

歩行加速度の周波数解析から NIKS ラインと SVM を使った脳卒中片麻痺の判定

Division between Hemiplegic Stroke Patients and Normal Persons Using SVM and NIKS-line from Frequency Analysis of Acceleration in Walk

中島重義† Shigeyoshi Nakajima 池渕 充彦‡ Mitsuhiko Ikebuchi 加藤 良一* Ryoichi Kato 菅原 鉄矢** Tetsuya Sugawara

1. はじめに

高齢化社会において、様々な病気へのリスクへの関心が高まっている。厚生労働省では都道府県が対応すべき 5 疾病のひとつとして脳卒中を挙げている[1]。脳卒中の中でも多い脳梗塞については、過去から t-PA 血栓溶解療法が提唱されているが、ここ数年でその有効性が示されている[2]。その t-PA 治療とは、脳梗塞が発症したあと 4.5 時間内に薬物を注射すれば回復が有意性をもって認められるというものである。しかし、脳梗塞はその発症を発見するのが難しい。脳梗塞を含む脳卒中の回復の指標としてブルンストロームステージ[3]が提唱されている。ブルンストロームはステージ I からステージ VI まだが分けられており、数字が低い方が重度であるが、数字が高い方が軽度で、数字が最も高いステージ VI は見かけが健常者に近い。よって、脳梗塞を発症したときも見かけでは区別がつきにくく、t-PA 血栓溶解療法が間に合わなくなる。

著者らは、リハビリテーションの現場における患者に加速度計を装着してもらい、それにより疾病や手術後の回復についての指標を調べてきた[4][5]。その中で、脳卒中片麻痺患者と健常者の歩行加速度に共通する線形性の特性を見出し、それを NIKS ライン (Nakajima-Ikebuchi-Kato-Sugawara) と名付けた。そして、歩行時のストライド周波数と NIKS ラインの特徴値の違いにより、脳卒中片麻痺と健常者を判定する手法を考案した。この手法は加速度装置を使うだけで、その数秒の値をフーリエ変換するもので、ほぼリアルタイムで判定する可能性があり、AUC 値は 1.0 であった。本来脳卒中などの診断には MRI や CT が必要であるが、提案手法はそれと同等の診断を可能とする。

2. 従来研究

西、その他[6]は、加速度計とフットスイッチを、歩行時のブルンストロームレベル別の患者と健常者に装着してもらい、レベル IV と健常者の間の有意性を示したが、レベル VI と健常者の間の有意性を示すことはできなかった。著者ら[7]は患者と健常者の歩行時の加速度によって患者と健常者の間に有意性を示したが、患者と健常者の完全な分離はできなかった。宍戸、その他[8]は歩行時の片麻痺患者に装着したと患側と非患側との間に有意性を示したが、患者と健常者の比較は示していなかった。

3. 提案手法

3.1 本手法の概要

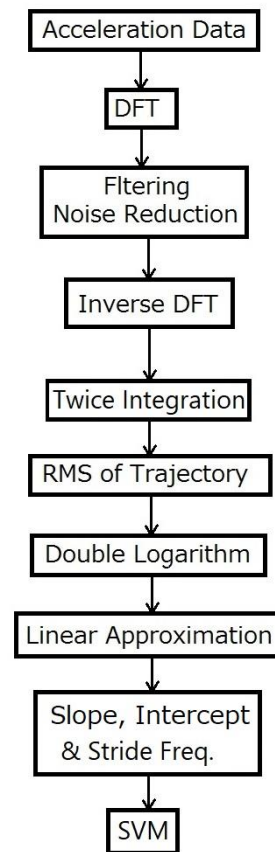


図 1 本手法の概要

図 1 に本手法の概要を示す。

3.2 加速度データ

図 1 の “Acceleration Data” は、被検者の第 3 腰椎 (the 3rd Lumbar, L3) の近くに装着した 3 軸加速度計で歩行時の加速度を測定する過程を示す。図 2 は測定に使用した加速度計で ZMP 社の IMU-Z である。

†大阪市立大学大学院工学研究科, Grad. Sch. ENG, Osaka City Univ.

‡大阪市立大学大学院医学研究科, Grad. Sch. MED, Osaka City Univ.

*大阪市立大学医学部附属病院, Osaka City Univ. Hosp.

