分な準備運動後に行った。負荷は等尺性ショルダーシュラッグ動作の最大随意筋力 (MVC) の 30%・50%・70%・90%とした。

すべての試行が終了した後、本実験で得られた体幹筋群の筋活動がストラップの影響によるものであることを確認するために、ストラップをはずした状態でショルダーシュラッグ動作を行い(ストラップなし試行)、その際の体幹筋群の筋活動と安静時の筋活動を比較した。

2-2-3 体幹筋群の表面筋電図

等尺性ショルダーシュラッグ動作を行っている際の腹直筋(RA)、外腹斜筋(EO)、内腹斜筋(IO)、脊柱起立筋群(ES)、僧帽筋(Traps)の筋活動量を表面筋電図法により計測した(The Bagnoli-8 EMG System、Delsys)。電極(Ag/AgCl)は皮膚抵抗を最大限に抑えた状態で、Reeves ら(2008)の研究と同様に、RA：臍

より 3cm 側方、EO：上前腸骨棘と肋骨 12 番の間、IO：鼠径靱帯直前、ES：腰椎 3 番棘突起より 3cm 外側、Traps：ストラップにかぶらない肩部、に電極間距離 10mm で貼付した。基準電極はディスプレイ型電極(Blue sensor N、Ambu)を用い膝蓋骨上に貼付した。すべての電極は身体の右側に貼付した。筋活動量を表す指標として、負荷の波形が安定した 0.4 秒間の筋放電量の Root Mean Square(RMS)を各筋の最大筋活動時の RMS 値で正規化したものを使用することで、負荷間及び筋間での比較を行った(Fig 2-2)。各筋の最大筋活動量はすべての試行が終了した後に、徒手抵抗による等尺性シットアップ・バックエクステンション・全力での腹部引き込み運動(吸気状態で息を止め、最大随意努力で腹部を引き込む運動)を行うことで取得した。各負荷に対する体幹筋群の活動は 2 回行った測定の平均値を代表値として使用した。

長軸負荷の大きさは足部に設置したフォースプレート(9281B、Kistler 社製)により、足部を通して身体に及ぼされる床反力の身体長軸方向の成分として計測した。長軸負荷の大きさは安静時の床反力を基準とし、等尺性ショルダーシュラッグ動作時の、床反力の波形が安定した最初の 0.4 秒間の平均値を用いた(Fig 2-2)。

筋電図信号や床反力は A/D コンバーター(Power Lab、A/D Instruments 社製)を用いてデジタル変換し、サンプリング周波数 1kHz でコンピューターに記録した。

2-2-4 統計処理

統計処理には統計処理ソフト(SPSS Version12.0,SPSS Japan)を使用し、対応ありの因子と対応ありの因子の 2 元配置の分散分析(筋間×負荷間)を用いた。交互作用がみられた場合には、筋間に関してボンフェローニ法による多重比較を行った。ストラップなし試行と安静時の筋活動量の比較には対応のある t 検

定をそれぞれの筋に対して行った。有意水準は危険率 5%未満をもって有意とした。

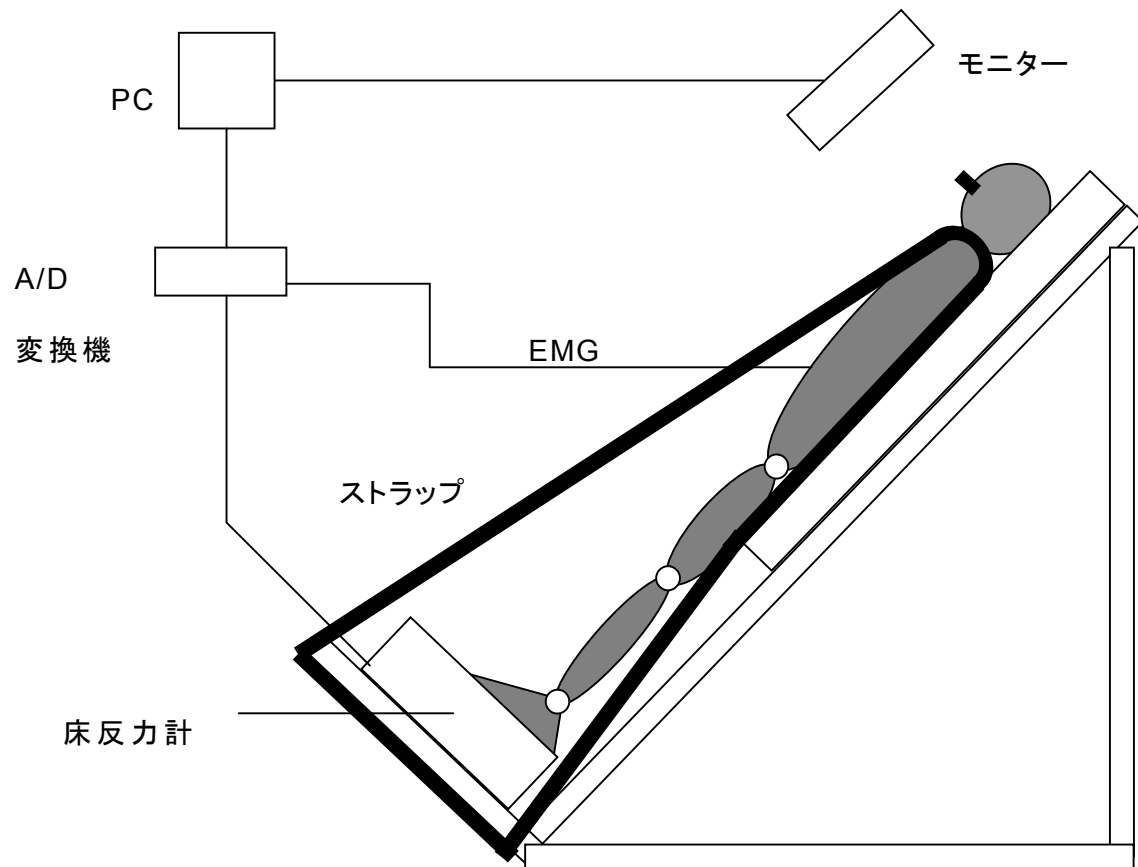


Fig2-1, 実験設定と測定姿勢

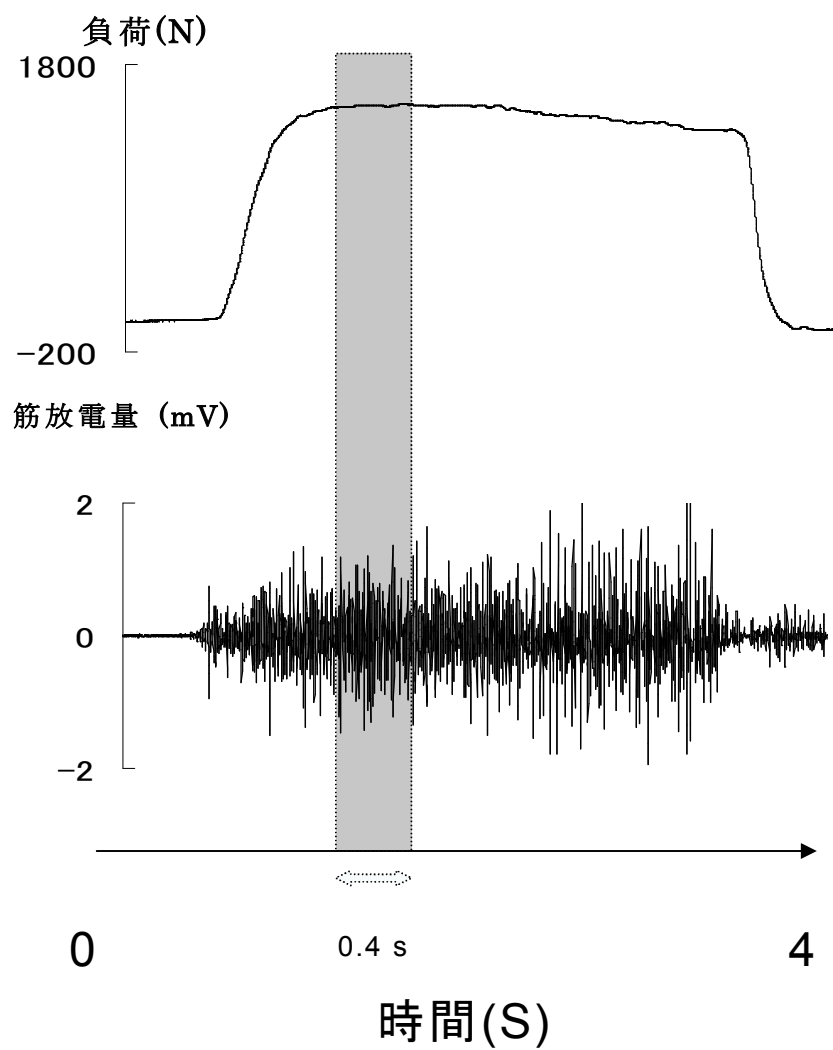


Fig2-2,等尺性ショルダーシュラッグ動作中の床反力計及び IO 筋電図の典型例
黒帯は分析に用いた区間を表す。

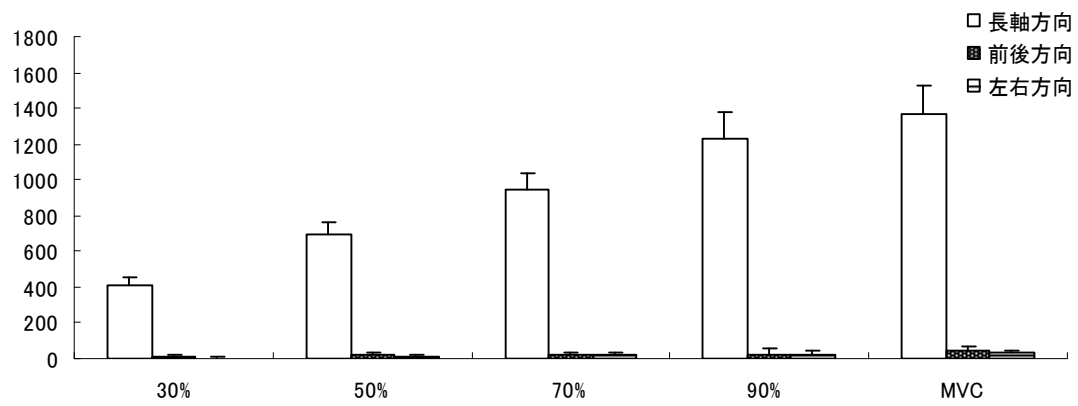
2-3 結果

等尺性ショルダーシュラッグ動作による、床反力の増加量を Fig2-3 に示した。MVC 試行時、身体長軸方向の床反力は $1370(\pm 155)\text{N}$ 、前方向 $44(\pm 23)\text{N}$ 、右方向 $2(\pm 17)\text{N}$ であった (Fig2-3)。

