原 著

Microsoft Excel による重心動揺検査解析ソフトウェアの作成

浅井 正嗣・上田 直子・將積日出夫

Development of application software for analyzing signals from stabilometry using Microsoft Excel

Masatsugu Asai, Naoko Ueda, Hideo Shojaku

*Department of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Faculty of Medicine,
University of Toyama*

This paper is a preliminary report about a software application for analyzing stabilometry signals, which we developed using Microsoft Excel. Signals from three force plate pressure sensors (Unimec Co. Ltd.) were amplified and stored in a computer by way of an analog to digital (AD) converter. These signals were converted to comma-separated values format with software (Wizard Analyze System) and manually transferred to the Excel worksheets. This software is able to analyze 100 Hz or 20 Hz sampling data. The analysis consists of two parts. Part I examines Coordinates and mean values of foot pressure center position, Enveloped area, Rectangular area, Root mean square area, Length of sway path during 60 seconds and 1 second, Length of sway path per unit area, Amplitude histogram and skew/kurtosis, Romberg quotient, Velocity vector in 8 directions, Location vector in 8 directions, and Fast Fourier Transform. In clinical stabilometric examination, Part I items are mandated by the health insurance system. Part II examines the Area of 95% confidence ellipse, Velocity chart during 60 seconds, Velocity vector in 8 directions during 15 seconds, Discrete Fourier transformation, Estimation of body movement at the level of the waist using inverse discrete Fourier transformation, Short-time Fourier transformation, Autocorrelation function graph, Cross correlation function graph, Animation of Statokinesiogram, and so on. Part II analysis items were included to better understand the Part I analysis results and to further develop them. Using Microsoft Excel to analyze stabilometry data offers new analyses that could not previously be performed.

Key words: Application software, stabilometry, Microsoft Excel

緒 言

重心動揺検査は1994年に保険診療が可能となっ

て以来、めまい診療の検査法として普及してきた。著者自身20年以上にわたり診療に利用してきて、疑問や改善したい点も出てきた。これを3項目にまとめて以下に述べる。

図1 初期画面

時間信号と3センサーの電圧値をサンプリング周期100 Hzでシートに貼り付けた状態。A列が時間信号（単位：秒），B，C，D列が電圧値（単位：volt）。

第1は検査や解析の技術的問題についての疑問である。日本では従来、サンプリング周波数は20 Hzで行われてきた。しかし Scoppa ら¹⁾が2013年に国際基準案として提案した論文で、100 Hz サンプリングの必要性を述べた。この論文の方法論にならない、100 Hz サンプリングデータと、これをダウンサンプリングした20 Hz サンプリングデータで本邦の重心動揺検査の解析項目を計算して比較してみた。その結果、20 Hz サンプリングでは外周面積で100 Hz サンプリングよりも平均10%以上減少し、時に20%近く減少することもあった^{2,3)}。また速度ベクトル分析（8方向）でも外周面積程ではないが値が減少していた²⁾。この経験から、今後20 Hz サンプリングのままでよいのかどうかを検討する時期にあると感じた。またパワースペクトル検査にも疑問を感じた。例えば60秒の検査を行っても、FFT（Fast Fourier Transform）⁴⁾⁵⁾で使用するデータ数は2のべき乗数（1024）個なので51.2秒分のみである。この時の周波数分解能は $1/51.2 = 0.0195$ Hz となるが、60秒分のデータには $1/60 = 0.0167$ Hz までの周波数情報が含まれており情報の損失がある。低周波数

成分が多くを占める重心動揺検査で、これを無視してよいか疑問に感じた。第2は日本と海外の解析方法の乖離を放置してよいかという疑問である。国によって様々な解析方法が考案され利用されている¹⁾。これらを取り入れるべきかどうか判断したくても、理解できないものが多い。例えば海外では動揺面積値として95%信頼域楕円面積（Area of 95% confidence ellipse）⁶⁾が用いられることが多い。日本の外周面積値とどちらの利用価値が高いかは、同一データを解析して比較しないとわからない。第3に改善したい点を述べる。我々が重心動揺検査でみるのは、身体重心点の足底への投影とこれを足底支持面内におさめるために働く足関節のトルクを合わせたものになる⁷⁾。できれば重心動揺検査の解析から身体（重心）動揺の直接的な情報がほしい。また検査中に動揺の速さや方向性が変化していく可能性があるが、従来の解析では時系列にそった情報が乏しいので改善したい。