**吉栄会, Yoshieikai Hosp.



図 2 AMP IMU-Z

図 2 の上部の黒い箱型の物体が IMU-Z である。IMU-Z は他にジャイロと磁気計の機能もあるが、今回は加速度計だけををした。図 2 の下部には大きさの比較のために金属製のメジャーと一緒に撮影した。IMU-Z は軽量であり、装着しても歩行にそれほど変化はない。

3.3 離散フーリエ変換

測定した加速度は図 1 の“DFT” の過程において離散フーリエ変換を施され、図 3 のような周波数分布となる。

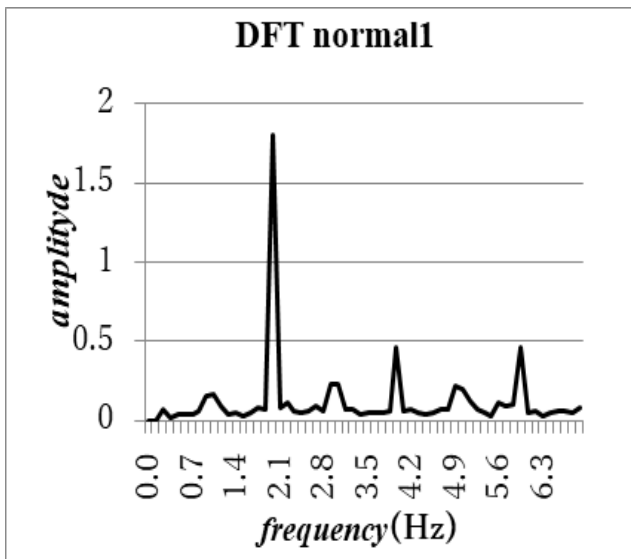


図 2 周波数分布

図 2 にはいくつかのピークが見られるが、0.7Hz から 1.4Hz の間にある低いピークはストライド(左右あわせて 2 歩)の周波数のピークである。2.1Hz より少し下にあるのはステップ(1 歩)周波数でありストライドの 2 倍である。さらにその上の周波数にはストライド周波数の整数倍にピークが存在する。

3.4 フィルタリングとノイズ除去

図 2 の中で、前述のピークの間には雑音が生じるので、ピークを自動認識した後、ピーク間のノイズをフィルタリングによって除去する。これは図 1 の “Filtering Noise Reduction” にあたる。そして、それぞれのピークを自動認識し、第 h 番目のピークを抜き出し図 4 のようにする。図

