

三次元データと機械学習を用いたヒト静止立位
におけるバランス戦略・戦術の判別法に関する
研究

八木 崇行

博士（情報学）

総合研究大学院大学
複合科学研究科
情報学専攻

平成30（2018）年度

三次元データと機械学習を用いたヒト静止立位における
バランス戦略・戦術の判別法に関する研究

八木 崇行

博士 (情報学)

総合研究大学院大学
複合科学研究科
情報学専攻

平成 30 年度

(2018)

本論文は総合研究大学院大学複合科学研究科情報学専攻に
博士(情報学)授与の要件として提出した博士論文である。

審査委員：

CHEUNG Gene (主査)

稲邑 哲也

杉本 晃宏

富田 昌夫

古山 宣洋

国立情報学研究所/総合研究大学院大学

国立情報学研究所/総合研究大学院大学

国立情報学研究所/総合研究大学院大学

藤田保健衛生大学

早稲田大学

**A Study on Classifier Method of Balance Strategy and Balance tactics
in Human Quiet Standing Using Three Dimensional Data and Machine Learning**

Takayuki Yagi

DOCTOR OF PHILOSOPHY

Department of Informatics
School of Multidisciplinary Sciences
SOKENDAI (The Graduate University for Advanced Studies)

2018

A dissertation submitted to the Department of Informatics,
School of Multidisciplinary Sciences,
SOKENDAI (The Graduate University for Advanced Studies)
in partial fulfillment of the requirements for
the degree of Doctor of Philosophy

Advisory Committee:

Gene CHEUNG (Chair)	National Institute of Informatics/SOKENDAI
Tetsunari Inamura	National Institute of Informatics/SOKENDAI
Akihiro Sugimoto	National Institute of Informatics/SOKENDAI
Masao Tomita	Fujita Health University
Nobuhiro Furuyama	Waseda University

目次

要旨	11
第1章 序章	18
1.1 目的と背景	18
1.1.1 バランス戦略・戦術の重要性	19
1.1.2 バランス戦略・戦術の視診評価の実践	22
1.1.3 バランス戦略・戦術の機器による評価方法の現状	24
1.1.4 情報学的な観点の導入	26
1.2 方法	27
1.3 本研究の位置づけと意義	28
1.4 本論文の構成	31
第2章 バランス戦略・戦術の発達とバランスの先行研究	32
2.1 KLEIN-VOGELBACH の運動学と BERNSTEIN の運動制御理論	32
2.1.1 臨床におけるバランス戦略・戦術の視診評価	32
2.1.2 Klein-Vogelbach の運動学	32
2.1.3 Bernstein の運動制御	39
2.2 発達におけるバランス戦略・戦術	42
2.2.1 基本動作の獲得	42
2.2.2 バランス戦略・戦術の定義	44
2.2.3 環境の中での動作	47
2.2.4 障害の捉え方	48
2.3 バランスの先行研究	49
2.3.1 姿勢の捉え方	49
2.3.2 姿勢の定義	50
2.3.3 姿勢アライメントに関する先行研究	51
2.3.4 身体動揺の大きさとその変動性	54
2.3.5 協調性	56
2.4 第2章まとめ	60
第3章 データ計測	62

3.1 参加者	62
3.2 計測場所、計測期間	62
3.3 使用した計測機器と計測手順	64
3.4 データ処理	66
第4章 バランス戦略・戦術の視診評価	67
4.1 二次元データに基づいた理学療法士の視診によるバランス戦略・戦術の分類(分析1)	67
4.1.1 目的	67
4.1.2 方法	67
4.1.3 結果	67
4.1.4 考察	70
4.2 第4章まとめ	71
第5章 フィルタリングの有効性に関する予備的な検討(分析2)	72
5.1 目的	72
5.2 方法	72
5.3 特徴量について	73
5.3.1 股関節角度の平均値と標準偏差値(単位:degree)	73
5.3.2 頭部傾斜角度の平均値と標準偏差値(単位:degree)	73
5.3.3 矢状面上での身体の拡がり(単位:mm)	73
5.3.4 身体各部位の加速度標準偏差値(単位:mm/s ²)	74
5.3.5 立体角平均値(単位:Sr)	75
5.4 SVM	75
5.5 K-分割交差確認法	76
5.6 フィルタリングについて	77
5.7 統計学的解析	79
5.8 結果	79
5.9 考察	80
5.10 第5章まとめ	81
第6章 バランス戦略・戦術の判別に有効な計測機器とその特徴量の検討 (分析3)	83
6.1 目的	83
6.2 方法	83
6.3 統計学的解析	84

6.4 結果.....	84
6.5 考察.....	84
6.6 第6章まとめ.....	86
第7章 KINECTを用いた適切な特徴量の検討(分析4).....	87
7.1 目的.....	87
7.2 方法.....	87
7.3 統計学的解析.....	87
7.4 結果.....	88
7.5 考察.....	88
7.6 第7章まとめ.....	89
第8章 バランス戦略・戦術の分類の仕方による正解率の違い(分析5)	90
8.1 目的.....	90
8.2 方法.....	90
8.3 統計学的解析.....	91
8.4 結果.....	91
8.5 考察.....	92
8.6 第8章まとめ.....	93
注釈	94
第9章 患者の経時的変化を捉えることができるか(分析6)	95
9.1 目的.....	95
9.2 方法.....	95
9.3 介入.....	95
9.4 結果.....	97
9.4.1 運動機能と動作能力の経時的変化.....	97
9.4.2 バランス戦略・戦術の経時的変化.....	97
9.5 考察.....	98
第10章 総括的議論.....	100
10.1 本研究の成果の要約.....	100
10.2 リハビリテーション分野での位置づけと貢献と課題.....	101
10.3 情報学分野への貢献と課題.....	105

謝辭	107
参考文献	108

図 目次

FIGURE 1	前方リーチ時のバランス戦略の違い.....	21
FIGURE 2	モデルの立位姿勢.....	23
FIGURE 3	バランス戦略に関する模式図.....	24
FIGURE 4	リハビリテーションの臨床.....	25
FIGURE 5	機械学習の手順.....	27
FIGURE 6	CW の活性化における支持面と圧中心の関係(KLEIN-VOGELBACH, 1990 より引用; P119、P121、P122).....	35
FIGURE 7	CA(KLEIN-VOGELBACH, 1990 より引用; P83).....	36
FIGURE 8	DS(KLEIN-VOGELBACH, 1990 より引用; P88).....	36
FIGURE 9	鍵盤支配型モデル(佐々木ら, 1994 より引用; P3).....	40
FIGURE 10	行動の階層構造.....	45
FIGURE 11	質量分布範囲と重心の変化.....	46
FIGURE 12	良い姿勢と SWAY BACK 姿勢(KENDALL ら, 2006 より引用; P76).....	53
FIGURE 13	頸部から脊柱を揺する治療.....	55
FIGURE 14	立体角.....	58
FIGURE 15	バランス戦略の定義とその観点.....	61
FIGURE 16	計測状況.....	64
FIGURE 17	加速度計貼付部位.....	65
FIGURE 18	KINECT データ計測部位.....	65
FIGURE 19	股関節角度、頭部傾斜角度、身体の拡がり.....	74
FIGURE 21	頭部と TH4 の位置関係の一例.....	76
FIGURE 20	立体角の大小について.....	76
FIGURE 22	SVM について(CORTES ら, 1995 より引用; P275).....	77
FIGURE 23	フィルタリング種類別の特性(三上, 2005 より引用; P72).....	78
FIGURE 24	バランス戦略・戦術の変化.....	96
FIGURE 25	結果のまとめ.....	102
FIGURE 26	患者の変化まとめ.....	103

表 目次

TABLE 1	時間、空間、コストの比較.....	26
TABLE 2	CW と CA の KLEIN-VOGELBACH による定義の比較.....	37
TABLE 3	脳卒中患者の詳細.....	63
TABLE 4	視診によるバランス戦略・戦術の評価結果(5 群、3 群、2 群への分類).....	69
TABLE 5	フィルタリングの種類による正解率の比較(単位: %).....	79
TABLE 6	特徴量の種類に関する検討(単位: %).....	84
TABLE 7	KINECT から得られる特徴量の種類に関する検討(単位: %).....	88
TABLE 8	分類の種類による検討：正解率と再現率(単位: %).....	92
TABLE 9	運動機能や動作能力の変化.....	97
TABLE 10	バランス戦略・戦術の判別結果.....	98

要旨

現在、平均寿命が延びてきており、制限のない日常生活を送るためには、常に不安や恐怖心をもつことなく、重力と支持面の関係性の中で転倒や転落をしないということが大切である。本研究は、このような背景において、ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術に着目したものである。

第1章では、本研究の目的と背景についてまとめた。本研究の目的は、ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別について、計測機器の使用により得られた客観的なデータとそこから抽出した指標を用いて可能にすることとした。計測機器とは三次元データを測定できる Kinect を指す。また、バランス戦略は、Counter Weight を活性化する戦略(CW 戦略)と Counter Activity 戦略(CA 戦略)の二つに大別され、バランス戦術は、これらの下位分類である。

ここで、戦略と戦術の概念について説明する。戦略とは、全体の大きな文脈、方針を指し、戦術とは、戦略を実現する具体的な方法を指す。そして、リハビリテーションでは、戦略と戦術の階層に分けて治療法を考える必要がある。これは、治療に関して、従来の医療のような、「治療=病気を治す」とは異なる観点をリハビリテーションが持っていることに起因する。その観点とは、障害が残存した中で、システムとして解決を目指し、「治療=再び動作ができるように学習を促す」という観点である。つまり、障害を抱えたヒトを「障害部位の他に健常な部位を有し、また環境の中に存在している系(システム)」として捉え、たとえ、障害が残存しても、動作ができるようにしていくことがリハビリテーションの最大の目的という観点である。リハビリテーションにおいて、戦略的な対応とは、特定の方針をもって動作ができるようにしていくこと、方針を変えることを目的とする。一方で、戦術的な対応とは、筋力や可動域などの様々な要素を改善する、使えるところを使ってやり方を変えることを目的とする。

このような中で、本研究のテーマであるバランスは、重力と支持面の中で、筋力や感覚(前庭覚、視覚、体性感覚など)、関節可動性、情動など様々な要素が相互作用しながら成立している。私たちは、安心・安全を優先する、動くことを優先するといった目的があって、つまり戦略があった上で、それを達成するために、具体的に、股関節を屈曲した状態で身体の重りを釣り合わせる、股関節を伸展させて身体の重りを釣り合わせる、体幹の筋活動により調整するといったような戦術でバランスをとっている。例えば、股関節伸展筋が弱化している場合、動くとも不安定になってしまうから、安定を優先し、動かないような戦略をとり、その具体的な方法として股関節を伸展させて動かないようにしておくという戦術をとるといような説明が可能である。

そして、股関節伸展筋群の弱化に対して、筋力強化を行うというのは戦術的な対応で

あり、動かないことを優先するのではなく、動くことを優先するような戦略を選択できるように治療を行うことが戦略的な対応である。このように、バランス戦略とバランス戦術は階層が異なるため、混在せずに使い分ける必要がある。

第2章では、はじめに、バランス戦略・戦術について、Klein-Vogelbach の運動学(1990)、ならびに発達観(富田, 2018)から定義した。まず、Klein-Vogelbach は、2つの運動の支援活動として、Counter Weight の活性化(CW)と Counter Activity(CA)について、次のように説明している。CW は、重りの釣り合いによってバランスをとる受動的な、平衡反応である。例えば、右上方に大きく挙上された右上肢に対して、股関節を左方向へずらすなどして、左右方向の重りを釣り合わせてバランスをとる場合である。この際、身体は、膝関節を固定するなどして下半身を大きな塊とするなど、大きく分節されるため、各分節の慣性も大きくなる。

これに対して、CA は、拮抗筋活動による調整でバランスをとる能動的な、立ち直り反応である。例えば、右上方に大きく挙上された右上肢に対して、体幹左側の拮抗筋活動により股関節の左方向への運動を最小限に抑制する場合である。この際、体幹は、CW と比べて、小さく分節されて、右下肢の上に積み上がるため、各分節の慣性も小さくなる。立ち直り反応とは、頭部や体幹が右下肢の上に積み上がることを指す。

Klein-Vogelbach が提案した、この2つの運動の支援活動(CW と CA)は、ヒトの行動において、しばしば同時に組み合わせて使用される。例えば、先ほどの右上肢を右上方へ大きく挙上した場合を例に考えると、股関節を左側へずらし、重りを釣り合わせる反応は CW による支援活動であるが、この時、頸部の拮抗筋活動により頭部を真っ直ぐに保てていれば、それは CA による支援活動である。このように、身体部位ごとに運動の支援活動は異なる。このように、身体部位ごとに反応を力学的な概念を用いて、細かく分析することは、当然、重要である。

しかしながら、観点の多さ(位置や加速度、筋活動)などから、実証研究レベルでの報告はほぼ認められない。さらに、Klein-Vogelbach による2つの運動の支援活動(CW と CA)において、本研究で用いる戦略という概念は、十分に反映されていないという問題点がある。

先にも述べたように、戦略と戦術は異なる階層であり、その対応法は全く異なる。つまり、戦術を多様化する治療、あるいは変更する治療では、不安や恐怖心、あるいは安心感といったような情動面により無自覚に決まる戦略まで変更することはできず、治療効果が十分に得られない場合がある。この場合には、戦略を変える治療が必要となる。このため、全体として、どのような方針でバランスをとっているか、つまりバランス戦略を判別することは重要であるといえる。冒頭で述べたような、不安や恐怖心、あるいは

は安心感といったような情動面により全体の方向性は変化する。このような、観点まで含めて様々な要素が相互作用しながら、バランスは成立しているため、戦略という概念を反映する必要がある。

そこで、本研究で用いる CW 戦略と CA 戦略を次のように定義した。全体の方向性として、安心・安定を優先する場合を CW 戦略、課題遂行、目的達成を優先する場合を CA 戦略とした。この方向性を実現するための具体的な方法として、CW 戦略では、身体の質量分布を相対的に大きく、かつ分節を大きくすることで各分節の慣性を大きくし、分節間の重りの釣り合いのみでバランスを維持しようとする。その結果、一度安定すれば継続して安定するが、各分節の慣性は大きいので、動くためには強い筋活動が必要となる。

一方で、CA 戦略では、身体の質量分布を相対的に小さくし、かつ分節を小さくすることで慣性を小さくし、動くための微細な調整を拮抗筋活動で行う。その結果、各分節の慣性が小さいため、小さな筋出力で容易に動くことができ、多様な活動や強く、大きく、速い活動が可能となる。

これらに関して、発達の観点からみると、転倒転落をせずに安定できる CW 戦略が先に獲得され、その後、それを利用して動くことで CA 戦略が獲得される(富田, 2018)。また、特に、発症直後の脳卒中片麻痺患者では、CW 戦略による姿勢保持しかできなくなり、障害を負った場合には後から獲得された CA 戦略が先に失われてしまう(玉利ら, 2008)。このように発達や障害者の観点から、選択できるバランス戦略について考えるならば、発達初期や発症直後の障害者では、CW 戦略しか選択できず、発達が進んだ健康者や一部の動作能力の優れた障害者では、CA 戦略と CW 戦略の両方が選択できると言えよう。このため、CA 戦略が選択できる場合、CW 戦略も選択できるが、CW 戦略が選択できても、CA 戦略が選択できるかはわからない。

では、CA と CW が混在していた場合、何を基準として、CW 戦略、CA 戦略のどちらに判別されるべきであろうか。筆者の臨床経験上、頸部は拮抗筋活動により立ち直り、頭部の位置を調整できる場合でも、股関節から胸郭にかけての位置の調整は、姿勢を安定するために重要であるにも関わらず、難しい場合が多い。調整の難易度には、身体の質量比が関係しており、質量比が大きい場合、難易度が高いと考えられる。ヒトの身体における質量比で、最も大きな割合を占めているのは、体幹部である(約 48%)。これに対して、頭部や上肢、下肢はそれぞれ、8%、10%、34%程度である(Winter, 2009)。臨床での実践経験と質量比の観点から、股関節から胸郭が、姿勢制御において重要な役割を果たすといえる。なお、こうした胸郭での姿勢制御で重要となるのは、Klein-Vogelbach における、筋活動によって一つもしくは複数の関節の位置が調整される Dynamic

Stabilization: DS と呼ばれるものである(Klein-Vogelbach, 1990)。したがって、CW 戦略、CA 戦略のどちらに判別するかは、股関節から胸郭の位置や動きを基準に判断することが妥当と考えられる。このため、戦略・戦術の分類では、これらの部位がどのような状態にあるかを評価し、判別することにした。

以上のように、バランス戦略・戦術について定義した上で、バランスに関する先行研究について、姿勢アライメント、身体動揺の大きさとその変動性、協調性という 3 つの観点から概観し、バランス戦略・戦術の判別に有効と考えられる特徴量を抽出した。こうして抽出された特徴量をもとに、ヒトの静止立位時の三次元データを測定し、バランス戦略・戦術の判別を行った。

第 3 章では、データ計測についてまとめた。本研究では、健常若年者 6 名と脳卒中患者 13 名、脳卒中患者と同年代の健常者 11 名を参加者とした。使用した計測機器は、フォースプレート、加速度計、Kinect、コンパクトカメラであった。壁から 2.5m の位置に設置したフォースプレートの上で開眼静止立位をとらせた。30 秒間のデータを解析に利用した。計測は 3 試行を行った。なお、指標の算出の際には、得られた 30 秒間分のデータは 10 秒間ごとに区切り、1 試行で 3 つのデータとした。このため、参加者 30 人分×3 データ×3 試行となり、合計のデータ数は 270 データとなった。

第 4 章では、まず、機械学習における教師データを作成するために、コンパクトカメラを用いて撮影した参加者の立位姿勢の二次元データについて、理学療法士が視診によってバランス戦略・戦術の評価を行い、5 群に分類した。5 群の分類は、1) CA 戦略群と CW 戦略の下位分類である 2) 股関節伸展群、3) 股関節屈曲安定群、4) 股関節屈曲不安定群、5) 失調症状群であった。

さらに、5 群に分類した各バランス戦略・戦術に関して、治療アプローチの観点から分類の方法を変更し、3 群、2 群にも分類した。3 群の場合は、1) 股関節屈曲不安定群(CW 戦略不安定群)と 2) それ以外の CW 戦略(股関節伸展群、股関節屈曲安定群、失調症状群; CW 戦略安定群)、3) CA 戦略群に分類し、2 群の場合は、1) CA 戦略群と 2) CA 戦略以外群(股関節屈曲不安定群、股関節伸展群、股関節屈曲安定群、失調症状群)に分類した。

第 5 章では、三次元データを機械学習に用いるために適切なフィルタリング方法を検討した。その結果、Kalman with Graph filtering という手法が適切という結果が得られた。これ以降の章では、この手法でフィルタリングを行ったデータを使用した。

まず、第 6 章では、従来から用いられている機器(フォースプレートと加速度計)から得られる特徴量と Kinect から得られる特徴量をデータとし、機械学習による正解率を比較した。その結果、Kinect から得られる特徴量のみを用いた機械学習で、判別の正解

率は最高 85.6%に達した。なお、本研究で採用している特徴量は、股関節角度平均値とその標準偏差値、頭部傾斜角度平均値とその標準偏差値、身体の広がり平均値とその標準偏差値、身体各部位の加速度標準偏差値、立体角平均値であった。これらは、第 2 章で記述したバランスの先行研究における 3 つの観点、姿勢アライメント、動揺の大きさとその変動、協調性から選択したものであった。そのため、バランス戦略・戦術の判別に際し、これらの特徴量が正解率にどのように寄与しているのかを検討する必要があった。

そこで、第 7 章では、Kinect から得られる特徴量について検討を行った。その結果、本研究で用いた特徴量を全て用いた場合が最も正解率が高くなった。このことは、姿勢アライメントという静的な側面を反映する特徴量だけでなく、変動性や協調性といった動的な側面を反映する特徴量を加えることで正解率が高まることを示す。

さらに、第 8 章では、本研究の目的である機器を用いたバランス戦略・戦術の判別の精度について検討した。本章では、5 群、3 群、2 群の分類ごとに機械学習を行った。2 分類では再現率 97.9%、3 分類でも 90.4%の正解率となった。5 分類はすでに述べたように 85.6%であった。これらの結果から、本研究の目的であった、ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別を、計測機器から得られる客観的な指標を用いて可能にすることが達成でき、本研究の成果を臨床でも有効活用できる可能性が指摘された。

第 9 章では、患者の経時的変化を評価し、本研究の臨床応用への可能性を探った。その結果、CW 戦略の下位分類での変化、すなわちバランス戦術の変化を視診評価と一致して捉えることができた。しかしながら、こうした結果を元に、どのようにすれば患者自身が CA 戦略を選択できるようになるかについては、本研究では明らかにできなかった。

最後に、第 10 章では、統括的議論を行い、本研究をまとめた。

本研究では、リハビリテーション分野の臨床場面において、視診で行われているバランス戦略・戦術の評価を、計測機器から得られる客観的な指標を用いて可能にした。従来、視診によるバランス戦略・戦術の評価は理論的には説明をされてきたが、実験的には十分研究されてこなかった。本研究では、計測機器を使用し、客観的な指標を用いてバランス戦略、ならびにその下位分類であるバランス戦術の判別として 5 分類、あるいは 3 分類に、そしてバランス戦略の判別として CA 戦略であるか、そうでないのかという 2 分類に判別可能であることを示した。この結果は、資格を取得して間もない、経験の浅い専門家であっても、簡易的な評価方法で適切な治療方法を選択できるようになるという点において、非常に意義がある。

今後の研究により、無自覚に、つまり本人も気づかずに選択しているバランス戦略が

CW 戦略になっている場合、日常生活で動作能力は保たれ、CA 戦略を選択できるにも関わらず、CW 戦略を選択してしまっているのか、動作能力が低く、CA 戦略を選択できないのか、という判別ができればそれに応じた最適な治療を行える可能性が高くなる。そのような判別は、指示の与え方や環境設定などを検討し、評価をいくつか組み合わせる行うことにより可能になると考えられる。また、臨床経験が浅い者への教育という観点でも、バランス戦略・戦術の判別に用いた特徴量から、視診評価で見るべきポイントを提示するなどの応用が見込まれる。

次に情報学への本研究の貢献を述べる。ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別という未解決な問題を解決するには、専門家(経験のある理学療法士や作業療法士)の技術を用いて、教師データの作成や特徴量の抽出を行う必要がある。リハビリテーション分野において、実験的に十分研究されていない問題について、本研究では、情報学的手法(機械学習)に専門家の知識、技術を加えるという方法を提案した。このような方法は、ヒトの行動認識の問題など、情報学分野におけるどのような特徴量が有効であるかが明確でない問題への足がかりをつくるものであるともいえる。

この方法を用いて機械学習を行った結果、Kinect によるバランス戦略・戦術の判別が、2 分類:再現率 97.9%、3 分類:正解率 90.4%、5 分類:正解率 85.6%で可能となった。これは、答えが明確で、判別が容易にできる先行研究と比較しても、同程度の正解率、再現率であった。このことから、教師データの作成や特徴量の抽出などに専門家の知識が、情報学的に未解決のままとなっていた問題の解決に役立つことが示唆された。

なお、本研究の結果だけでは十分に専門家の知識が教師データの作成に有効であったかについては説明できない。例えば、判断に迷い、エキスパートの助言をもらったものを除いた場合、除かなかった場合よりも有意に正解率は低くなった。このことから、専門家は迷いながらも一定の方向性をもって正しく判別できていたと考えられるものの、専門家でなくても、判断ができるか否かについては検討できていない。このため、今後の展望として、臨床経験が浅い者が判断したものと比較することで、本当に専門家の知識が教師データの作成という点でも役に立っているのかを検討すべきである。

最後に、もう一点、本研究の情報学への貢献を挙げる。本研究の対象であったバランス戦略の判別という課題では特徴量の抽出、教師データの作成に専門家の知識が必要であった。そして、Kinect で生データを収集する、ノイズを除去する、Support Vector Machine: SVM による機械学習を行う、という一連のシステムの提案で解決を目指した。SVM による機械学習もフィルタリングも目新しい技術ではないものの、専門家の知識と組み合わせて、課題に取り組むことで簡易かつある程度の妥当性を有したシステムの

提案ができたと考えられる。このようなシステム構築は、他の課題に取り組む場合にも役立つ可能性があるといえよう。

第1章 序章

1.1 目的と背景

厚生労働省によると 2017 年の日本人の平均寿命は男性 81.09 歳、女性 87.26 歳であり、過去最高を更新した(厚生労働省 主な年齢の平均余命, 2018)。しかし、日常生活に制限なく生活できる期間はこれよりも男女ともに約 10 年短いとされる(村松, 2017)。

日常生活に制限をきたす要介護者になる原因としては、加齢による心肺機能低下など内科的な障害による不動、身体的、精神的、社会的なストレス、不安、恐怖による不動、さらには、転倒による骨折、関節疾患などが挙げられ、近年、理学療法士は、これらの予防にも携わるようになってきている(大淵, 2014)。

このような中で、制限のない日常生活を送るためには、常に不安や恐怖心をもつことなく、重力と支持面の関係性の中で転倒や転落をしないということが大切である。

そこで、本研究の目的は、ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別について、計測機器の使用により得られる客観的なデータとそこから抽出した指標を用いて可能にすることとした。

現在、臨床で行われている視診でのバランス戦略評価では、2つの戦略、安全、安心を優先した Counter Weight を活性化する戦略(CW 戦略)と課題遂行、目的達成を優先した Counter Activity 戦略(CA 戦略)という概念が用いられている。これらのバランス戦略の定義は、第2章で詳細に説明する。

この概念は、Klein-Vigelbach(1990)が提案した2つの運動の支援活動、Counter weight の活性化(CW)と Counter Activity(CA)に準拠にしている。これらは、彼女の著書 "Functional Kinetics" の冒頭において、「機能的運動学の理論は患者の治療や教育場面での実践に基づいて展開されたものである」(p1)と述べているように、臨床経験に基づいている。

そして、富田(2015)が、この2つの運動の支援活動の概念を、戦略(後述)という概念と結びつけて、バランス戦略・戦術という概念を提案した。しかし、このバランス戦略・戦術という概念は、計測機器を使用して評価することが難しく、これまで客観的な指標を用いた判別の試みは行われていない。

評価を難しくしているのは、ヒトが2つの戦略を日常的に無自覚に使い分けていること、両者が連続的であることなどである。実践に基づいた理論や概念を客観的な指標を用いて研究するためには、定義の確認はもちろんのこと、バランスの発達の側面や先行研究を参考に、計測機器を使用したバランス戦略・戦術の判別に妥当と思われる客観的な特徴量を抽出する必要がある。そして、これを特徴量として用いれば、機械学習が可能となり、機械学習をさせて得られた正解率により、客観的な観点から指標の妥当性を

検討できる。

また、理学療法士や作業療法士などの専門家が視診評価でバランス戦略・戦術の分類を行い、これを教師データとすることで、実践との結びつきがあるものになる。これにより、限界はあるものの、CW 戦略と CA 戦略の定義を反映した客観的指標が得られ、そうした指標を用いてバランス戦略・戦術の判別が可能になると考えられる。

なお、目的で述べた「計測機器の使用」とは、臨床場面において、一般的に視診で行われてきたバランス戦略・戦術評価を、計測機器を使用して判別可能にするということであり、本研究では三次元データを測定できる Microsoft 社の Kinect を使用した。この理由に関しては後述する。また、「客観的な指標」とは、数値で示すことができるものであり、Stevens(1946)が提案する尺度水準で少なくとも順序尺度より高い水準のものを指す。そして、本研究の「バランス(balance)」は、次の節でも再度、定義するが、立位姿勢における安定性を示すものとし、バランス戦略はそれを実現するための全体の方針を指すものである。また、バランス戦術は、バランス戦略を実現している具体的な方法を指す。

1.1.1 バランス戦略・戦術の重要性

実際に、目的動作を遂行するとき、筋力や可動域といった運動機能そのものも重要ではあるが、その一方、どのように動作を行うかというバランス戦略も重要となる。例えば、安定性を優先したバランス戦略として、体幹を丸め、その状態で手を持ち上げることを例に考えてみる。体幹を丸めた状態では、体幹がまっすぐ伸びた状態と比べると、肩関節挙上出力は弱くなってしまう。これは、体幹屈曲角度が増大することにより、三角筋前部線維、大胸筋上部線維、烏口腕筋などの筋の長さが変化して、肩関節挙上出力が低下するからである(窟ら, 2011)。目的動作のパフォーマンスは、どのようなバランス戦略をとるかによって変化しうるのである。

なお、バランスとは、力学や熱力学、さらには経済学など様々な分野で用いられる言葉であり、釣り合い、均衡といった意味をもつ。本研究で用いる「バランス」も、環境における身体の釣り合い、つまり安定性という意味で用いる。とりわけ、本研究では、「ヒトの立位における安定性」に焦点を当てる。その場にとどまっている場合の立位は、一見すると全く動いていない。しかし、このような状態でも、重力あるいは自らの心拍や呼吸などの動きや環境に対して定位する安定性が要求されている。このような立位の安定性をどのような方針で実現しているかが、本研究で評価し、判別したいバランス戦

略である¹。

ところで、バランス戦略と深く関連する概念として、戦術の概念がある。本研究においては、戦略とは全体の大きな文脈、方針を指し、戦術とは、戦略を実現する具体的な方法を指す。そして、リハビリテーションでは、戦略と戦術の階層に分けて治療法を考える必要がある(才藤, 2003)。これは、治療に関して、従来の医療のような、「治療=病気を治す」とは異なる観点をリハビリテーションが持っていることに起因する。その観点とは、障害が残存した中で、システムとして解決を目指し、「治療=再び動作ができるように学習を促す」といったものである。つまり、障害を抱えたヒトを「障害部位の他に健全な部位を有し、また環境の中に存在している系(システム)」として捉え、たとえ、障害が残存しても、動作ができるようにしていくことがリハビリテーションの最大の目的という観点である。そのため、リハビリテーションでは、戦術的な対応とは、筋力や可動域などの様々な要素を改善する、使えるところを使ってやり方を変えることを目的とする。一方で、戦略的な対応とは、特定の方針をもって動作ができるようにしていくこと、方針を変えることを目的とする。

このような中で、本研究で対象とするバランスは、重力と支持面の中で、筋力や感覚(前庭覚、視覚、体性感覚など)、関節可動性、情動など様々な要素が相互作用しながら成立している。動作をするには、姿勢を維持したり、変えたりする必要がある(富田, 2015)。そして、実際に動作をするとき、私たちは、安心・安全を優先する、動くことを優先するといった目的があって、つまり戦略があった上で、それを達成するために、具体的に、股関節を屈曲した状態で身体の重りを釣り合わせる、股関節を伸展させて身体の重りを釣り合わせる、体幹の筋活動により調整するといったような戦術でバランスをとっている²。例えば、股関節伸展筋が弱化している場合、動くと不安定になってしまうため、安定を優先し、動かないような戦略をとり、その具体的な方法として股関節を伸展させて動かないようにしておくという戦術をとるといような説明が可能である。

戦略と戦術をより具体的に説明するために、上肢の前方リーチを例に挙げる(Figure 1)。上肢の前方リーチでは、拮抗筋活動により、重心線を前方に移動させて前方リーチする戦略：CA 戦略(Figure 1-a)と安定性を優先し、身体の重りの釣り合いにより重心線の位置変化を少なくする戦略：CW 戦略(Figure 1-b、Figure 1-c)が取られる。安定性を優先する場合(Figure 1-b と Figure 1-c)、股関節を屈曲させることは共通している。Figure 1-b では、この股関節屈曲だけで、重りを釣り合わせているが、Figure 1-c では股関節屈曲に

¹ 本研究ではヒトの立位の安定性に焦点を当てているが、これ以降の説明にもあるようにバランス戦略は、立位という姿勢の調整にとどまらず、動作場面にも応用できるものである。

² 股関節屈曲、股関節伸展は、5.3.1 で詳しく説明する。

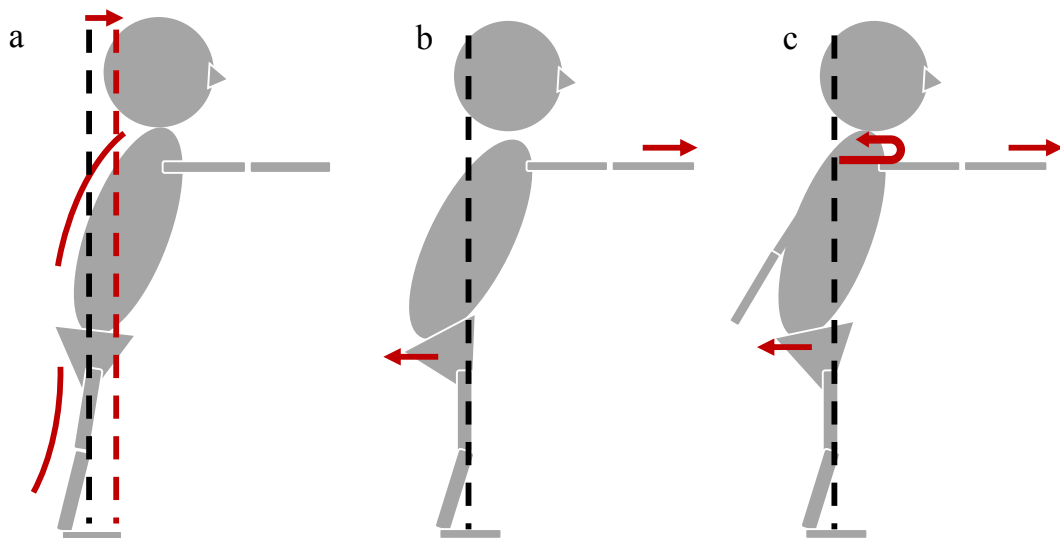


Figure 1 前方リーチ時のバランス戦略の違い

前方リーチをすると、肩関節(詳細に述べれば肘関節や手関節)にトルクが生じる。これに対する対応方法として、以下に3つの例に挙げる。

- a: 体幹伸筋群や股関節伸筋群による拮抗筋活動で、前方リーチによって生じるトルクを相殺し、積極的に重心線を前方に移動させ、より遠位への前方リーチを実現する。
- b: 安定性を優先し、重心線の位置変化を小さくするため、骨盤を後退させ、前方リーチによって生じるトルクを相殺している。
- c: 安定性を優先し、重心線の位置変化を小さくするため、体幹を回旋させ、上肢を後方に移動させて、前方リーチによって生じるトルクを相殺している。

股関節で頭部から腰部を細かく分節させて調整することは、難易度が高いものの、頭部のみであれば重さとしても軽く、頸部は伸展しやすいため、いずれの場合も頸部の拮抗筋活動は認められる。

体幹部を分節させての調整は、体幹の体幹に対する立ち直り反応と呼ばれ、頸部の拮抗筋活動での調整は、頸の立ち直り反応と呼ばれる(弓岡ら, 2009)。

a では、体幹の体幹に対する立ち直り反応と頸の立ち直り反応がともに起きている。b、c では、体幹の体幹に対する立ち直り反応は起こらず、頸の立ち直り反応のみ起きている。このように、b、c では殿部と胸郭で重りの釣り合いをとり、頭部で調整している。