以上述べたことを、保険診療に基づいて作られた重心動揺計や機器付属の解析ソフトウェアに依存するのは無理がある。一方、機器の専門家では

図2 解析1の表示例
解析1の重心動揺図表示例。左が開眼，右が閉眼。被験者は中枢性代償により安定直立可能な右一側前庭障害患者（60歳男性）。

表1 本ソフトで行う解析内容

解析1シート表示項目	解析2シート表示項目
(1) 重心動揺図 (XY図), stabilogram, 動揺中心座標	(1) 95%信頼域楕円面積 (Area of 95% Confidence Ellipse)
(2) 外周面積 (区域分割角度1, 3, 6度), 実効値面積, 矩形面積	(2) 矩形分割面積
(3) 総軌跡長, 単位軌跡長, 単位面積軌跡長	(3) 60秒間の速度経過図, 15秒ごとの8方向速度ベクトル合計値 (cm/sec)
(4) ロンベルグ率(外周面積, 実効値面積, 矩形面積, 総軌跡長, 単位軌跡長, 単位面積軌跡長)	(4) 短時間フーリエ変換
(5) 振幅確率密度分布: 振幅ヒストグラム, 標準偏差, 歪度, 尖度	(5) 自己相関関数, 相互相関関数グラフ
(6) 8方向位置ベクトル: 合計値%表示, 平均値%表示	(6) DFT (Discrete Fourier Transform)
(7) 8方向速度ベクトル: 合計値%表示, 平均値 (cm/sec) 表示	(7) 逆DFTを利用した身体動揺推定
(8) パワースペクトル分析 (FFT, Fast Fourier Transform): 矩形窓, ハニング窓, ハミング窓の3種類	(8) 重心動揺図アニメーション

ない我々が対処するのも難しい。しかし重心動揺計の出力をテキストファイルで取得できれば、汎用計算ソフトウェアのExcelで対処は可能と考えた。以上の経緯でMicrosoft Excelを利用した重心動揺検査解析用ソフトウェアを作成したので、

preliminary reportとして報告する。

方 法

i) 重心動揺計と解析システム：ユニメック社（東京都府中市府中町3-3-9）の重心動揺計（UM-HSTB）を使用した。本機の規定重心位置

図3 外周面積計算図

図2の被験者で外周面積計算時の最外周点を結んだ図形。上段は100 Hz サンプルング、下段は20 Hz サンプルング。どちらも左から分割区域角度が1度、3度、6度の順に並んでいる。図中の“欠落”はサンプリング点の存在しない区域の数を示す。

(a) DFT/100Hz

DFT X帯域	比率	単位
0.2Hz未満	30.67	%
0.2-2Hz	53.00	%
2Hz以上	16.33	%

(b) FFT/20Hz

FFT X帯域	比率	単位
0.2Hz未満	32.80	%
0.2-2Hz	50.84	%
2Hz以上	16.36	%

(c) FFT/100Hz

FFT X帯域	比率	単位
0.2Hz未満	33.17	%
0.2-2Hz	51.91	%
2Hz以上	14.92	%

図4 DFTとFFTの比較

図2と同一被験者。左右方向動揺の周波数分析結果の図（上段）と周波数帯域別のスペクトル比率（下段）を示す。

の精度は日本品質保証機構の審査を受けており、高い精度でJIS基準⁸⁾を満たしていた（検査報告日2017年3月31日）。重心動揺計の3センサーの出力電圧値は、付属アンプ、AD変換器（コンテック社、大阪市西淀川区姫里3-9-31）、経由で時間信号とともにサンプリング周波数100 Hzでコンピュータに取り込まれる。取り込みにはユニメック社のソフトウェア（Wizard Analyze Sys-

tem）を用いた。このソフトウェアでは、取り込んだデータをCSV形式で出力することができる。

ii) 解析プログラム：ExcelなどのMicrosoft Office製品に搭載されたプログラミング言語であるVBA（Microsoft Corporation, One Microsoft Way, Redmond, WA 98052-7329 USA）を使用した。VBAはvisual basic for applicationsの略語