4 は第 4 番目、つまりストライドピークの周波数の 4 倍の周波数だけの分布を取り出したものである。

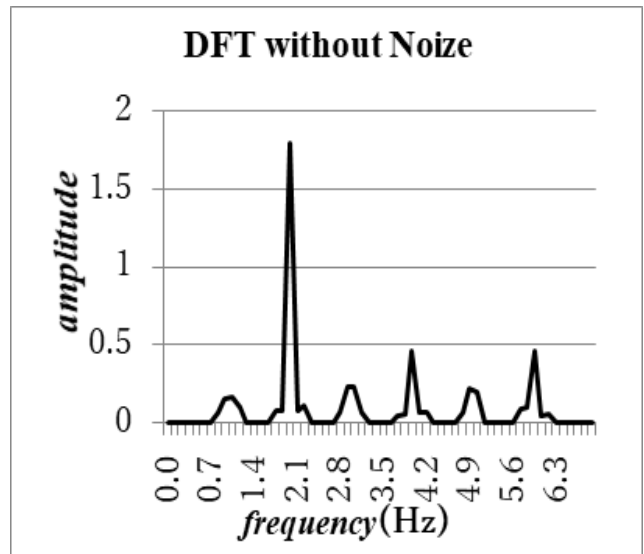


図 3 フィルタリングと雑音除去

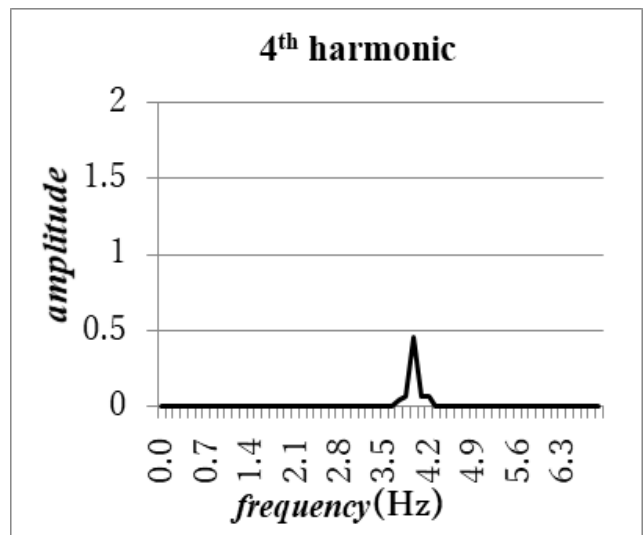


図 4 第 4 高調波のみ

3.5 逆フーリエと 2 回積分

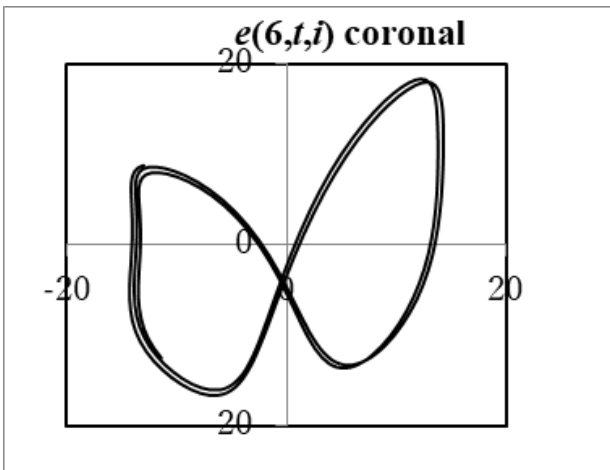
図 1 の “Inverse DFT” と “Twice” によって図 4 の h ごとに孤立した分布を逆フーリエ変換して 2 回積分した基底波(ストライド周波数の波)と高調波に分けた変位 $m(h,t,i)$ とする。変数 h は図 2 の中で、ストライド周波数の何倍の周波数の波かを示す。変数 t は時刻を示す。変数 i は動画の順番を示す。変位 $m(h,t,i)$ の値は 3 次元空間の中の 3 次元ベクトルであり、L3 の位置を示すが、加速度計で測定したということで 2 回微分したあと 2 回積分しているの、最初の位置の定数項と、一定速度の値が失われているので、原点を中心に動いて元に戻るベクトルになる。

整数 h は 1 から 6 までのみに限定する。その理由は第 7 以上の高調波は周波数分布においては波の高さが小さいので雑音と混合し、その値があまり信頼できないからである。

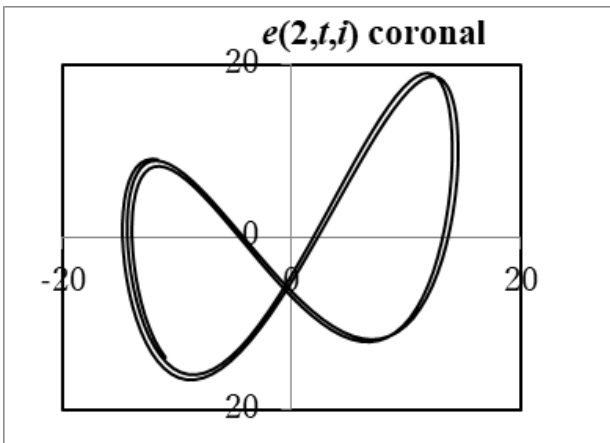
次に変位 $m(h',t,i)$ の h' を 1 から h をまで足し合わせて $e(h,t,i)$ とする(式(1))。

$$e(h,t,i) = \sum_{h'=1}^h m(h',t,i) \dots \dots \dots (1)$$

この $e(h,t,i)$ は、ストライド周波数の波から第 h 高調波までの変位の軌跡を足したものである。この $e(6,t,i)$ の 3 次元的な動きが図 5(a) のような形になる。図 5 は正面から見た正面図、つまり coronal plane への投影である。健常者の軌跡は横に寝た 8 の字になることが知られているが、歩行に問題のある患者の場合は、横に寝た 8 の字ではなく乱れた軌跡になる、あるいは左右に水平な移動は大きいけど上下の変化は小さい軌跡になることがある。



(a) $h=6$ (単位 mm)



(b) $h=2$ (単位 mm)

図 5 $e(h,t,i)$ の正面図の例

図 5(b) は $e(2,t,i)$ の図である。いわゆる 3 次元のリサージュ一図形に似た形である。これは水平な動きではストライド

周波数の成分が多くてステップ周波数の成分が少なく、ほとんどストライド周波数の単振動に近い変化である。かつ上下の動きはストライド周波数の成分が少なく、ほとんどステップ周波数の成分である。よって、上下の動きはだいたいストライド周波数の 2 倍の単振動である。その結果、リサージュに近い図形となる。左右がアンバランスになっているのは位相がずれていることと、単振動でない成分が入っているからである。図 5(a) と図 5(b) とは似ているが少し異なっている。図 5(a) には h が 3~6 の成分が入っているからである。図 5(a) の左上と右上では曲率が高くなっているように見受けられる。また、左側が一部凹がたになってへこんでいる様子が見える。

