

脳卒中片麻痺患者のグレードごとの人体姿勢解析

西浦 優香¹ 槇原 靖¹ Md Atiqur Rahman Ahad¹ 細井 利憲² 久保 雅洋² 八木 康史¹

概要：脳卒中の発症に伴う片麻痺や歩行障害などの後遺症を軽減するためにリハビリテーションが行われる。その効果は従来、目視により評価されているが、理学療法士によりばらつきが生じてしまう。そこで、本研究では、片麻痺患者が一定の動作を行う際の人体姿勢を解析することで、その重症度を自動的に判定することを目的とする。具体的には、歩行ができない患者も対象とするため、座位での脚の振り上げ、腕上げ、及び立ち上がり動作の三つを対象とした。その動作の様子を撮影し、取得した人体姿勢の時系列を解析することで、特徴量（膝の伸び具合、腕の上がり具合、体軸の揺らぎ）を抽出する。各特徴量に対して、学習データを用意して重症度毎に平均及び標準偏差を算出し、重症度の判定には、その平均からの差の絶対値やマハラノビス距離を用いた。実験では、理学療法士の指導の下、被験者4名の患者の模擬データを収集した。結果として、膝の伸び具合と腕の上がり具合について、比較的良い判定精度が得られることを確認した。

1. はじめに

我が国において、脳卒中は三大成人病の一つであり、多くの患者数を抱えている。また、要介護者となった原因としては全体の18.4%と認知症に次ぐ割合となっている[1]。脳卒中の後遺症の一つとして片麻痺がある。片麻痺とは、体の片側、右か左かどちらかの半身で麻痺が発生するという症状であり、歩行障害を始めとして、生活に重大な支障を及ぼす。そのため、発症後の良好な機能回復につながる可能性を考え、専門家とのリハビリテーション（以下、リハビリ）を脳卒中発症早期に開始することが推奨されている。

リハビリの評価指標として、検査項目ごとに0から4点に評定される14の検査項目からなるバランス能力の測定法であるBerg Balance Scale (BBS) [2]や、日常生活動作(Activity of Daily Living)が自力でどの程度可能かを評価する方法であるFunctional Independence Measure (FIM) [3]が挙げられる。また、歩行障害を幅広く扱う指標として、小刻み歩行・外股歩行・左右動揺等の10項目からなるGait Status Scale Revised (GSSR) [4]が提案されており、パーキンソン病や水頭症等の幅広い疾患の診断支援に用いられている。また、そのGSSRを歩行映像解析技術によって客観的に計測する手法[5]も提案されている。しかしながら、これらの評価には、歩行を始めとする、一定程度の運動能力を必要とするテストが含まれていることから、症

状の重い片麻痺患者には、適用が困難である。

一方、歩行以外のテストを含む指標として、運動機能・感覚・バランス・関節可動域・疼痛といった項目を計測するFugl-Meyer Assessment (FMA) [6]があり、世界的に広く用いられている。しかし、その計測には数時間を要することから、リハビリの回復度合いを計測すると言った頻繁な計測には向いていない。また、他にも、手指、上肢、下肢それぞれに対して、完全麻痺のステージIから、正常のステージVIまでの段階評価をするBrunnstrom stage [7]がある。Brunnstrom stageは、FMAと比較して短時間で計測できることから、特に、日本においてよく用いられている。しかしながら、依然として、計測には相当の時間を要する。加えて、これらの指標は、理学療法士による目視確認によって得ることが基本となっているため、理学療法士の主観や熟練度によるばらつきが生じることも問題となる。

加えて、先進各国において高齢化を迎えており、労働者人口が相対的に減少しており、特に、医療従事者の人材不足は大きな問題となっている。そのため、医療を受けられない医療難民の出現や、医療費の増大による健康保険制度の崩壊といった、いわゆる2030年問題が懸念されている。