加えて、体幹を回旋させ、上肢を後方に移動して重りを釣り合わせている。このように安定性を優先させた状態での前方リーチを実現する方法は複数存在し、その方法は戦術に相当する。また、1-a、1-b、1-c のいずれの方法でも、頸部の立ち直りにより、頭部は前方を向いている。このように、全体としてはCW 戦略を選択している中にも、頸部など部分的な拮抗筋活動(CA)が含まれることがある。

1.1.2 バランス戦略・戦術の視診評価の実践

次に、理学療法士や作業療法士などの専門家がバランス戦略の視診評価をどのように行っているかについて、健常者のモデルを用いて説明する(Figure 2)。

まず、モデルでは、矢状面上で頭部が前方へ変位し、胸椎の後彎が強まり、反対に腰椎は前彎が強まるために相対的に平坦になる後彎平坦姿勢(*sway back* 姿勢: 解剖学的に股関節伸展位)となっている(Figure 2-a)。この状態は、股関節周囲や腹部の低緊張を認め、腹部が前方に突出し、その重さと釣り合うように肩甲帯を後方に引き、筋緊張を高めている。また、微調整として、顎を突き出して前方に移動させている。以上のことから、前後方向に関して、モデルは、腹部を前方に、頸部肩甲帯、胸郭を後方に位置させ、重りの釣り合いでバランスをとり、頭部で調整するような形となっていることがわかる。

次に、前額面上で評価すると荷重量が左右非対称となっており、左下肢での荷重量が多くなっている(Figure 2-b)。さらに、右下肢は外転し、胸郭に吊り下げられている。このような状態は、左側で支え、右は空間で課題遂行の動きがしやすいように、不安なく動くための構えを作っていることを示す。

つまり、このような観察からモデルは過剰に安心・安定を優先し、頸部肩甲帯を中心として緊張を高くして固め、安定するような戦略(本研究ではこれをCW 戦略としている)をとっていると考えられる。このため、このモデルの場合、股関節、腹部の不安定性(低緊張)と頸部肩甲帯の過剰な緊張が問題と考えられ、安心して動けるように治療介入をしていく必要がある。本章では治療介入までは立ち入らないため、これ以上の説明は避けることとする³。

このような視診評価を臨床では短時間で、正確に行い、治療と結びつけている。なお、本研究では、評価する面を矢状面上としている。これは、*sway back* 姿勢などの典型例が明確となりやすいこと、ヒトの身体動揺が主として矢状面上であることによる。将来の研究においては、当然、前額面上での評価も行っていくことで、より詳細な分類が可能になる。

³ 治療方法については富田ら, 2018 などが参考になる。また、本論文の第9章でも簡単に触れている。

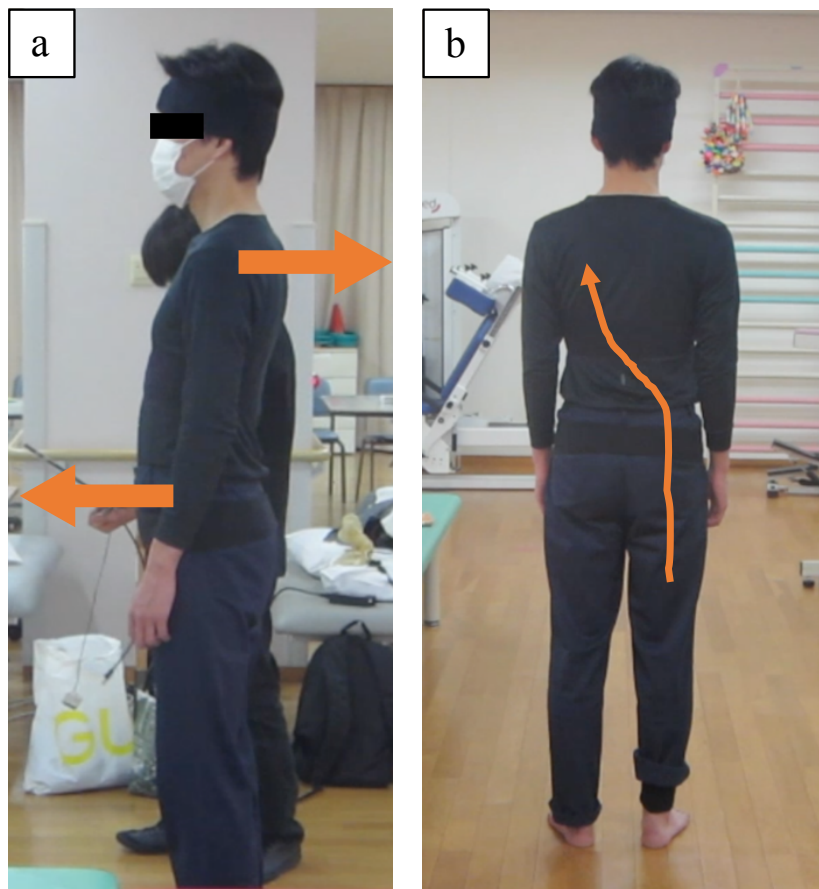


Figure 2 モデルの立位姿勢

a: 矢状面での立位姿勢

典型的な sway back 姿勢。股関節周囲や腹部の不安定性を認め、腹部が前方に突出している。その質量に対して、肩甲骨を後方に引いて、釣り合わせている。動くために、顎を前方に突き出し、頭部で調整している。

b: 前額面での立位姿勢

sway back 姿勢のままでは安定して、動けないので、左右非対称にすることで動けるように調整している。

左肩が前方回旋し、やや挙上位。骨盤は右回旋。

体重支持が左右非対称で左下肢でより多く荷重している。

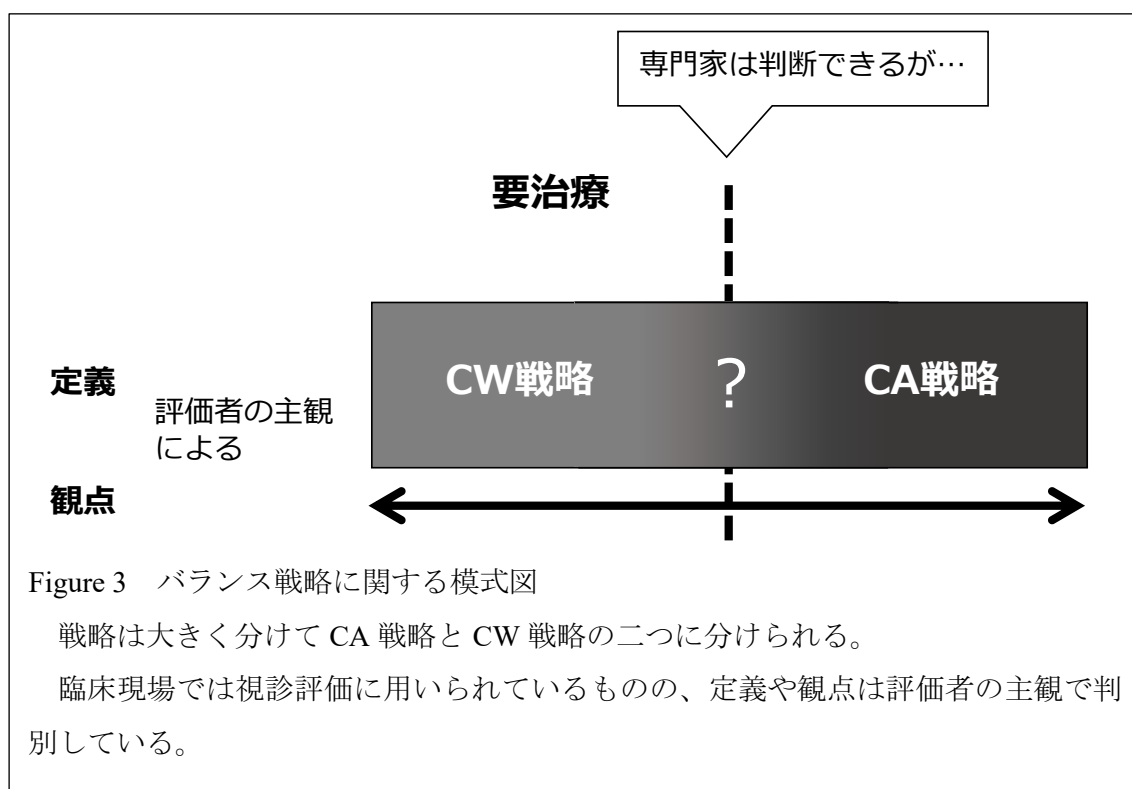
右下肢はやや外転、外旋位となり、胸郭から吊り下がる形となっている。

全体としては、sway back 姿勢で、安定性を優先し、CW 戦略でバランスをとっている。その中でも、Figure 1 と同様に頸部の拮抗筋活動(CA)は認められ、安定した中でも動くために、顎を前方に突き出し、頭部で調整している。このような、調整の仕方は多様であり、戦術に相当する。

視診評価では、多角的に様々な観点から評価を行い、判別の基準としている。したがって、専門家の技術や知識の差によって評価結果が異なる場合があり、なによりその評価結果を与えるための基準を専門家の主観に頼らざるを得ない。よって、本研究の目的を達成するためには、バランス戦略・戦術の定義や評価の指標を明確にする必要がある (Figure 3)。では、次にバランス戦略・戦術の機器による評価方法がどのような現状になっているかについて、確認することにする。

1.1.3 バランス戦略・戦術の機器による評価方法の現状

前節で、バランス戦略・戦術の視診評価について確認をした。この節では、バランス戦略・戦術の機器による評価方法の現状を確認する。リハビリテーション分野における検査・評価法に目を向けてみると、摂食・嚥下リハビリテーションの発展は嚥下造影検査の開発によりもたらされた。近年では三次元動作解析装置を用いた歩行分析により、歩行訓練をより精緻化しようとする試みがある (Itoh et al, 2012)。これらの事例のように治療法の発展には、検査・評価法の進歩が必須である。しかし、現在、臨床で最も活用されている歩行分析は視診である (Itoh et al, 2012)。それと同じように、最も活用されているバランス戦略・戦術の判別方法は視診である。視診は、簡便で即時的という利点があるが、習得に時間がかかるという問題を抱えている (竹中, 2009)。一方で、機器を用い



た評価は、研究など一部の分野では行われており、客観的な評価が可能という利点がある。しかし、問題点も多く存在し、臨床時間中には、現状あまり用いられていない。その問題点を、以下に挙げる。

1 点目は時間的な制約である。リハビリテーションは時間制であり、1 単位 20 分と定められ、1 日に最大で 3 時間と限定されている。この限られた時間の中で、理学療法士などの専門家は、短時間で正確に対象者(多くの場合、患者)の状態を評価し、治療を行い、治療効果の判定を行う必要がある(Figure 4)。このような中で、機器を用いた評価を行う場合、準備、計測、結果の開示に時間をかけることは困難であり、評価と治療というサイクルが分断されてしまう。特に、三次元動作解析装置による評価でマーカを貼付するなどの作業がある場合、より準備に時間がかかってしまう。

2 点目として、リハビリテーション室という限られた空間の中に多人数が同時に存在する中で、機器を用いた評価を行うための広い専有空間を設けることは難しい。

3 点目として、費用の問題がある。大学病院などを除いて、三次元動作解析装置やフォースプレートなど 100 万円を超えるような機器を購入し、使用することは難しい。

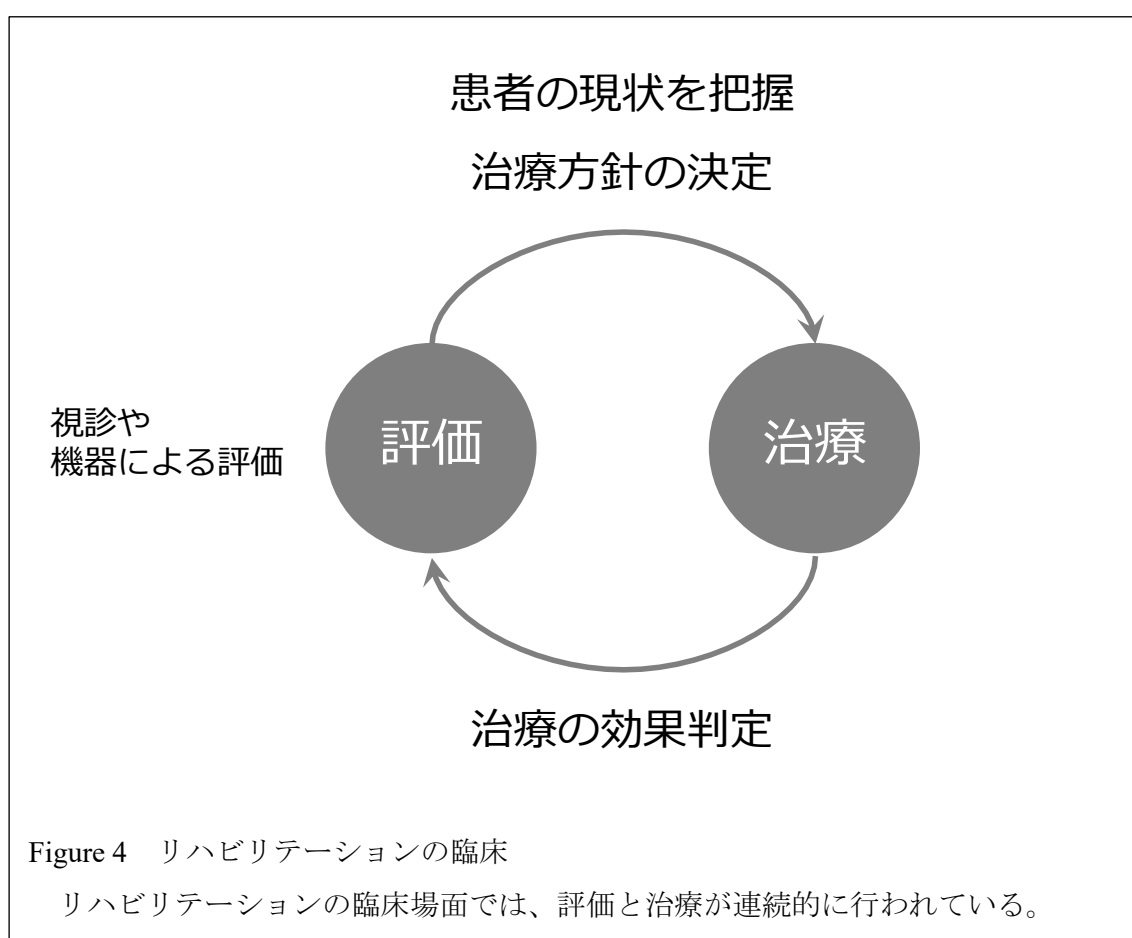


Table 1 時間、空間、コストの比較

	時間	空間	コスト
フォースプレート	短時間	狭くても可能	100万円以上
加速度計	貼付時間あり	狭くても可能	1台6万円程度
三次元動作解析装置	貼付時間あり	専用スペース必要	100万円以上
Kinect	短時間	狭くても可能	1.6万円

このような状況の中で、臨床場面でも機器を使用した客観的な評価・判別を可能にするためには、短時間、省スペース、低コストという条件を満たす必要がある。そこで、本研究では、三次元データ計測装置(Microsoft 社製 Kinect v2: 以下、Kinect)の有効性を検証することとした。

Kinect は、マーカーなどの装着が不要なので短時間で計測ができる。また、身長 1.8m の人を計測するために必要な距離が 1.5m 程度なので、省スペースという条件も満たしている。さらに、本体価格が 1.6 万円程度と、他の機器と比較してもコストが低いため導入しやすい(Table 1)。このため、本研究では、従来から研究の分野で用いられている機器であるフォースプレート、加速度計での計測と同時に、Kinect での計測も行い、バランス戦略・戦術の客観的な判別がどの程度可能かを検討した。

これが可能になれば、臨床において、機器による評価を導入する第一歩となることが期待できる。なお、Kinect を用いたランドマークの追跡の精度や再現性については、ゴールドスタンダードの三次元動作解析装置とされる Vicon と比較して、有用なツールとして利用できることが報告されている (Otte et al, 2016; Clark et al, 2012)。

1.1.4 情報学的な観点の導入

本研究では、リハビリテーション分野において存在する上記のような問題点を解決するために、情報学分野で発展している機械学習の技術を導入し、バランス戦略・戦術の機械学習による判別を可能にしていく。

近年、情報学分野で発展している機械学習は、金融、画像処理、工学などの様々な分野でも用いられている。機械学習は、自動的にデータの中にあるパターンを分析する手法であり、それを用いて、未知のパターンから将来のデータを予測するもしくは、不確実性のもとで他の意思決定を実行する方法として定義される(Murphy, 2012)。

従来、機械学習による画像認識の問題は、入力となる画像から、1)特徴量を抽出する、2)取り出した特徴量により分類を行うという2段階に分けて考えられてきた。このうち、

2)取り出した特徴量による分類は、サポートベクターマシン(Support Vector Machine; SVM)に象徴される機械学習の発展により、それほど難しい問題ではなくなっている(Figure 5)。しかし、1)特徴量の抽出に関して、ヒトの行動認識などの問題では、何を特徴量として取り出すべきか明確になっていないことが原因で未解決の問題のままである(岡谷, 2014)。

このため、本研究のように、ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別というヒトの行動認識に関わる問題を解決するためには、教師データの作成や特徴量の抽出において専門家(理学療法士や作業療法士)の知識、技術が必要となる。

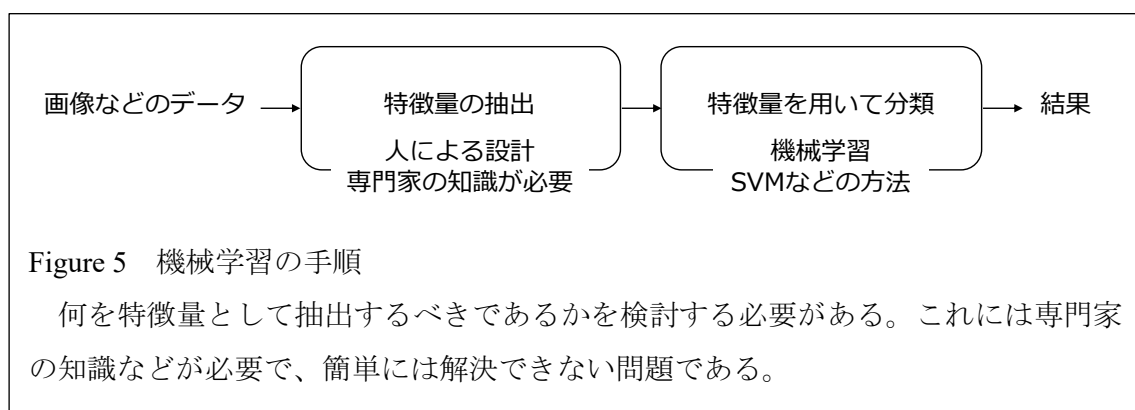
また、本研究では、Kinect を使用して三次元データを取得するが、この生データには、ノイズが含まれており、適切なフィルタリング処理が必要となる。このフィルタリング処理について、情報学分野で発展しているフィルタリング技術を用いていく。

このように、従来の情報学的手法(機械学習とフィルタリング)に専門家の知識、技術を加えることで、リハビリテーション分野における問題点への足がかりをつくるということが本研究の提案である。つまり、次のような一連のシステムとして解決を目指す。まず、Kinect を使用して三次元データを取得する。次に、バランス戦略・戦術の判別に妥当と思われる客観的な特徴量を抽出し、得られたデータから算出する。このとき、適切なフィルタリングを行う。この特徴量を用いて、SVM で機械学習させることで、バランス戦略・戦術の判別を行うという一連のシステムで解決を図ることとした。

1.2 方法

1.1.4 でも触れたように、本研究では、近年、情報学分野で発展している機械学習、フィルタリング技術に専門家の知識・技術を加え、バランス戦略・戦術の判別を行うという方法をとる。

まず、最初に Klein-Vogelbach の原著(Klien-Vogelbach, 1990)である「Functional Kinetics」



や Bernsterin の運動制御理論(Bernstein, 1996)などに触れ、さらにバランス戦略・戦術の発達やバランス研究の現状に基づいて、本研究での機械学習に用いる特徴量を選択する。

本研究では Kinect に加えて、フォースプレートや加速度計、コンパクトカメラを使用し、参加者を健常若年者、脳卒中患者と同年代の健常者、脳卒中患者としてデータ計測を行う。

分析として、まず、バランス戦略・戦術の視診評価に習熟している理学療法士がコンパクトカメラから得られた二次元データを観察し、バランス戦略・戦術の判別を行い、機械学習に用いる教師データを作成する(分析 1)。

次に、Kinect から得られた三次元データのノイズ除去に関して、フィルタリング手法を検討し、機械学習に有効なフィルタリング手法を明確にする(分析 2)。

分析 3 では、分析 2 で明らかになった適切なフィルタリングを Kinect から得られるデータに適用する。その上で、特徴量を算出し、理学療法士による分類を教師データとして、SVM で機械学習させ、バランス戦略・戦術を判別する。このとき、バランス戦略・戦術の判別に妥当と思われる客観的な特徴量は、従来からバランス評価に利用されてきた加速度計、フォースプレートから得られる特徴量に加えて、Kinect から得られる特徴量とした。これにより、バランス戦略・戦術の判別にどの機器から得られる特徴量が有効になっているかを比較検討する(分析 3)。

また、分析 4 では、Kinect から得られた特徴量を細分化し、Kinect から得られる特徴量の中でバランス戦略・戦術の判別に有効であるものについて検討する。

さらに、分析 5 では、3 つのグループ分類で、分析 4 で明らかになった特徴量を用いて機械学習を行い、治療アプローチの観点からその意義について検討した。

分析 6 では、バランス戦略・戦術の機械的判別が、患者の経時的変化をどの程度、捉えることができるかについて検討する。

以上のような一連の分析から、ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別について、計測機器の使用により得られる客観的なデータとそこから抽出した指標を用いて可能にするとともに、その妥当性を示していく。

1.3 本研究の位置づけと意義

まず、リハビリテーション分野における本研究の位置づけと意義について述べる。従来、バランス評価に関する研究では、直立姿勢維持時の身体動揺などの大きさがバランスを反映すると仮定して、足圧中心 (Center of Pressure; COP) 動揺の大きさに関して、フォースプレートを用いて定量化する試みが行われてきた。

しかし、このような方法の有効性がコンセンサスを得ているとはいえない(野崎, 2005)。

このような方法では、結果としてのバランスを示しているに過ぎず、その構え方、姿勢維持の過程や質的な側面、すなわち、どのような方針でバランスをとるか、具体的にどのようにバランスをとっているかという、“バランス戦略・戦術”を評価できているとはいえない。

さらに、1.1.3 ですでに触れたように、視診によるバランス戦略・戦術の評価と比較して、機器によるバランス戦略・戦術の評価の問題点として、評価と治療が分断されるだけでなく、時間的、空間的、費用的な問題を抱えているのが現状である。

一方で、視診によるバランス戦略・戦術の評価では、1.1.2 でも説明したように、どのようなバランス戦略・戦術をとっているか、なぜそのようなバランス戦略・戦術となっているのか、といったように COP の要約統計量のような結果としてのバランスでは明らかにできないことまで、身体各部位の関係性から検討が可能である。

本研究は、視診評価では推測可能になる、「なぜそのようなバランス戦略・戦術をとっているか」まで可能にすることを目標にするのではなく、まず、第一段階である「機器の使用により客観的な指標を用いてヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術を判別可能にすることを目標とした基礎研究」として位置づける。

そして、将来の研究により、研究と実践面の乖離がなく、実践面に根づく定量的なバランス戦略・戦術評価法、構築を目指していく。具体的には、判別が可能になるだけでなく、抽出した特徴量から、バランス戦略・戦術の視診評価に習熟していない専門家(初級者)の教育的な観点では、何を見るべきかを提案できるようにしていく。また、患者のメリットとして、何が問題であるのか、どうすればよいのかについてアドバイスできるようにしていく。

次に、実践面から述べる。臨床で行われているリーチ練習などのバランス練習は、戦略はそのまま力を入れる部分を変えるなど戦術を変える、あるいは戦術を多様化するという治療であり、戦略を変更するためのリハビリテーションとしては不十分である(富田, 2016)。このバランス戦略を変えるための治療を実施するためには、バランス戦略の評価が必要である。リハビリテーションの実践場面では視診によるバランス戦略・戦術の評価が行われており、一部治療結果も含めて報告されているが(森下, 2016; 真下, 2017)、実験的には十分に検討されていない。この点からも、本研究のような実験的なバランス戦略・戦術に関する検討が必要と考えられる。

また、平成 28 年度診療報酬改定では、回復期リハビリテーション病棟において機能的自立度評価法(Functional Independence Measure; FIM、FIM についての詳細は第 3 章で触れる)の入院時と退院時の点数の差分などからリハビリテーション効果実績を評価し、診療報酬へ反映されることになった(厚生労働省 平成 28 年度診療報酬改定説明会資料)。

このような観点においてリハビリテーション分野では、リハビリテーションの効果を客観的な指標で示し、内外へアピールをしていく必要があると考えられる。

以上のことから、本研究の目的である、「ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別について、計測機器の使用により得られる客観的なデータとそこから抽出した指標を用いて可能にすること」は、より良いリハビリテーション治療方法の開発につながり、リハビリテーション効果を評価するためにも必要であり、実践面で非常に意義のあることといえる。本研究はその第一段階と位置づけられる。

情報学的な観点における本研究の意義と位置づけについて述べる。情報学的な観点における本研究の位置づけについては 1.1.4 でも触れたように、「静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別という問題」では、何を特徴として取り出すべきか明確になっていない。また、そもそも本研究のように、「バランス戦略・戦術の判別」に対して、機械学習を応用する研究は、渉猟した範囲ではみられなかった。

このため、本研究において、従来の情報学的手法(SVM による機械学習など)に専門家の知識、技術を加えることで、情報学的にも未解決な問題への足がかりをつくるということが、本研究の位置づけと意義である。

近年、機械学習における特徴そのものの学習を可能にする手段として、深層学習(ディープラーニング)への期待はあるものの、この手法には大量のデータが必要となるため、本研究では従来の SVM による機械学習を採用した⁴。

本研究で、従来の SVM による機械学習を採用した理由として、まず、患者や高齢者を参加者としてデータを収集し、さらに、教師データを作成するためには、専門家の技術や知識が必要となる。少数のデータで深層学習を行うことも様々な工夫(質の良いデータを使う、データの水増し、転移学習)で可能ではあるが、一般的に大量のデータが必要となる深層学習という手法は選択しにくい。

より本質的な理由として、深層学習には、得られた判別結果がなぜそのようになるかについて検討が十分できないという問題が存在する。将来の発展として、バランス戦略・戦術の判別が可能になるだけでなく、抽出した特徴量から初級者や患者にアドバイスできるようにしていくことを目標にする本研究の主旨にそぐわないため、SVM による機械学習を選択した。

また、本研究では、Kinect を使用して三次元データを取得するが、この生データには、ノイズが含まれており、適切なフィルタリング処理が必要となる。本研究では、Kalman

⁴ 最近、国立情報学研究所が医療ビッグデータ研究センターを設置し、日本消化器内視鏡学会、日本病理学会、日本医学放射線学会の3学会と連携して、医療画像解析の研究を行っていくことが発表された。このような方法であれば、大量のデータを収集でき、深層学習などの手法の検討も可能となる。

filtering や Kalman with Graph filtering といったフィルタリング処理を行い、どのフィルタリング手法がバランス戦略・戦術の機械的な判別に有効であるか検討した。

このように、従来の情報学的手法(機械学習とフィルタリング)に専門家の知識、技術を加えることで、一連のシステムとして解決を目指す。このようなシステム構築は、他の課題に取り組む場合にも役立つ可能性があり、情報学分野への貢献も期待できる。

1.4 本論文の構成

まず、第 2 章で、Klein-Vogelbach の原著(Klien-Vogelbach, 1990)である「Functional Kinetics」や Bernstein の運動制御理論(Bernstein, 1996)などに触れ、さらにバランス戦略・戦術の発達に基づいて、本研究でバランス戦略・戦術の判別に用いる特徴量を選択した。第 3 章では、本研究のデータ計測についてまとめた。

次に、第 4 章以降で実際の分析を行った。第 4 章では、理学療法士による視診評価でバランス戦略・戦術の判別を行い、教師データを作成した (分析 1)。第 5 章では、Kinect から得られた三次元データのノイズ除去に関して、機械学習の結果から検討を行った (分析 2)。第 6 章では、理学療法士による分類を教師データとして、加速度計とフォースプレート、第 5 章で明らかになったフィルタリング手法を用いて算出した Kinect から得られた特徴量を用いて、SVM で機械学習させ、バランス戦略・戦術を判別し、どの機器の特徴量が有効であるかを明らかにした(分析 3)。また、第 7 章では、Kinect から得られる特徴量の中で有効であるものについて検討した(分析 4)。さらに、第 8 章では、分析 4 までで明らかになった有効な特徴量を用いて、機械学習させ、治療アプローチの観点から分類の意義について検討した(分析 5)。第 9 章では、機械的なバランス戦略・戦術の判別が、患者の経時的変化をどの程度、捉えることができるかについて検討した(分析 6)。

最後に、第 10 章で、分析 1 から分析 6 の統括的議論を行うとともに、課題や今後の展望についても述べ、本論文をまとめた。

第2章 バランス戦略・戦術の発達とバランスの先行研究

本章では、まず、Klein-Vogelbach の運動学の概念について説明する。また、本研究のバランス戦略・戦術と深く関連すると考えられる Bernstein の運動制御理論についても説明する。その上で、バランスの発達について述べる。最後に、これまでのバランスに関する研究について概観する。ここでいうバランスに関する研究とは、「ヒトの静止立位におけるバランス」を対象とした研究を指す。従来のバランスに関する研究では、大きく分類すると、姿勢の形(アライメント)、動揺の大きさやその変動性、そして協調性に関する研究が行われてきた。これらについて、順に確認していく。

2.1 Klein-Vogelbach の運動学と Bernstein の運動制御理論

2.1.1 臨床におけるバランス戦略・戦術の視診評価

臨床におけるバランス戦略・戦術の視診評価において、しばしば参照されるのが、Klein-Vogelbach の運動学である。これは"Functional Kinetics"という著書の中で、理論的にまとめられている(1990)。したがって、以下の 2.1.2 にて詳述する。

Klein-Vogelbach の概念は、重力下での身体運動を力学的な観点から分析する方法である。しかし、力学的な分析だけでは理解できない現象も多く存在する。例えば、環境での情報を無自覚に知覚し、姿勢が変化する場合などがこれに当たる。つまり、理学療法士は、患者を評価するとき、力学的な側面に加えて、環境と身体との相互作用による無自覚的な知覚についても考慮する必要がある。

そこで、2.1.3 にて、こうした知覚などを含めて、「自由度の問題」や「行動の階層構造」について論じている Bernstein の運動制御理論を概観する⁵。

このような概念も含めた理学療法の技術を伝承するための講習会は日本全国、一年を通して開催されており、習得には療法士自身の経験と感受性の高い身体作りが必要とされる(竹中, 2009)。以上のような概念を含めたバランス戦略の判別が機械的に実現できれば、リハビリテーション分野において非常に有益であるといえよう。

2.1.2 Klein-Vogelbach の運動学

Klein-Vogelbach の運動学に基づいた評価方法は、視診において利用されるものの、定量的な評価としては用いられてこなかった。この評価方法における運動の支援活動とそ

⁵ Klein-Vogelbach の運動学、Bernstein の運動制御理論の二つに加え、臨床では患者の情動に関しても、考慮する必要がある。快不快といった情動反応により、動作のやり方は変化し、構え方も変化する。そして、不安、嬉しいといった精神的な側面にも考慮し、どうしてそのような姿勢になっているのか、そのようなバランス戦略になっているのかといった意味を含めて評価することが重要となっている。

の有用性について確認する。

Klein-Vogelbach は、自身の臨床や教育の経験に基づき、"Functional Kinetics"において、力学的概念を用いた動作分析を提示した(1990)。そして、動作分析を容易にし、専門家同士の言語的な情報交換を行いやすくするために、筋の活動様式や平衡反応を区分して名称を与えた(富田, 1994)。

この概念のメリットは、2点ある。1点目は、先にも述べたように、重力と支持面の関係性の中での動作を力学的な観点から、特別な道具を使用せずに視覚的な観察に基づいて分析できる点である(富田, 2000)。第1章の冒頭でも述べたように、ヒトにとって、重力と支持面の関係性の中で転倒・転落しないことが重要である。"Functional Kinetics"では、この重力や支持面との関係の中で、ヒトが動いた場合に生じる、身体位置の変化、加速度の変化、床反力の変化、筋活動の変化について、詳述されている。

2点目は、足関節戦術や股関節戦術⁶のように立位という限られた姿勢、特定の身体部位に限定されない点である。この力学的概念は、座位や臥位といった立位以外の姿勢にも適用可能、かつ、身体のいずれの部位の分析にも適用可能である。このように、従来の概念よりも非常に利便性、有効性が高い概念である。

富田(1987)は、この概念を国内に導入した。そこから、30年が経過し、講習会が年に複数回開催され、リハビリテーション分野における認知度は高まっている。しかし、富田(1994)が「理解しにくいとの指摘も多い」と述べているように、この概念を理解し、臨床に応用するための難易度は高く、理学療法士などの専門家においても習熟度により評価結果にばらつきが出ていると言わざるを得ない。

難易度が高くなっている要因として、視診において評価すべき点が多く、同時に多角的に評価を進める必要があり、特に、経験の浅い専門家の評価では、正確性に欠けてしまうことが挙げられる。

ここから、Klein-Vogelbach が提唱する、2つの運動の支援活動について確認する(Klein-Vogelbach, 1990)。2つの運動の支援活動とは、CW と CA であり、これらは、しばしば同時に起こるものとされる。これらの、"Functional Kinetics"における定義について確認する。

まず、CW は、Buttressing by Counterweighting と表記され、その定義は次のようにまとめられている(『』は、筆者による翻訳)。

『(CW は)運動を支える自律的な平衡反応である。CW は、主運動⁷(primary movement)

⁶ 足関節戦術と股関節戦術に関しては、2.3.5 で詳しく述べる。

⁷ 主運動とは、目的動作を実現するための主要な運動を指す。

と呼ばれる持続する運動の水平成分に対して働く。主運動の水平成分は、運動方向に重りを動かすので、主運動は運動の加速作用を持つ。CW による支持は、運動方向と反対に重りを動かすので、CW は運動の減速作用を持つ。CW による支持は、本質的に、可動性を有する身体セグメント、もしくはその身体セグメントの一部から構成されるため、私たちは、それを「受動的な支持の活性化」と呼んでいる。「受動的な支持」とは CW の「質量」を指し、「活性化」は、CW のレバー(テコの腕の長さ)が筋活動を通じて、必要な長さに到達することを指す。

