

博士学位論文

重力環境下における姿勢調節機構に関する研究

**Study on Postural Regulation Mechanisms  
under Gravity Environment**

国立大学法人 東京農工大学大学院  
工学府 応用化学専攻

2023年3月

田中 和哉  
**Kazuya Tanaka**

## 博士論文要旨

人の静止立位姿勢は、狭い支持面に対して身体質量中心 (CoM: Center of Mass) が高く、力学的に不安定な状態である。人はこの立位姿勢を、体幹・四肢などのセグメントを足部上に配列して神経制御している。立位姿勢は、主に CoM と足圧中心 (CoP: Center of Pressure) を巧みに制御することで重力環境下での直立二足姿勢を保っている。また、この立位姿勢は、視覚、前庭迷路、固有受容器など様々な感覚を統合して、筋骨格系への出力を制御することで成り立っている。しかしながら、人の骨格構造は非常に多分節であり、人が重力環境下で抗重力肢位を保持しようとするると複雑な制御を強いられることとなる。その中でも体幹は、最も多分節で質量比の高い部位であるにも関わらず、その分節性がどのように制御されているかは明らかになっていない。また、体幹を含む上半身姿勢についてもバランスとの関係性を明らかにしているものは少ない。さらに、CoM の制御と対をなす CoP の制御に最も重要である足部についてもその剛性が重力環境下での姿勢制御に与える影響は十分に解明されていない。

本論文の目的は、重力応答やバランス課題における体幹や足部を中心とする分節性と姿勢制御の関係性を検討することである。このことにより、障害の成因の解析や障害予防における知見を得ることである。本論文では、身体で最も大きな質量を持つ体幹と、立位姿勢における唯一の接地面である CoP に着目し、体幹の構造的冗長性、CoP 制御と重力応答、上半身姿勢とバランス能力の点から検討を行った。

第 1 章では、複数の加速度センサを用いたデータ駆動型アプローチにより、立位姿勢における頭部から体幹の分節性制御について検討を行った。その結果、感覚情報入力に違いによって、多分節で全身の質量比が高い頭部-体幹の構造的冗長性を条件に応じて適応的に調整していることが明らかになった。

第 2 章では、足部横アーチへのテーピングがジャンプ着地動作の姿勢制御動態に与える影響について検討を行った。その結果、足底横アーチ支持テープにより、足尖接地時に膝関節の制動が可能であることが明らかになった。

第 3 章では、第 1 章と第 2 章で得られた立位姿勢制御に重要な因子間関係について片脚立位の観点から検討した。片脚立位のバランス制御における身体重心と上半身重心 (UCoM: Upper body of Center of Mass) および股関節機能の関係について、各パラメータ間の相関関係を解析した。その結果、片脚立位姿勢制御においては、UCoM の外側偏移が少なく、股関節内転位かつ立脚側への体幹側屈が少ない制御が、片脚立位時の重心動揺及び足圧中心動揺パラメータと相関があることが明らかになった。

本論文では、第 1 章で重心から見る姿勢制御のミクロな解析として加速度解析からみた頭部-体幹の分節性、第 2 章で足圧から見る姿勢制御のミクロな解析として、jerk index からみた下肢関節運動制御、第 3 章で重心から見る姿勢制御のマクロな解析として上半身重心や股関節体幹と身体動揺の関係について解析を行った。重力環境下で立位姿勢を制御するためには、分節的な体幹運動制御が必要であり、姿勢や足部機能の変化はバランス不良や関節障害の起因となる可能性が示唆された。

細胞レベルから身体運動レベルに至るまで動的にできている身体において、モーションキャプチャのみならず、加速度センサなどの「動き」や「ダイナミクス制御」に感度のよい方法で評価する必要性を示唆することが出来た。重力環境下での姿勢制御において、立位姿勢やジャンプ動作などの抗重力応答が必要になる場面で、制御方法や姿勢の重要性とそのための理学療法展開にも寄与することが出来るものと考えられる。今後も、動的な細胞レベルから身体運動レベルに合わせた評価系を構築することが

科学・技術分野の発展にとって重要であると思われる。本論の最後に、今後の課題についても報告する。

## 目次

略語一覧 Abbreviation .....	1
序 論 .....	2
1. はじめに .....	3
2. 立位姿勢の力学的安定条件と制御方法 .....	6
3. 立位姿勢制御と体性感覚 .....	6
4. 姿勢の制御方法の発育発達及び加齢に伴う変化 .....	7
5. 人の姿勢動作についての安定性評価方法 .....	8
6. 安静立位時における重心動揺に関する先行研究 .....	8
7. 動的バランス課題時における重心動揺に関する先行研究 .....	9
8. 姿勢制御方法 (HAT strategy, Pelvic strategy) .....	11
9. 体幹機能とバランス .....	12
10. 動作解析機器 .....	13
11. Plug in gait model .....	15
12. 本論文における関節運動 .....	17
13. 倫理的配慮 .....	18
第 1 章 データ駆動型アプローチにより明らかになったヒト直立時の頭部から体幹への構造的な冗長性 の制御 .....	19
1-1. 要約 .....	20
1-2. はじめに .....	20
1-3. 対象者及び方法 .....	22
1-4. 結果 .....	25
1-5. 考察 .....	29
第 2 章 前足部横アーチへのテーピングがジャンプ着地動作の下肢制御動態に与える影響 .....	34

2-1. 要約.....	35
2-2. はじめに.....	35
2-3. 対象・方法.....	36
2-4. 結果.....	39
2-5. 考察.....	42
第3章 片脚立位のバランス制御における身体重心と上半身重心および股関節機能の関係.....	44
3-1. 要約.....	45
3-2. はじめに.....	45
3-3. 方法.....	46
3-4. 結果.....	48
3-5. 考察.....	49
第4章 総論.....	52
博士論文の関連論文.....	56
引用文献.....	57
謝辞.....	65

## 略語一覽 Abbreviation

CoM	Center of Mass (身体質量中心)
CoP	Center of Pressure (足圧中心)
UCoM	Upper body of Center of Mass (上半身身体質量中心)
LCoM	Lower body of Center of Mass (下半身身体質量中心)
PLV	Phase Locking Value (位相同期度)
APLV	Average Phase Locking Value (平均位相同期度)
AC	Acceleration Correlation (加速度相關)
AAC	Average Acceleration Correlation (平均加速度相關)
ML	Medial Lateral (内側-外側)
AP	Anterior Posterior (前-後)
HAT	Head Arm Trunk (頭部・上肢・体幹)
APA	Anticipatory Postural Adjustment (予測姿勢制御)
ACL	Anterior Cruciate Ligament (前十字靭帯)
DLT	Direct Linear Transformation
F <sub>x</sub>	Force x
F <sub>y</sub>	Force y
F <sub>z</sub>	Force z
M <sub>x</sub>	Moment x
M <sub>y</sub>	Moment y
M <sub>z</sub>	Moment z
EO	Eye open (開眼)
EC	Eye close (閉眼)
VS	Very Strong
S	Strong
M	Moderate
W	Weak

# 序 論

## 1. はじめに

人の立位姿勢は、狭い支持面に対して身体質量中心 (CoM: Center of Mass) 位置が高く、力学的に非常に不安定な状態である[1]-[4]。身体の中で比較的質量が大きい体幹や頭部がより高い位置に配列されていることも、上記の力学的不安定性に影響している要因と考えられる。加えて、人体は多分節構造体であり、約 200 個もの骨と 1,000 個の筋により構成されており、非常に複雑な構造を有している。さらに膝関節などは、関節液や軟骨によって氷上よりも摩擦係数が低いとされ、物理的にも非常に不安定である。

人はこの力学的・構造的に不安定な立位姿勢を身体質量中心と足圧中心を巧みに操作することで、頭部・上部体幹・下部体幹・上肢・下肢などのセグメントを足部上に配列し、各体節が揺らぎながら一定範囲内で収斂するように高度に制御を行っている (図 1)。

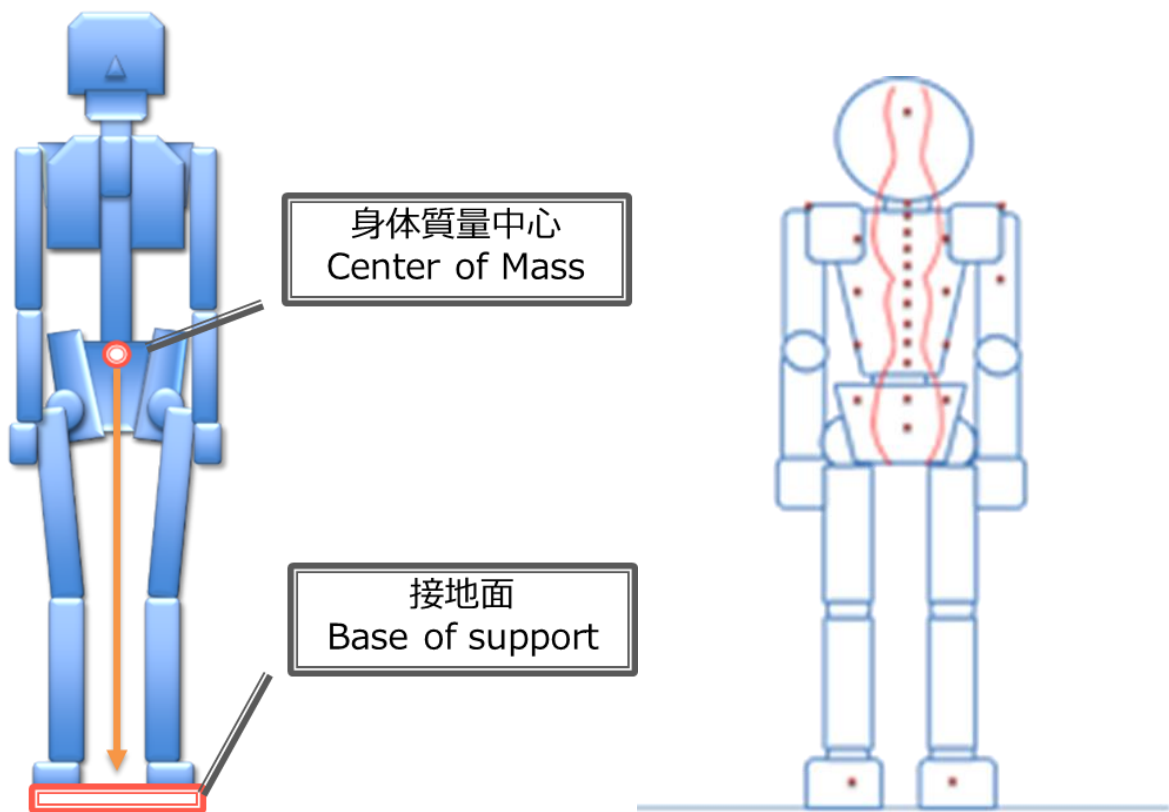


図 1 身体質量中心位置と接地面の関係 (左) 脊椎運動制御イメージ (右)

その多分節な構造の制御機構の中心には足関節や股関節などの下肢機能と同様に体幹筋などが制御する体幹機能の役割が重要視されている。体幹の軸骨格を形成する脊柱は、体幹の中軸となる骨格であり、頸椎、胸椎、腰椎、仙椎、尾椎の 5 種の計 32~34 個で構成されている(図 2)。また、構成される骨格形状の差異により、前額面・矢状面・水平面において異なる特徴を持った運動を呈する(図 3)。



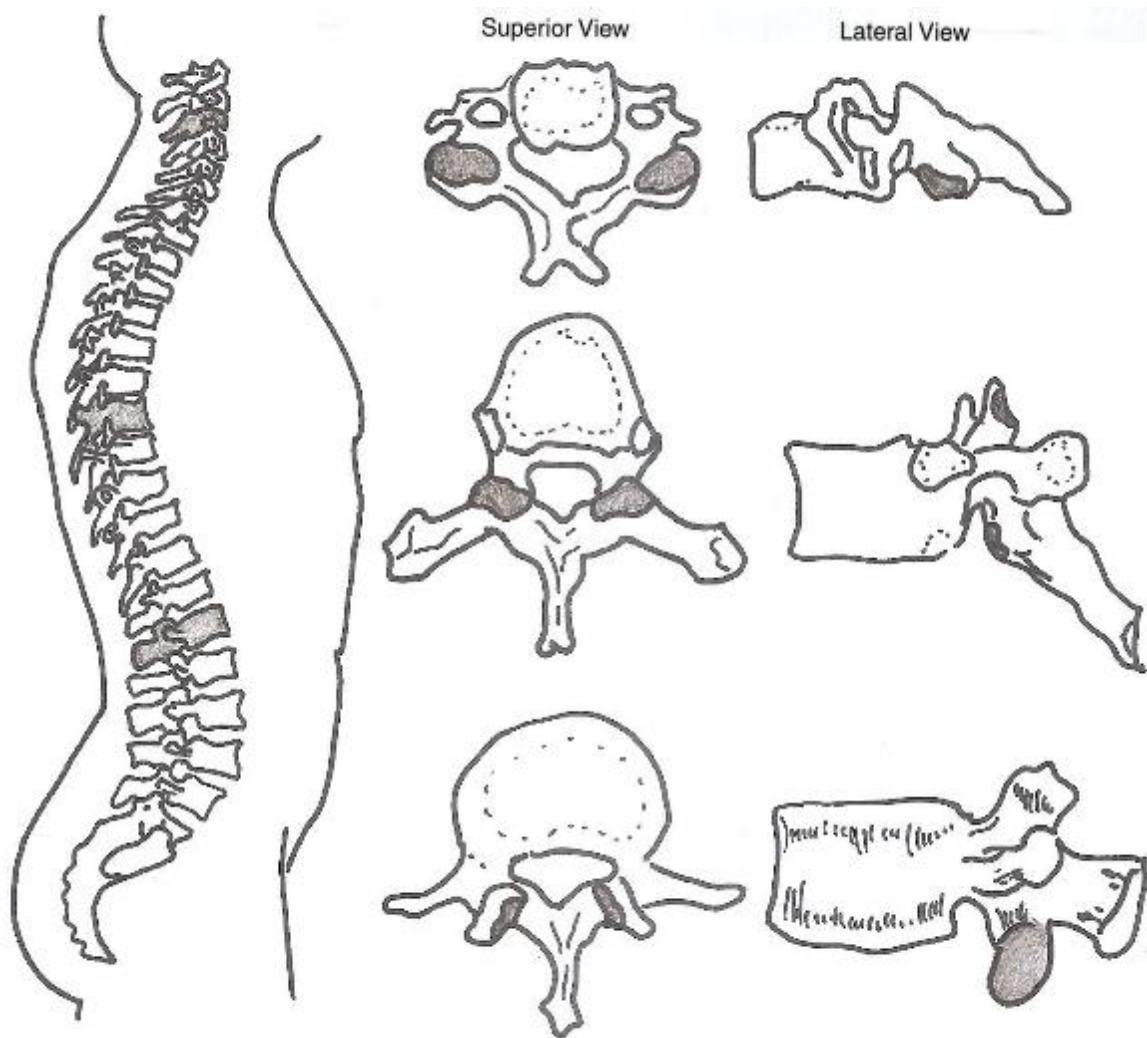


図2 脊柱形状（上から頸椎・胸椎・腰椎）（文献[5]より引用し，一部改変）

頸椎・胸椎・腰椎の脊柱形状を示す。それぞれの椎間関節面をグレーで表記した。関節面の形状や向きが異なることで、各椎骨は異なる運動方向を呈する。

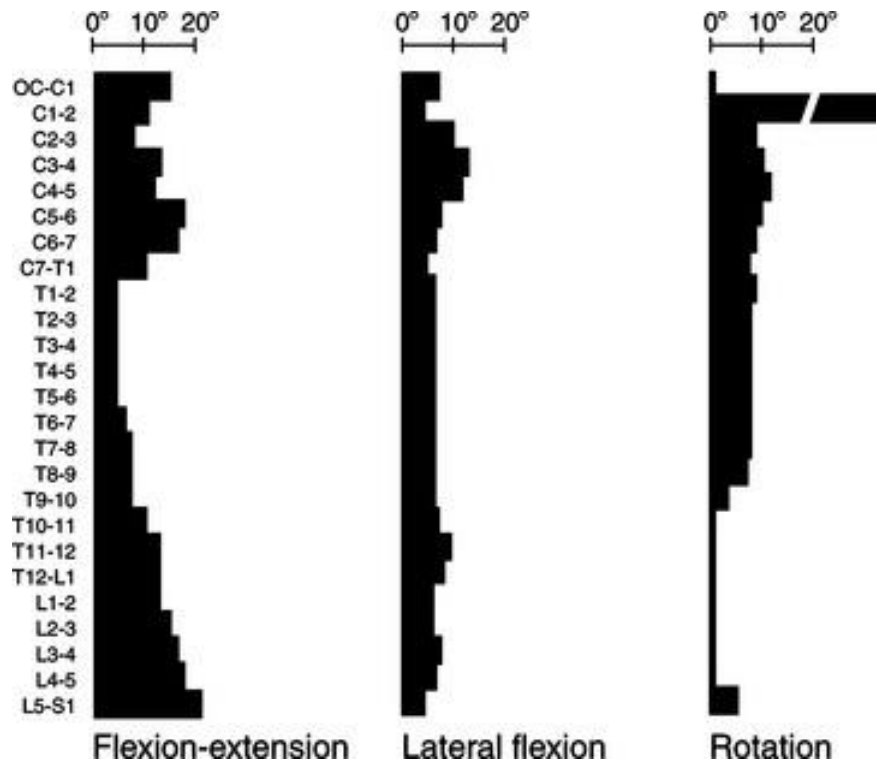


図3 脊柱の可動性 (文献[6]より引用)

OC: Occipital Condyle, C: Cervical region, T: Thoracic region, L: Lumbar region, S: Sacrum region

脊柱の機能は筋や靭帯からなる支持性と骨格構造としての運動性の相反する機能を有しており、運動パフォーマンスや障害予防の観点から、安定性と可動性はどちらも重要であると言われている。しかしながら、立位姿勢制御時の各脊柱の可動性を可視化している研究は少なく、バイオメカニクスの分野では立位姿勢を倒立振り子モデルとして捉えられているものや、体幹部分を剛体モデルとみなして捉えた解析が多くみられる。

本研究では、体幹部を一つの剛体として捉えるのではなく、質量が大きい一方で分節性が存在する部位として考えている。従って、「空間内でのわずかな変位によって重心制御への寄与が大きくなるような部位が、体幹部の中に複数存在している」と仮説を立てている。その部位を同定することが可能になれば、人のバランス能力に関する極めて有効な評価系を確立するだけでなく、バランス能力向上を目的とした運動を提供することができる。

一方で立位時の重心制御における各セグメントの重みづけについては、未だ不明な点が多く、特に人において最も質量の大きいセグメントである体幹に生じる微量の変位と CoP との関係性について、体幹の質量分布を含めた検討はされていない。

一般的に体幹部の空間的位置情報を検出する方法論では、VICONなどの三次元動作解析装置が用いられる。一方で、立位姿勢に代表される静的な場面における体幹部の評価について、空間分解能に関する精度の制限もあり、より精度の高いセンサを用いた検討が有効であると考えられる。

そこで本研究では、複数の加速度センサを用い、体幹の複数部位における加速度情報を処理することで、直立二足立位における体幹の微細な運動と分節性について検討した。さらに、一般的に姿

勢や動作の解析に用いられる三次元動作解析機器による解析も実施し、比較検討を含め、身体重心位置と体幹機能に関する基盤的研究を行った。

## 2. 立位姿勢の力学的安定条件と制御方法

重力環境下において力学的に安定であることは、一般的に重心位置と支持基底面の観点から以下の要件が挙げられる。

- ① 重心の位置が低いほど安定性がよい
- ② 支持基底の面積が広いほど安定性がよい
- ③ 分節構造物よりも単一構造物のほうが安定性がよい
- ④ 上位分節の重心線が下位分節との接触面内にあること
- ⑤ 全体の重心線が最下位分節の支持基底内にあること

上記、力学的な安定の条件から見ると人の立位姿勢は、狭い支持面に対して CoM の位置が高く、力学的に非常に不安定な状態である。身体の中で比較的質量が大きい体幹や頭部がより高い位置に配列されていることも、上記の力学的不安定性に影響している要因と考えられる。加えて、人体は多分節構造体であり、約 200 個もの骨と約 1,000 個の筋により構成されており、非常に複雑な構造を有している。さらに膝関節などは、関節液や軟骨によって氷上よりも摩擦係数が低いとされ、構造的にも非常に不安定である。

人はこの力学的・構造的に不安定な立位姿勢を身体質量中心と足圧中心を巧みに操作することで、頭部・上部体幹・下部体幹・上肢・下肢などのセグメントを足部上に配列し、各体節が揺らぎながら一定範囲内で収斂するように高度に制御を行っている。

## 3. 立位姿勢制御と体性感覚

力学的に不安定な人の立位姿勢を制御するには、主に視覚、前庭感覚、体性感覚の3つが重要であるとされている。それぞれの感覚は、環境や動揺周波数によって責任する感覚器が異なるとされ、Shumway Cook らによると以下のような対応があるとされている[2]。

視覚入力とは、周囲の物体との相対的な位置関係を把握し、自身の位置や傾き情報を認識する有力な手掛かりとなる。前庭感覚入力は、スリップやつまずきでバランスを崩した際の素早い頭部の加速度や回転加速度に鋭敏に反応するために重要であるとされている(図4,5)。体性感覚入力は、主に足底部において身体と支持面との相対的な空間的位置関係についての情報入力となり、身体質量中心と支持基底面の関係を検討する上で重要な情報となる。加えて、関節位置覚などによって関節位置関係についての情報源にもなる。

Fitzpatrick and McCloskey は、すべての感覚入力による動揺知覚閾値は動揺速度 0.001 rad/s で 0.003

rad とかなり小さく、より速い動揺速度ではさらに小さな動揺も知覚できたと報告している[7]。なかでも、足関節固有感覚が最も鋭敏で、素早い動揺に対しては視覚も固有感覚と同等に鋭敏だが、前庭は入力を生じないことが示唆されている。