よって、片麻痺患者の麻痺の度合いを自動的かつ客観的に計測するシステムがあると、上記のグレード判定のばらつきの問題が解決可能であると考えられる。また、そのような自動計測システムを用いて、片麻痺患者指針が自主トレーニングのような形でリハビリを推進することができる、医療従事者の人材不足の問題が一定程度緩和されるこ

¹ 大阪大学
Osaka University
² 日本電気株式会社
NEC Corporation

とも期待される。

そこで、本研究では、片麻痺患者が、一定の動作からなるテストを行い、その動作を行う際の人体姿勢を解析することで、そのグレードを自動的に判定することを目的とする。具体的には、歩行ができない片麻痺患者も対象とするため、座位でできる動作として、座位での足の振り上げ、腕上げ、及び立ち上がり動作の三つを対象とする。その動作時の人体姿勢の時系列を解析することで、片麻痺のグレードを判定する。

本論文の構成を以下に示す。まず、2章で本研究の関連研究を紹介する。3章で模擬データの収集について述べ、4章で麻痺の程度の推定手法を述べ、5章でその推定手法を用いた結果について述べる。最後に、6章で本研究のまとめと今後の課題を述べる。

2. 関連研究

2.1 疾病と動作分析

疾病の多くは動作障害を引き起こすことが知られており、その代表的な障害が、歩行障害である。例えば、パーキンソン病は、加速歩行を始めとする種々の歩行障害を呈することが知られており、歩行との関連を解析している数多くの研究がある [8], [9], [10], [11], [12]。また、変形性股関節症も歩行障害を呈する疾病であり、やはり、歩行分析に関する研究が多数存在する [13], [14], [15], [16], [17]。

また、本研究で対象とする片麻痺についても、数多くの動作分析に関する研究がなされている [18]。例えば、片麻痺患者に対する起立動作時の動作分析 [19]、ステップ動作の解析 [20]、体幹運動と立位動作に関する解析 [21] 等が挙げられる。更には、片麻痺患者の動作分析を通して、片麻痺者用短下肢装具の開発に活用する試みもなされている [22]。

2.2 医療・健康関連の行動認識

視覚に基づくヘルスケアやリハビリの研究は、患者の様々な行動や動きを理解することに大きな影響がある。動画に基づく行動認識の方法は様々な分野で非常に広く研究されている分野だが、医療関連の応用はあまり多くない [23], [24]。ウェアラブルセンサに基づく行動認識や分析方法は過去 10 年で多くの研究者によって提案されている。これらのセンサに基づく行動関連の研究の多くは、医療問題や転倒検知、高齢者の健康調査などに焦点を当てている。

Uswatte ら [25] は、脳卒中患者のためのセンサを探った。Pas ら [26] は、脳卒中患者に加速度計を用いることで腕の活動を調査した。しかし、センサの使用法を探ることは難しい。そこで我々は、麻痺のグレードの判定を行うために、画像とそれに対応する骨格データを用いる。

2.3 医療・健康関連のデータベース

リハビリに関するデータセットの一つは、アメリカ合衆

国のアイダホ大学で開発されている。University of Idaho-Physical Rehabilitation Movement Data (UI-PRMD) と呼ばれている [27], [28]。UI-PRMD は、患者が理学療法及びリハビリ計画で行う一般的な運動に関連する動作のデータである。データセットは 10 回のリハビリ運動で構成されている。10 人の健康な人のサンプルは、モーションキャプチャのために 2 つの感覚システム (Vicon optical tracker, Kinect camera) の前でそれぞれの動作を 10 回繰り返した。データは Vicon と Kinect のモーションキャプチャシステムによって提供される骨格モデルにおける体の関節位置と角度として表示される。

3. 模擬データの収集

3.1 麻痺の程度を測るテスト

3.1.1 ブルンストローム・ステージ

脳卒中片麻痺患者に対して麻痺の程度を測定するために現在行われているテストの一つとして、ブルンストローム・ステージがある [7][29][30]。これは、日本でよく使われており、上肢・手指・下肢をそれぞれ Stage I: 完全麻痺から Stage IV: 分離運動可能までの 6 段階に評価する方法である。段階の詳細を表 1 に示す。

