

国際医療福祉大学審査学位論文(博士)

大学院医療福祉学研究科博士課程

加齢変化が自然立位時の
体幹及び下肢関節角度変化に与える影響
-高齢健常男性と若年健常男性の比較-

平成 28 年度

保健医療学専攻・福祉支援工学分野・福祉支援工学領域

氏名：千代丸正志

加齢変化が自然立位時の 体幹及び下肢関節角度変化に与える影響 -高齢健常男性と若年健常男性の比較-

千代丸正志

要旨

立位時の身体動揺は基礎的な平衡機能を反映する。高齢者は平衡機能の低下により立位時の運動戦略を変化させることが考えられる。しかし臨床現場で多用される足圧中心位置による身体動揺の計測では、運動戦略を明らかに出来ないため、身体各部位の角度変化を定量的に示すことが求められる。本研究の目的は、立位時に生じる身体動揺に着目し、高齢者と若年者の姿勢制御の違いを運動学、運動力学的分析により明らかにすることとした。対象は健常若年成人男性 30 名と健常高齢男性 30 名とした。三次元動作解析装置を用いて分析を行った。膝関節を含めた全ての下肢関節が立位制御に関与していることが明らかになり、高齢者の遅い下肢各関節角速度は、骨盤や胸郭の角度変化に影響を与えることが示された。また高齢者は静止立位においても股関節戦略を用いることが明らかになった。高齢者の体幹の角度変化は、胸郭と骨盤を同方向に角度変化する対応をとることが示された。

キーワード

静止立位、身体動揺、足圧中心位置

Age-related changes of the angular variation of trunk and joints of the lower extremities in static standing -comparison with aged and young healthy male subjects-

Masashi Chiyomaru

Abstract

The postural sway during static standing reflects the equilibrium function. In aged people the movement strategy in standing is expected to be changed due to decline of these functions. Usually the measurement of the center of pressure is used to evaluate the postural sway, but it is not enough to know the detailed information about the movement strategy in static standing. The purpose of this study was to investigate the movement strategy of young and aged subjects in static standing, taking particular note of the angular variation of trunk segment and joints of the lower extremities. Thirty aged and 30 young normal healthy male subjects participated in this study. The movement in standing was measured by 3D motion capture system. It was found that all of the lower extremity joints, including the knee joint affected the standing control. The angular movement of aged subjects was slower than that of young subjects and it affected the movement of the pelvis and the thorax. The aged subjects showed the hip strategy even in standing. They also showed the same direction movements of the pelvis and the thorax.

Key Words

static standing, postural sway, measurement of the center of pressure

目次

第1章	序論.....	1
1.1	研究背景.....	1
1.2	本研究の目的.....	3
1.3	本研究の仮説.....	3
1.4	論文の構成.....	3
1.5	倫理面の配慮.....	4
第2章	足部位置、身長が足圧中心位置動揺に与える影響の検討.....	5
2.1	背景と目的.....	5
2.2	対象.....	5
2.3	計測方法とデータ処理.....	6
2.3.1	計測機器.....	6
2.3.2	マーカ貼付.....	6
2.3.3	動作課題.....	8
2.3.4	データ処理.....	8
2.3.5	解析項目.....	10
2.4	統計処理.....	12
2.5	結果.....	12
2.5.1	合成足圧中心位置実効値と足角および下肢アライメントの関係.....	12
2.6	考察.....	13
第3章	立位計測時の左右肢の関係.....	14
3.1	背景と目的.....	14
3.2	対象.....	14
3.3	計測方法とデータ処理.....	14
3.3.1	解析項目.....	14
3.4	統計処理.....	15

3.5	結果.....	15
3.5.1	足圧中心位置実効値、足圧中心位置単位軌跡長の比較.....	15
3.5.2	関節角度実効値、関節角速度の比較.....	16
3.5.3	関節モーメント平均値の比較.....	17
3.5.4	左右側の足圧中心位置の関係.....	18
3.6	考察.....	20
第4章	立位時の身体各体節角度と下肢関節角度の検討.....	22
4.1	背景と目的.....	22
4.2	対象.....	22
4.3	計測方法とデータ処理.....	22
4.3.1	解析項目.....	22
4.4	統計処理.....	24
4.5	結果.....	24
4.5.1	矢状面上の頭部、胸郭、骨盤と下肢各関節の角度実効値及び角速度の結果.....	24
4.5.2	前額面上の頭部、胸郭、骨盤と下肢各関節の角度実効値及び角速度の結果.....	25
4.5.3	足圧中心前後方向位置、足関節底屈モーメントの結果.....	26
4.5.4	前額面上胸郭骨盤相対角度実効値の結果.....	26
4.5.5	前額面下肢アライメント値の結果.....	27
4.6	考察.....	27
第5章	身体動揺に影響を与える体節及び下肢関節角度変化の抽出.....	30
5.1	背景と目的.....	30
5.2	対象.....	30
5.3	計測方法とデータ処理.....	30
5.4	統計処理.....	30
5.5	結果.....	31
5.5.1	矢状面の結果.....	31
5.5.2	前額面の結果.....	32
5.6	考察.....	33
第6章	体幹の角度変化の検討.....	34

6.1	背景と目的.....	34
6.2	対象.....	35
6.3	計測方法とデータ処理.....	35
6.4	統計処理.....	37
6.5	結果.....	37
6.5.1	矢状面の結果	37
6.5.1.1	足圧中心前後方向位置と骨盤前後傾角度の関係.....	37
6.5.1.2	胸郭前後傾角度と骨盤前後傾角度の関係.....	38
6.5.2	前額面の結果	39
6.5.2.1	足圧中心左右方向位置と骨盤側方傾斜角度の関係.....	39
6.5.2.2	胸郭側方傾斜角度と骨盤側方傾斜角度の関係.....	40
6.5.2.3	閉脚位の足圧中心左右方向位置と骨盤側方傾斜角度の関係.....	40
6.5.2.4	閉脚位の胸郭側方傾斜角度と骨盤側方傾斜角度の関係.....	40
6.6	考察.....	42
第7章	結論.....	44
7.1	本研究の結論.....	44
7.2	本研究の限界と今後の課題.....	44
	謝辞.....	46
	引用文献.....	47
	付録.....	51

第1章 序論

1.1 研究背景

我が国では65歳以上の高齢者が総人口の26%を超える高齢化社会を迎えている¹⁾。平均寿命は1964年には男性67.7歳、女性が72.9歳であったが、2014年には男性80.5歳、女性86.8歳となった²⁾。その結果、多くの方がより長期間運動器を使用することになり、整形外科疾患の高齢化が顕著な状況である³⁾。

整形外科疾患に対する理学療法は筋力改善、関節可動域が大きな柱⁴⁾とされる。さらに理学療法士は筋力や関節可動域の評価だけでなく、不良姿勢が力学的緊張や筋緊張を生じさせるという視点⁵⁾から立位姿勢を評価する。理学療法士の立位評価は、身体全体を静止したものと捉え、身体各体節や各関節の相対的位置関係を評価する。立位における身体アライメントの歪みや標準からの逸脱は、理学療法を行う上で重要な情報となる⁶⁾。特に高齢者は加齢により不良姿勢を生じやすい⁷⁾ため、立位姿勢評価は高齢者の整形外科領域における重要な理学療法評価の一つとなる。臨床現場の立位姿勢の評価は、理学療法士の観察によって行われ、特別な計測装置も使用しないため簡便に行うことができる。さらに立位姿勢評価は課題難易度も低く危険の少ない、高齢者に適した理学療法評価であると考えられる。

理学療法士の観察による立位評価は身体全体を静止したものとして評価するものである。しかし静止立位時においても、身体は絶えず動揺を繰り返している。体重の2/3を占めている頭部-上肢-体幹の重心は身長⁸⁾の2/3の高さに位置している⁸⁾にも関わらず、立位時の支持基底面は狭く、機械力学的に不安定⁹⁾である。そのため抗重力下に身体を鉛直に保持するには、感覚系の情報を統合し筋出力を適切に調節する運動制御が常に働く必要がある¹⁰⁾。これらの運動戦略は立位に保つには必要なものである¹¹⁾。立位の運動戦略として、床面に外乱が生じた時の立位姿勢制御の主動関節は、足関節と股関節であり、その際の支持基底面内に身体重心(Center of Gravity:以下COG)を保つための姿勢戦略は、外乱が小さい時は足関節戦略、大きくなると股関節戦略が採用される¹²⁾と考えられている。

高齢者はこの立位時の運動戦略を変化させているとした報告がある。Horackら¹³⁾やManchesterら¹⁴⁾は、外乱動揺下の立位では、高齢者は若年者よりも高頻度に股関節の運動を伴う戦略を用いると述べている。その理由を足関節の筋力低下か末梢の感覚機能が失われた結果、股関節戦略を用いるのではないかと述べている。

高齢者の立位姿勢制御に関わる機能は、若年者に比べ低下するとして多くの報告がある。筋力や収縮速度、筋パワーや疲労耐性は20~30歳代にピークを迎え、その後徐々に低下し、60歳を迎える頃には20~30歳代の値のおよそ60%に低下するとの報告¹⁵⁾がある。触覚や振動覚、関節位置覚の加齢による低下についても諸家^{16,17,18,19)}により多く報告されている。前庭系は70歳になるまでに、前庭有毛細胞と神経細胞が40%失われ、機能の低下を起す²⁰⁾。このように加齢により立位姿勢制御に関わる筋骨格系、感覚系の機能は低下するとされる。立位時の身体動揺はこの基礎的な平衡機能を反映する¹⁰⁾と考え、立位時の身体動揺を計測することによって高齢者の姿勢制御の特徴を抽出しようとする試みは多くなされてきた。身体動揺の計測には計測難易度や被験者に侵襲が少ないことから足圧中心位置(Center of Pressure:以下COP)が計測されることが多い。

しかし COP 計測値は、三次元上の動きである身体動揺を平面上の座標位置変化として計測したものであり、理学療法士の観察による姿勢評価の際に着目することが多い体節や下肢関節の角度変化や立位における運動戦略を検討することは困難である。また前額面と矢状面では姿勢制御の方略が異なるとの報告^{21,22)}や、左右の下肢には優位に働く機能の違いがあるとした報告^{23,24)}がある。計測時には前額面と矢状面の分析による立位姿勢を検討し左右の下肢から計測肢を選択する根拠を示す必要があると考える。また自然立位には個人による足部位置の違いが考えられ、足部位置の違いが立位姿勢制御に与える影響を定量的に示す必要があると推察される。

立位時の体節や関節の角度変化や運動戦略は、三次元動作分析装置を用いて数多く報告されている。若年者を対象とした立位の研究では、COP 前後方向位置と足関節背屈角度は強い相関関係は認めない²⁵⁾とした報告や、立位時の COG の制御は足関節ではなく、主に股関節で行っているとの報告^{26,27)}もある。高齢者についても外乱時に生じるとされる股関節戦略を静止立位でも用いていると報告²⁸⁾されている。また下肢関節間の関係について、股関節角度と足関節角度は逆位相の関係にある²⁹⁾が、高齢者はその関係が若年者に比べ弱いとの報告³⁰⁾がある。このように先行研究では外乱のない静止立位においても、足関節戦略だけでなく股関節戦略も用いた姿勢制御を行っているとした報告は多い。しかしこれらの報告は、立位時の膝関節は伸展位に保たれて不動である³⁰⁾と考え下肢の関節のうち足関節と股関節のみを計測したもの^{26,27)}や、体幹、膝関節を固定し動きを制限したもの³⁰⁾である。また体幹を肩関節、大転子に貼付したマーカ位置から算出しているため、骨盤と大腿骨のなす相対角度を計測しておらず²⁵⁾、股関節の角度変化か脊柱の角度変化であるかは判断できない。日本整形外科学会と日本リハビリテーション医学会の定める関節可動域表示ならびに測定法³¹⁾では、股関節の屈曲伸展角度は、計測対象者を背臥位とした状態における体幹と平行な線と大腿骨がなす角度と定義している。そのためこれまでの先行研究では体幹を胸郭と骨盤に分離することなく計測しているものとする。しかし背臥位では体幹が固定されるが、立位時には可動性のある腰椎の影響が考慮される。先行研究にあるマーカ貼付位置では立位時の腰椎の角度変化の影響を判断することは出来ない。

日常生活に出現することが多い運動戦略として松田ら³²⁾はカウンターウェイトとカウンターアクティビティを挙げ、リーチ動作を例として以下のように述べている。カウンターウェイトとは上肢を一側に伸ばしたときに上肢の伸展方向とは逆方向に位置する身体体節の重さを利用する筋活動による制動と制御であり、カウンターアクティビティとは身体体節を支えるための筋活動による制動・制御であるとしている。さらに富田³³⁾は、カウンターアクティビティはカウンターウェイトよりも高度で複雑な反応であり、体節や関節を大きく角度変化させず直接筋活動で運動を制御するので筋力、スキルが要求されるとしている。また理学療法士は観察による姿勢分析や動作分析の際に胸郭と骨盤に着目することが多い。立位時に COG は骨盤内にあり、胸郭は身体の中で質量の大きい体節である。そのため立位時に身体に与える影響は大きく胸郭、骨盤のそれぞれの角度変化だけでなく、両者の相対的角度の関係を評価する必要がある。その結果により姿勢制御の方略を理学療法士は評価する。高齢者は加齢変化により高度で複雑な運動戦略を用いずに体幹を剛体とし、体幹の質量を利用した股関節角度の変化を主体とする立位姿勢制御を行っているのではないかと考える。このように理学療法評価にとって体幹を胸郭と骨盤にわけて分析することは重要である。

静止立位時の身体動揺の分析は多く報告されているが、下肢の関節についても立位を保つための戦略として足関節戦略、股関節戦略が知られている¹²⁾ために、股関節と足関節についての分析は行われているが、足関節、膝関節、股関節を詳細に分析した報告は少なく、体節や関節構造に基づいたマーカ貼付位置による計測は筆者の知る限り行われていない。

若年者と高齢者の立位姿勢制御の違いを明らかにするには、立位が身体全体の複合運動であることを考慮する必要があり、身体の体節や関節構造に基づいた計測方法によって、身体動揺を定量的に明らかにすることが求められる。

1.2 本研究の目的

本研究の目的は、若年者と高齢者の自然立位を計測し、加齢が立位姿勢制御に与える影響を明らかにすることである。自然立位時に生じる身体動揺を、体節や関節構造に基づいたマーカ貼付位置による三次元動作分析装置を用いた計測を行い、胸郭、骨盤、股関節、膝関節、足関節の角度変化を定量的に示すことにより、COP 要約統計量だけでは判断できない体節や関節の角度変化を分析し、若年者と高齢者の立位時の運動戦略の違いを明らかにすることとした。

1.3 本研究の仮説

高齢者の立位姿勢制御に関わる下肢、体幹の諸機能は低下すると考えた。自然立位時の体幹の角度変化は、若年者は角度変化の小さい、複雑な姿勢制御を行うのに対し、高齢者は体幹を胸郭と骨盤を同方向に角度変化させる姿勢制御を行うために股関節の角度変化が増大すると考えた。結果として高齢者では矢状面と前額面はともに質量の大きい胸郭の角度変化を大きくするとともに、骨盤と胸郭を同方向に変化させる対応をとると考えた。これらのことから、立位時の体幹を骨盤と胸郭の角度変化から分析すれば、高齢者と若年者の姿勢制御の違いを明らかにできると考えた。

1.4 論文の構成

本論文は、7つの章によって構成した。

第1章は、研究背景と先行研究を示し、本研究の目的を述べた。

第2章は、立位計測時に問題となる足部位置が立位に与える影響について検討した。COP 動揺と足角、下肢アライメントの関係について示した。

第3章は、立位計測時に問題となる下肢の計測肢選択に根拠を示すために、下肢の左右には優位に働く機能の違いがあることを下肢の角度変化を左右で比較し明らかにした。

第4章は、立位時の下肢各関節と胸郭、骨盤、頭部の角度変化を分析し、若年者と高齢者の比較を行い、両者の違いに影響する要因について検討した。

第5章は、立位時の COP 動揺に影響を与える体節や下肢関節角度変化を明らかにした。

第6章は、体幹の角度変化を定量的に示すために、骨盤と胸郭の相対的角度変化について検討した。その結果から若年者と高齢者の比較を行い、若年者と高齢者の違いを示した。

第7章は、本研究の結果をまとめ、研究の限界について述べた。

1.5 倫理面の配慮

被験者には本研究の目的や研究参加による潜在的な危険、及び本研究の参加は対象者の自由意志により決定され、同意しない場合であっても対象者に不利益が生じることがないこと、また研究参加の同意はいつでも撤回可能であることを口頭及び文書で説明した。説明後、対象者には文書にて研究参加の同意を得た。本研究は国際医療福祉大学倫理委員会(承認番号 10-76)と、文京学院大学倫理委員会(承認番号 2010-3)に承認を受け、実施した。

第2章 足部位置、身長が足圧中心位置動揺に与える影響の検討

2.1 背景と目的

立位時の身体動揺を計測する際に問題となるのは足部位置の規定と被験者の体格の違いである。重心動揺検査では同一の計測条件とするために足部位置を規定し検査を行う³⁴⁾場合もある。しかし足部位置を規定することにより、被験者が通常とは異なる運動戦略をもちいて立位を保持する可能性がある。そのため立位の計測では、通常と同様の立位姿勢を計測することが必要であると考える。立位時の左右足部がなす相対角度(以下：足角)や左右足部の間隔は被験者により多様であるが、足部位置を規定して立位を計測するのではなく、被験者の通常の足部位置による立位を計測し、足部位置が与える影響を考慮したうえで立位を分析することが重要であると考えられる。足部位置と立位時の身体動揺の計測値である COP の動揺との関係を定量的に示した研究は報告されていない。また本研究の被験者である高齢者と若年者は体格に違いがあることが考えられる。特に身長と重心動揺の関係について、藤原ら³⁵⁾は COG 鉛直方向位置の関係は強く、COG 位置の高い者は COP 動揺を大きくする可能性があることを述べているが、鷲見ら³⁶⁾は身長と重心動揺の関係は一定の傾向を示さないと述べている。このように身長と重心動揺の関係は報告により異なっている。