3.6 軌跡の二乗平均平方根 (root mean square, RMS)

本研究では図 5(a) と図 5(b) との間に表れるような凹凸の変化が健常者と片麻痺患者で違いが出るのかどうかについて調べた。そこで、図 5(a) の軌跡と $e(h,t,i)$ の軌跡がどれだけずれているかについて式(3)のような $r(h,i)$ の値を計算した。

$$g(h,t,i) = e(6,t,i) - e(h-1,t,i) = \sum_{h'=h}^6 m(h',t,i) \dots (2)$$

$$r(h,i) = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \text{sqrt}(|g(h,t,i)|^2) \dots \dots \dots (3)$$

式(2)は $g(2,t,i)$ の場合、図 5(a) と図 5(b) の差ベクトルになる。算出された値 $r(h,i)$ は第 h 高調波から第 6 高調波までの和ベクトルの RMS に相当する

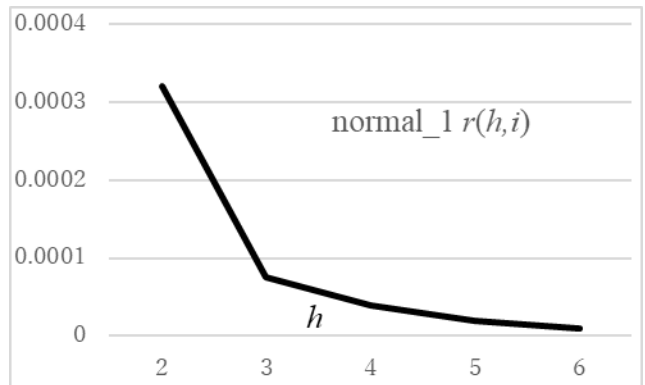


図 6 $r(h,i)$ と h のグラフ

この図6は図1の中の“RMS of Trajectory”図6に h を横軸とした $r(h,i)$ のグラフを示す。縦軸の単位は mm である。単調減少であることがわかる。また微分は単調増加であるように見られる。

3.7 RMS と h の両対数

図6を見るとグラフが双曲線に似ていると思われるところがある。変数 h はそのピークの周波数がストライド周波数の何倍かを示しているの、その動画のストライド周波数が定数であるとする h は周波数に比例している。周波数の逆数の値になるというのはいわゆる f 分の1揺らぎを示す。そこで、このグラフが f 分の1揺らぎであるかどうか、RMS と h の両対数を比較してみた。これは図1の中の“Double Logarithm”にあたる。