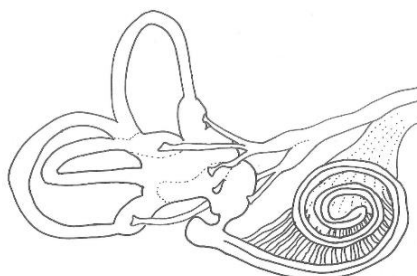


図4 三半規管

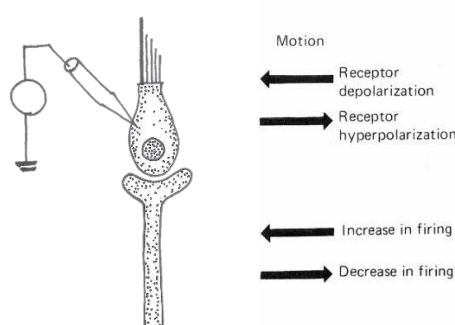


図5 Hair cell

#### 4. 姿勢の制御方法の発育発達及び加齢に伴う変化

人は成長するに従い、徐々に抗重力肢位での姿勢制御を獲得していく。また、立位姿勢制御を獲得してからも、その制御方法は小児から成人になるにつれて変化がみられることが報告されている[8]。

その主な特徴は、安静立位時における重心動揺面積の減少が知られているが、同時に頭部動揺も減少していくとされている。一般的に、人の立位姿勢制御は倒立振り子モデルに例えられることが多いが、このモデルであればより上位に位置する頭部においては動揺が増えることが推測される。しかしながら上位セグメントの動揺を減少させる姿勢制御の獲得は、人が視覚や前庭系などの多くのセンサがある頭部の動揺を最小化させるべく、姿勢制御が発達していることが示しているものと考えられる。

また、スポーツの分野においても安定性を求められる競技では、パフォーマンスが高いものほど頭部位置が安定している傾向にあることも観察される。逆に、高齢者や障がい者などバランス不良が見られるものでは、頭部の動揺が大きくなる傾向にあることも知られている。

姿勢制御における各種感覚器官の重みづけは発達段階によって、異なることが知られている。立

位姿勢を獲得直後の乳幼児においては、視覚に依存する割合が大きいとされ、傾きを持った視覚情報を与えるなどするとバランス不良を呈するとされる。また、体性感覚の麻痺を生じた場合や実験的に足部の虚血性の求心性神経遮断をした場合などに、立位の不安定を呈することが知られている。

身体は、細胞と細胞外マトリックスからできており、メカニカルストレスを常にうけており、適応して生きている[9]。小さな歪みや不動は、ほんのわずかな歪みでもこのメカニカルストレスを変化させ、障害や痛みにつながるということが理解される。

## 5. 人の姿勢動作についての安定性評価方法

人の立位姿勢の重心動揺は、転倒のリスクや疾患の予測が可能であるとされ、リハビリテーション関連分野においては、重要な評価指標として用いられている。中でも、重心動揺計を用いた身体の動揺の測定は、記録が容易であることや非侵襲であることから1960年代から先行研究や臨床場面においても広く用いられており様々な研究が多く行われてきた。また、身体機能検査、職業適正などにも用いられていることから、障がい者だけでなく健常者においても有効な身体機能評価方法であるとされている。しかしながら、これらの重心動揺計は、厳密には重心位置の動揺ではなく、足圧中心の動揺を計測するものであり、正確には身体重心位置や姿勢や動作といった要素を測定することは出来ないものである。

人の姿勢や動作を解析する手法としては、従来ビデオカメラによるステレオグラム法、直行法、DLT法(Direct Linear Transformation Method)など歴史と共に様々な手法が取り入れられてきた。近年では、主にDLTを用いた三次元動作解析手法が多く用いられる手方となり、比較的簡易的に人の姿勢や動作を三次元座標にて表現することが出来るようになった。

しかしながら、リハビリテーション分野における姿勢動作中の体幹や脊椎に関する形態や分節運動に着目した先行研究では、画像診断や超音波診断、筋電図による手法によるものが多く、分節的な構造を反映した三次元動作解析などのバイオメカニクスの手法による報告は、まだ少ないのが現状である。

リハビリテーション分野などの医療分野では、体幹の安定性を評価する手法として、筋の緊張状態を徒手的に計測する方法が取られている。この手法は、臨床上では即時的に体幹の安定性を評価することが出来るものの、客観性に乏しく検者内誤差も生じやすいといったデメリットもある。この点に関しては、筋硬度計なども用いられるようになっているが計測が静的環境に限られ、動的な場面での筋の物性評価に使用することは困難な状況である。

## 6. 安静立位時における重心動揺に関する先行研究

さまざまな動作の基本となる立位姿勢制御は、視覚、前庭感覚、抗重力筋固有感覚、足底部皮膚感覚等の入力系と様々な反射機構によって保たれている。立位姿勢の安定性は、Rombergが立位姿

勢を保持している際に身体が動揺していることを報告して以来、身体動揺の定量化を通じた研究が多くなされている[10]。重心動揺とは、直立時の足圧中心の動きから身体動揺を客観的、数量的に捉えたものである。これらの方法では、重心動揺は足圧中心の動きに重心位置が近似されることから、足圧中心の動揺を重心動揺として扱っている。これらの測定において得られる視標としては、重心位置、重心移動距離、重心移動面積などがあげられる。

健常者の、重心動揺に関する研究においては、平沢らが男女合わせて4790名を対象とした安静立位姿勢の重心動揺を計測し、重心移動面積は20歳代が最も小さく、50歳代以降から急増すると報告している[11]。また、6歳から20歳までの変化は、スキヤモンの発達曲線のうち、神経系に極めて似ていることから、直立能力の発達には、神経系の発育発達が重要な因子となっていると報告している[12]。

また、藤原らは、加齢による下肢筋力の低下が重心動揺に影響を与え、また特に前方への重心動揺が転倒予測の指標の一つになると述べている[13]。

## 7. 動的バランス課題時における重心動揺に関する先行研究

一般的に広い支持基底面で床面を動揺させた時、筋活動は末梢から中枢の順序で生じるとされている。床面を後方へ動かした時は、足関節背屈に続き、腓腹筋、ハムストリングス、脊柱起立筋の順に筋活動が生じるとされ、床面を前方に動かした時は、足関節底屈に続き、前脛骨筋、大腿四頭筋、腹直筋の順に筋活動が生じるとしている。

F.B.Horakらは、静止立位で異なる床面において、外乱刺激を加えたときの身体の回復の動きを調査している[2]。バランス回復の順序によって、足関節トルクを代償的に働かせることで、身体重心が動き、つり合いが回復する。主に足関節周辺の動きによって、つり合いが回復するこのパターンを足関節戦略とし、一般的に健常若年者はこのパターンを用いることが多いとされている。一方、高齢者や狭い支持基底面上では、中枢から末梢の順序で関節運動や筋活動が生じるとされている。この動きのパターンは、主に股関節から動きが生じるため「股関節戦略」と呼ばれる(図6)。

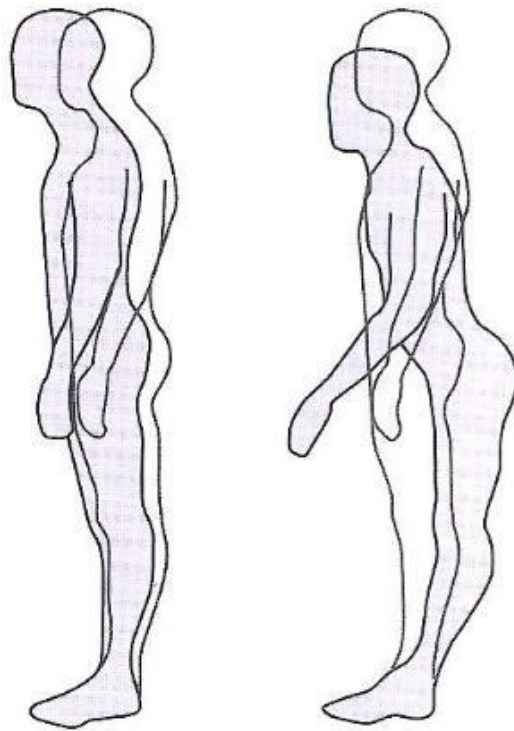


図6 アンクルストラテジー（足関節戦略）及びヒップストラテジー（股関節戦略）  
（文献[14]より引用）

この二つの姿勢制御戦略は、片一方のみが単独で働くのではなく、多くの場合、組み合わせて用いられることが多い。例えば、軽微なゆっくりとした外乱に対しては、足関節戦略が用いられることが多く、速い大きな外乱に対しては股関節戦略で対応することが多いとされ、状況に応じて使い分け、姿勢制御を構築していると考えられる。

また、中俣らは、歩行時に誘発したスリップから後方への転倒を回避する反応を、上部体幹、下部体幹、骨盤の3つの分節に分けて解析を行っている[15]。研究結果より、健常者のスリップによる転倒回避の際には上部体幹、下部体幹、骨盤が一体となって運動し、下部体幹と骨盤を一定に保持するための下部体幹の前屈トルクが必要であると述べている。また、体幹運動を制限した群においては後方への揺り戻しの動きが認められ、下部体幹前屈の保持トルクに加えて後屈トルクも必要となることも示唆された。

この結果から、腹筋群、および背筋群の等尺性筋活動を強化することが転倒防止に有用であるとしている。

一方、工学分野においては疑似的な人の立位姿勢を倒立振子のモデルを用いて解析しているものが多い。これらモデルは身体を一つの剛体モデルとして解析しているものが多い[16]。最近では、人の分節性を反映し2リンクモデルなどで疑似的な足関節や股関節を想定した先行研究にて解析が

行われているが、シミュレーションでの解析が多く、実際の身体の分節的な運動を計測・解析しているものは少ない[17][18].

## 8. 姿勢制御方法 (HAT strategy, Pelvic strategy)

リハビリテーションの中でも、特に理学療法の分野においては、対象者の身体動作を詳細に観察し、バランス不良や痛みの原因などを解釈する方法が用いられている。代表的な指標としては、筋力や関節可動域などが挙げられるが、要素還元的に身体の姿勢や動作を捉える為には、身体質量中心を推定し、解釈する方法が臨床場面において用いられている[19]. その際、身体を一つの剛体モデルとして捉えるのではなく、身体質量中心を上半身重心 (UCoM: Upper Body of Center of Mass) 及び、下半身重心 (LCoM: Lower Body of Center of Mass) に分類し、姿勢の要素を取り入れた状態で解釈を試みる方法論は、理学療法の臨床現場でも有効とされている。

姿勢制御のパターンにおいては、前額面で身体質量中心を側方に動かす動作戦略を、頭部・上肢・体幹を中心に動かす HAT strategy と、骨盤帯を中心に動かす Pelvic strategy と定義されているものがある(図7). これらは、先に述べた身体質量中心の観点からみると、主に頭部などの上半身重心が大きく動くパターンが HAT strategy, 骨盤帯などの下半身重心が大きく動くパターンが Pelvic strategy であると解釈することが出来る。

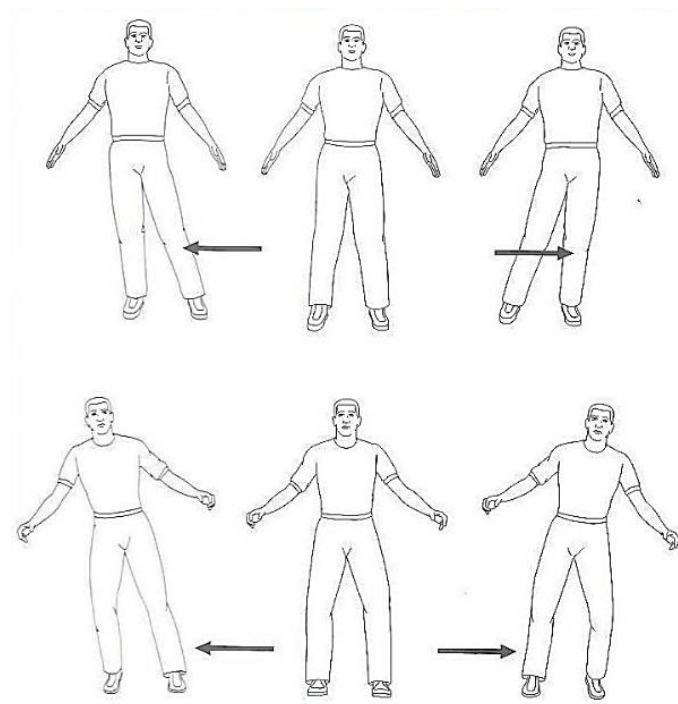


図7 姿勢制御パターン(上: Pelvic strategy, 下: HAT strategy) (文献[20]より引用)



## 9. 体幹機能とバランス

体幹は、人体を支える重要な軸骨格の中心であり、運動能力や姿勢の制御に重要な役割を果たしている。しかし、現在のところ、体幹に関する研究は十分に進んでいるとは言えない。まず、体幹に関する研究は、特に近年の姿勢動作究の進歩に比べると歴史的に見ても比較的新しい分野である。そのため、多くの疑問点や未解決の問題が残されている状況である。また、体幹に関する研究は、異なる専門分野の研究者や医師、リハビリテーションの分野などの間でも統一された定義が存在しておらず、その範囲や意義についての見解が異なることも問題の一つである。更に、現在の研究においても、体幹の機能や運動制御についての正確な理解が十分に深まっていないという課題が存在している。このため、トレーニング方法やリハビリテーションプログラムなどの実践的なアプローチにおいても、十分な効果を得られない場合があるという問題がある。以上のような点から、現在のところ、体幹に関する研究は十分に進んでいるとは言えず、今後もさらなる研究の必要性があることが示されている。しかしながら、以下に挙げるような点からも姿勢制御において体幹は重要な部位であり、その制御機構の解明は急務である。

体幹深部筋は、四肢の肢節運動を行う際に先行して筋収縮が確認され、また、特に歩行など下肢運動を行う際に先行した筋収縮が見られるだけでなく、その体幹の形態や上半身の重心位置によっても、異なる下肢運動を呈することが明らかにされている[21]。また、四肢においては対側の脳からの神経制御を受けることに対し、体幹では神経制御は左右大脳半球から完全に分離制御されていないことが明らかになっている[22]。その比率は、諸説あるものの大凡四肢では支配比が同側と対側で1：9、体幹では4：6程度とされているものが多い、そのため、高齢者の寝たきりの原因に多い脳血管障害においても、四肢の麻痺に比べ体幹では同側からの神経制御があることから回復の余地があると考えられる。故に、積極的な体幹に対するアプローチは治療的効果も高いことが考えられる。

実際のリハビリテーションの場面においても、体幹を中心とする上半身重心制御を変容させることで、歩行時の下肢運動を変化させ得ることを良く経験する。従って、体幹深部筋の活動による機能的安定性・分節的な運動を制御させることが障害の改善や予防のみならず競技パフォーマンス向上にも有用と考えられる。

体幹機能の評価方法は、三次元動作解析システムなどのバイオメカニクスの評価や、超音波診断による体幹筋群の測定などが行われている。しかし、同手法による動作解析は体幹を剛体もしくは上部体幹と下部体幹のそれぞれを一つのセグメントとして捉えているものが多く、分節的な運動を反映した解析は少ない。立位時重心制御における各セグメントの重みづけも、未だ不明な点が多い。

本研究の目的は、重力応答やバランス課題における体幹を中心とする分節的な姿勢制御を検討することである。それにより、障害の成因の解析や障害予防における知見を得ることである。

## 10. 動作解析機器

実験に用いたモーションキャプチャのシステムは、三次元動作解析装置 VICON-MX (Oxford Metrics 社製 MX カメラ7台, サンプル周波数 100Hz) 及び床反力計 (OR6-WP, AMTI 社製, サンプル周波数 100Hz) を用いた(図 8, 9).

今回実験に用いた三次元動作解析装置は、赤外線カメラの周囲より照射された赤外光を複数の計測カメラでとらえ、マーカ映像を三次元座標に変換し、空間内におけるマーカ位置を測定するシステムである。各カメラでとらえた二次元情報を DLT 法により、あらかじめ実験室内の固定座標をキャリブレーションにて測定した中での三次元の情報に変換する手法を用いている。

床反力計は被験者が床を踏む事により生じる反力を測定機器の 4 箇所にもウントされた特殊な歪ゲージにより力とモーメントを計測する事が出来る機器である。直交する X, Y, Z の軸の力 ( $F_x, F_y, F_z$ ) とそれら三軸のモーメント ( $M_x, M_y, M_z$ ) の 6 成分を直接計測することが可能である。床反力計の規格は 1 枚の寸法が 400 x 600 x 82.5 mm となっている。

振動特性の測定には、小型三軸加速度センサモジュール MMA7361LC (Freescale Semiconductor Inc, Japan) (図 10) を使用した。加速度センサの仕様は以下の通りである。測定範囲： $\pm 58.8 \text{ m/sec}^2$  ( $\pm 6 \text{ G}$ ), 感度： $206 \text{ mV/G}$ , 応答周波数： $\text{DC} \sim 1,500 \text{ Hz}$ ,  $\text{DC} \sim 1,500 \text{ Hz}$ , ノイズ： $350 \mu\text{G}/\sqrt{\text{Hz}}$  ( $0.1 \text{ Hz} \sim 1,000 \text{ Hz}$ ), モジュールサイズ： $10 \text{ mm}$  (縦)  $\times 10 \text{ mm}$  (横)  $\times 3.56 \text{ mm}$  (高さ), 質量： $2 \text{ g}$ .



図 8 赤外線カメラ

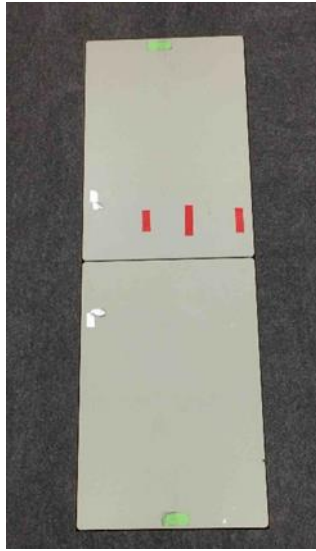


図9 床反力計(OR6-WP)

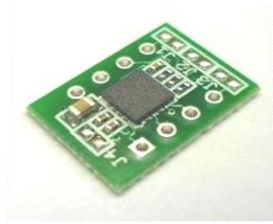


図10 三軸加速度センサモジュール MMA7361LC (Freescale Semiconductor 社製)

## 11. Plug in gait model

Plug in gait model は、三次元動作解析装置で得られた空間座標から関節角度や関節モーメントを算出するためのモデルである。

反射マーカ位置は、Plug in gait model に準じて、左右前後頭部・胸骨柄・C7・右肩甲骨・剣状突起・左右肩峰・右上腕近位 1/3・左上腕遠位 1/3・左右肘関節軸・左右手関節・左右第二中手骨骨頭・Th10・左右上前腸骨棘・左右上後腸骨棘・右大腿骨近位 1/3・左大腿骨遠位 1/3・左右大腿骨外側上顆・右脛骨近位 1/3・左脛骨遠位 1/3・左右外果・左右第二中足骨頭・左右踵骨の計 35 箇所とした(図 11, 12). 得られた三次元座標より、頭部, 胸郭, 上腕, 前腕, 手部, 骨盤, 大腿, 下腿, 足部などのセグメントを合成し、相対的な角度を求めることで関節角度を算出することが出来る。また、各セグメントの重心から身体質量中心を算出することも可能である。

計測データは解析ソフト (VICON NEXUS 1.7.1, Polygon Application version 3.1) にて、体節の質量比が付与された筋骨格モデル (VICON Skelton template, Golem\_MMM\_COG) を用いることで、部分的な合成重心を算出することが出来る。本研究では、頭部, 上肢帯, 胸郭部位の合成重心位置を UCoM, 骨盤及び下肢帯の合成重心位置を LCoM, 全身の合成重心位置を CoM として算出し、各重心位置における三次元空間内での軌跡を描画した。



