

解説

歩行分析における動画切り出し画像の定量評価の簡便な方法の提案：姿勢計測システム“rysis”の外部マーカーなしでの各身体体節の地軸座標系における傾斜角度の信頼性

A Simplified Method to Quantitatively Evaluate Images Extracted from Moving Pictures for Gait Analysis: Reliability of Body Segment Angles Obtained Using the Postural Measurement System “rysis” without External Markers

古井 透¹⁾ 西之原 隆宏²⁾ 藤野 文崇³⁾
山田 寛之⁴⁾ 藤井 良憲²⁾

要 約：高度な機器を用いた3次元動作解析は歩行分析のゴールドスタンダードである。しかし、臨床では歩行機能の問題を同定し、治療効果の評価のためには目視による歩行観察が一般的である。機器を用いた動作解析は高価で時間や労力を要するため、あくまで研究室ベースであり、日々の臨床の流れにおいて、めったに活用できないのが現実だ。本稿の目的は、簡易に入手可能なISO 16840-1に基づいた定量的な計測ツール“rysis”を用いて、歩行評価におけるセラピストの観察の信頼性を検討し、姿勢・動作分析における定量化シーケンスを示し動画切り出し画像の定量評価の簡便な方法を提案することである。12名のセラピストの検者間信頼性について、外部身体マーカーあり(ICC=0.970)と外部身体マーカーなし(ICC=0.902)の2つの条件下で比較した。さらに、理学療法士が歩行評価をするときの“rysis”の応用可能性についても言及した。

キーワード：動画観察、歩行分析、外部マーカー、rysis、信頼性、ISO 16840-1

1. はじめに

1.1 歩行分析について

二足歩行は、自然に仕組まれ、人が習得した見事な移動のための技のひとつである。それ故

長年多くの科学者たちを魅きつけてきた。たとえば1953年Emberhartは事故で自ら下肢を切断したが、同僚のInmanの勧めで彼らの義足歩行の研究チームに加わり、正常歩行と徴候的歩行の決定因子について明らかにする仕事に貢献した¹⁾。やがてPerryやSutherlandは標準的な歩行周期を次のように記述した^{2,3)}。1歩行周期は一方の足部接地から次に同じ側の足部接地に至るまでの連続する運動と定義される。足部接地からつま先離地までの立脚期は一般的

Toru Furui

大阪河崎リハビリテーション大学
リハビリテーション学部 理学療法学専攻
E-mail: furuit@kawasakigakuen.ac.jp

- 1) リハビリテーション学部 理学療法学専攻
- 2) 医療法人吉栄会 吉栄会病院
- 3) 地方独立行政法人 りんくう総合医療センター
- 4) 社会医療法人ベガサス 馬場記念病院

には全歩行周期の62%をしめ、つま先離地から足部接地までの遊脚期は38%をしめるとされる。歩行周期ではほぼ恒常的なシーケンスによる事象が繰り返される。Chambers は古い用語の踵接地“ヒールストライク”から全足接地“フットフラット”までの過程は、ほとんどの歩行障害のある人で消失しているため、その治療を目的とする臨床でヒールストライク（今はヒールコンタクトと言われるようになったが）を用いるべきではないと強調している⁴⁾。

臨床現場でよく用いられるのは、立脚相を5相と遊脚相を3相に分ける方法で、すなわち歩行周期を8相に分類している。それは第1相が初期接地（IC）、第2相が荷重期（LR）、3相が立脚中期（MSt）、4相が立脚終期（TSt）、5相が前遊脚期（PSw）、6相が遊脚初期（ISw）、7相が遊脚中期（MSw）、8相が遊脚終期（TSw）、と分ける方法である。立脚に関してICの定義としては立脚側の足部が初めて地面に接触した瞬間である。LRとは、そのあと接触した足部に体重が負荷されていく過程である。MStとはLRからTStにいたる片脚立位の時期をいい、TStとは片脚立位の最後の時期をいう。PSwとは反対側の下肢が接地した後の両脚立位時期で遊脚相に続く。遊脚期に関してはISwとはつま先が床から離れた瞬間から両側の足関節が矢状面上で交差した瞬間までの時期をいい、MSwはISwの終了から下腿が床に垂直になった瞬間までをいい、TSwはMSwの終了時期から床に

触れた瞬間（IC）までの時期をいう（表1）。

1.2 目視による観察の限界

目視の観察による歩行分析は、ともすれば主観的な観察となる傾向があり、信頼性・妥当性・感受性・特異性が低く、兆候的歩行のバイオメカニカルな原因を特定するには有効とは言えないなどの議論は古くからあり、多くの研究者によってその限界が繰り返し指摘されてきている^{3,5,6)}。