本研究では、通常用いている立位姿勢制御を定量的に示すために、足部位置を規定せずに立位を計測した。そのため個人により多様であることが考えられる足部位置及び身長が COP 動揺に与える影響を明らかにしておく必要がある。

そこで本章では足部位置及び身長と COP 動揺の関係を検討することにした。

2.2 対象

対象は健常若年男性 30 名(平均年齢 32.1±6.0 歳、平均身長 172.3±5.0cm、平均体重 66.7±9.2kg)、健常高齢男性 30 名(平均年齢 74.3±2.8 歳、161.9±6.5cm、平均体重 60.2±9.1 kg)とした。いずれの被験者も過去 1 年間に運動器疾患、脳神経疾患による受診及び治療歴の無いものとした。さらに健常者における立位重心動揺の制御は体性感覚、前庭感覚、視覚の関与が大きく³⁷⁾、特に視覚は重心動揺に影響を与え、視野、注視点までの距離などの要因の関与が報告されている^{38,39)}。加齢に伴い発症することが多い老人性白内障、緑内障、加齢黄斑変性症などは、視覚障害をもたらすとされる⁴⁰⁾。そのため眼疾患についても過去 1 年間の受診及び治療歴の無いものとした。高齢者は最近の転倒歴の有無により自然立位時の身体動揺が大きくなるとの報告⁴¹⁾や、施設入所の高齢者は 1 年以内に 1 回以上転倒歴がある高齢者は、転倒歴のない高齢者に比べ COP 単位軌跡長が有意に大きいとの報告⁴²⁾がある。本研究は健常若年者と健常高齢者の比較により自然立位における加齢変化の検討を目的とするため、対象者を過去 1 年間に転倒歴のないものとした。受診歴と治療歴及び転倒歴については、口頭及び書面にて問診し、書面にて回答を確認した。

立位時の身体動揺には性差があることが報告⁴³⁾されている。また計測上皮膚の露出が避けられないため、本研究の被験者は男性とした。健常高齢男性は、A 市シルバー人材センターに協力を依頼し、本研究の趣旨に同意が得られた者を対象とした。

2.3 計測方法とデータ処理

2.3.1 計測機器

計測は、健常若年男性については国際医療福祉大学三田病院動作解析室、健常高齢男性については文京学院大学運動学実習室の2箇所で行った。計測機器は両計測室とも三次元動作解析システム VICON MX(Vicon Motion Systems 社製)を用い、健常若年男性の計測には赤外線カメラ10台、健常高齢男性の計測には赤外線カメラ8台を使用した。いずれの計測も赤外線カメラと床反力計(AMTI 社製、2枚)のデータを同期して計測した。赤外線反射マーカは直径14mmのマーカを使用し、サンプリング周波数は100Hzとした。両計測室の計測装置と座標系を図2-1に示す。

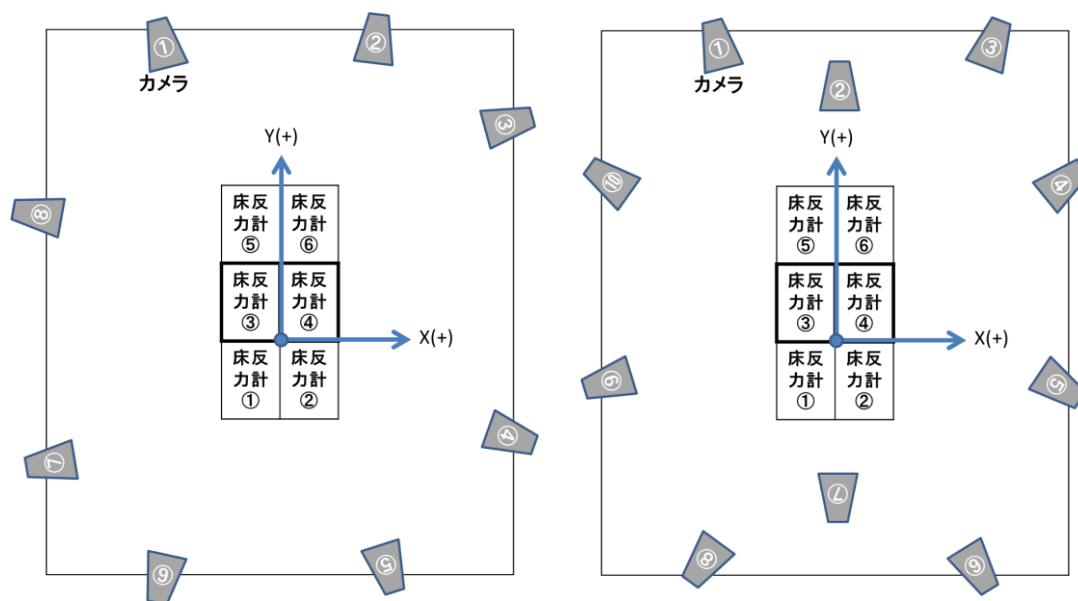


図 2-1 計測装置と座標系

左: 文京学院大学運動学実習室

右: 国際医療福祉大学三田病院動作解析室

両計測室の床反力計とカメラの座標系は、原点から左右方向を X(右+)、前後方向を Y(前+)、鉛直方向を Z(上+)として統一した。

2.3.2 マーカ貼付

立位時の関節角度や関節モーメント変化を観察するために、赤外線反射マーカの貼付位置を決定した。貼付位置は左右前頭部(以下: FLhead,FRhead)、左右後頭部(以下: BLhead,BRhead)、第7胸椎棘突起(以下: C7)、第8胸椎棘突起(以下: Th8)、胸骨柄(以下: Ust)、胸骨剣状突起(以下: Lst)、左右肩峰(以下: Lshd,Rshd)、左右上前腸骨棘(以下: LASIS,RASIS)、左右上後腸骨棘(以下: LPSIS,RPSIS)、左右大転子(以下: Lgt,Rgt)、左右膝関節外側(以下: Lkne,Rkne)、左右膝関節内側(以

下：LMkne, RMkne)、左右足関節外果(以下：Lank, Rank)、左右足関節内果(以下：LMank, RMank)、左右母趾中足骨頭(以下：L1mp, R1mp)、左右小趾中足骨頭(以下：L5mp, R5mp)、左右肘関節外側上顆(以下：Lelb, Relb)、左右肘関節橈骨茎状突起(以下：Lwri, Rwri)の身体の32箇所貼付した。身体貼付マーカ位置を図2-2に示す。

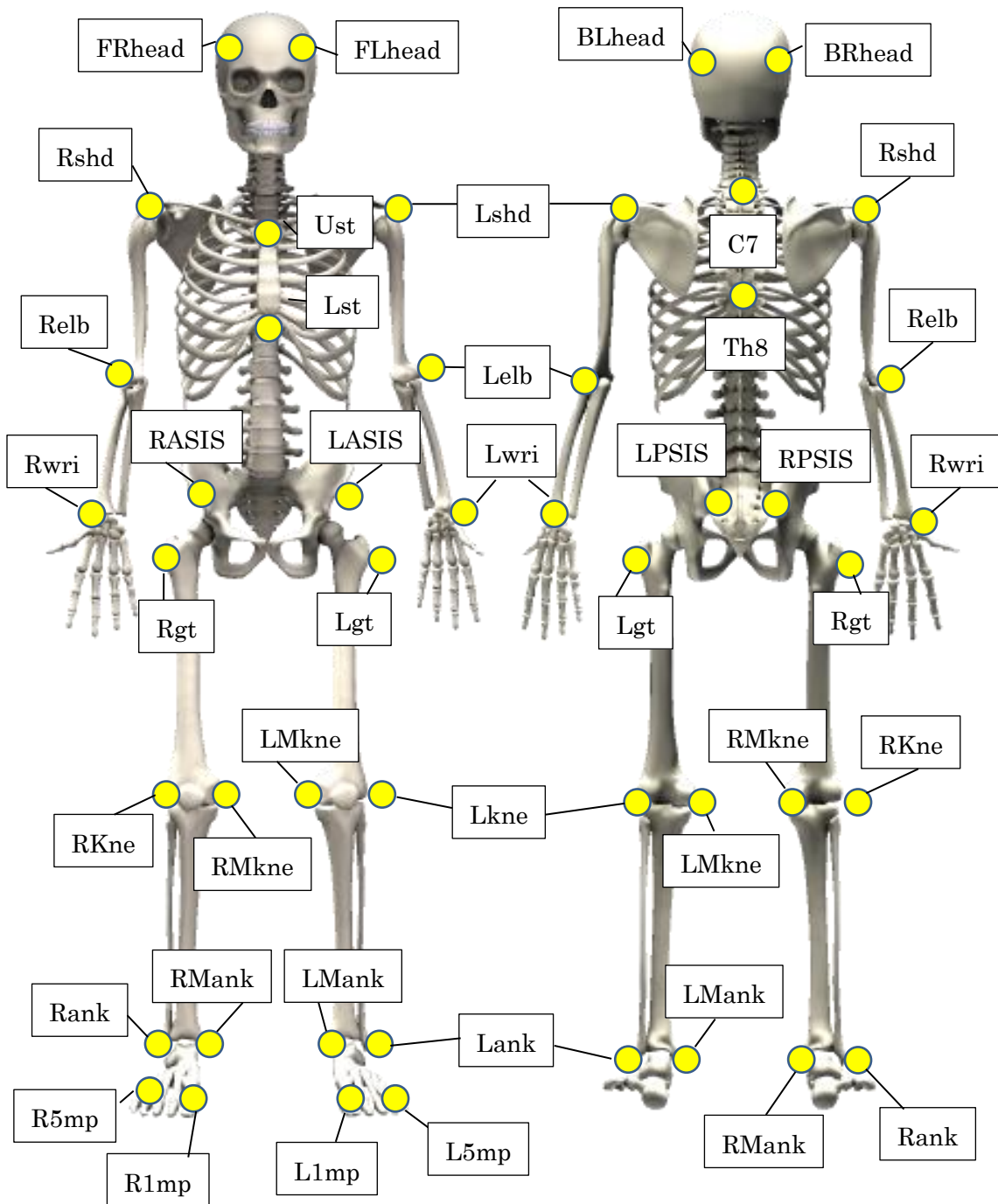


図 2-2 身体貼付マーカ位置

2.3.3 動作課題

動作課題は自然立位とした。計測の際、被験者には2枚の床反力計に左右の下肢が載ること、上肢を下垂させた安楽肢位とし、「普段立っているように、楽な姿勢で立ってください」と指示した。計測室前方に、被験者の目の地上高と同じ高さに視標を設置し、被験者には計測中視標を見るよう指示した。両計測室ともに視標については1辺が7.5cmの正方形の黄色視標とし、被験者が載る床反力計から2.8m前方に設置した。

計測時間について日本平衡神経科学会運営委員会³⁴⁾は、重心動揺検査について計測時間60秒を推奨し、健常者では計測開始から5秒で姿勢が安定すると述べている。また五島⁴⁴⁾は重心動揺検査の単位軌跡長の検討から、重心動揺検査開始から10秒間はCOPの軌跡は不安定であり、10秒以降にCOPの軌跡が安定すると述べている。計測回数については、出村ら⁴⁵⁾は様々なCOP計測値の要約統計量の検討から、1試行目と2試行目以降の動揺は異なる傾向が認められるため、1試行目を除いた2, 3試行目を代表値とするべきであると述べている。また初鹿⁴⁶⁾は健常者の連続5回の重心動揺検査結果では、1回目の検査値が大きく、2回目と3回目以降は高い相関を示すため、1回目の検査値は捨て、2回目と3回目の検査値をとるべきと述べている。そこで本研究では、先行研究の結果を考慮し、計測時間を70秒とし計測開始から10秒間のデータを除いた60秒間のデータを使用することにした。計測回数は3回計測し3回目のデータを用いることとした。

すべての課題において、検者が計測中立位保持は困難であると判断した場合と、被験者が不安を感じた場合には計測を即座に中止することを告げ、計測を開始した。実際の計測では被験者からの計測中止の申し出は無く、検者が計測を中止したことも無かった。

2.3.4 データ処理

VICONによって得られたデータはBody Builder(VICON MOTION SYSTEM社製プログラム)によって処理した。Body Builderで処理する前にCOP位置と体表貼付マーカ座標位置データは、バターワースフィルタ法により遮断周波数6Hzで高域遮断を行った。

体表に貼付したマーカから股関節中心点、膝関節中心点、足関節中心点を求めた。股関節点、膝関節点は臨床歩行分析研究会の推奨する方法⁴⁷⁾を参考にした。RASISとRgtの直線上の下1/3の位置を右股関節点(以下:Rhip)とした。さらに同様に求めた左股関節点(以下:Lhip)とRhipを結ぶ直線の距離を求めた。求めた距離の18%をそれぞれRhipとLhipから内挿した点を右股関節中心点(以下:RChip)、左股関節中心点(以下:LChip)とした(図2-3)。膝関節中心点は、RkneとRMkneの中点を求め右膝関節中心点(以下:RCkne)とした。左側も同様に求め、左膝関節中心点(以下:LCkne)とした。足関節中心点はRankとRMankの中点を右足関節中心点(以下:RCank)とした。左側も同様に求め、左足関節中心点(以下:LCank)とした。

体表に貼付したマーカ位置とそれから求めた各下肢関節中心点により頭部、胸郭、骨盤、大腿、下腿、足部の各セグメントを定義した。各セグメント定義の詳細を付録A-1に記す。

定義した頭部、胸郭、骨盤セグメントの絶対空間上の角度を求めた。X軸回りを前後傾、Y軸回りを側方傾斜とし、いずれも後傾をプラス、右側方傾斜をプラスとした。骨盤セグメントと大腿セグメントの相対角度、大腿セグメントと下腿セグメント間の相対角度、下腿セグメントと足部セグメントの相対角度をそれぞれ股関節角度、膝関節角度、足関節角度として求めた。また胸郭セグメントと骨盤セグメントの相対角度を胸郭-骨盤相対角度として求めた。モーメントについては、股関節モーメント、膝関節モーメント、足関節モーメントを求めた。矢状面では股関節と

膝関節は伸展モーメントをプラスとし、足関節は底屈モーメントをプラスとした。前額面では、股関節は外転モーメントをプラス、膝関節と足関節は外反モーメントをプラスとした。

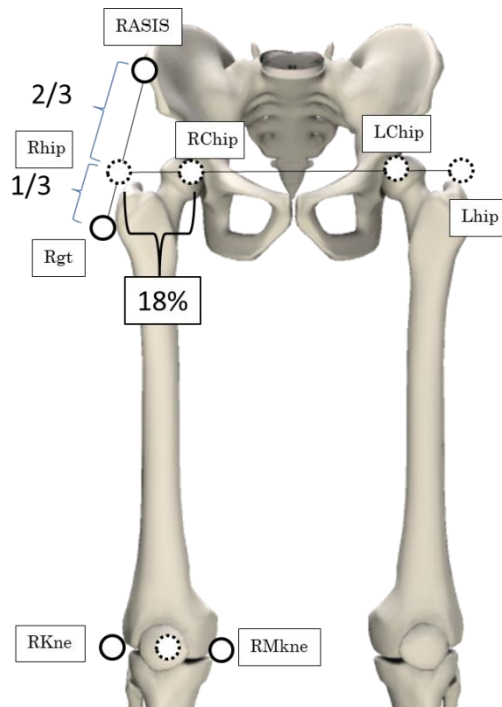


図 2-3 股関節点と股関節中心点の推定方法

2.3.5 解析項目

本研究では立位時の身体動揺の指標として各肢のCOPから合成COPを求めた。合成COPの要約統計量は単位軌跡長と実効値とした。身体動揺の計測の際に、問題となるのは数多くのCOP要約統計量から計測課題に適した要約統計量を選択することである。日本平衡神経科学会³⁴⁾やKapteynら⁴⁸⁾は姿勢安定性を計測する検査項目として単位軌跡長、実効値が推奨されている。単位軌跡長は、時間あたりのCOPの軌跡長であり、計測時間が一定であれば総軌跡長と同等の意味を持つ。COP単位軌跡長は立位を保持するために姿勢制御系が行っている活動量⁴⁹⁾とみることができる。COP実効値は動揺の中心からのばらつきの範囲を示す。どの程度の範囲で重心が制御できているかを示し、姿勢制御系が果たした姿勢調節の有効性を示す⁴⁹⁾とされる。本研究では姿勢制御系の活動量と有効性を把握する目的で、COPの要約統計量については単位軌跡長と実効値を選択することにした。計算式は日本平衡神経科学会³⁴⁾の示す計算式を参考にした。

以下に式を示す。例として左右方向の計算式を示す。XはCOP左右方向位置座標を示す。本研究の計測時間は60秒、サンプリング周波数は100Hzである。よってサンプル数は6000となる。以下の式においてnは6000、 \bar{X} はX座標の平均、 X_i はX座標を示す。

$$\text{左右方向COP単位軌跡長(mm/s)} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(X_{i+1} - X_i)^2}}{n} \cdot 100$$

$$\text{左右方向 COP 実効値(mm)} = \sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 (1/n)}$$

また胸郭角度や骨盤角度および下肢関節角度の要約統計量は、COP 単位軌跡長と COP 単位軌跡長の計算式を用いた。それぞれ角度実効値、角速度とした。

以下に式を示す。例として足関節底背屈角度のそれぞれの計算式を示す。Ankle \bar{X} は足関節底背屈角度の平均、Ankle X_i は足関節底背屈角度を示す。

$$\text{足関節底背屈角速度(°/s)} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(\text{Ankle}X_{i+1} - \text{Ankle}X_i)^2}}{n} \cdot 1/100$$

$$\text{足関節底背屈角度実効値実効値(°)} = \sqrt{\sum_{i=1}^n (\text{Ankle}X_i - \text{Ankle}\bar{X})^2 (1/n)}$$