図 11 Plug-In-Gait Marker Placement

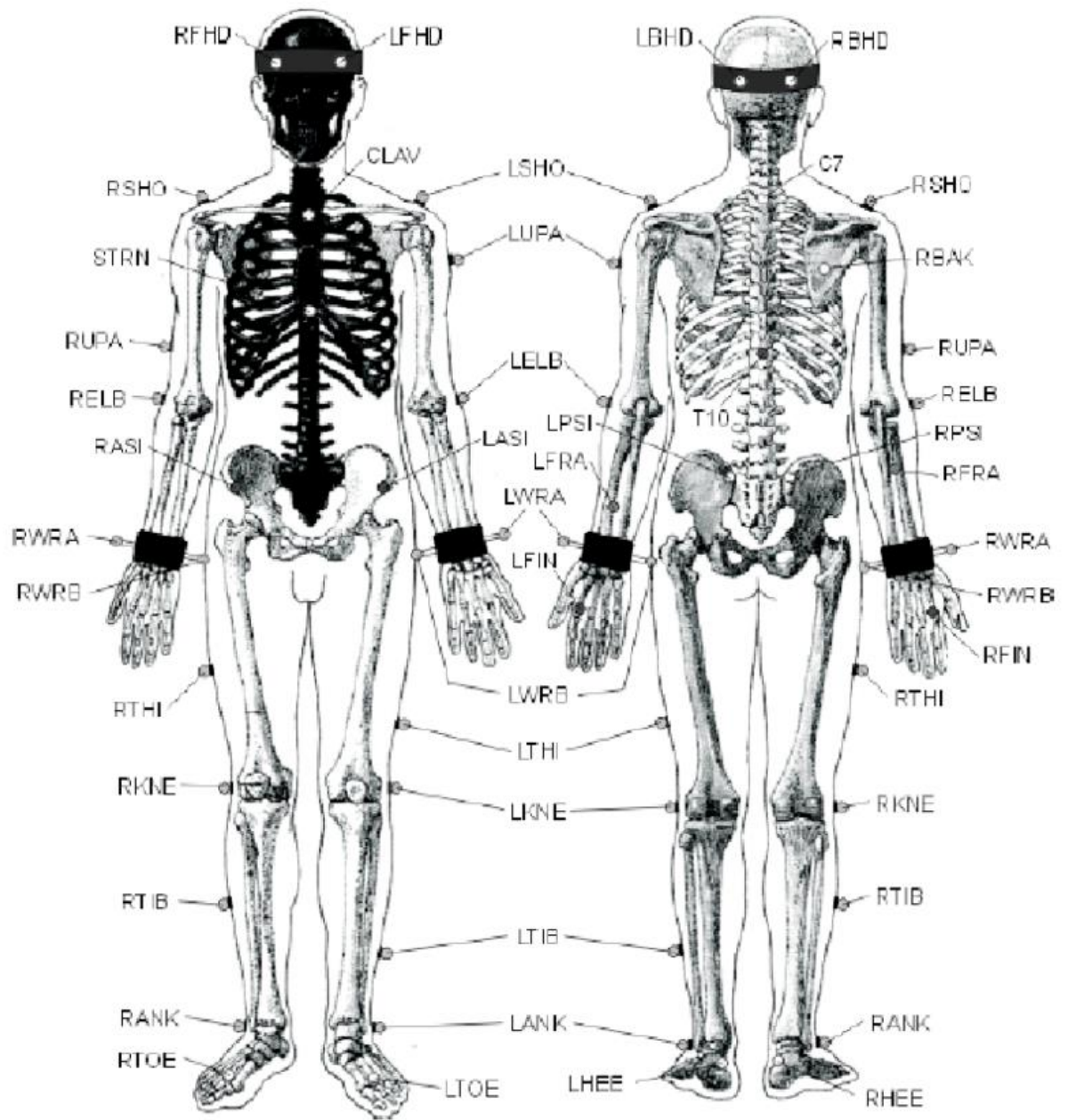


图 12 Plug-In-Gait Marker set

## 12. 本論文における関節運動

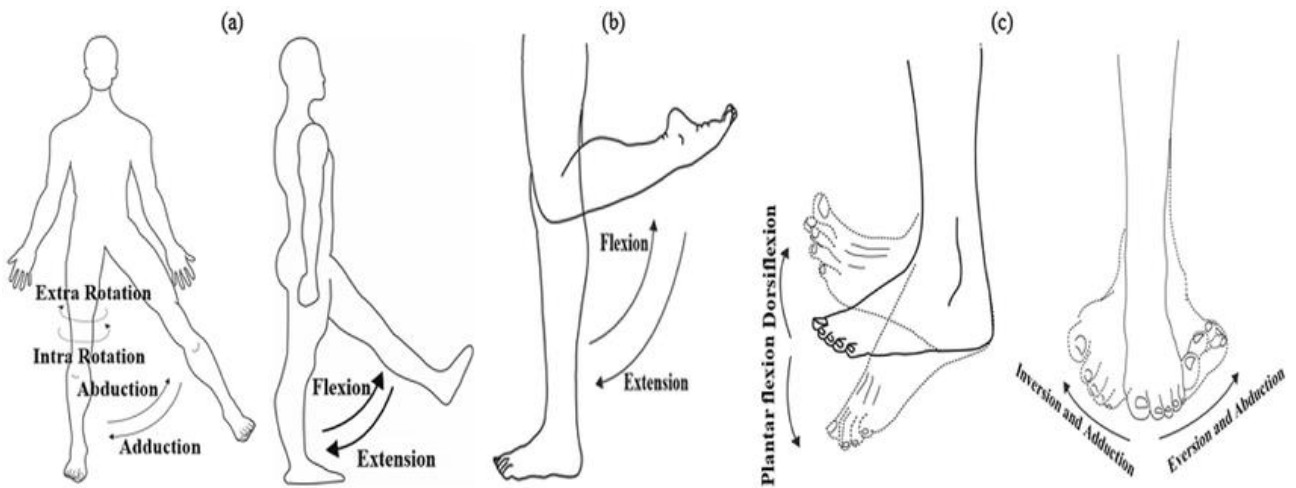


図 13 下肢の運動方向 (文献[23]より引用)

Extra Rotation: 外旋, Intra Rotation: 内旋, Abduction: 外転, Adduction: 内転, Flexion: 屈曲, Extension: 伸展, Dorsi flexion: 背屈, Plantar flexion: 底屈, Inversion and adduction: 回内と内転, Eversion and abduction: 回外と外転

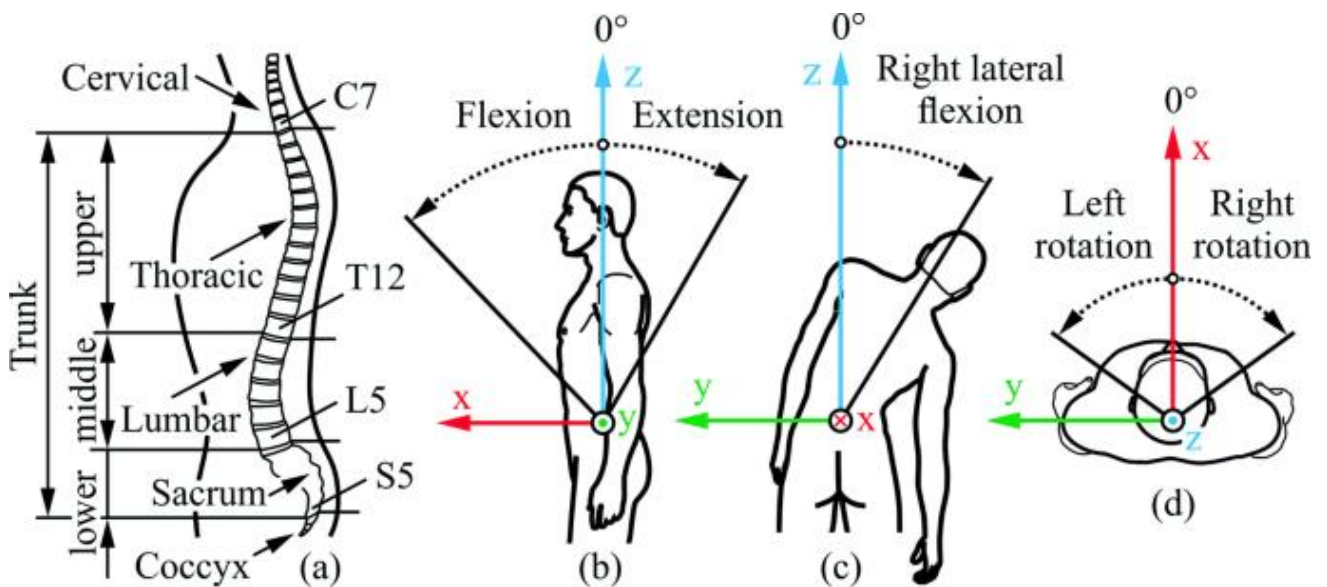


図 14 脊椎と体幹の運動方向 (文献[24]より引用)

Cervical: 頸椎, Thoracic: 胸椎, Lumbar: 腰椎, Sacrum: 仙椎, Coccyx: 尾骨, Flexion: 屈曲, Extension: 伸展, Right lateral flexion: 右側屈, Left lateral flexion: 左側屈, Right rotation: 右回旋, Left rotation: 左回旋

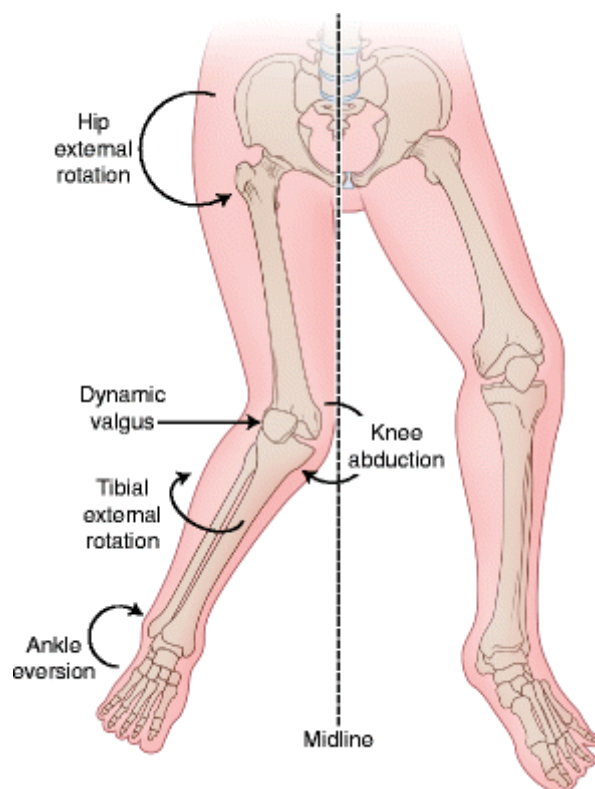


図 15. 前十字靭帯損傷に伴う関節運動（文献[25]より引用）

Hip external rotation: 股関節外旋, Dynamic valgus: 動的膝関節外反, Knee abduction: 膝関節外転,  
Tibial external rotation: 脛骨外旋, Ankle eversion: 足関節回内

### 13. 倫理的配慮

本研究は、帝京科学大学の倫理委員会にて以下承認を得た上で実施した。

- 加速度計を用いた体幹の生体力学的特性評価について（承認番号：20A018号）
- 姿勢保持および日常的動作の安定性に関わる頭部及び体幹部評価法の構築（承認番号：19A017号）
- 立位姿勢における不安定性が高次脳機能に与える影響（承認番号：17092号）
- 立位・スポーツ競技中の姿勢制御と体幹分節運動及び皮膚性状の関係性について（承認番号：15028号）

# 第1章 データ駆動型アプローチにより明らかになったヒト直立時の の頭部から体幹への構造的な冗長性の制御



## 1-1. 要約

人は、本来不安定な直立姿勢を安定に保つために、冗長な機械構造をもつ頭部-体幹を動的かつ高度に制御している。また、姿勢制御戦略は、感覚入力の状態の違いによっても影響を受ける。また、身体は細胞と細胞外マトリックスからできており、メカニカルストレスを常にうけており、その刺激に対して適切に適応して生きている。しかし、立位姿勢制御戦略の適切な変更を必要とする状況に対応するために、頭部-体幹の分節特性がどのように変化しているかは不明である。我々は、データ駆動型アプローチにより、感覚入力の状態の違いによる静的立位での頭部-体幹の動揺制御の多点計測を実施した。本研究では、体幹背部に 22 個の加速度センサを取り付けた健常若年者を対象に、開眼時と閉眼時の 2 つの条件で立位時の頭部-体幹の振動を評価した。そして、センサ間の加速度と瞬時位相の同期度を算出した。その結果、加速度と瞬時位相の同期度は視覚条件によって変化し、それぞれの条件において連続的なコヒーレントパターンが存在することが示された。得られた知見は、人特有の二足歩行で直立を安定させるためには、多関節で全身の質量比が高い頭部-体幹の構造的冗長性を条件に応じて適応的に調整していることが示唆された。

## 1-2. はじめに

人の立位姿勢は、2本の足で構成される支持基底面内で身体の重心を制御することで成り立っている[26], [27]。特に、人は四足歩行から直立二足歩行に進化したため、狭い支持基底面にもかかわらず、身体の重心位置が高くなった[28]。さらに、頭部と体幹の質量は身体全体の質量の 50~60% を占め、頭部と体幹は人体の上部に位置しているため、この直立姿勢の構造が直立姿勢を不安定にする要因になっている[1]-[4]。このような物理的に不安定な姿勢を人は、巧みにコントロールしながら制御している[29]-[31]。

また、人体は骨格、筋肉、靭帯など非常に多くの組織から構成されているため、冗長な構造となっている。特に、体幹は上肢や下肢に比べて多くの関節を有している。解剖学的に見ると、体幹は椎骨や肋骨などの複数の骨と関節で構成され、靭帯や筋肉、皮膚など様々な力学的係数を持つ軟部組織で連続的に支えられていることがわかる。また、脊椎は局所的な分節構造を持っており、頸椎、胸椎、腰椎に分類される。胸椎は肋骨や胸骨とともに胸郭を形成し、骨格としての剛性が高い[32]。

加えて、姿勢制御戦略は、感覚入力の状態の違いにも影響される。立位姿勢では、開眼 (EO: Eye Open) , 閉眼 (EC: Eye Close) などの感覚入力の状態の違いにより、姿勢制御における頭部位置や圧中心の制御戦略が変化することが知られている[33]-[35]。

人は冗長な機械構造を持つ頭部-体幹を動的かつ高度に制御し、安定した立位姿勢を維持している[36]-[38]。したがって、人の立位姿勢制御における頭部-体幹の役割を調べることは非常に重要である[39]-[41]。

バイオメカニクスでは、リンクセグメントモデルが人の立位姿勢の解析に最もよく用いられるモデルの1つである。リンクセグメントモデルは、身体をいくつかのリンクとセグメント部分に分割して運動学的な解析を行う際によく利用される[42]。リンクセグメントモデルでは、四肢の関節のみをリンクとして設定する場合がほとんどである[43], [44]。しかし、体幹には各関節の可動域は四肢に比べて小さいものの、解剖学的に複数の関節が存在する。このことより、体幹の関節をリンクセグメントモデルのリンク部分とセグメント部分に明確に分割することは困難である。これまでの研究により、体幹の運動を解析するためには、3つ以上のセグメントモデルを用いることがより適切であるとの報告がある[42], [45]-[47]。しかし、立位姿勢制御は、通常、体幹を1つの剛体とした1リンクの倒立振子モデルや2リンクの倒立振子モデルを用いて研究されている[16]。また、不安定な状態など、立位姿勢の制御戦略を適切に変更する必要がある状況において、頭部-体幹の分節特性がどのように変化するかを検討した研究はほとんどない。

これらの点を明らかにするためには、頭部から体幹にかけての冗長構造がどのように分節化制御されるのかを、モデルベースではなく多点データドリブンな手法で、立位姿勢制御条件が異なる場合の挙動を検討することが必要である。しかし、現在までのところ、そのような研究は見当たらない。そこで本研究では、立位姿勢における質量比の高い頭部-体幹を調べ、異なる視覚フィードバック条件下で分節応答が変化するかどうかを検討することを目的とした。

この分節応答は、振動特性の大きさと位相の情報によって特定することができる[48]-[50]。このような手法は、工学の分野で振動特性は物性を調べるためによく利用されている[51]。

立位姿勢では人体は静止しているように見えるが、人体の各部位はある範囲で振動していることが知られている[31] [52]。立位姿勢では、身体の振動は増減しながら構造物間を伝播する[53]。セグメンテーションの少ない部位では、構造物の振動特性は類似している[48], [54]。しかし、構造物の振動特性が異なる場合、セグメンテーションは高くなる[48]。したがって、振動特性の類似度を利用して、セグメンテーションを評価することができると考えられる[48]-[50]。

立位姿勢の解析では、姿勢制御における振動特性の微小な変化を検証するために、時間分解能と感度の高い加速度センサが有用であることが分かっている[48]。この解析に加速度センサを用いる場合、瞬間的な加速度の大きさと方向を解析することが多い[55]-[58]。また、加速度の時系列変化から得られる位相情報を用いた解析では、振動の大きさに違いがなくても、振動特性の違いを検出することができる[59], [60]。そのため、振動特性の位相情報を用いてその同期度を解析することで、時系列的に類似した運動を検出することができる[48]-[50]。

本研究では、加速度センサを用い、EO と EC の 2 つの視覚フィードバック条件下で、立位姿勢を維持するための頭部-体幹の構造的冗長性を制御する方法を検討した。

### 1-3. 対象者及び方法

#### 対象者

整形外科的疾患の既往の無い 20 歳から 22 歳の健康な成人男性 10 名からデータを収集した（平均年齢 $\pm$ SD：20.9 $\pm$ 0.7 歳）。平均身長は 171.2 $\pm$ 4.6 cm，平均体重は 68.9 $\pm$ 6.3 kg であった。各被験者から書面によるインフォームドコンセントを得た。研究プロトコルはヘルシンキ宣言で提唱されたガイドラインに従って実施し、帝京科学大学の倫理委員会で承認された（承認番号：20A018 号）。

#### 課題

課題は、視覚入力の有無に応じて直立姿勢の安定性を評価する簡便で臨的に一般的なロンベルグテストに基づいて実施した。人は直立姿勢の安定した制御を維持するために、視覚に大きく依存していることがよく知られている[61]。各被験者は、平面に裸足で立ち、両足の内側を接触させるように指示した。課題は、EO 条件と EC 条件で行われ、同じ条件を 2 回連続して測定した。各条件の順番はランダムとした。各セッションの時間は 20 秒で、各被験者につき 2 回の試行を計測した。指標として、すべての条件において、各被験者に 2 m 前方の目の高さにある直径 2 cm の円を注視させた。EO 条件では、指標を常に注視しながら測定した。EC 条件では、被験者はまず指標を注視し、次に目を閉じ、3 秒後に計測を開始した。

#### 測定と方法

振動特性の測定には、小型三軸加速度センサモジュール MMA7361LC (Freescale Semiconductor Inc., Japan) を使用した。加速度センサの仕様は以下の通りである。測定範囲： $\pm$  58.8 m/sec<sup>2</sup>( $\pm$  6 G)，感度：206 mV/G，応答周波数：DC $\sim$  1,500 Hz。DC $\sim$  1,500 Hz，ノイズ：350  $\mu$ G/ $\sqrt$ Hz（0.1 Hz $\sim$  1,000 Hz），モジュールサイズ：10 mm（縦） $\times$  10 mm（横） $\times$  3.56 mm（高さ），質量：2 g。

任意の位置に取り付けた 2 つのセンサが捉える加速度特性の違いを評価した。また、データドリブンな解析を行うために、頭部から骨盤まで 22 個のセンサを均等に取り付けた。立位姿勢制御時の振動計測のためのセンサ装着部位とデータ取得方法は以下の通りである。三軸加速度センサモジュールを頭部から仙骨までの皮膚上の 22 点に取り付けた（図 1-1）。この 22 点は後頭隆起から仙骨まで等間隔に配置した。サンプリング周波数は 1,000Hz であった。加速度センサから出力されたアナログ信号を A/D 変換ボード (NI USB-6225, National Instruments, USA) に入力し、LabVIEW 2012 (National Instruments) を用いてノート PC にデータを取り込んだ。加速度センサから得られたデータは、三方向ユークリッド空間の三軸の加速度として抽出した。

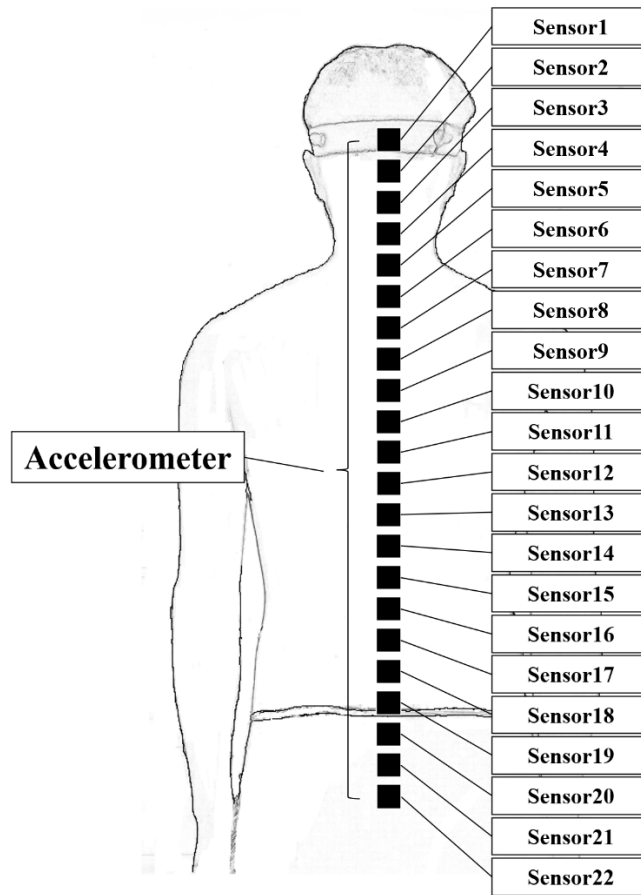


図 1-1. 22 個の加速度センサの配置の模式図

後頭隆起から仙骨まで等間隔に 22 箇所三軸加速度センサモジュールを取り付けた。

#### データの処理

解析には、初期姿勢推定による補正後の内側-外側 (ML: Medial Lateral) 方向と前-後 (AP: Anterior Posterior) 方向の加速度を使用した。加速度は高周波ノイズを除去するために 20 Hz でローパスフィルタをかけた[62]。信号処理後の加速度データを用いて、加速度の類似度、瞬時位相同期度の算出を行った。

#### 加速度の類似度

各測定点の加速度の類似度を調べるために、各センサ間の加速度の相関係数を ML 方向と AP 方向についてそれぞれ算出した。

#### 加速度の瞬時位相同期度

脳波などの振動信号の解析では、測定点間の同期度を調べるために、位相同期度 (PLV: Phase Locking Value) と呼ばれる尺度が用いられる[63]-[67]。本研究では、各センサで発生する運動の同期度を調べるために、時間平均した PLV を算出した。まず、ML 方向と AP 方向のセンサから取得

した加速度データの各時系列に対してヒルベルト変換を行い、サンプリング時間  $t$  に対する瞬時位相  ${}^{ML}\phi_n(t)$  と  ${}^{AP}\phi_n(t)$  を算出する。次に、サンプリング時刻  $t$  における  $j$  方向のセンサ  $n$  と  $m$  の瞬時位相  ${}^j\phi_n(t)$  と  ${}^j\phi_m(t)$  の差を複素数平面で表記し、最後にそのデータをサンプリング時刻の総数で平均し  ${}^jv_{nm}$  と定義した。

$${}^jv_{nm} = \frac{\sum_t \exp\{i[{}^j\phi_m(t) - {}^j\phi_n(t)]\}}{T}$$

${}^jv_{nm}$  について絶対値を取ると時間平均した PLV が得られるが、PLV はベクトルの大きさで共時性を表すだけで、同相か逆相かは分からない。

そこで

$${}^j\theta_{nm} = \arg({}^jv_{nm})$$

とし、同期の指標  ${}^jV_{nm}$  を次のように定義した。

$${}^jV_{nm} = |{}^jv_{nm}| \frac{\cos {}^j\theta_{nm}}{|\cos {}^j\theta_{nm}|}$$

これらは、 ${}^jV_{nm}$  の値が 1 に近い場合、そのセンサは同位相で強く同期している、-1 に近い場合、そのセンサは逆位相で強く同期している、0 に近い場合、同位相または逆位相でも同期していないことを示すものである。これらの指標を用いて、全センサ間の位相同期を調査した。