臨床現場でセラピストが日常診療業務の一つとして、目視の観察から兆候的な歩行パターンを分析する場合のことを考えてみればよくわかる。ひとつの特徴的な歩行と同様の歩行パターンは、いくつもの原因で起こりうるものなのだ。ボツリヌス治療の効果判定などで脳性麻痺児の歩行分析に詳しい小児神経科医 Chambers は次のように言っている。脳性麻痺児の痙性歩行の原因に関して詳しく見ていくとき、例えば前脛骨筋に痙性があっても、後脛骨筋パターンが現れたりする。これにさらに、横断面での回旋を伴えば、矢状面や前額面の問題点とも混同して誤診してしまうことは大いにありうる。それに比べ歩行解析室では、筋活動、運動力学、関節運動学、エネルギー消費、ほか多くの生理学的データなど、肉眼による観察に比べはるかに多くの情報が得られる⁴⁾。

表1 歩行周期における各期の機能

時期	周期割合	機能	反対側下肢
初期接地 (IC) 荷重期 (LR)	0-12%	荷重、体重移動	荷重なしで振出しの準備 (前遊脚期)
立脚中期 (MSt)	12-50%	体重を支持し重心が移動する	振出し
立脚終期 (TSt) 前遊脚期 (PSw)	50-62%	荷重なしで振出しの準備 (前遊脚期)	荷重、体重移動
遊脚初期 (ISw)	62-75%	足部クリアランスの確保	片脚立位
遊脚中期 (MSw)	75-85%	下肢が身体の前に出る	片脚立位
遊脚終期 (TSw)	85-100%	下肢が減速、立脚相の準備	片脚立位

1.3 普及しないゴールドスタンダード

歩行解析室での歩行分析は研究目的で行われることが多いが、そのおかげで歩行の科学的解明が進歩してきた。運動学によって、関節や体節のダイナミックな可動域などのような空間的・時間的変数を用いて計測することができる²⁾。運動力学は、歩行評価のゴールドスタンダードとして有名な筋の活動性を知るための電気生理学的分析を含めた、身体運動に作用する「力」について、総合的に説明することができる学問である^{7,8)}。

ところが、歩行分析に用いる解析機器は極めて高価で、一般の病院やリハビリテーションセンターで入手可能なものではない。6歳以下の小児では身体サイズの違いや協調性のレベルの違いから、解析機器による歩行分析が必ずしも適していると言えないとの指摘もある⁹⁾。

さらに、外部マーカーの不適切な位置やマーカーを貼付した皮膚のずれによって解析結果の妥当性や信頼性は大きな影響を受けるともいう¹⁰⁾。

2003年にToroらは英国の1826人の理学療法士の調査を実施し、ほとんどの理学療法士(93.6%)が歩行障害の患者を治療しながら、実際に歩行解析室で患者の歩行を分析していたのはわずか23.1%のみであったと報告している¹¹⁾。66.4%の臨床家が、臨床歩行分析のトレーニングと国内レベルでの統一基準が必要であると指摘していたという¹¹⁾。つまり、実際のところ多くの臨床家にとっては、解析機器を用いた歩行分析は常に実施可能な手法ではなく、臨床での原因追究のための現実的な実用ツールにはなりえていないのは世界的な傾向のようである。

1.4 座位姿勢計測ソフト“rysis”の紹介と算出できる身体体節角度

座位姿勢計測ソフト“rysis”は座位姿勢計測

研究会(<http://seating.web.fc2.com/>)を設立した埼玉県立総合産業研究所の半田らによって開発された。“rysis”は誰にでも入手可能で、簡便で、信頼できる車いすのための座位姿勢計測フリーソフトウェアである¹²⁾。このソフトは姿勢計測ツールであるが、歩行のような動作を想定して開発されたツールではない。本来、車いす座位の姿勢を定量化する目的で開発された。2006年3月に車いす座位の姿勢ISO16840-1が開発されたとき、計測項目はリストとして定義されたが具体的な計測手法は定義されていなかった。そこで、廣瀬らはISO16840-1基準に準拠した“Simple measurement”(簡易計測法)を提案した¹²⁾。

廣瀬らはISO 16840-1 準拠簡易計測法(表2)において25の身体ランドマークを結ぶ15本の身体体節線を定義した。それらは前額面では6本の体節線(図1)、矢状面では6本の体節線(図2)、横断面では3本の体節線からなる(表2)。