角速度は、計測時間の角度変化の総和を時間で除したものである。時間あたりの角度変化となる。角度実効値は、値が大きければ角度変化の範囲が大きく、小さければ角度変化の範囲が小さいことになる。角速度は時間あたりの変化量であるので値が大きければ角度変化が速く、小さければ角速度が遅いことを示す。角度実効値が小さく角速度が大きい場合には、角度変化の範囲が小さく角度変化が速いことになる。つまり微細な関節運動が行われていることになり、逆に角度実効値が大きく角速度が小さい場合には、角度変化の範囲が大きく角度変化が遅いことになり、前者に比べると粗大な関節運動が行われているといえる。

本章の分析項目は、足部位置と COP 動揺の範囲の大きさの関係を検討するために、合成 COP 位置の要約統計量は実効値とした。足部位置の違いは以下に述べる足角と下肢アライメントに現れると考え、両者を分析項目とした。

足角は第五中足骨マーカと足関節外果マーカの左右方向位置座標と前後方向位置座標を用い、

両マーカ位置を通る直線を求め、足部外側線とした。左右の足部外側線がつくる角度を足角とした(図 2-4)。また左右足部位置の前額面上の距離の違いにより下肢全体のアライメントが異なると考えた。そこで両足関節中心間距離、両股関節中心間距離から下肢アライメントを示す値を求めた。両足関節中心間距離と両股関節中心間距離は、足関節と股関節の関節中心点の左右方向位置座標を用い、両関節中心点の距離を求め、両股関節中心間距離と両足関節中心間距離とした(図 2-5)。さらに両股関節中心間距離から両足関節中心間距離を減じた値を下肢アライメント値とした。値が正の値であれば閉脚位、負の値であれば開脚位となる。なお両第五中足骨マーカ、両足関節外果マーカ、両股関節中心点、両足関節中心点の位置座標は、計測 60 秒間の平均値を用いた。COP の要約統計量として合成 COP 実効値を用いた。

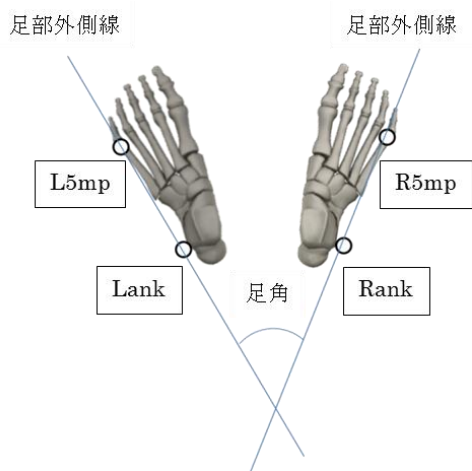
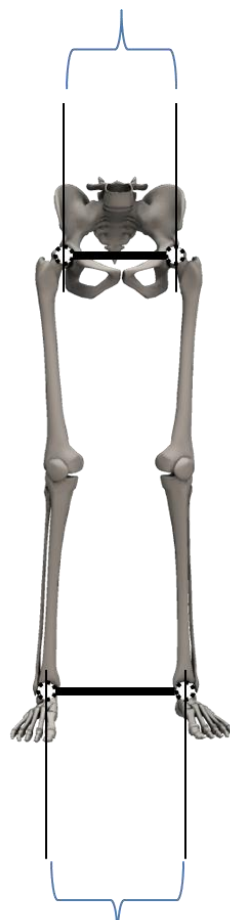


図 2-4 足角の定義

R5mp と Rank マーカの X 座標と Y 座標から直線を求め、同様に L5mp と Lank マーカから求めた直線のなす角を足角とした。

両股関節中心間距離



両足関節中心間距離

図 2-5 下肢アライメント値

両股関節間距離は両股関節中心位置の X 座標間の距離とした。

両足関節間距離は両足関節中心位置間の X 座標間の距離とした。

下肢アライメント値=両股関節中心間距離－両足関節中心間距離

2.4 統計処理

身体動揺と足部位置と身長の関係を検討するために、若年者と高齢者全員の合成 COP 実効値と足角及び下肢アライメント値、身長との Pearson の相関係数を求めた。いずれの統計処理も有意水準は 5%とし、統計処理には IBM SPSS Statistics 23(IBM 社製)を用いた。

2.5 結果

2.5.1 合成足圧中心位置実効値と足角および下肢アライメントの関係

全被験者の合成 COP 実効値、足角、下肢アライメント値の結果を表 2-1 に示す。表 2-2 に COP 実効値と足角及び下肢アライメント値の Pearson の相関係数の結果を示す。左右方向 COP 実効値と下肢アライメント値は有意な中等度の正の相関を認めた。下肢アライメント値は両股関節中心間距離から両足関節中心間距離を減じた値であるため、下肢アライメント値の正の値は下肢が閉脚位であることを意味する。そのため両下肢が閉脚位であるほど左右方向合成 COP 実効値は大きく動く関係にあることがわかった。その他の項目は有意な関係を認めなかった。

表 2-1 全被験者の COP 実効値及び足角と下肢アライメント値、身長の結果

計測項目	平均値±標準偏差
前後方向 COP 実効値(mm)	4.9±1.3
左右方向 COP 実効値(mm)	2.2±0.9
足角(°)	35.8±14.1
下肢アライメント値(mm)	25.3±34.4
身長(m)	1.67±0.07

表 2-2 COP 実効値と足角、下肢アライメント値、身長の関係

	足角		下肢アライメント値		身長	
	r 値	p 値	r 値	p 値	r 値	p 値
前後方向 COP 実効値	-0.15	n.s.	0.13	n.s.	0.09	n.s.
左右方向 COP 実効値	0.14	n.s.	0.47	p<0.01**	0.11	n.s.

**：p<0.01

2.6 考察

足角及び下肢アライメント値と身長を求め、左右方向及び前後方向合成 COP 実効値の大きさに与える影響を検討した。下肢アライメント値の結果から閉脚位になるほど左右方向合成 COP 実効値は大きくなる関係にあることがわかった。両股関節中心間距離から両足関節中心間距離を減じた下肢アライメント値は、両者の値に差がない場合には左右各々の股関節位置と足関節位置を結んだ直線は平行になり、下肢アライメント値が正の値となる場合には、左右各々の股関節位置と足関節位置を結んだ直線は閉脚の関係となる。閉脚位になるほど両足部で形成される支持基底面の左右径は小さくなり、左右方向合成 COP 実効値の大きさに影響を与えたと推察される。一方足角は左右方向合成 COP 実効値に有意な関係を認めなかった。入谷ら⁵⁰⁾は、足角を 0° 、 25° 、 45° に規定した立位の重心動揺を計測し比較した結果、前後方向及び左右方向の COP 総軌跡長、COP 動揺平均値と重心動揺面積に有意な差を認めなかったと報告している。足角の違いにより両足部で形成される支持基底面の形状は変化する。支持基底面を台形に例え前方を上底、後方を下底とすると、上底の距離は両前足部の位置によって決まる。足角が大きい場合には、両前足部間の間隔は大きくなり上底の距離は長くなる。従って足角の大きさは、COP が前足部に近い位置にある場合には影響を与えることになる。しかし我が国の成人男性の自然立位時の矢状面上の重心線は、足関節外果のやや前方を通る⁵¹⁾とされるため、足角の影響を受けなかったものと推察される。また本研究の全被験者の足角の標準偏差は 14.1° であり上底の距離に与える影響が小さかったことも理由として考えられる。

前後方向合成 COP 実効値は、足角と下肢アライメント値ともに有意な関係を認めなかった。Winter ら³⁹⁾は、COP 軌跡の前後方向の変位量に注目し、COP の動揺は矢状面では各足底面の前後径に依存することを示した。本研究の結果においても、下肢アライメントの違いによって各足底面の前後径は変わることがなく、足角は前述したように標準偏差の分布の範囲が小さく前後径に与える影響が少なかったために、足角や下肢アライメントが矢状面では足部位置と COP 実効値に関係を示さなかったと推察される。

身長については左右方向と前後方向 COP 実効値ともに有意な関係を示さなかった。先行研究により身長と重心動揺の関係については異なる報告がなされている。特に高齢者と若年者の比較においては関係を認めないとした報告もあり³⁶⁾、身長以外の要因が COP 動揺に関与していると推察される。

本章の結果から、足部位置を規定しない自然立位での身体動揺を分析するには、前額面において両股関節と両足関節の位置関係を考慮した身体動揺の検討が求められることが明らかになった。前額面上の下肢アライメントが体幹や下肢関節の角度変化に与える影響について、第 4、6 章で検討する。

第3章 立位計測時の左右肢の関係

3.1 背景と目的

立位時の下肢について運動学、運動力学的分析を行う際に、左右下肢のどちらを計測下肢として選択するかが問題となる。立位時の下肢機能を左右で比較すると、左側は支持機能、右側は運動機能を優位に発揮するとした報告^{23,24,53,54)}は多い。

平沢⁵⁵⁾は、成人男性100名の立位時の足蹠面積を左右で比較したところ、左足の足蹠面積が有意に右足より大きいとし、左右片脚立位時の重心動揺をCOP総軌跡長で比較においても、左片脚立位が有意に短く、左足が主軸としての調節作用を果たしている⁵⁶⁾と述べている。276名の非接触性前十字靭帯損傷者では有意に左側の損傷が多いことを示し、その原因を左下肢の支持機能に関係するとした報告⁵⁷⁾や膝に装着した3軸加速度計のデータから、不安定な支持面への着地動作を左右で比較したところ、左側は有意に膝の動揺が少なく、その原因を左下肢の支持機能とした報告⁵⁸⁾もある。特に静的姿勢保持において、右足は運動作用の役をなし、左足は直立姿勢を支持する⁵⁹⁾作用をもつとされる。このように形態や運動機能の比較において、右下肢と左下肢の機能の違いについての報告は多い。

しかしこれらの報告はCOP計測や下肢関節に貼付した加速度による計測であり、関節の角度変化を定量的に分析したものではない。左右の下肢の関節角度を定量的に比較し、違いを示すことができれば、立位計測時の計測肢の選択に客観的な根拠を示すことが可能になると考える。

そこで本章の目的は、自然立位時の下肢には左右に優位に働く機能の違いがあると考え、左右下肢のCOP位置、関節角度や関節モーメントの違いを定量的に明らかにすることにした。

3.2 対象

対象は第2章第2節で述べた被験者と同一であった。

3.3 計測方法とデータ処理

本章では、第2章で得たデータに対して分析を行った。そのため計測機器、マーカ貼付、動作課題、データ処理は同一であった。

3.3.1 解析項目

先行研究^{23,24,53,54)}にある支持機能、運動機能を定量的に示すために、角度実効値と角速度、関節モーメント平均値を解析項目とした。木村ら⁵³⁾は、右下肢は足指で物をはさむ、ボールを蹴る、片足跳びといった動作に対して機能性を果たすように積極的に働き、左下肢は走り幅跳びや走り高跳び、ハードル走の際の踏み切り足として、力的役割を果たすと述べている。そこで先行研究が示す下肢の運動機能と支持機能を角度実効値と角速度、下肢関節モーメント平均値で示すこと

とした。前述したように角度実効値は関節角度変化の範囲の大きさ、角速度は関節角度変化の速さを示す。運動機能を関節角度変化の範囲の大きさと速さで定量的に示すことが出来ると考えた。また関節モーメントは、動作中の筋の作用を定量的に示すことが出来る⁴³⁾ため、関節モーメント平均値をもとめ支持機能を示す要約統計量とした。また下肢の左右に優位に働く機能に違いがあるとするならば、結果として COP の位置変化にも差が生じると考えた。そこで COP の要約統計量として左右の COP 実効値と COP 単位軌跡長を要約統計量とすることとした。

3.4 統計処理

左右の下肢の機能の違いを検討するために、左側と右側の下肢各関節の角度実効値、角速度、COP 位置実効値、COP 単位軌跡長に対応のある t 検定を行った。左側と右側の COP 位置の関係は Pearson の相関係数を求めた。いずれの統計処理も有意水準は 5%とし、統計処理には IBM SPSS Statistics 23(IBM 社製)を用いた。

3.5 結果

3.5.1 足圧中心位置実効値、足圧中心位置単位軌跡長の比較

表 3-1 に COP 実効値、COP 単位軌跡長の左右比較の結果を示す。対応のある t 検定の結果、高齢者の COP 実効値は有意に右側のほうが大きかった(p=0.03)。その他の項目は有意な差を認めなかった。

表 3-1 COP 実効値及び COP 単位軌跡長の左右比較

要約統計量	方向		右側	左側	危険率
COP 実効値(mm)	前後方向	若年者	5.20±0.37	5.24±0.33	n.s.
		高齢者	4.88±0.32	4.88±0.28	n.s.
	左右方向	若年者	1.29±0.13	1.20±0.11	n.s.
		高齢者	1.79±0.15	1.46±0.14	p=0.03*
COP 単位軌跡長 (mm/s)	前後方向	若年者	9.22±0.69	9.01±0.62	n.s.
		高齢者	9.22±0.69	9.01±0.62	n.s.
	左右方向	若年者	2.11±0.14	2.06±0.12	n.s.
		高齢者	4.20±0.42	3.53±0.27	n.s.

*:p<0.05

3.5.2 関節角度実効値、関節角速度の比較

表 3-2 に関節角度実効値の左右比較の結果を示す。対応のある t 検定の結果、前額面において若年者の膝関節内外反角度実効値($p<0.01$)と高齢者の股関節内外転角度実効値($p=0.02$)は有意に右側が大きかった。その他の項目には有意差を認めなかった。

表 3-3 に関節角速度の左右比較の結果を示す。対応のある t 検定の結果、前額面において若年者の股関節角速度($p=0.02$)と膝関節角速度($p=0.04$)は有意に右側が大きかった。その他の項目には有意差を認めなかった。

表 3-2 関節角度実効値の左右比較

要約統計量	部位	運動方向		右側	左側	危険率
角度実効値(°)	股関節	屈伸	若年者	0.23±0.02	0.21±0.02	n.s.
			高齢者	0.31±0.04	0.34±0.04	n.s.
	膝関節	屈伸	若年者	0.40±0.05	0.37±0.04	n.s.
			高齢者	0.35±0.03	0.32±0.03	n.s.
	足関節	底背屈	若年者	0.33±0.03	0.30±0.04	n.s.
			高齢者	0.26±0.03	0.27±0.02	n.s.
	股関節	内外転	若年者	0.14±0.001	0.12±0.01	n.s.
			高齢者	0.15±0.01	0.13±0.01	$p=0.02^*$
	膝関節	内外反	若年者	0.22±0.03	0.14±0.01	$p<0.01^{**}$
			高齢者	0.18±0.01	0.19±0.01	n.s.
	足関節	内外反	若年者	0.16±0.02	0.17±0.02	n.s.
			高齢者	0.13±0.01	0.12±0.01	n.s.

**: $p<0.01$ *: $p<0.05$

表 3-3 関節角速度の左右比較

要約統計量	部位	運動方向		右側	左側	危険率
角速度(°/s)	股関節	屈伸	若年者	0.63±0.06	0.59±0.05	n.s.
			高齢者	0.43±0.02	0.41±0.02	n.s.
	膝関節	屈伸	若年者	1.10±0.15	1.03±0.12	n.s.
			高齢者	0.71±0.03	0.68±0.04	n.s.
	足関節	底背屈	若年者	0.68±0.07	0.74±0.08	n.s.
			高齢者	0.44±0.02	0.44±0.02	n.s.
	股関節	内外転	若年者	0.54±0.06	0.38±0.04	p=0.02*
			高齢者	0.28±0.01	0.28±0.02	n.s.
	膝関節	内外反	若年者	0.94±0.12	0.62±0.10	p=0.04*
			高齢者	0.53±0.03	0.53±0.03	n.s.
	足関節	内外反	若年者	0.69±0.10	0.73±0.13	n.s.
			高齢者	0.38±0.02	0.37±0.02	n.s.

*:p<0.05

3.5.3 関節モーメント平均値の比較

表 3-4 に関節モーメント平均値の左右比較の結果を示す。前額面の高齢者の股関節内外転モーメント平均値(p<0.01)は有意に左側の外転モーメントが大きかった。高齢者の膝関節内外反モーメント平均値(p=0.01)は有意な差を認めしたが、各被験者の平均値は7名が内反モーメント、23名が外反モーメントを示し、一定の傾向を認めなかった。その他の項目には有意差を認めなかった。

表 3-4 関節モーメント平均値左右比較

計測項目		右側	左側	危険率
股関節屈曲モーメント(Nm)	若年者	-7.91±0.66	-8.91±0.55	n.s.
	高齢者	-6.59±0.75	-7.10±0.73	n.s.
膝関節屈曲モーメント(Nm)	若年者	-6.12±0.51	-6.21±0.73	n.s.
	高齢者	-4.13±0.93	-3.80±0.91	n.s.
足関節底屈モーメント(Nm)	若年者	18.59±0.80	18.79±0.83	n.s.
	高齢者	14.03±0.02	13.95±0.80	n.s.
股関節内外転モーメント(Nm)	若年者	9.19±0.96	08.68±0.97	n.s.
	高齢者	4.70±0.56	8.99±1.00	p<0.01**
膝関節内外反モーメント(Nm)	若年者	-3.12±0.68	-2.17±0.62	n.s.
	高齢者	-0.57±0.59	-2.58±0.70	p=0.01*
足関節内外反モーメント(Nm)	若年者	-1.68±0.36	-0.57±0.41	n.s.
	高齢者	-0.52±0.28	-0.84±0.22	n.s.