#### データの解析

加速度の類似度として、各被験者の加速度相関 (AC: Acceleration Correlation) をセンサの組み合わせごとに算出し、各被験者のセンサの組み合わせの AC の平均値 (AAC: Average Acceleration Correlation) を算出した。

また、各センサの組合せにおける瞬時位相の同期度合いとして、各被験者の個別 PLV を算出した後、10 人の平均 PLV (APLV: Average Phase Locking Value) を算出した。

本研究では、各センサの組み合わせにおける AAC と APLV を以下の指標とし、分節性の度合いを示した[54], [68]。0.8 以上は「非常に強い (VS: Very Strong)」類似度・同期度で、その領域では分節性が明らかに減少している。0.6 以上 0.8 未満は「強い (S: Strong)」類似度/同期度であり、セグメンテーションは減少している。0.4 以上 0.6 未満は「中程度 (M: Moderate)」の類似度/同期度で、セグメンテーションは減少している。0.4 未満は、「弱い (W: Weak)」類似度/同期度で、セグメンテーションが明らかに高い。

AC と PLV の平均と標準偏差をヒートマップに示した。

各方向の AC, PLV とともに  $\alpha=0.05$  で Bonferroni 補正をした two-way repeated ANOVA (2 視覚フィードバック条件×21 センサの組み合わせ) を実施した。

AC と PLV の算出には、信号処理ツールボックスを搭載した MATLAB R2020b (MathWorks Inc., USA) を使用した。統計解析は JASP v.0.16.1 (Univ. of Amsterdam, Netherlands) を用いて行った。

## 1-4. 結果

### 被験者内における加速度の類似度

各被験者の各センサの加速度の類似度を示す AAC について、以下の結果が得られた (図 1-2) (表 1-1)。

AAC では、EO 条件と EC 条件の ML 方向と AP 方向の両方で、AAC が 0.6 より大きいか 0.4 より小さいクラスターがいくつか連続して存在していた。センサ間の AAC は、EO と EC の条件により変化した。EC 条件では、EO 条件と比較して、ML 方向、AP 方向ともに AAC が減少した。EO 条件で ML 方向に 0.6 より大きい AAC 値を示した連続したセンサの組み合わせは、1-2、5-6、7-17 であり、EC 条件のものは 8-12 と 13-15 であった。AP 方向では、0.6 以上の AAC 値を示す連続したセンサの組み合わせは、EO 条件では 1-2、5-6、7-18、EC 条件では 9-12、13-15、17-18 であった。9-12 は EO 条件で ML 方向、AP 方向ともに 0.8 以上の AAC 値を示したが、EC 条件ではこの値には達しなかった。EO 条件で ML 方向に 0.4 より低い AAC 値を示した連続したセンサの組み合わせは 2-4、6-7、18-20 であり、EC 条件のものは 1-4、5-6、7-8、15-16、19-20 であった。同様に、AP 方向では、EO 条件で AAC 値が 0.4 未満となった連続センサの組み合わせは、3-5、6-7、18-21 であったが、EC 条件では 2-6、7-8、15-16、19-22 であった。

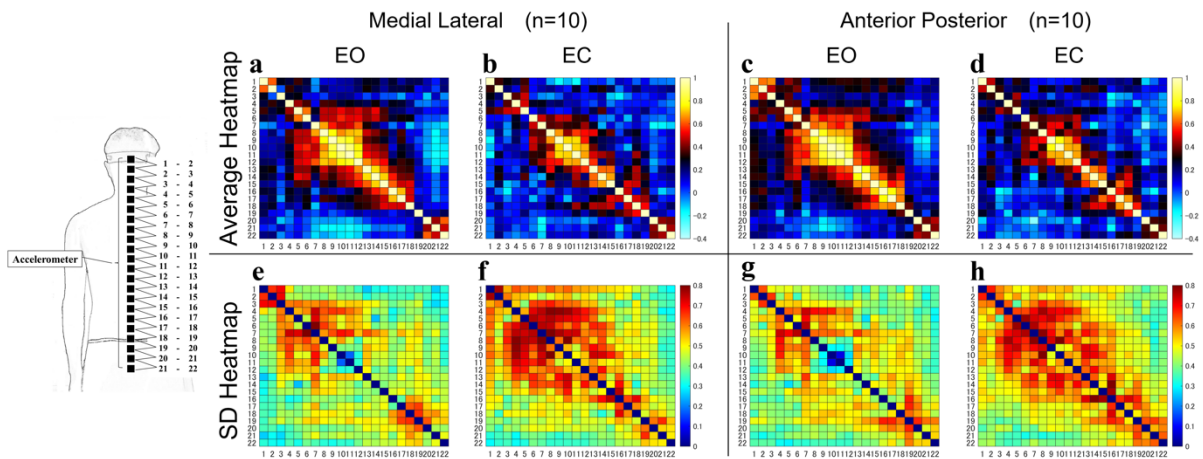


図 1-2. 各センサ間の加速度の類似度の平均値と標準偏差

各条件 (EO, EC) において、AAC (a, b, c, d) , SD (e, f, g, h) のヒートマップを示した。AAC は、左の縦軸と横軸がセンサ番号、右の縦軸が類似度。SD は、左の縦軸と横軸がセンサ番号、右の縦軸が標準偏差の値。AAC：平均加速度相関、SD：標準偏差、ML：内側外側方向、AP：前後方向、EO：開眼、EC：閉眼。

表 1-1. センサ間の加速度類似度 (AAC)

Sensor combination	Medial Lateral (n=10)						Anterior Posterior (n=10)					
	EO			EC			EO			EC		
	Mean	SD	Category	Mean	SD	Category	Mean	SD	Category	Mean	SD	Category
1-2	0.60	0.67	S	0.34	0.77	W	0.62	0.64	S	0.47	0.68	M
2-3	0.00	0.71	W	0.20	0.60	W	0.46	0.66	M	0.34	0.61	W
3-4	0.27	0.60	W	0.36	0.53	W	0.28	0.53	W	0.24	0.63	W
4-5	0.43	0.56	M	0.49	0.56	M	0.38	0.63	W	0.37	0.65	W
5-6	0.63	0.45	S	0.09	0.76	W	0.61	0.50	S	0.16	0.78	W
6-7	0.20	0.82	W	0.47	0.75	M	0.38	0.76	W	0.40	0.76	M
7-8	0.67	0.58	S	0.37	0.82	W	0.62	0.62	S	0.34	0.79	W
8-9	0.76	0.48	S	0.66	0.62	S	0.78	0.39	S	0.52	0.73	M
9-10	0.84	0.40	VS	0.73	0.55	S	0.86	0.30	VS	0.77	0.48	S
10-11	0.90	0.17	VS	0.71	0.50	S	0.91	0.08	VS	0.68	0.58	S
11-12	0.80	0.33	VS	0.68	0.53	S	0.83	0.28	VS	0.68	0.55	S
12-13	0.65	0.51	S	0.57	0.61	M	0.61	0.49	S	0.51	0.62	M
13-14	0.72	0.45	S	0.61	0.60	S	0.77	0.40	S	0.64	0.63	S
14-15	0.71	0.40	S	0.67	0.50	S	0.65	0.51	S	0.66	0.51	S
15-16	0.61	0.47	S	0.23	0.75	W	0.72	0.42	S	0.32	0.77	W
16-17	0.70	0.37	S	0.47	0.64	M	0.76	0.41	S	0.54	0.67	M
17-18	0.48	0.63	M	0.49	0.59	M	0.64	0.52	S	0.66	0.54	S
18-19	0.17	0.67	W	0.51	0.47	M	0.38	0.62	W	0.54	0.51	M
19-20	0.16	0.63	W	0.17	0.61	W	0.24	0.67	W	0.02	0.63	W
20-21	0.43	0.43	M	0.42	0.53	M	0.39	0.47	W	0.36	0.56	W
21-22	0.47	0.48	M	0.44	0.51	M	0.41	0.53	M	0.39	0.63	W

各条件における各センサ間の加速度類似度の平均値とカテゴリを示した。AAC：平均加速度類似度，VS：非常に強い，S：強い，M：中程度，W：弱い，SD：標準偏差，EO：開眼，EC：閉眼。

#### 被験者内の瞬時位相同期度

各被験者の各センサの瞬時位相同期の度合いを表す APLV を図 1-3 および表 1-2 に示す。

APLV は，EO 条件と EC 条件の ML 方向と AP 方向の両方で，0.6 以上 0.4 以下のクラスタがいくつか連続して見られた。センサ間の APLV は，EO と EC の条件により変化した。EC 条件では，EO 条件と比較して，ML 方向，AP 方向ともに APLV が減少した。ML 方向で APLV が 0.6 より大きい連続したセンサの組み合わせは，EO 条件では 7-15 と 16-17，EC 条件では 8-12 と 14-15 であった。AP 方向では，APLV が 0.6 より大きいセンサの組み合わせは，EO では 7-12 と 13-17，EC では 9-12 と 13-15 であった。EO 条件では，ML 方向，AP 方向ともに，9-11 の連続したセンサの組み合わせが 0.8 以上の APLV 値を示したが，EC 条件では，連続したセンサは減少が見られた。ML 方向で APLV 値が 0.4 未満となった連続したセンサの組み合わせは，EO 条件では 2-5，6-7，18-20，EC 条件では 1-4，

5-6, 7-8, 15-16, 19-21 であった。AP 方向では、APLV が 0.4 未満となったセンサの組み合わせは、EO では 2-5 と 18-22, EC では 2-8, 15-16, 19-22 であった。

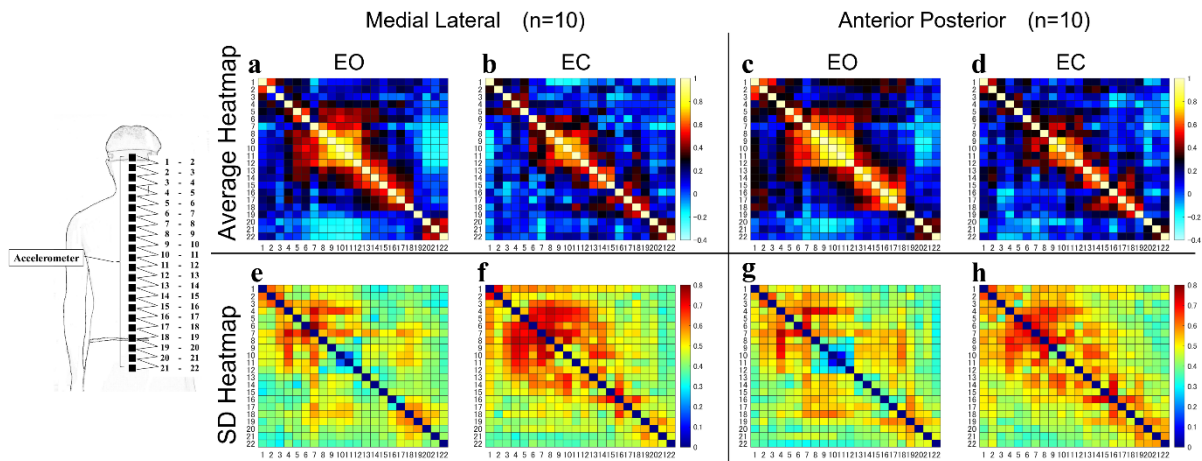


図 1-3. 各センサ間の加速度の瞬時位相同期の平均値と標準偏差

加速度時系列データの位相情報として、APLV (a, b, c, d) と SD (e, f, g, h) のヒートマップを条件 (EO, EC) ごとに示した。APLV は、左の縦軸と横軸がセンサ番号、右の縦軸が APLV 値。SD は、左の縦軸と横軸がセンサ番号、右の縦軸が標準偏差。APLV: 平均位相同期度, SD: 標準偏差, ML: 内側外側方向, AP: 前後方向, EO: 開眼, EC: 閉眼。



表 1-2. センサ間の瞬時位相同期度 (APLV)

Sensor combination	Medial Lateral (n=10)						Anterior Posterior (n=10)					
	EO			EC			EO			EC		
	Mean	SD	Category	Mean	SD	Category	Mean	SD	Category	Mean	SD	Category
1-2	0.56	0.62	M	0.32	0.71	W	0.59	0.57	M	0.46	0.65	M
2-3	0.06	0.63	W	0.18	0.57	W	0.36	0.64	W	0.30	0.58	W
3-4	0.19	0.60	W	0.37	0.49	W	0.29	0.54	W	0.25	0.55	W
4-5	0.38	0.52	W	0.43	0.54	M	0.34	0.60	W	0.33	0.59	W
5-6	0.56	0.43	M	0.10	0.73	W	0.59	0.44	M	0.14	0.73	W
6-7	0.17	0.78	W	0.45	0.72	M	0.40	0.72	M	0.39	0.71	W
7-8	0.64	0.78	S	0.36	0.78	W	0.63	0.59	S	0.30	0.74	W
8-9	0.72	0.44	S	0.64	0.59	S	0.77	0.37	S	0.46	0.69	M
9-10	0.80	0.37	VS	0.70	0.50	S	0.84	0.26	VS	0.73	0.40	S
10-11	0.85	0.17	VS	0.67	0.47	S	0.86	0.10	VS	0.63	0.54	S
11-12	0.73	0.31	S	0.62	0.51	S	0.77	0.26	S	0.64	0.49	S
12-13	0.61	0.42	S	0.51	0.56	M	0.50	0.49	M	0.49	0.55	M
13-14	0.61	0.42	S	0.57	0.55	M	0.72	0.35	S	0.61	0.57	S
14-15	0.60	0.38	S	0.62	0.46	S	0.60	0.43	S	0.60	0.48	S
15-16	0.52	0.46	M	0.17	0.70	W	0.64	0.38	S	0.28	0.72	W
16-17	0.65	0.33	S	0.43	0.60	M	0.74	0.34	S	0.52	0.62	M
17-18	0.44	0.58	M	0.44	0.54	M	0.59	0.50	M	0.59	0.54	M
18-19	0.16	0.60	W	0.49	0.44	M	0.30	0.59	W	0.51	0.47	M
19-20	0.13	0.58	W	0.22	0.56	W	0.18	0.59	W	0.00	0.60	W
20-21	0.40	0.43	M	0.38	0.50	W	0.35	0.47	W	0.28	0.54	W
21-22	0.46	0.42	M	0.41	0.48	M	0.35	0.48	W	0.35	0.58	W

各条件における各センサ間の瞬時位相同期度の平均値とカテゴリを示す。APLV：平均位相同期度，VS：非常に強い，S：強い，M：中程度，W：弱い，SD：標準偏差，EO：開眼，EC：閉眼。

#### AC と PLV の two-way repeated ANOVA の結果

加速度の類似度を示す AC の two-way repeated ANOVA の結果は以下の通りであった。ML 方向の視覚フィードバック条件の主効果に有意差はなかった ( $F(1, 189) = 3.54, p = 0.06$ )。ML 方向におけるセンサの組み合わせの主効果には有意差があった ( $F(20, 189) = 2.33, p = 0.002$ )。センサの組み合わせの post-hoc test では、センサの組み合わせ 9-10 は 2-3 よりも有意に高く ( $t = 3.83, p = 0.04$ )、10-11 は 2-3 よりも有意に高く ( $t = 3.94, p = 0.02$ )、センサの組み合わせの post-hoc test では、センサの組み合わせ 9-10 は 2-3 よりも有意に高く、10-11 は 2-3 よりも有意に高くなった。視覚フィードバック条件の主効果では、AP 方向に有意差があった ( $F(1, 189) = 12.35, p < 0.001$ )。視覚的フィードバック条件の事後比較では、EO 条件が EC 条件より有意に高かった ( $t = 3.51, p < 0.001$ )。センサの組み合わせの主効果では、AP 方向に有意差があった ( $F(20, 189) = 2.13, p = 0.005$ )。センサの組み合わせ

の post-hoc test では、センサの組み合わせ 9-10 は 19-20 よりも有意に高く ( $t = 3.89, p = 0.03$ ), 10-11 は 19-20 よりも有意に高い ( $t = 3.80, p = 0.04$ ) .

瞬時位相同期の程度を示す PLV の two-way repeated ANOVA の結果は以下の通りであった。ML 方向の視覚フィードバック条件の主効果に有意差はなかった ( $F(1, 189) = 2.25, p = 0.14$ ) . ML 方向におけるセンサの組み合わせの主効果には有意差があった ( $F(20, 189) = 2.34, p = 0.002$ ) . センサの組み合わせの post-hoc test では、センサの組み合わせ 9-10 は 2-3 よりも有意に高く ( $t = 3.78, p = 0.04$ ), 10-11 は 2-3 よりも有意に高く ( $t = 3.86, p = 0.03$ ), センサの組み合わせの post-hoc test では、センサの組み合わせ 9-10 は 2-3 よりも有意に高く、10-11 は 2-3 よりも有意に高くなった。視覚フィードバック条件の主効果では、AP 方向に有意差があった ( $F(1, 189) = 12.24, p < 0.001$ ) . 視覚的フィードバック条件の事後比較では、EO 条件が EC 条件より有意に高かった ( $t = 3.50, p < 0.001$ ) . AP 方向のセンサの組み合わせの主効果では、有意差があった ( $F(20, 189) = 2.37, p = 0.001$ ) . センサの組み合わせの post-hoc test では、センサの組み合わせ 9-10 は 19-20 より有意に高く ( $t = 4.30, p = 0.006$ ) , 10-11 は 19-20 より有意に高く ( $t = 4.03, p = 0.02$ ) , 11-12 は 19-20 より有意に高かった ( $t = 3.80, p = 0.04$ ) .

AC と PLV に関しては、ML 方向、AP 方向ともに視覚フィードバック条件とセンサの組み合わせの間に有意な交互作用は見られなかった。

## 1-5. 考察

本研究ではまず、加速度信号におけるセンサ間の同期度や類似度を示す指標である APLV と AAC に着目した。APLV と AAC の値が 0.4 未満の領域は相関が「弱い」ためセグメンテーションが高く、0.6 以上の値は相関が「強い」ためある程度硬い領域であると判断した[54], [68]. センサの組み合わせ位置に対応する身体部位については、1-2 が頭部と頸椎上部に、2-4 が頸椎上部、4-6 が頸椎下部、6-9 が胸郭上部、9-12 が胸郭中部、12-15 が胸郭下部、15-18 が腰椎上部、18-21 が腰椎下部、21-22 が腰椎下部と骨盤となる。

APLV と AAC の結果、EO 条件、EC 条件ともに、ヒートマップ上で ML 方向と AP 方向に高い APLV と AAC 値を持つセンサの複数のクラスタが見られた (図 1-2, 1-3). 先行研究において、剛体に近いモデルでは、瞬時加速度の位相が同期する傾向があることが報告されている[50]. したがって、本研究の APLV と AAC が高い測定部位は、分節性が低い部位であると言える。人の体幹は、多数の骨格構造と靭帯、筋、皮膚など様々な力学係数を持つ軟部組織で連続的に支持されている複雑な構造であり[69], 構造的な冗長性を持っている。そのため、立位姿勢の制御においては、体幹における振動特性は、筋肉を中心とした軟部組織の影響により連続的に変化していると考えられる。その結果、すべての視覚フィードバック条件において、ML 方向および AP 方向の APLV および ACC

の値が 0.6 より大きいセンサ群は、胸部および腰部上部に相当することがわかった。脊柱は解剖学的に頸椎、胸椎、腰椎、仙椎に分けられ、それぞれ局所的な分節構造を持っている。胸椎は肋骨と胸骨で胸郭を形成し、骨格としての剛性は高い。剛性の高い胸椎と骨盤の間に位置する腰椎上部は、骨格構造としては剛性が低い部位であるが、APLV、AACともに0.6以上の値を示した。立位では腰背部脊柱起立筋群の活動量が増加することが知られている[70]。したがって、腰部の骨格構造における不安定性を支えるために、腰背部の筋群の活動によって腰部の剛性が高まっていると考えられる。

一方、APLV と AAC は、分節性を示す領域では、値が小さくなる[50]。したがって、APLV と AAC が 0.4 未満の領域は、より高度に分節化されていると考えられる (図 1-4)。センサの組み合わせ 3-4 と 19-20 の APLV と AAC の値は、すべての視覚フィードバック条件と方向で 0.4 より小さく、これは頸部上部と腰部下部に対応し、解剖学的特徴と一致する。これらの結果は、人の立位姿勢の中で、頭部-体幹がいくつかの部位にセグメント化され、構造的な冗長性を調節していることを示すものである。全身を考慮すると、比較的高い位置で大きな質量の振動特性を類似させ、冗長構造をある程度まとめたものにするには、立位姿勢における感覚入力の変化に対応する制御変数を単純化できる合理的な対応策であると考えられる。

EO と EC の APLV と AAC を比較すると、視覚フィードバック条件の違いにより、立位姿勢における頭部-体幹の冗長構造に関する制御戦略が変化することがわかった (図 1-4)。

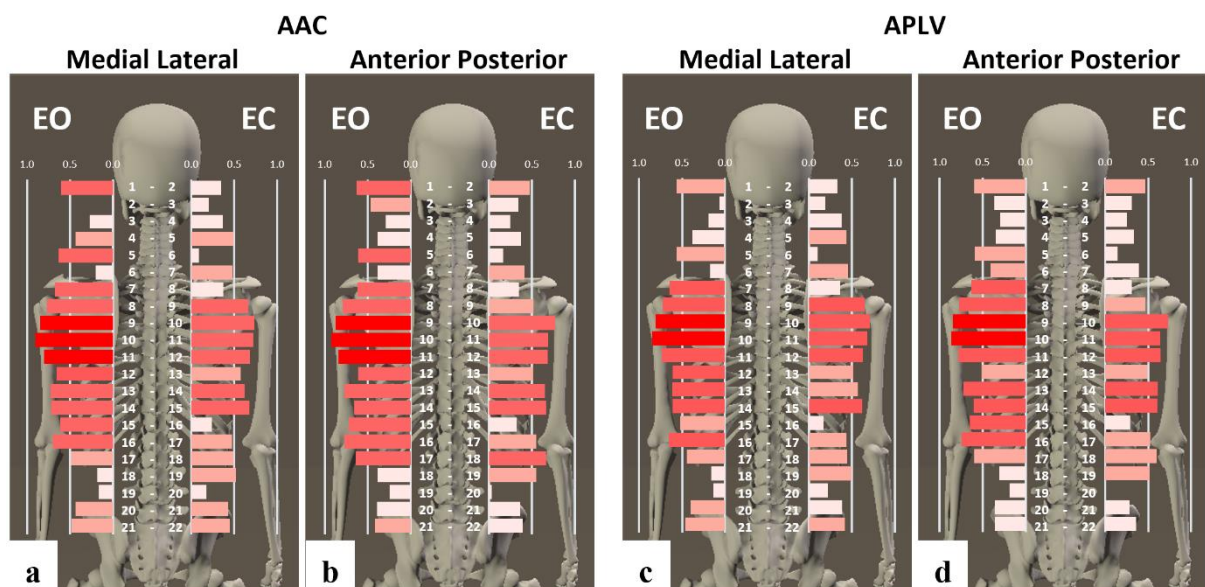


図 1-4. 構造的な冗長性を持つ頭部体幹領域における適応的セグメンテーション

隣接するセンサの内外側方向の ACC(a)，前後方向の ACC (b) を横棒グラフで示す。隣接するセンサの内側・外側方向の APLV (c) と前後方向の APLV (d) を横棒グラフで示したものである。グラ