このソフトウェアは実際誰でも入手可能なので、彼らの結果から毎日の臨床での応用に適していると思われた。そこで、我々はこのソフトウェアを歩行周期の特定の一場面における体節アライメントの定量的分析に応用しようと考えた。患者の動画から歩行周期における決定的なある一瞬を切り出し“rysis”がその時の頭部・頸部・体幹・骨盤などの位置を各体節角度として正確に計算出来るなら、目視による観察よりもはるかに多くの有益な情報が得られるはずである。半田らは、人の座位姿勢のかわりに金属製骨格モデルを用いて、“rysis”による座位姿勢を計測し、検者内および検者間のばらつきを比較し、このソフトの信頼性を評価した。さらに、それらの結果と、接触式3次元計測機の結果を比較し妥当性も検証した¹²⁾。

1.5 より簡便に分析するために

“rysis”での姿勢計測でもハイテク機器を用

表2 簡易計測での身体節線

本研究で用いた簡易計測での3つの身体節線を太字で示す

身体節線	関連する身体ランドマーク
矢状面骨盤線	上前腸骨棘 と上後腸骨棘
前額面骨盤線	右上前腸骨棘と左上前腸骨棘
横断面骨盤線	右上前腸骨棘と左上前腸骨棘
矢状面上部体幹線	C7棘突起と胸骨上端
前額面体幹線	胸骨上端、右上前腸骨棘と左上前腸骨棘
横断面体幹/肩線	右肩峰点と左肩峰点
矢状面腹部線	胸骨下端、右上前腸骨棘と左上前腸骨棘
前額面腹部線	胸骨下端、右上前腸骨棘と左上前腸骨棘
矢状面胸骨線	胸骨上縁と胸骨下端
前額面胸骨線	胸骨上縁と胸骨下端
矢状面頸部線	上部頸部点、第7頸椎棘突起 と胸骨上縁
前額面頸部線	鼻下点と胸骨上縁
矢状面頭部線	眼縁と耳珠点
前額面頭部線	右眼縁と左眼縁
横断面頭部線	右眼縁と左眼縁



図1 矢状面での身体節線

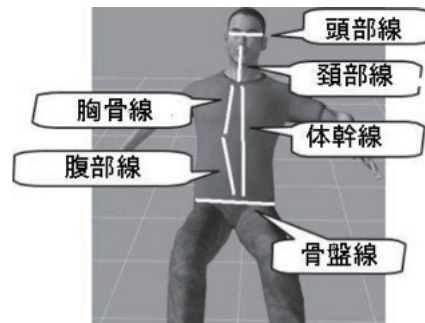


図2 前額面での身体節線

いた動作解析でも、定量的計測の成否を分けるのは、定められた身体ランドマークに正確に貼付された外部マーカーの存在で、計測精度が上がれば上がるほど厳密さが求められる。外部マーカーは迅速かつ正確に身体ランドマークをとらえていなければならず、実際、臨床現場での限られた時間での計測を想定すれば、臨床家にとってかなり頭の痛い業務になるに違いない。そこで、歩行分析の信頼性・妥当性について下図のような階層的概念仮説を想定したうえで、外部マーカーの有無が計測結果に与える影響を検証する必要があると考えた。さらに、簡易計測での15本の身体節線の絶対角度計測の

なかでも、歩行周期における骨盤帯・体幹・肩甲帯の位相変動が比較的観察可能と思われる前額面画像の頭部線、胸骨線、骨盤線の3つの体

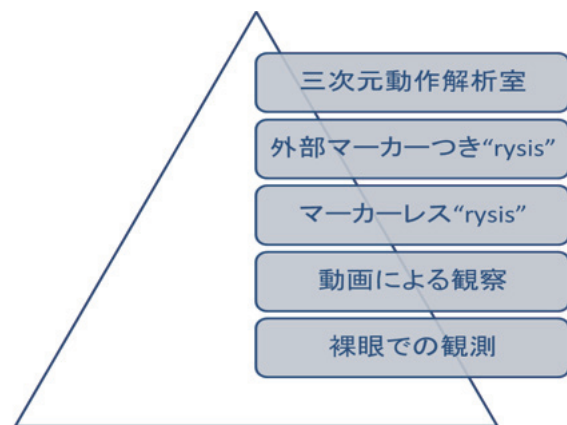


図3 歩行分析の信頼性の階層モデル

節線に注目して、その角度の検者間・検者内の信頼性を検証した（図3）。

“rysis”の臨床応用を促進するために、以下の4つの課題を考えた。

1. 外部マーカ―は適切に正確に貼付されているのか？
2. 身体節ごとに観察の正確さに差が生じるのか
3. 検者の臨床経験を基に違いがあるか？
4. 目視による観察は潜在的にどれぐらいの範囲の誤差があるのか？