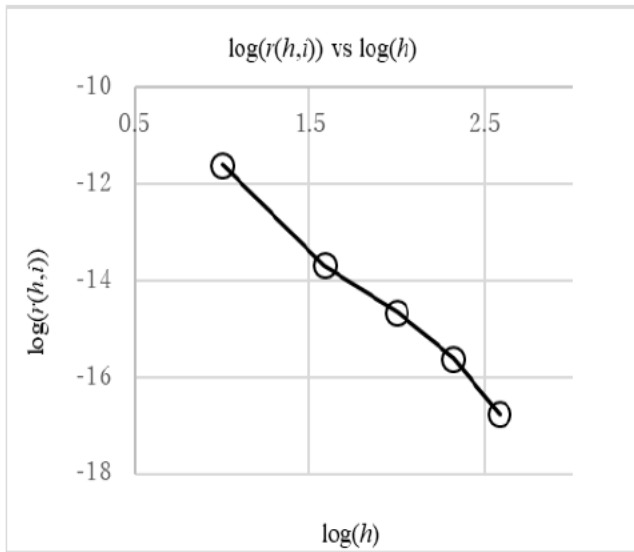


図7 $r(h,i)$ と h の両対数

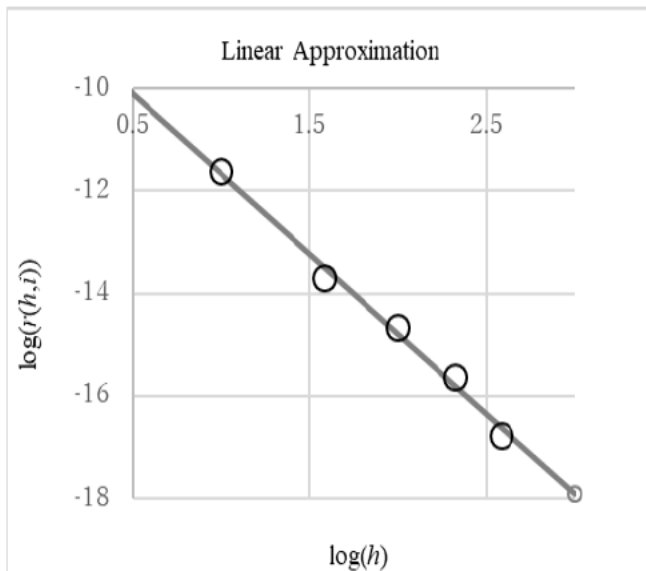


図8 線形近似

図7は3.6で算出したRMSと h の両対数グラフである。このグラフを見ると、直線に近い。これを直線だと仮定すると、ある人の定常的な歩行の h による $r(h,i)$ の変化は一

つの直線で表現されると言ってもいいことになる。直線はその傾きと切片の二つのパラメータによって表現できる。言い換えれば、その二つのパラメータがあれば再現できるということである。

3.8 線形近似

図8に図7の分布を線形近似した様子を示す。

両対数のベクトルの分布はほぼ線上に並んでいる。そこで、それらの点を最小二乗法に従って図8のような直線に近似する。この直線は健康者にも、脳卒中片麻痺患者にも共通している。ほかの疾病の患者にも応用したが、同様に相関係数がとても高く、直線に非常に近い分布であった。この直線は以前にも発表しているが、今回NIKS-ラインと名付けることにした。

3.9 傾斜と切片とストライド周波数。

図8の2次元直線は切片と傾斜という二つのスカラー値で表現できる。図9にその二つの値を示す。

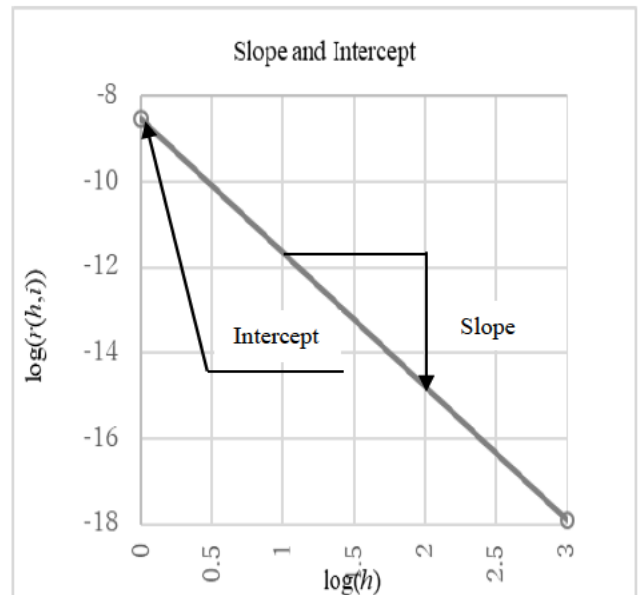


図9 直線のパラメータ

図9の中で“Intercept”として示してあるのが切片である。そして“Slope”として示してあるのが傾斜である。 $\log(h)$ が1単位移動するときに直線がプラスあるいはマイナスに変化する値である。傾斜の値はマイナスであり、これはストライド周波数に対する倍率である h が大きくなればなるほど、 $r(h,i)$ の値が小さくなる単調減少であることを示している。傾斜がマイナス方向に大きければ、大きな値の h において $m(h,t,i)$ が小さいことを示す。これは図5(b)に比べ、図5(a)のゆがみが小さくなる、つまり高調波成分が少なく、図5(a)がより滑らかになることを示す。傾斜の絶対値が小さければ、小さな値の h において $m(h,t,i)$ が大きいことを示す。つまり高調波成分が大きく、図5(a)のゆがみが大きいことを示す。この切片が図1の“Slope Intercept & Stride Freq.”の“Intercept”にあたる。“Stride Freq.”はストライド周波数のことで、図2の0.7Hzと1.4Hzの間にあるピークの頂点にあたる周波数である。