CW では、主運動と反対方向へ動く重りが完全に釣り合えば支持基底面は変化しない(Figure 6-a)。主運動が反対方向へ動く重りよりもわずかに優勢である場合、主運動の方向へ圧中心は変化する。この時、支持基底面が減少する変化を伴うこともある(Figure 6-b)。主運動が反対方向へ動く重りよりも完全に優勢である場合、主運動の方向へ支持基底面が変化する。(Figure 6-c: 速度の変化など例外については、Figure 6-c の説明に記述)』(Klein-Vogelbach, 1990; p117-119)。

まとめると、CW においては、身体が、主運動の方向へ動く部分と反対方向へ重りとして動く部分の大きく分けて二つに分節されている。そのため、支持点を通る支持基底面に対する鉛直線を中心として身体が二つに分散し、CA と比較して、相対的に慣性が大きくなる。この場合、身体は一旦安定すれば動かないものの、動いたり、安定が崩れたりした場合に、再び安定させるためには大きな力が必要となる。

一方、CA は、Buttressing by Counteractivity と表記され、次のように定義される(Figure 7)(『』は、筆者による翻訳)。

『(CA は)能動的な支持と呼ばれる。主運動もしくは運動の衝撃の影響は、拮抗筋活動によって抑制、もしくは止められる。そして、この活動は高度な(sophisticated)平衡反応で、スキルを要求するような運動には不可欠とされる。

能動的な支持はニュートラルな位置で Dynamic Stabilization; DS を通して胸椎レベルで常に生じている。

ここで、DS とは、筋活動によって一つもしくは複数の関節の位置が調整される場合をいう。』(Klein-Vogelbach, 1990; p86, p121, p123)

DS の例を挙げると、立位において、重心線は生理的に後弯している胸椎のやや前方を通るため、胸椎レベルでは常に脊柱が屈曲する力が作用する。この時、伸展筋群の活動が必要となり、この活動によって胸椎の伸展が保持されることが DS である(Figure 8)。

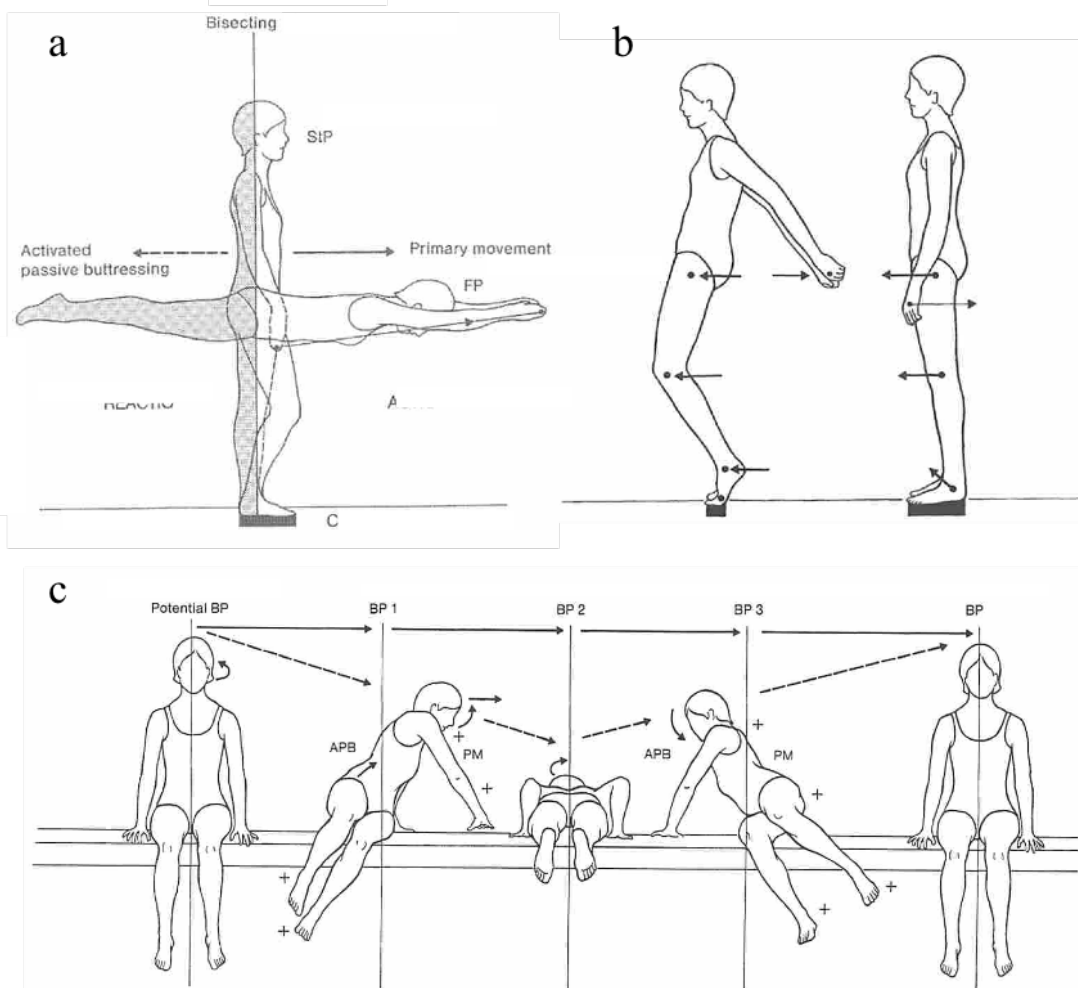


Figure 6 CW の活性化における支持面と圧中心の関係(Klein-Vogelbach, 1990 より引用; p119、p121、p122)

APB: Activated passive buttressing(CW)、PM: Primary movement(目的とする運動)

a: 完全に重りが釣り合い支持面、圧中心ともに変化しないように主運動を行う場合。

b: 主運動がやや優勢の場合。右は圧中心のみが前方へ移動。

左は支持面も減少する場合。

c: 主運動が優勢であり、支持面が変化する場合。

この図では、ゆっくりと重さを釣り合わせる場合を示しているが、速度が速い場合、強さが要求された場合、大きく行なう場合などが、それに応じた強い拮抗筋活動が生じ、CW の中でも CA が含まれることもある。

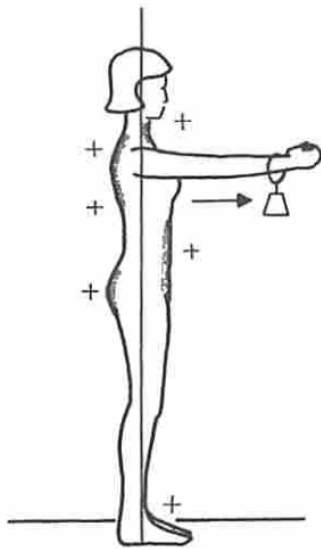


Figure 7 CA(Klein-Vogelbach, 1990 より引用; p83)

上肢の挙上に対して、体幹伸筋群、腹部筋群の活動で能動的に支持している。この例では上肢を挙上しているが、上肢を挙上しない状態での立位保持の場合でも同様に、動揺を抑制するための能動的な筋活動による調整が CA とされる。

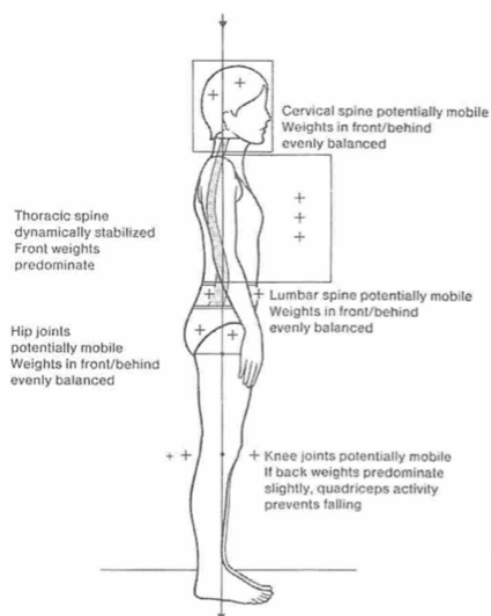


Figure 8 DS(Klein-Vogelbach, 1990 より引用; p88)

静止立位では、重心線が胸椎部の前方を通り、常時、胸郭を屈曲させる力が作用する。この力に抗して、しかも自在に動けるように、胸椎部には体幹伸展筋群の筋活動が要求される。これが実現することで四肢や頭部の可動性が確保される。

Table 2 CW と CA の Klein-Vogelbach による定義の比較

	CW	CA
	重りの釣り合い	拮抗筋活動
反応	平衡反応	立ち直り反応*
	どちらも自律的**	
能動性	受動的	能動的
身体分節	大	小
慣性	大	小
エネルギー効率***	経済的	負荷大きい

*：立ち直り反応は、Functional Kinetics の中では「高度な平衡反応」と記載

**：CW には自律的と Functional Kinetics において記載あるが、CA には記載なし。

「高度な平衡反応」という言葉から自律的と解釈。

***：Functional Kinetics での記載。CW では慣性が大きいため、その状態で動くためには強い力が必要となる。この強い力により、腰部痛などが引き起こされる。

そして、この DS が実現することで、頭部や四肢の可動性が確保され、いつでも動ける運動準備状態となる。このように立位姿勢における CA で重要な点は、DS が実現されているかどうかである(富田, 2015; 富田, 1994)。

CA において、身体の支持点と支持基底面の関係は Figure7 に示されるように、大きくは変化しない。直立した静止立位の場合、身体は小さく分節され、支持点の上に積み上がり、CW と比較して、相対的に慣性が小さくなる。

ここで、Klein-Vogelbach は、CW の定義において平衡反応、あるいは受動的といった表現をしているのに対して、CA の定義において、高度な平衡反応あるいは、能動的と表現している。また、CW は経済的、CA は負荷が大きいとされる。これらの定義の違いについて説明する(Table 2)。

まず、CW における「平衡反応」と CA における「高度な平衡反応」という表現の違いについてである。CW は、運動発達では最初に獲得される平衡機能であり、CA はその後、床反力を制御するようになることで獲得される(佐藤, 2018)。最初に獲得される CW における「平衡反応」は、主運動による、身体位置の変化に対して、頭部、体幹、四肢の運動により、質量を利用してバランスをとるものである。例えば、日常生活において、バランスを崩した場合に、手が広がる反応、足が広がる反応として、たびたび生じるものであり、身体が揺れる方向へ動くものである。一方で、CA における「高度な平衡反応」とは、いわゆる立ち直り反応を指す。これは、拮抗筋活動によって生じるも

ので、意図的にあらゆる肢位やタイミングで作用させられ、身体を一定方向に収束させておくために生じる反応である。なお、これらはいずれも自律的に生じる反応である。

次に、これらと関連して、CWは「受動的」とされ、CAは「能動的」とされる点についてである。受動的とは、主運動によって身体が変化した時に、主運動とは反対方向に、特定のパターンで身体が拮がるよう、質量を利用しながら反応することを指す。つまり、頭部や体幹、四肢の質量を釣り合わせるための反応が、主運動によって引き起こされるという意味で、「受動的」である。一方で、能動的とは、身体が変化した時に、あらゆる肢位やタイミングで作用させることが可能で、身体が収束するように、重力に抗して反応することを指す。つまり、その主運動が生じている身体部位を拮抗筋活動で制御するという意味で、「能動的」である。

また、Klien-Vogelbach (1990) には、CWは、倒れないようになる位置まで身体を最低限変化させ、活動としても経済的であるのに対して、CAは、支持点に対して、重力に抗していくため、活動としても経済的でなく、強度が高いと記されている。しかし、CWは、一度安定すれば安定するが、水平面上で身体が拮がるほど、力学的な負荷は増す場合もある。また、各分節の慣性が大きいいため、動くためには強い筋活動が必要となり、部分的な負担が大きく、疼痛などの原因にもなりうる。一方で、CAでは、身体が一定方向に収束するため、この意味で力学的な負荷は小さい場合も多い。また、各分節の慣性も小さいため、弱い筋活動でも動くことができる。

以上のように、Klein-Vogelbach が、2つの運動の支援活動について詳細に説明していることを確認した。しかしながら、観点の多さ(位置変化、加速度の変化、床反力の変化、筋活動の変化)などから、これらに関する実証研究レベルでの報告はほぼ認められない。また、最も重要な点として、本研究で用いる戦略・戦術という概念は、十分に反映されていないという問題点がある。

第1章でも述べたように、バランス戦略と深く関連する概念として、戦略と戦術の概念がある。戦略とは、全体の大きな文脈、方針を指し、戦術とは、戦略を実現する具体的な方法を指す。本研究で対象とするバランスは、重力と支持面の中で、筋力や感覚(前庭覚、視覚、体性感覚など)、関節可動性、情動など様々な要素が相互作用しながら成立している。動作をするには、姿勢を維持したり、変えたりする必要がある(富田, 2015)。そして、実際に動作をするとき、私たちは、安心・安全を優先する、動くことを優先するといった目的があった上で、つまり戦略があった上で、それを達成するために、具体的に、股関節を屈曲した状態で身体の重りを釣り合わせる、股関節を伸展させて身体の重りを釣り合わせる、体幹の筋活動により調整するといったような戦術でバランスをとっている。

ここで、もう一度戦略と戦術の観点から、Klein-Vogelbach による 2 つの運動の支援活動(CW と CA)について考えてみる。CW と CA は、ヒトの行動において、しばしば同時に組み合わせて使用される。例えば、Figure 1-b、Figure 1-c では、全体の方向性として、安心安全を優先するために、CW 戦略を選択しており、股関節を屈曲位にし、CW を用いている。しかし、頭部は、頸部の立ち直りにより、前方を向いている。このように、頸部など部分的に拮抗筋活動、つまり CA が含まれることがある。

Klein-Vogelbach の運動学の概念のように、具体的にどのようにバランスを取っているかを、身体部位ごとに細かく分析することは、もちろん重要である(バランス戦術の評価ともいえる)。これと同時に、全体として、どのような方針でバランスをとっているか、つまりバランス戦略を判別することも重要である。この理由として、戦術を多様化する治療、あるいは戦術を変更する治療では、戦略まで変更することはできず、治療効果が十分に得られない場合もあることが挙げられる(富田, 2018)。この場合には、戦略を変える治療が必要となる。このため、この戦略・戦術という観点を、Klein-Vogelbach による 2 つの運動の支援活動の概念に取り入れることには意義がある。

では、CA による支援活動と CW による支援活動が混在していた場合に、何を基準として、CW 戦略、CA 戦略のどちらに判別されるべきであろうか。筆者の臨床経験上、頸部は拮抗筋活動により立ち直り、頭部の位置を調整できる場合でも、股関節から胸郭にかけての位置の調整は姿勢を安定するために重要であるにも関わらず、難しい場合が多い。調整の難易度には、身体の質量比が関係しており、質量比が大きい場合、難易度が高いと考えられる。ヒトの身体における質量比で、最も大きな割合を占めているのは、体幹部である(約 50%)。また、体幹(胸郭)は、DS に関連する部位でもある。これに対して、頭部や上肢、下肢はそれぞれ、約 8%、約 10%、約 32%程度である(Winter, 2009)。

臨床での実践経験と質量比の観点から、股関節から胸郭が、姿勢制御において重要な役割を果たすといえる。なお、こうした胸郭での姿勢制御で重要となるのは、筋活動によって一つもしくは複数の関節の位置が調整される DS である(Klein-Vogelbach, 1990)。したがって、CW 戦略、CA 戦略のどちらに判別するかは、股関節から胸郭の位置や動きを基準に判断することが妥当と考えられる。このため、戦略・戦術の分類では、これらの部位がどのようなになっているかを評価し、判別することにした。

以上のことを踏まえて、2.2 では、CW 戦略、CA 戦略を定義していくが、その前に 2.1.3 で Bernstein の運動制御理論について説明する。

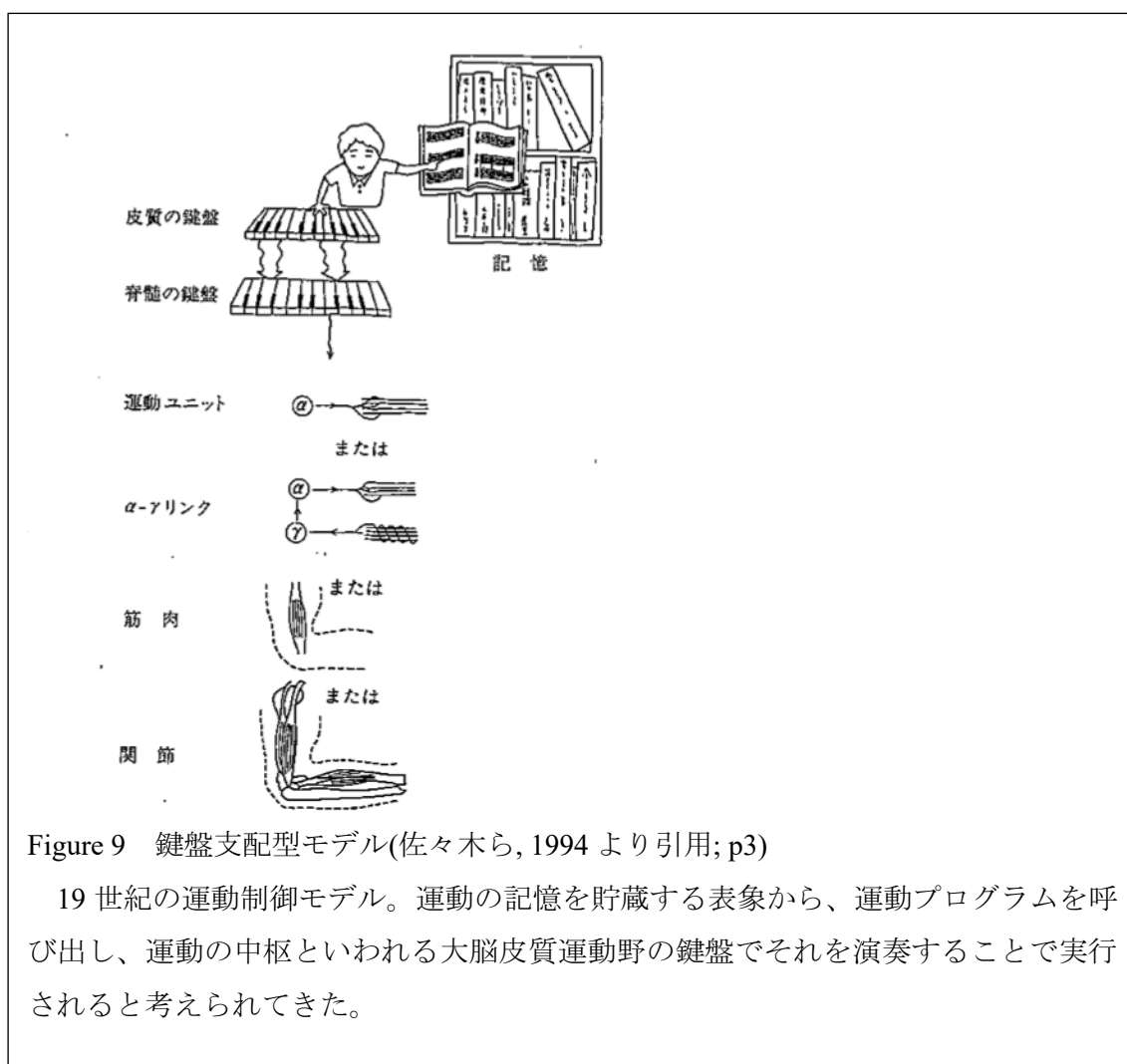
2.1.3 Bernstein の運動制御

N. Bernstein は、旧ソビエト出身の生理学者で、現代運動科学を基礎づけた一人であ

る。彼は運動制御の研究が検討すべき「自由度」の問題を定式化した(佐々木,2015)。自由度問題を説明するためには、19世紀における運動制御に関して振り返る必要がある。当時、Muller は「思考がひとたび脳の「鍵」を叩いたならば、遠心性の神経に「電流ないし振動」を生じさせ、それらが筋肉の運動を引き起こす」という、脳の運動野の一部を鍵盤にたとえる、いわゆる「身体運動の中枢指令説」の原型を提唱した(佐々木ら, 1994)(Figure 9)。

Bernstein は、この説に対して疑問を呈した。Bernstein によれば、ヒトの身体は多自由度系(制御するために決定しなくてはならない値が多数)である。したがって、中枢指令説を取るならば、身体制御のために、きわめて多量かつ複雑な動作要素の一つ一つに注意を向け、個別に制御するとしたら、莫大な注意を配分しなければならない。

さらに、身体が抱える運動制御の困難さとして、「筋は引っ張ることしかできない」、「弾性体なので力は不安定で正確でない」という背景も挙げている。そして、運動器官



の冗長な自由度を克服するべく、運動器官を個の要素一つ一つを制御するという見方ではなく、それらの要素が構成する全体的なシステムを制御するという見方へと転換する必要があると主張した。こうしたシステムの制御によって成し遂げられる身体制御を Bernstein は、コーディネーション(協調)と呼んだ。ヒトは、膨大な身体の自由度を、感覚を用いて調整し、協調させることで目的を達成しているのである。

また、Bernstein は、このように達成される「動き」を、次の 4 つの階層に分けて説明している(行動の階層性; 1996)。緊張のレベル(レベル A)、筋-関節リンクのレベル(レベル B)、空間のレベル(レベル C)、そして行為のレベル(レベル D) である。

レベル A は、脳の赤核レベルとされ、スキーのジャンプにおける自由落下など重力以外の作用がないような特殊な環境では動作を先導⁸することがあるが、ほとんどの場合、動作のおおもとを支える土台としての役割を持ち、背景として働く。また、このレベルは、体幹と首の動作や姿勢の制御をするレベルを指し、これはほとんど自覚なしに自律的に作用するとされる。これは、実験的にも肩関節屈曲時に体幹筋が肩関節屈曲筋である三角筋よりも先行して働くことなどで確認することがされている(Hodges et al, 1997)。

レベル B は、脳の淡蒼球のレベルとされ、動作のリズム(繰り返しの運動)を制御し、自動化する。筋緊張を背景とした運動は、全身の筋群を自律的に協調させ「シナジー」を形成する。ここでいう運動とは、単一の位置変化としてではなく、運動パターンであるシナジーを指す。ヒトにおいては、空間への定位に関与する視覚および聴覚などとレベル B との間には貧弱な結合しかないとされている。

レベル C は、線条体のレベル(C1)と、それよりも上位の皮質(一次運動野と一次感覚野)と錐体路のレベル(C2)とされる。このレベルでようやく視覚や聴覚などの遠隔受容器との関連が強くなり、空間への定位が可能になる。典型的なものは移動動作であり、狙いを定めて対象を移動させるものが挙げられ、始まりと終わりがはっきりとし、正確さが必要となる。C1 は、歩行や対象物の移動などの動作を構築し、連続的な調整を行うという特徴を持つ。一方、C2 は、目標を定めて、正確さも要求される動作を構築する。このレベルは、レベル B を背景として調整している。

レベル D は、行為のレベルであり、動作系列の全体を指す。本研究では、バランス戦略・戦術の検討を中心的な課題としており、行為レベルを対象としない。よって、ここでは説明を割愛する。

ここで、この概念で本研究の対象となる静止立位保持を説明する。本研究では、参加

⁸ 動作を先導するとは、動作全体に関わる根本的かつ重要な調整を行うということである。一方で背景とは、動作において潤滑油のような役目を果たし、より簡単にスムーズに行うための補助的な調整を指す。

者が意図して静止立位を保持することが目的となる。このため、首、体幹の抗重力筋の持続的な収縮(レベル A)が背景となって、四肢の関節が協調的に働き(レベル B: 基礎的な定位)、立位姿勢を支え、さらに視覚などの遠隔受容器を用いて空間へ定位している(レベル C)ということになる。ここで、注意すべき点として、空間情報(視覚的な情報や聴覚的な情報)は、参加者の間である程度一定に保たれており、参加者には脳卒中患者が含まれているものの空間的な知覚に大きな問題を抱えていない者であったということから、主としてレベル A、レベル B による参加者の差異がバランス戦略・戦術の差異として現れていると考えられる。

2.2 発達におけるバランス戦略・戦術

2.2.1 基本動作の獲得

ここまで、本研究で参考にするバランスの概念、運動制御の概念を確認した。では、ヒトはどのように環境へ定位し、バランス戦略・戦術を獲得しているのだろうか。この点について、行動発達の観点から検討していく。

脊椎動物は、魚類から哺乳類へと進化してきた。最も原始的な脊椎動物である魚類は、微弱な重力環境である水中において、口を前に、そして水平に保ちながら移動する。このとき、前庭で知覚した重力の加速度に対して自己を定位している。ヒトの場合も、羊水の中にいる胎児の頃から前庭を機能させ、ここでも重力の加速度に対して定位している(塚本, 2009)。このように、前庭器官は、加速度の検知器であり、重力方向への定位づけをもたらし、姿勢、すなわち、平衡やバランスをとることを可能にしている。

また胎内で、胎児は、受精後 8 週頃から全身の自発運動を開始し、出生後、重力下で動くために必要な筋力を獲得したり、体性感覚を主体とした感覚で身体内部の相互関係がわかるようになっていく。

その後、出生直後から、縦長で頭が重く胴体が軽いという特徴的な身体をした乳児は、能動的に環境に働きかける。このとき、重いものは動かず、軽いものが動くという物理的な原理によって頭部の運動は抑制される。つまり、乳児は、頭が重く、胴体は軽い、さらに四肢は胴体よりも軽いという質量配分の身体構造をしているため、空間の情報を知覚する器官が集まる頭はあまり動かず、主に四肢がバタバタと動く。このような四肢を含めた全身の運動は胎児期(先述した受精後 8 週頃)から始まり生後 5-6 ヶ月頃まで続き、ジェネラルムーブメント(General Movement: GM)と呼ばれている。

生後 3-4 ヶ月頃になると背臥位から寝返ることで、他の姿勢への変換が起こり始める。乳児は、寝返り動作の中で、バランスの基礎となる頭部と体幹、四肢の立ち直り反応を獲得していく。これは、前節の Bernstein のいうレベル B の獲得に相当する。このよう

な過程で、羊水の中ですでに発達させた前庭器官と体性感覚がともに働くことにより、乳児は、重力加速度や支持面からの床反力と身体、および身体内部の相互関係を知覚し、基礎定位システムを発達させていく。これを、基礎的な定位と呼ぶ。ここで用いられている立ち直り反応には、後述するように、CA の要素が含まれているといえる。

また、4 ヶ月頃になると、乳児は、うつ伏せにおいて、前腕で体重を支えて、頭を床から持ち上げて保持できるようになる(森岡, 2015)。さらに、生後 5 ヶ月頃になると、肘伸展位で体重支持が可能となる。そして、腹臥位、両肘をついた姿勢(パピーポジション)で、1)目で支持面や自分の四肢、周囲の物などを捉え、さらに、2)興味を持ったものに対してリーチをして実際に触れる、3)触れることでその特徴や空間的な位置関係、方向などがわかるようになっていく。このようにして、乳児は、目で見えてわかることと手で触れることを関連づけて三次元空間に適応していく。

さらに、座位やハイハイなど身体と支持面が比較的近い状態で支持面を見ながら動くことを多く経験することで空間での身体図式を築いていく(6-8 ヶ月頃)。その上で、立位、歩行へと動作は発達し、適応範囲はより広い空間へと広がっていく。これは、Bernstein のいうレベル C、D に相当する。

このようにして、基礎定位システムを発達させ、さらに、それと協調して匂いの源、音源、包囲光配列など空間の情報に働きかけることができるようになっていく。これを空間への定位と呼ぶ。心地よいものには接近し、不快なものは避け、姿勢の調節がなされる。つまり、レベル A、B を基礎として、さらなる高次レベルの動作が実現されるのである。これは、後述するように、CW 戦略を基礎として、CA 戦略が創発してくることと同様である。

ここで、多賀(2002)や小西(2003)は、胎児期からみられる自発運動の一種である GM の変遷に見られる興味深い報告をしている。GM は、生後 1 ヶ月では無秩序でバタバタとした動きであるが、2 ヶ月頃になると単純化し、周期的になる。主動作筋と拮抗筋を同時収縮させることで関節を固定して運動することにより、大まかな運動が可能になると考えられている(小西, 2003)。そして、3-4 ヶ月頃になると再び複雑なパターンとなるが、これは、自由度が解放され、主動作筋と拮抗筋が独立して作用可能となり、自由な動きが可能になるためである。

こうした発達過程や GM の変遷で確認できることは、ヒトは、原初的に CW 戦略を選択し、その後、CA 戦略も選択可能になることである。新生児期には胎児期と変わらない動き方で動き、2 ヶ月頃になると、重力と支持面のある世界では安定するために活動が必要なことを学習し、筋の同時収縮で姿勢の変化を凍結する。つまり、新生児期には、安定することが優先されるということである。細かな変化を凍結した状態で、大き

な身体分節を移動させ、重りで釣り合いをとるようなバランス戦略が優位になるのである。その後、積極的に動くために、同時収縮を解放し、姿勢の安定と運動という2つの機能に筋を分化して微調整を伴うバランス戦略を発達させていく。

ここで、これまでの発達的な観点を踏まえ、本論の動作に関する立場を整理しておく。富田(2018)は、長崎(2004)に準拠しながらも、独自の提案として、日常生活の中で頻繁に行われ、障害を持ったときにでも、これなしに一人では生きていけない一連の動作を指して日常動作と呼んでいる。

さらに、日常動作を構成する要素的な動作を基本動作として分類している。基本動作は、意図して学習するものではなく、生後1年半ぐらいの時間をかけて、ヒトの生活環境で日常生活を送り、身体の各部位がシステムティックに関係する自己組織化を通して身につける動作である。こうした動作の発達は、系統発生的である。すなわち、ヒトという種が持つ身体的特徴の中に、こうした自己組織化を促す要素が含まれており、乳児はこうした身体、および環境との関わりを通して、動作を繰り返していくだけであるといえよう。動作は、誰かに教えてもらうのではなく、ヒトという集団の中で、自らの身体で動いて環境に働きかけ、自分の身体と環境との秩序を発見し、環境に住み込んでいくことで身につけるのである(富田, 2018)。また、Bernstein はレベル B が先導するものとして、顔の表情という例を挙げているが、富田は、レベル B をこれよりも広い範囲で捉え、移動や操作を支える要素的な動作、つまり、基本動作と類似した行動として捉えることを提案している(Figure 10)。本研究においても、この立場をとることとする。

基本動作ができるということは、それに必要な運動(シナジー)と筋緊張(筋骨格系が重力場へ適応する機能)、さらにはバランスを組み込んで自己組織化できるということである。つまり、基本動作のできるヒトが、日常動作を行う時、バランス戦略はその背景として意識することなく自律的に立ち上がるということである。

また、その時の情動に基づいて、また、社会生活を営むために意図した日常動作や社会的な動作に先導されて、基本動作は、その要素として背景的に働く。このような階層構造により行動は成り立っているが、階層的に下ということは、階層的に上なものより単純で機能が悪い、価値が低いということではない。両者は常にお互いに影響し、調整し合って、全体が同じ方向に向かうように補っている。このような関係を入れ子になっているという(富田, 2016)。

2.2.2 バランス戦略・戦術の定義

では、こうした動きの階層構造の発達は、本論が測定したいバランス戦略・戦術と、どのように関連しているのであろうか。これまで述べてきた Klein-Vogelbach の運動学

における CW、CA を参考に、本研究における、それぞれのバランス戦略・戦術を定義づけていく。

前述のように乳児は、支持面が広い背臥位の状態で、頭部が重く、四肢が軽いという特徴的な質量配分の身体構造によって、四肢の重さを利用して動いたり、バランスをとったりする。すなわち、まず、重心が低く、質量分布が大きく、動くのには強い力が必要な慣性の大きい、安定した状態でバランスをとることを身につけていく。このような、安心安全が優先されるバランス戦略を本論では、CW 戦略と呼ぶ。

ヒトは、生後 2-3 ヶ月になり、ある程度重力に適応して動けるようになると、胴体や四肢が成長して重くなるため、相対的に頭は軽くなり、頭を空間に保持することが可能になる。そして、頭を保持し制御するときに、上肢で床を支えにしてその反力を利用するなど、微妙な動きを筋活動で制御するようになる。さらに、四つ這い、立位へと徐々に重心を高く、支持面を狭くしていく(Figure 11)。このような過程で、動くこと自体に



Figure 10 行動の階層構造

Bernstein が提案しているものと富田が提案している行動の階層構造で最も異なるのがレベル B に相当する部分である。Bernstein はレベル B が先導するものとして顔の表情を挙げているが、富田はそれ以上に広く捉えており、基本動作に相当する運動を例として挙げている。本研究でも富田の概念を参考にする。

筋緊張：姿勢を維持する、変更するための筋の活動。

基本動作：日常動作を構成する要素的な動作。

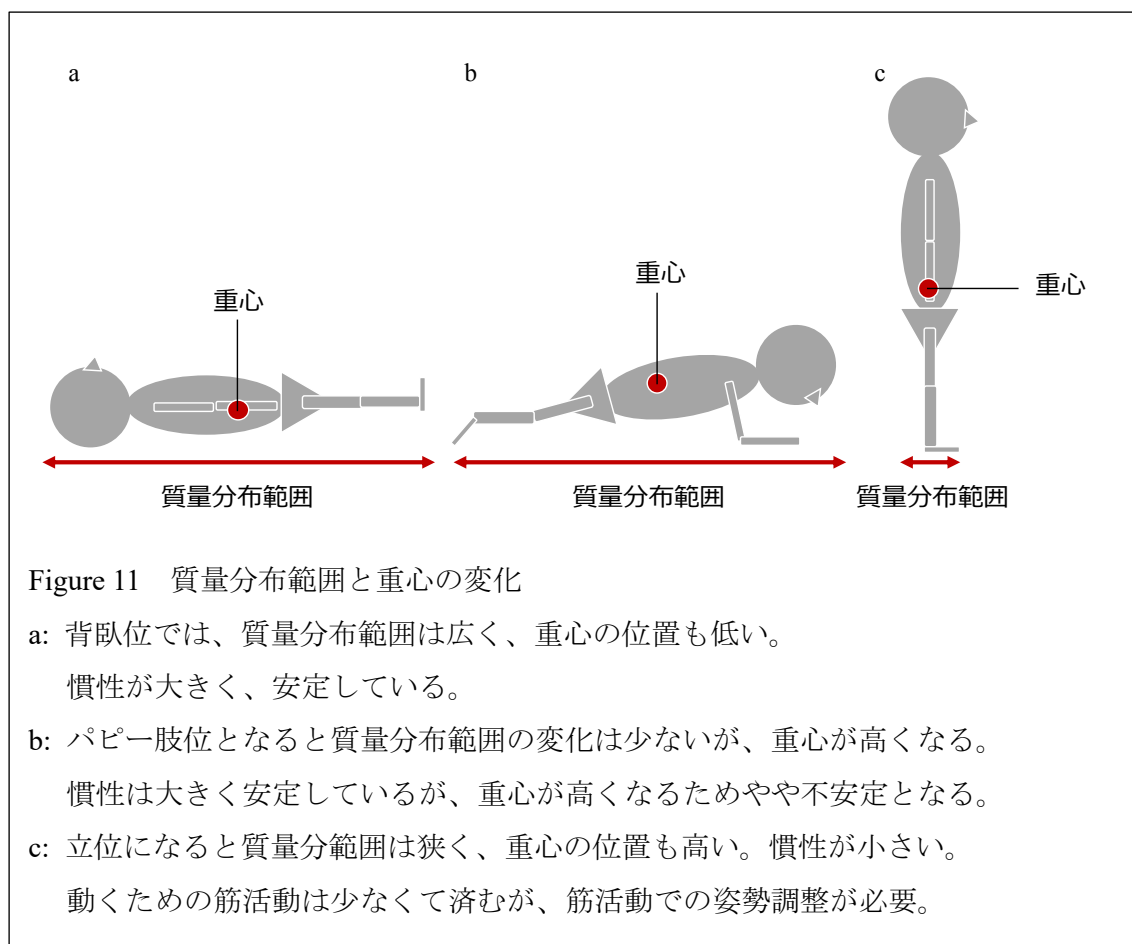
日常動作：人間生活における生きていくために必要な課題を遂行するための一連の動作。