我々の研究仮説では、身体ランドマークに貼付された外部マーカ―は、前額面では胸骨線、体幹線、骨盤線などの身体節角の信頼性に大きく貢献しているはずなので、外部マーカ―を画像加工ソフトで消去した計測での検者間誤差はあきらかに大きくなるものと予想していた。

頭部のランドマークは、常に露出しているので通常でも外部マーカ―を貼付しない。このため、この予備実験では頭部はコントロール群として扱った。

2. ツールの応用実験

2.1 実験デザイン

この予備実験に先立ち、あらかじめ家庭用ハンディビデオカメラ（60コマ/毎秒）で録画した歩行観察動画データから前額面画像を抽出して用い、実験的に信頼性を検証した。1）動画データ左脚立脚期のLRが開始した瞬間の1コマを切り出した。2）切り出した画像から画

像加工ソフトを用いて外部マーカ―を消去した3）外部マーカ―の有無の2つの条件で計測した結果を検者ごとに比較した。

2.2 検者と対象

事前に研究の目的を説明し同意を得た、実験時点でA病院リハビリテーション科に勤務していた経験年数1年から5年までの理学療法士12名を検者とした。検者の性別は男性6名女性6名であり、日本理学療法士会によると全国の病院勤務の平均的性別割合は男性6割女性4割なので、母集団から極端に乖離していないといえるだろう。年齢は 25 ± 2.5 歳であり経験年数は 3.0 ± 1.7 年であった（表3）。測定対象は下肢に大きな既往歴のない、身長177cm、体重67kg、BMI21.7の標準的体型の26歳の健常男性とした。“rysis”による計測のための動画素材は、あらかじめ10m歩行路を歩いてもらって、家庭用ビデオで正面5mの距離より撮影したものをを用いた。

2.3 評価手順

対象者の動画から歩行周期中の荷重期（LR）に移った瞬間の前額面画像を取り込んで1つめの分析素材とした。対象者にはあらかじめISO16840-1基準に準拠した前額面胸骨線・骨盤線の身体ランドマーク4か所を示す外部マーカ―を貼りつけた。切り出した静止画では、さらに、画像編集ソフトを用いて外部マーカ―を消去し、比較のための2つめの分析素材とした。これらの素材を、12人の検者に分析させる“rysis”の計測手順では、学習効果が生じな

表3 検者の特徴

	N	最小値	最大値	平均	標準偏差
年齢	12	22	31	24.9	2.46
経験年数	12	1	5	3.0	1.65
男性	6				
女性	6				

いように、同一PCにインストールしておいた“rysis”を起動させ、まず初めに外部マーカーを修正・消去した前額面画像を読み込ませ、そこから身体ランドマークを予想しポインティングさせ、頭部線・胸骨線・骨盤線の体節角度を計算させ、結果を別ファイルにエクスポートさせ終了させた。各検者はこの画像読み込みからの一連の手順を各3回施行した。つぎに外部マーカーが見えている前額面の画像から同じ身体節線の角度を、まったく同様に3回ずつ計測させた。なお、ポインティング作業は学習効果をのぞく配慮として、外部マーカーあり外部マーカーなしの画像をランダムに提示しポインティングさせた。

臨床歩行観察の検者内信頼性を知るために、上記の実験から10か月後に、素材となった歩行動画そのものを観察させた。動画による歩行分析の標準的手法はいくつか開発されているが、代表的なものとしては1991年のEastlackらによって開発された“Videotaped Observational Gait-Analysis Assessments”¹³⁾、2003年にReadらが開発した“Video-Based Tools Edinburgh Visual Gait Score”¹⁴⁾等があげられるだろう。多くの先行研究のいずれの手法でも、歩行における各肢位の方向性は、おのおの少し表現は異なるものの、ほぼ二択・三択の選択肢によるカテゴリー化する方法によって表現されていた。そこで、本研究でもこれらと同様に、検者には（右・鉛直または水平・左）の三者択一のチェックボックスによって各歩行