**:p<0.01 *:p<0.05

3.5.4 左右側の足圧中心位置の関係

右側と左側の COP 前後方向位置は、高齢者と若年者全ての被験者が有意な正の相関を示した ($p<0.01$)。相関係数の結果から、出村らの分類⁵⁸⁾を参考に被験者のグループわけを行った(表 3-5)。分類の結果を表 3-6 に示す。高齢者は高い正の関係であった者が 29 名、中程度の正の関係であったものが 1 名であった。若年者は高い正の関係であった者が 28 名、中程度の正の関係であった者が 2 名であった。高齢者、若年者ともに高い正の関係を示す傾向にあった。

左側と右側の COP 左右方向位置は、高齢者と若年者全ての被験者の有意水準は 0.01 未満であった。相関係数の結果から被験者のグループ分けを行った結果を表 3-7 に示す。右側 COP の右側への移動と左側 COP の左側への移動が負の関係となる。高齢者は高い負の関係にあった者が 22 名、中程度の負の関係にあった者が 6 名、低い負の関係にあった者が 2 名であった。若年者は高い負の関係にあるものが 16 名、中程度の負の関係にある者は 11 名、低い負の関係にある者は 2 名、左右の COP 位置にほとんど関係がなかった者が 2 名であった。若年者と高齢者は左右 COP 位置が負の関係にある者が多く、両群ともに高い負の関係を示す傾向にあった。

表 3-5 相関係数と関係の程度

相関係数	関係の程度
$0.00 < r \leq 0.20$	ほとんど関係なし
$0.20 < r \leq 0.40$	低い関係
$0.40 < r \leq 0.70$	中等度の関係
$0.70 < r < 1.00$	高い関係

表 3-6 左右の COP 前後方向位置の相関係数による分類

関係の強さ	若年者(名)	高齢者(名)
高い正の関係	28	29
中等度の正の関係	2	1
低い正の関係	0	0
ほとんど関係なし	0	0
低い負の関係	0	0
中等度の負の関係	0	0
高い負の関係	0	0

表 3-7 左右の COP 左右方向位置の相関係数による分類

関係の強さ	若年者(名)	高齢者(名)
高い正の関係	0	0
中等度の正の関係	0	0
低い正の関係	0	0
ほとんど関係なし	2	0
低い負の関係	2	2
中等度の負の関係	11	6
高い負の関係	16	22

3.6 考察

前額面では、若年者は右の股関節内外反角速度、高齢者は右の股関節内外反角度実効値と左の股関節外転モーメント平均値が有意に大きかった。

前額面上の姿勢制御は主に体幹と股関節で行われる^{21,22)}。股関節は下肢と脊柱に影響を及ぼす位置にあるとともに、立位時の COG 位置に近い自由度の大きい関節である⁶¹⁾。そのため下肢の優位に働く機能の違いが股関節に認められたと考える。星⁶²⁾の報告によれば、感覚系の加齢変化として、感覚受容器の密度の減少や感受性の低下が特に下肢で認められ、足指の振動覚閾値は高齢者になると3倍に上昇し、表在感覚が影響する2点識別覚は15倍に低下するとされる。また関節内に存在する多くの固有受容器は体節の運動や力学的負荷の状態を収集して中枢神経系へ伝達し、関節の位置覚や運動覚の形成に関与するとされる⁶⁴⁾。固有感覚受容器の構造的変化は明らかにされていないものの、中枢神経系で視覚やその他の感覚情報と統合する過程で加齢変化の影響により障害を受ける可能性は報告されている⁶²⁾。

Patla ら⁶⁵⁾は若年者と高齢者の COP 動揺を比較し、高齢者の COP 動揺が大きくなる理由として感覚系を通して姿勢に関するより多くの情報を得るために大きくかつ高い頻度で COP を移動させると述べている。本章では、高齢者と若年者の比較ではなく左右下肢の比較であるが、右を運動脚として機能させるために下肢の角度変化を大きくし感覚系を通して多くの情報を得るために下肢の関節角度変化を大きくした可能性があると考え。さらに高齢者は左股関節外転モーメント平均値が有意に大きかったことを併せて考えると、高齢者は右下肢を運動機能、左下肢を支持機能とする優位に働く機能の違いがあることが推察される。

高齢者と若年者は右下肢の角度変化が有意に大きかったが、違いを示す要約統計量は異なった。若年者は角速度、高齢者は角度実効値であった。また星⁶²⁾は高齢者においては、脊髄における有髄感覚神経が約30%減少するため、軽いタッチや繊細な操作技能が要求される活動を低下させると報告している。本章の結果も若年者の関節運動は角度変化の速さを主体とし、高齢者は関節運動の範囲の大きさを主体とした姿勢制御を行っている可能性を示唆するものと考え。

前額面では両脚の荷重比により COP を制御する⁵²⁾とされる。左右の下肢に優位に働く機能の違いがある場合、両脚の比較によってその違いが現れやすいと考える。しかし矢状面では若年者と高齢者はともに下肢各関節の角度実効値、角速度、モーメント平均値のいずれも左右に差を認めなかった。矢状面の COP 動揺に左右差があれば、静止立位時の COP 前後方向位置は足関節底屈モーメントに比例する変数である¹⁰⁾ため、足関節底屈モーメントに左右差が生じる可能性がある。足関節底屈モーメントの主動筋である腓腹筋は二関節筋であり、大腿骨に筋の付着部をもつ。そのため腓腹筋は足関節だけでなく膝関節の関節運動にも関与する。結果として足関節と膝関節角度変化にも大きな違いを生じ、過剰な筋収縮や骨盤の回旋運動、身体動揺が生じることになる。左側と右側の COP 動揺の左右差を少なくしたほうが身体動揺の少ない立位姿勢を保つことが出来る。矢状面では若年者と高齢者ともに左右に優位に働く機能が存在しないことが示唆された。

本章の結果、前額面上では下肢の左右に優位に働く機能の違いがあることが示唆された。国内の男子学生392名を対象とした利き手についての研究では92.1%の学生が右利きであったとの報告がある⁶⁵⁾。国内だけでなく世界の人口の約9割は右利きであるとの報告⁴⁶⁾もある。

松田ら³²⁾はリーチ動作について、上肢の運動方向と逆方向に位置する身体体節の重さを利用する制御方法と上肢を支持するための筋活動による制御方法が日常生活で出現しやすいと述べている。富田³³⁾は、前者は体節の質量の釣り合いをとるオートマティックな反応であるのに対し、特に後者は直接筋活動で運動を制御するため前者に比べより高度で複雑な反応であるとしている。

高齢者は下肢、体幹の筋活動に関わる機能の加齢変化によりオートマティックな制御方法を選択し、右上肢による動作や運動の際には、左下肢に荷重し支持性を高めながら動作する可能性が考えられる。結果として高齢者は長年の習慣から左下肢を支持脚とする傾向を強めることが推察される。またこの機能の違いをもたらす原因については様々な報告がなされている。内臓の質量分布による力学的バランスの可能性⁵⁵⁾や神経系の左右差から生じる可能性⁶⁶⁾など多くの諸家により報告されているが、現在、結論はついていない。本章の結果においても下肢の左右には優位に働く機能が違う可能性はあるが、その原因を明らかにすることはできなかった。

本章の結果から、立位計測の下肢の計測肢の選択には、前額面では若年者の右下肢は角度変化を主体とした運動機能が優位に働き、さらに高齢者は左下肢の支持機能が優位に働く可能性があること考慮した選択が必要であると考えられる。

第4章 立位時の身体各体節角度と下肢関節角度の検討

4.1 背景と目的

立位時の体節や関節の角度変化について、矢状面では足関節と股関節、前額面では体幹部と股関節に注目した分析が多く報告されている。しかし第1章で述べたように立位時の支持基底面は狭く、体重の2/3を占めている頭部-上肢-体幹の重心は身長⁸⁾の2/3の高さに位置している⁸⁾ため、機械力学的に不安定⁹⁾である。静止立位時の身体は厳密には静止しておらず、下肢の各関節や頭部、胸郭、骨盤などの体節は微少かつ複雑に角度変化を生じている。特定の部位だけではなく、身体全体の角度変化が立位姿勢制御に関わると考えた。そのためには体節や関節構造に基づいたマーカ貼付位置による計測を行い、胸郭、骨盤、股関節、膝関節、足関節の角度変化を定量的に示す必要がある。さらに各部位の角度変化を若年者と高齢者と比較することによって、姿勢制御の違いを明らかにできると考えた。矢状面では高齢者は加齢の影響による立位に関わる機能の低下のため、矢状面では立位時の床面に外乱が生じるときに用いられる股関節戦略を静止立位時にも用い、前額面では加齢の影響による脊柱の可動域の減少による体幹部の柔軟性低下により股関節角度変化を大きくする姿勢制御が行われているのではないかと考えた。

本章の目的は三次元動作分析装置を用いた立位計測では報告されることがなかった体節や関節構造に基づいたマーカ貼付位置による計測を行い、体幹部や下肢関節の角度変化を定量的に示し、立位が身体各部位の角度変化からなる動作であることを示し、若年者と高齢者を比較し姿勢制御の違いを明らかにすることである。

4.2 対象

対象は第2章第2節で述べた被験者と同一であった。

4.3 計測方法とデータ処理

本章では、第2章で得たデータに対して分析を行った。そのため計測機器、マーカ貼付、動作課題、データ処理は同一であった。

4.3.1 解析項目

本章の解析部位は、頭部、胸郭、骨盤、股関節、膝関節、足関節とした。それぞれの角度の要約統計量として角度実効値、角速度を求めた。

矢状面では、高齢者の立位時の足部機能の低下が立位姿勢制御に影響を与えると考え、COP前後方向平均位置と足関節底屈モーメント平均値を求めた。COP前後方向平均位置は、左右足関節外果貼付マーカ(Lank、Rank)の中点座標を原点として計測時間におけるCOP前後方向平均位置を求めた(図4-1)。COP前後方向平均位置は身長、足関節底屈モーメント平均値は身長と体重で正規

化した値を求めた。前額面では脊柱の可動域の減少が姿勢制御に影響を与えると考えた。そのため腰椎部の角度変化として胸郭骨盤相対角度実効値を求めた。また第2章で前額面において下肢アライメントが閉脚位になるほど COP 実効値が大きくなる関係にあることを示した。本章においても前額面上の胸郭と骨盤の角度変化に下肢アライメントの違いが影響を与える可能性がある。そこで若年者と高齢者の下肢アライメント値を求めた。

第3章の結果、前額面において若年者と高齢者は右下肢の角度変化を主体とした運動機能が優位に働くことが明らかになった。立位時の角度変化の特徴は右下肢に現れると考えた。矢状面では左右下肢に角度変化の違いは認めなかったため、本章では前額面、矢状面ともに右下肢を計測肢とした。

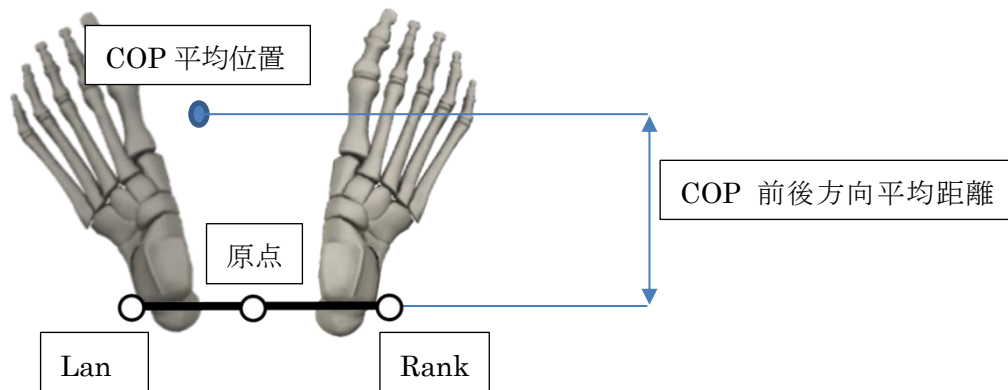


図 4-1 COP 前後方向平均位置の定義

Lank マーカと Rank マーカの中点座標を原点とし、
原点と COP 平均位置の Y 座標間の距離(COP 前後方向平均距離)を求め
COP 前後方向平均位置とした。

4.4 統計処理

矢状面と前額面の頭部、胸郭、骨盤、股関節、膝関節、足関節の角度実効値と角速度を比較した。矢状面では足部機能の影響を検討するために COP 前後方向位置と足関節底屈モーメント平均値、前額面では脊柱の可動域と下肢アライメントの影響を検討するために下肢アライメント値と胸郭骨盤相対角度実効値を比較した。いずれも若年者と高齢者の違いを検討するために、対応のない t 検定を行った。有意水準は 5% とし、統計処理には IBM SPSS Statistics 23 (IBM 社製) を用いた。

4.5 結果

4.5.1 矢状面上の頭部、胸郭、骨盤と下肢各関節の角度実効値及び角速度の結果

表 4-1 に矢状面上の若年者と高齢者の頭部、胸郭、骨盤、股関節、膝関節、足関節の角度実効値及び角速度の結果を示す。角度実効値と角速度の平均値から、いずれも頭部、胸郭、骨盤は、身体の上部にあるほど大きい値を示す傾向にあり、下肢については、膝関節が大きい値を示す傾向にあった。若年者と高齢者は同様の傾向であった。

対応のない t 検定の結果、角度実効値については胸郭前後傾角度実効値 ($p=0.01$)、股関節屈伸角度実効値 ($p=0.04$) は有意に高齢者が大きかった。角速度は、頭部前後屈角速度 ($p=0.02$)、胸郭前後傾角速度 ($p<0.001$) は有意に高齢者の方が大きく、下肢関節は股関節屈伸角速度 ($p<0.001$)、膝関節屈伸角速度 ($p=0.02$)、足関節底背屈角速度 ($p<0.001$) といずれも高齢者の方が有意に小さかった。その他の項目は有意差を認めなかった。

若年者と高齢者の比較の結果、高齢者は胸郭を大きい範囲で速く動かし、若年者は全ての下肢関節を速く動かしている結果となった。特に高齢者の股関節は、大きい範囲で遅い関節運動を示す結果となった。

表 4-1 矢状面上頭部、胸郭、骨盤、下肢関節角度実効値及び角速度の結果

要約統計量	項目	若年者	高齢者	危険率
実効値(°)	頭部前後傾角度	0.99±0.48	0.91±0.46	n.s.
	胸郭前後傾角度	0.50±0.21	0.66±0.27	p=0.01*
	骨盤前後傾角度	0.39±0.11	0.44±0.18	n.s.
	股関節屈伸角度	0.23±0.09	0.31±0.20	p=0.04*
	膝関節屈伸角度	0.36±0.18	0.35±0.19	n.s.
	足関節底背屈角度	0.33±0.13	0.28±0.14	n.s.
角速度(°/s)	頭部前後傾角度	0.67±0.16	0.78±0.21	p=0.02*
	胸郭前後傾角度	0.58±0.13	0.84±0.18	p<0.001**
	骨盤前後傾角度	0.3±0.08	0.34±0.08	n.s.
	股関節屈伸角度	0.64±0.33	0.43±0.09	p<0.001**
	膝関節屈伸角度	1.00±0.63	0.71±0.19	p=0.02*
	足関節底背屈角度	0.68±0.37	0.43±0.13	p<0.001**

**: $p<0.01$ *: $p<0.05$

4.5.2 前額面上の頭部、胸郭、骨盤と下肢各関節の角度実効値及び角速度の結果

表 4-2 に前額面上の若年者と高齢者の頭部、胸郭、骨盤、股関節、膝関節、足関節の角度実効値及び角速度の結果を示す。矢状面の結果と同様に、角度実効値と角速度の平均値から、いずれも頭部、胸郭、骨盤は、身体の上部にあるほど大きい値を示す傾向にあり、下肢については、膝関節が大きい値を示す傾向にあった。若年者と高齢者は同様の傾向であった。

対応のない t 検定の結果、角度実効値については、胸郭側方傾斜角度実効値は有意に高齢者の方が小さく ($p=0.04$)、骨盤側方傾斜角度実効値は有意に高齢者の方が大きかった ($p=0.04$)。角速度は、股関節内外転角速度 ($p<0.001$)、膝関節内外反角速度 ($p<0.001$)、足関節内外反角速度 ($p<0.001$) とともに有意に高齢者の方が小さかった。

若年者と高齢者の比較の結果、矢状面と同様に若年者は下肢の関節を速く動かしている結果となった。骨盤は高齢者の方が大きい範囲で動かしていたが、胸郭については高齢者は小さい範囲で速く動かしている結果であった。

表 4-2 前額面上頭部、胸郭、骨盤、下肢関節角度実効値及び角速度の結果

要約統計量	項目	若年者	高齢者	危険率
実効値(°)	頭部側方傾斜角度	0.34±0.13	0.31±0.11	n.s.
	胸郭側方傾斜角度	0.22±0.07	0.19±0.05	p=0.04*
	骨盤側方傾斜角度	0.07±0.03	0.08±0.02	p=0.04*
	股関節内外転角度	0.14±0.05	0.15±0.05	n.s.
	膝関節内外反角度	0.22±0.14	0.18±0.07	n.s.
	足関節内外反角度	0.16±0.08	0.13±0.04	n.s.
角速度(°/s)	頭部側方傾斜角度	0.56±0.28	0.58±0.12	n.s.
	胸郭側方傾斜角度	0.36±0.07	0.48±0.11	p<0.001**
	骨盤側方傾斜角度	0.17±0.07	0.13±0.03	p=0.02*
	股関節内外転角度	0.53±0.31	0.29±0.06	p<0.001**
	膝関節内外反角度	0.94±0.68	0.52±0.14	p<0.001**
	足関節内外反角度	0.63±0.41	0.37±0.09	p<0.001**

**: $p<0.01$ *: $p<0.05$

4.5.3 足圧中心前後方向位置、足関節底屈モーメントの結果

表 4-3 に COP 前後方向平均位置と足関節底屈モーメント平均値の結果を示す。対応のない t 検定の結果、COP 前後方向平均位置は有意に高齢者の方が後方に位置し($p=0.03$)、足関節底屈モーメント平均値は有意に高齢者のほうが小さかった($p=0.04$)。