図5 95%信頼域楕円面積

図2と同一被験者。(a)100 Hz サンプルングデータ, (b)20 Hz サンプルングデータ。外周面積(3度区域分割)の値をカッコ内に付記した。

である。OS (Operating System) は Windows 8.1, Excel は2013を用いた。

iii) シート構成: 本ソフトウェアには下記①～⑦の名前の7シートが含まれる。

①「開眼データ」: 開眼データ貼り付け用。

②「閉眼データ」: 閉眼データ貼り付け用。

③「正常値 100 Hz」: 100 Hz サンプルングデータ用。20歳～39歳, 40歳～59歳, 60歳以上の3群について, 平均値, ± 2 SD (標準偏差) を記載。解析結果の評価に参照する。

④「正常値 20 Hz」: 20 Hz サンプルングデータ用。③に同じ。

⑤「解析1」: 保険診療で利用されている解析項目の結果表示用。

⑥「解析2」: 上記以外の独自解析項目の結果表示用。

⑦「説明用」: 被験者への印刷お渡し用。

iv) データの貼り付けと解析: 時間, 電圧値データ (X, Yの座標値でもよい) を「開眼データ」シート, 「閉眼データ」シートにCSV形式で貼り付けた後に, 開始メニューフォーム (図1) で解析条件項目の設定を行う。設定項目のサンプル周波数は『100 Hz』, 『100 Hz to 20 Hz』 (100 Hz を 20 Hz に変換して解析する場合), 『20

Hz』の3種類から選択する。解析周波数上限は『10 Hz (標準)』, 『なし』から選択する。通常 10 Hz とするが, このために Bryant の IIR デジタルフィルタ (Infinite Impulse Response Filter)⁹⁾ を用いた。理由は遮断特性に優れていることである。設定が終了したら『通常解析開始』または『一括解析開始』をクリックすると解析が始まる。前者では解析1, 2および開眼, 閉眼を選択しながら計算を行い, 後者ではこれら全てを一括計算する。解析が始まると最多で44の個別シートが順に作成され, 計算過程の数値やグラフなどを表示する。このうち重要部分が「解析1」シート, 「解析2」シート, 「説明用」シートにコピーされ, 「開眼データ」シート, 「閉眼データ」シートとともに保存される。

V) 対象: 10名を対象に本ソフトウェアで解析を行った。その内訳は, めまい既往のない20歳代～40歳代の健常者4名 (男2名, 女2名), 平衡機能検査を行った20歳代～80歳代のめまい患者6名 (男3名, 女3名) である。疾患の内訳は, 一側前庭機能低下3名, 両側前庭機能低下1名, 心因性めまい2名である。

結 果

表1に本ソフトの解析内容をまとめた。「解析

表2 100 Hz サンプリングと 20 Hz ダウンサンプリングの比較 (閉眼)

基本的項目	100 Hz	20 Hz	比率 (20 Hz/100 Hz)
左右中心座標 (cm)	1.04	1.04	100%
前後中心座標 (cm)	-0.24	-0.24	100%
外周面積 1 deg (cm ²)	8.00	5.29	66%
外周面積 3 deg (cm ²)	8.50	7.65	90%
外周面積 6 deg (cm ²)	8.68	8.34	96%
実効値面積 (cm ²)	3.51	3.51	100%
矩形面積 (cm ²)	16.14	16.05	99%
総軌跡長 (cm)	200.57	198.59	99%
単位軌跡長 (cm)	3.34	3.31	99%
単位面積軌跡長 (1/cm)	23.61	25.94	110%
左右標準偏差	0.74	0.74	100%
前後標準偏差	0.76	0.76	100%
左右歪度	0.03	0.03	95%
前後歪度	-0.20	-0.20	99%
左右尖度	2.74	2.74	100%
前後尖度	2.62	2.61	100%