周期における各体節の方向性を報告させた。この肉眼でのビデオ観察における右立脚荷重期の頭部線・胸骨線・骨盤線の左右の方向性と、同一ビデオ動画から切り出した静止画を10か月前に計測した際の絶対角度の方向性を比較し、その一致の百分率を算出して臨床歩行観察における検者内信頼性の指標とした。

2.4 統計学的検討

“rysis”計測結果の身体体節角について外部マーカーがない場合（AOM）と外部マーカーがある場合（POM）を比較するために、信頼性係数として標準化クロンバッハの α と絶対一致にもとづく二因子混合の級内相関係数（ICC）とその95%信頼区間（CI）を計算した¹⁵⁾。12名の検者について各体節角ごとに検討するため、信頼性係数として標準化クロンバッハの α と絶対一致にもとづく二因子混合の級内相関係数（ICC）とその95%信頼区間（CI）を計算した。外部マーカーがない場合（AOM）と外部マーカーがある場合（POM）の体節角度の結果の要約には、標準誤差とその95%信頼区間（CI）を計算した。ビデオ歩行観察と“rysis”計測結果の検者内信頼性、およびビデオ歩行観察の検者間信頼性については、その完全一致の百分率を算出した。各検者の一致率と臨床経験年数の関連性についてはスピアマンの順位相関係数を計算した。有意水準はいずれも5%未満とし、統計処理にはSPSS 20.0（IBM 2012）を用いた。

表4 信頼性分析

	外部マーカーあり (n=12)	外部マーカーなし (n=12)
クロンバッハ α	0.998	0.993
標準化クロンバッハ α	0.999	0.996
級内相関係数 ICC (3,12)	0.970	0.902
95% 信頼区間		
上限	0.992	0.972
下限	0.931	0.792

3. 結果

3.1 検者間信頼性

外部マーカーの有無の2群での検者間信頼性を表に示す。外部マーカーなし群での標準化されたクロンバッハ α の値は0.996、外部マーカーあり群で0.999であり、いずれも信頼できる結果であることを示唆している(表4)。

それぞれの身体節線の標準化されたクロンバッハの α をみると、頭部線は0.787、胸骨線は0.901、骨盤線は0.989であり、コントロールとして計測した頭部線が最も低い結果となった(表5)。

さらに各群別の統計量をみていくと、コントロール群となる頭部線角の標準誤差は0.202°

であった。外部マーカーなし(AOM)での胸骨線角の標準誤差が0.319°だったが、外部マーカーあり(POM)だと0.078°となって、四分の一以下の値に減少した(表6)。胸骨線とほぼ同様に骨盤線でも、外部マーカーなし(AOM)の標準誤差が0.297°だったが、外部マーカーあり(POM)だと0.099°と三分の一に減少していた。胸骨線、骨盤線ともに外部マーカーによって標準誤差は0.1°以下に収束していた。

3.2 ビデオ観察との一致

検者内信頼性(同一検者が計測した“rysis”による体節角とビデオ観察での判定との一致率)と検者の臨床経験年数との相関関係について、スピアマンの順位相関係数を求めたが、統

表5 各体節線ごとの信頼性分析

	胸骨線角 (n=12)	骨盤線角 (n=12)	頭部線角 (n=12)
クロンバッハ α	0.922	0.982	0.763
標準化 クロンバッハ α	0.901	0.989	0.787
級内相関係数 ICC(3.12)	0.922	0.982	0.763
95% 信頼区間 CI			
上限	0.987	0.997	0.961
下限	0.792	0.951	0.336

表6 身体節線の結果

	平均	標準 誤差	95% 信頼区間			
			下限	上限	最小値	最大値
POM 胸骨線	-0.58	0.078	-0.74	-0.42	-2	1
AOM 胸骨線	-2.58	0.319	-3.23	-1.93	-6	1
POM 骨盤線	7.55	0.099	7.35	7.75	6	9
AOM 骨盤線	3.78	0.297	3.18	4.38	1	8
頭部線	-7.66	0.202	-8.06	-7.26	-11	-4

表7 観察所見の検者内・検者間の信頼性

	頭部線	胸骨線	骨盤線
検者間信頼性			
LR	91.67%	100.00%	50.00%
MSt	66.67%	58.33%	50.00%
PSw	58.33%	58.33%	50.00%
“rysis” との検者内信頼性	91.67%	100.00%	8.33%