安静時の筋放電量の RMS 値とストラップなし試行時の筋放電量の RMS 値を比較した結果、Traps の筋活動のみに有意差がみられ ($P < 0.001$)、体幹筋群の筋活動量には大きな差はみられなかった (Fig2-4)。

長軸負荷に対する体幹筋群の筋活動量を Fig2-5 に示した。MVC 試行時の体幹筋群の筋活動は IO が 78%MVC と非常に高い筋活動量を示したのに対して、RA・EO・ES の活動はそれぞれ 3%MVC・18%MVC・26%MVC であり、その活動量は低いものであった。二元配置の分散分析の結果、筋と負荷の因子間に有意な交互作用がみられ ($P < 0.01$)、単純主効果検定の結果、すべての筋に関して負荷の主効果がみられ ($P < 0.01$)、筋間に関して行った多重比較の結果、50%MVC 以上の努力度において、IO とその他の筋との間に有意な差がみられた (Fig2-5)。つまり、すべての体幹筋群が長軸負荷の増加と共にその活動量を増加させるが、筋活動の増加は筋間によって異なるという結果であった。

床反力 (N)



努力度(%MVC)

Fig2-3, 各努力度における負荷の平均値

筋活動量 (%MVC)

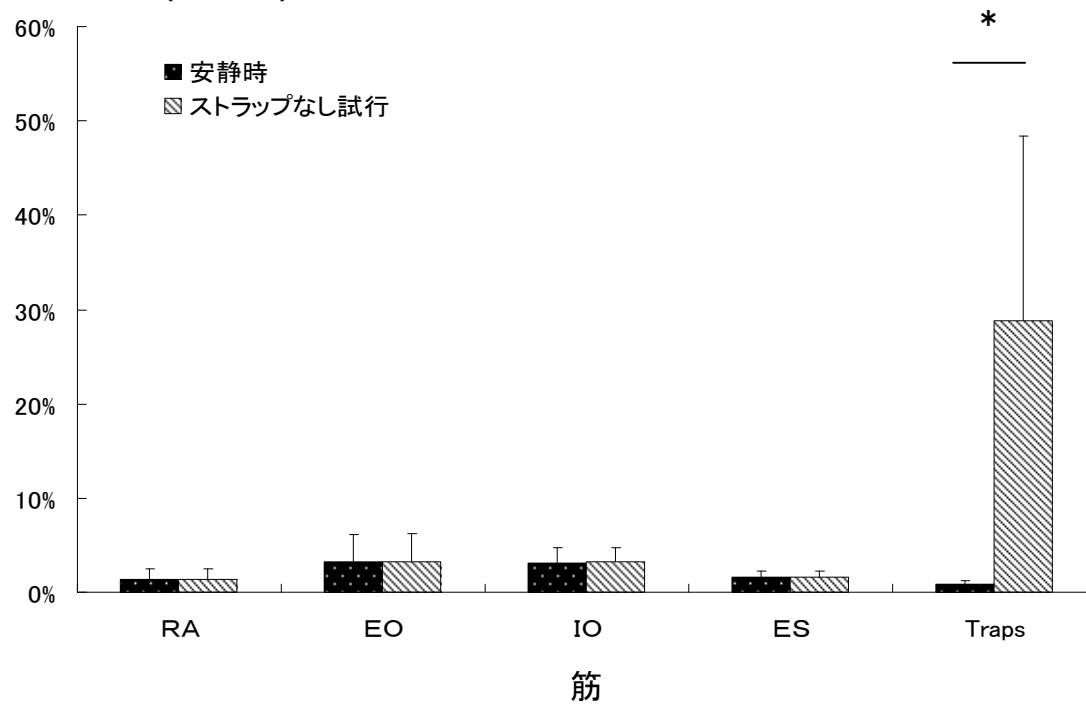
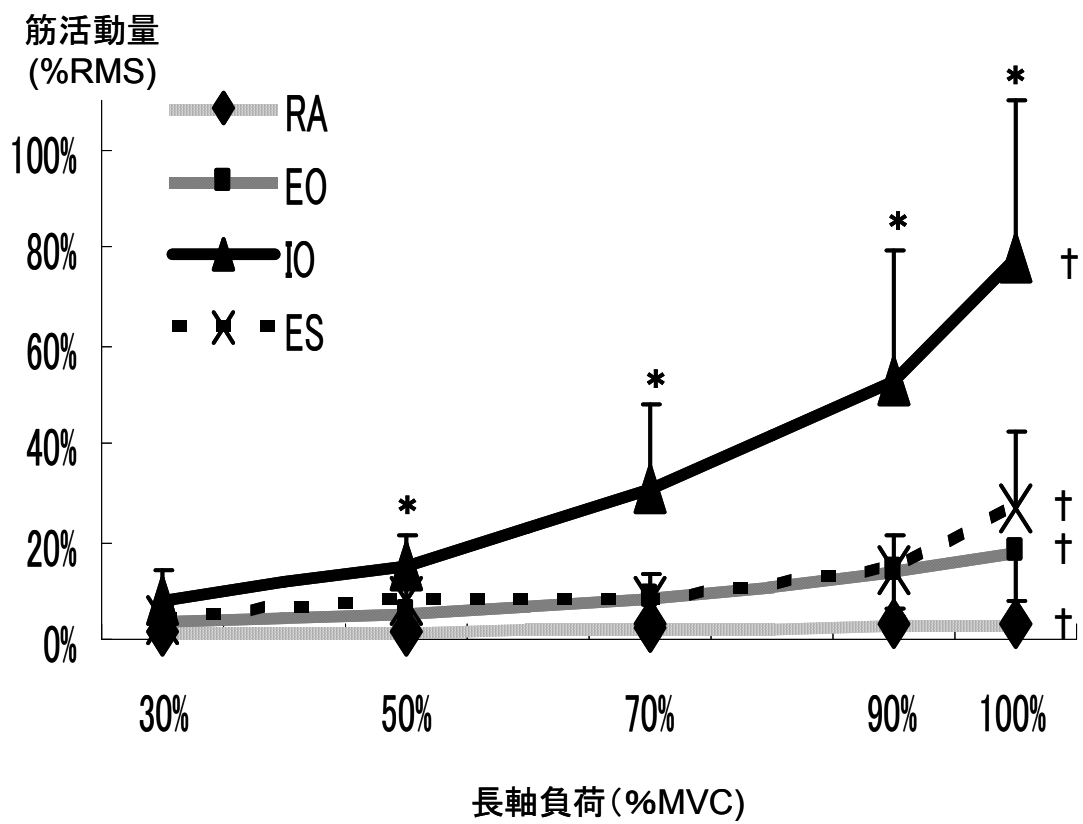


Fig2-4, 安静時及びストラップなし試行における体幹筋群・僧帽筋の筋放電量

*: $p < 0.001$



† : 負荷による主効果($p < 0.05$)

* : IO とその他の筋の間に有意な差($p < 0.05$)

Fig2-5,等尺性ショルダーシュラッグ動作時の体幹筋群の筋活動量

2-4 考察

2-4-1 等尺性ショルダーシュラッグ動作による負荷と体幹筋群 EMG

本実験の目的は長軸負荷の上昇に対する体幹筋群の活動の変化を定量し、筋間差と腰部保護機能の関連性について検討することであった。被験者が等尺性ショルダーシュラッグ動作を行うことで床反力が増加し、同時に体幹筋群の筋活動がみられた。床反力の増加は前後方向や左右方向に比べて、身体長軸方向の成分が非常に大きく(Fig2-2)、等尺性ショルダーシュラッグにより、身体長軸に極めて近い方向の負荷が身体に加わったものと考えられる。

ストラップをはずした状態でショルダーシュラッグ動作を行った際、体幹筋群の筋放電量にはほとんど変化がみられなかった(Fig2-3)。本実験で得られた体幹筋群の筋活動はショルダーシュラッグ動作における付随的な筋活動ではなく、身体に長軸負荷が加わることにに対する腰部保護のための筋活動であると考えられる。

2-4-2 長軸負荷による体幹筋群筋活動

長軸負荷に対して IO・EO・ES による共収縮が認められた。先行研究では、拮抗する筋の収縮が腰椎構造体を支えることで、腰部の保護が行われると報告しているが(Cholewicki and McGill 1996, Granata and Wilson. 2001)、長軸負荷に対してもこれらの収縮による腰椎構造体への張力が腰部保護に貢献していたものと考えられる。

身体への長軸負荷の上昇につれて、共収縮を行う腹筋群の中でも IO が極めて高い筋活動を示した。重量物を持ち上げるような体幹の伸展動作時においても、IO は RA や EO よりも、大きな筋活動を示すことが報告されている(Lee et al.2006, de Looze et al. 1999, Reeves et al.2008)。しかしながら、これらの研究では IO の活動と同時に、伸展動作を生み出す ES が極めて大きな活動を示す