表 4-3 COP 前後方向位置、足関節底屈モーメント平均値の結果

項目	若年者	高齢者	危険率
COP 前後方向位置(mm/m)	33.6±7.6	29.4±6.8	p=0.03*
足関節底屈モーメント平均値(Nm/kg/m)	0.16±0.04	0.14±0.05	p=0.04*

*: $p<0.05$

4.5.4 前額面上胸郭骨盤相対角度実効値の結果

表 4-4 に前額面胸郭骨盤相対角度実効値の結果を示す。対応のない t 検定の結果、前額面胸郭骨盤相対角度実効値は有意に若年者の方が大きかった($p<0.001$)。

表 4-4 前額面上胸郭骨盤相対角度実効値の結果

項目	若年者	高齢者	危険率
胸郭骨盤相対角度実効値(°)	0.20±0.06	0.15±0.04	p<0.001**

**: $p<0.01$

4.5.5 前額面下肢アライメント値の結果

表 4-5 に前額面下肢アライメント値の結果を示す。対応のない t 検定の結果、前額面下肢アライメント値は有意に高齢者の方が大きかった($p=0.04$)。下肢アライメント値は両股関節間距離から両足関節間距離を減じて求めた。そのため、高齢者の方がより閉脚位である結果であった。

表 4-5 前額面下肢アライメント値の結果

項目	若年者	高齢者	危険率
下肢アライメント値(mm)	16.4±32.5	34.2±33.1	$p=0.04^*$

*: $p<0.05$

4.6 考察

矢状面と前額面の結果、若年者、高齢者ともに頭部、胸郭、骨盤の角度実効値、角速度は身体の上部になるに従って大きくなる傾向にあった。矢状面と前額面ともに身体上部に位置する頭部、胸郭、骨盤は倒立振子モデル様の角度変化を示したと考える。下肢各関節角度実効値と角速度は、若年者と高齢者ともに膝関節が最も大きい値を示す傾向にあった。先行研究では立位時の膝関節の内外側方向の運動はほとんど不可能であり不動である⁶⁷⁾と考えられてきた。しかし本章の結果、矢状面での膝関節は屈曲伸展を絶え間なく繰り返しており、屈曲伸展を繰り返すと同時に膝関節内外反の関節運動を伴っていたと考える。膝関節に関わる筋群のうち約3分の2は、股関節もしくは足関節を跨ぐため、機能的には下肢の他の関節と独立して動くことはない⁶⁸⁾とされる。足関節と膝関節の角度変化によって筋張力を制御した方が足関節だけを大きく角度変化させるより効率的な姿勢制御が行うことができる³⁰⁾。立位時の運動戦略として足関節戦略、股関節戦略が報告¹²⁾があり、足関節戦略は支持面に外乱がない状態、股関節戦略は支持面に外乱が生じた場合に用いるとされる。そのためこれまでの立位姿勢制御の分析は、支持面に外乱を生じさせた際の股関節と足関節の関係に言及するものが多く、立位姿勢制御の分析において膝関節の角度変化は検討されることが少なかった。しかし本章の結果から膝関節の角度変化は、矢状面と前額面の姿勢制御に関わっていることを示唆するものとする。

若年者と高齢者の比較の結果、高齢者は股関節の角度変化は大きい範囲で遅く動く粗大な関節運動を行い、胸郭の角度変化は大きい範囲で速く動かす結果であった。

矢状面上の立位姿勢制御は、下肢について足関節戦略、股関節戦略、踏み出し戦略に分類される¹²⁾。立位時に外乱を与えた場合、多くの高齢者が若年者よりも高頻度に股関節の運動を伴う股関節戦略を用いるとした報告¹³⁾があり、その理由としてバランス制御で股関節戦略を用いるのは、足関節筋群の筋力低下か末梢の感覚機能が失われているような病理的状态と関係があるとの仮説を示している。本章の結果でも高齢者は COP 前後方向位置を後方化し、足関節底屈モーメントを減少させていた。高齢者の足部における加齢変化が、外乱のない立位においても胸郭と股関節の角度変化を大きくする股関節戦略を用いた姿勢制御を行っている可能性があると考えられる。胸郭を

含む体幹の身体質量比は48.9%である⁶⁷⁾。高齢者の矢状面上立位制御は、身体のなかでも質量が大きく、身体の上部に位置する胸郭を大きく動かす姿勢制御であると考えられる。支持面上の高い位置で質量を大きく位置変化させていたとしても、支持面が安定している静止立位の場合には、高齢者にとっても運動課題の難易度も低く立位保持は行える。しかし支持面が不安定な場合や、支持面の移動が伴う場合にはさらに身体各部の角度変化を必要とし、過剰な努力が必要となると考える。

前額面では、若年者と高齢者を比較した結果、下肢の関節角度変化はいずれも高齢者の方が遅かった。Winter²²⁾は前額面では側方方向の動揺に対して、一方の下肢の負担が増えれば他方が減るといった鏡像のように対応すると述べている。このように前額面では、両下肢と骨盤が連結した構造であるため、骨盤は下肢の角度変化の影響を直接受ける。その結果、下肢各関節運動の遅さが骨盤の角速度の低下をもたらしたと考える。また骨盤の角度実効値は高齢者の方が大きかった。理由として下肢アライメントの影響があると考えられる。本章の結果から高齢者は若年者よりも閉脚位にあることが明らかになった。高齢者は両股関節中心を結んだ上底よりも両足関節中心を結んだ下底のほうが短いことになる。そのため高齢者の前額面での骨盤の角度変化は両足関節中心の midpoint を中心点とした弧に近い曲線を描くことになり、高齢者は骨盤を左右に側方傾斜する角度変化を生じることになる(図4-1)。一方若年者は両下肢のアライメントが高齢者よりも平行に近いいため、骨盤の角度変化が生じにくいと考える。その結果、高齢者の骨盤角度実効値は若年者に比べて大きくなったと考える。

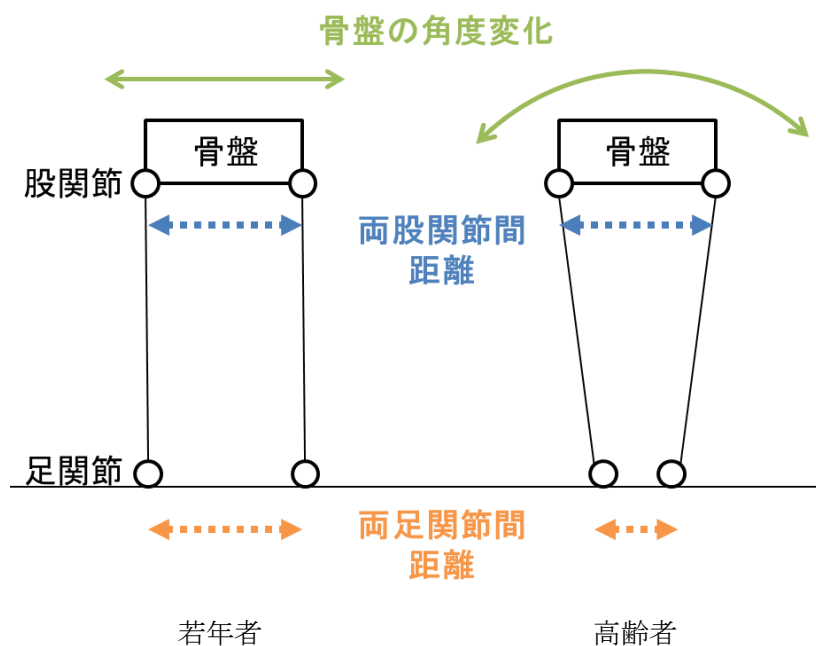


図 4-1 下肢アライメント値と骨盤の角度変化の関係

前額面では、高齢者の胸郭の角度変化は、小さい範囲で速く動かす結果であった。胸郭骨盤相対角度は高齢者の方が有意に小さかった。胸郭と骨盤を連結する腰椎は、高齢者では椎間板の変性、靭帯の柔軟性低下や骨棘形成、さらに椎間板の水分低下により脊柱の可動性は低下するため、

高齢者の腰椎の可動性は 30 歳を越えると段階的に減少する⁶⁸⁾。との報告がある。また立位時の支持基底面の前後径は足長に依存し、左右径は両側の足部位置に依存する⁶⁹⁾とされる。若年者に比べると高齢者はより閉脚位であり、支持基底面の左右径は短いことになる。狭い支持基底面上では質量の大きい胸郭を大きい範囲で動かすことができない。この高齢者の腰椎可動性の低下と支持基底面の狭小化のために胸郭の角度変化の範囲を小さくした可能性はある。

本章の結果、若年者と高齢者の角度変化の違いは下肢の角速度に強く現れることが明らかになった。矢状面と前額面ともに若年者に比べ高齢者の下肢の角速度は有意に小さいことが明らかになった。しかし矢状面と前額面の結果は、若年者と高齢者で違いを示したが、若年者の中には高齢者と同様の小さい角速度を示す者が存在した。第 3 章で述べたように、高齢者は、感覚系の加齢変化のため軽いタッチや繊細な操作技能が要求される活動を低下させる⁶²⁾ことが考えられる。そのため若年者では個人差のある下肢の各関節角速度であったものが、加齢変化の影響により各高齢者の関節角速度が低下し、標準偏差も小さくなったと考える。若年者と高齢者の各関節の角速度の標準偏差はいずれも若年者の方が大きく、高齢者の方が小さい結果であった。若年者の下肢関節角速度の結果の分布は個人差がある傾向にあったが、高齢者は加齢変化の影響により、関節角速度が低下し、関節角速度の分布も小さい範囲に収束したものと考える。

高齢者の下肢の角速度の低下は胸郭と骨盤の角度変化に影響を与えると考えたが、矢状面と前額面の姿勢制御の違いから両者は異なる結果となった。矢状面では高齢者は股関節戦略を用いた姿勢制御を行い、前額面は下肢アライメントの違いに影響を受けた姿勢制御を行っていることが示唆された。しかし高齢者の下肢関節角速度の低下については示すことができるものの、その原因について明らかにするものではない。足部を振動する支持面に置き、閉運動鎖トレーニングを行うと筋力、パワー、筋の柔軟性が向上するといった報告⁷⁰⁾がある。その理由として振動刺激による伸張反射が促通され筋力が増強されると考えられている。川本ら⁷¹⁾は、高齢者を対象とし、低周波振動を発生する台上でスクワット運動を継続的に実施すると、足関節の背屈筋力だけでなく片脚立位時間も有意に延長したと報告している。高齢者の固有受容器の機能低下が下肢関節の微細な関節角度変化の減少を招く可能性がある。本研究の結果によって説明できるものではないが、高齢者の下肢関節角速度の低下の原因を示唆するものとする。

本章では体節や下肢関節の角度実効値、角速度について分析を行った。立位時のそれぞれの角度変化の範囲や量を定量的に示した。しかし本章の結果は、身体動揺の計測値である COP と体節や関節の角度変化の関係を明らかにするものではない。この点については第 5 章で検討する。

第5章 身体動揺に影響を与える体節及び下肢関節角度変化の抽出

5.1 背景と目的

前章では体節や関節の角度変化を定量的に示した。しかしこの結果は身体動揺と体節や関節の関連を検討するものではなかった。身体動揺が基礎的な平衡機能を反映する¹⁰⁾とするならば、立位時の体節や関節の角度変化の大きさが身体動揺に与える影響を明らかにすることが出来れば、その結果は理学療法士の立位姿勢の観察による評価法の一助になると考える。

そこで本章はCOP実効値を予測するための体節、関節角度実効値を明らかにすることを目的とした。

5.2 対象

対象は第2章第2節で述べた被験者と同一とした。

5.3 計測方法とデータ処理

計測機器、運動課題については第2章第3節と同一とした。解析項目は、矢状面と前額面のCOP実効値と頭部、胸郭、骨盤、股関節、膝関節、足関節の角度実効値とした。

第3章の結果から、前額面では左右の下肢に優位に発揮される機能の違いがあることを考慮し両側の各関節角度実効値とした。矢状面では左右に差がなかったため、右側の下肢の各関節角度実効値を用いた。

5.4 統計処理

COP実効値と頭部、胸郭、骨盤などの体節や下肢関節の角度実効値においてCOP実効値を予測するうえで影響の大きい要因を明らかにするために、ステップワイズ法による重回帰分析を行った。矢状面分析はCOP実効値を従属変数、頭部前後傾角度実効値、胸郭前後傾角度実効値、骨盤前後傾角度実効値、右股関節屈伸角度実効値、右膝関節角度実効値、右足関節角度実効値を独立変数とした。前額面の分析は、COP左右方向実効値を従属変数、頭部側方傾斜角度、胸郭側方傾斜角度、骨盤側方傾斜角度、左右股関節内外転角度実効値、左右膝関節角度実効値、左右足関節角度実効値を独立変数とした。有意水準は5%とした。分析は若年者と高齢者ごとに分析し、結果を比較した。

5.5 結果

5.5.1 矢状面の結果

重回帰分析の結果、若年者の COP 前後方向位置実効値を予測する角度実効値は骨盤前後傾角度実効値と頭部前後傾角度実効値であった(表 5-1)。重回帰式として、

$$\text{COP 前後方向位置実効値} = 1.44 + 11.17 \times \text{骨盤前後傾角度} - 0.77 \times \text{頭部前後傾角度}$$

が得られた。ANOVA の結果は有意で、 R^2 は 0.73 であり適合度は高いと判断した。標準化係数は骨盤前後傾角度実効値が 0.82 で高い正の相関、頭部前後傾角度実効値が -0.24 で低い負の相関を認めた。

高齢者の COP 前後方向位置実効値を予測する角度実効値は骨盤前後傾角度実効値であった(表 5-2)。回帰式として、

$$\text{COP 前後方向位置実効値} = 3.75 + 2.39 \times \text{骨盤前後傾角度}$$

が得られた。ANOVA の結果は有意であったが、 R^2 は 0.14 であり適合度は低いと判断した。標準化係数は骨盤前後傾角度実効値が 0.37 で低い正の相関を認めた。

表 5-1 若年者の COP 前後方向位置実効値に関する重回帰分析結果

	非標準化係数		標準化係数	t 値	有意確率	β の 95%信頼区間		VIF
	β	標準偏差誤差	b			下限	上限	
(定数)	1.44	0.64		2.25	0.03	0.13	2.76	
骨盤前後傾角度実効値	11.17	1.37	0.82	8.16	0.00	8.36	13.99	1.00
頭部前後傾角度実効値	-0.77	0.32	-0.24	-2.44	0.02	-1.42	-0.12	1.00

ANOVA $p < 0.01$ $R = 0.85$ $R^2 = 0.73$

表 5-2 高齢者の COP 前後方向位置実効値に関する重回帰分析結果

	非標準化係数		標準化係数	t 値	有意確率	β の 95%信頼区間		VIF
	β	標準偏差誤差	b			下限	上限	
(定数)	3.75	0.53		7.02	0.00	2.66	4.85	
骨盤前後傾角度実効値	2.39	1.118	0.37	2.14	0.04	0.10	4.68	1.00

ANOVA $p = 0.04$ $R = 0.37$ $R^2 = 0.14$

5.5.2 前額面の結果

重回帰分析の結果、若年者の COP 左右方向位置実効値を予測する角度実効値は骨盤側方傾斜角度実効値であった(表 5-3)。回帰式として、

$$\text{COP 左右方向位置実効値} = 1.03 + 11.87 \times \text{骨盤側方傾斜角度}$$

が得られた。ANOVA の結果は有意で、 R^2 は 0.22 であったため適合度は低いと判断した。標準化係数は骨盤側方傾斜角度実効値が 0.47 で中等度の正の相関を認めた。

高齢者の COP 左右方向位置実効値を予測する角度実効値は骨盤側方傾斜角度実効値と右股関節内外転角度実効値であった(表 5-4)。重回帰式として、

$$\text{COP 左右方向位置実効値} = -0.24 + 16.71 \times \text{骨盤側方傾斜角度} + 8.53 \times \text{右股関節内外転角度実効値}$$

が得られた。ANOVA の結果は有意で、 R^2 は 0.60 であり適合度は高いと判断した。標準化係数は骨盤側方傾斜角度実効値が 0.53、右股関節内外転角度実効値が 0.43 で中等度の正の相関を認めた。

表 5-3 若年者の COP 左右方向位置実効値に関する重回帰分析結果

	非標準化係数		標準化係数 b	t 値	有意確率	β の 95%信頼区間		VIF
	β	標準偏差誤差				下限	上限	
(定数)	1.03	0.33		3.16	0.00	0.36	1.70	
骨盤側方傾斜角度実効値	11.86	4.24	0.47	2.80	0.00	3.12	20.55	1.00

ANOVA p=0.01 R=0.47 R²=0.22

表 5-4 高齢者の COP 左右方向位置実効値に関する重回帰分析結果

	非標準化係数		標準化係数 b	t 値	有意確率	β の 95%信頼区間		VIF
	β	標準偏差誤差				下限	上限	
(定数)	-0.24	0.44		-0.55	0.59	-1.15	0.67	
骨盤側方傾斜角度実効値	16.71	4.61	0.53	4.16	0.00	8.47	24.97	1.10
右股関節内外転角度実効値	8.53	2.55	0.43	3.40	0.00	3.31	13.76	1.10

ANOVA p<0.01 R=0.77 R²=0.60

5.6 考察

矢状面で COP 実効値と関連を認めたのは、若年者は骨盤角度実効値と頭部角度実効値であり、高齢者は骨盤角度実効値であった。若年者の R^2 は 0.73 であり重回帰式の適合度は高かった。高齢者の R^2 は 0.14 であり回帰式の適合度は低かった。

立位時の COG 位置は骨盤内にある⁷²⁾とされる。また胸郭は身体の体節の中で質量も大きいいため COP 動揺に大きく関わる事が予想された。そのため骨盤角度実効値と胸郭角度実効値は COP 実効値と関連が強いことが考えられた。しかし高齢者は、COP 実効値と骨盤角度実効値の関連は弱く、胸郭角度実効値は関連を認めなかった。