計学的に有意な相関は認められなかった。肉眼でのビデオ観察での判定方法はとても大雑把なものであるにもかかわらず、MStとPSwでの検者間の一致率はかならずしも満足できるものではなかった。骨盤線角と肉眼でのビデオ観察の一致は今回計測した3つの体節線角の中で、検者内、検者間の両方の信頼性において最も低い値となっていた。検者の半数のビデオ観察の結果が他の検者と不一致であり、さらに自分の“rysis”の結果と一致した者は一人だけ（全体の8.33%）であった（表7）。

4. 考察

4.1 方法論の概括的考察

この研究はISO 16840-1 準拠の計測ツール“rysis”を臨床歩行分析にまで拡大応用させようと試みてきた、この間の我々の一連の研究での初めての日本語論文である。この研究には、予備実験的研究につきものの、得られた知見をそのままでは汎化できない幾つかの限界がある。まず第一に、検者に計測させた画像は同一画像であったが、計測対象としたのは健常成人男性一人だけであったことである。健常成人の通常の平面歩行特に体節線が大きく傾くことがなかったので、12名の検者の“rysis”の計測結果として出力された各体節線の絶対角度は最大値9°最小値-11°（範囲20°）と水平または鉛直に集中しやすい傾向にあった。検者間での計測値の分散が小さければ関数中心極限定理に従い、級内相関係数が高く算出されてしまった。しかし“rysis”の臨床応用を促進するという目的にてらせば、今後は多くの臨床像、さまざまな着衣、そして異なるボディタイプを持つより多く対象者をモデルにした研究が必要となるだろう。

第二に“rysis”の分析過程においては、市販のビデオカメラによって撮影した動画を切り出

した静止画を取り込んだため、画像の解像度は低かった。それが正確なランドマークの同定を妨げる潜在的なバイアスとして働いていたかもしれない。

第三に評価者はすべて現役の臨床家であり、見慣れた場所での歩行周期の特定の位相でのキャプチャ画像に対しては、臨床的想像力からの類推が容易だったのかもしれない。このことが、データの分散が平均値付近に集中していた結果に対し何らかの影響をあたえていた事も否定できない。

4.2 結果の概括的考察と含意

本研究には潜在的な限界が多いものの、ビデオ録画による歩行パターンの評価において、たとえ外部マーカーが添付されていなくても“rysis”を用いることで、我々が臨床で常に実施している裸眼での観察に比べ確実に信頼できる結果が期待できることを示すことができた。“rysis”を用いた身体体節角度計測での検者間の標準誤差が、前額面胸骨線角では0.319°、前額面骨盤線角では0.279°であった。この程度の測定誤差は実際には日常的な臨床場面では十分許容できる範囲と言えるだろう。そのうえ、外部マーカーを消した画像での検者間でのクロンバッハの α の値が0.993であったことは、“rysis”を日常的な理学療法臨床の場で応用すれば、今行っている我々の評価の信頼性向上が期待できることを示している。

4.3 検査者の臨床経験をめぐって

Brunnekreefらは30人の患者の歩行パターンの構造化された歩行分析手法を用いて、10人検者で検者間信頼性の検討をおこなった¹⁶⁾。検者10人の内訳は4人の臨床経験のない学生、4人の少なくとも臨床経験10年以上あり歩行トレーナーのコースを修了したセラピスト、2名の整形外科的歩行障害治療のエキスパートで二

人とも実際に患者の治療やセラピストの指導に携わっている歩行分析の権威であった。検者間信頼性を各群ごとに比較すると、経験ある検者群は級内相関係数 (ICC) が 0.42 でその 95% 信頼区間は 0.38-0.46 であった。経験のない検者群は級内相関係数 (ICC) が 0.40 でその 95% 信頼区間は 0.36-0.44、エキスパート検者群は級内相関係数 (ICC) が 0.54 でその 95% 信頼区間は 0.48-0.60 であった。この結果から、彼らは観察による歩行分析の信頼性において臨床経験が決定的に重要であると結論している。

本研究の 12 名の検者 (平均経験年数 3 年) と比べると彼らの検者は豊かな経験 (臨床経験 10 年以上) と技術 (全員が歩行トレーナーとしての認証されている) を持っていた。それゆえ、本研究の検者の経験年数の違い (1 - 5 年) の範囲では有意差が検出できなかったとも考えられる。また、今回の調査では健常男性の歩行画像をもとに調査結果であり大きな姿勢の崩れを認めなかったため小さな角度の計測となり、検者間の経験年数の違いによるポインティング誤差を検出できなかった可能性もあるだろう。これら 2 つの要因により、我々の結果での ICC が Brunnekreef らの結果よりもかなり高い値であったにもかかわらず、検者の年齢とも経験年数とも統計学的に有意な相関関係がみられなかったとも考えられる。