は強い力が必要ではないが、常に調整のための筋活動が必要な、慣性の小さな状態へと変化していく。このような、動くこと・目的達成が優先されるバランス戦略を本論では、CA 戦略と呼ぶ。このようにして、ヒトは、CW 戦略を先行して身につけ、それに続いて CA 戦略を身につけていくのである。

大城(2006)は、運動発達の権威である McGraw と Gessell による運動発達と中枢神経系の成熟に関する分析を、以下のようにまとめている。

「新生児の中枢神経系の発達は、脊髄や下部脳幹レベルであり、その運動は不随意的な反射性の動きが中心で、抗重力姿勢は未発達である。生後 2 ヶ月頃には橋レベルまで発達が進み、首が据わるという抗重力姿勢がみられるようになる。4-6 ヶ月には中脳・小脳レベルの発達によって立ち直り反応が出現し、寝返りやハイハイを獲得する」(p1363)

これは、先に述べたようなバランスの発達過程と一致しており、生後 2 ヶ月以降に抗



重力活動、つまり筋活動による制御、すなわち CA 戦略を身につけていくことを示している。このようにして、先行して獲得された CW 戦略を土台として、CA 戦略も組み合わせながら、動作を行っている。

この節の最後にもう一度、CW 戦略と CA 戦略の本研究の定義をまとめる。この定義は、機械学習を行う上で指標を選択する際に、十分に参考になる点で有意味である。

全体の方向性として、CW 戦略では、安心・安定を優先し、CA 戦略では、課題遂行、目的達成を優先する。この方向性を実現するための具体的な方法として、CW 戦略では、(CA 戦略と比較して)身体の質量分布を相対的に大きく、かつ分節を大きくすることで各分節の慣性を大きくし、分節間の重りの釣り合いでバランスを維持しようとする。その結果、一度安定すれば継続して安定するが、各分節の慣性は大きいため、動くためには強い筋活動が必要となる。

一方で、CA 戦略では、DS を実現し、(CW 戦略と比較して)身体の質量分布を相対的に小さくし、かつ分節を小さくすることで慣性を小さくし、動くための微細な調整を拮抗筋活動で行う。その結果、各分節の慣性が小さいため、小さな筋出力で容易に動くことができ、多様な活動や強く、大きく、速い活動が可能となる。

これらに関して、発達の観点からみると、転倒転落をせずに安定できる CW 戦略が先に獲得され、その後、それを利用して動くことで CA 戦略が獲得されていた(冨田, 2018)。また、脳卒中片麻痺のような障害を負った直後の場合には、CW 戦略による姿勢保持しができなくなり、後から獲得された CA 戦略が先に失われてしまう(玉利ら, 2008)。

このように発達や障害者の観点から、選択できるバランス戦略について考えるならば、発達初期や発症直後の障害者では、CW 戦略しか選択できず、発達が進んだ健常者や一部の動作能力の優れた障害者では、CA 戦略と CW 戦略の両方が選択できると言えよう。このため、CA 戦略が選択できる場合、CW 戦略も選択できるが、CW 戦略が選択できても、CA 戦略が選択できるかはわからない。

なお、バランス戦術は、これらの戦略を具体的に、どのように実現しているかを指し、これらの下位分類に相当する。具体的な例として、ともに CW 戦略である Figure 1-b と Figure 1-c は、CW 戦略を実現する方法が異なる。Figure 1-b は、股関節を屈曲させ、殿部を後方に引くことだけという戦術であり、Figure 1-c は、股関節屈曲に加えて、体幹を回旋させ、反対側の上肢を後方に移動するという戦術である。静止立位時における、具体的なバランス戦術については、第 4 章でまとめていく。

2.2.3 環境の中での動作

前節では基本動作が行動の階層構造の中で系統発生的に学習されることを確認した。

また、安心安全を優先し、重りの釣り合いでバランスをとる CW 戦略が、積極的に動くために、筋活動で微細な調整を行う CA 戦略より先行して獲得されることも確認できた。本節では、これらの概念を利用しながら、環境の中でヒトが動作するということはどうのように成り立っているかを確認する。

ヒトは、重力や支持面、包囲光配列などを知覚し、身体を環境へ定位し、目的が達成できるように動作を行う。以下、ヒトの動作の生起を例にして解説していく。まず、動作を開始する時、文脈や情動系に基づいてどのように動作を遂行するかという方向性が決まる。文脈とは、そのヒトが生きてきた過程で、身につけてきた知識に基づいて決まり、目的達成に必要な情報を選択するものである。文脈の例としては、やりたくない仕事であるが、それでも自分の出来る最大限の努力をする、やりたくない仕事であるから、手を抜いて行うなどが挙げられる。

また、情動系とは、感情の主観経験をもたらず神経過程や身体生理反応などを含めたものであり、無自覚的な過程も含まれる。この無自覚的な過程には、閾下の知覚、因果関係が見えていない、潜在学習という 3 つの意味をもつ潜在認知が深く関わる(下條, 2008)。

何となく嫌だ、何となく怖いといった潜在的な情動が影響し、できる能力があっても、実際の場面でできないなど過剰に自己を守ろうという反応は、しばしば脳卒中患者や骨折などの整形外科患者で観察される。どうやってやるかという方向性は、自分を守るという大きな文脈に加えて、「やってみよう」や「やりたくない」という無自覚的な情動、潜在的認知に基づいて決まってくる。このようにして決まった大まかな方向性が本論における戦略である(冨田, 2015)。

さらに、動くためには、具体的な手順や方法が必要である。これが戦術にあたる。持続的、連続的に安定して目的が実現できるように手順に合わせて動くために必要な身体と神経系の相互作用はリズムによって時間管理され、調整される。実際に動き、探索することで自分自身も変化し、環境も変化する。この変化を知覚し、環境に備わったアフォーダンス⁹という意味と、身体の質量配分や形といった身体性という特性に導かれて運動の秩序を作り出している。このように次に行う運動が自己組織化されることを、目的達成まで繰り返している。これを、知覚循環と呼んでいる。

2.2.4 障害の捉え方

健常者は、先に獲得された CW 戦略とともに、後から獲得された CA 戦略も使って生

⁹ アフォーダンスとは、「環境が動物に与え、提供している意味や価値(p60)」である(佐々木, 2015)。

活している。このような状況で、日常動作だけでなく、社会的な動作まで行っている。もちろん、痛みを抱えた場合など、場合によっては、安心安全を優先し、CW 戦略が優位になる場合もでてくる。

では、障害とはどのような状態であろうか。以下、本論における障害の捉え方について、CA 戦略、CW 戦略の観点から検討しておく。前節で述べた知覚循環が機能的に発揮できない状態が障害である(冨田, 2009)。麻痺や筋力低下、加齢により、患者や高齢者が起きる、立つ、歩くといった基本動作を遂行できなくなった、あるいは拙劣になってしまった場合、安心安全のために安定性を最優先にすることが多い。危ない、痛い、できないといった思い込み、情動反応により、積極的に動くバランス戦略ではなく、安定性を最優先したバランス戦略が無自覚的に選択されてしまう。

このようなネガティブな思い込み、情動反応をぬぐい去り、バランス戦略を変化させる関わりをすることがリハビリテーションにおいて重要だと考えられる。そうすることで、再び、積極的に動くためのバランス戦略が無自覚的に選択され、基本動作が円滑に遂行できるようになる。

つまり、リハビリテーションにおいて、治療が必須となるのは、CA 戦略が選択できない場合である。患者のリハビリテーションの目的が治すという概念から、学習を促すという概念に変化するにつれ、患者のその時点の学習法の選択、決定に日常生活場面で CA 戦略が選択できるのかできないのかを区別することが必要になってきている。このため、CA 戦略が選択できるか否かの判別が必要である。また、当然ではあるが、CA 戦略が選択できない場合、すなわち CW 戦略となっている場合に、より良い方向へ変化できるように、少しでも体幹、下肢が伸展し、DS に近づけるように、戦術を多様化する、あるいは戦術を変更するよう治療することも重要である。

2.3 バランスの先行研究

以上のように、発達の観点から基本動作とバランス戦略・戦術について整理した。次に、従来のバランスに関する研究について確認していく。これまで、大きく分類すると、姿勢の形(アライメント)、動揺の大きさやその変動性、そして協調性に関して研究が行われてきた。これらについて、順に確認していく。

2.3.1 姿勢の捉え方

まず、姿勢の形(アライメント)の研究について確認していく。このため、本研究の姿勢の定義を整理していくことにする。

姿勢(posture)は、身体の構えあるいは全身の形を表すのに用いられる。運動学では、

頭部、体幹や四肢という体節の相対的な位置関係を“構え(attitude)”、身体と重力の関係を“体位(position)”と呼び、姿勢を構えおよび体位の 2 つの側面に大別して記載する。

構えは、上肢外転位、体幹屈曲位などというように記述され、体節相互の位置関係を関節角度の測定を通して、記述することができる(中村ら, 2003)。

一方、体位は、臥位(背臥位、腹臥位、側臥位)、四つ這い、座位(正座、胡坐など)、立位、倒立位などに分類される(藤澤, 2013)。このような分類における姿勢は、ある時間その状態が持続する“静的”なものとして捉えられている。

その一方で、生態心理学を創始した Gibson は、姿勢を次のように定義している(Reed et al, 1982)。1)姿勢は、環境への方向定位である。2)姿勢は、基礎定位システムという機能を持つ。地球上で絶対的な基準となる重力や地上での基準となる支持面への定位は最も基本的な定位づけである(基礎定位システム)。3)姿勢は、決して長時間持続できない。直立のように均衡の取れた姿勢でさえ、小さな修正運動から成り立っている。外観からは静止状態を維持しているようにみえる場合でも、わずかな揺れは常に生じており、厳密に静止していることはない。4)姿勢は、全体とその部分の両者を、すなわち、全身と身体各部を含んでいる。音源への両耳、匂いの源への鼻、そして、光源への両眼の探索的な定位づけは、頭部と身体の立位姿勢に依存し、外部空間の知覚は身体がある姿勢をとることに随伴する(Gibson, 1966)。このような文脈では、姿勢は動的なものとして捉えられる。

姿勢を静的なものとして捉えた場合、平衡反応や立ち直り反応などのバランスの反応は不要となってしまう、バランス戦略あるいはバランス戦術を正確に捉えることができない。よって、本研究でも、姿勢を“動的”なものとして捉えることとする。

2.3.2 姿勢の定義

本研究では、2.3.1 でも述べたように、姿勢を動的なものとして捉える。Gibson が定義したように、姿勢と環境の関係は無視できない。その中でも、重力は、私たちに鉛直線という絶対的な基準をもたらすと同時に、鉛直線は垂直面を形成する(Kendall et al, 1993)。

さらに、この鉛直線(重力の向き)に加えて、それに対する地面からの反力(床反力)、匂いの源、音源、包囲光配列など空間の情報を知覚することで環境へ身体を定位することが可能となっている。このため、身体的位置と動きは、垂直面など周囲の環境との関係で規定され、絶対的に厳密というよりも、相対的なものである。

また、Kendall et al(1993)は、米国整形外科医アカデミーの姿勢小委員会の報告における次のような姿勢の定義を紹介している。

「姿勢は通常、身体各部の相対的位置関係であると定義される。良い姿勢は、筋と骨格のバランスのとれた状態であり、身体の支持機構が働いていても、安静になっていても、いかなる姿勢にもかかわらず、身体の支持機構を、損傷や進行性変形から守っている。良い姿勢においては、胸郭や腹部臓器が最適な位置になるように、筋は最も効果的に機能している。不良姿勢は身体各部位が悪い位置関係になっており、支持構造に無理が生じ、緊張が高まっている。支持機構とその上にある身体のバランスが悪くなっている」(p3-4)

この定義で重要な点は、良い姿勢においては、安静時においても筋が効果的に働き、それを支えているとされている点である。

また、Macpherson et al(2013)も直立姿勢は、1)重力に逆らって身体を支持すること、2)平衡を保持すること、の2つの作用を必要とし、身体の支持には持続的な筋活動が必要と述べている。ここでいう持続的な筋の活動を筋緊張と捉え、筋が持続的に収縮して筋骨格系を支えること、つまり重力場へと適応する機能と考えると、前述した Gibson の定義とも矛盾しない。また、平衡を保持するという作用からも姿勢を保つためには、安静時においても、筋活動によって持続的な調整が必要ということが明らかである。

以上のことから、本研究における、姿勢の定義を「身体各部の相対的な位置関係であるが、それは、筋緊張を土台として、常に調整が行われ、絶対的な重力を含めた環境へどのように適応しているかを表すものである」とする。

ここで、CW 戦略の場合、調整が行われているのかという疑問が生じる。安心安全を優先し、重りを釣り合わせ、安定した状態であっても、重力あるいは自らの心拍や呼吸などの動きが生じている。この動きに対して、CW 戦略においても、CA 戦略と比較するとその調整の微細さに違いはあるものの、粗大な調整は行われている。調整がなければ、その状態を維持できないためである。

2.3.3 姿勢アライメントに関する先行研究

以上のような、姿勢の定義と関連づけながら、姿勢の形(アライメント)に関する従来研究を概観していく。

ヒトの身体は、内側に骨、外側に筋が配置された内骨格型構造をしており、多数の自由度を持っている。その中心には身体の軸であり、32-35 の椎骨からなる脊柱を中心とした体幹部がある。

三嶋ら(2006)は、体幹部は、1)重心線は生理的に後弯している胸椎のやや前方を通る

ため、胸椎レベルでは常に脊柱が屈曲する力が作用し、常に伸展筋群の活動が必要となり、2)数多くの関節から構成され、3)視覚や聴覚、前庭系等の集中する頭部を安定させる必要がある部位であると説明している。

先述したように Klein-Vogelbach(1990)は、体幹の伸展筋群の活動で胸椎が運動性を確保しつつ安定する機能を DS と呼び、この機能を果たすことで、前弯を描く身体部位である頸椎および腰椎の可動性が維持できることを強調し、姿勢制御において胸郭が重要であると述べている(Figure7)。

では、こうした姿勢の DS は、どのような指標を用いて測定可能なものであろうか。竹内ら(2014)は、高齢者の脊柱形態と重心の関係について、胸椎後弯角と前後方向の重心の動揺速度、前後方向の COP 速度と正の相関があることを報告している。この結果は、高齢者で胸椎が屈曲し、後弯角が強まれば、身体動揺が大きくなることを表しており、DS の重要性を示唆していると同時に、COP の指標としての重要性を示唆している。

興味深いことに、高田ら(2016)は、COP 速度標準偏差値を目的変数、複数の身体に関する角度を説明変数とした重回帰分析の結果から、外果の直上に第3腰椎棘突起が位置し、さらに頭部と肩峰、大転子が直線に並ぶような姿勢が実現できれば、COP 速度標準偏差値が小さくなるとしている。つまり、COP と複数の身体に関する角度に関連があることを示している。

一般的な矢状面における理想的な身体配列は、身体の重心線が耳朶、頸椎の椎体、肩関節、腰椎の椎体、大腿骨大転子、膝関節中央部のやや前方、外果のやや前方を通過する場合である(Kendall et al, 1993)。高田らの結果は、この結果と矛盾しない。

つまり、実環境において姿勢調整を行い、以上の理想的な姿勢を実現できていれば、身体動揺の指標となる COP の変動は小さく、安定しているといえる。

このような、いわゆる良い姿勢は、身体質量分布を小さくし、慣性が小さい状態で、効率的かつ可動性を持ち、動くための準備状態であり、すなわち CA 戦略が優位な状態といえる(Figure 12-a)。

一方で、不良姿勢は痛みなどが生じる原因になってしまう。不良姿勢は、同じ動作パターンの繰り返しなどによって形成される。不良姿勢の例として、第1章の健常者のモデル例で提示したような sway back 姿勢や股関節が屈曲位となる姿勢が挙げられる(Figure 12-b)。これらの姿勢では身体各部位が前後方向へ偏位し、重さの釣り合いは保たれているものの、慣性が大きい状態といえ、CW 戦略が優位な状態といえる。慣性が大きい状態は、すなわち、安心安全を優先し、動きにくくした状態であり、動くための準備状態とはいえない。

近年では、特にパソコンやスマートフォンが普及し、使用時間が延長することにより、

頭部が前方へ変位し、sway back 姿勢が作られやすくなっている。臨床において、この影響で肩こりや腰部痛など健康への悪影響もみられている印象を受ける。

以上のように考えると、良い姿勢は、積極的に動きにつながるような状態であり、CA戦略が優位な状態を示し、不良姿勢は、安心安全が優先され、安定はするが動きにくい

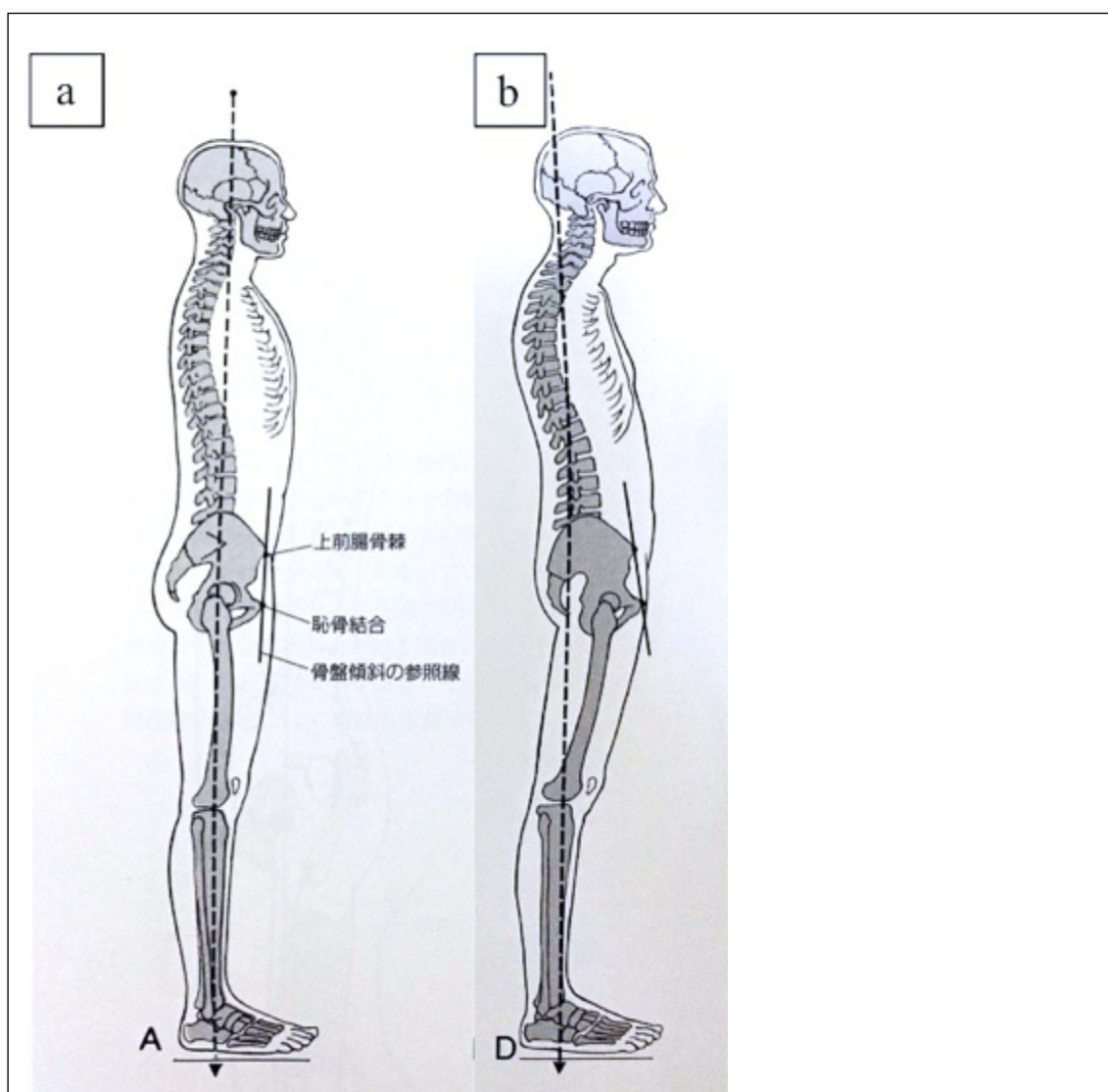


Figure 12 良い姿勢と sway back 姿勢(Kendall ら, 2006 より引用; p76)

a: 良い姿勢

身体の重心線が耳朶、頸椎の椎体、肩関節、腰椎の椎体、大腿骨大転子、膝関節中央部のやや前方、外果のやや前方を通過

b: Sway back 姿勢

股関節伸展位、胸椎後弯増強

状態であり、CW 戦略が優位な状態を示すことになる。

そして、これらの良い姿勢、悪い姿勢は、COP、および COP と関連する複数の身体部位間の角度を指標として測定可能であるといえる。このため、本研究では、姿勢アライメントに関する指標として複数の身体部位間の角度である股関節屈曲角度、頭部の傾斜角度、矢状面上での身体の揺がりの計測時間における平均値とその標準偏差値を用いることとした。そして、本研究のバランス戦略・戦術との関係性でいえば、慣性の大きさと関連した指標といえる。

2.3.4 身体動揺の大きさとその変動性

次に、身体動揺の大きさとその変動性に関連した従来のバランス研究について述べる。先にも述べたように、直立姿勢維持時の身体動揺などバランスを評価する時、その大きさがバランスを反映すると仮定して、COP 動揺の大きさに関して、フォースプレートを用いて定量化する試みが行われてきたが、このような方法の有効性がコンセンサスを得ているとはいえない(野崎, 2005)。

しかしながら、その中で COP 速度の標準偏差値に関しては試行毎のばらつきが小さく短時間の測定で一貫した値が得られ、かつ年齢との相関も高いとされている(政二ら, 2004)。また、COP は重心(Center of Mass; COM)とは完全に一致しないものの、COP 速度は立位の身体動揺を反映し、COM の加速度と強く関連するとされる(Masani et al, 2014)。

さらに、近年では COP の時系列パターンに対して非線形解析の手法を用いて解析されるようになってきている(例えば、再帰性定量化分析などの方法がこれに当たる; Riley et al, 1999)。

筆者ら(2013)は健常若年者で静止立位における COP を計測し、総軌跡長を外周面積で除した単位面積軌跡長(Length per Area; L/A)を用いて、頸部から脊柱を小さく揺する治療を行った前後と背臥位をとった前後の変化を比較した(Figure 13)。

L/A は、姿勢制御の微細さを表す指標とされている(大川, 1995)。このため、L/A における揺すりや背臥位をとった後の値の方が、揺すりや背臥位をとる前の値よりも増加していれば、姿勢制御が微細になったと考えることができる。

結果として、揺すりを行った群で有意に L/A が増加していた。つまり、揺すり後には、微調整的な姿勢調節を行っているという点で、CA 戦略がとりやすくなったことが示唆されたと結論づけた。

また、COP に関する指標の中では妥当性があるとされる COP 速度標準偏差値を用いて、健常若年者と脳卒中患者の比較を行ったところ、COP 速度標準偏差値は有意に脳卒

中患者で大きいことが明らかになった(八木ら, 2014)。COP 速度標準偏差値が小さいことは、バラツキが小さく、精緻なバランス調整が行えていることを、逆に COP 速度標準偏差値が大きいことはバラツキが大きく、粗雑なバランス調整となっていることを示す。

脳卒中患者の運動障害の一つの特徴として姿勢制御の障害がある(De Haart et al, 2004)。また、玉利ら(2008)は、脳卒中患者が座位で活動する場合、体幹筋の活動が不十分であるなどの理由により、CW 戦略による姿勢保持を選択するとしている。よって、CW 戦略が選択されやすい脳卒中患者で COP 速度標準偏差値が大きくなったということは、COP 速度標準偏差値がバランス戦略・戦術の判別の指標の一つとして有効となることを示しているといえよう。

このように L/A や COP 速度標準偏差値などの COP に関する指標は、身体全体での結果としてのバランスに関して表現することができると考えられる。一方、身体動揺の空間的なパターンを詳細に検討することはできないという問題点を持つ(野崎, 2005)。このため、股関節や脊柱など身体各部位の空間的なパターンを含めて検討できれば、より詳細なバランス戦略・戦術の判別が可能となる。

身体の空間的なパターンは、身体各部位の動揺の変動によって計測可能である。つまり、身体全体の活動を、頭部や体幹を含めた身体各部位の動揺の変動で評価することは、バランス戦略についての指標となりうる。ここで、立位保持において、変動が少ないほうがエネルギー効率や安定性の観点から良いといえるが、常に身体は揺らいでいるため、

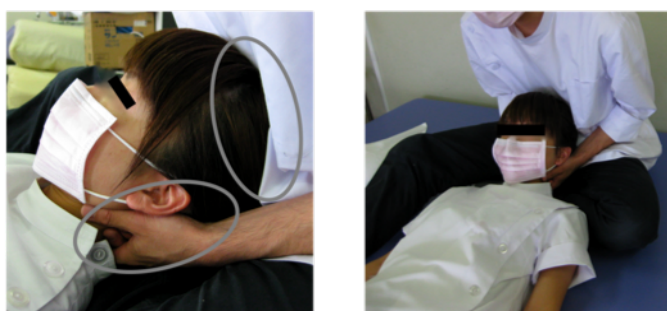


Figure 13 頸部から脊柱を揺する治療

頭部をしっかりと手で支え、頸部の筋の一つである胸鎖乳突筋の筋緊張が左右同じになる頭部の位置を探す。頸部全体の筋緊張を整え、頭部の正中線と体幹の正中線が一致したところで、胸郭が揺れるように揺すっていく。さらに骨盤、そして全身が揺れるように揺する。

これは決して 0 にはならないことには注意する必要がある。

本研究では、身体動揺の変動を示す指標として、身体各部位の加速度の変動を用いることとする。これは、最も定常性、再現性が高いとされる COP 速度標準偏差値は COM 加速度の変動と有意に相関することが報告されているためである(Masani et al, 2014)。また、COM は身体各部位の質量の合成であるため、身体各部位の加速度の変動を用いることは身体の空間的なパターンを表現する上で妥当なものと考えられる。

そして、本研究のバランス戦略・戦術との関係性でいえば、身体各部位の加速度の変動は、重心変化と関連した指標といえる。ここでの注意点として、本研究の課題は静止立位の保持が目的であり、先にも述べたように、小さい方が安定しているが、動作場面では動くことが目的となり、重心変化は大きい方が良いということもありうる。

さて、ヒトは、姿勢制御を行う上で、この変動をどのようにして 0 に近づけているのだろうか。こうした変動の制御は、これまでベルンシュタインの運動理論などで示してきたように、各身体部位の協調によって成し遂げられると考えられる。次いでこの観点からの指標について検討する。

2.3.5 協調性

3 つ目の観点、協調性についてである。立位バランスの研究では、矢状面において足関節を中心とした単軸逆さ振り子として立位をモデル化してきた(Winter et al, 1998; Gage et al, 2003)。

また、その後の研究では、静止立位において股関節が重要な役割を果たすことが指摘され、二軸逆さ振り子として立位をモデル化している(Aramaki et al, 2001; Sasagawa et al, 2009)。

さらに、Krishnamoorthy et al(2005)や Hsu et al(2007; 2013)は、足関節、膝関節、股関節、腰仙椎間、第 7 頸椎と第 1 腰椎間、環椎後頭関節の各角度を計測し、単軸逆さ振り子モデルや二軸逆さ振り子モデルと比較しながら多自由度モデルの有用性を明らかにしている。自由度が 1 では協調性に関して、検討する必要がなかったものの、二軸逆さ振り子モデル以降の研究でようやく協調性に関しても検討されるようになってきている。

このような流れの中で、バランスに関する研究の先駆的研究として Nashner et al の研究がある(1976; 1985)。この研究では、外乱刺激に対してどのように身体の平衡を保つかについて筋電図を用いて検討している。結果として、バランス保持の運動戦術に存在する筋活動パターンが発見され、身体動揺を制御する戦術として足関節戦術と股関節戦

術¹⁰が存在することが確認された。

さらに、その後の研究によって、安静立位を保っているときにもこれらの運動戦術は必要であることが明らかになっている(Creath et al, 2005)。今日では、足関節戦術と股関節戦術は広くリハビリテーション分野でも用いられ、受け入れられている(Bardy et al, 1999)。その理由として、姿勢制御系の次元を減らすことができている点、生活場面における股関節戦術を利用しているという妥当性の点が挙げられている。これらの研究において、股関節戦術と足関節戦術は筋活動パターンで区別され、筋活動と生じる運動が一致すれば問題は生じない。しかし、筋は縮まることしかできず、それは不安定で正確でないため、実環境では筋活動パターンと生じる運動の関係性は曖昧になり、戦術の区別が困難になる。また、足関節戦術では、単軸逆さ振り子モデルを想定しており、股関節の運動が考慮されないなど、複数関節間の協調関係について十分には検討されていないという問題点もある。

ここでは、複数関節間の協調関係に関する研究を概観していく。Bardy らは、知覚と行為の非線形ダイナミクスの枠組みにおいて、相対位相という指標を用いて研究を行っている(Bardy et al, 1999; Faugloire et al, 2009; Varoqui et al, 2011)。相対位相とは、二つの部位の運動方向が同じ場合を同位相(in-phase)、反対の場合を逆位相(anti-phase)とし、運動方向の関係性によって変化する指標である(Bardy et al, 1999)。

これらの研究では股関節と足関節の角度変化を計測し、その関係性を相対位相(ϕ)や相対位相の標準偏差値で評価している。一連の研究で、1)股関節と足関節は同位相パターン(相対位相が 20-25°)で動く場合と逆位相パターン(相対位相が 180°に近い)で動く場合があること、2)動揺の大きさと速さによって相転移すること(動揺が小さく、低周波であれば同位相、動揺が大きく、高周波であれば逆位相、臨界周波数は 0.45Hz)、3)脳卒中患者では同位相パターンが見られなくなり、逆位相パターンの安定性も低下すること、4)新たな協調パターンあるいは障害により失われた協調パターンは(再)学習が可能であることが明らかになっている。

その他の協調性に関する検討方法として、UCM 解析(Hsu et al, 2007; Hsu et al, 2013)などの手法が用いられている。このように、協調性に関しては様々な値が計測されてきた。

筆者ら(2015)は、従来は視覚に関する研究の指標で用いられている立体角を用いて、頭部変位データと COP データの関係性について評価した¹¹。

¹⁰ 足関節戦術(Ankle strategy)と股関節戦術(Hip strategy)は通常、足関節戦略、股関節戦略と呼ばれている。しかし、ここでいう戦略は、本研究でいう戦術の意味で用いられており、混乱を避けるため、足関節戦術、股関節戦術という言葉を用いることとする。

¹¹ 元々、立体角については、姿勢制御の評価に応用できるのではないかというアドバイスを DENSO 株式会社沢田護氏から頂き、筆者が、身体各部位の協調関係の指標として応用させた。

従来から用いられる相対位相では、二つの部位の運動方向が同じ場合を同位相(in-phase)、反対の場合を逆位相(anti-phase)とし、運動方向の関係性によって変化する(Bardy et al, 1999)。このため、相対位相は、二つの部位の元々の位置関係と運動の速度によって変化する、二つの部位が近づくか、離れるかといった位置関係の変化が区別できない。

一方で、立体角とは、2点間の水平面上での相対的な距離を半径とした円の面積を、その2点間の矢状面上での距離の二乗で除して求められるものである(Lee et al, 1985)(Figure 14)。立体角は、2点間の相対的な位置関係により値が変化する。立体角が大きい場合、二つの身体部位が離れて動いていることを示す。また、立体角が小さい場合、近くで動いていることを示す。このため、立体角を指標として用いることで、運動方向の変化ではなく、身体部位の位置関係が一定方向に収束するか、離れるかといった位置の変化そのもの、つまり姿勢の変化を評価することができる。

この指標を用いて、健常若年者と脳卒中患者で比較したところ、健常若年者の立体角が有意に小さいことが明らかとなった(八木ら, 2015)。これにより、健常若年者は水平面上で相対的に COP と頭部の距離を短く保つことができ、相対的には良い姿勢に近かったことを示すことができた。つまり、CA 戦略であったということになる。

さらに、26名の健常若年者と健常高齢者11名、脳卒中患者13名を参加者とし、身体各部位の加速度データを取得した(頭頂部: Top of head; Head、第4胸椎: Fourth thoracic

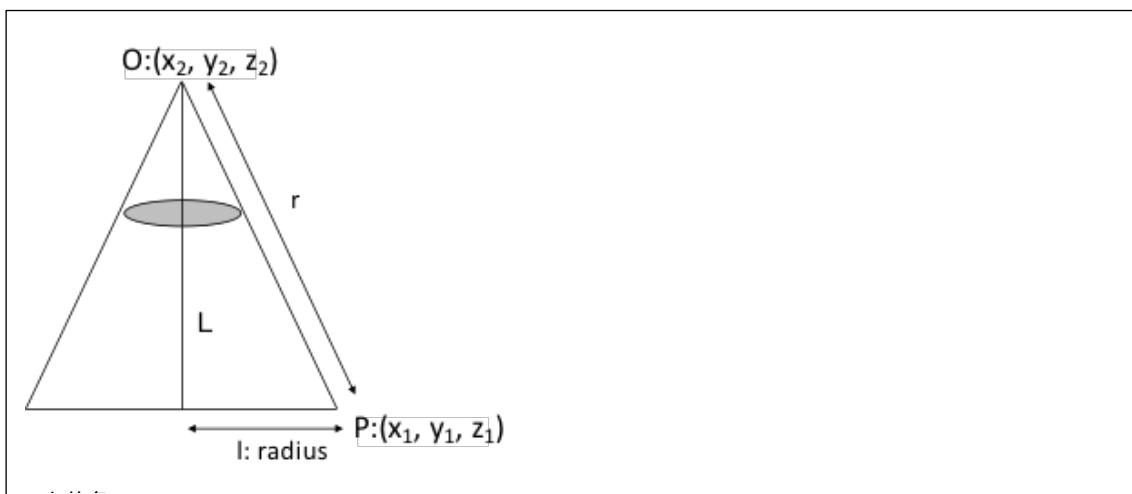


Figure 14 立体角

立体角(単位 sr)は半径 I の面積 S を r^2 で除すことで求められる。

I : P と O の水平面上での距離 $I^2 = (x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2$

r : P と O の市場面上での距離 $r^2 = L^2 + I^2 = (z_2 - z_1)^2 + (x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2$