のに対し、本研究でみられる IO の活動は ES の大きな活動を伴わないものであった。この理由として、長軸負荷に対しては、体幹の伸展動作を行わず姿勢を維持することが可能であり、その主動筋である ES の活動を伴わなかったためと考えられる。これらの結果は、大きな長軸負荷に対して IO の高い活動が拮抗筋である ES と共に腰椎構造体を両側より牽引する以外にも、腰部保護に役割を果たしていることを示唆するものである。

鼠靱帯前方で取得した筋電図は腹横筋の筋活動も反映していると報告されており (Marshall and Murphy 2003)、本研究の IO の筋電図が IO、腹横筋、どちらの筋の活動を反映するものかは正確に把握することはできない。しかしながら IO は腸骨稜より扇状に広がる筋であり、本研究で筋活動を取得した鼠径靱帯前方の筋線維は腹横筋と共に身体の水平面に走行し腹直筋鞘に付着するため (Platzner 1984)、どちらの筋活動も腹壁を後方に引き込む作用を持つと考えられる。腹部の引き込み運動を行った際には本研究の IO と同じ位置に貼付した筋電図に大きな筋活動がみられることが報告されており (Beith et al. 2001, Chanthapetch et al. 2009)、長軸負荷に対する IO の大きな活動は、腹壁を後方に引き込むことで、IAP を上昇させていたと予想される。IAP が上昇することにより腰椎構造体に加わる軸圧負荷が軽減される考えられており (Daggfeldt and Thorstensson 2003)、また IO の活動による腰椎構造体への軸圧負荷は、RA や EO と比較して小さいことが報告されていることから (Arjmand et al. 2008)、この IO の大きな活動は、筋活動による腰椎構造体への軸圧負荷上昇を抑えながら IAP を上昇させることで、腰椎構造体への軸圧負荷を軽減しているものであると考えられる。

第3章 呼吸動態・呼吸様式が腰部保護に与える影響

3-1 緒言

腹腔は上部を横隔膜により胸腔と仕切られ、前面を腹壁によって外部と仕切られた空間である。横隔膜や腹筋群の活動は IAP の上昇に貢献する (Cresswell et al. 1993, Hodges et al. 2001, 2005) と同時に、これらの筋は呼吸における主動筋である。横隔膜の収縮は、横隔膜腱中心を下方に引っ張り、胸腔の体積を増大させることで吸気を作り出す。他方、腹筋群の収縮は腹壁を後方に引き込み、腹腔へ前面からの圧力を加えることで、横隔膜を上方に押し上げ強力な呼吸を生み出す。これらのことから呼吸動態(息を吸った状態か息を吐いた状態か)は IAP の高低に大きな影響を与えるものである (Hagins et al. 2006) と同時に、体幹筋群の活動や IAP による腰部保護に大きな影響を与えるものと考えられる。

呼吸は身体活動中に常に行われる。また身体への長軸負荷も頻繁に加わるものであり、呼吸が腰部保護に与える影響を検討することは重要な意義を持つものと考えられる。先行研究では、呼吸動態により体幹の伸展スティフネスが変化することが報告されている (Shirley et al. 2003)。しかしながら、この研究では腹臥位の姿勢で背部に力を加え、力を加えた部位の変位により体幹の伸展スティフネスを評価しているため、腰椎構造体がどのように変形しているかを正確に測定できていない可能性がある。呼吸が腰部保護に与える影響を検討するためには、腰椎構造体そのものの変形を計測する必要があると考えられる。また呼吸に関わる筋は数多く存在し、腹壁の引き込み動作を伴わない腹式呼吸や、肋骨の回旋によってなされる胸式呼吸など、その呼吸様式も様々である。呼吸様式間で、IAP の上昇に深く関与する腹部の引き込み動作が大きく異なることで、IAP の腰部保護を異なったものにすること考えられる。しかしながら、呼吸様式が腰部保護に与える影響について検討された研究はない。そこで本実験

は 1、長軸負荷に対して息を吐いた状態、息を吸った状態といった呼吸動態が腰部保護に与える影響を検討する。2、腹式呼吸、胸式呼吸の二つの呼吸様式の違いが腰部保護に与える影響を検討することを目的に実験を行った。

3-2 方法

3-2-1 被験者

健常な成人男性 9 名を対象に実験を行った。被験者の年齢、身長、体重はそれぞれ $24.8(\pm 1.1)$ 歳、 $172.2(\pm 4.1)$ cm、 $66.1(\pm 4.9)$ kg(平均±標準偏差)であった。本実験は早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理審査委員会により承認を得たうえで行った。また実験実施に先立ち、被験者に本研究の目的、試行、危険性および被験者の権利について説明を行い、書面で実験参加の同意を得た。

3-2-2 実験設定

実験の設定を Fig3-1 に示した。被験者は実験 1 と同様に、背臥位にて非伸縮性ストラップを足部と肩にかけて、等尺性ショルダーシュラッグ動作を行うことで、長軸負荷を加えた。ショルダーシュラッグ中は腹式・胸式呼吸により呼吸をコントロールすることで、呼吸が腰椎の機械的強度に与える影響を検証した。

3-2-3 MRI 画像の取得

身体に長軸負荷が加わることによる腰椎構造体の変形を計測するために、Magnetic Resonance Imaging 装置(MRI)とボディーコイルを用いて(Signa EXITE 1.5T, GE Medical systems, USA)、矢状面 MRI 画像を撮像した。MRI の撮像プロトコルは以下の通りであった。

Fast Recovery Fast Spin Echo

TR 1820, TE 20, FOV 26cm(512×512 ピクセル), Slice Thickness 3mm, Spacing 0mm

長軸負荷は肩にかけたストラップを足部に通し、ショルダーシュラッグする

ことで加えた。長軸負荷の大きさを計測するためにストラップ途中に自作の非磁性体により構成された張力計を配し、負荷はストラップに加わる張力として計測した。撮像に先立ち各被験者の MVC による張力を計測し、ゴーグル型モニターで被験者にビジュアルフィードバックすることで一定の長軸負荷を保ちながら撮像した(Fig3-1)。試行は呼吸様式(腹式呼吸・胸式呼吸)、呼吸動態(呼気・吸気)、長軸負荷(0%MVC・30%MVC)の 3 要素、計 8 条件で行った。

Fig3-2 に MRI 画像の典型例を示した。これらの画像から腰椎構造体の矢状面における形を定量化するために、椎体の三次元図心座標を算出し各椎体の位置を表す数値として使用した(Fig3-2,A)。三次元図心座標の算出には、棘突起の映った画像を中心に左右 2 枚ずつ、計 5 枚の画像を使用し、三次元画像構築ソフト(amira.version5.2.2,マックスネット)を用い、仙骨 2 番～腰椎 1 番までの椎体を三次元構築した後、算出した。椎体の位置として一枚の矢状面画像の図心ではなく、複数画像から椎体を三次元構築し、三次元図心座標を算出することで、椎体のわずかな回旋や側屈が矢状面上の変形として誤差を生じさせる可能性や、試行間での画像スライス選択の違いによって生じる誤差の影響を小さくできるものと考えられる。各椎体の三次元図心座標は仙骨 1 番の三次元図心を原点とした矢状面座標にプロットした(Fig3-2,B)。仙骨 1 番・2 番を通る直線と、腰椎 1 番・2 番・3 番を近似した直線がなす角度を腰椎弯曲角度として算出し(Fig3-2,B)、30%MVC 時の腰椎弯曲角度から 0%MVC 時の腰椎弯曲角度を引いた値を、長軸負荷による腰椎構造体の変形と捉え、腰椎弯曲角度変化とした。

3-2-4 呼吸動態と呼吸様式

MRI 撮像および、筋電図取得時の呼吸条件は「呼吸様式」(腹式・胸式)、「呼吸動態」(呼気・吸気)であった。以下に各条件において被験者に行った教示を

示す。

- ・腹式吸気－剣状突起より上部の胸部に非弾性ストラップを巻き、胸部のストラップにストレスが加わらないように腹部を膨らませて息を吸い、腹部が膨らんだ状態を保ちながら等尺性ショルダーシュラッグ動作を行う

- ・腹式呼気－剣状突起より上部の胸部に非弾性ストラップを巻き、被験者が行える最大努力で息を吐き、吐ききったところで息を止めた状態を保ちながら等尺性ショルダーシュラッグ動作を行う。

- ・胸式吸気－被験者の可能な限り息を吸いきって止め、等尺性ショルダーシュラッグ動作を行う。

- ・胸式呼気－被験者の可能な限り息を吐ききって止め、等尺性ショルダーシュラッグ動作を行う

MRI 撮像に先立ち、すべての被験者を対象に、等尺性ショルダーシュラッグ中の呼吸動態・呼吸様式をコントロールする練習を行った。呼吸様式に関しては試行中の腹囲・胸囲をもって呼吸様式を定義し、同一条件試行における周計囲が試行間で再現性よく行えるまで練習を繰り返した。腹囲は臍の高さ、胸囲は剣状突起より 2 センチ下方の高さで計測した。また各試行における等尺性ショルダーシュラッグ動作中の腹部の引き込み運動を定量化するため、シュラッグ中の腹囲から自然呼吸時の腹囲を引いた値を、腹部周径囲変化として算出した。

3-2-5 体幹筋群筋電図の取得

MRI 撮像とは異なった日に、体幹筋群筋電図の取得を行った(The Bagnoli-8 EMG System、Delsys)。筋電の取得は MRI 撮像と同様に背臥位の姿勢で行った。電極(Ag/AgCl)は皮膚抵抗を最大限に抑えた状態で、2 章と同様に、RA：臍より 3cm 外側、EO：上前腸骨棘と肋骨 12 番の中間、IO：鼠径靱帯直前、