3.1.2 Fugl-Meyer 評価法

世界的にスタンダードであるテストの一つとして Fugl-Meyer 評価法がある [6]。Fugl-Meyer 評価法は、上肢運動機能 66 点、下肢運動機能 34 点、バランス 14 点、感覚 24 点、関節可動域・疼痛 88 点、合計 226 点の総合評価である。上肢運動機能に関しては、肘屈曲や前腕外転、肩内転内旋などを評価する。下肢運動機能に関しては、股屈曲や膝屈曲、足背屈などを評価する。バランスに関しては、片脚立位保持などを評価する。感覚に関しては、触覚や位置覚を評価する。関節可動域・疼痛に関しては、各関節の他動関節可動域や運動時の痛みを評価する。

3.2 計測する動作の検討

ブルンストローム・ステージは日本で多く使われている一方、世界的には Fugl-Meyer 評価法がよく使用されている。ただ、計測に非常に時間がかかるため、シンプルな動作に限定して計測を行うことにした。動作は以下の三つである。

- 座位で麻痺側の腕を上げる
- 座位で麻痺側の足を振り上げる (膝下を伸ばす)
- 座位から立ち上がる

3.3 計測装置

使用した計測装置の全体像を図 1 に示す。Kinect の第二世代機 (以下、Kinect) では、全身 25 点の関節位置の三次元情報を取得することができるので、その位置情報を用いて処理を行う。Kinect は水平器を用いて水平を取り、

表 1 Brunstrom の運動検査による回復段階

| | | |
|----|-----------|--------------------------------|
| 上肢 | Stage I | 弛緩性麻痺 |
| | Stage II | 上肢の僅かな随意運動 |
| | Stage III | 肩・肘の同時屈曲及び同時伸展 |
| | Stage IV | 肩関節内旋, 肩関節屈曲 (90 度まで), 前腕回内 |
| | Stage V | 肩関節外旋, 肩関節屈曲 (180 度まで), 前腕回外 |
| | Stage VI | 各関節の分離運動 |
| 手指 | Stage I | 弛緩性麻痺 |
| | Stage II | 僅かに屈曲 |
| | Stage III | 全指同時屈曲可能. 伸展は反射のみで, 随意的な伸展は不可能 |
| | Stage IV | 横つまみ, 随意的な伸展 |
| | Stage V | 円筒握り, 球体握り, 指の集団伸展 |
| | Stage VI | 全指屈曲, 伸展 |
| 下肢 | Stage I | 弛緩性麻痺 |
| | Stage II | 下肢の僅かな随意運動 |
| | Stage III | 股・膝・足の同時屈曲 |
| | Stage IV | 座位で膝を直角に屈曲, 随意的な足関節背屈 |
| | Stage V | 立位で膝関節屈曲, 足関節背屈 |
| | Stage VI | 立位で股関節外転, 座位で下腿の内旋・外旋 |

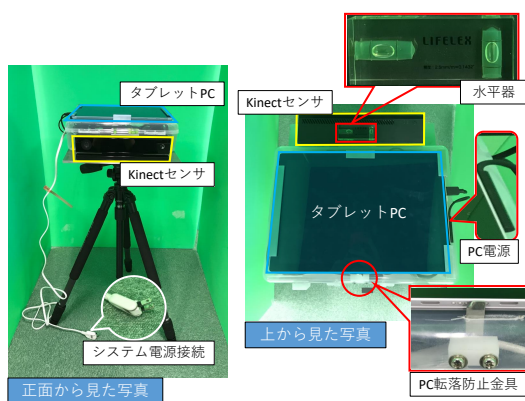


図 1 計測システムの全体像

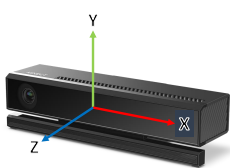


図 2 Kinect 座標系



図 3 計測用 GUI

人物の全身が映るように設置した。Kinect の座標系は図 2 のように定義する。計測用 GUI は図 3 を使用した。

3.4 理学療法士の指導に基づくデータ収集

研究倫理審査委員会を通さなければ患者のデータを使用することができないため、今回は脳卒中片麻痺患者の模擬データを作成し解析することになった。北原リハビリテーション病院にて複数の麻痺の段階の患者のデータを見せて