1」シート表示項目は、保険診療で行われる解析である。計算方法は文献^{10)~14)}を参考にした。市販される重心動揺計の解析と若干異なる点があるので、要点を以下に述べる。外周面積は一般的に動揺中心の周り360度を3度ごとの区域に分割して、区域ごとの絶対値最大点を結んだ図形について計算されることが多い¹³⁾。しかし3度にする根拠がはっきりしないので、1度、6度でも計算を行い比較できるようにした。速度ベクトル計算では、3点微分公式¹⁵⁾を用いた。パワースペクトル分析 (FFT) では窓関数⁴⁾⁵⁾の違いが検討できるように、方形窓、ハニング窓、ハミング窓の3種類で計算できるようにした。「解析2」シートには、著者が必要性を感じた解析項目を加えた。緒言で述べた95%信頼域楕円面積⁶⁾¹⁶⁾を加えた。矩形分割面積の名前は著者の考案であるが、1996年の日本平衡神経科学会の重心動揺検査の手引き Q & A¹¹⁾に記載された方法である。現行の外周面積との優劣を検討するために加えた。動揺速度や

方向性の時間的変化を観察する手段として、60秒間の速度経過図、15秒ごとの8方向速度ベクトル、短時間フーリエ変換¹⁷⁾、自己相関関数⁵⁾、相互相関関数⁵⁾を加えた。DFT (Definite Fourier Transform)⁴⁾⁵⁾では60秒間すべてのサンプリングデータを使用して周波数分析を行える。計算に時間がかかる欠点があるが、FFTの周波数分解能の問題を検討するために加えた。またDFTの計算結果に対して0.4 Hz以上の周波数成分を0として逆DFTを行うことで、身体動揺の推定を行う方法を加えた。重心動揺図アニメーションは、実際の検査中の様に重心動揺図を描くツールである。

図2は重心動揺図 (60代男性、中枢性代償が十分と思われる右一側前庭障害患者) のコンピュータ画面表示を示す。このように結果表示は、左に開眼、右に閉眼の結果が一画面内で見られるようにした。以後の図表では、緒言で述べた点に本ソフトウェアがどのように利用できるかを例示す

図6 逆DFT (Inverse Discrete Fourier Transform) による身体動揺推定

100 Hz サンプリング, 閉眼。S: 外周面積 (3 度区域分割), L/S: 単位面積軌跡長。(a)20代男性(心因性めまい疑い)。(b)図2と同一被験者。(a), (b)どちらも左図は元のXY図, 中図は0.4 Hz 以下成分のXY図 (推定身体動揺)。(c)0.4 Hz より大きい周波数成分のXY図 (残渣)。

る。以降の本文中で、特に断らない限り図2の被験者のデータを用いた。また100 Hz サンプリングは100 Hz, 100 Hz サンプリングデータの20 Hz へのダウンサンプリングしたものは20 Hz と略記する。表2に閉眼時重心動揺について、100 Hz と20 Hz で計算した主な解析結果をまとめた。表の左列から順に項目名, 100 Hz 解析値, 20 Hz 解析値, 20 Hz 解析値の100 Hz 解析値に対する比率を示す(以後, 比率と表示)。外周面積値で100 Hz と20 Hz の顕著な違いを認めた。区域分割角度1度では比率66%, 3度では90%, 6度では96%となった。外周面積値を計算した際の, 各分割区域最大点を結んだ図形を図3に示した。1度, 3度, 6度のいずれも20 Hz では100 Hz に比べて凸凹があり, 面積値減少の原因となっている。表2において単位面積軌跡長は3度分割区域の外周面積値と総軌跡長を用いて計算したが, 外周面積の影響で20 Hz では大きくなっており比率は110%であった。左右歪度の比率が95%と若干の差異が認められたものの, それ以外には100 Hz と20 Hz で大きな差はなかった。図4はFFTの周波数分解能低下の問題を検討するため, 左右方向について解析した結果を示した。(a)は100 Hz