3.10 線形 SVM

一人の被検者 i に対して、切片の値 c_i とストライド周波数の f_i 値とを算出すると、2次元ベクトル (c_i, f_i) になる。2次元平面をある直線 L で分割して半平面 P と P' とに分けた時、 $P \ni (c_i, f_i)$ となる被検者 i はすべて健常者、 $P' \ni (c_j, f_j)$ なる被検者 j はすべて脳卒中片麻痺患者ということなら、直線 L とそれに直交する法線ベクトル N は健常者と患者を分ける線形 SVM になる。これが図 1 の“SVM”にあたる。また、被検者 i の傾斜 s_i も算出して c_i や f_i との関係について調べる。

4. 実験結果

大阪市立大学医学部附属病院と吉栄会病院に所属する健常者 20 人と、それらの施設で受診する患者のブルンストロームレベル IV、V、VI 各 7 人ずつ、合計 41 名の歩行加速度データを、1 回 8 歩程度 100Hz のサンプリングで測定した。

図 1 の過程に従って、ベクトル (c_i, f_i) を求めたものを図 10 に示す。

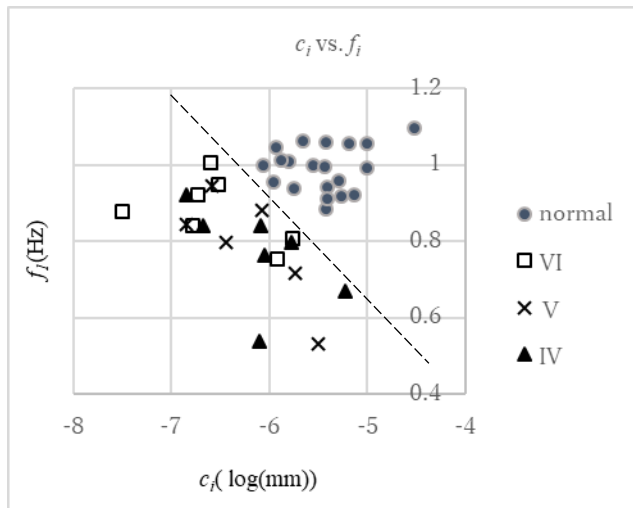


図 10 切片とストライド周波数

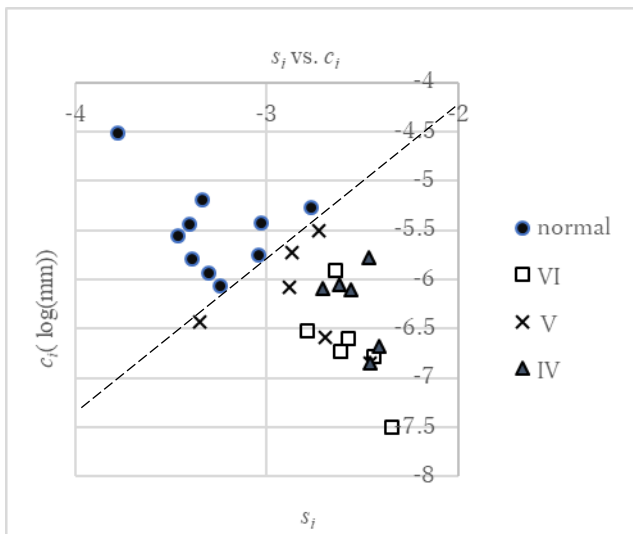


図 11 傾斜と切片

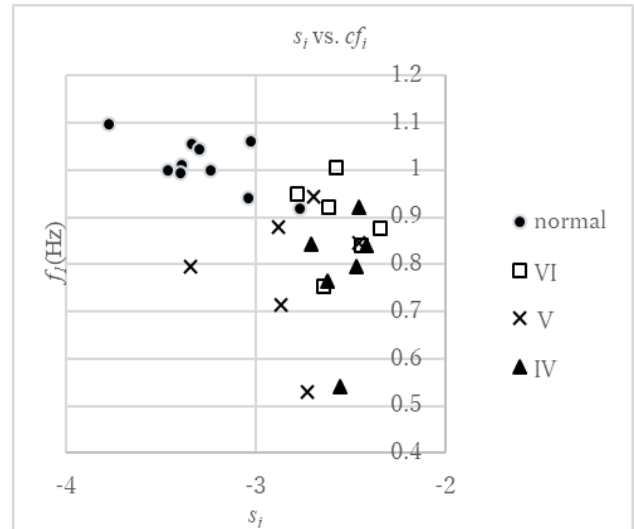


図 12 傾斜と切片

図 10 において、黒丸が健常者、白い四角がブルンストローム VI、バツ印が V、黒い三角が IV を示す。点線の直線は 3.10 における直線 L を示す。図 10 ではこの直線により健常者と脳卒中片麻痺患者が完全に分離できている。この L に垂直な直線 L' を設定し、 L' への垂線の足の位置によりその被検者が健常者か片麻痺患者かを分類するのに閾値を変化させれば AUC が計算できるが、それが 1.0 になることは自明である。