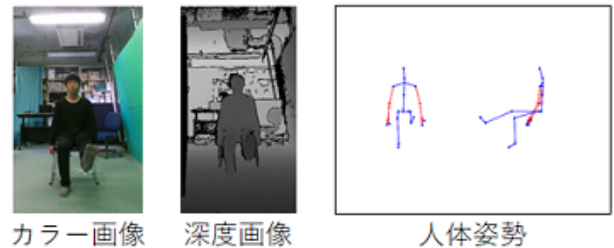


図 4 カラー画像・深度画像・人体姿勢

いただき、時間の関係上、中等度の麻痺の患者の映像を見ながら、病院勤務の経験豊富な理学療法士に片麻痺の動きの指導を仰ぎ、模擬データを撮影した。Kinect により、カラー画像・深度画像・及びその深度画像から推定される人体姿勢系列を取得できた (図 4)。

また、大阪大学産業科学研究所八木研究室においても、理学療法士の指導の下、データを収集した。ここでは、中等度のデータだけではなく、軽度や重度のデータも模擬し、撮影を行った。(図 5)

4. 麻痺の程度の推定手法

4.1 理学療法士へのヒアリングに基づく特徴選択

北原リハビリテーション病院に勤務する経験豊富な理学療法士にヒアリングを行った。脳卒中後の片麻痺を判定するために有用な特徴として、腕や足の角度に加えて、体軸の傾きや揺れが重要であるとのことだった。よって、腕を上げる運動に関しては腕の角度と体軸の揺れを、足を振り上げる運動に関しては膝の角度と体軸の揺れを、立ち上がる運動に関しては体軸の左右の揺れを特徴として選択した。



(a) 足上げ



(b) 腕上げ

図 5 重症度毎の原画像 (左から, 健常, 軽度, 中等度, 重度)

4.2 関節位置の時系列に基づく特徴抽出

4.2.1 腕の角度

腕の角度の特徴量には, 肩に対する肘の仰角 (図 8) の時系列の最大値を用いる. 時刻 t における肩から肘へのベクトルを,

$$\mathbf{a}_t = (a_{xt}, a_{yt}, a_{zt}) \quad (1)$$

とすると, 仰角 θ_t は,

$$\theta_t = \tan^{-1} \frac{a_{yt}}{\sqrt{a_{xt}^2 + a_{zt}^2}} \quad (2)$$

となる. よって, 特徴量とする時系列データ (図 6 (a) 右) の最大値 θ_{arm} は,

$$\theta_{arm} = \arg \max_t \theta_t \quad (3)$$

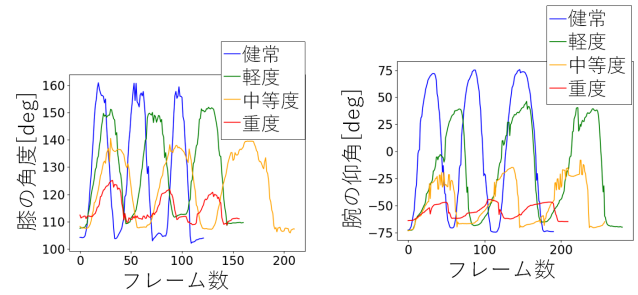
4.2.2 膝の角度

膝の角度の特徴量には, 膝関節角度 (図 9) の時系列の最大値を用いる. 時刻 t における膝から尻までのベクトルを \mathbf{a}_t , 膝から足首までのベクトルを \mathbf{b}_t とすると, 膝関節角度 θ_t は,