つぎに、個々の検者について詳細にみていく。頭部の側屈の向きについて肉眼でのビデオ観察と “rysis” での分析の頭部線角の結果が一致しなかった唯一の検者は臨床経験年数 1 年未満であった。一方、前額面骨盤線のビデオ観察と “rysis” の結果が一致していた唯一の検者は臨床経験 5 年以上であった。これらのことは、Brunnekreef らが結論付けた、肉眼での観察における臨床経験の大切さを示すものなのかもしれない。

4.4 “rysis” の潜在力と課題

ビデオ録画の歩行分析での “rysis” による身体節線角度の結果は外部マーカーのない画像でも検者間信頼性に大きな影響がなかったのは想定外であった。この結果から外部マーカーは必ずしも必要としないものと思われる。ところが、すでに触れたように、今回の我々の予備実験的研究には多くの限界がある。分析対象とした歩行動作は、骨格を予想しやすい標準体型の健常男性のものだけであった。さらに、この男性は病院が貸与する縦縞の病衣を着ていたため検者たちにとって、前額面での鉛直方向や身体節の位置関係を予測する目安にやすかった可能性も考えられる。これは、身体ランドマークを結ぶ体節線の基準線が鉛直方向となる前額面胸骨線で顕著に現れたと解釈できるかもしれない。これとは対照的に、前額面骨盤線のための身体ランドマークは水平線を基準とする位置関係にあるので、検査者内の完全一致の割合が 8.33% と最も低い結果になっていたとも考えられる。

動作観察から正確な身体節線角をつきとめる際に、基準線との位置関係が予測しやすくなるような着衣とはどのようなものか、不明な点も多く、今後解決しなければならない課題の一つがここにあるといえる。さらに、日常臨床で実際に我々が目にしている患者様は今回の対象と比較すると、はるかに限られた身体機能である。それゆえ、歩行周期での姿勢制御や平衡維持のために頭部や体幹などを代償的に用いる必要があり、結果的に身体節のアライメントには側彎や円背などのような極端な湾曲や偏りも珍しくない。当然ながら各体節角度の計測値の分散も大きくなるだろうから、これも計測値の信頼性に大きな影響を与えるだろう。動作観察から正確な身体節線角をつきとめるためには、今後解決しなければならない潜在的な因子がかなりありそうである。

McGinley らは脳卒中片麻痺患者の歩行における蹴りだし時の足関節底屈出力とセラピストの動作観察の結果を比較し、セラピストの観察には中等度の信頼性 (ICC=0.763) があることをみいだした¹⁷⁾。本研究で“rysis”が検者間信頼性の面で優れていることが示せたので、歩行評価のために録画したビデオから切り出した静止画を使えば、“rysis”や“rysis angle”は蹴りだし時や足部接地などの歩行周期での重要な位相を客観的に評価する際の有効なツールになるかもしれない。

このように、肉眼による歩行観察の信頼性や正確さを高めるためには、今回我々が実験した計測手順を下敷きに、今後さらに戦略的に精査していく必要があるだろう。

5 結語

目視による歩行観察は経験や技量に左右され常に信頼性が担保されているわけではない。しかし実際には、動作解析機器による歩行評価がいつでもどこでも実施可能なわけでもない。ビデオ撮影による動画の歩行分析は、両者の中間に位置しているので手ごろな代替的手段である。動画から切り出した静止画への“rysis”による姿勢計測は、外部マーカーの有無にかかわらず信頼性が高く (ICC=0.902)、有望な定量的計測手法となるだろう。今後さらに、課題を絞りこんだ研究の積み重ねによって“rysis”の臨床現場での応用を阻む諸課題を、ひとつひとつ克服していきたい。

謝辞

本研究は、いかなる団体・組織からの資金供与も受けず独立して実施された。本研究の内容の一部は2013年1月19日に、埼玉県浦和市の埼玉県産業総合センターで開かれた第5回座位姿勢計測研究会で報告した¹⁸⁾。

“rysis”の考案者の埼玉県産業総合センター研究主任 半田隆志 博士、貴重な助言を頂いたHartford大学理学療法学科准教授 Barbara Crane 博士、および大阪河崎リハビリテーション大学理学療法専攻助教 岡 健司博士に感謝の意を表す。最後になるが、研究に協力を惜しまなかった吉栄会病院の関係者の皆様、検者として研究に参加した12名の臨床家諸兄の協力なしには得られなかった結果であったことに衷心より感謝を申し上げる。