ES：腰椎 3 番棘突起より 3cm 外側、に電極間距離 10mm で貼付した。基準電極はディスプレイ型電極(Blue sensor N、Ambu)を用い膝蓋骨上に貼付した。すべての電極は身体の右側に貼付した。筋電図の取得はすべて 30%MVC の強度で行い、試行条件は呼吸様式(腹式・胸式)、呼吸動態(呼気・吸気)、の 2 要素、計 4 条件で行った。筋活動の指標には実験 1 と同様に、負荷の波形が安定した 0.4 秒間の RMS 値を最大筋活動時の RMS 値で正規化することで使用した。最大筋活動は徒手抵抗による等尺性シットアップ・バックエクステンション・体幹側屈動作・全力での腹部引き込みにて取得した。

3-2-6 再現性の確認

本研究で算出される腰椎弯曲角度について、分析の再現性を確認するために、同一の検者が、6 人の被験者のすべての試行を対象に、2 度の分析を行った。また実験の再現性確認のため、同一の検者が、1 人の被験者を対象に、日を改めて、同一の実験を再度行った。再現性の確認には、1 回目と 2 回目の分析・実験間の誤差の絶対値及び、級内相関を算出して行った。実験の結果にはすべて 1 回目の値を用いた。

3-2-7 統計

統計には統計処理ソフト (SPSS version12.0.SPSS Japan) を使用し、腰椎弯曲角度について対応のある因子の三元配置の分散分析を行った(呼吸様式×呼吸動態×負荷)。三因子間で交互作用がみられた場合、(負荷×呼吸動態)、(負荷×呼吸様式)の因子について二元配置の分散分析を行った。筋活動に関しては二元配置の分散分析(呼吸様式×呼吸動態)をそれぞれの筋に関して行った。腰椎弯曲角度についての三元配置の分散分析、体幹筋群 EMG についての二元配置の分散分析には有意水準として危険率 5%未満をもって有意とした。また、

三元配置の分散分析の後に行う 2 元配置の分散分析は有意水準として危険率 2.5%をもって有意とした。

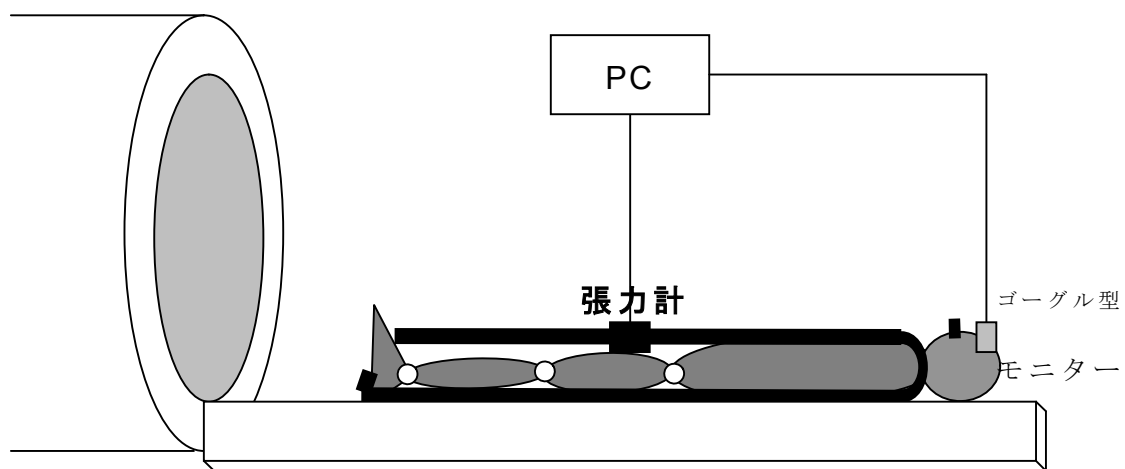


Fig3-1,実験設定と測定姿勢

A



B

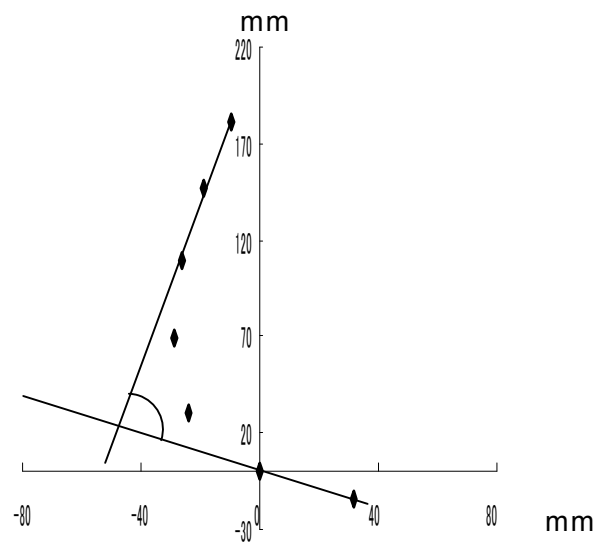


Fig3-2, (A) 矢状面 MRI 画像の典型例 (B)各椎体図心座標の典型例

3-3 結果

分析・実験を2回行った際の級内相関、及び誤差の絶対値を表に示した (Table3-1)。同一実験によって入手したデータについて分析を2回行った際の誤差は $0.57(\pm 0.41)$ 度であり、級内相関は 0.99 であった。また同一の実験を2回行った際の誤差は 0.47 度 (± 0.30) 度、級内相関は 0.95 であった。

各呼吸条件における、0%MVC、30%MVC 時の各椎体の図心座標を示した (Fig3-3)。長軸負荷が加わることによる椎体図心の変位は、仙骨2番が後方かつ上方へ、腰椎1番～5番すべてが前方かつ下方へ変位した。これらの変形は腰椎弯曲角度が減少するものであり、つまり腰椎の弯曲が増大するものであった (Fig3-4)。腰椎弯曲角度について3元配置の分散分析を行った結果、3要素間で交互作用がみられた ($p < 0.05$)。その後行った、2元配置の分散分析では胸式呼吸における(負荷×呼吸動態)の因子について有意な交互作用がみられた ($P < 0.025$)。また吸気時における(負荷×呼吸様式)の因子について有意な交互作用がみられた ($p < 0.025$) (Fig3-4)。

各呼吸条件において、30%MVC の負荷が加わった際の体幹筋群の筋活動を Fig3-5 に示した。二元配置の分散分析の結果、すべての筋に関して有意な交互作用はみられなかった。また RA・EO・IO において呼吸様式の主効果がみられたが ($P < 0.05$)、呼吸動態間の主効果はみられなかった (Fig3-5)。

腹式吸気試行における腹部周計囲変化および腰椎弯曲変化の関係を散布図に示した (Fig3-6)。複式吸気試行時の腰椎弯曲変化は腹部周計囲変化との間で有意な負の相関を示した ($P < 0.05$)。