アの横軸は、上下のセンサ間の AAC と APLV の値を示している。上から順に 1-22 の 21 組のセンサの AAC と APLV の値を示し、AAC と APLV の値が高いセンサの組み合わせは濃い赤で、AAC と APLV の値が低いセンサの組み合わせは薄い赤で表示している。AAC：平均加速度相関、APLV：平均位相同期度、EO：開眼、EC：閉眼。

APLV と AAC の値が高いほど、位相同期と加速度の類似度が高まり、剛性と凝集性が高まっている領域であることが示唆された（図 1-4）。EO 条件における APLV と AAC の結果から、胸部と腰部上部は加速度の位相同期が「強い」類似度を持ち、頭部と頸部上部は加速度の類似度が「強い」類似度を持つことがわかった。したがって、EO 状態では、これらの部位の剛性・凝集性が高まっていることが示唆される。一方、EC 条件では、これらの領域の多くで APLV や AAC の値が減少していた。これらの結果から、EC 条件での直立姿勢は、見かけ上の頭部から体幹のセグメンテーションの増減によって制御されていることが示唆された。

APLV と AAC の値が低いことは、同期度が低く、振動特性が類似していることを示しており、リンク部位または分節性が高い領域であることが示唆される（図 1-4）。このように、リンク部位が増加することで、セグメントの増加によって状態が制御されることがわかる。このセグメントの増加により、関節の動きが活発になり、周囲の感覚受容器からの入力も多くなると考えられる。EC 状態で体幹の APLV と AAC の値が低いことは、視覚情報を減らして他の感覚系（体性感覚など）の入力を増やし、体幹の構造的冗長性を制御していることに反応したと考えられる。感覚系は姿勢を維持するための情報を中枢神経系に提供し、制御系は一部の感覚情報の減少による変化に対し、他の感覚入力の増加や適切な筋収縮で対応すると考えられる[71]。このような神経科学的なメカニズムは、sensory-re-weighting[72]–[76]として知られている。この結果は、立位姿勢の制御において、人体が環境などの変化に対応するために、頭部-体幹の構造的な冗長性を戦略的に制御していることを示唆している。

中枢神経系において体幹の分節性を制御する上で、このような構造的な冗長性は制御システムにも冗長性をもたせている可能性が考えられる。一般的に冗長的なシステムは、コンピュータの制御システムなどにも多く用いられているものである。各コンポーネントが障害を起こした場合でも、システムが引き続き適切に動作するように設計されている。このような冗長的なシステムは、可用性、耐久性、信頼性を提供し、システム障害を最小限に抑えることができる。身体の構造がこのような冗長的なシステムを有していることは、コンピュータ同様に単一の障害が起きた場合にも制御し続けることが可能とする。特に冗長的な構造と機能を持つ体幹は、この障害発生時の対応システムとして非常に有用な器官であることがわかる。

興味深いことに、EO 条件と EC 条件における APLV と AAC の比較では、センサの組み合わせ 9-

11 が APLV と ACC の値が 0.8 より高く、周辺のセンサ群は EO 条件では ML 方向と AP 方向の両方で特徴的に高い値を示し、EC 条件では範囲が狭くなった (図 1-2, 図 1-3). また、センサ 9-11 は、骨格の胸部に位置している。したがって、胸部でリンクを増やすという反応は、EC 条件における視覚入力 of 損失を補うために、被験者に共通する姿勢制御戦略であると考えられる。また、二元配置分散分析の結果、胸部中央に相当するセンサの組み合わせ 9-11 の PLV と AC の値は低いセグメンテーションを示したが、ML 方向の頸椎上部や AP 方向の腰部下部は高いセグメンテーションを示していることが示された。したがって、リンク部位の頸椎と腰椎のファセットなど、骨格的な要因が影響している可能性が示唆される。この胸郭内のセンサ群は、頭部、上腕、体幹 (HAT: head arm trunk) の合成 CoM である上半身重心 (UCoM) 位置と近似しており、上半身重心の位置は、頭部、上腕、体幹の合成 CoM である。また、人の姿勢や運動は、HAT からなるパッセンジャーユニットを下肢からなるロコモーターユニットが支えるように制御されていると考えられている [77]。シミュレーションモデルの知見では、人特有の二足歩行による姿勢・運動制御において、仮想制御目標を CoM よりも高い位置に設定することで、CoM が高いことによる不安定さを動的に安定化させることができると報告されている [78]。

本研究では、視覚入力の消失により直立姿勢の制御戦略の変更が必要となった際に、胸部領域でリンク部位を増やす応答が観察された。したがって、人の立位姿勢における体幹の構造的な冗長性を制御するためには、胸郭領域の加速度を調整するための「コヒーレント」化が一つの重要なファクターであると考えられる。最後に、二元配置分散分析を用いて確認された全体的な傾向として、AP 方向は EC 条件よりも EO 条件の方が PLV と AC の値が有意に高かったが、ML 方向は EO 条件と EC 条件の間で有意な差は見られなかった。これらの結果は、視覚フィードバックの消失に伴い、頭部から体幹にかけての構造的冗長性の制御に方向性があることを示唆するものである。

本研究は、頭部、胸部、腰背部の構造的冗長性の制御が立位姿勢に必須の因子である可能性を示したが、各セグメントをつなぐ筋の活動については検討出来ていない。また、本研究の測定・解析方法は、頭部と体幹の振動特性が異なる可能性のある条件 (脊椎の整形外科疾患など) との比較検討が必要である。今後、動作解析による運動学的研究、筋電図による神経生理学的研究により、立位での体幹制御のより詳細なモデル化が可能になると考えられる。さらに、センサの取り付け位置、体性感覚や前庭感覚等の非視覚的感覚の重み付け、視覚的フィードバック条件の違い、足の位置の違い等の実験条件の影響を検討し、頭部-体幹の構造的冗長性がどのように微調整されているかを詳細に分析することが必要である。

本研究の結果から、人型二足歩行動物において不安定な立位姿勢を制御するためには、多分節で全身に対する質量比が高い頭部-体幹の構造的冗長性を、実勢に応じて適応的に調整する必要があることが示唆された。特に、胸部の加速度を調整することで、立位姿勢の不安定さを制御している

ことが示唆された。これらの知見は、時系列データを用いたデータ駆動型解析により得られたものであることが大きい。

## 第2章 前足部横アーチへのテーピングがジャンプ着地動作の下肢 制御動態に与える影響

## 2-1. 要約

二足立位は、四足動物に比べて多様な動きを可能にした。本章では、立位の人を基部で支える足部の安定性が動作の円滑度を与える影響を検証した。足関節の柔軟性や変形度にはきわめて個人差が大きく、身体運動のパフォーマンスのみならず障害の起きやすさにも影響する。特に足部のアーチ構造は、ばねのような構造を有し、着地の衝撃を和らげる機能を持つ。このことから、足部横アーチへのテーピングがジャンプ着地動作の姿勢制御動態に与える影響について検討を行った。その結果、足底横アーチ支持テープにより、足尖接地時に膝関節の制動が可能であることが明らかになった。

## 2-2. はじめに

前十字靭帯 (ACL: Anterior Cruciate Ligament) 損傷は、バスケットボール、サッカー、ハンドボールなどのコンタクトスポーツで頻繁に発生するスポーツ傷害の一つである。発生機序は、接触型と非接触型に分類され、非接触型損傷ではジャンプの着地や方向転換、急激な減速時などに起こり易いとされている[79]。その因子としては、外的要因と内的要因が考えられており、外的要因はスポーツにおける身体の動き、体幹や身体重心の位置などがあり、内的要因には関節の柔軟性、下肢のアライメントなどが挙げられている[79][80]。また、女性の ACL 損傷の割合は男性の 2~8 倍にも達し、joint laxity などが女性に多いことなど様々な外的・内的要因が考えられている[81]。さらに、ジャンプ着地動作における障害発生は、着地時に足尖が接地してから 40~100msec の間に ACL が損傷していることが判明している[82]。受傷肢位は股関節浅屈曲、膝関節浅屈曲・外反の肢位での脛骨前方剪断力と外旋が原因と考えられており、中でも膝関節外反アライメントや外反モーメントの増大が大きく寄与しているとの報告がある。運動連鎖の観点から考えると、足関節の回内・外反は膝関節の外反アライメントや外反モーメント増大につながる可能性があり、重要な指標の一つとして考えられる[83]。また、関節モーメントは当該関節より上の質量中心位置の影響を大きく受けることが知られており、身体質量中心の前額面上での制御が外反モーメントにとって重要であると報告されている[84]。

また、着地動作時に膝関節に対する股関節や足関節の協調した運動は、身体質量中心の偏位を抑制すると考えられる。特に、足部のアーチ構造はばねのような性質を持ち、着地緩衝作用により膝関節などの衝撃吸収する役割があるとされている[85]。ACL 損傷の先行研究では、内側縦アーチとの関連を調べたものが多く、アーチが高いものは足関節回内を減少させ knee in を抑制する役割があると結論づけている[86]。しかしながら、ACL 損傷は前述のようにジャンプ動作時では、着地後 40~100 msec の間に発生している為、足尖接地後早期での前足部や中足骨レベルの横アーチの影響も



あることが推察される。今回、我々は中足骨レベルの横アーチが低下すると、前足部が回内し、足関節回内、運動連鎖により下腿内旋、膝関節外反となり[87]、ACL 損傷の受傷肢位である knee in を助長するのではないかと推測した。このような knee in の状況に対してテーピングが有効であるとの報告も見られるが、一方でその効果については意見がまとまっていない[88][89][90]。

本研究の目的は、ACL 損傷が起こりやすいとされるジャンプ動作片脚着地時に着目し、前足部へのテーピングの有無がジャンプ着地動作時の膝関節の ACL 損傷を惹起させる関節動態に影響を与えるかを検討することである。但し、関節角度や床反力データのみでは、動作のパフォーマンスを評価することは困難である。そこで、本研究では動作の円滑性を示す指標として、角度変位を 3 階微分することで得られる Angler Jerk (角躍度) を用いた検討を行った。この躍度が大きな動作は生体に不快感を与えることが知られており、逆に躍度が小さな動作は円滑であるとされている[91]。この角躍度をジャンプ着地動作の膝関節に応用し、Angler Jerk Cost を求め、着地動作の円滑性をパフォーマンスの指標として検討した。

### 2-3. 対象・方法

対象は、下肢に整形外科的疾患のない、バスケットボール経験のある女子大学生 10 名とした(表 2-1)。実験を開始するにあたり、すべての対象者に本研究の目的、方法および実験内容を十分に説明し、実験に参加のための同意を得た。尚、本研究は帝京科学大学倫理審査委員会の承認を得て実施した(承認番号第 15027 号)。

表 2-1 被験者属性

n	年齢 (year)	身長 (cm)	体重 (kg)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	競技経験年数 (year)
10	20.6 ± 1.0	157.3 ± 7.3	54.8 ± 6.3	22.2 ± 2.3	6.7 ± 0.9

課題動作は、立位姿勢からその場で両脚踏切にて垂直跳躍を最大努力下で行わせ、左脚での片脚着地とした。尚、本実験とは別の日程で課題に慣れるまで十分な練習を行った。また、被検者には、測定を行う前に十分なウォーミングアップを行わせた。施行回数は、ジャンプ動作の反復による疲労やテーピングの持続性を考慮し、操作有り無しともにジャンプ動作を 3 回ずつ実施した(図 2-1)。

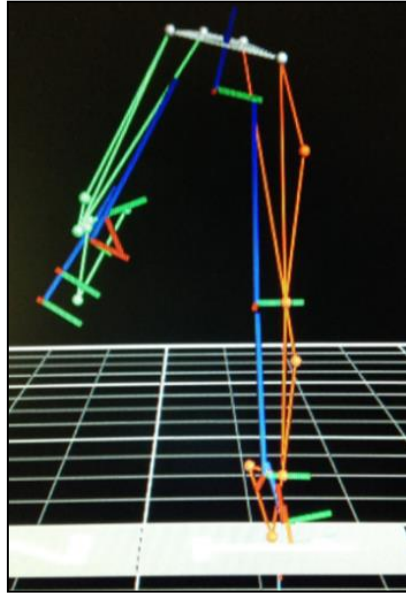


図 2-1 リバウンドジャンプ着地動作の三次元動作解析イメージ

前足部横アーチテーピングは，入谷式足底板の横アーチを形成する方法を参考に，アーチを形成するよう，拇趾 MP 関節から足裏を周り，小趾 MP 関節まで巻いた(図 4-2,4-3)[92]. 尚，テーピングのテープは，3M ヘルスケア製マルチポアスポーツレギュラー伸縮固定テープを用いた. テーピングによる足関節回外誘導のイメージを図 4-4 に示す. 尚，計測対象は左足とした.



図 2-2 中足骨レベルのアーチ形成(前額面)



図 2-3 中足骨レベルのアーチ形成(矢上面)

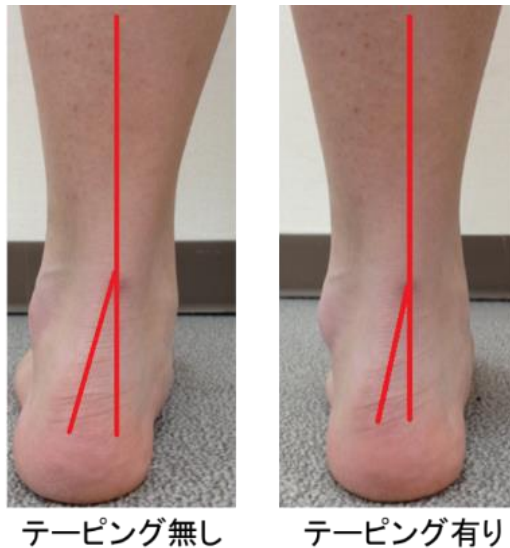


図 2-4 テーピング有無での足関節回外誘導イメージ

片脚着地動作中の解析は、光学式三次元動作解析システム (VICON-MX, Motion System 社製, MX カメラ 7 台, サンプリング周波数 100Hz) 及び床反力計 (OR6-WP, AMTI 社製, サンプリング周波数 100Hz) を用い、三次元空間内での身体体節の移動及び床反力値を計測した。三次元計測マーカ位置は直径 14 mm の赤外線反射マーカを Plug-in-Gait full body model に準じて、左右の前頭部、後頭部、第 7 頸椎棘突起、第 10 胸椎棘突起、右肩甲骨、左右の肩峰、上腕骨外側上顆、橈骨茎状突起、尺骨茎状突起、第 2 中手骨頭、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大腿部 (大転子と膝関節外果の直線上の点)、膝関節外側 (膝蓋骨中央の高さで膝蓋骨の厚さを除く膝関節前後径の midpoint)、下腿部 (膝関節外側と足関節外果の直線上の点)、足関節外果、踵骨第 2 中足骨頭の計 35 点に貼付した。

計測データは、解析ソフト (VICON NEXUS 1.7.1) にて空間内座標における位置情報の三次元化を行った。得られたマーカの三次元データを VICON NEXUS 上にて、ローパスフィルタ (Butterworth filter, 遮断周波数 6 Hz) にて平滑化処理を行った。各体節の位置データ及び関節角度においては、Plug-in-Gait model を用いて、足尖接地から 1 秒間の膝関節、足関節の前額面及び矢状面上の関節角度を算出した。各々の関節について、解析区間を足尖接地後膝関節内外反角度が最大になるまでと

し、関節角度、関節角速度、関節角加速度を求めた。また、着地動作の安定性評価においては、膝関節の屈曲・外反の関節運動を対象に Angular Jerk Cost を指標とした解析も実施した。Angler Jerk に関しては、解析区間において得られた関節角度変化  $x$  を 3 階時間微分することで求め、下の式を用いて算出した[93][94].

$$Angular\ Jerk = \frac{d^3x}{dt^3}$$

Angular Jerk Cost については、上記で求めた Angler Jerk を解析区間  $t$  において時間積分することで求め、下の式を用いて算出した[95] [94].

$$Angular\ Jerk\ Cost = \int_{t_0}^{tf} (Angular\ Jerk)^2 dt \times tf^5$$

また、統計処理として、テーピングの有無の 2 群間で F 検定及び対応のある T 検定を行った。全ての統計学的解析の有意水準は 5%未満(\*)とし、IBM SPSS Statistics 22 (IBM, Chicago, IL, USA) を用いて解析した。

## 2-4. 結果

テーピング有無での片脚ジャンプ着地動作時膝関節屈曲・外反方向の kinematics データを表 2-2, 2-3 に示す。膝関節屈曲では、テーピング有りの条件で初期接地時屈曲角度の減少、屈曲角速度 peak 値の減少、Angular Jerk Cost の減少を認めた。膝関節外反では、テーピング有りの条件で背屈角速度 peak 値の減少、Angular Jerk Cost の減少を認めた。

テーピング有無での片脚ジャンプ着地動作時足関節背屈・外反方向の kinematics データを表 2-4, 2-5 に示す。足関節背屈では、テーピング有りの条件で背屈角速度 peak 値の減少、Angular Jerk Cost の減少を認めた。足関節外反では、テーピング有りの条件で外反角速度 peak 値の減少、Angular Jerk Cost の減少を認めた。

表 2-2 片脚ジャンプ着地動作時における膝関節屈曲方向の kinematics データ

	初期接地時屈曲角度 (degrees)		屈曲角度 peak 値 (degrees)		屈曲角速度 peak 値 (degrees/sec)		Angular Jerk Cost (degrees <sup>2</sup> /sec <sup>-5</sup> )	
	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有
AVE	24.2	27.3 *	59.7	63.0	676.8	571.7 *	4.26×10 <sup>14</sup>	1.83×10 <sup>13</sup> *
SD	2.9	2.2	4.2	12.9	156.9	160.4	2.43×10 <sup>14</sup>	9.25×10 <sup>12</sup>
p 値	0.047		0.45		0.02		0.02	

表 2-3 片脚ジャンプ着地動作時における膝関節外反方向の kinematics データ

	初期接地時外反角度 (degrees)		外反角度 peak 値 (degrees)		外反角速度 peak 値 (degrees/sec)		Angular Jerk Cost (degrees <sup>2</sup> /sec <sup>-5</sup> )	
	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有
AVE	-2.4	0.3	13.9	12.2	344.8	237.1 *	3.94×10 <sup>13</sup>	1.07×10 <sup>13</sup> *
SD	4.1	3.5	3.2	6.6	53.1	89.6	2.16×10 <sup>13</sup>	1.05×10 <sup>13</sup>
p 値	0.17		0.41		0.03		0.01	

表 2-4 片脚ジャンプ着地動作時における足関節背屈方向の kinematics データ

	初期接地時背屈角度 (degrees)		背屈角度 peak 値 (degrees)		背屈角速度 peak 値 (degrees/sec)		Angular Jerk Cost (degrees <sup>2</sup> /sec <sup>-5</sup> )	
	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有
AVE	-28.3	-33.5	25.9	24.4	1377.0	1189.4 *	3.90×10 <sup>13</sup>	5.39×10 <sup>12</sup> *
SD	6.8	4.7	2.6	4.8	194.3	148.8	1.34×10 <sup>13</sup>	2.60×10 <sup>12</sup>
p 値	0.21		0.56		0.03		0.00	

表 2-5 片脚ジャンプ着地動作時における足関節外反方向の kinematics データ

	初期接地時外反角度 (degrees)		外反角度 peak 値 (degrees)		外反角速度 peak 値 (degrees/sec)		Angular Jerk Cost (degrees <sup>2</sup> /sec <sup>-5</sup> )	
	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有	テーピング無	テーピング有
AVE	-3.8	-5.1	27.6	23.9	520.7	408.6 *	6.37×10 <sup>13</sup>	1.89×10 <sup>13</sup> *
SD	1.5	1.9	3.7	2.9	104.6	104.1	1.81×10 <sup>13</sup>	1.73×10 <sup>13</sup>
p 値	0.11		0.23		0.01		0.03	

## 2-5. 考察

本研究の結果より、前足部横アーチへのテーピングによる膝関節外内反角度に有意な差は認められない一方で、ACL の受傷肢位とされる膝関節浅屈曲や膝関節外反方向への角速度の制動が可能であることが示唆された。先行研究では、ACL 損傷の受傷肢位である膝関節外反方向に急速な外力が生じることで、膝関節へのメカニカルストレスが生理的強度を超えた結果、靭帯が断裂する可能性があることが示されている[86]。今回 kinematics データを用いた解析を実施し、角速度変化及び安定性指標である Angular Jerk Cost の減少を認めたことから、前足部横アーチへのテーピングが膝関節や足関節周囲の kinetics にも影響を与えた可能性が考えられる。外反方向への制動が可能となった要因としては、仮説と同様、前足部からの運動連鎖により膝関節が内反方向へ働いたことが挙げられる[96]。

また、女性の着地動作中の最大膝関節外反角度は、男性と比較して有意に高値であるとの報告がある[97]。加えて、女性は内的因子として女性ホルモンの作用として軟部組織の緊張を低下させることや、月経周期と ACL 損傷の関連性も示唆されている[98]。以上より、女性スポーツ選手における ACL 損傷に関するリスク因子については、本研究を含めた kinematics からの評価に加え、内的因子の影響も考慮するなど、多角的な視点から予防策を検討する必要があると考えられる。