[文献目録]

- 1) T. V. Innman, H. Eberhart, “The major determinants in normal and pathological gait,” *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 35(3), pp. 543-558, 1953.
- 2) J. Perry, *Normal and Pathological Function*, Torofare NJ: SLACK Inc, 1992.
- 3) D. H. Sutherland, R. K. Kaufman, “Kinematic of normal human walking,” : *Human Walking*, Ed2, deBaltimore, Williams and Wilkins, 1994, pp. 23-44.
- 4) H. Chambers, D. Sutherland, “A Practical Guide to Gait Analysis,” *Journal of American Academy of Orthopedic Surgeons*, pp. 222-231, 2002.
- 5) D. L. Skaggs, “Variability in gait analysis interpretation,” *Journal of Pediatric Orthopedics*, 20, 6, pp. 759-764, 2000.
- 6) M. Whittle, “Clinical gait analysis: a review.,” *Human Movement Science*, 15, 3, pp. 369-387, 1996.
- 7) B. C. Toro, P. Ferren, Nester, “A review of observational gait assessment in clinical practice,” *Physiotherapy Theory and Practice*, 19, 3, pp. 137-149, 2003.
- 8) M. Saleh, G. Murdoch, “In defense of gait

- analysis.," *journal of bone Joint Surgery. Br.*, 67, pp. 237-241, 1985.
- 9) R. Boyd , H. K. Graham, "Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy.," *European journal of Neurology.*, Supp 14, pp. S23-35, 6 1999.
- 10) U. A. DellaCroce, D. C. Kerrigan , D. C. Cappozzo, "Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and propagation to bone geometry and joint angles.," *Medical & biological engineering & computing.*, 37, pp. 115-161, 1999.
- 11) B. Toro, J. C. Nester , P. C. Farren, "The status of gait assessment among physiotherapists in United Kingdom.," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.*, 84, 12, pp. 1878-1884, 2003.
- 12) T. Handa , H. Hirose, "Development and Evaluation of Steated Posture Measurement Software Enabling Application of ISO 16840-1 Standard in a Clinical Setting .," : *Assistive Technology7 research Series 28; Selected Papers from the japanese Conference on the Advancement of Assistive and Rehabilitation Technology: 23 rd JCAART 2008 Niigata.*, Fairfax PA, IOS Press Inc., 2011, pp. 16-26.
- 13) M. E. Eastlack, J. Arvidson, L. Snyder-Mackter, J. V. Danoff , C. L. McGarvey, "Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments.," *Physical therapy*, 71, 6, pp. 465-472, 1991.
- Eastlack らは、43 人のセラピストによって、3 人の慢性関節リウマチ患者の歩行ビデオを見せて、膝などの主要関節の角度を各歩行周期ごとに「不足・正常・過剰」の3段階で分けさせ、検者間での信頼性を検討した。
- 14) H. S. Read, M. E. Hazlewood, S. J. Hilman, R. J. Perscott , J. E. Robb, "Edinburgh visual gait score for use in cerebral palsy.," *Journal of Pediatric Orthopaedics.*, 23, 3, pp. 296-301, 2003.
- Edinburgh Visual Gait Score では、足関節の IC のみを踵接地 (0 点)、全足接地 (1 点)、つま先接地 (2 点) の3段階、そのほかの歩行における兆候をしめす足部・膝関節・股関節・骨盤・体幹に見られる 17 項目について原則的には5段階 (たとえば離踵では前足部無接地 2 点、遅延 1 点、正常 0 点、早期 1 点、踵無接地 2 点の5段階) に分類する。スコアの合計は正常 0 点から最高 34 点までの範囲となる。
- 15) P. E. Shrout , J. L. Fleiss, "Intraclass correlations: Uses in assessing reliability.," *Psychological Bulletin.*, 86, pp. 420-428, 1979.
- 16) J. J. Brunnekreef , a. et, "Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments.," *BMC musculoskeletal disorders.*, 6, 17, pp. 1-9, 2005.
- 17) J. L. McGinley , a. et, "Accuracy and reliability of observational gait analysis data: judgments of push-off in gait after stroke.," *Physical Therapy.*, 83, 2, pp. 146-160, 2003.
- 18) T. Nishinohara, F. Fujino, H. Yamada , T. Furui, "Application of "rysis" in posture measurement of gait assessment.(in Japanese).," : *Syllabus of the fifth Japanese Congress on Seated Posture Measurement.2013*, Kawaguchi., 2013.