でDFT計算した結果で, 使用データ数は6000個, 解析時間は60秒, 周波数分解能は0.0167 Hz となる。(b)は20 Hz でFFT計算した結果で, データ数は1024個, 解析時間は51.20秒, 周波数分解能は0.0195 Hz となる。(c)は100 Hz でFFT計算した結果で, データ数は4096個, 解析時間は40.96秒, 周波数分解能は0.0244 Hz となる。スペクトルピークを見ると(a)から(c)になるにつれて, 点線のまるで囲んだ低周波数領域のピークが鈍る傾向にあった。周波数帯域別の比率では大きな変化ではないが, 0.2 Hz 未満の比率が(a)から(c)へと増加する傾向が見られた。この例からは解析時間の長さが, 低周波数領域の結果に影響することが示唆された。図5は閉眼時の95%信頼域楕円と面積値を示す。左は100 Hz, 右は20 Hz の図である。面積値には100 Hz と20 Hz で, ほぼ差はない。一方, カッコ内に示した外周面積値 (3度分割) と比較して値はかなり大きくなっていった。図6は身体動揺推定の解析を例示した。(a)は心因性めまいが疑われた患者 (20代男性), (b)は図2と同一被験者である。(a)(b)ともに左図は元の重心動揺図である。左右方向, 前後方向の値に対してDFT計算を行い, 0.4 Hz 以下成分だけと0.4 Hz より

図7 速度ベクトル

図2と同一被験者。閉眼時の8方向速度ベクトル。(a)解析1の表示。合計値% = (各方向のベクトルの大きさの合計) × 100 ÷ (全方向のベクトルの大きさの合計)。被験者の結果と同年代の健常成人の平均値 + 2 × 標準偏差の値を点線で表示した。(b) 解析2の表示。動揺方向性の変化と速さの変化を観察するために、15秒ごとの各方向のベクトル値の合計値 (cm/sec) で表示した。

大きな成分だけに分けて逆DFT⁽⁴⁾⁽⁵⁾計算を行って重心動揺図を再構成した。前者を推定身体動揺(中図)と呼び後者は残渣(右図)と呼ぶこととした。このように分けた理由は、画像解析による身体各部の動揺波形と重心動揺波形(=足圧中心動揺波形)を比較した際に、重心動揺波形の0.4 Hz以下成分が身体動揺にほぼ一致することを発見した¹⁸⁾ためである。(a)では身体動揺成分が残渣成分よりきわめて大きいものに対して、(b)では身体動揺成分と残渣成分の大きさの差が少なかった。図7は速度ベクトル分析結果である。(a)は合計値% (各方向の速度ベクトル合計値を60秒間の合計値で割ってパーセント表示したもの)で、解析1シートに表示される。被験者の結果と同年代の健常者の平均+標準偏差×2のグラフを一緒に表示した。(b)は15秒ごとの各方向の速度ベクトル合計値を表示したもので、解析2シートに表示される。(a)、(b)ともに動揺方向性¹⁴⁾をみるためのパラメータであるが、(b)では時間帯による速さの違いも直感できるようにパーセントではなく実数値を用いた。(a)から60秒全体で右前左後の動揺方向が特徴的であることがわかる。さらに(b)で時間帯が異なっても一貫して右前左後方向の動揺であること、15秒以降にその傾向が顕著なことがわかる。

表3は本ソフトの信頼性を確認するために行った調査結果である。被験者10名の100 Hzデータについて、ユニメック社に協力を依頼し同社製品で使用している既成プログラムで基本的項目の解析をしていただき、本ソフトの解析結果と並べて表示した。開眼、閉眼ともに計算方法の異なる外周面積で小数点以下にわずかの差があり、このため単位面積軌跡長にもわずかの差を生じた。それ以外は平均値、標準偏差ともほぼ一致していた。

考 察

緒言で述べたように、現行の重心動揺検査には、サンプリング周波数は20 Hzのままでよいのか、周波数分析はFFTでよいのか、諸外国の解析方法との乖離はこのままでよいのかなどの疑問を感じる。また著者としては、重心動揺検査から実際の身体動揺の情報を抽出して観察できるように改善したい。これ以外にも検査中の動揺の性質(速さや方向性の変化など)を把握する方法も加えることができれば、より本質的な重心動揺検査の解釈ができると考える。以上の点を検討するために、本ソフトウェアで可能になった点、および今後の課題などについて考察する。

サンプリング周波数の問題について、100 Hzと20 Hzの比較を可能にした。以前も報告した²⁾⁽³⁾

表3 本ソフトと既存プログラム（ユニメック社）の比較
(n=10)