第 4 章の結果、高齢者は股関節角度実効値、胸郭角度実効値が若年者に比べ有意に大きかった。股関節角度を主体として体幹角度を制御していることが考えられ、高齢者は静止立位においても股関節戦略をもちいた立位姿勢制御を行っていることが示唆された。しかし下肢の他の関節にも角度変化は認められるため、股関節位置は前後に移動している可能性がある。常に股関節が足関節上に位置していれば、骨盤と胸郭の角度変化は COP の動揺に直接影響を与える。しかし運動方向と逆方向に位置する体節の重さを利用するカウンターウェイト³²⁾を用いた姿勢制御を行う場合、股関節位置が前後に移動し必ずしも胸郭の角度変化が COP 動揺に直接影響を与えないことが考えられる。高齢者の姿勢制御は多様であるが、若年者は頭部と骨盤の角度変化を主体とした姿勢制御を行っていると考えられる。しかし若年者は角度実効値と COP 実効値との関連を頭部と骨盤に認めたが、胸郭は認めなかった。胸郭の角度変化は個人差があり、頭部と胸郭、胸郭と骨盤の間には多様な角度変化があることが考えられる。

前額面では若年者は COP 左右方向位置実効値と骨盤角度実効値に関連を認め、高齢者は COP 左右方向位置実効値と骨盤側方傾斜角度実効値、右股関節角度実効値に関連を認めた。若年者の R^2 は 0.22 であり回帰式の適合度は低かった。しかし高齢者の R^2 は 0.60 であり重回帰式の適合度は高かった。

Winter ら²²⁾は矢状面上の姿勢制御と異なり、前額面上の姿勢制御は、骨盤と股関節によって起こり、身体の主要な左右方向の運動は、骨盤の側方移動によるものであると述べている。高齢者の結果は、これを支持するものであった。しかし股関節角度実効値で関連を認めたのは右側であった。第 3 章の結果でも左右下肢の比較から優位に角度変化が大きかったのは右側であり、右下肢が優位に運動機能を働かせると推察したが、本章の結果でも右側の股関節が身体動揺に関与していることが明らかになった。若年者は、矢状面と異なり体節や関節の多様な角度変化による姿勢制御を行っていることが推察された。

以上をまとめると矢状面では、若年者は骨盤の前後傾を一定のパターンに基づいた制御を行っていると考えた。COP 実効値と骨盤角度実効値の関連を認めたため、骨盤の角度変化の大きさを評価することで、身体動揺の大きさを予測することが可能であると考えられる。一方高齢者は身体各部位の角度変化による多様な姿勢制御を行っていることが推察される。そのため特定の部位に注目するだけでは身体動揺の大きさを予測することは出来ないと考えられる。前額面では、若年者は個人差のある多様な姿勢制御を行っていた。特定の身体部位に注目した身体動揺の予測は困難である。しかし高齢者は特に右股関節と骨盤の角度変化を主体とした姿勢制御を行っていることが示された。

第6章 体幹の角度変化の検討

6.1 背景と目的

体幹は体節の中で最も質量の大きい部位であり、COGの位置変化に与える影響は大きい。また体幹は胸郭と骨盤を可動性のある腰椎によって連結された構造であるため、立位時における体幹の姿勢制御における役割を理解するには、胸郭と骨盤の角度変化の関係を明らかにする必要がある。立位時の胸郭と骨盤の角度変化における関係は、同方向に角度変化させる場合には体幹を一つの剛体として角度変化し、胸郭と骨盤角度が相反的な関係にあるときには体幹の立ち直り反応を示すことが考えられる。しかし立位の体幹の角度変化を検討した研究は、体幹を一つの剛体として計測したものが多く、そのため立位における体幹の角度変化を計測するには、胸郭と骨盤を計測し双方の角度変化の方向を明らかにする必要がある。

立位を力学的に分析する際は、ヒトの静止立位を近似した一軸倒立振り子モデルが用いられる^{25,67,73,74)}ことが多い。Winter⁶⁷⁾は立位をCOG、COP、床反力、足関節モーメントなどの関係でモデル化している。COG位置を被制御量、足関節底屈モーメントを制御変数としたモデルである¹²⁾。被制御量であるCOG位置は立位時には骨盤内に位置し⁷²⁾、重心の前方移動に対して骨盤角度は前傾する関係にある⁷⁵⁾ことが明らかになっている。このように骨盤角度とCOG位置は強い相関関係にある。また制御変数である足関節底屈モーメントはCOP前後方向位置に比例する量であり³⁰⁾、足関節底屈モーメントとCOP前後方向位置も強い相関関係にある。しかし足関節底屈モーメントの計測は、計測機器を用いて得られた座標位置と床反力の計測値を元に計算によって求める必要があり、即時的に得ることが出来る値では無い。COP計測は計測機器を必要とするが、簡便であり、足関節モーメントの計測よりは、多くの施設で計測可能である。そこで倒立振り子モデルを応用し、理学療法士の観察による姿勢評価で着目することが多い骨盤角度と代表的な身体動揺の計測値であるCOP位置の関係について検討することにした。はじめに身体動揺の方向と骨盤角度の関係を明らかにしたうえで、胸郭と骨盤の角度変化の関係を検討することとした。立位における体幹の角度変化を胸郭と骨盤角度変化の関係を示すことによって明らかにすることができる考えた。また前額面は、これまでの結果から下肢の左右に優位に働く機能の違いが示唆され、下肢アライメントが身体動揺に影響を与えることが明らかになっている。

そこで理学療法士が臨床現場で立位評価として多用される閉脚立位を課題として計測することとした。閉脚立位では両側の足部で形成される支持基底面は狭くなるため、理学療法士は狭い支持基底面上で姿勢保持が可能であるかの評価だけでなく、支持基底面上の骨盤、胸郭等の体節の位置関係の評価する。閉脚位では下肢の関節可動域が制限されるため、主に腰椎部での角度変化が姿勢制御を担うと考えられ、胸郭と骨盤の相対的角度を評価することが必要となる。狭い支持基底面上で質量の大きい体幹を構成する胸郭と骨盤の角度変化が一定であれば、特定の運動パターンでしか姿勢制御を行えないことを示すことになると考えた。

本章では、計測課題として自然立位に加えて、理学療法士が臨床現場で用いることが多い閉脚立位を課題とし胸郭と骨盤の角度変化の関係について検討することとした。

6.2 対象

対象は第2章第2節で述べた被験者と同一であった。

6.3 計測方法とデータ処理

分析は第2章第2節と同一のデータを使用した。運動課題は第2章第2節で設定した課題に加えて、前額面での分析として閉脚立位を課題とした。その計測の際に被験者には2枚の床反力計に左右の下肢がのること、上肢を下垂させた安楽肢位としたうえで、足部の位置を閉脚位となるように両側の足関節内果が接触しない程度に足部を近づけるよう指示した。しかし左右足関節内果貼付マーカと左右膝関節内側貼付マーカが接触し正確に計測が行えない可能性がある。そのため閉脚位での計測は、異なる計測方法とデータ処理を行った。本研究の立位を計測後、算出した左右足関節内果マーカ位置と左右膝関節内側マーカ貼付位置を脛骨に作成した脛骨セグメントに定義した。閉脚位での計測前に左右足関節内果マーカと左右膝関節内側マーカを取り外した。データ処理には立位時に定義した左右足関節内果位置座標、左右膝関節内側位置座標を用いた。三次元動作分析装置による計測では、赤外線カメラにより体表に貼付した赤外線反射マーカの空間座標位置を求める。その際に皮膚の可動性、筋の膨隆によるアーチファクトが問題となる。アーチファクトを減少させる目的で3点以上の複数マーカを使用したマーカセットによる計測が報告されている⁷⁶⁾。本研究では3点マーカセットを脛骨セグメントに応用した。三角形のアルミを基盤とし赤外線の反射を防ぐ目的でコットンテープ(日東メディカル社製ニトリートCB-38)を貼り、その上にマーカを3箇所貼付した。基盤を下腿サポーター(ユナイテッドスポーツブランズジャパン社製 McDavid カーフサポート)に接着剤で固定した。下腿サポーター着用の際には脛骨粗面に基盤が沿うように設定した。マーカは基盤の角の部分に貼付した(以下:Tib1,Tib2,Tib3)。マーカ貼付の詳細と脛骨セグメントの座標系定義を図6-1に示す。計測時間等その他の計測条件は同一とした。

計測項目は矢状面上の分析では合成 COP 前後方向位置、骨盤前後傾角度、胸郭前後傾角度とし、前額面上の分析では合成 COP 左右方向位置、胸郭側方傾斜角度、骨盤側方傾斜角度とした。

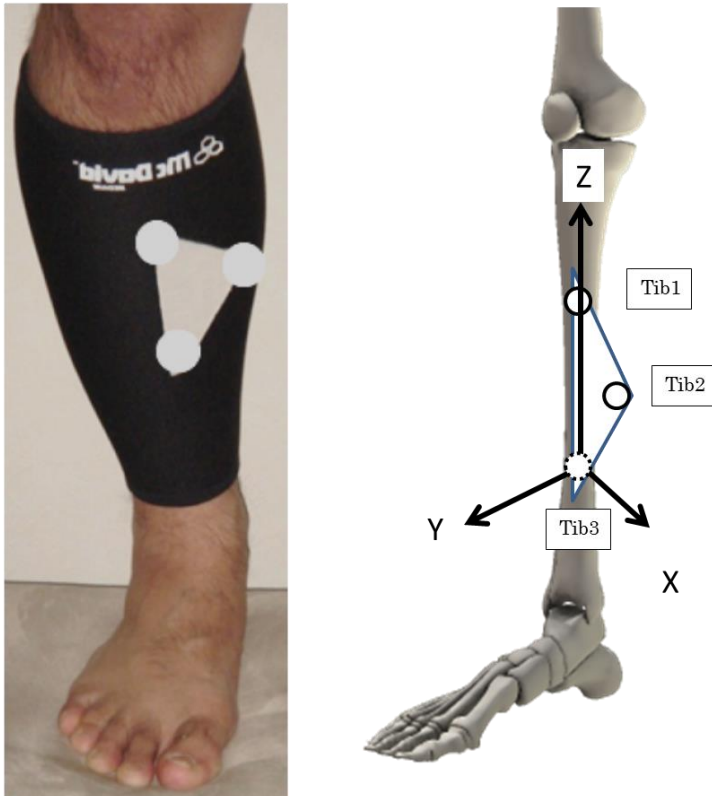


図 6-1 脛骨セグメントのマーカ貼付と座標系定義

左図：下腿サポーター着用時の様子

右図：脛骨セグメント座標定義系

脛骨セグメントについては原点を Tib3 とし、原点から Tib1 に向かうベクトルを Z 軸とした。Tib3 から Tib2 に向かうベクトルと Z 軸の外積を Y 軸とし、Z 軸と Y 軸の外積を X 軸とした。

立位時の足関節内果マーカの位置座標を求め、脛骨セグメントで定義した。閉脚位での計測前に足関節内果マーカを取り外した。脛骨セグメントにより定義した内果マーカ位置を仮想マーカとして求めた。

6.4 統計処理

矢状面と前額面の立位時の COP 位置と骨盤角度、骨盤と胸郭の関係を示すために Pearson の相関係数を用いた。相関係数の結果から相関の強さを出村らの分類⁷⁾を参考に被験者の分類を行った。さらに関係の高さの偏りを示すために、関係の高い群($0.70 < |r| < 1.0$)と関係の低い群($0 < |r| \leq 0.7$)に分類し、Fisher の直接確率法を用いて比較した。いずれも有意水準は 5%とした。前額面は立位の結果に加えて閉脚立位についても同様の手順で比較を行った。

6.5 結果

6.5.1 矢状面の結果

6.5.1.1 足圧中心前後方向位置と骨盤前後傾角度の関係

COP 前後方向位置と骨盤前後傾角度の関係は、若年者と高齢者全ての被験者の有意水準は 0.01 未満であった。相関係数の結果から相関の強さを出村らの分類⁷⁾を参考に被験者の分類を行った。分類の結果を表 6-1 に示す。

COP 前方移動と骨盤後傾角度増加が正の関係となる。若年者は 30 名全ての被験者(100%)が COP 前後方向位置と骨盤前後傾角度に高い負の関係を示した。高齢者は高い負の関係にあった者が 23 名(76.7%)、中程度の負の関係にあった者が 4 名(13.3%)、低い負の関係にあった者が 3 名(10%)であった。

相関係数の結果から関係の高い群と低い群にわけたところ、若年者は 30 名が高い群、高齢者は高い群が 23 名、低い群が 7 名であった(表 6-2)。Fisher の直接確率法の結果、有意な偏りが認められた($p < 0.05$)。若年者に比べ高齢者は COP と骨盤角度の関係は弱い傾向にあった。

表 6-1 COP 前後方向位置と骨盤前後傾角度の相関係数による分類

関係の強さ	若年者(名)	高齢者(名)
高い正の関係	0	0
中等度の正の関係	0	0
低い正の関係	0	0
ほとんど関係なし	0	0
低い負の関係	0	3
中等度の負の関係	0	4
高い負の関係	30	23

表 6-2 相関の強さによる分類

	相関の強さ		計
	<-0.7	-0.7≤	
若年者	30	0	30
高齢者	23	7	30
計	53	7	60

6.5.1.2 胸郭前後傾角度と骨盤前後傾角度の関係

胸郭前後傾角度と骨盤前後傾角度の関係は、若年者と高齢者全ての被験者が有意水準は 0.01 未満であった。相関の強さによる分類の結果を表 6-3 に示す。胸郭角度と骨盤角度が同方向に角度変化する関係が正の関係となる。若年者は高い正の関係にあった者が 10 名(33.3%)、中程度の正の関係にあった者が 14 名(46.7%)、低い正の関係にあった者が 5 名(16.7%)、ほとんど関係のなかった者が 1 名(3.3%)であった。高齢者は高い正の関係にあった者が 21 名(70%)、中程度の正の関係にあった者が 5 名(16.7%)、低い正の関係にあった者が 4 名(13.3%)であった。

相関係数の結果から関係の高い群と低い群にわけたところ、若年者は 10 名が高い群、低い群が 20 名、高齢者は高い群が 20 名、低い群が 10 名であった(表 6-4)。Fisher の直接確率法の結果、有意な偏りが認められた($p<0.05$)。若年者に比べ高齢者は胸郭と骨盤を同方向に角度変化させる傾向が強かった。

表 6-3 胸郭前後傾角度と骨盤前後傾角度の相関係数による分類

関係の強さ	若年者(名)	高齢者(名)
高い正の関係	10	20
中等度の正の関係	13	6
低い正の関係	4	4
ほとんど関係なし	1	0
低い負の関係	1	0
中等度の負の関係	1	0
高い負の関係	0	0

表 6-4 相関の強さによる分類

	相関の強さ		計
	>0.7	0.7≥	
若年者	10	20	30
高齢者	20	10	30
計	30	30	60

6.5.2 前額面の結果

6.5.2.1 足圧中心左右方向位置と骨盤側方傾斜角度の関係

COP 左右方向位置と骨盤側方傾斜角度の関係は、若年者と高齢者全ての被験者の有意水準は 0.01 未満であった。相関の強さによる分類の結果を表 6-5 に示す。COP の移動方向と同方向に骨盤を傾斜する関係が正の関係となる。若年者は高い正の関係にあった者が 12 名(40%)、中程度の正の関係にあった者が 8 名(26.7%)、低い正の関係にあった者が 6 名(20%)、ほとんど関係のなかった者が 2 名(6.7%)、低い負の関係にあった者が 2 名(6.7%)であった。高齢者は高い正の関係にあった者が 16 名(53.3%)、中程度の正の関係にあった者が 7 名(23.3%)、低い正の関係にあった者が 4 名(13.3%)、ほとんど関係のなかった者が 3 名(10%)であった。

相関係数の結果から関係の高い群と低い群にわけたところ、若年者は 12 名が高い群、低い群が 18 名、高齢者は高い群が 16 名、低い群が 14 名であった(表 6-6)。Fisher の直接確率法の結果、有意な偏りは認められなかった。COP 左右方向位置と骨盤側方傾斜角度の関係は、若年者と高齢者に明らかな違いを認めなかった。

表 6-5 COP 左右方向位置と骨盤側方傾斜角度の相関係数による分類

関係の強さ	若年者(名)	高齢者(名)
高い正の関係	12	16
中等度の正の関係	8	7
低い正の関係	6	4
ほとんど関係なし	2	3
低い負の関係	2	0
中等度の負の関係	0	0
高い負の関係	0	0

表 6-6 相関の強さによる分類

	相関の強さ		計
	>0.7	0.7 \geq	
若年者	12	18	30
高齢者	16	14	30
計	28	32	60

6.5.2.2 胸郭側方傾斜角度と骨盤側方傾斜角度の関係

胸郭側方傾斜角度と骨盤側方傾斜角度の関係は、若年者と高齢者全ての被験者の有意水準は0.001未満であった。相関の強さによる分類の結果を表6-7に示す。胸郭と骨盤が同方向に傾斜する関係を正の関係となる。若年者は高い正の関係にあった者が1名(3.3%)、中程度の正の関係にあった者が12名(40%)、低い正の関係にあった者が6名(20%)、ほとんど関係のなかった者が9名(30%)、中程度の負の関係にあった者が2名(6.7%)であった。高齢者は高い正の関係にあった者が1名(3.3%)、中程度の正の関係にあった者が13名(43.3%)、低い正の関係にあった者が5名(16.7%)、ほとんど関係のなかった者が6名(20%)、低い負の関係にあった者が4名(13.3%)、中程度の負の関係にあった者が1名(3.3%)であった。

相関係数の結果から関係の高い群と低い群にわけたところ、若年者は1名が高い群、低い群が29名、高齢者は高い群が1名、低い群が29名と同じであった(表6-8)。若年者に比べ高齢者は、胸郭側方傾斜角度と骨盤側方傾斜角度の関係は、若年者と高齢者に明らかな違いを認めなかった。