被検者 i の図 9 における傾斜の値を s_i とし、ベクトル (s_i, c_i) の分布を示したものが図 11 である。こちらも、点線を示す直線にて AUC=1.0 で分離可能である。

図 12 はベクトル (s_i, f_i) の分布である。この分布では患者と健常者が線形 SVM で分離は不可能である。

図 7 において RMS と h の両対数グラフが直線に近いことを示した。健常者と患者の両対数グラフにおける相関係数を計算したところ、一人のデータを除いて -0.993 から -0.962 の間の値になった。これらは非常に直線に近い値であるといえる。ただ一人、健常者の一人だけが -0.932 の値になった。しかし、-0.932 も -1.0 から -0.9 の間にあるので強い相関があるといえる。

5. 考察

図 7 の NIKS-ラインに関して、健常者と片麻痺患者あわせて 41 人の中で -1.0 から -0.9 の相関係数になることは非常に特異なことである。なぜ、このグラフの相関係数が高いのかの解明は今後の課題となる。さらに、健常者の傾斜 s がほとんど -3 から -4 の値を取ることを、そして脳卒中片麻痺患者の傾斜 s がほとんど -2 から -3 の値を取ることがわかった。これは自然界の分布がときどき $1/f^\beta$ ゆらぎの分布をしていることに似ている。図 11, 12 によれば、人間の歩行ではこの β が 2 から 4 までの間の値を取っているのである。しかし、この NIKS-ラインでは波動が $h=1$ から $h=6$ まで揺らいでいるのではなく、1 ストライドの中に同時にそれらの波が存在しているのである。これは自然の風の周波数が揺らいでいるのとは異なる。なぜ β がこのような値であるかも今後解明すべき課題である。

NIKS-ラインとストライド周波数を使った図 10 と図 11 の分布に従えば、健常者と脳卒中片麻痺患者の区別が線形

SVM で可能であることが示された。ここで、線形 SVM で可能であることを示す意味について考える。図 10 においては、同一のストライド周波数 f においては(図 10 においてある水平な線状においては)健常者は切片 c が大きく、片麻痺患者は切片 c が小さいことを示す。人間が歩く時のストライド、あるいはステップのパワーが同程度であるということ想定すると、切片 c が大きいということは、図 7 において中央部分が同じような位置であるが、健常者は傾きの絶対値が大きくて左の切片が大きくなることを示唆する。つまり、歩くパワーがステップやストライドのような周波数の低い成分により多く分配して、周波数の高い成分には少なく分配することを意味する。これは図 5(a)にいけるゆがみや凹凸がより少なく、図 5(a)が図 5(b)に近くなり、軌跡が相対的になめらかであることを示す。これに対し、片麻痺患者はストライドやステップのパワーを基準にすると、 $h \geq 3$ の高い周波数へのパワーが健常者より多く、図 9 における直線の傾斜が緩くなって直線の高周波側が少し上がり、そのせいで直線の左の切片が小さくなることを示唆する。また、線形 SVM が右肩下がりであるので、ストライド周波数 f が高くなるとともに切片 c が小さくなっていく。これは、人が歩行に使うパワーがほぼ似た値をしていると仮定すると、同じ健常者でも歩く速度を速い人ほど、ストライドのパワーに対する高調波のパワーが大きくなっていくことを示唆し、図 5(a)における歪みと凹みが大きくなってを示す。これはでこぼこ道を走行する自動車の速度が速くなると振動が増えていくということのアナロジーにもなる。線形 SVM によって分類することによって、このような人体の物理的、生理的な説明が可能となり、このような現象の人体の生体力学に関する情報を提供できる。