(a) 開眼100Hz サンプルング

項目	本ソフト		ユニメック	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差
左右中心座標	0.09	0.36	0.09	0.36
前後中心座標	-1.53	0.68	-1.53	0.68
外周面積	4.12	2.61	4.18	2.66
実効値面積	2.13	1.78	2.13	1.78
矩形面積	9.25	6.43	9.25	6.43
総軌跡長	80.72	18.72	80.74	18.72
単位軌跡長	1.35	0.31	1.35	0.31
単位面積軌跡長	26.64	17.97	26.46	20.87

(b) 閉眼 100 Hz サンプルング

項目	本ソフト		ユニメック	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差
左右中心座標	-0.05	0.77	-0.05	0.77
前後中心座標	-0.87	0.48	-0.87	0.48
外周面積	9.45	9.39	9.54	9.45
実効値面積	4.56	4.70	4.56	4.70
矩形面積	20.20	19.86	20.20	19.86
総軌跡長	130.50	59.06	130.54	59.08
単位軌跡長	2.18	0.98	2.18	0.98
単位面積軌跡長	21.89	12.10	23.10	12.74

ように、従来の3度分割による外周面積計算法では、20 Hz の場合に 100 Hz よりも平均10%以上減少がみられる。図2（表2）の被験者も外周面積（3度区域分割）は10%減少していた。1度分割でも検討したが20 Hz では100 Hz に比べて使用に耐えない程度に面積値が減少していた。今回6度分割の詳細な検討は行っていないが、実際よりも面積値がやや大きくなる傾向があると感じた。現時点では、100 Hz サンプルングの3度区域分割が最も真の面積値に近いのではないかと考えている。FFTで周波数分解能が低下する問題について、DFTの結果と比較した例を図4に紹

介した。予想通りDFTが最も低周波数領域のピークの分離がよく信頼性が高かった。吉田ら¹⁹⁾は周波数解析にMaximum Entropy Method (MEM)を用いており、「短時間の時系列データを高分解能で周波数分析できる唯一の方法として、様々な分野でその適用が進められているものである。」と述べている。これによると最小分解能は0.001となる。MEMがFFTの問題を解決する手段となりうるか今後検討したい。

海外の解析を理解する端緒として95%信頼域楕円面積の一例を図5に示した。この方法はサンプル周波数の影響が少なく安定した面積値が得

られる印象がある。ただし統計的に得られた値であり¹⁶⁾ 外周面積とは質的に異なる。病態の変化を把握するためにどちらが優れているのかが今後の検討課題となる。

重心動揺解析と身体動揺の関係について、逆DFTを用いて0.4 z~0.5 Hz以下の成分で重心動揺図を再現すると身体動揺（特に腰部動揺）の情報が得られることを第13回姿勢と歩行研究会¹⁸⁾ で発表した。Bendaら⁷⁾ は画像解析で計測した身体重心動揺を重心動揺計測データから推定する方法として、我々と同じくDFTとその逆変換を利用することを1994年に報告した。この報告では逆変換の際の遮断周波数を0.75 Hz, 0.5 Hz, 0.4 Hzで検討しているが、0.4 Hzあるいは0.5 Hzで身体重心動揺に近づくことを述べている。Bendaら⁷⁾ によれば、遮断周波数より高周波成分は足関節の底屈や背屈などによるトルクを反映している。これは、図6の残渣成分に相当する。図6(a)の被験者は心因性めまいが疑われた症例であった。心因性めまいの重心動揺検査の特徴として外周面積増大、単位面積軌跡長の減少などが知られている¹⁹⁾。図6(a)の重心動揺図はその典型である。このような患者では、図6(b)の一側前庭障害患者が足関節トルク（残渣成分）を精一杯使用して姿勢保持しようとするのと対照的に、転倒しない程度に弱い大きな揺れを生じたと解釈できる。

近年ではstabilogram (x, yの時間波形) に対して、時系列データとして見たときの動的特性を抽出する試みが行われている。その代表的なものとして、フラクタル性（自己相似性）やリアブノフ指数による軌道不安定性の評価などがある²⁰⁾²¹⁾。今後の発展に期待するが、一般臨床には難解に感じる。本ソフトウェアでは目新しくはないが、グラフで見て直感的にわかりやすい方法として、60秒間の速度経過図、15秒ごとの8方向速度ベクトル、短時間フーリエ変換¹⁷⁾、自己相関関数⁵⁾、相互相関関数⁵⁾を加えた。一例として図7に15秒ごとの8方向速度ベクトルを紹介したが、60秒間を通して動揺方向が一貫しているという明確な特徴を示していた。一側前庭障害などの経過観察に利用できる可能性が示唆された。