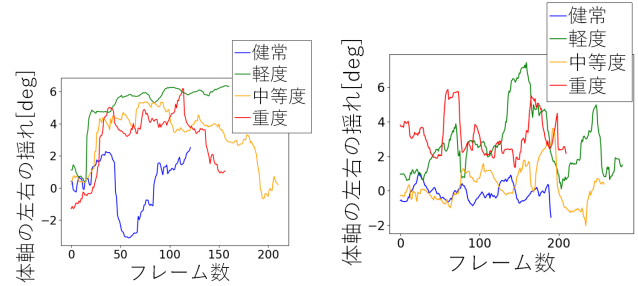
$$\theta_t = \cos^{-1} \frac{\mathbf{a}_t \cdot \mathbf{b}_t}{\|\mathbf{a}_t\| \|\mathbf{b}_t\|}$$

となる. よって, 特徴量とする時系列データ (図 6 (a) 左) の最大値 θ_{knee} は,

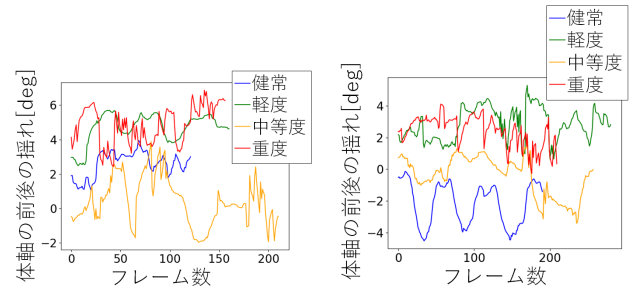
$$\theta_{knee} = \arg \max_t \theta_t \quad (4)$$



(a) 最大の角度



(b) 体軸の左右の揺れ



(c) 体軸の前後の揺れ

図 6 特徴量の時系列データ (左: 膝, 右: 腕)

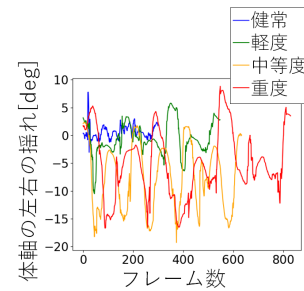


図 7 特徴量の時系列データ (立ち上がり: 体軸の左右の揺れ)

4.2.3 体軸の揺れ

体軸の揺れの特徴量には, 体軸の傾き (図 10) の時系列の標準偏差を用いる. なお, 左右方向と前後方向に分けて算出し, 足の振り上げ, 腕上げ, 立ち上がりの全ての動作に利用する. 左右方向の場合, 体軸となる腰から肩の中心までのベクトルは,

$$\mathbf{a}_t = (a_{xt}, a_{yt}) \quad (5)$$

であり, 時刻 t における体軸の傾き θ_t は,

$$\theta_t = \tan^{-1} \frac{a_{xt}}{a_{yt}} \quad (6)$$

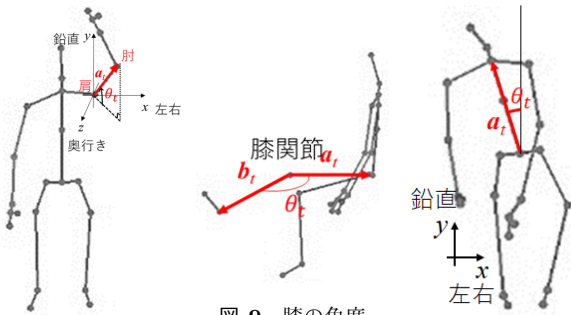


図 8 腕の仰角

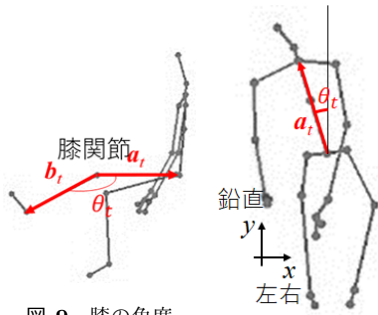


図 9 膝の角度



図 10 体軸の傾き

表 2 グレード毎の学習データ数

| 被験者 ID | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|--------|----|----|-----|----|
| 001 | 11 | 10 | 11 | 10 |