$S/r^2 = \pi \cdot I^2 / r^2 = \pi \cdot \{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2\} / \{(z_2 - z_1)^2 + (x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2\}$

vertebra; Th4、第3腰椎: Third lumbar vertebra; L3、大転子: Greater trochanter; Hip、膝関節外側関節裂隙: Lateral joint space of knee joint; Knee、足関節外果: Lateral malleolus; Ankle)(八木ら, 2016)。

このデータを元にして、単軸逆さ振り子モデル、二軸逆さ振り子モデル、体幹内部での調整を想定したモデル(体幹内部調整モデル)のいずれが最も COP 速度標準偏差値の予測に対して適合し、さらにどの部位のどのような関係性が COP 速度の変動を抑制するかを検討するため、それぞれを想定した各立体角平均値(Head-Ankle、Head-Hip、Hip-Ankle、Head-Th4、Th4-L3、L3-Hip、Hip-Knee、Knee-Ankle)を説明変数、COP 速度標準偏差値を目的変数とした重回帰分析を行った。

さらに、赤池情報量基準(Akaike's information criterion:AIC)により最適な回帰モデル式を求めた。 R^2 値はモデル式の説明力を表すが、健常若年者、健常高齢者、脳卒中患者のいずれにおいても単軸逆さ振り子モデル、二軸逆さ振り子モデルにおける R^2 値と比較して、体幹内部調整モデルにおける R^2 値が最も大きな値を示した。

そして、いずれの群の体幹内部調整モデルの最適なモデル式においても体幹(Th4 もしくは L3)を含んだ分節が含まれる結果となった。このことは、ヒトの立位において、先にも述べたような従来近似されてきたような単軸と二軸の逆さ振り子のような足関節や股関節を中心とした制御だけでなく、体幹内部での制御が重要であることを示唆しているものと考察した。さらに、各群の体幹内部調整モデルについて検討すると、健常若年者では、Th4-L3 の係数のみが負の値であったことから、健常若年者において COP 速度標準偏差値を小さく保つ、つまり安定した立位をとる一つの方法として、体幹を下肢上に、頭部を体幹上に保ちながらも、ある程度は体幹内部で調節する方法が考えられた。健常高齢者では、健常若年者よりもやや下位である L3-Hip における係数が負の値を示す。このことから、健常高齢者において COP 速度標準偏差値を小さく保つ方法として、下肢をある一定の関係性に保ちながら、下肢上での体幹の動きで調節する方法が考えられる。

一方、脳卒中患者においては、Th4-L3 のみが有意傾向な変数としてモデル式に含まれたが、これは正の係数であった。このモデル式では、Th4-L3 の値が小さい場合に COP 速度標準偏差値も小さくなることから、脳卒中患者においては、まず体幹部を安定させる必要があることが示唆された。

これらの結果から、脳卒中患者が安定した立位をとるためにはまず体幹部の運動の自由度を凍結し、固定すること、健常者が安定した立位をとるためには体幹部の運動の自由度を解放し、調節的に働かせることが必要であることを示すと考えられた。

以上のようなことから、立体角は COP 速度標準偏差値と関連し、姿勢をどのように

変化させ、身体動揺を抑制しているかについて表現できる指標と考えられる。そして、本研究のバランス戦略・戦術との関係性でいえば、立体角は、身体分節の大きさ、自由度と関連した指標といえる。このため、本研究においても立体角を協調性の指標として用いることとする。

2.4 第2章まとめ

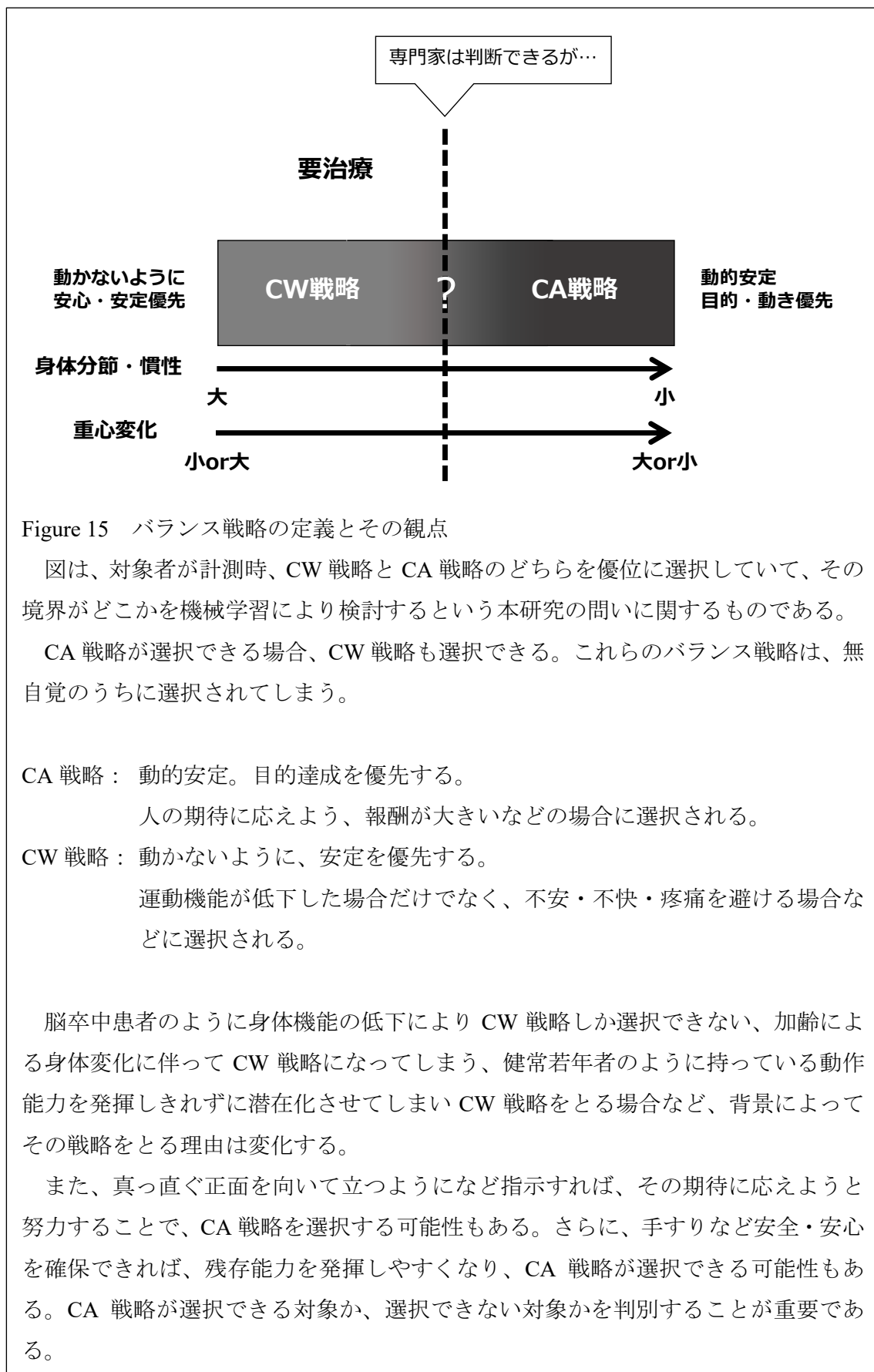
本章では、まず、Klein-Vogelbach の運動学の概念、Bernstein の運動制御理論について確認した。その上で、バランスの発達について説明し、バランス戦略・戦術の定義を確認した。そして、これまでのバランスに関する研究について概観することで、本研究で用いる特徴量を検討した。

以上のことをまとめて、本研究の課題を再度整理する。

本研究の目的は、ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別について、計測機器の使用により得られる客観的なデータとそこから抽出した指標を用いて可能にすることであり、第1の課題は、バランス戦略・戦術の定義や評価の指標を明確にすることであった。

バランス戦略・戦術の定義は、2.2.2 でまとめた。最も判別する必要があるのは、CA 戦略を選択できるか否かであった。また、客観的な指標：特徴量として選択されたものは、姿勢アライメントの観点から、股関節角度の平均値とその標準偏差値、頭部傾斜角度の平均値とその標準偏差値、身体の拡がりの平均値とその標準偏差値、身体動揺の大きさとその変動の観点から加速度標準偏差値、協調性の観点から立体角平均値であった。

そして、これらの指標は、本研究のバランス戦略・戦術の観点でいえば、1) 股関節角度の平均値とその標準偏差値、頭部傾斜角度の平均値とその標準偏差値、身体の拡がりの平均値とその標準偏差値は慣性と、2) 加速度標準偏差値は COM の変動と、3) 立体角平均値は身体分節、自由度と関連した指標と考えられた。これらの定義、特徴量を用いて、機械学習による判別が可能となるかについて検討することにする。以上のことを Figure 15 にまとめた。



第3章 データ計測

本章では、これ以降の章で利用するデータの計測について説明をする。

3.1 参加者

本研究への参加者は、健常若年者 6 名(年齢幅: 22-23 歳、平均年齢 \pm 標準偏差: 22.5 \pm 0.5 歳、男性 2 名、女性 4 名) と脳卒中患者 13 名(年齢幅: 41-85 歳、平均年齢 \pm 標準偏差: 67.6 \pm 12.0 歳、男性 9 名、女性 4 名)、脳卒中患者と同年代の健常者(同年代健常者)11 名(年齢幅: 56-82 歳、平均年齢 \pm 標準偏差: 67.2 \pm 9.6 歳、男性 5 名、女性 6 名)であった。

なお、健常者は、日常生活に支障をきたすような整形外科的疾患や神経疾患を有していない者を参加者とした。

また、脳卒中患者は、回復期病棟に入院中の右片麻痺者 5 名、左片麻痺者 8 名であり、立位保持が自己にて 30 秒以上保持可能な者を参加の条件とした。運動能力は、Stroke Impairment Assessment Set: SIAS における下肢近位(股)、下肢近位(膝)、下肢遠位(足)の中央値でそれぞれ 4、4、4、動作能力は FIM の合計点で 98.3 \pm 13.8 点(max115 点、min74 点)であった。詳細は、Table 3 に示す。

ここで SIAS とは、脳卒中による、運動機能、感覚機能、関節可動域など複数の面から機能障害を評価するものである(千野ら, 1997)。そして、SIAS の各項目は 0 から 3 点(運動機能のみ 5 点)で表され、総得点は 62 点で、得点が高いほど機能が良いことを示す。また、FIM とは、脳卒中患者などの能力低下を評価するために作られたものであり、すでに世界十数カ国以上で使用されている(千野ら, 1997)。その内容は日常生活動作の 18 項目を 1 から 7 段階に能力分類するもので、これも点数が高いほど、自立度が高いことを示す(満点 126 点)。なお、SIAS と FIM はどちらも順序尺度法である。

本研究は、ヘルシンキ宣言に従い、宇野病院倫理委員会の承認のもと実施しており、参加者には事前に研究に関する説明を口頭と紙面にて行い、同意を得た。

3.2 計測場所、計測期間

計測場所は、宇野病院リハビリテラスであった。なお、計測時、検者と参加者だけが計測場所に立ち入ることができ、音や光などの影響も極力少なくなるよう配慮した。

計測時間帯は、参加者が健常若年者、脳卒中患者、同年代健常者と多岐に渡ることなどから、昼 13:00 前後と夕方 18:00 前後の 2 つの時間帯であった。時間帯の統一については、今後の検討課題である。

計測期間は、ある年の 8 月 22 日から 12 月 13 日にかけての 113 日間であった。その期間に入院されており、条件を満たし、かつ同意が得られる脳卒中患者は限定されてお

Table 3 脳卒中患者の詳細

No	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
性別	male	male	male	male	female	male	male	female	female	male	male	female	male
年齢(歳)	41	67	73	58	70	58	69	85	85	58	69	78	68
身長(cm)	168	163	154	165	153	173	153	133	145	156	159	146	159
体重(kg)	71	53	48	58	52	62	53	48	49	63	46	50	70
診断	右被殻出血	小脳出血	脳梗塞	右小脳出血	左橋梗塞	右視床出血	左被殻出血	脳梗塞	右視床出血	左脳梗塞	右被殻出血	左脳梗塞	左脳梗塞
障害側	Lt	Lt	Rt	Rt	Rt	Lt	Rt	Rt	Lt	Rt	Lt	Rt	Rt
発症後期間(日)	97	136	53	37	65	85	89	91	64	21	88	67	61
SIAS-運動機能	4-4-4-4-4	5-4-5-5-5	4-4-3-3-3	5-5-5-5-5	4-4-4-4-4	4-3-4-3-4	4-4-4-4-4	4-4-4-4-4	4-5-5-4-5	5-5-5-5-5	1-0-2-2-1	5-5-5-5-5	4-4-4-4-4
SIAS-下肢筋緊張	2	3	2	3	3	0	3	2	3	1	1	3	2
SIAS-下肢触覚	2	3	3	3	3	3	3	1	3	2	0	2	0
SIAS-下肢位置覚	1	3	2	3	3	3	3	1	2	3	0	2	0
FIM運動(点)	78	56	61	77	80	65	80	66	85	77	70	84	61
FIM認知(点)	35	18	17	15	33	27	23	21	30	31	31	28	29
FIM合計(点)	113	74	78	92	113	92	103	87	115	108	101	112	90
FIM歩行(点)	6	5	5	5	6	5	7	5	6	5	5	7	5

*SIAS:Stroke Impairment Assessment Set FIM: Functional Independence Measure

り、参加者数は少なかった。機械学習を行うにあたり、データ数が少ない場合、一般的に大量のデータが必要となる深層学習という手法は選択しにくい。さらに、深層学習には、得られた判別結果がなぜそのようなになるかについて検討が十分できないという問題も存在する。将来的に、バランス戦略・戦術の判別が可能になるだけでなく、抽出した特徴量から初級者や患者にアドバイスできるようにしていくことを目標にする本研究の主旨にそぐわないため、SVM による機械学習を選択した。

3.3 使用した計測機器と計測手順

使用した計測機器は、加速度計(ATR-promotions 社製 WAA-006)、フォースプレート(Kistler 社製 9260AA6)、三次元データ計測装置(Kinect for Windows V2)、コンパクトカメラ(Canon 社製 デジタルカメラ IXY600F)であった。

計測状況を Figure 16 に示す。この時、Kinect とコンパクトカメラを設置した三脚には水準器が取り付けられており、床面に対して水平と垂直を確保した。

計測では、まず、参加者の頭頂部(Head)、第4胸椎棘突起(Th4)、第3腰椎棘突起(L3)、大転子(Hip)、膝関節外側関節裂隙(Knee)、外果(Ankle)に加速度計を貼付した。なお、Hip、Knee、Ankle の加速度計は、健常者では右側に、脳卒中患者では非麻痺側に貼付した



Figure 16 計測状況

参加者と壁との距離は 2.5m である。また、壁のロールカーテンをおろし、視覚条件を統一している。Kinect、コンパクトカメラを設置した三脚には水準器がついており、それに基づいて、垂直、水平を確保した。

(Figure 17)。また、Kinect による変位データの取得位置は、Head、Th4、L3、Hip、Knee、Ankle という加速度計貼付部位に加えて、耳孔、肩峰、剣状突起、下位肋骨、腸骨稜、上前腸骨棘の合計 12 箇所とした(Figure 18)。

加速度計を貼付した状態の参加者に、壁から 2.5m の位置に設置したフォースプレー

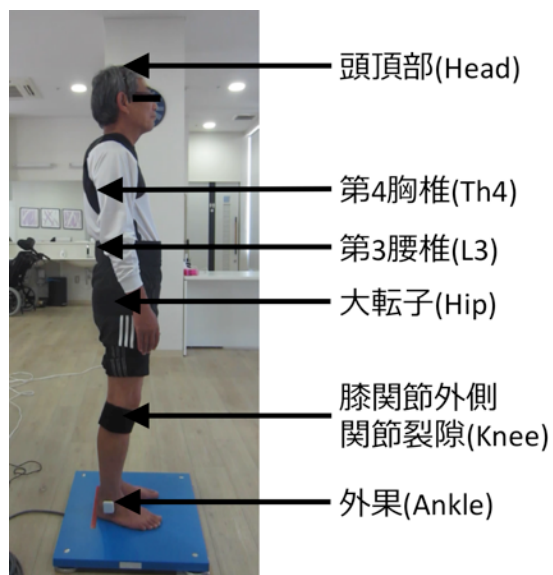


Figure 17 加速度計貼付部位

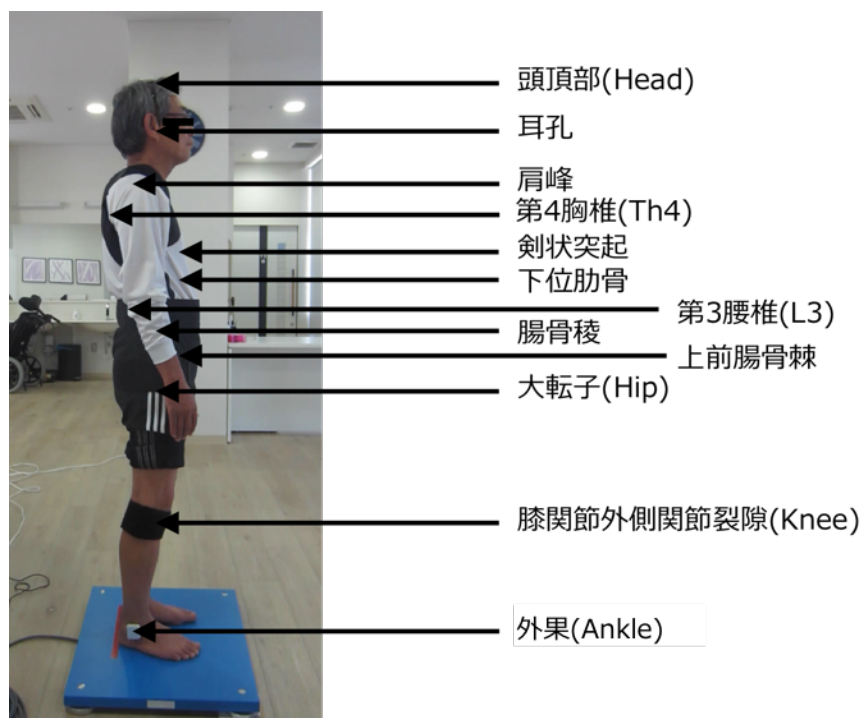


Figure 18 Kinect データ計測部位

トの上で開眼静止立位をとらせた。このとき、計測肢位は、両上肢を可能な限り体側へ下垂させ、両踵を 10cm 離し、足尖を 10 度外旋位とした。脳卒中患者の場合、これにできる限り近づけるようにしている。なお、壁のロールカーテンをおろし、視覚条件に関して各参加者で差がないように配慮した。

計測開始については、フォースプレートに参加者がのった後、少なくとも 5 秒以上経過し、立位が安定したと判断してから、計測を開始した。計測開始時の参加者への指示は、「ぼんやりと前を眺めて立っていて下さい。終了の合図があるまで立っていて下さい。それでは始めます。」であり、特定の注視点は設けなかった。可能な限り自然な立位保持時のデータを計測するため、このように指示した。計測は、3 試行実施した。

そして、フォースプレートで COP、加速度計で加速度をサンプリング周波数 200 Hz で記録した。また、右側方から Kinect で三次元データを、コンパクトカメラで二次元データを 30 frame per second で記録した。解析には、30 秒間のデータを利用した。

3.4 データ処理

データ処理として、Moe et al の方法(2002)に依拠して、加速度計から得られる加速度について、水平面に対する傾きを補正した。また、Kinect からの変位データ取得は、Henriques(2014)に依拠して実施した。まず、追跡する身体部分を含む関心領域(region of interest; ROI)を手動で選択した。ROI の追跡には、Kernelized Correlation Filter が用いられた。ROI を選択すると、自動的に追跡され、ROI の中心座標の変位データ(水平、垂直および軸方向)が出力された。

フォースプレートから得られる COP と加速度計から得られる加速度のフィルタリングには、いずれも 4 次の Butterworth filter を用い、4Hz で高域遮断した。このフィルタリング手法は、先行研究における運動学的データの解析で用いられる方法である(Sasagawa et al, 2009)。また、Kinect から得られる変位データのフィルタリングについては後の章(第 5 章)で検討することとする。データ処理、フィルタリングには Matlab R2017b を用いて行った。

なお、指標の算出の際には、得られた 30 秒間分のデータは 10 秒間ごとに区切り、1 試行で 3 つのデータとした。このため、参加者 30 人分×3 データ×3 試行となり、合計のデータ数は 270 データとなった。

第4章 バランス戦略・戦術の視診評価

4.1 二次元データに基づいた理学療法士の視診によるバランス戦略・戦術の分類(分析1)

4.1.1 目的

コンパクトカメラで撮影された二次元データを用いて、理学療法士の視診により、機械学習で使用する教師データを作成することを目的とした。

4.1.2 方法

この分析には、コンパクトカメラで撮影された二次元データ、参加者30人分、各3試行、合計90試行のデータを用いた。筆者を含む理学療法士4名(男性3名、女性1名: 経験年数5年目1名、7年目1名、9年目2名)が評価した。

なお、参加した理学療法士4名は日頃の臨床から、1.1.2で触れたような方法で患者の評価・治療を行っている。また、Klein-Vogelbachの運動学の概念も含んだ講習会にも参加しており、比較的この視診評価になじんでいる理学療法士であった。

さらに、臨床経験42年目の理学療法士1名(男性: エキスパート)が最終的な確認をした。このエキスパートは、Klein-Vogelbachの運動学の概念も含んだ講習会に講師としても参加しており、日本におけるこの技術の第一人者である。

評価方法は、二次元データを複数回観察し、全員のコンセンサスを得て、分類を決定することとした。

先述したように、視診評価に参加した理学療法士はある程度共通した知識を持っていた。このため、評価開始の際には、「CW戦略とCA戦略に分類していきましょう」という簡単な説明にとどめた。また、あらかじめ、いくつかのバランス戦略に分類するかということは決めず、評価をしていく中で、同じようなバランス戦略をとっているヒトをまとめていく、という進行手順をとった。具体的なバランス戦略・戦術の視診評価は、1試行ずつ1.1.2のように行った。

4.1.3 結果

まず、バランス戦略・戦術の分類についての視診評価の過程を述べる。なお、指標を算出する際には、10秒ごとに区切るとしたが、二次元データの観察上、1試行30秒間中に、バランス戦略・戦術が変化することはなかった。このため、1試行から得られる3つのデータは全て同じバランス戦略・戦術と判断できた。

まず、sway back 姿勢(股関節伸展位)や股関節が屈曲位の姿勢で、慣性を大きくし、過剰に安定した姿勢を保持して、動きたい時だけ強い力を使って動くという安定性を優先した戦略(CW戦略)であるのか、あるいは調整をしながら真っ直ぐな良い姿勢を保ち、

柔軟にどの方向にも動ける可能性を持った戦略(CA 戦略)をとっているのかという 2 つの戦略に分類することができた。

ここで、本研究の主たる目的の一つであるバランス戦略の分類という観点では、慣性を大きくしている股関節伸展位と股関節が屈曲位の姿勢は同じ安定性を優先した CW 戦略について考える。股関節伸展位の姿勢では、股関節、腹部の不安定性(低緊張)という問題を抱え、一方で、股関節が屈曲位の姿勢では、体幹伸筋群の弱化という問題を抱えている可能性が高い。このため、これらを分類することは、治療アプローチを組み立てる上で、非常に意義がある。そこで、CW 戦略を股関節伸展位と股関節屈曲位の姿勢とで下位分類することとした。これが、バランス戦術の分類に当たる。

さらに、CW 戦略で股関節屈曲位と分類された中でも、身体動揺が大きく、不安定となっている場合と、身体動揺は比較的小さく、安定している場合とに分類できた。これらも、治療アプローチの観点では、不安定な立位の場合、筋出力が弱く、自信もないことが多く、力をつけ、自信を持ってもらい、より立位を安定させていく必要がある。一方で、過剰ではあるが、安定した立位をとれている場合では、筋出力は十分あるものの、自信がないことが多く、自信を持ってもらい、柔軟な調整ができるようにしていくアプローチが必要となり、CW 戦略-股関節屈曲位の中でも、下位分類する意義が存在する。なお、CW 戦略-股関節伸展位の場合、身体動揺は比較的小さかった。

また、1 名の参加者は CW 戦略ではあるが、小脳出血による失調症状により、動揺が不規則な症例を認めたため、別分類とした方が適切と判断した(もう 1 名小脳出血の参加者が含まれていたが、こちらは失調症状が主たる症状ではなく、他の参加者と同じ分類が適応可能であった)。

また、CA 戦略の場合には、CW 戦略のような下位分類は存在せず、いずれの場合も、調整をしながら真っ直ぐな良い姿勢を保ち、柔軟にどの方向にも動ける可能性を持っていた。

以上の視診評価の過程をまとめると、1) CA 戦略(CA 戦略群)、2) CW 戦略-股関節伸展位(股関節伸展群)、3) CW 戦略-股関節屈曲位-身体動揺小(股関節屈曲安定群)、4) CW 戦略-股関節屈曲位-身体動揺大(股関節屈曲不安定群)、5) 特殊例(失調症状群)の 5 群に分類できた。

次に、バランス戦略・戦術の視診による評価の分類結果を示す(Table 4)。CA 戦略群 9 試行(内訳: 健常若年者 9 試行)、股関節伸展群 50 試行(内訳: 健常若年者 6 試行、同年代健常者 29 試行、脳卒中患者 15 試行)、股関節屈曲安定群 18 試行(内訳: 健常若年者 3 試行、同年代健常者 3 試行、脳卒中患者 12 試行)、股関節屈曲不安定群 10 試行(内訳: 同

Table 4 視診によるバランス戦略・戦術の評価結果(5 群、3 群、2 群への分類)

5分類				
Group	戦略	股関節角度	身体動揺変動	N=90
CA戦略群	CA戦略	中間位		9
股関節伸展群	CW戦略	伸展位		50
股関節屈曲安定群		屈曲位	小さい	18
股関節屈曲不安定群			大きい	10
失調症状群			大きい	3

(試行)

3分類		
Group	戦略	N=90
CA戦略群	CA戦略	9
CW戦略安定群	CW戦略	71
CW戦略不安定群	CW戦略	10

(試行)

2分類		
Group	戦略	N=90
CA戦略群	CA戦略	9
CA戦略以外群	CW戦略	81

(試行)

年代健常者 1 試行、脳卒中患者 9 試行)、失調症状群 3 試行(内訳: 脳卒中患者 3 試行)に分類された。

また、5 群に分類した各バランス戦略・戦術に関して、治療アプローチの観点から分類の方法を変更し、3 群、2 群にも分類した。その結果は、1) 股関節屈曲不安定群(CW 戦略不安定群)と 2) それ以外の CW 戦略(股関節伸展群、股関節屈曲安定群、失調症状群; CW 戦略安定群)、3) CA 戦略群の 3 群への分類と、1) CA 戦略群と 2) CA 戦略以外群(股関節屈曲不安定群、股関節伸展群、股関節屈曲安定群、失調症状群)の 2 群への分類であり、Table 4 に示す。

ここで分類に難渋し、最終的な判断をエキスパートに依頼した全 12 試行を以下に挙げる。健常若年者 3 試行に関して身体全体が前傾しており、股関節屈曲安定群か股関節伸展群かで判断に迷い、股関節屈曲安定群に分類した。また、同様に健常若年者 3 試行

について、股関節はやや伸展しているものの、比較的、体幹は真っ直ぐに保持できている立位であり、股関節伸展群かCA戦略群で判断に迷い、股関節伸展群と判断した。同年代健常者3試行と脳卒中患者3試行では、膝関節が屈曲位となっており、股関節伸展群か股関節屈曲安定群かで判断に迷い、股関節伸展群と股関節屈曲安定群にそれぞれ分類した。それ以外の試行については概ね容易に一致した見解が得られた。なお、分類に難渋したものを除いて機械学習を行った結果については、第8章、注釈として示している。

4.1.4 考察

まず、CA戦略をとっていると評価された参加者は健常若年者のみであった。本研究における、脳卒中患者、同年代健常者の参加者で、CA戦略と評価できる者はいなかった。本研究におけるCA戦略は、「課題遂行、目的達成を優先する。DSを実現し、(CW戦略と比較して)身体の質量分布を相対的に小さくし、かつ分節を小さくすることで慣性を小さくし、動くための微細な調整を拮抗筋活動で行う。その結果、各分節の慣性が小さいため、小さな筋出力で容易に動くことができ、多様な活動や強く大きく、速い活動を可能となる戦略」と定義している。体幹を真っ直ぐに保持し、環境に対して微妙な調整を行っていることが視診で確認できた参加者のみ、CA戦略を選択していると評価した。なおCA戦略群には、下位分類は存在しなかった。

ここからは、CW戦略の中でも、特に多く確認された股関節伸展群について考察する。sway back 姿勢は日本人の多くがとる姿勢であり、富田(2018)は、この原因とそれが引き起こす問題について次のようにまとめている。

「この姿勢の最大の原因は、腹部の安定筋の緊張低下である。...(中略) 腹部の安定筋の緊張低下で腹部にインスタビリティ (筆者追記：不安定性) が生じると、不安定による不快、疲労などで情動的に自己保存の反応が強まり、保身のために動かすにくいところを使わないですむように、身体の一部を固定して重りで釣り合いをとるようにして質量の分布範囲を広くする、支持面の外側に COP を移動もしくは支持面に面としてではなく点として接するなど、身体内部だけでなく支持面との関係でも運動の自由度が小さくなるような動き方を選択することになる」 (p160-161)

このように、sway back 姿勢は、自己身体や環境の変化に対して、安定することを優先したまま動くために、自分の筋の使いにくいところは使わず、使いやすいところを使って、左右方向で偏りを作っている状態を表している。

本研究の結果からは、各試行がどのような理由で sway back 姿勢をとっているかについては言及することはできないが、脳卒中患者では、身体機能の変化によりある意味では CW 戦略しか選択できない可能性があり、同年代健常者では、加齢による身体変化に伴って生じた可能性がある。また、健常若年者では、持っている動作能力を発揮しきれずに潜在化させてしまっている可能性があるかと推察できる。

また、CW 戦略-股関節屈曲位の場合、下位分類として、安定している場合と不安定になってしまっている場合とに判別された。CW 戦略-股関節伸展位では股関節屈曲位と異なり、不安定になることはなかった。これは、股関節屈曲位では体幹背部筋や股関節伸展筋群の遠心性収縮での制御が必要なのに対して、股関節伸展位では、前述したように腹部筋の緊張が低下していても靭帯の緊張などで身体構造上、安定することができるためと考えられる。

4.2 第4章まとめ

本章では、理学療法士が、視診によってバランス戦略・戦術の分類を行った。その結果、バランス戦略・戦術は、5 群に分類できた。さらに、この分類に基づいて、治療アプローチの観点から 3 群と 2 群に分類した。また、CA 戦略は健常若年者のみで認められ、CW 戦略の中では股関節伸展群が最も多いという結果となった。そして、CA 戦略や股関節伸展群の意味について考察を行った。

これらの分類を用いた次章以降の機械学習における目的は、2 分類の場合には、CA 戦略と CA 戦略以外群ということを判別することである。一方で、5 分類や 3 分類の場合、治療アプローチの観点から CW 戦略をより詳細に下位分類している。このため、目的は、CA 戦略と CW 戦略の下位分類を判別することである。

第5章 フィルタリングの有効性に関する予備的な検討(分析 2)

第4章で参加者のバランス戦略・戦術の視診評価を行い、分類まで実施した。ここからバランス戦略・戦術の機械学習による判別に移っていくが、本章では、その予備的な準備として Kinect から得られる三次元データのフィルタリングについて検討した。得られた三次元データにはノイズが含まれているため、そのノイズを適切に除去することで機械学習による判別の正解率を高めることができる。このため、まず、適切なフィルタリング方法を検討することにした。

5.1 目的

すでに述べたように、本研究で用いた三次元データは Kinect で計測した。そして、3.4でも触れたように Henriques(2014)に依拠して変位データを取得した。Kinect のトラッキング精度は、1.1.3でも触れたように Vicon でのトラッキングデータと比較しても有用とされている(Otte ら, 2016; Clark ら, 2012)。これらの研究では、スケルトンモデルを用いて、データを取得している。しかしながら、本研究での対象となる静止立位における身体動揺は非常に小さく、また、体幹部を複数の部位に分けており、スケルトンモデルで大まかな位置情報を取得するだけでは不十分である。このため、ノイズが多い生データを取得し、フィルタリングするという手法をとっている。

そこで、分析 2 では、複数のフィルタリング方法を用いた時系列データから特徴量を算出し、SVM による教師あり機械学習を行った。なお、SVM については、5.4 で説明する。そして、その正解率からフィルタリングの有効性について検討することを目的とした。正解率が高いほど、そのフィルタリングが有効と考えることができる。

5.2 方法

機械学習の方法として、SVM による教師あり機械学習を用い、教師データには、第4章で得られた視診によるバランス戦略・戦術の判別結果を用いた。対象データ数は、3.4、4.1.3 で説明したように、270 データであり、1 試行で得られた 3 つのデータはすべて同じバランス戦略・戦術と判断できた。

ここで、機械学習に用いる特徴量は、第2章で検討した、Kinect を使用して得られる三次元データから算出された指標(股関節角度平均値とその標準偏差値、頭部傾斜角度平均値とその標準偏差値、身体の広がり平均値とその標準偏差値、身体各部位の加速度標準偏差値(3 方向×12 部位：36 種類)、立体角平均値(8 ペア))の 50 種類とした。これらの算出方法については、5.3 で説明する。

そして、本研究では、k-分割交差確認法と逆 k-分割交差確認法により、学習に用いる

データの割合を全体の 80%、50%、25%と変化させ、その時の正解率の変化を評価した。また、ランダムサンプリングによるサンプルの偏りを考慮し、交差検証をそれぞれ 20 回行い、平均正解率を求めた。なお、k-分割交差確認法については 5.5 で説明することとする。

フィルタリングの種類は、4 次の Butterworth filter(4Hz 高域遮断; Butter)、Kalman filter(Kalman)、Kalman with Graph filtering(ρ :0.005、 μ :0.005; Graph)とした。フィルタリングに関しては 5.6 で説明することとする。

なお、本研究でのフィルタリング、SVMによる機械学習と k-分割交差確認法は、Matlab R2017b を用いて実施した。

5.3 特徴量について

機械学習に用いる特徴量について確認していく。

5.3.1 股関節角度の平均値と標準偏差値(単位:degree)