最後に本ソフトによる解析の信頼性は、表3の検討で確認できたと思う。今後は緒言で述べたよ

うな様々な問題について、臨床利用を通して検討を進めていきたいと考えている。

ま と め

Microsoft Excelを利用した重心動揺検査解析ソフトウェアを作成したので報告した。初版であり不備や不十分な点もありうる。版を重ねつつ、重心動揺検査の向上に役立つアプリケーションソフトウェアにしたい。

文 献

- 1) Scoppa F, Capra R, Gallamini M, et al.: Clinical stabilometry standardization: basic definitions — acquisition interval — sampling frequency. *Gait Posture* 37: 290-292, 2013
- 2) 浅井正嗣：重心動揺検査の国際基準化とわが国の問題点と今後の動向. *Equilibrium Res* 75: 135-141, 2016
- 3) 重心動揺検査各種面積値とサンプリング周波数. 第15回姿勢と歩行研究会抄録. 23頁, 東京, 2017
- 4) 中村尚五：ビギナーズデジタルフーリエ変換. 69-117頁, 東京電機大学出版局, 東京, 1999
- 5) 南 茂夫：科学計測のための波形データ処理. 69-165頁, CQ出版株式会社, 東京, 1986
- 6) Mouzat A, Dabonneville M, Bertrand P: The effect of feet position on orthostatic posture in a female sample group. *Neurosci Lett* 365: 79-82, 2004
- 7) Benda BJ, Riley PO, Krebs DE: Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 2: 3-10, 1994
- 8) 日本工業規格. JIS. T. 1190-1987. 重心動揺計 Stabilometers.
- 9) 持丸正明, 川内まき子：人体を測る一寸法・形状・運動一. バイオメカニズム学会編, 105-107頁, 東京電機大学出版局, 東京, 2006
- 10) 日本平衡神経科学会：平衡機能検査法基準化のための資料. 1987年平衡機能検査法基準化委員会答申書. *Equilibrium Res* 47: 221-244, 1988

- 11) 日本平衡神経科学会：重心動揺検査の手引き
Q & A. Equilibrium Res 55: 64-77, 1996
- 12) 日本めまい平衡医学会：平衡機能検査法基準
化のための資料—2006年 平衡機能検査法診
断基準化委員会答申書, 及び英文項目一.
Equilibrium Res 65: 468-503, 2006
- 13) 今岡 薫, 村瀬 仁, 福原美穂：重心動揺検
査における健常者データの集計. Equilibrium
Res Suppl 12: 1-84, 1997
- 14) 時田 喬：重心動揺検査 その実際と解
釈. 10-18頁, アニマ, 東京, 2010
- 15) 阿江通良, 藤井範久：スポーツバイオメカニ
クス20講. 165-172頁, 朝倉書店, 東京, 2016
- 16) 小椋将弘：等確率楕円 (マハラノビス楕
円). Excelで簡単統計. 140-142頁, 講談
社, 東京, 2009
- 17) 小野順貴：短時間フーリエ変換の基礎と応
用. 日本音響学会誌 72: 764-769, 2016
- 18) 浅井正嗣, 上田直子, 将積日出夫：重心動揺
検査と身体動揺. 第13回姿勢と歩行研究会抄
録 11頁, 東京, 2015
- 19) 吉田友英, 山本昌彦, 田中稔丈, 他：心因性
めまいと考えられた症例の重心動揺検査と視
覚フィードバック検査の比較. 日耳鼻
120: 115-122, 2017
- 20) 時田 喬, 伊藤八次, 水田啓介：直立制御系
の解析—複雑系の観点より—. Equilibrium
Res 66: 17-25, 2007
- 21) 水田啓介, 時田 喬, 伊藤八次, 他：一側迷
路障害例の重心動揺における最大リアプノフ
指数の検討. 日耳鼻 112: 791-800, 2009

利益相反に該当する事項はない。