となる。よって、特徴量とする時系列データ (図 6(b)(c), 図 7) の標準偏差は,

$$\theta_{body} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{t=1}^n \theta_t^2 - \frac{1}{n} \left(\sum_{t=1}^n \theta_t \right)^2} \quad (7)$$

4.3 人体姿勢特徴に基づく麻痺のグレードの判定

まず、各特徴の学習セットに対して、グレード毎に平均 μ_i と標準偏差 σ_i を算出する。なお、 $i(1 \leq i \leq 4)$ はグレードである。そして、入力の特徴 x に対して、最小の相違度を実現するクラス (グレード) として識別する。

- 相違度を「平均との差の絶対値」とした場合

$$c = \arg \min_i |x - \mu_i| \quad (8)$$

- 相違度を「マハラノビス距離」とした場合

$$c = \arg \min_i \frac{(x - \mu_i)^2}{\sigma_i^2} \quad (9)$$

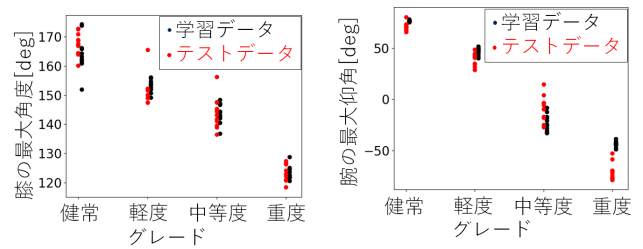
5. 実験

5.1 実験データセット

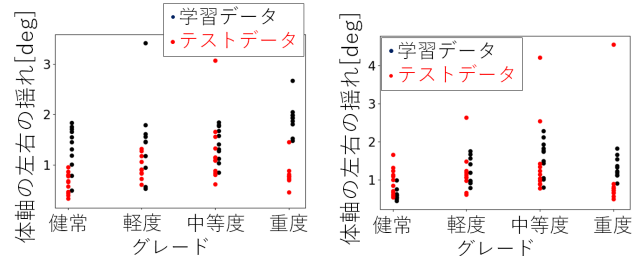
被験者数は 4 名で、1 名分を学習データに、他 3 名分をテストデータに使用した。表 2 に学習データ数を、表 3 にテストデータ数を示す。

5.2 麻痺の程度と特徴の関係

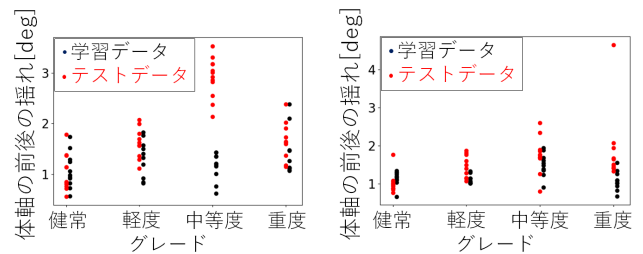
各グレードに対して、4.2 節で示した式を用いて特徴抽出を行った際の麻痺の程度と特徴の関係を、図 11, 図 12 に示す。膝の角度や腕の仰角 (図 11 (a)) に関して、負の相関が見られる。また、立ち上がりの体軸の揺れ (図 12) に関して学習データに少々正の相関が見られる。しかし、足の振り上げや腕上げの体軸の揺れに関しては、グレードによる違いはあまり見られず、また、同じグレードに対しての特徴量が不安定でばらばらしているように見える。



(a) 最大の角度



(b) 体軸の左右の揺れ



(c) 体軸の前後の揺れ

図 11 特徴量 (左: 膝, 右: 腕)