本研究において関節安定性の指標として用いた Angular Jerk Cost は、角躍度の二乗の総和であり、より最適化された運動で数値が低くなる性質を有する。身体に対して予期しない外乱が起きた際に、頭部や身体重心動揺の Angular Jerk Cost が大きくなることが報告されている(18)。非接触での ACL 損傷は着地後 40 ~ 100 msec に発生するとされていることから、ジャンプ着地動作の関節運動制御は、入力された床反力に対して姿勢制御を行う feedback モデルでは、対応が困難であると考えられる。本研究における Angular Jerk Cost の減少に関しては、足関節や前足部の剛性が向上した可能性が考えられる。一方で、着地動作で生じる関節トルクに対してテーピングそのものによる張力は小さ過ぎることから、Angular Jerk Cost の減少における直接的な要因となるとは考えにくい。本研究で用いた前足部横アーチの形成をサポートするテーピングによって、足趾の関節運動が屈曲方向へ誘導され、ウインドラス機構により床反力に抗するバネが形成された結果、着地時に床からの衝撃を吸収できるようになり、膝関節の負担を軽減することが可能になったと考えられる。以上より、ACL 損傷の予防の一環として、前足部横アーチ形成筋群の強化は、ACL 損傷の受傷リスクを減らす一因となると考えられる。

ACL 損傷は、足尖接地時のアライメント不良によるものだけでなく、大腿四頭筋の遠心性優位の筋収縮や、着地時の後方重心、内側方向の床反力、靴の状態[80]など、様々な要因が報告されている。着地動作においても、各スポーツ場面において多彩な肢位があり、確実に予測することは困難である。一方で、本研究の結果から、kinematics データを用いた Angular Jerk Cost を指標とした解析

が有用であることが示唆された。今後は、多様な着地動作におけるテーピングの効果について、Angler Jerk Cost を指標とした解析に加え、joint laxity の程度、膝関節周囲の筋出力や重心位置、床反力などを解析も研究を進めていく必要があると考える。

三次元動作解析装置にて、前足部アーチへのテーピングが片脚着地動作時に膝関節に与える影響について比較検討を行った。結果、足尖接地時に膝関節外反角度に差は認められなかったが、前足部横アーチへのテーピングにより膝関節外反角速度を中心とする制動が可能となったことが示唆された。このことから、前足部横アーチ形成筋群や足趾屈筋群の筋力強化は、ACL 損傷の共通する所見である、急激な外反モーメントの増大のリスクを減らすことができるのではないかと示唆された。

しかし、着地動作は各スポーツ場面において様々な肢位があるため正確な予測が困難であることに加え、膝関節周囲の筋活動や重心位置なども関与してくる。そのため、今後は様々な着地動作時の膝関節周囲筋の筋出力や重心位置、床反力など kinetics からの解析も重要であると考えられる。



### 第3章 片脚立位のバランス制御における身体重心と上半身重心および股関節機能の関係

### 3-1. 要約

体幹は、身体で最も大きな身体質量比を持つことから、重力環境下での姿勢制御に極めて重要なセグメントである。本研究の目的は、体幹を含む上半身重心の制御と片脚立位バランスとの関係性を明らかにすることである。健常成人男性 10 名 20 肢を対象に、左右の片脚立位課題を実施した。解析項目は、身体質量中心 (CoM: Center of Mass) の内外側総軌跡長、足圧中心 (CoP: Center of Pressure) の内外側総軌跡長、上半身質量中心 (UCoM: Upper body Center of Mass) 内外側の偏移量、CoP の内外側平均周波数、体幹の立脚側への側屈角度、立脚側の股関節内転角度を計測した。各パラメータについて、ピアソンの相関分析を行い関係性について検討した。片脚立位において、CoM の軌跡長と UCoM の外側偏移 ( $r = 0.53, p = 0.02$ )、CoM の軌跡長と体幹側屈角度 ( $r = -0.47, p = 0.04$ )、CoM の軌跡長と股関節内転角度 ( $r = -0.45, p = 0.04$ )、CoP の平均周波数と体幹の立脚側への側屈角度 ( $r = 0.64, p = 0.002$ ) に有意な相関関係が見られた。立位姿勢制御においては、UCoM の外側偏移が少なく、股関節内転位かつ立脚側への体幹側屈が少ない制御が、片脚立位バランス戦略にとって有利な姿勢であることが示された。

### 3-2. はじめに

人の立位姿勢は、狭い支持基底面に対して身体質量中心 (CoM: Center of Mass) 位置が高く、力学的に非常に不安定な状態である[26][27]。人は、この立位姿勢を頭部・体幹・上肢・下肢などのセグメントを巧みに制御することで、重力環境下における姿勢制御を可能としている[29][30][31]。

立位姿勢制御に関する先行研究は、Romberg が立位姿勢を保持している際に身体が動揺していることを報告して以来、CoM や足圧中心 (CoP: Center of Pressure) の視点でバランスを計測する研究が多くなされている[99]。

バイオメカニクス分野では、姿勢制御の評価に、三次元動作解析装置による CoM の計測や、重心動揺計による CoP の計測が良く用いられる。これらを用いた立位姿勢評価は、直立時の CoM や CoP の動きから身体動揺を客観的、数量的に捉えることができる。

立位姿勢は、支持基底内の重心線の位置が中心に近いほど安定する性質を持つ。ケンダルらによると理想的な立位姿勢は、頭部、体幹四肢の各分節が整列しているかによって判定することが出来るとしている[100]。この理想的な姿勢からの逸脱は、腰痛などの機能障害の原因となる[101]。理学療法分野においては、対象者の身体動作を詳細に観察し、姿勢や CoM などの偏りからバランス障害の原因などを解釈する方法が用いられている[102][103]。これらのことから、支持基底内の各分節偏りは重要なランドマークであることがわかる。

この CoM の制御方法としては、股関節戦略や足関節戦略などの分類が知られている。この姿勢制御は、足関節のみの 1 リンクか股関節も加えた 2 リンクの倒立振り子モデルであるかが判断基準とな

る。そのため、上半身と下半身の中間にある体幹や股関節に注目して、股関節の内外転角度を用いて判別する方法も用いられている[104][105]。

また、人の体幹は多分節構造であり、様々な形態を取ることができる。しかしながら、多分節で複雑な構造であるが故に、より高度な制御能が求められる。そのため、体幹の制御能力が低下すると不良姿勢の原因となることもある。不良姿勢は、立位バランスのパラメータに影響を与えることが知られているため、体幹機能は重要な指標であることがわかる[106][107][108]。

しかし、現在までのところ体幹を含む上半身重心 (UCoM: Upper body center of mass) 位置などの姿勢因子とバランスの関係性を検討した研究はほとんどない。そのため、UCoM と CoM や CoP などのバランス指標の関係性を検討し、多分節で質量比が高い上半身がバランスに与える影響を検討する必要がある。

立位姿勢バランスの評価には、片脚立位保持が良く用いられている。CoP の軌跡長と平均周波数は、それぞれ速度制御と位置制御を反映していると報告されている[109]。片脚立位での CoM や CoP は、バランス不良のもので軌跡長や平均周波数が増加する傾向があり、転倒との関連も報告されている[110][111][112]。また、片脚立位は通常の立位より左右に支持基底面が減少している。左右の支持基底面が減少するにつれ、安定性限界の面積は減少し、重心動揺面積は増加するとの報告されている[113]。このことより、高度な重心制御が必要となることが予測される。支持面が狭くなることから足圧中心で制御することが難しくなり、体幹を含む UCoM の制御能が顕著に影響する肢位であると考えられる。姿勢の安定には、各セグメントの配列が重要であることから片脚立位でも UCoM が支持基底の中央に位置することが重要であると考えられる。

最近では、立位姿勢制御の倒立振子モデルによる解析が行われているが、人の動作解析手法は下肢モデルなど四肢の運動に着目した解析が多く、上半身の姿勢パラメータとバランスの相互作用を検討しているものは少ない。そこで、本研究では、前額面上で大きな可動性を持つ体幹と股関節の角度を変数として設定をした。

本研究は、狭い支持面規定面での CoM 制御の代表として片脚立位姿勢における体幹を含む UCoM の偏り、体幹や股関節角度と CoM や CoP などのバランス指標との関連を検討することを目的とする。このことにより、姿勢制御戦略の相違が片脚立位の安定性に与える影響について、UCoM と CoM および CoP との関係性を指標として明らかにすることである。

### 3-3. 方法

対象者は既往に整形外科疾患等を有しない健常男性 10 名 (年齢  $21.8 \pm 0.7$  歳, 身長  $171 \pm 2.4$  cm, 体重  $64.4 \pm 4.6$  kg) とした。

試行課題は、開眼条件による左右での片脚立位とし、それぞれ各 2 試行実施した。課題測定時間

においては、姿勢が安定した後の 60 秒間を計測した。

データの測定は、計測空間上方に 7 台の赤外線カメラを設置した実験室にて、光学式 3 次元動作解析システム VICON-MX (Oxford Metrics 社製) , 及び床反力計 (OR6-WP, AMTI 社製) を用い、3 次元空間内での身体体節の移動量を計測した。赤外線カメラの精度は、各カメラの平均誤差が 1.0 mm 以下になるように校正し、赤外線反射マーカは直径 14 mm のものを使用した。尚、サンプリング周波数は、Vicon は 100 Hz, 床反力計は 1000 Hz として計測を行った。尚、床反力計については、計測後 100 Hz にダウンサンプリングを行った。計測マーカは、赤外線反射マーカを Plug-in-Gait full body model の貼付部位に準じた、頭部 4, 上肢帯 12, 体幹 8, 下肢帯 12 に右肩甲骨部へのダミーマーカ 1 を加えた計 35 個とし、身体各部位に貼付した。

計測データは解析ソフト VICON NEXUS 1.7.1 (Oxford Metrics 社製) にて空間内座標における位置情報の 3 次元化を実施した。その後、Polygon Application version 3.1 (Oxford Metrics 社製) を用いて体節の質量比が付与された筋骨格モデル (VICON Skelton template, Golem model) を用い、身体各セグメントの質量中心、関節角度を抽出した。尚、得られたデータはカットオフ周波数 10 Hz にて Butterworth filter をかけ、高周波ノイズの除去を行った。

CoM と CoP の動揺軌跡長は、60 秒間の前額面の総移動距離を算出した。CoP の平均周波数は、パワースペクトル解析したのちに算出した。関節角度の代表値として、立脚側への体幹側屈角度と立脚側股関節内転角度を Plug-in-Gait full body model を用いて算出した。

UCoM は頭部、両上肢、体幹の合成重心位置として推定した。UCoM の偏移量は、立脚側の内果と外果の中心からの距離（立脚側を正方向）を上半身姿勢の偏りとして算出した。

2 回の試行のデータの平均値を各変数の代表値として解析に使用した。CoM 及び CoP の動揺総軌跡長と CoP の平均周波数、UCoM の偏移量、体幹側屈角度、股関節内転角度について、ピアソンの相関係数を用いて解析した (図 3-1)。解析には、統計ソフトウェア SPSS Statistics Ver.22 を使用し、有意水準は 0.05 を用いた。

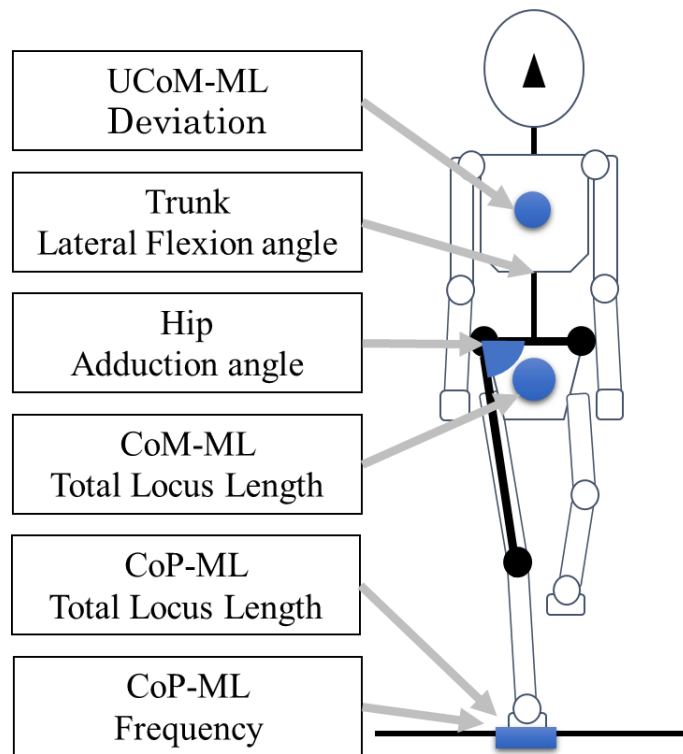


図 3-1 片足立位課題時の測定値

片足立位課題時の測定項目を示す。UCoM-ML Deviation：上半身重心の左右偏移量， Trunk Lateral Flexion angle：体幹側屈角度， Hip Adduction angle：股関節内転角度， CoM-ML Total Locus Length：身体重心左右軌跡長， CoP-ML Total Locus Length：足圧中心左右軌跡長， CoP-ML Frequency：足圧中心左右平均周波数。

### 3-4. 結果

各変数の平均値 (SD) は， CoM 内外側軌跡長は 570.7 mm (143.3 mm) ， CoP 内外側軌跡長は 2231.6 mm (474.8 mm) ， CoP の内外側平均周波数は 0.27 dB (0.06 dB) ， UCoM の外側偏移量は 46.1 mm (31.9 mm) ， 体幹立脚側側屈角度は  $-4.7^\circ$  ( $7.4^\circ$ ) ， 股関節内転角度は内転  $-0.9^\circ$  ( $6.2^\circ$ ) であった (表 3-1)。

片脚立位において， CoM の軌跡長と UCoM の外側偏移 ( $r=0.55, p=0.02$ ) ， CoM の軌跡長と体幹側屈角度 ( $r=-0.47, p=0.04$ ) ， CoM の軌跡長と股関節内転角度 ( $r=-0.45, p=0.04$ ) ， CoP の平均周波数と体幹の立脚側への側屈角度 ( $r=-0.64, p=0.002$ ) に有意な相関関係が見られた(表 3-1)。また， CoP の軌跡長においてはその他の項目との有意な相関は見られなかった。

表 3-1 片脚立位における各パラメータの相関行列

Variable	Mean (SD)	CoM-ML Total Locus Length	CoP-ML Total Locus Length	CoP-ML Frequency	UCoM-ML Deviation	Trunk Lateral Flexion angle	Hip Adduction angle
CoM-ML Total Locus Length	570.7 (143.3) [mm]	1.00					
CoP-ML Total Locus Length	2231.6 (474.8) [mm]	-0.24	1.00				
CoP-ML Frequency	0.27 (0.06) [dB]	-0.09	-0.25	1.00			
UCoM-ML Deviation	46.1 (31.9) [mm]	0.55*	-0.43	-0.04	1.00		
Trunk Lateral Flexion angle	-4.7 (7.4) [Degrees]	-0.47*	0.09	0.64**	-0.14	1.00	
Hip Adduction angle	-0.9 (6.2) [Degrees]	-0.45*	0.07	0.00	-0.37	0.35	1.00

\* Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

\*\* Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

片足立位における各パラメータの平均値 (SD) とピアソンの相関行列とを示す。UCoM-ML Deviation：上半身重心の左右偏移量， Trunk Lateral Flexion angle：体幹側屈角度， Hip Adduction angle：股関節内転角度， CoM-ML Total Locus Length：身体重心左右軌跡長， CoP-ML Total Locus Length：足圧中心左右軌跡長， CoP-ML Frequency：足圧中心左右平均周波数。

### 3-5. 考察

本研究では、片脚立位時における身体の分節運動、及び姿勢の違いが身体動揺に与える影響について解析した。UCoM の偏移量や体幹・股関節角度などの姿勢を反映するパラメータは、片脚立位での CoM 内外側動揺に影響を与えることがわかった。片脚立位における重心制御は、UCoM 外側偏移と立脚側への体幹側屈が少なく、股関節内転位が有利な肢位であることがわかった(図 3-2)。また、CoP の観点からは、平均周波数と体幹側屈に関連が見られることが分かった。一方、本研究においては CoP 軌跡長と関連するパラメータは得られなかった。

Perry らは、歩行中の身体を上半身と骨盤、骨盤と下半身の 2 つの機能単位に分けており、それぞれ Passenger unit と Locomotor unit と表現している[77]。そして、Passenger unit のアライメントが Locomotor unit の筋活動を左右する最大の要因であるとも報告している[77]。特に、支持基底面が小さい場面での姿勢制御は、体幹を中心とした上半身の動きを使用した姿勢制御戦略が必要であることが報告されている[114]。

UCoM が過度に外側偏移しない為の制御機構の代表的なものに、体幹の立ち直り反応がある。立位姿勢制御の発達過程の中で、立ち直り反応の獲得とともに重心動揺や頭部動揺が減少していることも明らかにされている[115]。UCoM 外側偏移が少ない姿勢制御は、頭位の偏移も少なく、視覚や前庭系からの入力系にも影響が少なくなることも重心動揺が減少した一因であると推察される。UCoM 外側偏移が少ない姿勢制御は、立ち直り反応が良好な頭部動揺が少ない姿勢制御を反映していると考えられる。

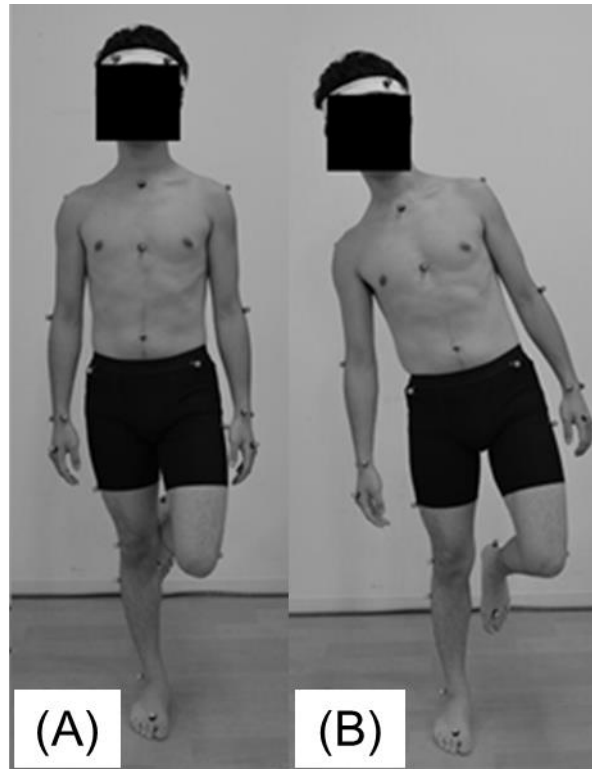


図 3-2 片足立ちの有利な姿勢の代表例 (A), 片足立ちに不利な姿勢の代表例 (B)

また、UCoM の外側変位が少ない制御パターンは、倒立振子のようなモデルではなく、上半身と下半身が分節的に制御される必要がある。この制御を可能にするためには、その連結部位である体幹や股関節の機能が非常に重要である。この体幹や股関節の関節可動性の低下を引き起こすと、上半身と下半身は直線上に配置されるような姿勢制御となることが想定される。また、立脚側股関節の筋力低下が見られる場合には、股関節外転モーメントを必要とする姿勢をとることが出来ない。これは、股関節疾患患者や筋萎縮が見られる症例などに多く見られる Duchenne 歩行で、筋出力低下を代償するための代表的な姿勢制御戦略である。本研究の対象者は健常者であるが、体幹や股関節の制御機能が重心動揺に影響を与えた可能性が考えられる。このことから、片脚立位は体幹や股関節を中心とした分節性を制御することが重要な因子であることが示唆された。先行研究においても、立位姿勢では構想的冗長性を戦略的に制御していることが明らかにされており[116]、高い位置にある重い質量をもつ体幹の制御が重要であることが分かった。

また、本研究では CoP 平均周波数と体幹側屈角度に有意な相関がみられた。しかしながら、CoP 平均周波数と股関節角度の間には有意な相関関係を確認することが出来なかった。片足立ちは、足部を支点として立脚側に身体が傾斜する。この傾斜に対して、股関節内転や体幹の立ち直り（またはその両方）で姿勢を鉛直に保つことが可能となる。本研究の結果から、股関節内転よりも体幹側屈での立ち直り反応が、CoP の周波数帯域低下をもたらしたものと考えられる。一般的に、通常の立位姿勢においてバランス不良者は、CoP 平均周波数が高くなると報告されている[117]。しかしな

がら、本研究結果からは CoP 平均周波数と CoM 軌跡長や CoP 軌跡長に関連は見られなかった。身体運動の位相が CoP 平均周波数と関連があることが報告されているが[118]、今後は時系列情報も含めた解析を行うことでこれらの関係性を検討したい。

足関節戦略は身体重心の動揺量が少ない場合に有効に働き、より大きな身体動揺においては股関節戦略が有効に働くとされている[119]。本研究の片脚立位課題は、左右の支持面が狭く効果的に CoP で制御することが難しい姿勢である。そのような肢位においては、重心の位置制御が重要となり股関節や体幹のバランス戦略が重要になってくることが示唆された。また、このことが CoP 軌跡長と他のパラメータには関連が見られなかった原因の一つの要因であると考えられる。

本研究の結果より、重心動揺といった転倒予測のパラメータの一つが姿勢と関連していることが明らかになり、要介護者や要支援者ならびに怪我や疾病などによってバランス不良を呈する方への、理学療法などのリハビリテーションを実施する際の一つの治療指針としての姿勢制御方法が示されたと考えられる。

また、下肢運動を行う際などに予測姿勢制御 (APA: anticipatory postural adjustment) といった四肢の運動に先行した体幹筋の筋収縮が見られることが知られている[120][121][122]。

また、下肢筋の筋活動推定において UCoM は重要なランドマークであり、非接触型の前十字靭帯損傷の受傷機転の一因子であることも知られている[123][124][125]。今後は、筋電図などの側面からの解析も加え、予測的な姿勢制御や姿勢回復の機序についても検討の必要があると考える。重心動揺に伴うパラメータ間の時系列解析や位相解析を行うことで、各パラメータの相互関係を詳細に検討していく必要があると考える。