Table3-1, 分析・実験の誤差と級内相関

	分析の再現性 (N=6)	実験の再現性 (N=1)
誤差の RMS(°)	0.57(±0.41)	0.47(±0.30)
ICC	0.99	0.95

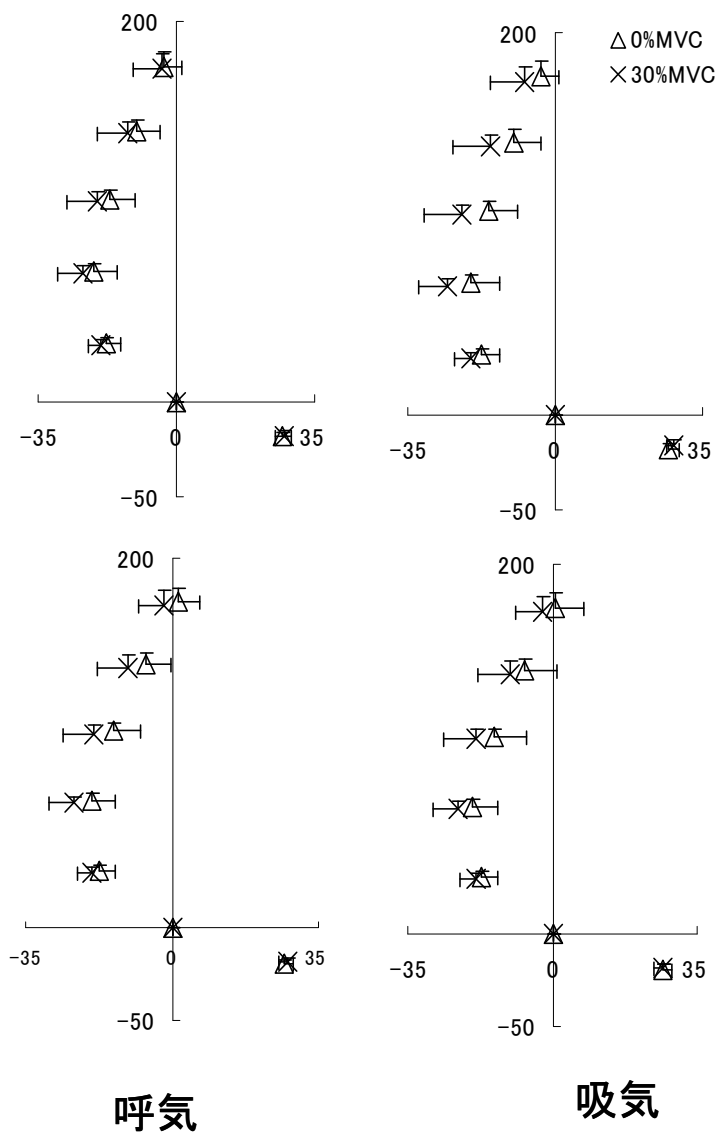
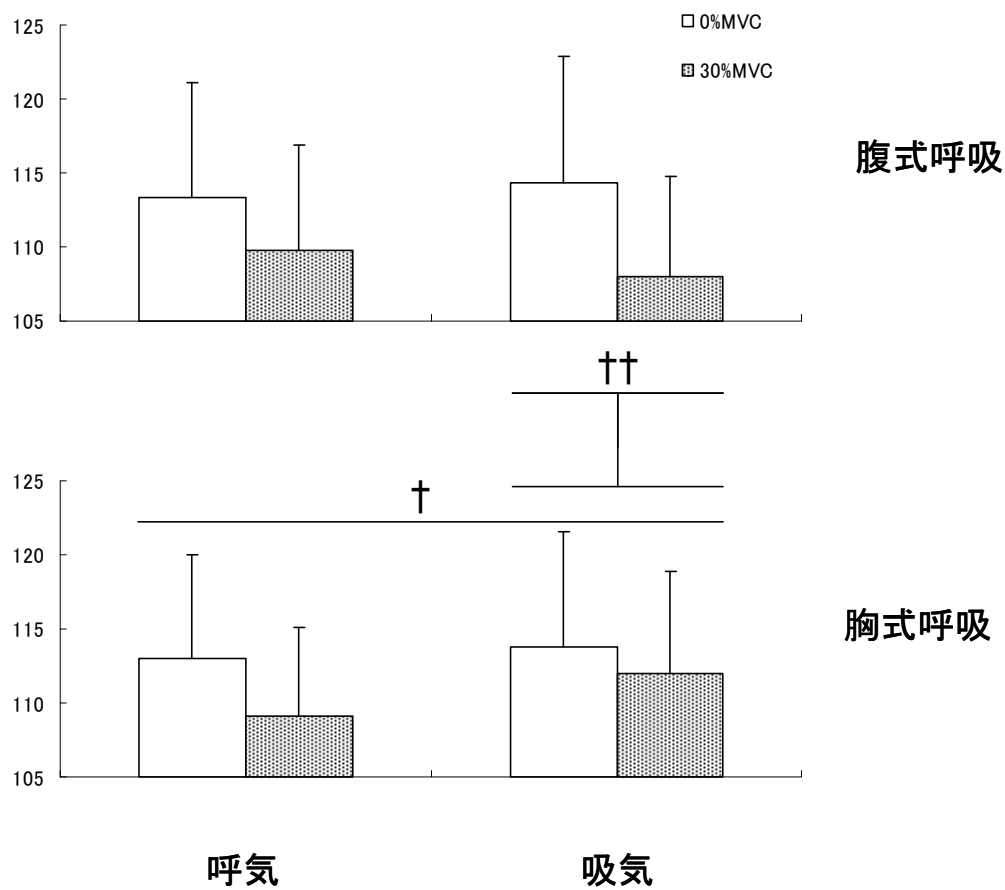


Fig3-3,各試行条件における椎体図心座標

腰椎弯曲角度 (°)

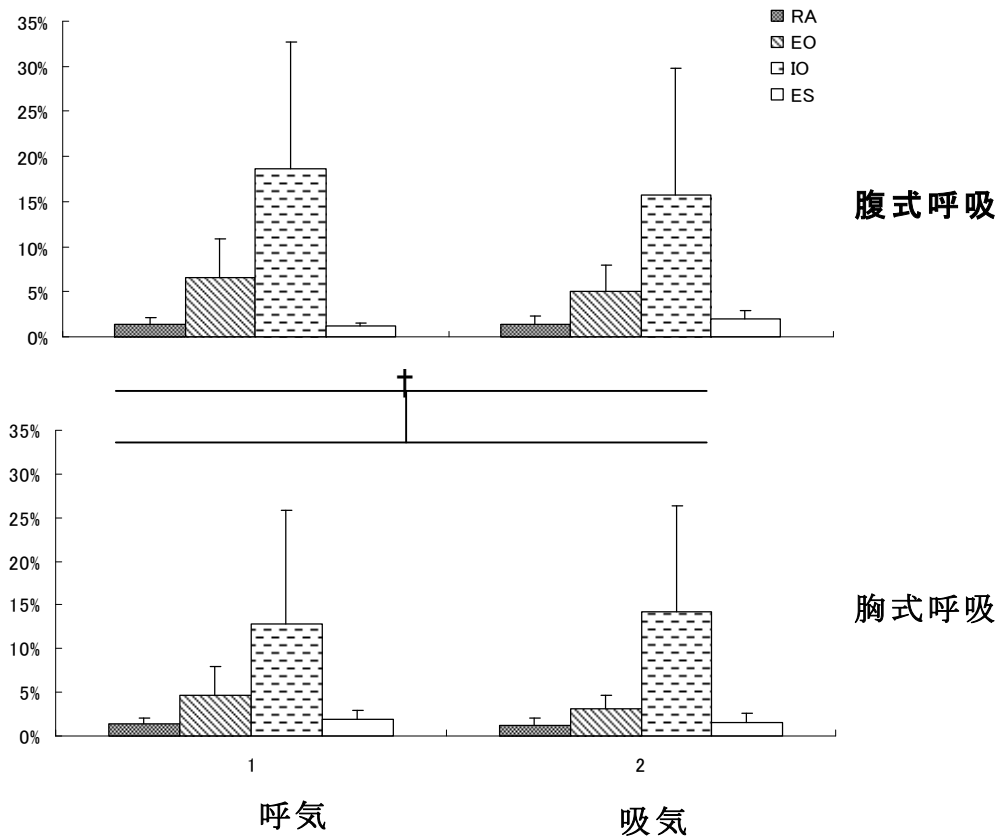


† : 胸式呼吸呼気—胸式呼吸吸気 ($P < 0.025$)

† † : 腹式呼吸吸気—腹式呼吸呼気 ($P < 0.025$)

Fig 3-4,各試行条件における腰椎弯曲角度

筋活動量 (%RMS)



† : 呼吸様式の主効果 RA($P<0.05$)、EO($P<0.05$)、IO($P<0.05$)

Fig3-5,各呼吸条件における筋活動量

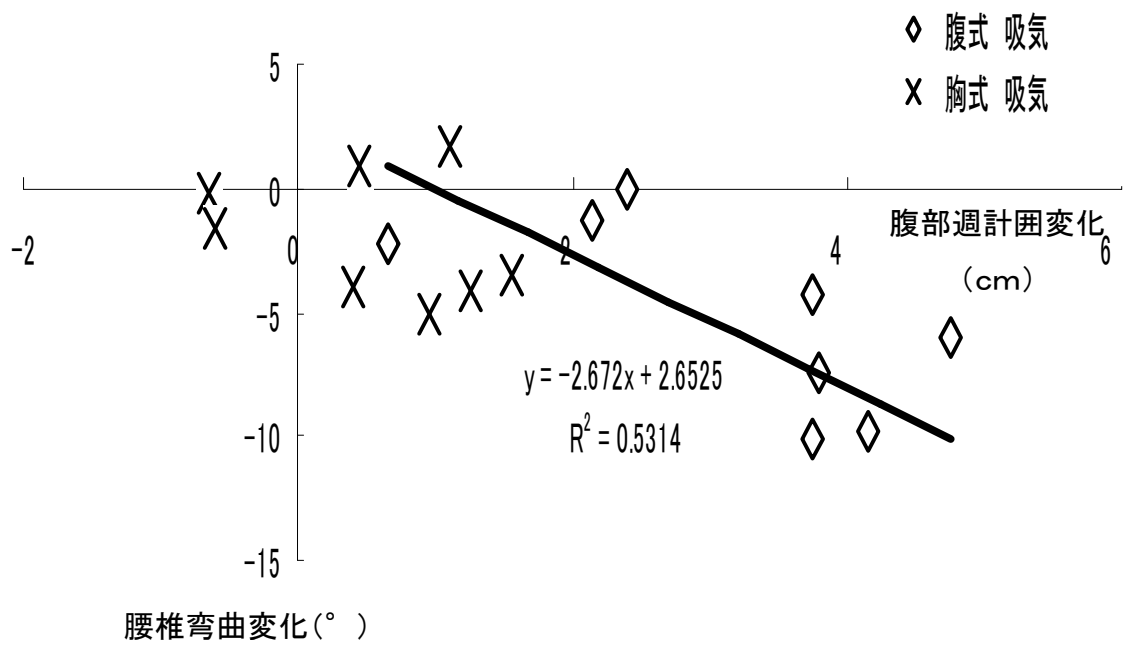


Fig3-6,腹部周径囲変化と腰椎弯曲変化の関係

3-4 考察

腰椎弯曲角度の 2 回分析、2 回実験間の級内相関は共に 0.95 以上であり、誤差の平均も共に 0.6 度以下であった (Table3-1)。本研究における分析・実験方法は非常に高い再現性を有しており、データに信頼性があるものと考えられる。

胸式呼吸時の吸気・呼気間に(負荷×呼吸動態)の因子間について有意な交互作用がみられた。つまり身体へ加わる長軸負荷による腰椎弯曲変化が、胸式呼吸の呼気時にくらべて吸気時が有意に小さいことを意味する(Fig3-5)。このことは呼吸動態が、腰部保護に影響を及ぼすことを示唆するものである。これらの条件間で体幹筋群の活動量には有意な差がみられず(Fig3-6)、呼吸動態による腰椎弯曲角度変化に差がみられたことは、体幹筋群の活動以外の要因によってもたらされたものと考えられる。先行研究では吸気状態でリフティングを行うことで、呼気時よりも腹腔内圧が上昇することを報告している(Hagins et al. 2006)。本実験でみられた腰椎弯曲角度変化の差は IAP の上昇によって腰椎構造体の機械的強度が上昇し、身体への長軸負荷に対して腰部が支えられたからではないかと考察される。