股関節角度は、日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会が定める「関節可動域表示ならびに測定法」における股関節屈曲、伸展に準拠し、肩峰、Hip、Knee のなす角度を算出している(Figure 19)。これらが一直線上に並んだ状態が中間位である。

なお、日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会が定める関節可動域表示ならびに測定法ではこれを 0 度と定めているが、本研究ではデータ算出の制約上、中間位を 180 度とし、これよりも大きな値は伸展位、小さな値は屈曲位とした。

5.3.2 頭部傾斜角度の平均値と標準偏差値(単位:degree)

頭部傾斜角度は、耳孔と肩峰を結んだ線と鉛直線のなす角度を算出した(Figure 19)。なお、Kinect は三脚の水準器により支持面に対して水平を保持しており、耳孔と肩峰の位置データに対して、逆三角関数を用いることで算出できる。この値が小さいほど真っ直ぐ保持できていることになり、大きいほど頭部が傾斜し、良い姿勢ではないことになる。

5.3.3 矢状面上での身体の広がり(単位:mm)

最も前方に位置する身体部位と最も後方に位置する身体部位の距離を示す(Figure 19)。この値が小さいことは慣性が小さいことを、大きいことは慣性が大きいことを示す。なお、身長、体重、それぞれと身体の広がりとの相関係数は、それぞれ、-0.05、0.27 であり、相関なしから弱い相関であった。一方、体重を身長の二乗で除して算出するボディ

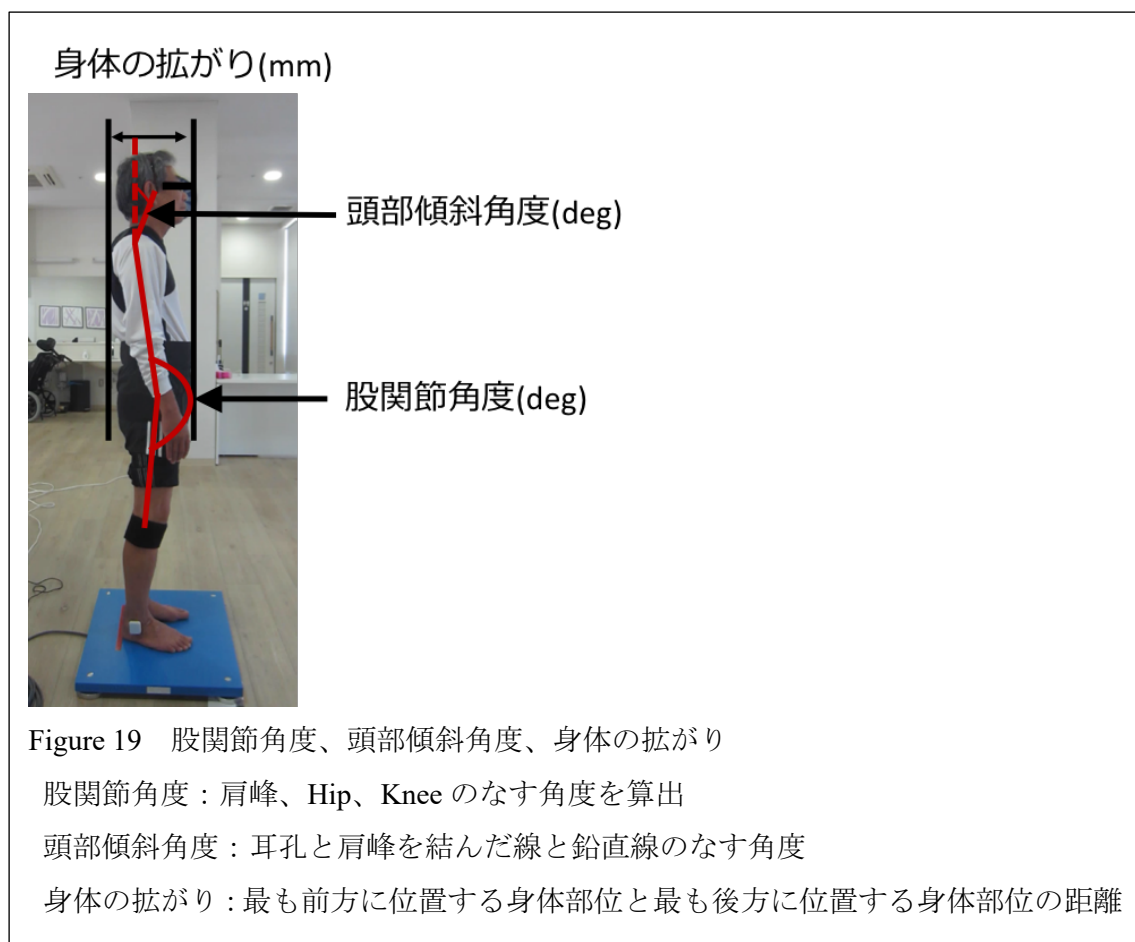
マス指数(Body Mass Index: BMI)とは 0.46 とやや相関を認めていた。体格の差による影響がないとは言い切れず、今後の研究では、正規化などの必要性について検討が必要である。

5.3.4 身体各部位の加速度標準偏差値(単位:mm/s²)

Kinect による変位データの取得位置は、Head、Th4、L3、Hip、Knee、Ankle、耳孔、肩峰、剣状突起、下位肋骨、腸骨稜、上前腸骨棘の合計 12 箇所であった(Figure 18)。

これらの身体各部位の加速度 A は、Winter(2009)に依拠し、得られた前後左右上下方向の位置データを x 、 y 、 z 、時刻を t として、下記の式で求め、そこから標準偏差値を求めた(x を y 、 z に置き換えることで各方向の標準偏差値を算出)。

$$Ax_i = \frac{x_{i+1} - 2x_i + x_{i-1}}{\Delta t^2}$$



5.3.5 立体角平均値(単位: Sr)

立位における身体各部位の協調性に関する従来からの指標として、相対位相がある(Bardy et al, 1999)。この相対位相では、二つの部位の運動方向が同じ場合を同位相(in-phase)、反対の場合を逆位相(anti-phase)とし、運動方向の関係性によって変化する(Bardy et al, 1999)。このため、相対位相は、二つの部位の元々の位置関係と運動の速度によって変化する、二つの部位が近づくか、離れるかといった位置関係の変化が区別できない。

一方で、本研究で身体各部位の協調性の指標として採用した立体角は、二つの身体部位の水平面上での距離を半径とした円の面積を、その二つの身体部位の矢状面上での距離の二乗で除して求められるものである(Lee et al, 1985)。このため、運動方向の関係性によって変化する相対位相とは異なり、二つの身体部位の位置関係により値が変化する。立体角が大きい場合、二つの身体部位が離れて動いていることを示す。一方、立体角が小さい場合、近くで動いていることを示す(Figure 20)。

従来から用いられている相対位相ではなく、立体角を指標として用いることで、運動方向の変化ではなく、身体部位の位置関係が一定方向に収束するか、離れるかといった位置の変化そのもの、つまり姿勢の変化を評価することができる。

なお、身体各部位の位置関係が上下方向で逆転することが生じていないことを確認しており、上記の通り、値が大きいほど身体部位の位置関係が離れていること、値が小さいほど身体部位の位置関係が近いことを示す(Figure 21)。

$P(x_1, y_1, z_1)$ と $O(x_2, y_2, z_2)$ の立体角は、下記の式で求められる。なお、 x 、 y 、 z はそれぞれ、前後方向、左右方向、上下方向の位置データを示す。

$$\text{立体角} = \frac{\pi * \{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2\}}{\{(z_2 - z_1)^2 + (x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2\}}$$

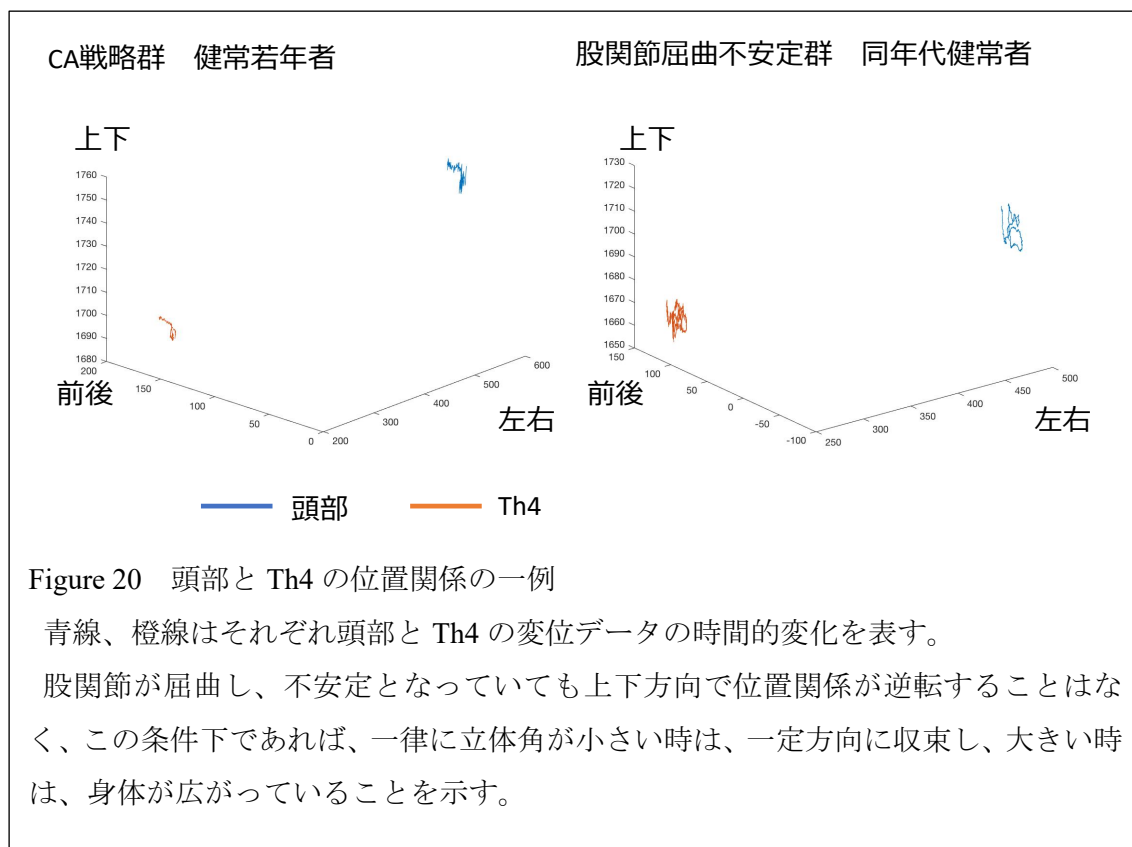
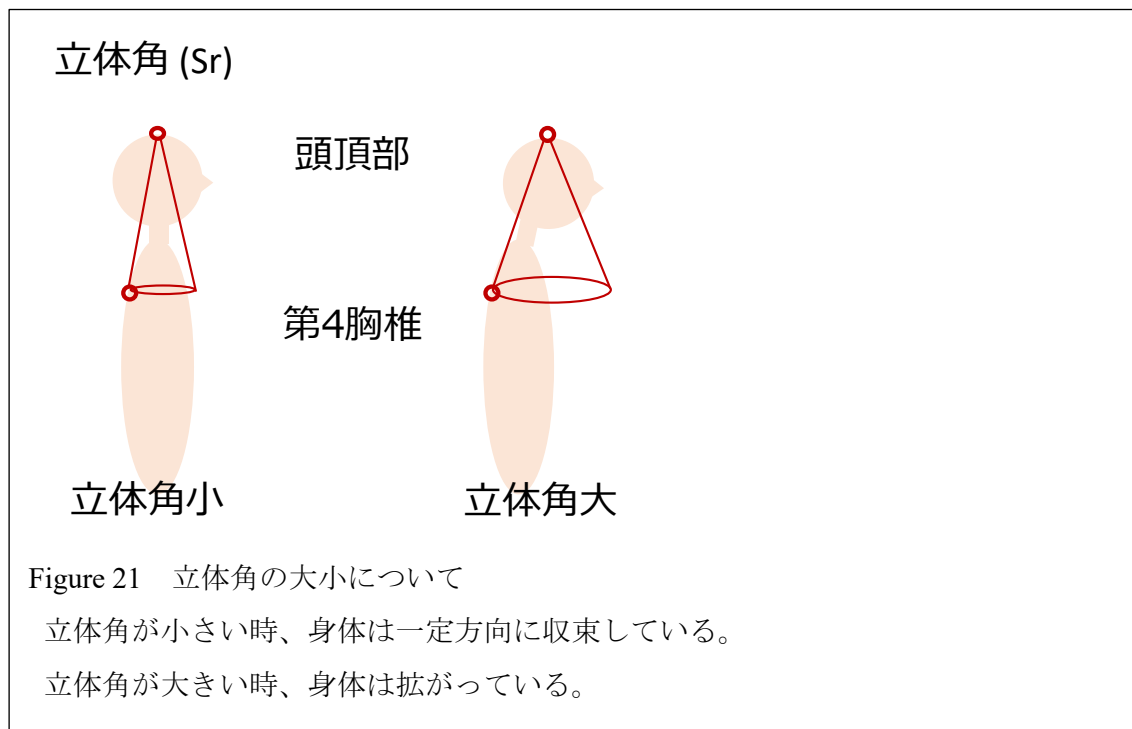
5.4 SVM

SVM は、1960 年代に Vapnik らによって考案された Optimal Separating Hyperplane を起源とした、教師あり学習を用いる識別手法の一つである(Vapnik et al, 1998)。各分類境界のマージンを最大化する超平面を求め、分類を行うものである(Figure 22)。

SVM は、テキスト分類に関する分類の正解率、書き手判別の精度が高い方法とされる(金, 2014)。その他にも脳活動から現象を予測するために用いられたり、魚種識別に用いられたりなど様々な分野で多く用いられている(鹿野, 2017; 金城ら, 2014)。このため、本研究でも、汎用性の高いこの手法を用いることとした。

5.5 k-分割交差確認法

学習データで構築した分類器の性能の評価は、テストデータを用いて行う。その評価



方法の一種である k -分割交差確認法では、まず、得られたデータを k 個のグループにランダムに分割する。そして、 $k-1$ 個のグループで学習を行い、残りの 1 つのグループでテストを行うということを k 回繰り返した時の平均値を求め、評価を行うものである。

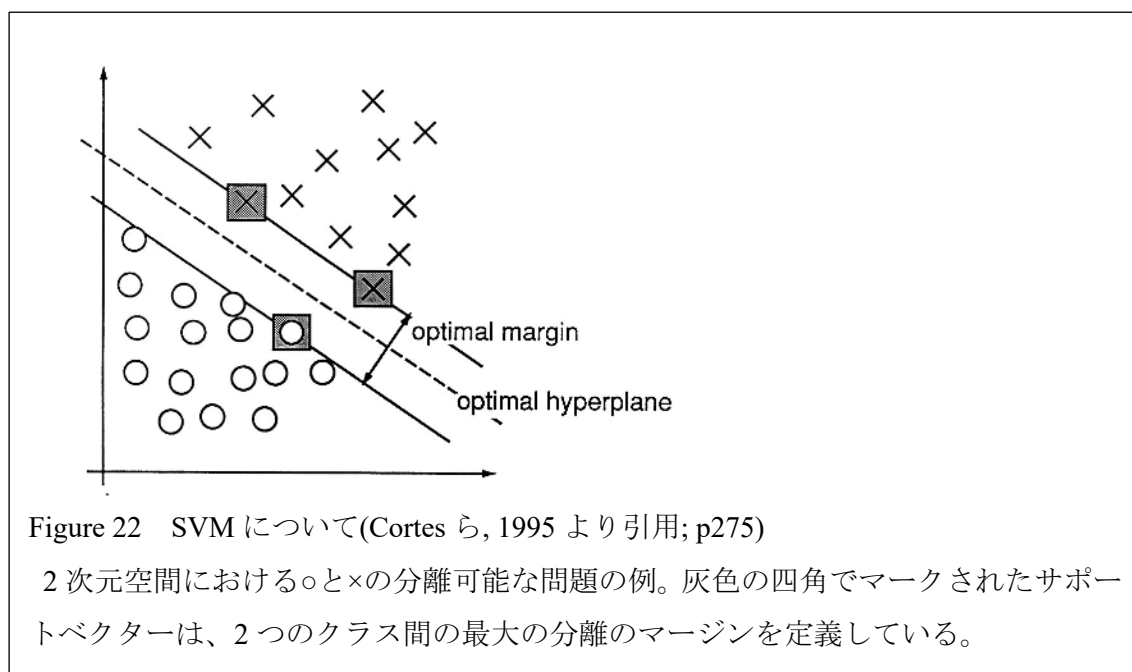
本研究では、 k の値を 5、2 と変化させた(それぞれ、学習に用いるデータの割合は 80%、50%となる)。さらに、逆 k -分割交差確認法を用い、 $k=4$ とし、今までとは逆に k 個のグループに分割し、1 つのグループで学習させ、残りの $k-1$ のグループでテストを行った(学習に用いるデータの割合は 25%となる)。

5.6 フィルタリングについて

分析 2 で用いた従来から用いられているフィルタリング手法は、Butterworth filter と Kalman filter である。

フィルタリングは、信号のある周波数の選択的除去もしくは減衰を目的とする。一般的に、信号は低域にパワーを多く持っており、一方、ノイズのパワースペクトルは平坦である(足立ら, 2012; Winter, 2009)。従って、ローパスフィルターを通して、低周波信号は減衰させずに通過させ、高周波のノイズを減衰させる必要がある。

まず、Butterworth filter の特徴は、通過域、阻止域のいずれにもリップルと呼ばれるさざなみは存在せず(三上, 2005)、立ち上がり時間が比較的短い(Figure 23)。ヒトの運動ではインパルス状の入力があることは少ないため、上記のような特徴を持つ Butterworth filter が用いられるとされる(Winter, 2009)。本研究もヒトの立位保持を対象としており、このフィルタリングを用いて、機械学習を行うこととした。



次に、Kalman filter は 1960 年代初頭にカルマンによって提案されたものであり、現在も理論と応用の両面において活発に研究開発されている(Kalman, 1960; 足立ら, 2012)。この Kalman filter は、現時刻までに測定可能な量である時系列データと入力を用いて、ダイナミクスを規定する状態変数の値を推定するものであり、大きな特徴は、逐次的に状態推定値を更新できることである(足立ら, 2012)。そして、事後状態推定値は次のような式で表される。

$$\hat{\mathbf{x}}_k = A\hat{\mathbf{x}}_{k-1} + B_k u_k$$

なお、 $\hat{\mathbf{x}}_k$ は事後状態推定値、 $\hat{\mathbf{x}}_{k-1}$ は事前状態推定値、 A は状態遷移モデル、 B は制御入力をそれぞれ示す。

そして、本研究で用いた Kalman with Graph filtering は、Kalman filter の理論に、Graphical Lasso(Friedman et al, 2008; 井手, 2009)と呼ばれる手法を適用した。これにより、身体各部位の関係性(相関関係)も考慮した上でフィルタリングを行うことが可能となる。これに関しては下記の式を用いる(Cheng et al, 2017)。

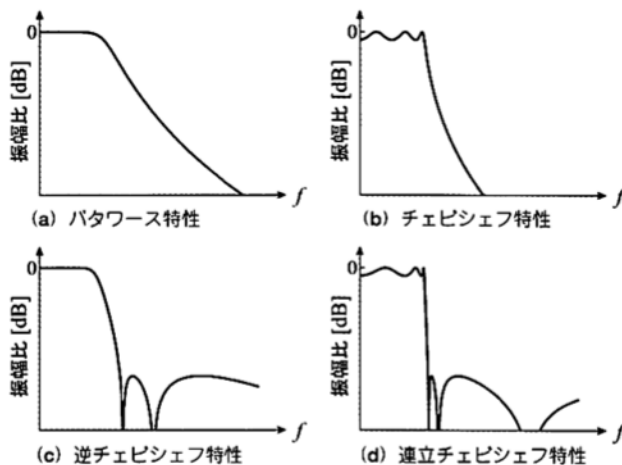


Figure 23 フィルタリング種類別特性(三上, 2005 より引用; p72)

バタワース特性では、通過域、阻止域のいずれにもリップルと呼ばれるさざなみが存在せず一定の値をとり、立ち上がり時間が比較的短い。通過域や阻止域の時系列データを変化させずに、フィルタリング可能なため、運動系の研究などで用いられる。

Table 5 フィルタリングの種類による正解率の比較(単位: %)

学習に用いたデータの割合	生データ	Butter	Kalman	Graph	平均
80%	45.9(5.9)	80.9(1.3)	84.0(2.0)	85.6(1.3)	74.1(1.7)
50%	37.3(5.7)	77.0(2.0)	77.9(3.1)	80.1(2.4)	68.1(1.8)
25%	34.1(3.8)	67.1(2.1)	69.8(2.1)	71.3(1.6)	60.6(1.6)
平均	39.1(7.2)	75.0(6.1)	77.2(6.3)	79.0(6.2)	
					平均値(標準偏差値)

$$u = (I + \mu\Theta)^{-1} \begin{bmatrix} \dot{x}_k \\ \dot{y}_k \\ z_k \end{bmatrix}$$

Θ が、Graphical Lasso を用いて推定されたスパース逆共分散行列を表す。このとき、 ρ という相関係数のどの値までを有意な相関とみなすかの設定を行い、本研究では 0.005 とした。また、重みづけパラメータである μ についても 0.005 とした。この設定については、予備的検討時に、機械学習による正解率が最も高いものであった。

5.7 統計学的解析

平均正解率について、学習に用いるデータの割合(3: 80%、50%、25%)とフィルタリングの種類(4: 生データ、Butter、Kalman、Graph)を要因とする 2 要因分散分析を行った。

なお、有意差を認めた場合の多重比較として、Tukey-Kramer 法を用い、有意水準は 0.05 未満とした。なお、解析には R version 3.2.1(Mac 版)を使用した。

5.8 結果

平均正解率の結果を Table 5 に示す。学習に用いるデータの割合とフィルタリングの種類を要因とする二要因分散分析を行った結果、学習に用いるデータの割合とフィルタリングの種類の交互作用を認めた($F(6, 228)=4.79$ 、 $p<0.001$)。

多重比較の結果、学習に用いるデータの割合が 80%の場合、Graph と Kalman ($p=0.896$)、Kalman と Butter($p=0.086$)の間には有意差を認めなかったが、一方で Graph は Butter、生データよりも有意に正解率が高く(いずれも $p<0.001$)、Kalman と Butter は生データよりも有意に正解率が高かった($p<0.001$)。

学習に用いるデータの割合が 50%の場合、Graph と Kalman($p=0.549$)、Graph と Butter($p=0.100$)、Kalman と Butter($p=0.999$)の間には有意差を認めなかった。一方で Graph と Kalman、Butter は生データよりも有意に正解率が高かった(いずれも $p<0.001$)。

学習に用いるデータの割合が 25%の場合、Graph と Kalman($p=0.941$)、Kalman と Butter($p=0.212$)の間には有意差を認めなかった。一方で Graph は Butter($p<0.01$)と生データ($p<0.001$)よりも、Kalman、Butter は生データ(いずれも $p<0.001$)よりも有意に高い正解率となった($p<0.001$)。

また、学習に用いるデータの割合とフィルタリングの種類の単純主効果検定の結果、それぞれ有意であった($F(2, 228)=364.56$, $p<0.001$, $F(3, 228)=2179.21$, $p<0.001$)。

学習に用いるデータの割合の主効果における多重比較の結果、25%、50%、80%の順で正解率が高くなることが示された(いずれも $p<0.001$)。

フィルタリングの種類に関する主効果における多重比較の結果、Graph は生データ、Butter、Kalman よりも有意に正解率が高く(それぞれ $p<0.05$, $p<0.001$, $p<0.001$)、Kalman は Butter、生データよりも有意に正解率が高く(それぞれ $p<0.001$, $p<0.001$)、Butter は生データよりも有意に正解率が高かった($p<0.001$)。

5.9 考察

単純主効果検定の結果、Graph は他のフィルタリング手法や生データよりも、有意に正解率が高くなったことから、本研究で用いたフィルタリングにおいて、正解率を高めるフィルタリング手法として最も有効と考えられた。Graph では 25%と少ないデータ数の学習でも正解率 70%台であった。

Butterworth など従来手法では、ローパスフィルターを使用しているが、フィルタの次数やカットオフ周波数の決定は経験により決定している。一方、Kalman や Graph では経験ではなく最適設計が可能であるというメリットがある。さらに、静止立位は身体各部位の協調関係によって成立している。このため、Butterworth のように一括で平均的にノイズを除去するのではなく、Graph のように身体各部位の関係性について考慮することは、よりノイズの少ないデータが得られ、正解率が高まり、本研究に有効と考えられた。

次に、分析 2 における機械学習の正解率の程度について考察する。まず、5 分類の場合、全ての予測を最も多い股関節伸展群と判断すると、正解率は $150 / 270 * 100 = 55.6$ (%)となる。この正解率よりも平均正解率が高ければ、機械学習を行った意味がある結果といえる。分析 2 の結果では、生データを除いて、これよりも高い正解率が得られ、機械学習を行った意味がある結果といえた。

次に、先行研究における機械学習の正解率を確認していくこととする。ここでは、姿勢の分類を試みた研究を挙げる。Mircevska et al(2009)は、赤外線モーションキャプチャシステムを用いて得られる足部と頸部の上下方向の位置情報に基づいて 6 つの特徴量

(足部と頸部の距離や上下方向の速度など)を算出し、立位、座位、臥位、転倒、上方向への動き、下方向への動きの6つに分類した(そこにはヒトの知識も加えている)。そして、合計で66087の姿勢データに対して、SVMで機械学習させ、10-分割交差確認法で評価した。その結果、正解率は89.5%であった。

また、Zemp et al(2016)は、座位姿勢の変化をについて、41人を対象とした1148データに関して、16個の力センサーから得られる値とバックレストの角度を特徴量として7つの座位姿勢に分類しようと試みた。そして、one-leave-fold-validation(一人の対象のデータセットを残してテストデータとし、残りで学習させた。これをすべての対象で繰り返す方法)を用いて、正解率を算出した。その結果、SVMによる機械学習では82.7%の正解率が得られた。また、ランダムフォレストと呼ばれるアルゴリズムで機械学習をさせた場合、90.9%の正解率が得られた。

本研究の分析2では、まずKinectを使用して得た身体位置の変位データに対して複数のフィルタリング手法を適用した。そして、それぞれのフィルタリング手法を適用した時系列データから算出した特徴量を用いて、ヒト静止立位におけるバランス戦略・戦術の分類を行った。本研究の分類対象はバランス戦略・戦術であり、上記の先行研究のように分類対象が姿勢や椅子角度の設定のように明確なものではなく、曖昧さを含んでいた。このように、1.1.4でも触れたように、ヒトの行動認識などの曖昧さを含んだ問題は、何を特徴量として取り出すべきか明確になっていないことが要因となり、難易度が高い。

また、本研究で抽出した特徴量は、理学療法士という専門家の知識を利用しながら、臨床場面での視診によるバランス戦略・戦術評価や先行研究を参考にし、本研究におけるバランス戦略・戦術の定義との関連から決定している。このような背景において、フィルタリング手法がGraphのデータでは、SVMによる機械学習を実施した結果、5-分割交差確認法による正解率が85.6%であった。特徴量の数、分類する数に違いがあり、かつ統計学的な比較は行えないが、先行研究と同程度の正解率が得られていた。

5.10 第5章まとめ

本章では、第4章分析1で得られたバランス戦略・戦術の視診評価結果を教師データとして用いた。また、第2章で検討した特徴量に基づいてSVMによる機械学習を行った。そして、その正解率からフィルタリングの有効性について検討した。

その結果、本研究では、Graphによるフィルタリングを行った場合に最も正解率が高く、ノイズの除去に有効と考えられた。次章以降では、フィルタリング手法として最も有効と考えられたGraphを利用したデータを用いて、先述したように専門家の知識や先

行研究を参考にするとともに、バランス戦略・戦術の定義との関連から決定し、抽出した特徴量が妥当であるかについて、検討していくこととする。

第6章 バランス戦略・戦術の判別に有効な計測機器とその特徴量の検討 (分析3)

6.1 目的

フォースプレートや加速度計から得られる特徴量と Kinect から得られる特徴量を用いて、教師あり機械学習を行い、その正解率から本研究のバランス戦略・戦術の判別に対して、どの計測機器から得られる特徴量が有効であるかについて検討することを目的とした。正解率が高いほど、視診によるバランス戦略・戦術の判別に、その特徴量が影響していると考えられる。

6.2 方法

学習方法として、SVM による教師あり機械学習を用い、教師データには、第4章で得られた視診によるバランス戦略・戦術の判別結果を用いた。対象データ数は、3.4、4.1.3 で説明したように、270 データであり、1 試行で得られた3つのデータはすべて同じバランス戦略・戦術と判断できた。そして、本研究では、k-分割交差確認法と逆 k-分割交差確認法により、学習に用いるデータの割合を全体の 80%、50%、25% と変化させ、その時の正解率の変化を評価した。また、ランダムサンプリングによるサンプルの偏りを考慮し、交差検証をそれぞれ 20 回行い、平均正解率を求めた。

フォースプレートと加速度計から得られる特徴量と本研究でバランス戦略・戦術の判別に用いた Kinect から得られる特徴量を特徴量とした。フォースプレートと加速度計から得られるデータについては、3.4 でも述べたように4次の Butterworth filter を用いて 4Hz 高域遮断した上で特徴量を算出した。また、Kinect から得られる三次元データに対しては、Graph を適用し、特徴量を算出した。

フォースプレートと加速度計から得られる特徴量は、COP 速度標準偏差値(2 方向：2 種類)、加速度計で計測した加速度標準偏差値(3 方向×6 部位：18 種類)の 20 種類であった。なお、COP 速度標準偏差値はバランス戦略・戦術の判別の指標の一つとして有効と考えられているため、加速度標準偏差値は、Kinect でも同様の特徴量を抽出しているため、本研究の特徴量として採用した。

Kinect から得られる特徴量は股関節角度平均値とその標準偏差値、頭部傾斜角度平均値とその標準偏差値、身体の拡がり平均値とその標準偏差値、身体各部位の加速度標準偏差値(3 方向×12 部位：36 種類)、立体角平均値(8 ペア)の 50 種類であった。

特徴量の妥当性について検討するため、機械学習に用いた特徴量の種類により、フォースプレートと加速度計から得られる特徴量のみで機械学習をさせた群(フォースプレート+加速度計群)、Kinect から得られる三次元データに対して Graph を適用し、算出された特徴量のみで機械学習させた群(Kinect 群)、すべての特徴量を組み合わせた群(All

Table 6 特徴量の種類に関する検討(単位: %)

学習に用いたデータの割合	Kinect	フォースプレート+加速度計	All	平均値
80%	85.6(1.3)	76.4(1.6)	85.6(1.9)	82.5(4.6)
50%	80.1(2.4)	70.0(3.0)	80.2(1.8)	76.8(5.4)
25%	71.3(1.6)	63.5(2.3)	71.4(2.3)	68.7(4.3)
平均値	79.0(6.2)	70.0(5.8)	79.1(6.2)	
				平均値(標準偏差値)

群)の3群に分類した。

なお、本研究での、SVMによる機械学習とk-分割交差確認法は、Matlab R2017bを用いて実施した。

6.3 統計学的解析

平均正解率について、学習に用いるデータの割合(3: 80%、50%、25%)と特徴量の種類(3: フォースプレート+加速度計、Kinect、All)を要因とする2要因分散分析を行った。

なお、有意差を認めた場合の多重比較として、Tukey-Kramer法を用い、有意水準は0.05未満とし、解析にはR version 3.2.1(Mac版)を使用した。

6.4 結果

平均正解率の結果をTable 6に示す。学習に用いるデータの割合と特徴量の種類を要因とする二要因分散分析を行った結果、学習に用いるデータの割合と特徴量の種類の主効果が有意であった(それぞれ、 $F(2, 171)=662.64$, $p<0.001$, $F(2, 171)=379.85$, $p<0.001$)。

学習に用いるデータの割合の主効果における多重比較の結果、25%、50%、80%の順で正解率が高くなることが示された(いずれも $p<0.001$)。

さらに、特徴量の種類の主効果における多重比較の結果、Kinect群とAll群はフォースプレート+加速度計群よりも有意に正解率が高くなることが示された(いずれも $p<0.001$)。

なお、学習に用いるデータの割合と特徴量の種類の交互作用は認められなかった($F(4, 171)=2.01$, $p=0.100$)。

6.5 考察

まず、フォースプレート+加速度計群で特徴量の数が少ないという点が影響を与えていることは考慮する必要がある(正解率が相対的に低くなる)。その上で、All群とKinect群で、フォースプレート+加速度計群よりも有意に正解率が高く、All群とKinect群で

有意差がないという結果であった。つまり、Kinect 群の特徴量にフォースプレート+加速度計群の特徴量を加えても、正解率に有意な変化は得られず、本研究の結果ではフォースプレートや加速度計から得られる特徴量が正解率に影響を与えたとはいえなかった。これらのことから、本研究で行った視診によるバランス戦略・戦術の判別は、フォースプレートや加速度計から得られた特徴量よりも Kinect から得られた特徴量を反映していると考えられた。

つまり、視診で捉えたことは、Kinect から得られた特徴量により、ある程度数値として表現できたことを表し、これらの特徴量は一定の妥当性があると考えられた。

ここで、加速度計で得られるデータから算出した特徴量は身体各部位の加速度標準偏差値であり、これは、Kinect でも同様に特徴量として用いているため、深く立ち入らない。ここでは、なぜ、フォースプレートで得られるデータから算出した COP 速度標準偏差値を、Kinect から得られた特徴量に加えても、本研究におけるバランス戦略・戦術の判別に反映されないかについて検討することにする。

従来の研究では、直立姿勢維持時の身体動揺の大きさが直立姿勢維持能を反映すると仮定され、COP の大きさを定量化する試みが行われてきた(野崎, 2005)。

一方で、臨床における視診評価の際、第 7-9 胸椎に推定される上半身質量中心と左右大腿長の 1/2-上 1/3 の間に推定される下半身質量中心の 2 点を結んだ中央に仮想した COM を観察する方法が提案されている(関, 2018)。

これら COP と COM は完全には一致せず、足関節底屈筋群と背屈筋群が足関節のモーメントを変化させて COP の位置を制御することで COM の位置を維持する場合や身体の各体節の位置関係を変えることで COM の位置を変化させ、COP の位置を一定に保つ場合がある (Winter, 2009; 長谷, 2006)。つまり、視覚的に確認できる COM と視覚的に確認できない COP との間には、差異が生じている。

このようなことが原因で、COP 速度標準偏差値は視診による本研究のバランス戦略・戦術の判別に十分に反映されなかったと考えられる。

この節の最初にも触れたが、注意すべき点として、Kinect 群とフォースプレート+加速度計群では用いた特徴量の数が異なる。先述したように、近年の COP の評価として再帰性定量化分析などの非線形解析も行われており、一定の成果を上げている(Schmit et al, 2006)。このような方法で得られた特徴量を用いて機械学習を行えば、正解率は高まる可能性がある。また、同様に Kinect から得た特徴量についても、専門家の知識や先行研究を参考にするとともに、バランス戦略・戦術の定義との関連から決定し、抽出しているが、より高い正解率が得られる適切な特徴量がないとは言い切れない。この点については、今後の検討課題である。