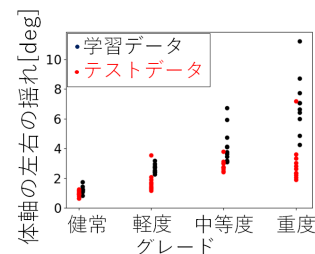


図 12 特徴量 (立ち上がり: 体軸の左右の揺れ)

5.3 麻痺の程度の推定結果

テストデータに対して、4.3 節の識別を行った際の各特徴量の混同行列、つまり実際のカテゴリ結果と予測結果の関係を表 4 から表 10 に示す。なお、混同行列の対角成分には正しく予測されたデータが入り、非対角成分には間違っただけのデータが入る。

また、行動・相違度毎の判定精度を図 13 に示す。判定精度は、混同行列の全成分に対する対角成分の割合で計算している。判定精度の原因については次の節で考察する。

5.4 考察

図 13 によると、各特徴について、ユークリッド距離を用いた場合の方がマハラノビス距離を用いた場合よりも判

表 3 行動・グレード毎のテストデータ数

| 行動 被験者 ID | 足の振り上げ | | | | 腕上げ | | | | 立ち上がり | | | |
|--------------|--------|----|-----|----|-----|----|-----|----|-------|----|-----|----|
| | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
| 002 | 1 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 1 | 0 | 0 | 1 |
| 003 | 1 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0 | 1 | 1 | 0 | 0 |
| 004 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 | 10 |
| 合計 | 12 | 10 | 12 | 10 | 12 | 10 | 11 | 11 | 12 | 11 | 10 | 11 |

表 4 足の振り上げ：膝の角度の混同行列

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|------|-----|-----|------|
| 健常 | 100% | 0% | 0% | 0% |
| 軽度 | 10% | 70% | 20% | 0% |
| 中等度 | 0% | 8% | 92% | 0% |
| 重度 | 0% | 0% | 0% | 100% |

(a) ユークリッド距離を用いた場合

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|------|-----|-----|------|
| 健常 | 100% | 0% | 0% | 0% |
| 軽度 | 10% | 60% | 30% | 0% |
| 中等度 | 8% | 0% | 92% | 0% |
| 重度 | 0% | 0% | 0% | 100% |

(b) マハラノビス距離を用いた場合

表 6 足の振り上げ：体軸の前後の揺れの混同行列

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|-----|-----|-----|------|
| 健常 | 58% | 8% | 17% | 17% |
| 軽度 | 10% | 20% | 0% | 70% |
| 中等度 | 0% | 0% | 0% | 100% |
| 重度 | 0% | 0% | 20% | 80% |

(a) ユークリッド距離を用いた場合

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|-----|-----|-----|------|
| 健常 | 58% | 0% | 17% | 25% |
| 軽度 | 10% | 20% | 0% | 70% |
| 中等度 | 0% | 0% | 0% | 100% |
| 重度 | 0% | 0% | 20% | 80% |

(b) マハラノビス距離を用いた場合

表 5 足の振り上げ：体軸の左右の揺れの混同行列

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|------|-----|-----|----|
| 健常 | 100% | 0% | 0% | 0% |
| 軽度 | 100% | 0% | 0% | 0% |
| 中等度 | 75% | 17% | 0% | 8% |
| 重度 | 90% | 10% | 0% | 0% |

(a) ユークリッド距離を用いた場合

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|-----|------|-----|----|
| 健常 | 0% | 100% | 0% | 0% |
| 軽度 | 20% | 80% | 0% | 0% |
| 中等度 | 8% | 92% | 0% | 0% |
| 重度 | 0% | 100% | 0% | 0% |

(b) マハラノビス距離を用いた場合

表 7 腕上げ：腕の仰角の混同行列

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|------|------|-----|------|
| 健常 | 100% | 0% | 0% | 0% |
| 軽度 | 0% | 100% | 0% | 0% |
| 中等度 | 0% | 9% | 91% | 0% |
| 重度 | 0% | 0% | 0% | 100% |