表 6-7 胸郭側方傾斜角度と骨盤側方傾斜角度の相関係数による分類

関係の強さ	若年者(名)	高齢者(名)
高い正の関係	1	1
中等度の正の関係	12	13
低い正の関係	6	5
ほとんど関係なし	9	6
低い負の関係	0	4
中等度の負の関係	2	1
高い負の関係	0	0

表 6-8 相関の強さによる分類

	相関の強さ		計
	>0.7	0.7 \geq	
若年者	1	29	30
高齢者	1	29	30
計	2	58	60

6.5.2.3 閉脚位の足圧中心左右方向位置と骨盤側方傾斜角度の関係

閉脚位のCOP左右方向位置と骨盤側方傾斜角度の関係は、若年者と高齢者全ての被験者の有意水準は0.001未満であった。相関の強さによる分類の結果を表6-9に示す。若年者と高齢者は全ての被験者が高い正の関係にあった。

表 6-9 閉脚位の COP 左右方向位置と骨盤側方傾斜角度の相関係数による分類

関係の強さ	若年者(名)	高齢者(名)
高い正の関係	30	30
中等度の正の関係	0	0
低い正の関係	0	0
ほとんど関係なし	0	0
低い負の関係	0	0
中等度の負の関係	0	0
高い負の関係	0	0

6.5.2.4 閉脚位の胸郭側方傾斜角度と骨盤側方傾斜角度の関係

閉脚位の胸郭側方傾斜角度と骨盤側方傾斜角度の関係は、若年者と高齢者全ての被験者の有意水準は 0.001 未満であった。相関の強さによる分類の結果を表 6-10 に示す。若年者は高い正の関係にあった者が 9 名(30%)、中等度の正の関係にあった者が 11 名(36.7%)、低い正の関係にあった者が 5 名、ほとんど関係のなかった者が 4 名(13.3%)、中等度の負の関係にあった者が 1 名(3.3%)であった。高齢者は高い正の関係にあった者が 20 名(66.7%)、中等度の正の関係にあった者が 10 名(33.3%)であった。

相関係数の結果から関係の高い群と低い群にわけたところ、若年者は 9 名が高い群、低い群が 21 名、高齢者は高い群が 20 名、低い群が 10 名であった(表 6-11)。Fisher の直接確率法の結果、有意な偏りが認められた($p < 0.01$)。閉脚位での胸郭側方傾斜角度と骨盤側方傾斜角度の関係は、高齢者の方が同方向に角度変化させる関係が高い傾向にあった。

表 6-10 閉脚位の COP 左右方向位置と骨盤側方傾斜角度の相関係数による分類

関係の強さ	若年者(名)	高齢者(名)
高い正の関係	9	20
中等度の正の関係	11	10
低い正の関係	5	0
ほとんど関係なし	4	0
低い負の関係	1	0
中等度の負の関係	0	0
高い負の関係	0	0

表 6-11 相関の強さによる分類

	相関の強さ		計
	>0.7	$0.7 \geq$	
若年者	9	21	30
高齢者	20	10	30
計	29	31	60

6.6 考察

矢状面では、若年者と高齢者はともに、COPが前方に偏位すると骨盤は前傾し、COPが後方に偏位すると骨盤は後傾する関係にあることがわかった。しかし若年者は全被験者が骨盤前後傾角度とCOP前後方向位置は強い正の関係にあったが、高齢者はその関係が弱い者が存在した。第4章の結果、高齢者は若年者に比べるとCOP前後方向位置が後方化し、足関節底屈モーメント平均値も減少していた。Manchesterら¹⁴⁾は、足関節の筋力低下は股関節運動を用いた姿勢制御へ変化することを示唆している。本章の結果からも高齢者は骨盤以外の体節や関節の角度変化に関わる姿勢制御に移行していると考えられる。

胸郭と骨盤の角度変化の関係は、高齢者は若年者よりも胸郭と骨盤を同方向に角度変化させる傾向にあった。高齢者の体幹は、胸郭と骨盤を一つの剛体として角度変化していることになる。高齢者の股関節は大きい範囲で角度変化量が少ない粗大な関節運動を行っていることは前述した。本章の結果と併せて考えると、高齢者は胸郭と骨盤を一つの剛体として角度変化させ、支持面に外乱のない静止立位においても股関節戦略を用いた立位姿勢制御を行い、若年者は個人により多様な腰椎部での角度変化によって姿勢制御を行っていることが推察された。

この若年者の腰椎部での多様な角度変化について述べる。若年者は高齢者に比べると胸郭角度実効値は小さかった。体節を大きく動かさずに主に筋活動により姿勢制御を行う場合、より高度で複雑な反応であるとされる³³⁾。この反応は、支持面の移動や支持面が不安定である場合には対応がしやすい運動戦略³²⁾とされる。そのため若年者の骨盤と胸郭角度変化の関係は、個人差もあり一定の角度変化のパターンを示さなかったと推察される。一方、高齢者は、加齢の影響により体幹での複雑な角度変化ではなく、体幹を剛体として角度変化させる結果を示した。運動方向と逆方向に位置する身体体節の重さを利用する運動戦略を用いるため、体幹の剛体化と股関節の角度変化を主体とする股関節戦略による姿勢制御を行うことが示唆される。この高齢者の運動戦略は、支持面の移動や支持面が不安定である場合には過剰な努力を必要³³⁾とする。本章の結果から明らかにすることは出来ないが、高齢者は、加齢変化により不安定な支持面や支持面が移動に対して、対応が困難な体幹の運動戦略を用いていることが示唆される。

しかし先行研究では、若年者は足関節を基軸として身体全体を剛体のように動揺させるとした報告⁷⁸⁾がある。この報告は頭頂、隆椎、腰椎、大転子、腓骨頭の前後方向の位置変化により分析したものである。身体上部にある計測部位は下位の計測部位の位置変化の影響をうける。各計測部位の移動範囲で考えると確かに足関節を軸とした倒立振り様の身体動揺を示すものと考えられるが、下肢の各関節や体幹、胸郭の角度変化は微少であるため、関節運動を判断するのは困難である。この結果だけで若年者が足関節を軸として身体全体を剛体のように動揺していることにはならないと考える。

前額面では、若年者と高齢者はともにCOP左右方向位置と骨盤側方傾斜角度の関係は矢状面より弱い関係にあるものが多く、骨盤側方傾斜角度と胸郭側方傾斜角度の関係は個人差があり多様な関係であった。足部位置や両下肢の優位に働く機能の違いが影響し、多様になったと考える。閉脚位での胸郭と骨盤の角度変化の関係は、若年者は個人差のある多様な結果であったが、高齢者は胸郭と骨盤を同方向に角度変化させる傾向にあった。閉脚位では下肢の可動域が制限されるため、腰椎部での角度変化が主体となる。胸郭と骨盤の角度変化の特徴を示すことになったと考える。通常とは異なる姿勢制御の方略が用いられていることを考慮する必要はある。しかし水澤ら⁷⁹⁾は、閉脚立位と開脚立位の重心動揺検査を行い比較した結果、COPの総軌跡長、標準偏差、

外周面積、実効値面積等の COP パラメータに相関関係を認めたため、閉脚立位と開脚立位の姿勢制御に一定の関係があることを示唆している。本章の結果も自然立位時の高齢者の胸郭と骨盤の角度変化の関係の特徴を示す可能性がある。

本章では胸郭と骨盤角度の関係を検討した。矢状面では、高齢者は体幹を一つの剛体として角度変化させ、支持面に外乱のない静止立位においても股関節戦略を用いた姿勢制御を行っていることが示された。前額面では、若年者と高齢者は胸郭と骨盤角度の関係に違いは認めなかった。しかし閉脚位にすると高齢者は体幹を剛体とした角度変化を示すことが明らかになった。胸郭と骨盤の角度変化の関係は支持面が小さくなるといった課題難易度が高い場合に、特徴的に現れることが明らかになった。

第7章 結論

7.1 本研究の結論

本研究は、健常若年男性と健常高齢男性を対象に立位保持を計測課題として、理学療法士が観察による姿勢評価で着目することが多い頭部、胸郭、骨盤、下肢関節について定量的分析を行い、若年者と高齢者の立位姿勢制御の違いを明らかにすることを目的として行った。

本研究では角度実効値を角度変化の範囲の大きさ、角速度を関節や体節の角度変化の速さと考え、関節や体節の角度変化を検討した。

矢状面では、高齢者の下肢各関節の角度変化は遅く、特に股関節は角度変化の範囲が大きい粗大な関節運動を行っていた。胸郭と骨盤は角度変化の範囲も大きく、高齢者は静止立位においても股関節戦略を用いた姿勢制御を行っていると推察された。COP 実効値を予測する身体各部位の角度変化として、若年者は骨盤角度実効値と頭部角度実効値が示され、高齢者は骨盤角度実効値のみが示された。しかし高齢者はその関連が弱かった。さらに高齢者は胸郭と骨盤を同方向に角度変化する関係にあり、若年者ではその関係は多様であった。若年者は胸郭の多様な角度変化を伴う立位姿勢制御であり、高齢者は胸郭と骨盤を同方向に角度変化させながら、その他の身体部位が多様に角度変化する立位姿勢制御を行っていると推察された。

前額面においても、下肢各関節の角度変化は、高齢者は遅く、若年者は速かった。両下肢と骨盤が連結した構造のため、骨盤の角度変化は高齢者が遅く、若年者は速い結果であった。胸郭の角度変化の大きさは、高齢者は小さく、若年者は大きい結果であった。その理由として下肢アライメントは高齢者の方が閉脚位であり、支持基底面が狭いことが考えられた。狭い支持基底面上で、高齢者は質量の大きい胸郭を大きく動かさない姿勢制御を行っていると示唆された。

COP 実効値を予測する身体各部位の角度変化は、高齢者は骨盤角度実効値と右股関節角度実効値、若年者は骨盤角度実効値が示された。しかしその関連は高齢者が強く、若年者は弱かった。若年者の立位姿勢制御における身体各部位の角度変化は多様であったが、高齢者は骨盤と右股関節の角度変化の大きさによって立位姿勢制御を行っていると考えられた。左右の機能の違いについては、若年者、高齢者ともに右足の優位性を認めたが、特に高齢者の右股関節の角度変化は立位姿勢制御に影響を与えているが示唆された。

本研究では、高齢者と若年者は下肢関節や骨盤と胸郭の角度変化に違いがあることを示し、COP 要約統計量のみでは判断し難い高齢者と若年者の立位時の姿勢制御の違いを定量的に示した。この結果は、理学療法士の立位評価に、新たな知見を加えるものとする。

7.2 本研究の限界と今後の課題

本研究では、下肢の左右における優位に働く機能の違いについて検討した。しかし被験者の利き手、利き足の調査を行っていないため、先行研究による知見と得られた計測データに対する統計的判断によって考察をすすめるしかなかった。全ての被験者が同じ結果を示していたわけではない。そのため下肢の左右における優位に働く機能の違いについて傾向を示すにとどまり、その原因について明らかにすることは出来なかった。利き手、利き足との関係を調査した上で下肢の

左右における優位に働く機能の違いを考察すべきであった。

COG 位置に大きく影響を与える脊柱の後弯変形、側弯変形については計測していない。また COG 位置についても計測していない。そのため両者の関係については言及できない。また加齢による下肢アライメントの変化が姿勢制御に与える影響についても計測していないため言及できない。そのため高齢者の立位姿勢制御についてさらに検討をすすめるには、脊柱のアライメントや下肢アライメントを定量化し身体動揺との関係を検討する必要があると考える。

社会的な問題となっている高齢者の転倒と立位姿勢制御の関係を検討するには至らなかった。本研究の高齢者の協力者は、1 年以内に転倒歴の無いものとした。転倒歴のある高齢者は、転倒歴のない高齢者とは異なる立位制御を行っている¹¹⁾ことが考えられる。

本研究の結果を踏まえて、さらに転倒歴のある高齢者を計測し、転倒に対する立位姿勢制御のメカニズムを明らかにすることが課題である。

謝辞

本研究の計画立案から論文執筆に至るまで、国際医療福祉大学大学院保健医療学専攻福祉支援工学分野教授・山本澄子先生に長期間に渡り多くのご指導を賜りました。先生がいらっしゃらなければ執筆を終えることは出来ませんでした。ここに多大なる謝意を表したいと思います。

被験者として本研究にご協力いただいた福祉援助工学分野の多くの院生の方々やふじみ野市シルバー人材センターの方々には、多忙にも関わらず、みなさん積極的に研究に参加いただきました。飯塚尚氏、保谷純一氏、林敏彦氏をはじめ福祉援助工学分野の修士課程の同期の方々や関健志氏には、論文執筆が進まない私に、昔と変わらない気遣いや励ましをいただきました。日々の業務と論文執筆の両立ができず悩み続けましたが、文京学院大学保健医療技術学部大川孝浩先生には多くの配慮をいただきました。文京学院大学保健医療技術学部理学療法学科6期生関直人氏、西山成美氏、小門口綾子氏、多田千紘氏、松山周祐氏の目標を達成しようと努力し続ける姿は、断念しかけていた論文執筆を再開する大きな動機となりました。皆さんの存在は、私にとって大きなものでした。

修士課程在籍から10年間支え続けてくれた妻の恵の存在がなければ、この論文は完成しませんでした。

論文執筆を終えるまで多くの方々のご協力を賜りました。全ての方々に感謝いたします。

引用文献

- 1) 内閣府. 2016. 平成 28 年版高齢社会白書.
http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2016/zenbun/28pdf_index.html.2016.10.21.
- 2) 厚生労働省. 2016. 平成 26 年簡易生命表の概況.
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/life/life14/index.html>.2016.10.21
- 3) 中村 耕三, 吉村 典子, 阿久根 徹ら. ロコモティブシンドローム. 日本臨床 2011;69(7):1323-1331
- 4) 浅井仁, 藤原勝夫. 姿勢制御の神経生理機構. 東京: 杏林書院, 2011: 211-212
- 5) ケンダル, マクレアリー, プロバンス(栢森良二他訳). 筋:機能とテスト - 姿勢と痛み -. 東京: 西村書店, 2006: 71
- 6) 木藤伸宏, 金村尚彦, 新小田幸一. 姿勢異常と理学療法. 理学療法 2007; 24(1): 179-187.
- 7) 隆島研吾. 加齢による異常姿勢に対する理学療法. 理学療法 2007; 24(1): 263-271
- 8) 長谷公隆, 佐古めぐみ, 千野直一. 脳波・筋電図の臨床 姿勢制御の機能的再構築. 臨床脳波 2001; 43(11): 717-722.
- 9) 野村泰伸. ヒト静止立位姿勢制御の新しい仮説. 臨床脳波 2008; 50(3): 133-141
- 10) 政二慶, 阿部匡樹. バイオメカニクス的手法を用いた静止立位制御機構の解析. バイオメカニクス研究 2005; 9(1): 10-17
- 11) Shumway-Cook A, Woollacott M. 田中繁(訳), 高橋明(訳). モーターコントロール原著第 4 版. 東京: 医歯薬出版, 2013: 172
- 12) 大築立志, 鈴木三央, 柳原大ら. 姿勢の脳・神経科学: その基礎から臨床まで. 東京: 市村出版, 2011: 53-67
- 13) Horak F, Shupert C, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. Neurobiol Aging. 1989; 10(6): 727-738
- 14) Manchester D, Woollacott M, Zederbauer-Hylton N, et al. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. J Gerontol. 1989; 44(4): M118-M127.
- 15) 望月久(編), 山田茂(編). 筋機能改善の理学療法とそのメカニズム. 東京: ナップ, 2007: 214
- 16) Skinner H, Barrack R, Cook S. Age-related decline in proprioception. Clin Orthop Relat Res. 1984; Apr(184): 208-211
- 17) Barrack R, Skinner H, Cook S. et al. Effect of articular disease and total knee arthroplasty on knee joint-position sense. J Neurophysiol. 1983; 50(3): 684-687
- 18) Perret E, Regli F. Age and the perceptual threshold for vibratory stimuli. Eur Neurol. 1970; 4(2): 65-76
- 19) McChesney J. Woollacott M. The effect of age-related declines in proprioception and total knee replacement on postural control. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2000; 55(11): 658-666
- 20) Rosenhall U, Rubin W. Degenerative changes in the human vestibular sensory epithelia. Acta Otolaryngol. 1975; 79(1-2): 67-80.
- 21) Day B, Steiger M, Thompson P. et al. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. J Physiol. 1993; Sep(469): 479-499.
- 22) Winter D, Prince F, Frank J. et al. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. J