全く別の観点になるが、Kinect はフォースプレートや加速度計よりは相対的に安価である。将来的に、臨床における変化や効果を可視化し、客観的に評価するために、さらに臨床と研究を近づけるためには、臨床場面へ計測機器による計測を導入していくことが重要であり、より導入できる可能性が高いのは Kinect と考えられた。

6.6 第 6 章まとめ

本章では、Kinect から得られる特徴量とフォースプレートや加速度計から得られる特徴量を用いて、教師あり機械学習を行い、その精度を比較することで、視診によるバランス戦略・戦術の判別がどのような特徴量を反映しているかについて検討した。

その結果、Kinect 群と All 群でフォースプレート+加速度計群よりも有意に正解率が高くなった。このため、本研究の視診によるバランス戦略・戦術の判別結果はフォースプレートや加速度計から得られる特徴量よりも Kinect から得られた特徴量を反映していると考えられた。

そこで、次章では、Kinect から得られる特徴量の中で、いずれの特徴量が有効であるかを検討することとする。

第7章 Kinect を用いた適切な特徴量の検討(分析 4)

7.1 目的

第6章では、Kinect から得られる特徴量が視診によるバランス戦略・戦術評価の結果を反映していることが示唆された。このため、第7章では、Kinect から得られる特徴量を分類して、教師あり機械学習を行った。その正解率から本研究の視診評価におけるバランス戦略・戦術の判別は Kinect から得られる指標の中で、どのような特徴量を反映しているかについて検討することが目的であった。正解率が高いほど、その特徴量を反映していると考えることができる。

7.2 方法

まず、Kinect から得られる特徴量は、股関節角度平均値とその標準偏差値、頭部傾斜角度平均値とその標準偏差値(6 種類)、身体の広がり平均値とその標準偏差値、身体各部位の加速度標準偏差値(3 方向×12 部位：36 種類)、立体角平均値(8 種類)であった。これらは、2.3 で述べたようにバランスの先行研究における3つの観点、姿勢アライメント、動揺の大きさとその変動、協調性から選択したものであった。

このため、いずれの特徴量が正解率に影響を及ぼしているかを検討するため、機械学習に用いる特徴量の種類により、姿勢群(股関節角度平均値とその標準偏差値、頭部傾斜角度平均値とその標準偏差値、身体の広がり平均値とその標準偏差値)、変動群(身体各部位の加速度標準偏差値)、協調性群(立体角平均値)、これらの組み合わせである、姿勢+変動群、姿勢+協調群、変動+協調群、姿勢+変動+協調群の7群で比較することにした。

機械学習の方法として、SVM による教師あり機械学習を用い、教師データには、第4章で得られた視診によるバランス戦略・戦術の判別結果を用いた。対象データ数は、3.4、4.1.3 で説明したように、270 データであり、1 試行で得られた3つのデータはすべて同じバランス戦略・戦術と判断できた。そして、5-分割交差確認法により、その正解率を算出した。また、ランダムサンプリングによるサンプルの偏りを考慮し、交差検証をそれぞれ20回行い、平均正解率を求めた。

なお、本研究での SVM による機械学習、5-分割交差確認法は、Matlab R2017b を用いて実施した。

7.3 統計学的解析

特徴量の種類(7: 姿勢群、変動群、協調群、姿勢+変動群、姿勢+協調群、変動+協調群、姿勢+変動+協調群)の平均正解率について、Steel-Dwass 検定を用いて多重比較した。

Table 7 Kinect から得られる特徴量の種類に関する検討(単位: %)

指標の種類	姿勢群	変動群	協調群
正解率(%)	73.9(1.0)	80.6(1.4)	63.8(0.2)

指標の種類	姿勢+変動群	姿勢+協調群	変動+協調群	姿勢+変動+協調群
正解率(%)	84.4(1.7)	79.8(1.1)	81.3(1.2)	85.6(1.3)
平均値(標準偏差値)				

なお、有意水準は 0.05 未満とした。解析には R version 3.2.1(Mac 版)を使用した。

7.4 結果

平均正解率の結果を Table 7 に示す。特徴量の種類間の多重比較の結果、姿勢+変動+協調群は、姿勢+変動群と有意差を認めなかったが($p=0.152$)、その他の群と比較して有意に高い正解率を示した($p<0.001$)。

また、姿勢+変動群は、変動+協調群、変動群、姿勢+協調群、姿勢群、協調群よりも有意に正解率が高い正解率を示した(いずれも $p<0.001$)。

次に、変動+協調群は、変動群と有意差を認めなかったが($p=0.638$)、姿勢+協調群、姿勢群、協調群よりも有意に高い正解率を示した(姿勢+協調群: $p<0.01$ 、それ以外は $p<0.001$)。

変動群と姿勢+協調群との間には有意差を認めなかった($p=0.409$)が、変動群、姿勢+協調群はともに、姿勢群、協調群よりも有意に高い正解率を示した(いずれも $p<0.001$)。

そして、姿勢群は、協調群よりも有意に高い正解率を示した($p<0.001$)。

7.5 考察

まず、第 5 章、第 6 章における Graph 群、Kinect 群に相当する本研究で算出した Kinect から得た全ての特徴量を利用した場合、姿勢+変動群との間には有意差を認めなかったが、それ以外の群と比較すると有意に正解率が高かった。

これは、用いた特徴量が最も多いことも影響しているが、先行研究である姿勢、動揺の変動性、協調性のいずれの観点も含まれており、本研究の選択がある程度妥当であったことを示唆している。そこから、協調性の観点を除いても、高い正解率が得られたことから、協調性の観点の必要性については、今後の研究においてより検討が必要となる。

次に、姿勢アライメントという静的な側面と動きという動的な側面という観点から結果について考察する。姿勢アライメントという静的な側面を主として反映しているもの

として、姿勢群の特徴量がある。一方で、動的な側面を主として反映しているものとして、変動群と協調群の特徴量がある。協調群の特徴量である立体角平均値は、身体部位の位置関係が一定方向に収束するか、離れるかといった位置の変化そのもの、つまり姿勢の変化を評価しているため、動的な側面を反映していると判断できる。このような観点から結果を見ると、静的な側面を反映する姿勢群では少ない特徴量(6種類)でも 73.9% の正解率が得られ、協調群よりも有意に高い正解率を示した。このことは、視診によるバランス戦略・戦術の評価における、姿勢評価の重要性を示している。

さらに、静的な側面に動的な側面の特徴量を加えることでより有意に正解率が高まっていた(姿勢+変動+協調群:85.6%、姿勢+変動群: 84.4%、姿勢+協調群: 79.8%)。このことから、機械学習の特徴量として、静的な側面だけでなく、動的な側面の特徴量を加えることの重要性が示唆された。

以上のことから、視診によるバランス戦略・戦術の評価では、姿勢アライメントはもちろん、動揺の変動性や身体各部位の協調性まで含めて評価していることが示唆された。また、視診評価では、第 4 章でも触れたように、なぜそのようなバランス戦略・戦術になっているのか、さらには、そこから問題点を抽出するという評価も短時間に行う必要がある。このように、視診評価では多角的な視点を持つことが必要であり、本研究の結果により、その技術的な難しさ、複雑さを乗り越えるために、重要なポイントが整理された。

7.6 第 7 章まとめ

第 7 章では、Kinect から得られる特徴量を分類して、教師あり機械学習を行い、その正解率から本研究の視診におけるバランス戦略・戦術の判別は Kinect から得られる指標の中で、どのような特徴量を反映しているかについて検討した。

その結果、特徴量として、静的な側面だけでなく、動的な側面も含んでいた場合(姿勢+変動群、姿勢+協調群、姿勢+変動+協調群)の方が、より正解率が高くなることが明らかになった。このことから、視診におけるバランス戦略・戦術の判別には姿勢アライメントだけでなく、動揺の変動性や身体各部位の協調性を同時に評価することの重要性が示唆された。

また、第 6 章でも触れたように、本研究で抽出した Kinect から得られる特徴量は、専門家の知識や先行研究を参考にするとともに、バランス戦略・戦術の定義との関連から決定している。このため、より高い正解率が得られる適切な特徴量がないとは言い切れない。この点については、今後の検討課題である。

第8章 バランス戦略・戦術の分類の仕方による正解率の違い(分析5)

8.1 目的

この章では、本研究の目的である、「ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別について、計測機器の使用により得られる客観的なデータとそこから抽出した指標を用いて可能にすること」を達成するため、第4章で行ったバランス戦略・戦術を5分類する場合、3分類する場合、2分類する場合とで正解率を比較した。また、分類が持つ意味についても治療アプローチの観点から検討した。

5分類する場合、CW 戦略の場合と CA 戦略の場合とで治療アプローチを変更していくことだけでなく、股関節屈筋群が弱いのか、股関節伸筋群が弱いのかなどで治療アプローチを検討していくことができる。

また、CW 戦略を2つの戦術に分類し、股関節屈曲不安定群(CW 戦略不安定群)とそれ以外の CW 戦略(股関節伸展群、股関節屈曲安定群、失調症状群; CW 戦略安定群)、CA 戦略群の3群に分類した場合には、CW 戦略の場合と CA 戦略の場合とで治療アプローチを変更していくことができるだけでなく、CW 戦略不安定群では姿勢の維持もうまく行えておらず、この点で治療アプローチの検討が可能である。また、CW 戦略股関節伸展群、CW 戦略股関節屈曲安定群は、慣性を大きくしているという点で共通のアプローチをしていくことができる。

CA 戦略群と CA 戦略以外群(股関節屈曲不安定群、股関節伸展群、股関節屈曲安定群、失調症状群)の2群に分類した場合は、大まかな分類ではあるが、CW 戦略の場合と CA 戦略の場合とで治療アプローチを変更していくことが可能となる。

このようにそれぞれの分類で治療アプローチ方法をどの程度まで細分化し検討していけるかが異なってくる。このような中で、どの程度の正解率を示すかを明らかにする。

8.2 方法

学習方法として、SVM による教師あり機械学習を用い、教師データには、第4章で得られた視診によるバランス戦略・戦術の判別結果を用いた。このとき、バランス戦略・戦術を5分類する場合、3分類する場合、2分類する場合とで分けた。

対象データ数は、3.4、4.1.3 で説明したように、270 データであり、1 試行で得られた3つのデータはすべて同じバランス戦略・戦術と判断できた。

そして、本研究では、k-分割交差確認法と逆 k-分割交差確認法により、学習に用いるデータの割合を全体の 80%、50%、25% と変化させ、その時の正解率の変化を評価した。

また、ランダムサンプリングによるサンプルの偏りを考慮し、交差検証をそれぞれ 20 回行い、平均正解率を求めた。

ここで、本研究において、2分類の場合については、CA 戦略以外群が 81 試行 243 データ、CA 戦略群が 9 試行 27 データであり、データ数に偏りが大きい。このような場合、極端な例を挙げると、全ての予測を CA 戦略以外と判断しても、正解率は $243/270 * 100 = 90.0(\%)$ となってしまう。つまり、CA 戦略と判別しなくても 90%は正解ということになってしまうのである。特に臨床で重要なことは、戦略を変える治療が必要な CA 戦略以外を CA 戦略と判断しないことが重要である。このようなことを示す指標として、再現率と呼ばれるものがある。再現率は、教師データとして CA 戦略以外群と判断したデータ数で、判別の結果 CA 戦略以外群と判断したデータ数を除いた値に 100 倍したものである(単位:%)。このため、学習に用いるデータの割合を全体の 80%、2 分類とした場合のみ、この再現率も算出し、20 回の平均値を求めた。

なお、3 分類の場合、全ての予測を最も多い CW 戦略安定群と判断すると、正解率は $213/270 * 100 = 78.9(\%)$ となる。また、5 分類の場合、すでに 5.9 でも触れたように、全ての予測を最も多い股関節伸展群と判断すると、正解率は $150/270 * 100 = 55.6(\%)$ となる。これらの正解率よりも平均正解率が高ければ、機械学習を行った意味がある結果といえる。

特徴量には Kinect から得られる以下の特徴量を用いた。股関節角度平均値とその標準偏差値、頭部傾斜角度平均値とその標準偏差値、身体の広がり平均値とその標準偏差値、身体各部位の加速度標準偏差値(3 方向×12 部位 : 36 種類)、立体角平均値(8 ペア)の 50 種類である。

なお、本研究での、SVM による機械学習と k-分割交差確認法は、Matlab R2017b を用いて実施した。

8.3 統計学的解析

学習に用いるデータの割合(3: 80%、50%、25%)とバランス戦略・戦術分類の種類(3: 5 分類、3 分類、2 分類)の要因を組み合わせた 9 群の平均正解率に関して、Steel-Dwass 検定を用いて多重比較した。

なお、有意水準は 0.05 未満とした。解析には R version 3.2.1(Mac 版)を使用した。

8.4 結果

平均正解率と再現率の結果を Table 8 に示す。多重比較の結果、学習に用いるデータの割合が 80%の場合、50%の場合、25%の場合、いずれの場合でも 2 分類で 3 分類、5

Table 8 分類の種類による検討：正解率と再現率(単位: %)

学習に用いたデータの割合	2分類	3分類	5分類	平均値
80%	95.0(0.8)	90.4(1.5)	85.6(1.3)	90.3(4.0)
50%	93.3(1.4)	86.9(1.6)	80.1(2.4)	86.8(5.7)
25%	90.7(1.1)	82.4(1.7)	71.3(1.6)	81.5(8.1)
平均値	92.9(2.1)	86.6(3.7)	79.0(7.2)	
				平均値(標準偏差値)
再現率				
学習に用いたデータの割合80%で2分類	97.9(0.5)			
平均値(標準偏差値)				

分類よりも、3分類で5分類よりも有意に高い正解率を示した(いずれも $p<0.001$)。

なお、学習に用いるデータの割合が25%で2分類の場合と学習に用いるデータの割合が80%で3分類の場合($p=1.000$)、学習に用いるデータの割合が50%で3分類の場合と学習に用いるデータの割合が80%で5分類の場合($p=0.235$)、学習に用いるデータの割合が25%で3分類の場合と学習に用いるデータの割合が50%で5分類の場合($p=0.061$)では有意差を認めなかった。

データの割合を全体の80%、2分類の場合の再現率の平均値(標準偏差値)は、97.9(0.6)%であった。

8.5 考察

まず、2分類、3分類、5分類のいずれの場合の平均正解率も、90.0%、78.9%、55.6%という全てを最も多い群と予測した時に得られる正解率よりも高い正解率となり、機械学習による判別が意味のあるものと考えられた。

次に、分類の数が少なくなるほど、学習に用いるデータの割合が大きいほど、正解率が高いという結果になった。2分類と3分類では学習に用いたデータの割合が80%の場合、90%を超える正解率となった。

また、学習に用いるデータの割合が25%で2分類の場合と学習に用いるデータの割合が80%で3分類の場合($p=1.000$)、学習に用いるデータの割合が50%で3分類の場合と学習に用いるデータの割合が80%で5分類の場合($p=0.235$)、学習に用いるデータの割合が25%で3分類の場合と学習に用いるデータの割合が50%で5分類の場合($p=0.061$)では有意差を認めなかった。これは、3分類や5分類でもデータ数が多くなれば、正解率が高くなることを示しており、データ数を多く取得することで、正解率が高い、かつより細分化した分類が可能になることを示唆する。

さらに、2分類の場合の再現率は97.9%であった。この値は100%に近ければ、してはいけない誤りがない(治療対象者を見逃すことがない)ということになる。山田ら(2017)は、約5000枚の大腸がんおよび前がん病変の内視鏡画像を用いて深層学習させた。そして、それを用いて、約5000枚の新たな画像データで大腸がんの前がん病変であるポリープの検出を行ったところ、ポリープの認識率は98%であった。ここでいう認識率は、本研究におけるCA戦略以外の再現率であり、教師データの数やテストデータの数には本研究の方が少ないものの、ほぼ同程度の値を示した。このことから、治療が必要となるCA戦略以外の97.9%の再現率での判別について、価値があるものと考えられた。

目的でも述べたように、治療アプローチを検討する場合、バランス戦略・戦術の分類が細分化されていれば、それに合わせた治療アプローチを検討することができる。しかし、その一方で細分化しても、その治療アプローチが十分に検討できていなければ意味をなさない。例えば、脳卒中患者は、同年代の高齢者と比較して姿勢動揺が不安定であり、この姿勢制御の障害は、運動系や感覚系、認知系の複雑な相互作用によって生じる(De Haart ら, 2004)。このように、姿勢制御の障害により基本動作が行えなくなった場合、レベルD、レベルCの先導により日常動作を行おうとすると、要素的な動作(基本動作)や運動が無自覚に行えないということが起こる。この時、意識的に動かないところを動かそうとし、戦術的に対応しようとするのではなく、戦略を変えて無自覚な身体活動ができるように誘導する必要があると考えられている(富田, 2018)。

つまり、5分類の場合に、単純に、CW戦略股関節伸展群では股関節屈筋の強化をすれば良い、CW戦略股関節屈筋群では股関節伸展筋の強化をすれば良いというある意味では戦術的なアプローチをするだけでは、根本的な解決にはならないこともある。

それよりも、まずレベルBにあたる基本動作が不快なく、安心・安全に行えるように、環境になじむことで戦略を変えていくことを目的とした治療アプローチが必要である。このような判断を最低限行えることが、臨床上求められる。

これは5分類しなくても、CA戦略とCW戦略あるいはCA戦略以外を判別できる3分類あるいは2分類でも十分に可能なことである。本研究の結果では、3分類、2分類の方が5分類よりも高い正解率を示し、かつ2分類の場合も再現率97.9%を示しており、本研究の成果は、臨床でも有効活用できる可能性がある。

8.6 第8章まとめ

第4章で行ったバランス戦略・戦術を5分類する場合、3分類する場合、2分類する場合とで正解率を比較し、分類が持つ意味について検討した。さらに、2分類の場合に

は再現率も算出し、先行研究と同程度の 97.9%を示した。正解率は 2 分類で最も高い正解率を示し、次いで 3 分類、5 分類という順であった。

治療アプローチの観点から分類の意味について考えると、参加者がどのような戦略をとっているかが最低限わかることが必要であり、この点から考えると 3 分類、2 分類でも臨床では有効な可能性が考えられた。ここまでの、バランス戦略・戦術(2 分類、3 分類、5 分類)の機械学習による判別(Kinect から得られる特徴量を用いた判別)が 97.9%、90.4%、85.6%の精度で可能ということを明らかにした。では、実際にこのような分類で患者の経時的な変化を捉えることができるかについて、次章でまとめていく。

注釈

第 4 章で判断に迷い、エキスパートに最終的な判断を依頼した参加者 4 名(合計 36 データ)を除いて、Graph を用いてフィルタリングし、機械学習をさせた場合の結果についてここで触れておく。

正解率の求め方について本章の方法と同様である。5 分割交差確認法(学習に用いたデータ数が全体の 80%)、2 分割交差確認法(学習に用いたデータ数が全体の 50%)、逆 4 分割交差確認法(学習に用いたデータ数が全体の 25%)の場合の平均正解率と標準偏差値は、それぞれ 84.4%(1.7%)、79.3%(2.6%)、70.6%(2.5%)であった。

ここで、Welch 検定により、5 分割交差確認法の場合における 36 データを除いた場合と除かなかった場合の平均正解率を比較した。その結果、判断に迷ったものを除いた場合、有意に平均正解率が低くなった($p=0.020$)。データ数が多い状態(判断に迷ったものを除かない場合)で、平均正解率が有意に高いということは、判断に迷ったものが正しく判別されていたことを示す。

また、これらのデータは SVM における境界域に存在する可能性があり、そのデータを除くことで、正解率が低くなってしまうと考えられるが、本研究では十分に検討できていない。今後の検討課題である。

このことから、本研究の視診によるバランス戦略・戦術の評価に参加した理学療法士では、判断に迷った場合でも、判別の基準、方向性を見失わずに正しく判別できていたことが明らかとなった。このように、ある程度、視診によるバランス戦略・戦術の評価を習熟していれば、正しく判別できる可能性が高い。今後、臨床の経験が浅い専門家(初級者)ではどのような結果となるかについて検討していく。

第9章 患者の経時的変化を捉えることができるか(分析6)

9.1 目的

前章までで Kinect から得られる特徴量によりバランス戦略・戦術を5分類する場合正解率85.6%で、3分類する場合正解率90.4%で判別でき、2分類する場合、97.9%の再現率でCA戦略でないことを判別できることを報告した。しかしながら、実際には、患者の変化を捉えられるかについては検証していなかった。そこで、本章では、第8章までに行った機械学習による判別を用いて、患者の変化が捉えられるかを検討した。

9.2 方法

本章での参加者は第3章のデータ計測にも協力して頂いた69歳、左片麻痺の男性であった。発症後88日に第3章で示したデータ計測を行った。その後、2回目発症後119日、3回目発症後154日にもデータ計測を行った。なお、データ計測方法は第3章に示した方法であったが、計測回数は1試行のみであった(データ数は各3データ)。そして、Kinectでの三次元データとコンパクトカメラでの二次元データを解析に用いた。

機械学習の方法として、第3章で収集した270のKinectデータ(特徴量50種類)を用いてSVMによる教師あり機械学習を行った。この時、教師データには、第4章で得られた視診によるバランス戦略・戦術の判別結果(5分類)を用いた。そして、学習された分類器で、本章でのデータのバランス戦略・戦術の判別を実施した。

9.3 介入

参加者における、1回目計測時の運動能力はSIASにおいて上肢近位1、上肢遠位0、下肢近位(股)2、下肢近位(膝)2、下肢遠位(足)1、動作能力はFIMの合計点は101点であった。なお、歩行はT字杖と調整機能付き後方平板支柱型短下肢装具(Remodeled Adjustable Posterior Strut-Ankle Foot Orthosis; RAPS-AFO)を使用して監視レベルであった。

また、バランス戦略・戦術の視診評価は、股関節屈曲不安定群と判定されていた。左片麻痺の程度は比較的重度で、動くことに関して、参加者は不安・恐怖心を感じていた。このため、立位保持の際や歩行の際、体重支持は左右非対称となり、非麻痺側である右側の外側へ変位させ、安定を求めている。

また、矢状面上でも股関節や体幹の伸展活動が乏しく、股関節や胸椎を屈曲させることで安定を得ようとしていた。これらに伴い、右上下肢の過剰な筋緊張も認めていた(Figure 24-a)。このため、治療では、全身的に過剰な筋緊張を緩め、可動性を引き出し、少ない力で不安・恐怖心がない状態で動き、身体や環境の変化の情報をとれるようにしていくことが重要であった。

そこで、呼吸と歩行様のリズムカルな運動を取り入れ、可動性を引き出した。また、環境になじんで動くことで不安や恐怖を取り除くために、ゴロゴロと転がる寝返りも取

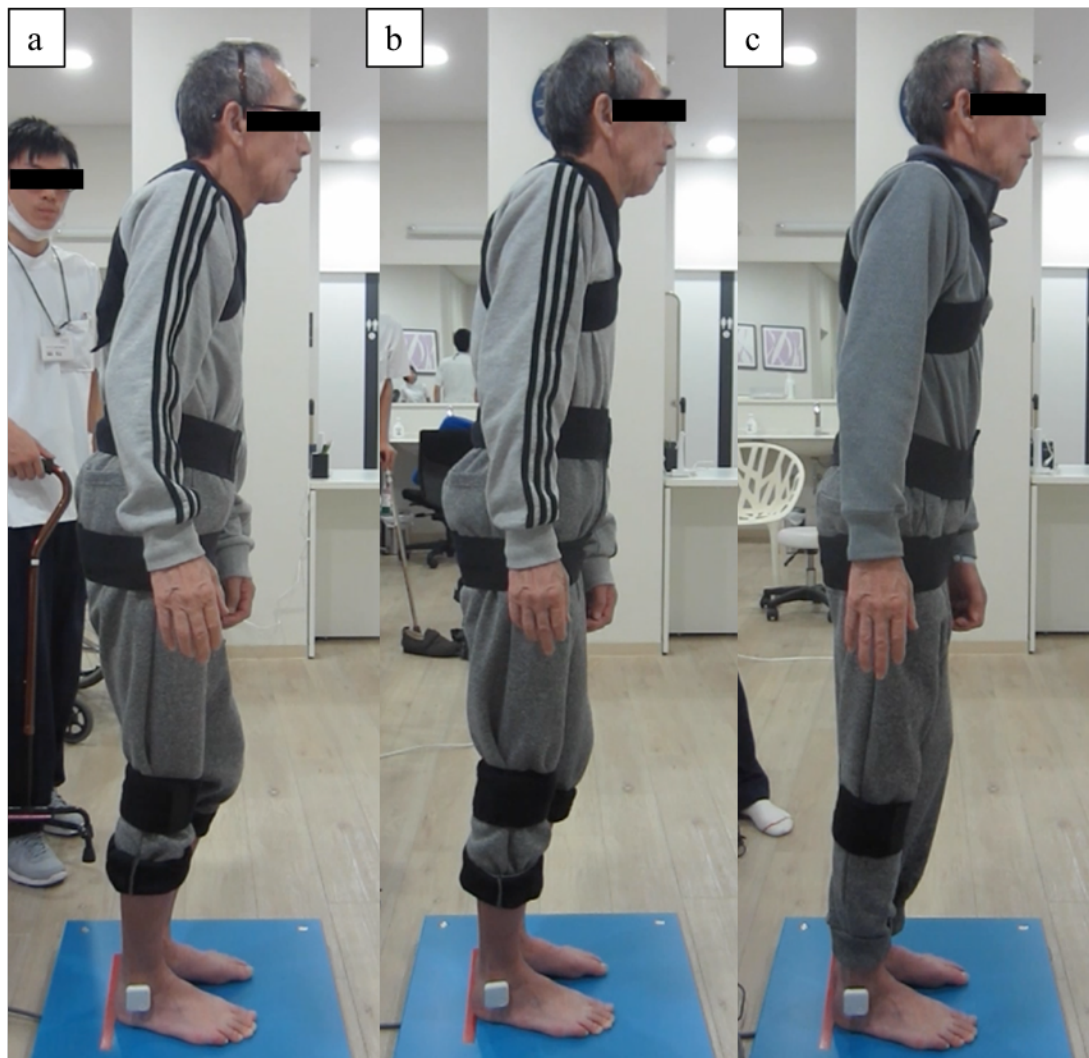


Figure 24 バランス戦略・戦術の変化

a: 1 回目計測時(0-10s)のバランス戦略

両側の股関節が屈曲し、胸椎も屈曲している。

b: 2 回目計測時(0-10s)のバランス戦略

a と比較して股関節、胸椎ともに伸展してきている。

c: 3 回目計測時(0-10s)のバランス戦略

最も伸展している。

3 回目計測時には、体幹、股関節の伸展が得られるようになり、慣性が小さい状態で少ない力で動けるようになっている。経時的変化は、戦術レベルの変化として現れている。

Table 9 運動機能や動作能力の変化

	1回目	2回目	3回目
発症後期間(日)	88	119	154
SIAS-運動機能	1-0-2-2-1	2-1A-2-2-1	2-1A-3-2-1
SIAS-下肢筋緊張	1	1	1
SIAS-下肢触覚	0	0	0
SIAS-下肢位置覚	0	0	0
FIM運動(点)	70	72	74
FIM認知(点)	31	32	33
FIM合計(点)	101	104	107
FIM歩行(点)	5	5	5

*SIAS:Stroke Impairment Assessment Set FIM: Functional Independence Measure

り入れた。この寝返りは、体性感覚、前庭迷路の刺激をふんだんに活用できるため、筋緊張、バランス、覚醒など基本的な機能の活性化に最適とされる(富田, 2018)。このようなことを継続して実施した。また、2 回目から 3 回目にかけては、自宅退院に向けて、歩行量の確保を行った。

9.4 結果

9.4.1 運動機能と動作能力の経時的変化

運動機能と動作能力の経時的変化について、Table 9 に示す。2 回目計測時の運動能力は SIAS において上肢近位 2、上肢遠位 1A、下肢近位(股)2、下肢近位(膝)2、下肢遠位(足)1、動作能力は FIM の合計点は 104 点であった。歩行は T 字杖と RAPS-AFO を使用して監視レベルであり、連続 100m 可能であった。10m 歩行するのにかかる時間は 21 秒であった。1 回目と比較して、上肢の運動機能の改善、動作能力の改善を認めた。

3 回目計測時の運動能力は SIAS において上肢近位 2、上肢遠位 1A、下肢近位(股)3、下肢近位(膝)2、下肢遠位(足)1、動作能力は FIM の合計点は 107 点であった。歩行は T 字杖と RAPS-AFO を使用して監視レベルであったが、2 回目と比較して、連続歩行可能な距離が 400m となり、10m 歩行するのにかかる時間も 15 秒となった。さらに、屋外歩行も実施した。2 回目と比較して、下肢近位(股)の運動機能の改善、動作能力の改善を認めた。退院時の歩行は、T 字杖と RAPS-AFO を使用して修正自立レベルとなった。

9.4.2 バランス戦略・戦術の経時的変化

バランス戦略・戦術の経時的変化について、Figure 24 と Table 10 に示す。1 回目計測

Table 10 バランス戦略・戦術の判別結果

	機器による判別結果	視診による判別結果
2回目_0-10s	股関節屈曲安定群	股関節屈曲安定群
2回目_10-20s	股関節屈曲安定群	股関節屈曲安定群
2回目_20-30s	股関節屈曲安定群	股関節屈曲安定群
3回目_0-10s	股関節伸展群	股関節伸展群
3回目_10-20s	股関節伸展群	股関節伸展群
3回目_20-30s	股関節屈曲不安定群	股関節屈曲不安定群

時、股関節屈曲不安定群と評価されていたのに対して、2回目計測時は股関節屈曲安定群、3回目は股関節伸展群(後半の10秒間を除く)と判別された。最後の10秒間のみ股関節屈曲不安定群と判定されたが、これは、持続的な安定がまだ難しかったことを示している。また、いずれも視診評価と一致した結果が得られた。

9.5 考察

本章では、脳卒中患者の経時的変化について確認をした。その結果、機能的な変化、動作能力の変化に加えて、機械学習によって得られた分類器を用いて、バランス戦略・戦術の変化も捉えることができた。

参加者は、1回目計測時、不安・恐怖心から股関節を屈曲し、安定を得ようとしていたが、それでも不安定となっていた(股関節屈曲不安定群であった)。これを、Bernsteinや富田の行動の階層構造(Figure 10)を用いると、「レベル B の基本動作が見守りや少しの手助けにより何とか行えるという状態で、情動的に安心・安定を求める方向となりやすく、その背景となるレベル A の筋緊張は過剰となって動かない構えを強めてしまっていた」と評価できる。

このような時、バランス戦略・戦術として選択されるのが、CW 戦略である。この場合、レベル C の日常動作を行う時に、レベル B の基本動作は無自覚的に生じるのではなく、意識的に何とか動かそうしてしまう。このように CW 戦略の中でも特に不安定性が強い状態から、全身的に過剰な筋緊張を緩め、可動性を引き出し、少ない力で不安・恐怖心がない状態で動くことを促し、バランス戦略・戦術を変化させるための介入を行った。

その結果として、バランス戦略・戦術が股関節屈曲安定、股関節伸展へと変化していった。しかしながら、本症例では、視診評価でも、計測機器による判別でも、CA 戦略

に至っていなかった。CA 戦略を可能にするためには、安全・安心の知覚を更に強化していく必要があった。

本研究の結果から、患者では CA 戦略に至るのか至らないのかという問いの答えを得ることはできなかったものの、変化を正しく捉える、改善を正しく捉えるということは本研究の手法を用いて行えることが明らかとなった。

ここで、股関節屈曲不安定と股関節屈曲安定、股関節伸展に違いはあるのかという点について考察する。参加者の機能改善や動作能力の観点から股関節屈曲不安定の場合と股関節屈曲安定、股関節伸展の場合を比較すると、股関節屈曲不安定よりも股関節屈曲安定と股関節伸展の方が安定していて良いという関係を見出すことができる。

しかしながら、股関節屈曲安定と股関節伸展のどちらが優れているか結論づけることはできない。その要因として、ともに身体分節を大きくし、CA 戦略よりも慣性を相対的に大きくした状態であり、どちらを選択するかは身体の構造的な問題やその時の状況によって変化することが挙げられるが、本研究のみでは十分に検討できない。この点については、今後の研究によって、より詳細に検討する必要がある。

第 10 章 総括的議論

10.1 本研究の成果の要約

本研究は、ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別について、計測機器の使用により得られる客観的なデータとそこから抽出した指標を用いて可能にすることを目的としていた。

実践に基づいた理論や概念であるバランス戦略・戦術を客観的な指標を用いて研究するためには、1)定義の確認と 2)バランスの発達の側面や先行研究を参考にして、計測機器を使用したバランス戦略・戦術の判別に妥当と思われる客観的な特徴量の抽出が必要であった。

このため、Klein-Vogelbach の運動学、さらにバランスの発達の観点からバランス戦略・戦術について定義していくことから始めた(第 2 章)。まず、Klein-Vogelbach による CW と CA の定義については Table 2 に示した。その上で、戦略・戦術という概念を加え、本研究で用いる CW 戦略と CA 戦略を次のように定義づけした。CW 戦略では、安心・安定が優先され、CA 戦略では、課題遂行、目的達成が優先される。この方向性を実現するための具体的な方法として、CW 戦略では、CA 戦略と比較して、身体の質量分布を相対的に大きくすることで、かつ分節を大きくし各分節の慣性を大きくすることで、分節間の重りの釣り合いのみでバランスを維持しようとする。その結果、一度安定すれば継続して安定するが、各分節の慣性は大きいため、動くためには強い筋活動が必要となる。一方で、CA 戦略では、DS を実現し、(CW 戦略と比較して)身体の質量分布を相対的に小さくし、かつ分節を小さくすることで慣性を小さくし、動くための微細な調整を拮抗筋活動で行う。その結果、各分節の慣性が小さいため、小さな筋出力で容易に動くことができ、多様な活動や強く、大きく、速い活動が可能となる。次に、バランスに関する先行研究を姿勢アライメント、身体動揺の大きさとその変動性、協調性という 3 つの観点から振り返り、特徴量を抽出した。

第 3 章では、データ計測についてまとめた。

第 4 章では、理学療法士による視診でのバランス戦略・戦術評価を行い、5 群に分類した。5 群とは、1) CA 戦略群と CW 戦略の下位分類である 2) 股関節伸展群、3) 股関節屈曲安定群、4) 股関節屈曲不安定群、5) 失調症状群であった。さらに、5 群に分類した各バランス戦略・戦術に関して、治療アプローチの観点から分類の方法を変更し、3 群、2 群にも分類した。3 群の場合は、1) 股関節屈曲不安定群(CW 戦略不安定群)と 2) それ以外の CW 戦略(股関節伸展群、股関節屈曲安定群、失調症状群; CW 戦略安定群)、3) CA 戦略群に分類し、2 群の場合は、1) CA 戦略群と 2) CA 戦略以外群(股関節屈曲不安定群、股関節伸展群、股関節屈曲安定群、失調症状群)に分類した。