図 11 のグラフを見ると、切片 c の値が同じ程度とすると(図 11 で水平な線の上にあるデータの場合)、切片に近い部分のストライドやステップのパワーがほぼ同じで健常者のほうが傾斜 s がマイナス側に大きい、つまり図 9 の直線の右側がより下にさがっていることを示す。これは同じようなストライドやステップのパワーなら健常者のほうが高い周波数のパワーが小さいことを示す。また、図 11 の線形 SVM の点線が右肩上がりなので、ストライド速度 f が上がるほど傾斜 s が平坦に近くなることになり、歩行速度が上がるとストライドのパワーを基準とした高調波のパワーが上がることを示唆する。これもでこぼこ道を走行する自動車の速度が速くなると振動が増えていくということのアナロジーに通じる現象である。

今回の歩行データは 8 歩を 100Hz で測定したので、健常者だと 1 歩が 0.5 秒程度となり、約 4 秒の歩行であり、サンプリングのデータの数は 400 に近くなる(1 サンプリングが 3 次元ベクトルなのでスカラー値としては 1500 個程度)。片麻痺患者だとこれよりも少しストライド周波数が遅い。これをフーリエ変換して、切片と傾斜とストライド周波数を求めるのはそれほど時間のかかることではない。現在のノート PC(CPU:Core-i5)合計で 1 秒以下である。そうすると、5 秒に 1 回程度は図 10、あるいは図 11 のグラフを使った判定ができることになる。歩いているときにはほぼリアルタイムで脳卒中片麻痺になったことがわかる。これならば、脳卒中片麻痺が発症してすぐに救急車などで搬送して医師の診察を受け t-PA を受けるべきかどうかの判断のうち t-PA を受けることができる。つまり提案手法は t-PA による救済に関して有効な手段であるということが出来る。

しかし、先行研究[6][8]に比較すると、本手法はブルンストロームレベルの区別には向いていない。NIKS-ラインはブルンストロームレベルとは関係があまり無いことを示唆している。逆に言えば、NIKS-ラインの方から見ると、一旦脳卒中片麻痺になってしまった患者はいくらリハビリテーションを繰り返しても、二度と健常者の歩き方ができないことを示すのかもしれない。ブルンストロームレベル VI の患者の歩行が観察者の視認によって健常者と同じように見えても、本来の機能を失った後を補償しているが、それがあくまで補償でしかなくて本来の機能を完全に取り戻しているのではないということを示している可能性がある。

6. 結論と今後の課題

提案手法により、脳卒中片麻痺であるかないかの判定が AUC=1.0 の値で可能となり、t-PA 治療のための有効な手段を提供することができた。また、NIKS-ラインが非常に直線に近いこと、および、図 11~12 において、ストライド周波数と切片と傾斜の関係を視覚的に明らかにすることになり、今後の人間の歩行の生体力学への重要な情報の提供ができた。

今後の課題は、さらに多くの健常者と脳卒中片麻痺患者のデータを集積して、図 10 や図 11 での SVM 判定の正確さを保証し、より正確な SVM パラメータを取得すること、また、本手法のリアルタイムアプリケーションを作成して実用化を目指すことである。

参考文献

- [1] 厚生労働省, “厚生労働白書平成 29 年度版”, 2017.
- [2] 早川 幹人, “脳梗塞急性期治療の歴史と現状そしてこれから: 薬物療法”, 臨床神経学, 54 巻, 12 号, pp. 1197-1199, 2014.
- [3] 望月 久, “特集 脳卒中における機能障害と評価”, 理学療法科学, 22 巻, 1 号, pp. 33-38, 2007.
- [4] 加藤良一, 他, “離散コサイン変換によるウェアラブル加速度計を用いた人工股関節全置換術患者の歩行解析”, 日本臨床バイオメカニクス学会誌 29 巻 pp.325-329, 2008.
- [5] 池淵彦彦, 他, “Wearable 加速度計を用いた変形性股関節症患者における離散コサイン変換による歩行解析”, 日本臨床バイオメカニクス学会誌 29 巻 pp.355-359, 2008.
- [6] 西 辰徳, 和田 義明, 三宅 美博, “腰軌道の運動学的分析に基づく片麻痺歩行評価システム”, 計測自動制御学会論文集, 47 巻, 1 号, p. 8-16, 2011.
- [7] Shigeyoshi Nakajima and Mitsuhiro Ikebuchi, “Distribution of Slopes of Harmonics of Gait Power of Persons with and without Brain Damage,” *CD of Procs. of 14th International Conference on Computer Applications (ICCA 2016)*, 25-26 Feb., Yangon, Myanmar, 2016.
- [8] 宍戸 健一郎, 他, “脳卒中片麻痺患者の方向転換課題における歩行特性,” 理学療法科学, 33 巻, 2 号, p. 229-234, 2018.