- Neurophysiol. 1996; 75(6): 2334-2343.
- 23) 木村邦彦, 浅枝澄子. ヒトの四肢の一側優位性について. 人類学雑誌 1974; 82(3): 189-207
 - 24) 井原秀俊, 小松陽子, 高山正伸ら. 静的および動的姿勢制御において支持足(軸足)は支持足機能を果たしているか?. 整形外科と災害外 2011; 60(4): 739-743
 - 25) Gatev P, Thomas S, Kepple T. et al. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. J Physiol. 1999; 514(Pt3): 915-928
 - 26) Aramaki Y, Nozaki D, Masani K. et al. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. Exp Brain Res. 2001; 136(4): 463-473
 - 27) Sasagawa S, Ushiyama J, Kouzaki M. et al. Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing. Neurosci Lett. 2009; 450(1): 27-31
 - 28) 毛利厚史, 田辺義信, 伊藤隆ら. 立位姿勢での身体動揺の分析 高齢者と健常成人の比較. 北海道リハビリテーション学会雑誌 2010; 35: 97-100
 - 29) Günther M, Grimmer S, Siebert T. et al. All leg joints contribute to quiet human stance. J Biomech. 2009; 42(16): 2739-2746
 - 30) 野崎大地. 静止立位中の身体動揺データから時間的・空間的パターンを抽出する. リハ医学 2005; 42(5): 325-333.
 - 31) 中村隆一, 齊藤宏, 長崎浩. 基礎運動学第6版. 東京. 医歯薬出版, 2007: 540
 - 32) 松田哲也, 竹中弘行. クラインフォーゲルバッハの運動学の紹介—その概念とリーチ動作を中心に. 作業療法ジャーナル 2013; 47(7): 708-714.
 - 33) 富田昌夫. クラインフォーゲルバッハの運動学. 理学療法学 1994; 21(8): 571-575.
 - 34) 鈴木淳一, 松永喬, 徳増厚二ら. 重心動揺の Q&A, 手引き. Equilibrium Research 1996; 55(1) 64-77
 - 35) 藤原勝夫, 池上晴夫. 足圧中心位置と立位姿勢の安定性との関係について. 体育学研究 1981; 26(2): 137-147.
 - 36) 鷺見勝博, 渡辺丈真, 小林章雄ら. 重心動揺の年齢にもなう変化について. 日本老年医学会雑誌 1988; 25(3): 296-300.
 - 37) 青木修, 大谷啓尊. 脳卒中片麻痺患者の立位姿勢制御における周辺視野の影響. 四條畷学園大学リハビリテーション学部紀要 2013; 9: 1-5.
 - 38) Lê, T.T., Kapoula Z. Distance impairs postural stability only under binocular viewing. Vision Res. 2006; 46(21): 3586-3593.
 - 39) Kawakita T, Kuno S, Miyake Y. et al. Body sway induced by depth linearvection in reference to central and peripheral visual field. Jpn J Physiol. 2000; 50(3): 315-321
 - 40) 大内尉義編. 標準理学療法学・作業療法学 専門基礎分野 老年学 第4版. 東京: 医学書院, 2014: 258 - 266.
 - 41) Shumway-Cook A, Woollacott M, Kerns K, et al. The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. The Journals of Gerontology Series A: J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 1997; 52(4): M232-M240
 - 42) Fernie G, Gryfe C, Hollida P, et al. The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. Age Ageing. 1982; 11(1): 11-16.
 - 43) 今岡薫, 村瀬仁, 福原美穂. 重心動揺検査における健常者データの集計. Equilibrium Research 1997; 56(12Supplement): 1-84.
 - 44) 五島桂子. 重心動揺検査の検討 検査条件について. Equilibrium Research 1988; 47(2): 174-186

- 45) 出村慎一, 山次俊介, 野田政弘ら. 静止立位姿勢における足圧中心動揺の評価変数の検討. *Equilibrium Research* 2001; 60(1): 44-55
- 46) 初鹿信一. 重心動揺計による身体動揺計測に関する研究. *日本耳鼻咽喉科学会会報* 1987; 90(4): 598-612
- 47) 臨床臨床歩行分析研究会. *DIFF 解説書 歩行データ・インターフェイス・ファイル活用マニュアル 歩行データフォーマット標準化改訂版.Ver.1992.06.1991*
- 48) Kapteyn S, Bles W, Njikiktjien C. et al. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie*. 1983; 24(7): 321-326
- 49) 長谷公隆(編). *運動学習理論に基づくリハビリテーションの実践*. 東京: 医歯薬出版, 2008: 6
- 50) 入谷誠, 山寄勉, 大野範夫ら. 足位の変化が立位バランスに及ぼす影響. *理学療法学* 1992; 19(6) : 539-545.
- 51) 中村隆一, 齊藤宏, 長崎浩. *基礎運動学第6版*. 東京. 医歯薬出版, 2007: 352
- 52) Winter D, Patla A, Ishac M. et al. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J electromyogr Kinesiol* 2003; 13(1): 49-56
- 53) 木村かおり, 宮下国子. 立位および坐位の姿勢保持能力と下肢のラテラリゼーションについて. *運動生理* 1993; 8(1): 35-38
- 54) 三上一貴. 軸足・利き足の検討. *理学療法研究* 1999; 16: 15-18
- 55) 平沢彌一郎. *Stasiology からみた日本人の直立能力について*. *バイオメカニズム学会誌* 1982; 6(3): 7-14.
- 56) 平沢弥一郎. *Stasiology からみた左足と右足*. *神経進歩* 1980; 24(3): 623-633
- 57) 井原秀俊, 高山正伸, 福本貴彦ら. 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* 2005; 54(2): 241-246
- 58) 井原秀俊, 小松陽子, 高山正伸ら. 静的および動的姿勢制御において, 支持足(軸足)は支持足機能を果たしているか?. *整形外科と災害外科* 2011; 60(4): 739-743.
- 59) 木村邦彦, 浅枝澄子: ヒトの四肢の一側優位性について. *人類学雑誌*.82 : 189-207. 1974
- 60) 山本澄子. 身体運動のバイオメカニクス. *理学療法科学* 2003; 18(3): 109-114.
- 61) 永井聡. 股関節の病態運動学と理学療法. *理学療法* 2007; 24: 362-374.
- 62) 星文彦. 高齢者の加齢変化と転倒要因. *理学療法ジャーナル* 2002; 36(5): 307-314
- 63) 石井慎一郎. 関節疾患のファシリテーション. *理学療法ジャーナル* 2002; 36(8): 563-571.
- 64) Patla AE, Winter DA, Frank JS. et al. Identification of age-related changes in the balance-control system. *Balance*. Alexandria. American Physical Therapy Association 1989; 43-55.
- 65) 木村邦彦, 小西正良. ヒトの利き手と上肢の一側優位性. *民族衛生* 1981; 47(2): 51-61
- 66) 横井惇, 平島雅也, 野崎大地. 運動系における左右差. *日本神経回路学会誌* 2015; 22(1): 16-29.
- 67) Winter D, Patla A, Prince F. et al. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*. 1998; 80(3): 1211-1221
- 68) Bogduk N. 齋藤昭彦(訳). *腰椎・骨盤領域の臨床解剖学 原著第4版*. 東京: エルゼビア・ジャパン, 2008: 171
- 69) 長谷公隆. 立位姿勢の制御. *リハ医学* 2006; 43(8): 542-553
- 70) Issurin VB, Tenenbaum G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci*. 1999; 17(3): 177-182.
- 71) 川本美有紀, 広瀬珠美, 飯田志乃ら. 高齢者の転倒防止に対する低周波振動負荷訓練の試み.

- オステオポロシスジャパン 2009; 17(3): 532-534.
- 72) 中村隆一, 齊藤宏, 長崎浩. 基礎運動学第6版. 東京. 医歯薬出版, 2007: 332
- 73) Loram I, Kelly S, Lakie M. Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance?. *J Physiol.* 2001; 532(3): 879-891.
- 74) 政二慶. 高齢者の立位制御モデル(特集 バイオメカニクスからみたバランス). *バイオメカニクス研究* 2007; 11(4): 320-326
- 75) 千代丸正志, 山本澄子. 傾斜板による踵骨外反が立位姿勢に与える影響. *理学療法科学* 2011; 26(6): 747-751
- 76) Chiari L, Della C, Leardini A. et al. Human movement analysis using stereophotogrammetry. part2: Instrumental errors. *Gait Posture.* 2005; 21(2): 197-211
- 77) 佐藤進, 山次俊介, 長澤吉則. 健康・スポーツ科学のための SPSS による統計解析入門. 東京. 杏林書院, 2007: 64.
- 78) 奈良勲・内山靖編, 島田裕之. 姿勢調節障害の理学療法第2版. 東京. 医歯薬出版, 2012: 123
- 79) 水澤一樹, 対馬栄輝. 静的姿勢保持に共通する足圧中心動揺パラメーターについて. *理学療法科学* 2009; 24(1): 1-5.

付録

A-1 各セグメント定義の詳細

各セグメント定義を以下に述べる。頭部セグメントは、RBhead と LBhead の中点を後頭部中心点(以下:Bhead)とし原点とした。Bhead から RFhead と LFhead の中点(以下:Fhead)に向かうベクトルを Y 軸とし、Bhead から RBhead に向かうベクトルと Y 軸のベクトルの外積を Z 軸、Y 軸と Z 軸の外積を X 軸とした。詳細を図 A-1 に示す。胸郭セグメントは、Ust と Lst の中点(以下:Cst)を原点とした。Cst から Ust に向かうベクトルを Z 軸とし、C7 と Th8 の中点(以下:CTh)から Cst に向かうベクトルと Z 軸の外積を X 軸、Z 軸と X 軸の外積を Y 軸とした。詳細を図 A-2 に示す。骨盤セグメントは、RPSIS と LPSIS の中点(以下:Csacr)を原点とした。Csacr から RASIS と LASIS の中点(以下:CASIS)に向かうベクトルを Y 軸とし、Csacr から RPSIS に向かうベクトルと Y 軸の外積を Z 軸、Y 軸と Z 軸の外積を X 軸とした。詳細を図 A-3 に示す。右大腿セグメントは RCkne を原点とした。RCkne から RChip に向かうベクトルを Z 軸とし、RCkne から RMkne に向かうベクトルと Z 軸の外積を Y 軸、Z 軸と Y 軸の外積を X 軸とした。左大腿セグメントも同様に求めた。詳細を図 A-4 に示す。右下腿セグメントは RCank を原点とした。RCank から RCkne に向かうベクトルを Z 軸とし、RCank から RMank に向かうベクトルと Z 軸の外積を Y 軸、Z 軸と Y 軸の外積を X 軸とした。左下腿セグメントも同様に求めた。詳細を図 A-5 に示す。右足部セグメントは RCank を原点とした。原点から R1mp と R5mp の中点に向かうベクトルを Y 軸とし、RCank から Rank に向かうベクトルと Y 軸の外積を Z 軸とし、Y 軸と Z 軸の外積を X 軸とした。左足部セグメントも同様に求めた。詳細を図 A-6 に示す。

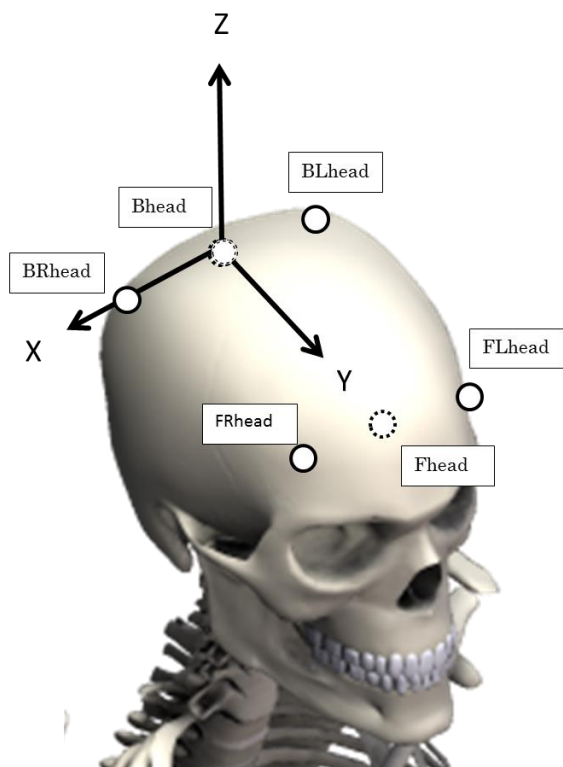


図 A-1 頭部セグメントの座標系定義

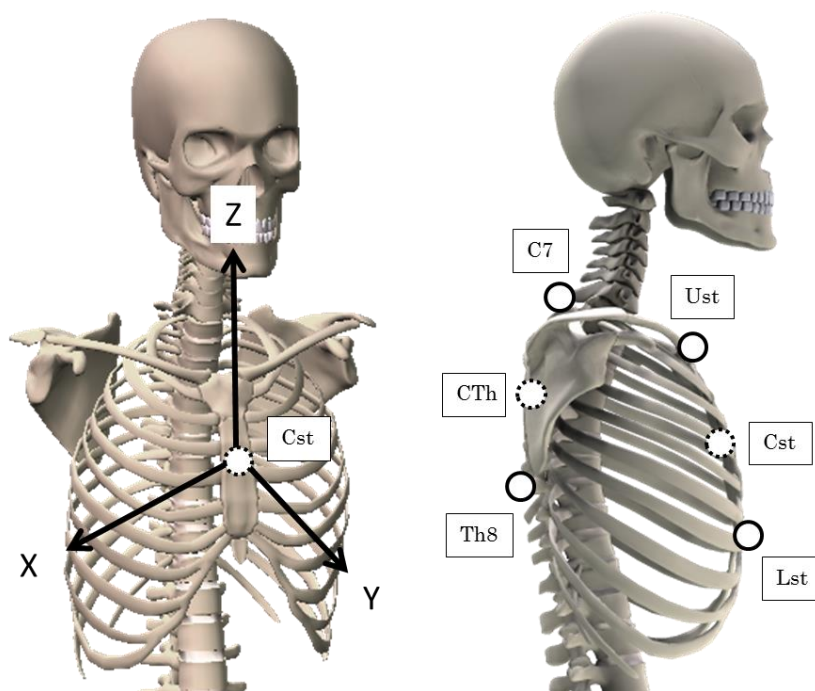


図 A-2 胸郭セグメントの座標系定義
 右図：マーカ貼付位置と推定マーカ位置
 左図：座標系定義

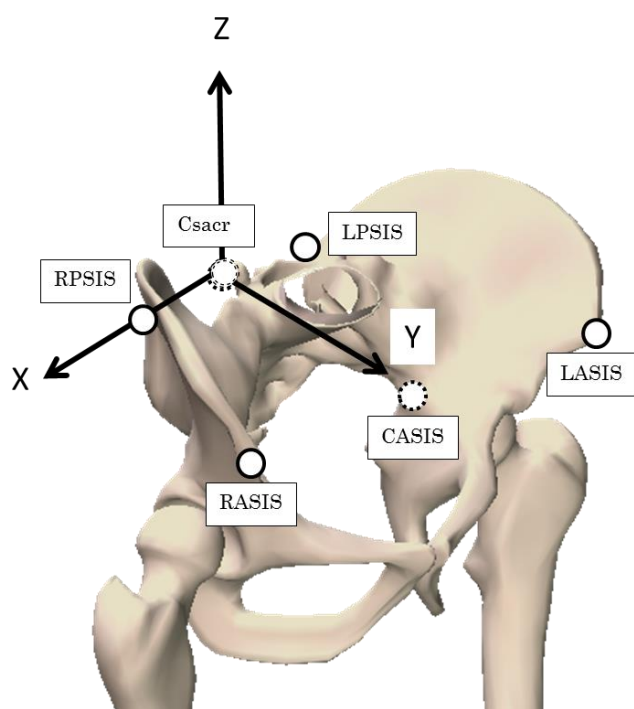


図 A-3 骨盤セグメントの座標系定義

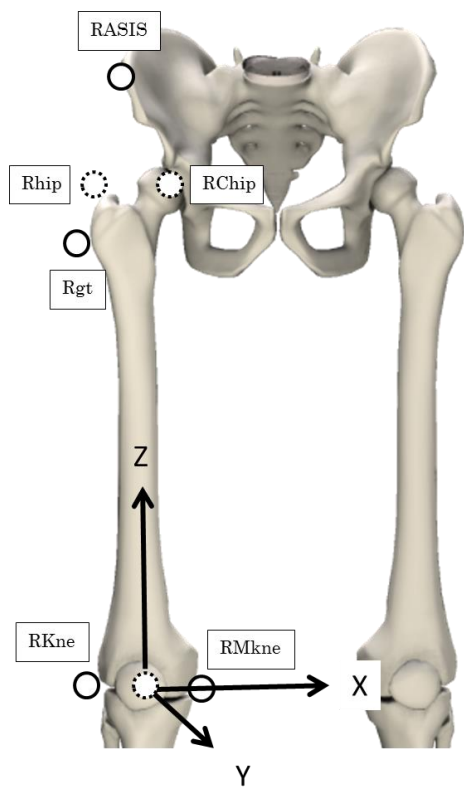


図 A-4 大腿セグメントの座標系定義

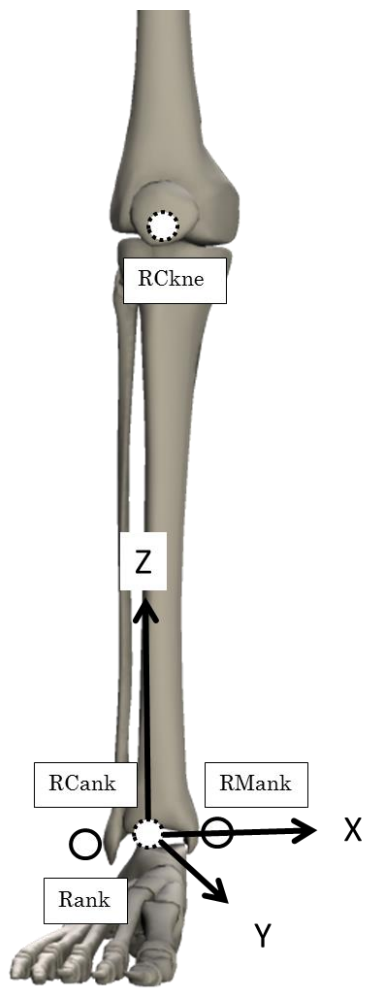


図 A-5 下腿セグメントの座標系定義

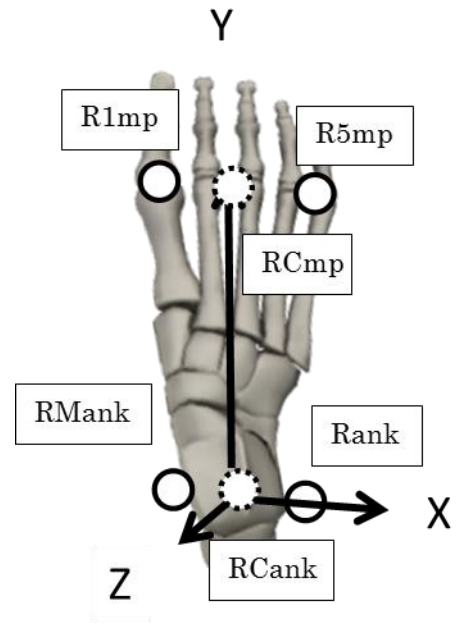


図 A-6 足部セグメントの座標系定義