胸式呼吸では呼吸動態間で長軸負荷による腰椎構造体の変形に差がみられたのに対して、腹式呼吸では呼吸動態の因子間で有意な交互作用はみられず、吸気時の呼吸様式の因子間で有意な交互作用がみられた(Fig3-5)。つまり、腹式呼吸では、呼吸動態間で長軸負荷による腰椎弯曲変化に差がなく、吸気時において、呼吸様式によっては腰椎弯曲変化に差が生じることを意味する。これらのことから呼吸が腰部の保護に与える影響は、その呼吸様式によっても変化することが考えられる。腹式吸気試行において、腰椎構造体の変形に呼吸動態間で変化がなかった理由として、腹部の背部への引き込み動作が関係していたものと考えられる。腹式吸気試行において腰椎弯曲変化と腹部周径囲変化に有意

な負の相関がみられ、腹式吸気において大きく腹部が膨んだ被験者は、腰椎弯曲変化が大きくなる傾向であった。IAPの上昇には横隔膜の収縮と同時に、腹部の引き込みを行うことが必要であると考えられる。腹部を膨張させることによって換気を行う腹式吸気試行において、横隔膜の収縮により IAP が上昇せず、長軸負荷に対する腰椎構造体の変形が変化しなかったものと考えられる。

第 4 章 総括論議

本研究の目的は身体への長軸負荷に対する腰部保護の機能を、体幹筋の活動や呼吸といった IAP に影響を及ぼすと考えられる因子に着目し検討することであった。2 章においては身体への長軸負荷に対する体幹筋群の活動を検討したところ、IO の筋活動が他の体幹筋群と比較して極めて顕著であり、IAP の上昇が圧の柱として胸郭―骨盤間を支えることで、腰椎構造体への軸圧負荷を軽減していると考えられた。また 3 章では呼吸動態や呼吸様式により、身体への長軸負荷に対する腰椎構造体の変形が変化することが明らかとなった。

IAP が腰椎構造体への軸圧負荷を軽減する効果を有するかどうかについて、先行研究で用いられている力の推定方法を使用し検証する。胸郭―骨盤間において、腰椎構造体への軸圧負荷をもたらすものとして、胸郭・頭部・上肢に作用する重力($F_{gravity}$)・肩部に加わる長軸負荷(F_{strap})・体幹筋群の張力(ΣF_{muscle})が考えられる。これらの軸圧負荷に対して、IAP が横隔膜に作用する力(F_{IAP})が(Fig4-1)、腰椎構造体へ加わる軸圧負荷をどれほど軽減しているかを、2 章で得られた筋放電量から各力を推定することで検証する。

上記の力の推定には以下の方法を用いた。 $F_{gravity}$ は阿江ら(1992)によって報告されている体幹上胸部・頭部・上肢の質量係数の合計である 46.9%と、2 章の被験者の平均体重を掛け合わせたものとした。また長軸負荷は MVC 試行時の値を使用した。筋張力は生理学的横断面積(PCSA)に固有筋力と筋活動量の相対値を掛け合わせることで推定した。各筋の PCSA には先行研究で報告されているものを使用し(Bogduk et al. 1992, Stokes and Morse 1999)(Table4-1)、固有筋力はすべての筋に共通して 0.8MPa とした。筋の発揮する張力はすべて身体の長軸方向に作用するものと仮定した。

本研究では IAP の計測を行っていないため、等尺性ショルダーシュラッグ動作時の正確な IAP の値はわからない。しかしながら、MVC 試行中の筋活動は、

全力での腹部引き込みを行った際の筋活動と類似していた(Fig4-2)。全力での腹部引き込みにおいて IAP の上昇は IO の活動量と高い相関がみられることから(McGill and Sharratt 1990 b)、本研究では以下の式を用いて IAP の推定を行った。

$$\text{IAP} = \text{IAP}_{\text{max}} \times \% \text{EMG}_{\text{IO}} \quad \text{式 4-1}$$

ここに IAP_{max} は全力での腹部引き込みを行った際の IAP の値であり、 $\% \text{EMG}_{\text{IO}}$ は各試行における IO の筋活動量の相対値である。 IAP_{max} には McGill ら(1990 b)が報告している 200mmHg の値を用いた。また IAP が横隔膜へ作用する力は Daggfeldt ら(1997)の研究と同様に IAP に横隔膜の面積を掛け合わせたものとした。横隔膜の面積は 200cm^2 とした(Daggfeldt and Thorstensson 2003)。これらの推定方法を用いて、腰椎構造体への軸圧負荷と IAP が胸郭を持ち上げる力を算出した。IAP の力を軸圧負荷で除したものを、IAP の軸圧負荷軽減効果として算出した。

推定式によって算出される各筋張力を Tabel4-2 に示した。また軸圧負荷の合計と IAP の発揮する力を Fig4-3 に示した。30%MVC 試行では軸圧負荷が 557N に対して IAP が横隔膜に作用する力は 46N であった。また MVC 試行においては軸圧負荷が 2643N に対して IAP が横隔膜に作用する力は 446N であった。IAP の軸圧負荷軽減効果は、30%MVC 試行では 8%であり、MVC 試行においては 17%であった(Fig4-4)。これらの結果は、身体に長軸負荷が加わった際に、IO の活動により IAP を上昇させることで、腰椎構造体への軸圧負荷を軽減しており、その効果は長軸負荷が大きくなるにつれて増大することを示唆している。

上記の筋張力を推定するにあたり固有筋力として 0.8MPa の値を使用した。

川上らの未発表データ（福永哲夫 2002）によると、これまでに報告されている人間の固有筋力の値は研究間で大きく異なる。そのため本考察における筋張力の推定には実際の筋張力に対して誤差が生じている可能性が考えられる。しかしながら、本考察に用いた 0.8MPa は、多くの先行研究が報告している人生体の固有筋力の中でも大きな値を使用した。また、筋の発揮する張力はすべてが圧縮方向に加わるという仮定のもとに推定を行い、力長さ関係は考慮せずに推定を行った。これらの要因はすべて、筋張力がもたらす軸圧負荷を過大評価するものである。そのため筋張力の推定誤差は IAP が軸圧負荷を軽減しているという本考察の結果をくつがえすものではない。

立位姿勢において、腰椎構造体に加わる軸圧負荷は体重の約半分であると考えられる。体重 70Kg の人では、本研究における 30%MVC の長軸負荷にも満たない。しかしながら、身体への長軸負荷は重量物を保持し立位維持をした際や、ジャンプの着地動作などにおいて、大きく上昇することが予想される。先行研究で報告されている、ジャンプの着地動作時の IAP の大きな上昇は(河端ら 2008)、それらの動作によって大きな軸圧負荷が腰椎構造体に加わることを、IAP が抑制しているものと考察される。

本研究における 2 つの実験結果は、これまでに体幹の安定性をもたらすと考えられてきた腰椎構造体への体幹筋群の張力以外に、IAP が腰部を保護することに大きな役割を果たすことを示唆するものである。これまでの研究において、体幹の力学モデルに、IAP がもたらす影響が考慮されたものは多くない。人間の姿勢維持がどのように行われているかを解明し、腰痛の治療・予防に役立てるためには、今後 IAP を考慮した体幹モデルを構築し、研究が行われる必要がある。

本研究における限界と今後の課題

本研究では IAP の直接的計測を行っていない。IAP は胃、もしくは直腸に挿

入した圧センサーにより計測が可能である。数多くの先行研究が身体に負荷が加わった際の IAP の計測を行っているものの (Cobb et al. 2005, Cholewicki et al. 1999, Daggfeldt and Thorstensson 2003, Essendrop et al. 2002, 川端ら 2008)、その値は動作によって大きく異なるものである。長軸負荷に対する IAP の測定や、その際の呼吸様式による IAP 変化の計測は行われていない。4 章においては、体幹筋群の筋活動の類似性より、腹部引き込み動作を行った際の IAP の値と IO の筋活動の相対値より IAP を推定したが、長軸負荷に対する IAP の腰部保護への貢献を正確に把握するためには、負荷が加わった際の IAP や呼吸様式による IAP 上昇による変化を直接計測する必要性がある。

本研究では体幹の伸展動作がストラップを持ち上げ、身体に長軸負荷以外の負荷が加わる可能性を排除するために、背臥位の姿勢で行った。そのため、本研究で得られた知見のすべてが立位姿勢維持や身体活動中に適応できるかは不明である。今後、立位姿勢維持に関する知見をさらに深めるために、これらの姿勢の影響を検討しなくてはならない。

結論

本研究は身体への長軸負荷に対する人間の腰部保護の機能を、体幹筋群の活動や呼吸といった IAP に影響を及ぼすと考えられる因子に着目し検討することであった。2 章では身体への長軸負荷に対する体幹筋群の筋活動を検討した結果、ES・EO・RA と比較して、IO が極めて大きな活動を示すことが明らかとなった。この結果は身体への長軸負荷に対して、IAP が圧の柱として胸郭―骨盤間を支えることで、腰椎構造体への軸圧負荷を軽減しているものであると考えられた。また 3 章では呼吸動態や呼吸様式により、体幹筋群の活動によらず長軸負荷による変形が異なることが明らかとなった。これらの結果は共に IAP の上昇が腰部を支えることに貢献していることを示唆するものである。