## 第 4 章 総論

#### 4-1. 現代社会における人の姿勢研究の意義

日本は世界一の長寿社会である。しかし、平均寿命と健康寿命の間には、男性で 8.84 歳、女性では 12.35 歳の差がある[126]。この平均寿命と健康寿命の差は、障害を抱えた状態での生存期間によって生じるものと考えられる。この健康寿命に影響を与える障害は、日常生活に支障をきたす腰痛などの整形外科疾患や肥満・内科系疾患など、身体に対する間違っただけのメカニカルストレスの生活習慣や多寡が原因であることが多い[127]。

本論文は、脊椎動物の中で唯一、立位を常態としている人の姿勢動作に着目した。この直立二足姿勢は、力学的に不安定で高度な姿勢制御が求められるだけでなく、四足歩行に比べて局所に重力の影響が大きくかかる姿勢である。特に、姿勢不良や不適切な運動は、局所への間違っただけのメカニカルストレス増減につながり整形外科疾患の原因となる。また、疾患に伴う疼痛や機能障害は、転倒の原因になるだけでなく、廃用を引き起こす原因にもなる。

これらのことより、重力環境下での直立二足姿勢は如何に適切に立位姿勢を制御するかが重要である。

#### 4-2. 重力環境下における姿勢調節研究

人の静止立位姿勢は、狭い支持面に対して CoM が高く、力学的に不安定な状態である。人はこの立位姿勢を、頭部・上部体幹・下部体幹・上肢・下肢などのセグメントを足部上に配列して神経制御している。立位姿勢は、主に CoM と CoP を巧みに制御することで重力環境下での直立二足姿勢を保っている。また、この立位姿勢は、視覚、前庭迷路、固有受容器など様々な感覚を統合して、筋骨格系への出力を制御することで成り立っている。

本論文では、身体で最も大きな質量を持つ体幹と立位姿勢における唯一の支持面である CoP に着目し、体幹の構造的冗長性の制御、上半身姿勢とバランス能力、CoP 制御と重力応答の点から検討を行った。

第 1 章では、データ駆動型アプローチにより、立位姿勢における頭部から体幹の構造的冗長性の制御について検討を行った。人は、本来不安定な直立姿勢を安定に保つために、冗長な機械構造をもつ頭部から体幹を動的かつ高度に制御している。また、姿勢制御戦略は、感覚入力の違いによっても影響を受けることが知られている。しかしながら、質量が大きく高い位置にある頭部から体幹が、立位姿勢制御戦略の適切な変更を必要とする状況に対応するために、分節特性をどのように変化させているかは不明である。我々は、データ駆動型アプローチにより、感覚入力の違いによる安静立位での頭部-体幹の動揺制御の多点計測を実施した。背中に 22 個の加速度センサを取り付けた健常若年者を対象に、開眼時と閉眼時の 2 つの条件で静止立位時の頭部-体幹の振動特性と位相を評価した。その結果、加速度積分値と瞬時位相の同期度は視覚条件によって変化し、それぞれの条件において連続的なコヒーレントパターンが存在することが示された。得られた知見は、人特有の二足歩行で直立を安定させるためには、多分節で全身の質量比が高い頭部-体幹の構造的冗長性を条件に応じて適応的に調整する必要があるということを示唆する結果となった(図 4-1.)。

第 2 章では、足部横アーチへのテーピングがジャンプ着地動作の姿勢制御動態に与える影響について検討を行った。足部は立位姿勢における唯一の接地面であり、その形状や合成は姿勢動作の安

定性に大きな影響を及ぼす。そこで、横アーチへのテーピングにより、下肢キネマティックに与える影響を運動連鎖の観点から検討することを目的に実験を実施した。バスケットボール経験者女子7名を対象に、ジャンプ動作時を前足部へのテーピング有無の2条件にて実験を実施した。解析は三次元動作解析装置にて、足尖接地時の膝関節・足関節の角度・角速度・Angler Jerk Costを算出した。テーピング有の条件において、足尖接地時の膝関節内外反角度について有意な差は認められなかった。膝関節屈曲・外反・足関節背屈・外反角速度及びAngler Jerk Costについて有意な減少が見られた。足底横アーチ支持テープにより、足尖接地時に外反方向への制動が可能であることが示唆された(図4-1.)。

第3章では、片脚立位のバランス制御における身体重心と上半身重心および股関節機能の関係について、検討を行った。体幹は、最も大きな身体質量比を持つことから、重力環境下での姿勢制御に極めて重要なセグメントである。体幹を含む上半身重心の姿勢は片脚立位バランスに影響を及ぼすものと考え、関係性について解析を行った。健常成人男性10名20肢を対象に、左右の片脚立位課題を実施し、CoMの内外側総軌跡長、CoPの内外側総軌跡長、上半身質量中心(UCoM: Upper body Center of Mass)内外側の偏移量、CoPの内外側平均周波数、体幹の立脚側への側屈角度、立脚側の股関節内転角度を計測した。各パラメータについて、ピアソンの相関分析を行い関係性について検討した。片脚立位において、CoMの軌跡長とUCoMの外側偏移( $r = 0.53, p = 0.02$ )、CoMの軌跡長と体幹側屈角度( $r = -0.47, p = 0.04$ )、CoMの軌跡長と股関節内転角度( $r = -0.45, p = 0.04$ )、CoPの平均周波数と体幹の立脚側への側屈角度( $r = 0.64, p = 0.002$ )に有意な相関関係が見られた。立位姿勢制御においては、UCoMの外側偏移が少なく、股関節内転位かつ立脚側への体幹側屈が少ない制御が、片脚立位バランス戦略にとって有利な姿勢であることが示された(図4-1.)。

本論文では、第1章で重心から見る姿勢制御のミクロな解析として加速度解析からみた頭部-体幹の構造的冗長性、第2章で足圧から見る姿勢制御のミクロな解析として、jerk indexからみた下肢関節運動制御、第3章で重心から見る姿勢制御のマクロな解析として上半身重心や股関節体幹と身体動揺の関係について解析を行った。重力環境下で立位姿勢を制御するためには、体幹運動制御が必要であり、姿勢や足部機能の変化はバランス不良や関節障害の起因となる可能性が示唆された。

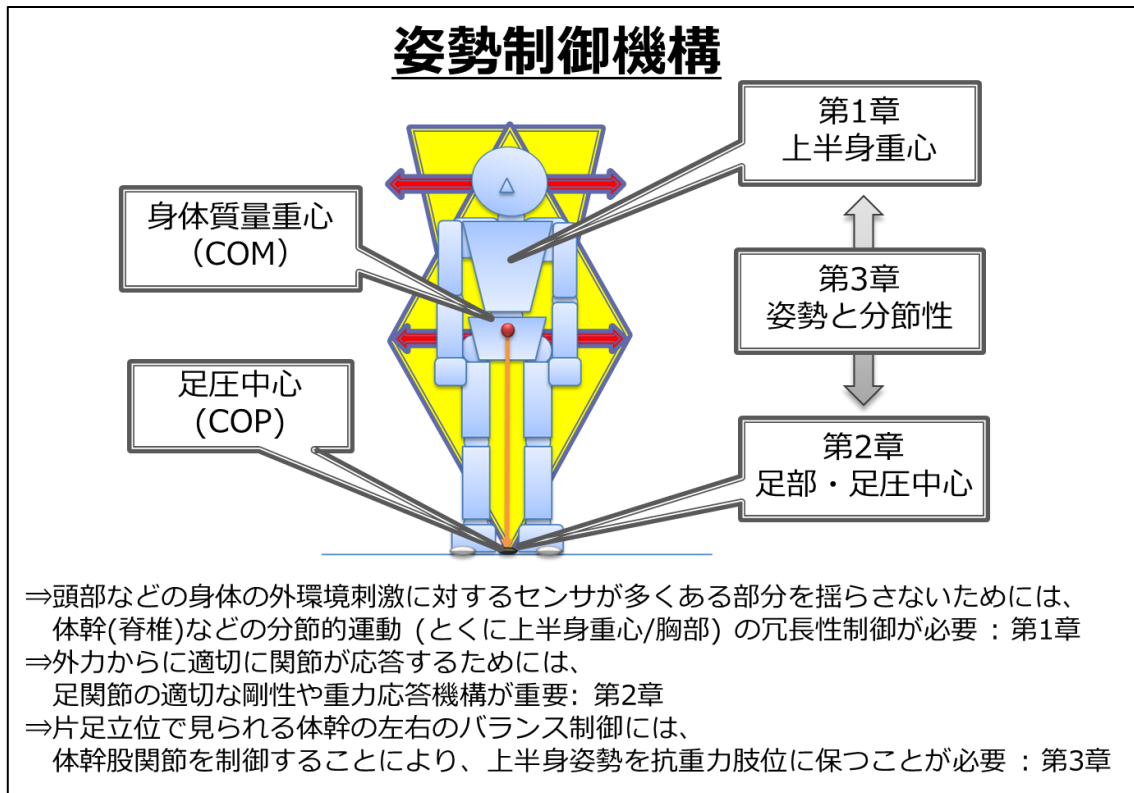


図 4-1. 本論文で明らかとなった姿勢制御機構のまとめ

#### 4-3. 今後に向けて

最後に、総論として体幹の分節性、体幹下肢関節角度などのキネマティクス、CoP などキネティクスから解析を行ったが、本論文では筋電図などの観点からの解析は行っていない。今後は、筋電図やより多くのキネマティクス・キネティクスデータと体幹機能や立位バランスを検討し、メカニズムの解明を課題としたい。また、本研究では分節性を可視化する手法について検討を行ったが、どの程度の分節性がバランスにとって有利であるかについては言及することが出来ていない。分節性の程度とバランス機能についても関係性を解明していく必要があると考える。また、高齢者や障がいを持つ人は、バランスにおける反応速度の点等から敢えて分節性を低下させていることも考えられるため、様々な対象者についても検討が必要である。今後も寿命の延伸が続くことが予測される中、より早期に身体機能の評価を行い、未病状態にある場合は早期に発見してアプローチすることが重要となる。健康寿命の延伸には、重力環境下での姿勢制御メカニズムの解明が急務であると考えられる。

## 博士論文の関連論文

### 論文誌

1. 田中和哉、跡見友章、長谷川克也、跡見順子、足部横アーチへのテーピングがジャンプ着地動作の姿勢制御動態に与える影響、日本スポーツリハビリテーション学術誌、第5巻、2016、17-23[査読あり] (本文第2章に相当)
2. Kazuya Tanaka, Tomoaki Atomi, Soichiro Fujiki, Wataru Takano, Katsuya Hasegawa, Akinori Nagano, Miho Shimizu, Yoriko Atomi, Control of structural redundancy from the head to trunk in the human upright standing revealed using a data-driven approach. Sci Rep 12, 13164 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-17322-9>[査読あり] (本文第1章に相当)
3. Kazuya Tanaka, Tomoaki Atomi, Yasuhiro Kawahara, Miho Shimizu, Yoriko Atomi, Relationship between Upper Body Mass and Trunk Segment Control for Stability during Single-Leg Standing, Journal of International Exercise Science, [in press] (2023) [査読あり] (本文第3章に相当)

## 引用文献

- [1] R. F. Chandler, C. E. Clauser, J. T. McConville, H. M. Reynolds, and J. W. Young, "Investigation of inertial properties of the human body," *Natl. Highw. Traffic Saf. Adm.*, no. March, pp. 1–169, 1975, [Online]. Available: <http://oai.dtic.mil/oai/oai?verb=getRecord&metadataPrefix=html&identifier=ADA016485>
- [2] F. B. Horak, S. M. Henry, and A. Shumway-Cook, "Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders," *Physical Therapy*, vol. 77, no. 5, pp. 517–533, 1997. doi: 10.1093/ptj/77.5.517.
- [3] F. B. Horak, "Clinical assessment of balance disorders," *Gait and Posture*, vol. 6, no. 1, pp. 76–84, 1997. doi: 10.1016/S0966-6362(97)00018-0.
- [4] A. Zelei, J. Milton, G. Stepan, and T. Insperger, "Response to perturbation during quiet standing resembles delayed state feedback optimized for performance and robustness," *Sci. Rep.*, vol. 11, no. 1, p. 11392, Dec. 2021, doi: 10.1038/s41598-021-90305-4.
- [5] I. Kapandji, "The Physiology of the Joints, vol. 3 Churchill Livingstone," *Edinburg, Scotl.*, 1974.
- [6] M. Owen, C. Ingo, and J. P. A. Dewald, "Upper extremity motor impairments and microstructural changes in bulbospinal pathways in chronic hemiparetic stroke," *Front. Neurol.*, vol. 8, no. JUN, Jun. 2017, doi: 10.3389/fneur.2017.00257.
- [7] R. Fitzpatrick and D. I. McCloskey, "Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans," *J. Physiol.*, vol. 478, no. Pt 1, p. 173, Jul. 1994, doi: 10.1113/JPHYSIOL.1994.SP020240.
- [8] M. Sakaguchi, "Chronological Changes in Movements of the Head and the Body's Center of Gravity of Children," *Equilib. Res.*, vol. 48, no. 4, pp. 341–350, 1989, doi: 10.3757/JSER.48.341.
- [9] S. Hayasaki *et al.*, "Molecular chaperone  $\alpha$ B-crystallin regulates the dynamic stability of focal adhesion under mechanical stress conditions," *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 59, no. SD, p. SDDE03, Jan. 2020, doi: 10.7567/1347-4065/AB65AA.
- [10] J. H. Rogers, "Romberg and his test," *J. Laryngol. Otol.*, vol. 94, no. 12, pp. 1401–1404, 1980, doi: 10.1017/S002221510009023X.
- [11] Y. HIRASAWA, "An Observation on Standing Ability of Japanese Males and Females," *J. Anthropol. Soc. Nippon*, vol. 87, no. 2, pp. 81–92, 1979, doi: 10.1537/ASE1911.87.81.
- [12] R. E. Scammon, "The first seriatim study of human growth," *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 10, no. 3, 1927, doi: 10.1002/ajpa.1330100303.
- [13] K. FUJIWARA, H. IKEGAMI, M. OKADA, and Y. KOYAMA, "Contribution of Age and Muscle Strength of Lower Limbs to Steadiness and Stability in Standing Posture," *J. Anthropol. Soc. Nippon*, vol. 90, no. 4, pp. 385–399, 1982, doi: 10.1537/ASE1911.90.385.
- [14] 富田昌夫, 内山靖, 関屋昇, and others, "標準理学療法学専門分野 臨床動作分析." 医学書院, 東京, p. pp215, 2006.
- [15] T. Nakamata, T. Futai, T. Inaba, and Y. Hatanaka, "スリップ時における体幹回復挙動の運動力学的解析," 日本機械学会論文集C編, vol. 77, no. 781, pp. 3398–3404, 2011, doi: 10.1299/KIKAIC.77.3398.

- [16] I. D. Loram and M. Lakie, “Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability,” *J. Physiol.*, vol. 545, no. 3, pp. 1041–1053, Dec. 2002, doi: 10.1113/JPHYSIOL.2002.025049.
- [17] S. Kajita, “倒立振子から2足歩行へ —制御理論とZMP—,” *日本ロボット学会誌*, vol. 27, no. 4, pp. 392–395, 2009, doi: 10.7210/JRSJ.27.392.
- [18] T. Sugano, K. Yokoyama, T. Suzuki, and M. Takahashi, “路面勾配の変化を考慮した倒立振子型移動体のモデル化と運動解析,” *日本機械学会論文集C編*, vol. 79, no. 801, pp. 1441–1452, 2013, doi: 10.1299/KIKAIC.79.1441.
- [19] 山寄勉, 整形外科理学療法 of 理論と技術. メジカルビュー, 1996.
- [20] 笹川俊, “多関節モデルに基づく立位バランスの神経制御機構の解明,” *J. Soc. Biomech.*, vol. 39, no. 4, pp. 179–183, 2015, doi: 10.3951/sobim.39.179.
- [21] B. V. Y., “Elements of control of voluntary movements,” *Biofizika*, vol. 12, pp. 135–141, 1966, Accessed: Nov. 15, 2022. [Online]. Available: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1570009750141752064>
- [22] K. Takakusaki, “大脳基底核による運動の制御,” *臨床神経学*, vol. 49, no. 6, pp. 325–334, 2009, doi: 10.5692/CLINICALNEUROL.49.325.
- [23] B. Kalita, J. Narayan, and S. K. Dwivedy, “Development of Active Lower Limb Robotic-Based Orthosis and Exoskeleton Devices: A Systematic Review,” *Int. J. Soc. Robot.*, vol. 13, no. 4, pp. 775–793, Jul. 2021, doi: 10.1007/S12369-020-00662-9.
- [24] M. Penčić, B. Brkić, M. Čavić, and M. Rackov, “Dynamic Analysis and Motion Simulation of the 3 DOFs Waist Mechanism for Humanoid Robots,” *Mech. Mach. Sci.*, vol. 78, pp. 63–75, 2020, doi: 10.1007/978-3-030-30036-4\_6/COVER.
- [25] P. Vavken and M. M. Murray, “ACL injury epidemiology,” *ACL Handb. Knee Biol. Mech. Treat.*, pp. 3–17, Jan. 2013, doi: 10.1007/978-1-4614-0760-7\_1/COVER.
- [26] F. A. Hellebrandt and E. B. Franseen, “Physiological study of the vertical stance of man,” *Physiol. Rev.*, vol. 23, no. 3, pp. 220–255, Jul. 1943, doi: 10.1152/physrev.1943.23.3.220.
- [27] I. Kingma, H. M. Toussaint, D. A. C. M. Commissaris, M. J. M. Hoozemans, and M. J. Ober, “Optimizing the determination of the body center of mass,” *J. Biomech.*, vol. 28, no. 9, pp. 1137–1142, Sep. 1995, doi: 10.1016/0021-9290(94)00164-Y.
- [28] T. Kimura, “How did humans acquire erect bipedal walking?,” *Anthropol. Sci.*, vol. 127, no. 1, pp. 1–12, 2019, doi: 10.1537/ASE.190219.
- [29] B. R. Umberger and R. H. Miller, “Optimal control modeling of human movement,” *Handb. Hum. motion. Cham Springer*, pp. 327–348, 2018.
- [30] I. Lavrov, Y. Gerasimenko, J. Burdick, H. Zhong, R. R. Roy, and V. R. Edgerton, “Integrating multiple sensory systems to modulate neural networks controlling posture,” *J. Neurophysiol.*, vol. 114, no. 6, pp. 3306–3314, Dec. 2015, doi: 10.1152/JN.00583.2015/ASSET/IMAGES/LARGE/Z9K0011633980007.JPEG.
- [31] Y. Ivanenko and V. S. Gurfinkel, “Human postural control,” *Frontiers in Neuroscience*, vol. 12, no. MAR. Frontiers Media S.A., p. 171, Mar. 20, 2018. doi: 10.3389/fnins.2018.00171.

- [32] A. Mannion, K. Knecht, G. Balaban, J. Dvorak, and D. Grob, “A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature,” *Eur. Spine J.*, vol. 13, no. 2, pp. 122–136, Mar. 2004, doi: 10.1007/S00586-003-0618-8.
- [33] M. Duarte and V. M. Zatsiorsky, “Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance,” *Exp. Brain Res.*, vol. 146, no. 1, pp. 60–69, 2002, doi: 10.1007/s00221-002-1154-1.
- [34] S. Sozzi, A. Nardone, and M. Schieppati, “Adaptation of balancing behaviour during continuous perturbations of stance. Supra-postural visual tasks and platform translation frequency modulate adaptation rate,” *PLoS One*, vol. 15, no. 7, p. e0236702, Jul. 2020, doi: 10.1371/JOURNAL.PONE.0236702.
- [35] P. Balestrucci, E. Daprati, F. Lacquaniti, and V. Maffei, “Effects of visual motion consistent or inconsistent with gravity on postural sway,” *Exp. Brain Res. 2017 2357*, vol. 235, no. 7, pp. 1999–2010, Mar. 2017, doi: 10.1007/S00221-017-4942-3.
- [36] P. Hodges, V. Gurfinkel, S. Brumagne, T. Smith, and P. Cordo, “Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration,” *Exp. Brain Res. 2002 1443*, vol. 144, no. 3, pp. 293–302, Apr. 2002, doi: 10.1007/S00221-002-1040-X.
- [37] P. W. Hodges and C. A. Richardson, “Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles,” *Ergonomics*, vol. 40, no. 11, pp. 1220–1230, Nov. 1997, doi: <https://doi.org/10.1080/001401397187469>.
- [38] P. W. Hodges and C. A. Richardson, “Contraction of the Abdominal Muscles Associated With Movement of the Lower Limb,” *Phys. Ther.*, vol. 77, no. 2, pp. 132–142, Feb. 1997, doi: 10.1093/PTJ/77.2.132.
- [39] S. Schmid *et al.*, “Spinal kinematics during gait in healthy individuals across different age groups,” *Hum. Mov. Sci.*, vol. 54, no. September 2016, pp. 73–81, Aug. 2017, doi: 10.1016/j.humov.2017.04.001.
- [40] A. Noamani, A. H. Vette, R. Preuss, M. R. Popovic, and H. Rouhani, “Quantification of multi-segment trunk kinetics during multi-directional trunk bending,” *Gait Posture*, vol. 64, no. December 2017, pp. 205–212, Jul. 2018, doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.027.
- [41] C. Schumacher, A. Berry, D. Lemus, C. Rode, A. Seyfarth, and H. Vallery, “Biarticular muscles are most responsive to upper-body pitch perturbations in human standing,” *Sci. Reports 2019 91*, vol. 9, no. 1, pp. 1–14, Oct. 2019, doi: 10.1038/s41598-019-50995-3.
- [42] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, 2009.
- [43] K. C. Hayes, “Biomechanics of postural control,” *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol. 10, no. 1, pp. 363–391, 1982, doi: 10.1249/00003677-198201000-00011.
- [44] A. Crétual, “Which biomechanical models are currently used in standing posture analysis?,” *Neurophysiol. Clin. Neurophysiol.*, vol. 45, no. 4–5, pp. 285–295, Nov. 2015, doi: 10.1016/J.NEUCLI.2015.07.004.
- [45] S. Kudo, M. Fujimoto, T. Sato, and A. Nagano, “Determination of the optimal number of linked rigid-bodies of the trunk during walking and running based on Akaike’s information criterion,” *Gait Posture*, vol. 77, pp. 264–268, Mar. 2020, doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.02.009.