ここまでで、機械学習を行うための準備が整ったため、実際に機械学習を行った。まず、Kinect のデータを機械学習に用いるために適切なフィルタリング方法を検討した(第 5 章)。その結果、Graph という手法が適切という結果が得られた。

このため、この手法を用いて、フォースプレートと加速度計から得られる特徴量と Kinect から得られる特徴量での機械学習による正解率を比較した(第 6 章)。その結果、Kinect から得られる特徴量のみでの機械学習で最高 85.6%の正解率で判別できることを示した。

次に、Kinect を用いた適切な特徴量の検討を行った(第 7 章)。これは、本研究の特徴量が先行研究を参考にするとともに、バランス戦略・戦術の定義に基づいて、姿勢アライメントの観点、動揺の大きさとその変動性の観点、協調性の観点から選択されたため、どの特徴量が有効であるかを検討することを目的とした。本研究で用いた特徴量を全て用いた場合が最も正解率が高くなった。また、姿勢アライメントという静的な側面を反映する特徴量だけでなく、変動性や協調性といった動的な側面を反映する特徴量を加えることで正解率が高まることが明らかとなった。

そして、第 8 章では、バランス戦略・戦術の分類を 2 分類、3 分類、5 分類で比較した。その結果、2 分類では再現率 97.9%、3 分類でも 90.4%の正解率となった。5 分類はすでに述べたように 85.6%であった。

これらのことから、本研究の目的であった、ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別について、計測機器の使用により得られる客観的なデータとそこから抽出した指標を用いて可能にすることが達成できたと考える(Figure 25)。

最後に患者の経時的変化を評価し、本研究の臨床応用への可能性を探った(第 9 章)。その結果、バランス戦略・戦術の視診評価上も CA 戦略に至らなかったものの、CW 戦略の中での戦術の変化を正しく捉えることができた(Figure 26)。

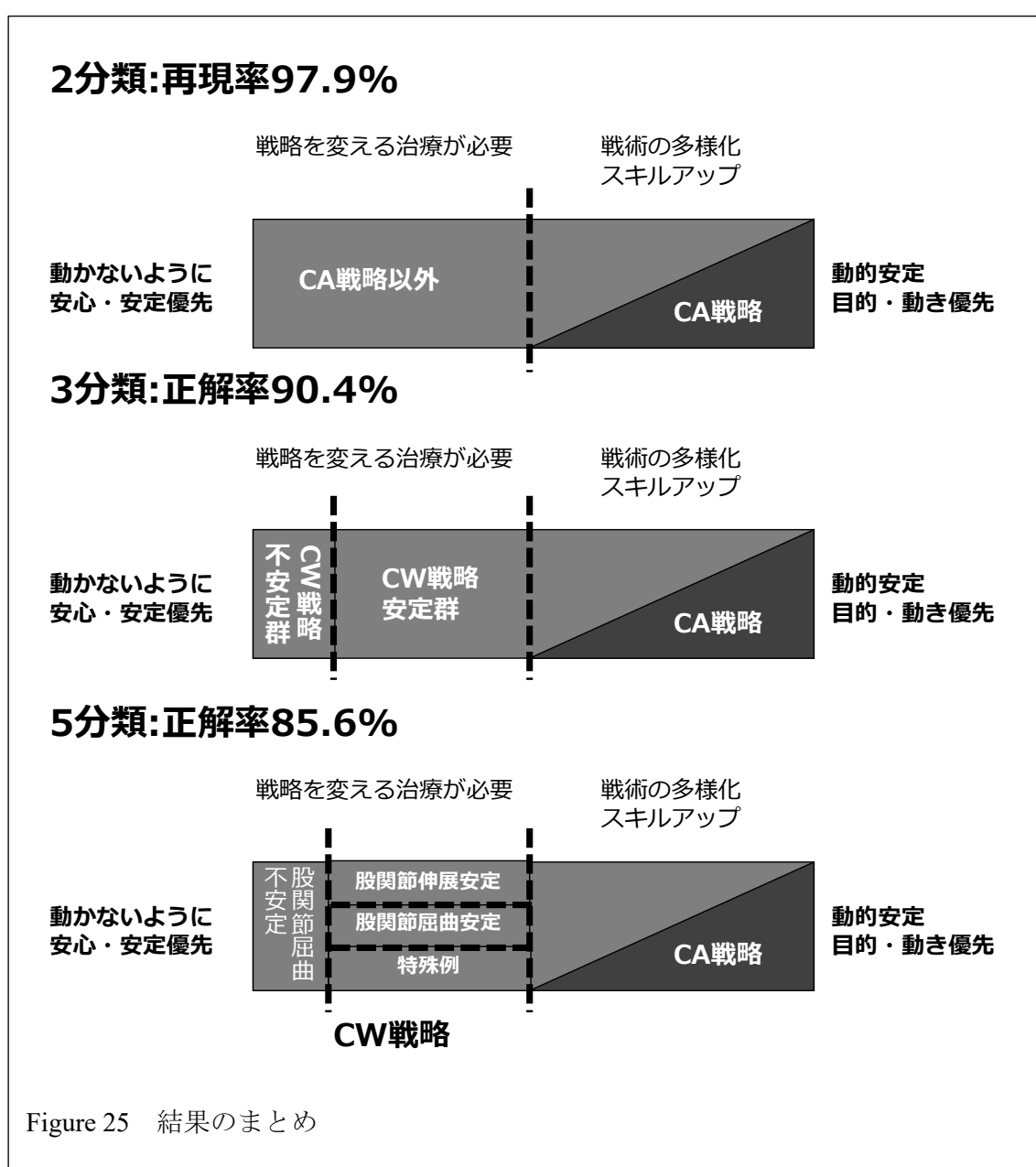
10.2 リハビリテーション分野での位置づけと貢献と課題

本研究では、リハビリテーション分野の臨床場面で行われている視診でのバランス戦略・戦術の評価を、計測機器による評価へと応用した。従来、視診によるバランス戦略・戦術の評価は理論的には説明をされてきたが、これまで十分には実験的には研究されていなかった。本研究では、バランス戦略・戦術を 5 分類、あるいは 3 分類、そして CA 戦略であるか、そうでないのかという 2 分類に計測機器を使用し、客観的な指標を用いて判別可能であることを示した。また、患者の経時的変化を捉えられる可能性も示した。

このことは、治療方法を選択するための評価、臨床における患者の変化・効果判定を客観的に示せた点において、非常に意義がある。

これに関連して、リハビリテーション分野、特に理学療法士の教育や職場の現状に触れておく必要がある。学校の急増、学生の急増で知識偏重の教育、技術先送りの教育にならざるをえない卒前教育の環境がある。また、卒後の職場環境は、急激な学校の増加で臨床経験の豊富なセラピストが学校の先生となり、臨床から離れ多くの病院では、院内教育の機能が失われてしまった(富田,2010)。また、全国のほとんどの臨床現場における年齢構成はきわめて若い(佐々木,2017)。

このような状況の中で、臨床経験の浅い者が患者を全体的に把握する評価をした上で、治療プログラムを設定していくことは非常に難しい。本研究の計測機器によるバランス



戦略・戦術の判別により、それを補助することが可能である。一部の専門家だけでなく、誰でも同じように評価が可能となるのである。

患者がある程度動けるようになってきた時、単純にレベル C の日常動作の練習を反復すればいいのか、そうではなくレベル B の基本動作、レベル A の筋緊張から介入していく必要があるのかといった判断をする時に、CA 戦略が選択できるか否かが判断基準になる。

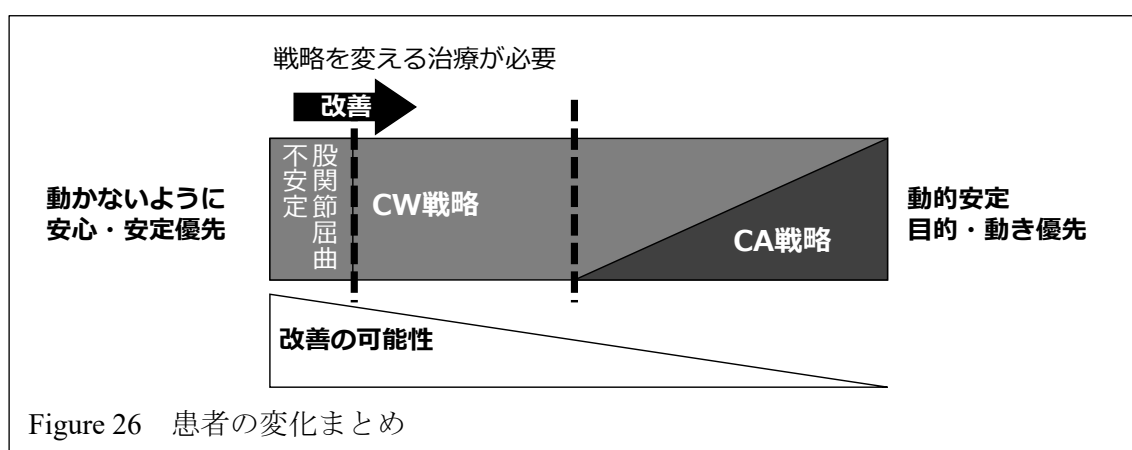
CA 戦略が選択できる場合、様々な戦術で行えるように、反復して練習(レベル C の日常動作の反復練習)をすれば良い。一方、CA 戦略が選択できない場合、様々な戦術を身につけるような練習を行っても限界があり、戦略を変えるための練習、つまりレベル B の基本動作、レベル A の筋緊張から介入していく必要がある。

また、より細かな判別(3 分類、5 分類)を用いて、より具体的にどのような介入が必要かを考える指針を与えることができる。こういった点で、本研究は、リハビリテーション分野へ貢献をしている。

次の段階として、抽出した特徴量から臨床経験の浅い者に対しては、バランス戦略・戦術の視診評価時のポイントに関するアドバイスが、患者に対してはどこをどのようにすると動きやすくなるのかについてのアドバイスができるようになることを目標にする。

また、障害者では CA 戦略が選択できるか否かに関しては不明なままであった。これについては、より動作能力が高い障害者での検討、指示の与え方、環境設定の検討が必要と考えている。第 9 章で検討した患者については、もともと麻痺も比較的軽度であり、非麻痺側機能を利用しながら、自宅退院となった患者であった。

これに対して、麻痺が軽く、補助具を使用せずに歩ける患者では、どのような経過をたどるかということも今後検討し、患者でも CA 戦略が選択できる可能性について探っていく。



また、健常若年者や同年代高齢者が CA 戦略を選択できない場合が多かったが、これはバランス戦略・戦術が無自覚的に選択されるという点に関係していると考えている。本研究では参加者に「ぼんやりと前を眺めて立っていて下さい。終了の合図があるまで立っていて下さい。それでは始めます。」と指示していた。

CA 戦略は、ヒトの期待に応えようという場合、報酬が大きい場合などに選択される。このことから、指示の与え方として「まっすぐ、正面を向いて立って下さい」と指示するなど、要求を高くして依頼することで、CA 戦略を選択できる潜在的な能力がある参加者は CA 戦略と判別される可能性が増えると推測される。

その他、CW 戦略の原因となる不安を取り除くために、参加者が立位を取っている周囲にすぐに触ることができる支持物を設置し、安心感を与えることでもバランス戦略・戦術は変化すると考えられる。このように、指示の与え方や環境設定を変化させて、バランス戦略・戦術が変化するかどうかという研究の発展が考えられる。

さらに、本研究では、矢状面上での静止立位時に限定してバランス戦略・戦術の判別を行った。しかし、バランス戦略・戦術は矢状面上の姿勢保持時だけでなく、前額面上での姿勢保持、動作時にも応用できるものである。本研究での定義に基づきながら、適切な特徴量を選択することでより広く発展させることができると考えている。歩行時のバランス戦略・戦術についての検討は、すでに筆者のグループでも開始している(高田ら, 2018)。

また、近年、世界的にリハビリテーション分野へロボットを臨床応用する流れがある(和田, 2011)。この観点から本研究の意義について考える。

リハビリテーションロボットは、目的によって自立支援、練習支援、介護支援、情緒・認知支援の 4 種類に分類できる(平野, 2015)。このような中で、特に自立支援、練習支援の目的で、ロボットを使用する場合、参加者(患者)とロボット(ある意味では環境)の相互作用が必要である。ロボットにおける練習支援のメリットは、訓練動作を正確に十分量反復することができることである(蜂須賀, 2012)。これが実行できるようにセラピストがすべきことは、適用患者の選択である。

本研究のような計測機器を用いたバランス戦略・戦術の判別は、その判断基準の一つとしてなりうる。CA 戦略が選択できる患者は戦術の多様化を目指せば良いため、ロボットを利用して、多様性のあることを反復練習することで改善が期待できる。

一方で、CA 戦略が選択できない患者には、安心・安全を知覚させるべく、課題を反復して遂行するよりも、すべての感覚を同時に使い、支持面や重力との関係、つまり基礎的な定位を改善する必要がある。そして、戦術の多様化を目指す患者にはロボットになじませるようにする。また、課題とすべき動作の難易度を患者に合わせて調整する。

専門家が行うべきこと、ロボットに任せることのすみわけ、相互行為を検討することが、今後必要になる。

10.3 情報学分野への貢献と課題

次に情報学への本研究の貢献を述べる。ヒトの静止立位におけるバランス戦略・戦術の判別という未解決な問題を解決するには、専門家(経験のある理学療法士や作業療法士)の技術を用いて、教師データの作成や特徴量の抽出を行う必要がある。リハビリテーション分野において、実験的に十分研究されていない問題について、本研究では、情報学的手法(機械学習)に専門家の知識、技術を加えるという方法を提案した。このような方法は、ヒトの行動認識の問題など、情報学分野におけるどのような特徴量が有効であるかが明確でない問題への足がかりをつくるものであるともいえる。

この方法を用いて機械学習を行った結果、Kinect によるバランス戦略・戦術の判別が、2 分類:再現率 97.9%、3 分類:正解率 90.4%、5 分類:正解率 85.6%で可能となった。これは、答えが明確で、判別が容易にできる先行研究と比較しても、同程度の正解率、再現率であった。このことから、教師データの作成や特徴量の抽出などに専門家の知識が、情報学的に未解決のままとなっていた問題の解決に役立つことが示唆された。

なお、本研究の結果だけでは十分に専門家の知識が教師データの作成に有効であったかについては説明できない。例えば、判断に迷い、エキスパートの助言をもらったものを除いた場合、除かなかった場合よりも有意に正解率は低くなった。このことから、専門家は迷いながらも一定の方向性をもって正しく判別できていたと考えられるものの、専門家でなくても、判断ができるか否かについては検討できていない。このため、今後の展望として、臨床経験が浅い者が判断したものと比較することで、本当に専門家の知識が教師データの作成という点でも役に立っているのかを検討すべきである。

もう一点、本研究の情報学への貢献を挙げる。本研究の対象であったバランス戦略の判別という課題では特徴量の抽出、教師データの作成に専門家の知識が必要であった。そして、Kinect で生データを収集する、ノイズを除去する、SVM による機械学習を行う、という一連のシステムの提案で解決を目指した。SVM による機械学習もフィルタリングも目新しい技術ではないものの、専門家の知識と組み合わせ、課題に取り組むことで簡易かつある程度の妥当性を有したシステムの提案ができたと考えられる。このようなシステム構築は、他の課題に取り組む場合にも役立つ可能性があるといえよう。

今後の検討課題として、より高い正解率が得られる適切な特徴量があるか否かについて検討することが挙げられる。

また、他の課題として、Kinect のデータの精度の確認が挙げられる。本研究では、Henriques(2014)に依拠して変位データを取得しているが、正解率の観点から見ると、生データと比較しても、フィルタリングにより正解率も高まり、精度も高まっていると考えられる。しかし、他のモーションキャプチャシステムのデータと比較して、どの程度精度があるのかは確認が必要であり、今後の課題となる。

現在、3 次元動作解析装置(OptiTrack: Trio, オプティトラック・ジャパン株式会社製)で取得した変位データと本研究と Kinect で取得した変位データの比較を行っている。両計測機器の同期については、電氣的な同期ではなく、相互相関を利用して同期している。本研究と同様の方法で参加者に立位保持をしてもらい、参加者の右側方からデータを計測した。データの取得位置は Head、Th4、L3、Hip、Knee、Ankle であった。22 歳の健常男性の参加者では、三次元動作解析装置と Kinect、それぞれの時系列データ間の相互相関係数は、部位によっても異なるが、生データで 0.26 程度(最大 0.78)であるのに対して、Graph によりフィルタリングすると 0.53 程度(最大 0.90)へと変化する。相互相関係数が高いということは同様の動きを捉えていることを示す。Graph 後の相互相関係数が 0.53 と中程度の相関であり、十分ではないという批判もあり得るが、Kinect の変位データを取得する際には、トラッキングする部分を手動で選択しているため、完全にトラッキングしている部位が一致しないという影響もあると考えられる。今後の検討課題である。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、ご指導をいただきました指導教員の総合研究大学院大学複合科学研究科情報学専攻の Cheung Gene 准教授に深く感謝いたします。また、本研究のデータ処理については Cheng Yang 氏にご指導をいただきました。深く感謝申し上げます。

また、総合研究大学院大学複合科学研究科情報学専攻稲邑哲也先生、杉本晃宏先生、藤田保健衛生大学富田昌夫先生、早稲田大学古山宣洋先生には、いつも大変貴重なご助言、ご指摘をいただきました。深く感謝申し上げます。また、デンソー株式会社沢田護様には、立体角のアイディアをご指導いただきました。このアイディアは、本研究とも深く関わっており、感謝申し上げます。

本研究の実験は愛知県岡崎市宇野病院で行わせていただきました。本研究の計測や本論文の執筆にあたり、高田勇先生、田村妃登美先生、遠松哲志先生、藤野宏紀先生、宮下大典先生、野口健人先生、吉田育恵先生にご配慮、ご協力を頂き、感謝申し上げます。また、快く研究にご参加いただいた皆様には大変感謝しております。また、早稲田大学古山研究室の皆様にはいつも貴重なアドバイスをいただきました。ありがとうございました。

最後に、家族である父 幸男、母 裕子、弟 昭洋の寛大な理解と援助によってこうして博士論文を書くことができました。また、いつも私を励ましてくれた妻 未来、息子 悠吏に心から感謝します。

参考文献

- 足立修一, 丸太一郎. (2012). カルマンフィルタの基礎. 東京電機大学出版局.
- AramakiY, NozakiD, MasaniK, SatoT, NakazawaK. (2001). Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Exp Brain Res*, 136, 463-473.
- BardyGB, MarinL, StoffregenTA, BootsmaRJ. (1999). Postural coordination modes considered as emergent phenomena. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 25, 1284-1301.
- BernsteinAN. (1996). *On Dexterity and its Development*. Psychology Press. (工藤和俊(訳) 佐々木正人(監訳)(2003). デクステリティ-巧みさとその発達. 金子書房)
- ChengY, GeneC, VladimirS. (2017) Estimating Heart Rate and Rhythm via 3D Motion Tracking in Depth Video. *IEEE Transactions on Multimedia*, 19, 1625-1636.
- 千野直一, 里宇明元, 園田茂, 道免和久. (1997). 脳卒中患者の機能評価-SIAS と FIM. 東京都千代田区: シュプリンガージャパン.
- ClarkAR, PuaYH, FortinK, RitchieC, WebsterEK, DenehyL, BryantLA. (2012). Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *gait posture*, 36, 372-377.
- CortesC, VladimirV. (1995). Support-Vector Networks. *Machine Learning*, 20, 273-297.
- CreathR, KiemelaT, HorakF, PeteR. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*, 377, 75-80.
- De HaartM, GeurtsAC, HuidekoperSC, FasottiLL. (2004). Recovery of Standing Balance in Postacute Stroke Patients-A Rehabilitation Cohort Study. *Arch Phys Med Rehabil*, 85, 886-895.
- FaugloireE, BardyGB, StoffregenAT. (2009). (De)Stabilization of required and spontaneous postural dynamics with learning. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 35, 170-187.
- FriedmanJ, HastieT, TibshiraniR. (2008). Sparse inverse covariance estimation with the graphical lasso. *Biostatistics*, 432-441.
- 藤澤宏幸. (2013). 姿勢の定義と分類の再考. *理学療法の歩み*, 24, 31-34.
- GageW, WinterAD, FrankSJ, AdkinLA. (2004). Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture*, 19, 124-132.
- GibsonJJ. (1966). *The Senses considered as perceptual systems*. Houghton Mifflin company.(佐々木正人, 古山宣洋, 三嶋博之(監訳)(2011). ギブソン生態学的知覚システム-感性をとらえなおす. 東京大学出版会)
- 蜂須賀研二. (2012). 脳卒中リハビリテーションにおけるロボット支援訓練. *脳外誌*, 21, 534-540.
- 長谷公隆. (2006). 立位姿勢の制御. *リハビリテーション医学*, 43, 542-553.

- HenriquesFJ, CaseiroR, MartinsP, BatistaJ. (2015). High-Speed Tracking with Kernelized Correlation Filters. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 583-596.
- 平野哲, 才藤栄一, 加藤正樹, 山田純也, 井元大介. (2015). 歩行練習ロボット. *PTジャーナル*, 49, 845-851.
- HodgesWP, RichardsonAC. (1997). Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res*, 114, 362-370.
- HsuLW, ChouSL, WoollacottM. (2013). Age-related changes in joint coordination during balance recovery. *AGE*, 35, 1299-1309.
- HsuLW, ScholzPJ, SchonerG, JekaJJ, KiemelT. (2007). Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. *J Neurophysiol*, 97, 3024-3035.
- ItohN, KagayaH, SaitohE, OhtsukaK, YamadaJ, TanikawaH, TanabeS, ItohN, AokiT, KanadaY. (2012). Quantitative assessment of circumduction, hip hiking, and forefoot contact gait using Lissajous figures. *Jpn J Compr Rehabil Sci*, 3, 78-84.
- 窟耕一, 山下堅志, 永井宏達, 國津秀治, 島野泰成, 大久保佳祐, 今田晃司, 亀井滋. (2011). 体幹屈曲角度の増大が肩関節挙上筋力に及ぼす影響. 第 47 回日本理学療法学会. 39. 兵庫県: 理学療法学.
- 金明哲. (2014). 統合的分アルゴリズムを用いた文章の書き手の識別. *行動計量学*, 41, 35-46.
- KalmanER. (1960). A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. *Journal of Basic Engineering*, 82, 35-45.
- 鹿野理子. (2017). 機械学習によるニューロイメージング新時代. *Jpn J Psychosom Med*, 57, 711-717.
- KatoT, YamamotoS, MiyoshiT, NakazawaK, MasaniK, NozakiD. (2014). Anti-phase action between the angular accelerations of trunk and leg is reduced in the elderly. *gait posture*, 40, 107-112.
- KendallFP, McCrearyEK, ProvancePG. (1993). *Muscles, testing and function 4th edition*. Pennsylvania: LWW. (栢森良二(監訳)(2006). 筋: 機能とテスト-姿勢と痛み-. 西村書店).
- 金城篤史, 伊藤雅紀, 松尾行雄, 今泉智人, 赤松友成. (2014). 広帯域スプリットビームを用いたサポートベクターマシンによる魚種識別. *J. Marine Acoust. Soc*, 41, 149-155.
- Klein-VogelbachS. (1990). *Functional Kinetics*. Berlin: Springer.

- 小西行郎. (2003). 赤ちゃんと脳科学. 東京都千代田区: 集英社新書.
- 厚生労働省保険局医療課. (2016). 平成 28 年度診療報酬改定の概要. 参照先:
<http://www.mhlw.go.jp/file/06-Seisakujouhou-12400000-Hokenkyoku/0000115977.pdf>
- 厚生労働省. (2018). 主な年齢の平均余命.
 参照先: <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/life/life17/dl/life17-02.pdf>
- KrishnamoorthyV, YangFJ, ScholzPJ. (2005). Joint coordination during quiet stance: effects of vision. *Exp Brain Res*, 164, 1-17.
- LeeD, YoungD. (1985). Visual Timing of Interactive Action. 著: IngleJD, JeannerodM, LeeD, *Brain Mechanisms and Spatial Vision* (pp: 1-30). Heidelberg: Springer.
- Macpherson, J. M., & Horak, F. B. (2013). Posture. In E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell, S. A. Siegelbaum, A. J. Hudspeth, E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell, S. A. Siegelbaum, & A. J. Hudspeth (Eds.), *Principles of neural science 5th edition*. New York: McGraw-Hill.
- 政二慶, 神崎素樹, 白澤葉月, 福永哲夫, 久野譜也, 金久博昭. (2004). 測定変量の定常性と再現性の観点から見た重心動揺指標の検討. *バイオメカニクス研究*, 8, 150-163.
- MasaniK, VetteAH, AbeOM, NakazawaK. (2014). Center of pressure velocity reflects body acceleration rather than body velocity during quiet standing. *Gait Posture*, 39, 946-952.
- 真下英明. (2017). 中枢神経疾患に対する身体と環境の知覚に視点を置いたアプローチ. 著: 樋口貴広, 和泉謙二, 真下英明, 種村留美, 知覚に根ざしたリハビリテーション[実践と理論] (pp 92-105). CBR.
- 三上直樹. (2005). はじめて学ぶデジタル・フィルタと高速フーリエ変換. 東京都文京区: CQ 出版.
- Moe-NilssenR, HelbostadLJ. (2002). Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture*, 16, 60-68.
- 森岡周. (2015). 発達を学ぶ-人間発達学レクチャー. 東京都文京区: 協同医書出版.
- 森下一幸. (2016). 内上方に広がる被殻出血と理学療法. *PT ジャーナル*, 643-652.
- 村松容子. (2017). 2016 年健康寿命は延びたが、平均寿命との差は縮まっていない. *ニッセイ基礎研レター*, 1-4.
- MurphyPK. (2012). Introduction. 著: MurphyPK, *Machine Learning* (pp: 1-25). London: The MIT Press. (高草木薫(訳)姿勢. 金澤一郎, 宮下保司(監訳)(2014). *カンデル神経科学. メディカル・サイエンス・インターナショナル*).
- 長崎浩. (2004). 動作の意味論-歩きながら考える. 東京都昭島市: 雲母書房.

- 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩. (2003). 基礎運動学 第6版. 東京都文京区: 医歯薬出版.
- NashnerML. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res*, 26, 59-72.
- NashnerML, McCollumG. (1985). The organization of postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8, 135-172.
- 野崎大地. (2005). 静止立位中の身体動揺パターンから時間的・空間的模式を抽出する. *リハビリテーション医学*, 42(5), 325-333.
- 岡谷貴之. (2014). ディープラーニング. *映像情報メディア学会誌*, 68, 466-471.
- 大淵修一. (2014). 介護予防的視点から生活を支える. *理学療法学*, 41, 499-504.
- 大城昌平. (2006). 発達学的にみた体幹機能-姿勢制御の観点より-. *理学療法*, 23, 1361-1368.
- OtteK, KayserB, Mansow-ModelS, VerrelJ, PaulF, BrandtUA, Schmitz-HubschT. (2016 November 18). Accuracy and Reliability of the Kinect Version 2 for Clinical Measurement of Motor Function. *PLOS ONE*, 1-17.
- ReedE, JonesR. (1982). *Reasons for realism*. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates. (境敦史, 河野哲也(訳)(2004). *ギブソン心理学集 直接知覚論の根拠*. 勁草書房)
- RileyAM, BalasubramaniamR, TurveyTM. (1999). Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait Posture*, 9, 65-78.
- 才藤栄一, 園田茂. (2003). FIT プログラム. 東京都文京区: 医学書院.
- SasagawaS, UshiyamaJ, KouzakiM, KanehisaH. (2009). Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing. *Neurosci Lett*, 450, 27-31.
- 佐々木正人. (2015). 新版 アフォーダンス. 東京都千代田区: 岩波書店.
- 佐々木正人, 三嶋博之. (1994). 運動制御への生態学的アプローチ. 著: 川人光男, 佐々木正人, 三嶋博之, 丹治順, 酒田英夫, 村田哲, 藤田昌彦, 認知科学 4 運動. 東京都千代田区: 岩波書店.
- 佐々木嘉光. (2017). 理学療法の質向上と質変化のマネジメントに挑む-EPDCA サイクルを基盤としたスキルアップとスキルチェンジ. *理学療法学*, 44, 141-144.
- 佐藤房朗. (2016). 中枢神経障害領域患者の動作の見方. *理学療法の歩み*, 27, 8-16.
- 佐藤房朗. (2018). クラインフォールゲルバッハの運動学の治療的応用 5. バランス活動. 著: 富田昌夫, 竹中弘行, 玉垣努, 臨床動作分析-PT・OT の実践に役立つ理論と技術 (pp: 92-105). 東京都文京区: 三輪書店.
- SchmitMJ, RileyAM, DalviA, SahayA, ShockleyDK, PunYR. (2006). Deterministic center of pressure patterns characterize postural instability in Parkinson's disease. *Exp Brain Res*, 168, 357-367.

- 下條信輔. (2008). サブリミナルインパクト. 東京都台東区: ちくま新書.
- Shumway-CookA, WoollacottHM. (2012). Motor Control - Translating research into clinical practice 4th edition. Pennsylvania: LWW. (田中繁, 高橋明(監訳)(2013). モーターコントロール 研究室から臨床実践へ. 医歯薬出版).
- Stevens. (1946). On the Theory of Scales of Measurement. Science, 103, 677-680.
- 多賀巖太郎. (2002). 脳と身体の動的デザイン. 東京都文京区: 金子書房.
- 高田勇, 八木崇行, 富田昌夫, 遠松哲志, 跡見順子, 清水美穂, 跡見友章, 野口健人, 田村妃登美, 吉田育恵, 藤野宏紀, 宮下大典. (2016). 立位におけるアライメントと姿勢制御の関係. 第 53 回日本リハビリテーション医学会学術集会ポスター発表.
- 高田勇, 八木崇行, 田村妃登美, 上田志帆, 富田昌夫, 跡見順子, 清水美穂, 跡見友章, 宮下大典, 尾関保則. (2018). 歩隔が歩行時の体幹制御とバランス戦略に及ぼす影響-安定および不安定の意味性の再考. 第 5 回生態心理学とリハビリテーションの融合研究会. 滋賀県: 生態心理学とリハビリテーションの融合研究会.
- 竹中弘行. (2009). 臨床動作分析における治療的視点と実践. 理学療法学, 36, 475-477.
- 竹内弥彦, 下村義弘, 大谷拓哉, 雄賀多聡, 三和真人. (2014). 高齢者の脊柱形態と静止立位中の体節別および全身重心動揺との関係. 日本生理人類学会誌, 19, 1-6.
- 富田昌夫. (1987). Klein-Vogelbach の運動療法. 理学療法学, 14, 297-304.
- 富田昌夫. (1994). クラインフォーゲルバッハの運動学. 理学療法学, 21, 571-575.
- 富田昌夫. (2000). クラインフォーゲルバッハの運動学. The Journal of Clinical Physical Therapy, 3, 1-9.
- 富田昌夫. (2009). 生態心理学的アプローチ. 理学療法学, 36, 402-405.
- 富田昌夫. (2010). 理学療法士の臨床能力をいかに高めるか. 理学療法学, 37, 540-541.
- 富田昌夫. (2015). 基本動作の構えやバランス戦略. 理学療法学, 42, 740-741.
- 富田昌夫. (2016). 基本動作の持つ意味. 著: 吉尾雅春, 極める!脳卒中リハビリテーション必須スキル (pp: 114-122). 名古屋市: gene.
- 富田昌夫. (2016). 情動と潜在認知を考慮した治療的運動学習. The Journal of Clinical Physical Therapy, 17, 1-21.
- 富田昌夫. (2018). 基本動作の持つ意味-動作の階層性に秘められた身体性. 著: 富田昌夫, 竹中弘行, 玉垣努, 臨床動作分析-PT・OT の実践に役立つ理論と技術 (pp: 136-187). 東京都文京区: 三輪書店.
- 塚本芳久. (2009). 運動の生物学 改訂第 2 版. 東京都文京区: 協同医書出版.
- VaroquiD, FrogerJ, LagardeJ, PelissierJY, BardyGB. (2011). Effect of coordination biofeedback on (re)learning preferred postural patterns in post-stroke patients. Motor Control, 15, 187-

- VapnikNV. (1998). *Statistical Learning Theory*. Wiley and Sons.
- WinterAD. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement 4th edition*. New Jersey: Wiley. (長野明紀, 吉岡伸輔(訳)(2011) バイオメカニクス 人体運動の力学と制御. ラウンドフラット).
- WinterAD, PatlaEA, PrinceF, IshacM, Gielo-PerczakK. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*, 80, 1211-1221.
- 八木崇行, 富田昌夫, 三嶋博之, 杉山智久. (2013). 頸部から脊柱を揺する治療の効果に関する検討-重心動揺計を用いた定量的評価. *生態心理学研究*, 6, 69-72.
- 八木崇行, 古山宣洋, 富田昌夫, 伊藤慎英, 藤野宏紀, 宮下大典, 高田勇, 田村妃登美, 吉田育恵. (2013). クラインフォーゲルバッハの運動学に基づいたバランス戦略について重心動揺計を用いて定量的に評価する試み-健常若年者と片麻痺者の比較-. 第49回日本理学療法学術大会. 横浜市: 理学療法学.
- 八木崇行. (2016). 頸部からの揺すり再考. 第4回生態心理学とリハビリテーションの融合研究会. 愛知県: 生態心理学とリハビリテーションの融合研究会.
- 八木崇行, 古山宣洋, 富田昌夫, 沢田護, 遠松哲志, 高田勇. (2016). 立体角を用いた若年者、高齢者、脳卒中患者の静止立制御モデル. *日本生理人類学会誌*, 21, 97-105.
- 八木崇行, 富田昌夫, 古山宣洋, 遠松哲志, 高田勇, 田村妃登美, 吉田育恵, 宮下大典. (2015). 立体角の姿勢制御戦略評価への応用-片麻痺患者と健常若年者の静止立位における比較. 第31回東海北陸理学療法学術大会ポスター発表. 石川県: 東海北陸理学療法学会.
- 山田真善, 上條憲一, 斎藤豊. (2017). AIを活用したリアルタイム内視鏡診断サポートシステム開発-大腸内視鏡検査での見逃し回避を目指す. 参照先: <https://www.jst.go.jp/pr/announce/20170710-2/index.html#ZU2>
- 弓岡光徳, 村田伸, 大田尾浩, 鈴東伸洋, 鈴東佳子, 古賀郁乃. (2009). 姿勢反応とボバースアプローチの紹介-立ち直り反応を中心に-. *西九州リハビリテーション研究*, 2, 63-71
- 和田太. (2011). リハビリテーションロボットの臨床研究デザイン. *日本ロボット学会誌*, 29, 241-245.