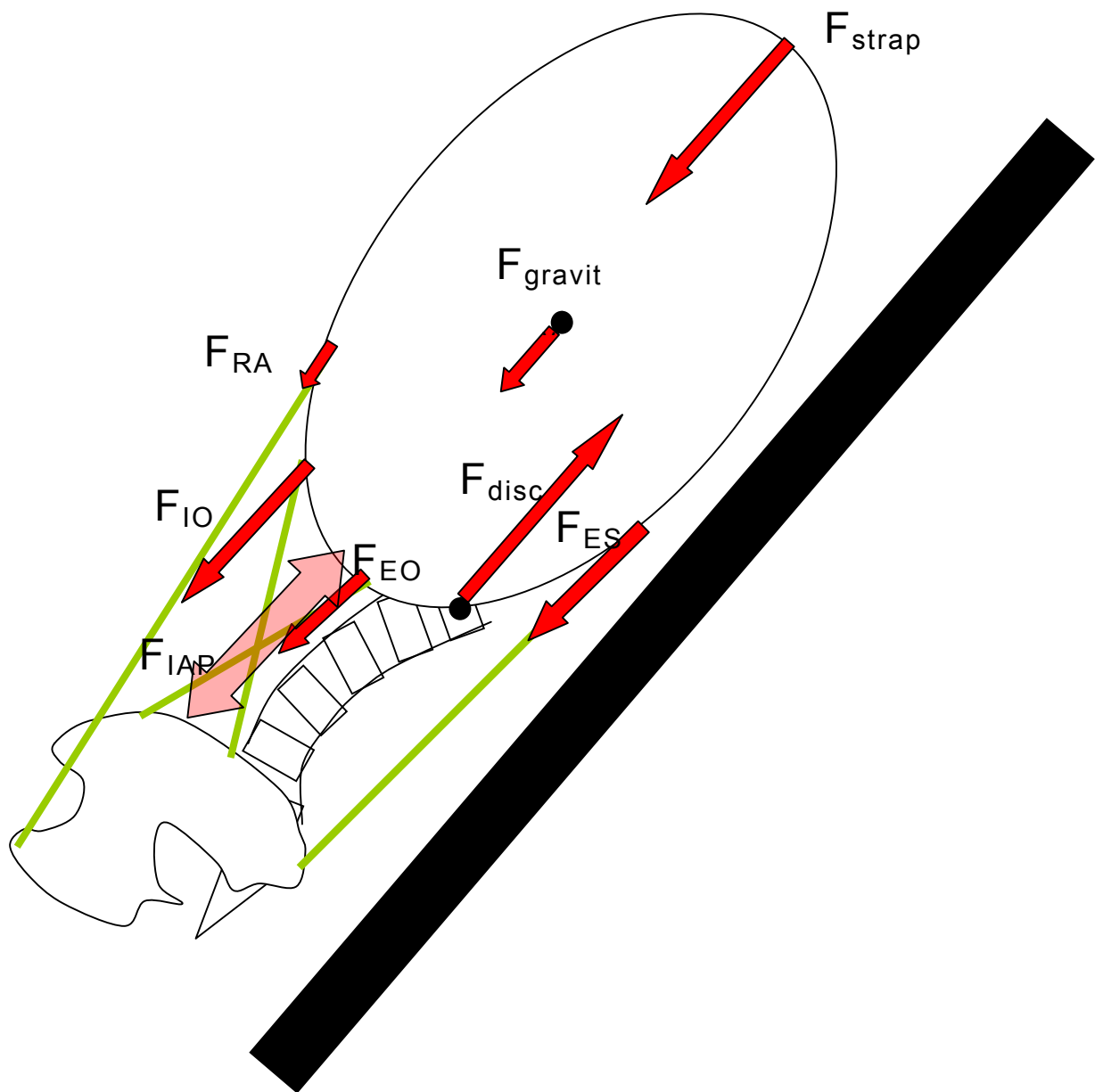


Fig4-1,各力の作用方向

Table4-1,各筋の生理学的横断面積(PCSA ,mm²)

Muscle	RA	EO	IO	ES
PCSA	567	1576	1345	1700

Table4-2,等尺性ショルダーシュラッグ動作時に体幹筋群が発揮する張力(N)

	30%MVC	50%MVC	70%MVC	90%MVC	MVC
RA	6	8	10	13	16
EO	50	71	106	174	233
IO	87	165	328	570	835
ES	54	109	111	189	360

筋活動量(%MVC)