- [46] C. D. MacKinnon and D. A. Winter, "Control of whole body balance in the frontal plane during human walking," *J. Biomech.*, vol. 26, no. 6, pp. 633–644, 1993.
- [47] Y. Jian, D. A. Winter, M. G. Ishac, and L. Gilchrist, "Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait," *Gait Posture*, vol. 1, no. 1, pp. 9–22, 1993.
- [48] Y. Wang and S. Rahmatalla, "Three-dimensional modeling of supine human and transport system under whole-body vibration," *J. Biomech. Eng.*, vol. 135, no. 6, 2013, doi: 10.1115/1.4024164.
- [49] Y. Huang and M. J. Griffin, "Nonlinear dual-axis biodynamic response of the semi-supine human body during vertical whole-body vibration," *J. Sound Vib.*, vol. 312, no. 1–2, pp. 296–315, Apr. 2008, doi: 10.1016/j.jsv.2007.10.046.
- [50] C. Rubin, M. Pope, J. C. Fritton, M. Magnusson, T. Hansson, and K. McLeod, "Transmissibility of 15-Hertz to 35-Hertz Vibrations to the Human Hip and Lumbar Spine: Determining the Physiologic Feasibility of Delivering Low-Level Anabolic Mechanical Stimuli to Skeletal Regions at Greatest Risk of Fracture because of Osteoporosis," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 28, no. 23, pp. 2621–2627, Dec. 2003, doi: 10.1097/01.BRS.0000102682.61791.C9.
- [51] C. R. Farrar, S. W. Doebling, and D. A. Nix, "Vibration-based structural damage identification," *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 359, no. 1778. The Royal Society, pp. 131–149, 2001. doi: 10.1098/rsta.2000.0717.
- [52] J. J. Collins and C. J. De Luca, "Random walking during quiet standing," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 73, no. 5, pp. 764–767, 1994, doi: 10.1103/PhysRevLett.73.764.
- [53] B. Harazin and J. Grzesik, "The transmission of vertical whole-body vibration to the body segments of standing subjects," *J. Sound Vib.*, vol. 215, no. 4, pp. 775–787, 1998, doi: 10.1006/jsvi.1998.1675.
- [54] P. E, B. AMJ, and M. AH, "Spinal segments do not move together predictably during daily activities," *Gait Posture*, vol. 67, pp. 277–283, Jan. 2019, doi: 10.1016/J.GAITPOST.2018.10.031.
- [55] M. Henriksen, H. Lund, R. Moe-Nilssen, H. Bliddal, and B. Danneskiold-Samsøe, "Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis," *Gait Posture*, vol. 19, no. 3, pp. 288–297, 2004, doi: 10.1016/S0966-6362(03)00069-9.
- [56] H. B. Menz, S. R. Lord, and R. C. Fitzpatrick, "Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces," *Gait Posture*, vol. 18, no. 1, pp. 35–46, 2003, doi: 10.1016/S0966-6362(02)00159-5.
- [57] R. Moe-Nilssen and J. L. Helbostad, "Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing," *Gait Posture*, vol. 16, no. 1, pp. 60–68, Aug. 2002, doi: 10.1016/S0966-6362(01)00200-4.
- [58] R. Moe-Nilssen and J. L. Helbostad, "Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry," *J. Biomech.*, vol. 37, no. 1, pp. 121–126, Jan. 2004, doi: 10.1016/S0021-9290(03)00233-1.
- [59] L. A. Lipsitz and A. L. Goldberger, "Loss of 'Complexity' and Aging: Potential Applications of Fractals and Chaos Theory to Senescence," *JAMA J. Am. Med. Assoc.*, vol. 267, no. 13, pp. 1806–1809, Apr. 1992, doi: 10.1001/jama.1992.03480130122036.
- [60] J. J. Collins and C. J. De Luca, "Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories," *Exp. Brain Res.*, vol. 95, no. 2, pp. 308–318, Aug. 1993, doi: 10.1007/BF00229788.

- [61] A. Shumway-Cook and M. H. Woollacott, *Motor control: theory and practical applications*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [62] C. J. C. Lamoth, R. C. van Lummel, and P. J. Beek, “Athletic skill level is reflected in body sway: A test case for accelometry in combination with stochastic dynamics,” *Gait Posture*, vol. 29, no. 4, pp. 546–551, 2009, doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.12.006.
- [63] J.-P. Lachaux, E. Rodriguez, J. Martinerie, and F. J. Varela, “Measuring Phase Synchrony in Brain Signals,” 1999. doi: 10.1002/(SICI)1097-0193(1999)8:4.
- [64] P. Celka, “Statistical analysis of the phase-locking value,” *IEEE Signal Process. Lett.*, vol. 14, no. 9, pp. 577–580, Sep. 2007, doi: 10.1109/LSP.2007.896142.
- [65] S. Aydore, D. Pantazis, and R. M. Leahy, “A note on the phase locking value and its properties,” *Neuroimage*, vol. 74, pp. 231–244, Jul. 2013, doi: 10.1016/J.NEUROIMAGE.2013.02.008.
- [66] Z. Yu, T. Ma, N. Fang, H. Wang, Z. Li, and H. Fan, “Local temporal common spatial patterns modulated with phase locking value,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 59, p. 101882, May 2020, doi: 10.1016/J.BSPC.2020.101882.
- [67] B. T. Schmidt, A. S. Ghuman, and T. J. Huppert, “Whole brain functional connectivity using phase locking measures of resting state magnetoencephalography,” *Front. Neurosci.*, vol. 8, no. 8 JUN, 2014, doi: 10.3389/FNINS.2014.00141.
- [68] N. Ryan and P. Bruno, “Analysis of 3D multi-segment lumbar spine motion during gait and prone hip extension,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 33, pp. 111–117, Apr. 2017, doi: 10.1016/J.JELEKIN.2017.02.005.
- [69] P. Fratzl, “Collagen: Structure and Mechanics, an Introduction,” *Collagen Struct. Mech.*, pp. 1–13, 2008, doi: 10.1007/978-0-387-73906-9\_1.
- [70] C. H. Markham, “Vestibular Control of Muscular Tone and Posture,” *Can. J. Neurol. Sci.*, vol. 14, no. S3, pp. 493–496, 1987, doi: 10.1017/S0317167100037975.
- [71] V. R. Edgerton, S. Hastings, and P. N. Gad, “Engaging Spinal Networks to Mitigate Supraspinal Dysfunction After CP,” *Front. Neurosci.*, vol. 15, p. 409, Apr. 2021, doi: 10.3389/FNINS.2021.643463/BIBTEX.
- [72] K. Fujio and Y. Takeuchi, “Discrimination of standing postures between young and elderly people based on center of pressure,” *Sci. Reports 2021 111*, vol. 11, no. 1, pp. 1–9, Jan. 2021, doi: 10.1038/s41598-020-80717-z.
- [73] L. Assländer and R. J. Peterka, “Sensory reweighting dynamics in human postural control,” *J. Neurophysiol.*, vol. 111, no. 9, pp. 1852–1864, May 2014, doi: 10.1152/JN.00669.2013/ASSET/IMAGES/LARGE/Z9K0091423900005.JPEG.
- [74] K. J. Feller, R. J. Peterka, and F. B. Horak, “Sensory Re-weighting for Postural Control in Parkinson’s Disease,” *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 0, p. 126, Feb. 2019, doi: 10.3389/FNHUM.2019.00126.
- [75] A. Mahboobin, P. J. Loughlin, M. S. Redfern, and P. J. Sparto, “Sensory re-weighting in human postural control during moving-scene perturbations,” *Exp. Brain Res. 2005 1672*, vol. 167, no. 2, pp. 260–267, Jul. 2005, doi: 10.1007/S00221-005-0053-7.
- [76] A. Mahboobin, P. Loughlin, C. Atkeson, and M. Redfern, “A mechanism for sensory re-weighting in

postural control,” *Med. Biol. Eng. Comput.* 2009 479, vol. 47, no. 9, pp. 921–929, Mar. 2009, doi: 10.1007/S11517-009-0477-5.

- [77] J. Perry, J. R. Davids, and others, “Gait analysis: normal and pathological function,” *J. Pediatr. Orthop.*, vol. 12, no. 6, p. 815, 1992.
- [78] H. M. Maus, S. W. Lipfert, M. Gross, J. Rummel, and A. Seyfarth, “Upright human gait did not provide a major mechanical challenge for our ancestors,” *Nat. Commun.*, vol. 1, no. 6, 2010, doi: 10.1038/ncomms1073.
- [79] J. Agel, E. A. Arendt, and B. Bershadsky, “Anterior cruciate ligament injury in National Collegiate Athletic Association basketball and soccer: A 13-year review,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 33, no. 4. 2005. doi: 10.1177/0363546504269937.
- [80] N. Kon, A. Horio, and M. Sasaki, “片脚着地動作時における下肢アライメントの相違が膝関節ストレスに与える影響,” *理学療法科学*, vol. 22, no. 3, pp. 403–407, 2007, doi: 10.1589/RIKA.22.403.
- [81] H. Ihara, M. Takayama, T. Fukumoto, and N. Shimooki, “非接触性 ACL 損傷における性差・左右差,” *整形外科と災害外科*, vol. 54, no. 2, pp. 241–246, 2005, doi: 10.5035/NISHISEISAI.54.241.
- [82] P. A. Whiteside, “Men’s and women’s injuries in comparable sports,” *Phys. Sportsmed.*, vol. 8, no. 3, 1980, doi: 10.1080/00913847.1980.11948586.
- [83] 福林徹, 蒲田和芳, 渡邊裕之, 鈴木仁人, 片寄正樹, and 横山茂樹, “ACL 損傷予防プログラムの科学的基礎,” *ナッパ*, 東京, p. p29, 2008.
- [84] Y. Sugata, K. Tanaka, and Y. Urabe, “着地動作における膝関節運動の解析,” *理学療法科学*, vol. 23, no. 1, pp. 145–149, 2008, doi: 10.1589/RIKA.23.145.
- [85] R. F. Ker, M. B. Bennett, S. R. Bibby, R. C. Kester, and R. M. Alexander, “The spring in the arch of the human foot,” *Nat. 1987 3256100*, vol. 325, no. 6100, pp. 147–149, 1987, doi: 10.1038/325147a0.
- [86] Y. Kagaya, H. Nishizono, and Y. Fujii, “高校女子バスケットボール選手の股関節外転筋・後足部機能と Knee in および Hip out の関係について,” *体力科学*, vol. 58, no. 1, pp. 55–62, Feb. 2009, doi: 10.7600/JSPFSM.58.55.
- [87] 建内宏重, “股関節と下肢運動連鎖,” *臨床スポーツ医学*, vol. 30, no. 3, pp. 205–209, 2013, Accessed: Nov. 28, 2022. [Online]. Available: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1523388079873702272>
- [88] 園部俊晴, “特集 足部・足関節の機能と理学療法 下腿・足関節・足部の運動連鎖と病態運動学,” *理学療法ジャーナル*, vol. 45, no. 9, pp. 739–747, Sep. 2011, doi: 10.11477/MF.1551102054.
- [89] 粕山達也, “特集 予防と理学療法 スポーツ傷害の予防と理学療法,” *理学療法ジャーナル*, vol. 47, no. 4, pp. 295–300, Apr. 2013, doi: 10.11477/MF.1551106248.
- [90] H. Hanada, M. Goto, K. Ozaki, and H. Miyamoto, “Knee and Ankle Injury in Basketball Players,” *Orthop. Traumatol.*, vol. 48, no. 1, pp. 165–168, Mar. 1999, doi: 10.5035/NISHISEISAI.48.165.
- [91] F. WANG, K. SAGAWA, and H. INOOKA, “A study of the relationship between the longitudinal acceleration/deceleration of automobiles and ride comfort,” *Japanese J. Ergon.*, vol. 36, no. 4, pp. 191–200, Aug. 2000, doi: 10.5100/JJE.36.191.
- [92] 入谷誠, 入谷式足底板: 基礎編. 運動と医学の出版社, 2011.

- [93] 深谷 隆史六崎 裕高, 和田野 安良, “Angular Jerk Costを用いた変形性膝関節症患者の歩行解析,” 臨床バイオメカニクス / 日本臨床バイオメカニクス学会 編, vol. 35, pp. 239–243, 2014, Accessed: Nov. 28, 2022. [Online]. Available: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1520572359975097088>
- [94] M. KOJIMA, “加速度計を用いた高齢者歩行の安定性評価（動作の円滑さという視点から）,” バイオメカニクス学会誌, vol. 30, no. 3, pp. 138–142, 2006, doi: 10.3951/SOBIM.30.138.
- [95] 深谷 隆史六崎 裕高, 和田野 安良, “Angular Jerk Costを用いた変形性膝関節症患者の歩行解析,” 臨床バイオメカニクス / 日本臨床バイオメカニクス学会 編, vol. 35, pp. 239–243, 2014.
- [96] 建内宏重, “股関節と下肢運動連鎖,” 臨床スポーツ医学, vol. 30, no. 3, pp. 205–209, 2013.
- [97] T. Bandholm *et al.*, “Increased external hip-rotation strength relates to reduced dynamic knee control in females: Paradox or adaptation?,” *Scand. J. Med. Sci. Sport.*, vol. 21, no. 6, 2011, doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01255.x.
- [98] E. M. Wojtys, L. J. Huston, T. N. Lindenfeld, T. E. Hewett, and M. L. V. H. Greenfield, “Association between the menstrual cycle and anterior cruciate ligament injuries in female athletes,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 26, no. 5, 1998, doi: 10.1177/03635465980260050301.
- [99] M. H. Romberg, *A manual of the nervous diseases of man*, vol. 2. Sydenham Society, 1853.
- [100] F. P. Kendall, E. K. McCreary, P. G. Provance, M. M. I. Rodgers, and W. A. Romani, *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain*. 2014.
- [101] J. C. Kendall, A. R. Bird, and M. F. Azari, “Foot posture, leg length discrepancy and low back pain--their relationship and clinical management using foot orthoses--an overview.,” *Foot (Edinb.)*, vol. 24, no. 2, pp. 75–80, Jun. 2014, doi: 10.1016/j.foot.2014.03.004.
- [102] M. Tagliabue, G. Ferrigno, and F. Horak, “Effects of Parkinson’s disease on proprioceptive control of posture and reaching while standing,” *Neuroscience*, vol. 158, no. 4, pp. 1206–1214, Feb. 2009, doi: 10.1016/J.NEUROSCIENCE.2008.12.007.
- [103] T. Yoshida *et al.*, “A comparative study of gait characteristics associated with and without degenerative lumbar spondylolisthesis in patients with lumbar spinal stenosis,” *J. Orthop. Sci.*, vol. 24, no. 4, pp. 590–595, Jul. 2019, doi: 10.1016/J.JOS.2018.11.016.
- [104] A. D. Goodworth and R. J. Peterka, “Influence of stance width on frontal plane postural dynamics and coordination in human balance control,” *J. Neurophysiol.*, vol. 104, no. 2, pp. 1103–1118, Aug. 2010, doi: 10.1152/JN.00916.2009/ASSET/IMAGES/LARGE/Z9K0071001880011.JPEG.
- [105] P. M. Shahshahani and J. A. Ashton-Miller, “On the importance of the hip abductors during a clinical one legged balance test: A theoretical study,” *PLoS One*, vol. 15, no. 11, p. e0242454, Nov. 2020, doi: 10.1371/JOURNAL.PONE.0242454.
- [106] T. Sahlstrand, R. Örtengren, and A. Nachemson, “Postural Equilibrium in Adolescent Idiopathic Scoliosis,” <https://doi.org/10.3109/17453677809050088>, vol. 49, no. 4, pp. 354–365, 2009, doi: 10.3109/17453677809050088.
- [107] M. Pau *et al.*, “Trunk rotation alters postural sway but not gait in female children and early adolescents: Results from a school-based screening for scoliosis,” *Gait Posture*, vol. 61, pp. 301–305, Mar. 2018, doi: 10.1016/J.GAITPOST.2018.01.031.
- [108] F. B. Horak and L. M. Nashner, “Central programming of postural movements: Adaptation to altered

support-surface configurations,” *J. Neurophysiol.*, vol. 55, no. 6, pp. 1369–1381, 1986, doi: 10.1152/jn.1986.55.6.1369.

- [109] K. Masani, A. H. Vette, and M. R. Popovic, “Controlling balance during quiet standing: Proportional and derivative controller generates preceding motor command to body sway position observed in experiments,” *Gait Posture*, vol. 23, no. 2, pp. 164–172, Feb. 2006, doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.01.006.
- [110] R. A. Da Silva, M. Bilodeau, R. B. Parreira, D. C. Teixeira, and C. F. Amorim, “Age-related differences in time-limit performance and force platform-based balance measures during one-leg stance,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 23, no. 3, pp. 634–639, Jun. 2013, doi: 10.1016/J.JELEKIN.2013.01.008.
- [111] M. A. Hughes, P. W. Duncan, D. K. Rose, J. M. Chandler, and S. A. Studenski, “The relationship of postural sway to sensorimotor function, functional performance, and disability in the elderly,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 77, no. 6, pp. 567–572, Jun. 1996, doi: 10.1016/S0003-9993(96)90296-8.
- [112] P. F. Tang, S. Moore, and M. H. Woollacott, “Correlation Between Two Clinical Balance Measures in Older Adults: Functional Mobility and Sensory Organization Test,” *Journals Gerontol. Ser. A*, vol. 53A, no. 2, pp. M140–M146, Mar. 1998, doi: 10.1093/GERONA/53A.2.M140.
- [113] 望月久, “バランス能力測定法としての直立検査,” *理学療法 - 臨床・研究・教育*, vol. 15, no. 1, pp. 2–8, 2008, doi: 10.11350/PTCSE.15.2.
- [114] K. P. Granata, K. F. Orishimo, and A. H. Sanford, “Trunk muscle coactivation in preparation for sudden load,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 11, no. 4, pp. 247–254, Aug. 2001, doi: 10.1016/S1050-6411(01)00003-7.
- [115] A. Kyvelidou, W. A. Stuberg, R. T. Harbourne, J. E. Deffeyes, D. Blanke, and N. Stergiou, “Development of upper body coordination during sitting in typically developing infants,” *Pediatr. Res.*, vol. 65, no. 5, pp. 553–558, May 2009, doi: 10.1203/PDR.0b013e31819d9051.
- [116] K. Tanaka *et al.*, “Control of structural redundancy from the head to trunk in the human upright standing revealed using a data-driven approach,” *Sci. Reports 2022 121*, vol. 12, no. 1, pp. 1–11, Aug. 2022, doi: 10.1038/s41598-022-17322-9.
- [117] A. Hufschmidt, J. Dichgans, K. H. Mauritz, and M. Hufschmidt, “Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications,” *Arch. Psychiatr. Nervenkr.*, vol. 228, no. 2, pp. 135–150, May 1980, doi: 10.1007/BF00365601.
- [118] R. J. Peterka, “Sensorimotor integration in human postural control,” *J. Neurophysiol.*, vol. 88, no. 3, pp. 1097–1118, 2002, doi: 10.1152/jn.2002.88.3.1097.
- [119] F. B. Horak, L. M. Nashner, and H. C. Diener, “Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss,” *Exp. Brain Res.*, vol. 82, no. 1, pp. 167–177, 1990, doi: 10.1007/BF00230848.
- [120] M. Iosa, C. Mazzà, F. Pecoraro, I. Aprile, E. Ricci, and A. Cappozzo, “Control of the upper body movements during level walking in patients with facioscapulohumeral dystrophy,” *Gait Posture*, vol. 31, no. 1, pp. 68–72, 2010, doi: 10.1016/J.GAITPOST.2009.08.247.
- [121] J. Massion, “Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination,” *Prog. Neurobiol.*, vol. 38, no. 1, pp. 35–56, 1992, doi: 10.1016/0301-0082(92)90034-C.
- [122] P. . W. Hodges, A. . G. Cresswell, K. Daggfeldt, and A. Thorstensson, “Three dimensional preparatory

trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement,” *Gait Posture*, vol. 11, no. 2, pp. 92–101, Apr. 2000, doi: 10.1016/S0966-6362(99)00055-7.

- [123] K. D. Oberländer, G. P. Brüggemann, J. Höher, and K. Karamanidis, “Reduced knee joint moment in ACL deficient patients at a cost of dynamic stability during landing,” *J. Biomech.*, vol. 45, no. 8, pp. 1387–1392, May 2012, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2012.02.029.
- [124] Y. Iida, H. Kanehisa, Y. Inaba, and K. Nakazawa, “Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 21, no. 4, pp. 602–609, Aug. 2011, doi: 10.1016/J.JELEKIN.2011.04.001.
- [125] T. A. McGuine, J. J. Greene, T. Best, and G. Levenson, “Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players,” *Clin. J. Sport Med.*, vol. 10, no. 4, pp. 239–244, 2000, doi: 10.1097/00042752-200010000-00003.
- [126] 辻 一郎, “寿命と性差,” *内科*, vol. 127, no. 5, pp. 1031–1033, Jan. 2021, Accessed: Nov. 29, 2022. [Online]. Available: <http://www.pieronline.jp/content/article/0022-1961/127050/1031>
- [127] J. Physioal, H. K. し Lreki, . Pt, M. Function, A. 且 Ysis, and . Graduale, “メカニカルストレスと変形性膝関節症の理学療法 —関節軟骨研究の視点からの提言—,” *理学療法学*, vol. 38, no. 8, pp. 637–638, Dec. 2011, doi: 10.15063/RIGAKU.KJ00007731389.

## 謝辞

博士論文の作成にあたり、長年論文作成の全行程に渡り、懇切なる御指導、御鞭撻を賜った、東京農工大学跡見順子客員教授、清水美穂客員准教授に心より感謝致します。

本論文作成にあたり、ご指導御校閲を賜りました杏林大学跡見友章教授、大阪大学高野渉教授、獨協医科大学藤木聡一郎講師、宇宙開発機構長谷川克也氏、放送大学川原靖弘准教授、帝京科学大学廣瀬昇准教授、故山壽勉氏に謹んで感謝の意を表します。また、本研究の為に支援していただきました多くの方々に感謝致します。

また、研究に協力いただいた帝京科学大学の学生の皆様にも心から感謝申し上げます。