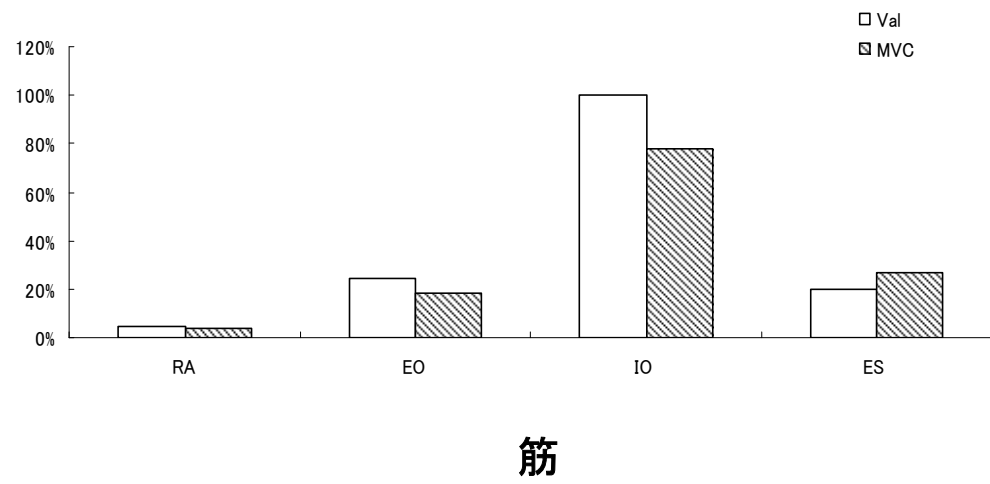


Fig4-2, MVC 試行時及び全力での腹部引き込み時の体幹筋群筋活動量

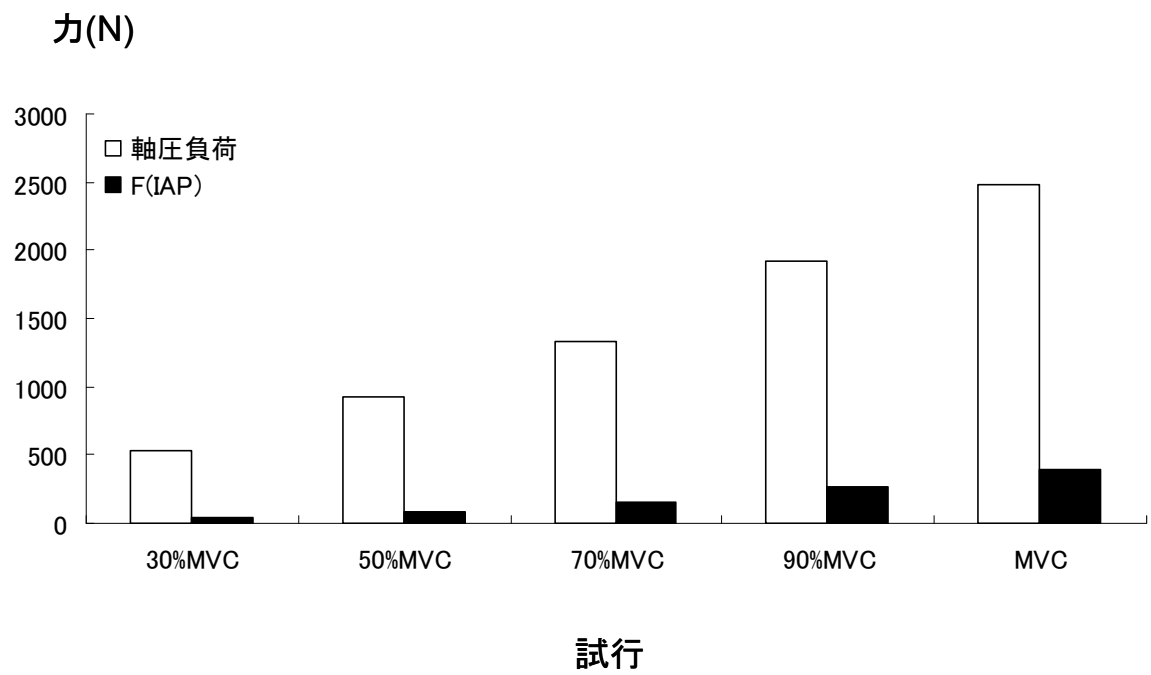


Fig4-3,各試行における軸圧負荷と F_{IAP}

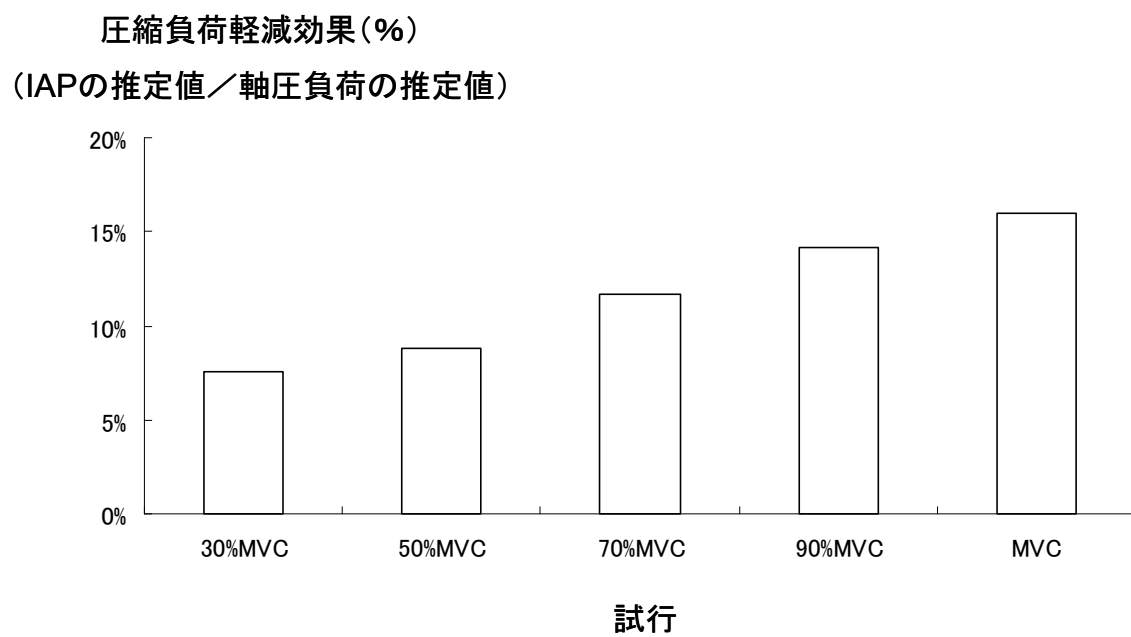


Fig4-4,IAP による腰椎構造体への軸圧負荷軽減効果

参考文献

- Adams M.A., McNally D.S., Chinn H., Dolan P., (1994) Posture and the compressive strength of the lumbar spine. *Clinical Biomechanics*, 9(5), 5-14
- Adams M.A., McNally D.S., Dolan P., (1996) 'Stress' distributions inside intervertebral disc, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 78-B, 965-972
- Adams M.A., Freeman B.J.C., Morrison H.P., Nelson W., Dolan P., (2000) Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration. *Spine*, 25, 1625-1636
- Adams M.A., Dolan P., (2005) Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 38, 1972-1983
- Arjmand N., Shirazi-Adl A., (2006a) Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. *Journal of biomechanics*, 39, 510-521
- Arjmand N., Shirazi-Adl A., (2006b) Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting task. *European Spine Journal*, 15, 1265-1275
- Arjmand N., Shirazi-Adl A., Parnianpour M., (2008) Relative efficiency of abdominal muscles in spine stability. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(3), 291-299
- Begmark A., (1989) Stability of the lumbar stability. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum*, 230(60), 1-54
- Beith I.D., Synnott S.A., Newman S.A., (2001) Abdominal muscle activity during the abdominal hollowing manoeuvre in the four point kneeling and prone position, 6(2), 82-87

- Bogduk N., Macintosh J.E., Pearcy M.J.,(1992)A universal model of the lumbar back muscle in the upright position.Spine,17,897-913
- Chanthapetch P., Kanlayanapahotporn R., Gaogasigam C., Chiradejnant A.,(2009)Abdominal muscle activity during abdominal hollowing in four starting positions,Manual Thrapy,14,642-646
- Cholewicki J., McGill S.M., (1996)Mechanical stability of the in vivo lumbar spine:implications for injury and chronic low back pain.Clinical Biomechanics,11(1),1-15
- Cholewicki J., Juluru K., Radebold A., Panjabi M.M., McGill S.M.,(1999)Lumbar spine stability can augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure.European Spine Journal,8,388-395
- Cholewicki J., Ivancic P.C., Radebold A.,(2002)Can increased intra-abdominal pressure in humans be decoupled from trunk muscle co-contraction during steady state isometric exertions?.European Journal of Applied physiology,87,127-133
- Cholewicki J., Reeves N.P.,(2004)All abdominal muscle must be considered when evaluating the intra-abdominal pressure contribution to trunk extensor moment and spinal loading.Journal of Biomechanics, 37, 953-954
- Cobb W.S., Burns J.M., Kercher K.W., Matthews B.D.,Norton H.J., Heniford B.T.,(2005)Normal intraabdominal pressure in healthy adults. Journal of Surgical Research,129,231-235
- Cresswell A.G.,(1993)Responses of intra-abdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man.

European Journal of Applied Physiology,66,315-320

- Cresswell A.G., Oddsson L., Thorstensson A.,(1994)The influence of sudden perturbation on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing.Experimental Brain Research,98,336-341
- Crisco J.J., Panjabi M.M., Yamamoto I., Oxland R.T., (1992)Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II :Experiment.Clinical Biomechanics,7,27-32.
- Crommert A.E.M.E., Thorstensson A.,(2008)Trunk muscle coordination in reaction to load-release in a position without vertical postural demand.Experimental Brain Research,185,383-390
- Crommert A.E.M.E., Thorstensson A.,(2009)Trunk muscle reaction to sudden unexpected and expected perturbations in the absence of upright postural demand. Experimental Brain Research,196,385-392
- Daggfeldt K., Thorstensson A(1997)The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading.Journal of Biomechanics,30,1149-1155
- Daggfeldt K., Thorstensson A.,(2003)The Mechanics of back-extensor torque production about the lumbar spine.Journal of Biomechanics,36, 815-825
- van Dieën J.H., Kingma I., van der Bug J.C.E.,(2003)Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting.Journal of Biomechanics,36,1829-1836
- Donna T., Vicenzino B., Hodges P.W.,(2009)Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. Journal of Electromyography and kinesiology.19,754-762

- Essendrop M., Schibye B., Hye-Knudsen C.,(2002)Intra-abdominal pressure increase during exhausting back extension in humans. European Journal of Applid Physiology,87,167-173
- Granata K.P., Marras W.S.,(1995)An EMG assisted model of biomechanical trunk loading during free-dynamic lifting.Journal of Biomechanics,28,1309-1317
- Granata K.P., Wilson S.E.,(2001)Trunk posture and spinal stability. Clinical Biomechanics,16,650-659
- Hagins M., Pietrek M., Sheikhzadeh A., Nordin M.,(2006)The effects of breath control on maximum force and IAP during a maximum isometric lifting task,Clinical Biomechanics,21,775-780
- Hodges P.W., Cresswell A.G., Daggfeldt K., Thorstensson A.,(2001)In vivo measurement of the effect of intra-abdominal pressure on human spine.Journal of biomechanics,34,347-353
- Hodges P.W., Crommert A.E.M.E., Shirley D., Gandevia S.C.,(2005) Intra- abdominal pressure increase stiffness of the lumbar spine.Journal of Biomechanics,38,1873-1880
- Huxley A.F., Simmons R.M.,(1971)Proposed mechanism of force generation in strated muscle. Nature,233,533
- Keith A.,(1923)Man's posture:its evolution and disorders.British Medical Journal,587-590
- Kuo Y., Wang J.,(2010)Rheology of intervertebral disc:An ex vivo study on effect of loading history,loading magnitude,fatigue loading,and disc degeneration.Spine,35(16),E743-E752
- Lee P.J., Rogers E.L., Granata K.P.,(2006)Active trunk stiffnes increase

- with co-contraction, *Journal of Electromyography and kinesiology*, 16, 51-57
- de Looze M.P., Groen H., Horemans H., Kingma I., van Dieën J.H., (1999) Abdominal muscles contribute in a minor way to peak spinal compression in lifting. *Journal of Biomechanics*, 32, 655-662
 - Marshall P., Murphy B. (2003) The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscle to rapid limb movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 477-489
 - McGill S.M., Norman R.W., (1987) Reassessment of the role of intra-abdominal pressure in spinal compression. *Ergonomics*, 30(11), 1565-1588
 - McGill S.M., Norman R.W., Sharratt M.T. (1990a) The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics*, 33(2), 147-160
 - McGill S.M., Sharratt M.T., (1990b) Relationship between intra-abdominal pressure and trunk EMG. *Clinical Biomechanics*, 5, 59-67
 - McMillan D.W., Garbutt G., Adams M.A., (1996) Effect of sustained loading on the water content of inter vertebral discs: implications for disc metabolism. *Ann Rheum Dis*, 55, 880-887
 - Morris J.M., Lucas D.B., Bresler B., (1961) Role of the trunk in stability of the spine. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 43, 327-351
 - Platzer T., 長島 聖司 訳, (1984) 分冊 解剖学アトラス I. 文光堂, 86-87
 - Reeves N.P., Colewicki J., Milner T., Lee A.S., (2008) Trunk Antagonist co-activation is associated with impaired neuromuscular performance.

Experimental Brain Research,188,457-463

- Sato K., Kikuchi S., Yonezawa T.,(1999)In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with on going back problems,Spine,24(23),2468-2474
- Shirley D., Hodges P.W., Crommert A.E.M.E., Gandevia S.C.(2003)Spinal stiffness changes throughout the respiration cycle.Journal of Applied Physiology,95,1467-1475
- Stokes I.A.F., Gardner-Morse M.,(1999)Quantitative anatomy of the lumbar musculature.Journal of Biomechanics,32,311-316
- 阿江 通良,湯 海鵬,横井 孝志,(1992)日本アスリート身体部分慣性特性の推定,バイオメカニズム,11,23-33
- 河端 将司,加賀谷 善教,島 典広,西藺 秀嗣,(2008)ドロップジャンプ動作中における体幹筋の筋活動および腹腔内圧の変化,体力科学,57,225-234
- 福永 哲夫,(2002)筋の科学辞典. 朝倉書店, 90-91
- 村瀬 勝彦,杉浦 正勝,和田 均,(2002)要点がわかる材料力学,コロナ社,125-126

謝辞

本研究は川上泰雄教授のご指導のもと行われました。実験計画の段階から執筆にいたるまで多大なご指導を頂戴しましたこと、ここに深く感謝致します。

本研究を進めるにあたり数多くの方々からご協力を頂きました。矢内利政教授には深夜に至るまで相談に乗ってもらい多くのアドバイスを頂きました。宮本直和次席研究員、若原卓助手、小林海研究助手には公私にわたりいろいろと指導を頂き、面倒を見て頂きました。心から感謝いたします。また研究室の先輩方、同期、後輩の皆様は我侭な私に対し、暖かく接していただき深く感謝いたします。

最後に、研究の世界に私を導いてくれた神戸の山下哲弘先生、いつも支えてくれる家族に心から感謝します。