(a) ユークリッド距離を用いた場合

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|-----|------|------|----|
| 健常 | 33% | 67% | 0% | 0% |
| 軽度 | 0% | 100% | 0% | 0% |
| 中等度 | 0% | 0% | 100% | 0% |
| 重度 | 0% | 0% | 91% | 9% |

(b) マハラノビス距離を用いた場合

定精度が高い。例えば、図 8 のテストデータの重度に対する判定 (表 7) は、ユークリッド距離を用いた場合は 100% 正解の重度と判定しているが、マハラノビス距離を用いた場合は 91% 不正解の中等度と判定している。この違いについて考察する。マハラノビス距離はユークリッド距離の 2 乗を分散で割る。また、中等度の分散の値は 8.2、重度の

分散の値は 2.9 であり、重度の分散は中等度の分散に比べて大きい。よって、平均との距離は重度の方が近いが、大きい分散で割ることで中等度の方が近いと判定されたのである。このように、マハラノビス距離を用いた場合は、グレード毎の分散の大きさに差があると、分散が大きい方に比較的判定されやすいため、ユークリッド距離を用いた場

表 8 腕上げ：体軸の左右の揺れの混同行列

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|-----|-----|-----|-----|
| 健常 | 55% | 36% | 8% | 8% |
| 軽度 | 20% | 60% | 20% | 0% |
| 中等度 | 27% | 36% | 18% | 18% |
| 重度 | 91% | 0% | 9% | 0% |

(a) ユークリッド距離を用いた場合

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|-----|-----|-----|-----|
| 健常 | 42% | 42% | 8% | 8% |
| 軽度 | 20% | 60% | 20% | 0% |
| 中等度 | 9% | 56% | 18% | 18% |
| 重度 | 73% | 18% | 9% | 0% |

(b) マハラノビス距離を用いた場合

表 9 腕上げ：体軸の前後の揺れの混同行列

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|-----|----|------|-----|
| 健常 | 0% | 0% | 8% | 92% |
| 軽度 | 30% | 0% | 60% | 10% |
| 中等度 | 9% | 0% | 82% | 9% |
| 重度 | 0% | 0% | 100% | 0% |

(a) ユークリッド距離を用いた場合

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|-----|----|------|-----|
| 健常 | 0% | 0% | 8% | 92% |
| 軽度 | 30% | 0% | 60% | 10% |
| 中等度 | 9% | 0% | 82% | 9% |
| 重度 | 0% | 0% | 100% | 0% |

(b) マハラノビス距離を用いた場合

合に比べて精度が低いと考えられる。

また、膝の角度に関して、図 9 を見ると、軽度と中等度のテストデータの値が集団から一つずつずれていることが分かる。これは、人体姿勢の取得で一瞬ノイズが入ってしまったことが原因である。

また、体軸の揺れに関して、三つの動作に共通して精度が低かった。原因はいくつか考えられる。まず、膝の角度や腕の角度の変化が数十度あるのに比べ、体軸の変化は数度しかない。よって、小さな動作の違いが大きな数字の違いになってしまう。また現在、データは模擬データである。模擬を行う際、足や腕の上がり具合を模擬するのは比較的楽だが、体軸の揺れまで再現するのは難しい。よって、学習データやテストデータの模擬が十分であるとは言えない。

表 10 立ち上がり：体軸の左右の揺れの混同行列

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|------|-----|-----|----|
| 健常 | 100% | 0% | 0% | 0% |
| 軽度 | 82% | 9% | 9% | 0% |
| 中等度 | 0% | 90% | 10% | 0% |
| 重度 | 9% | 82% | 0% | 9% |

(a) ユークリッド距離を用いた場合

| 実際 \ 予測 | 健常 | 軽度 | 中等度 | 重度 |
|---------|------|-----|-----|----|
| 健常 | 100% | 0% | 0% | 0% |
| 軽度 | 64% | 0% | 36% | 0% |
| 中等度 | 0% | 60% | 40% | 0% |
| 重度 | 0% | 45% | 45% | 9% |

(b) マハラノビス距離を用いた場合

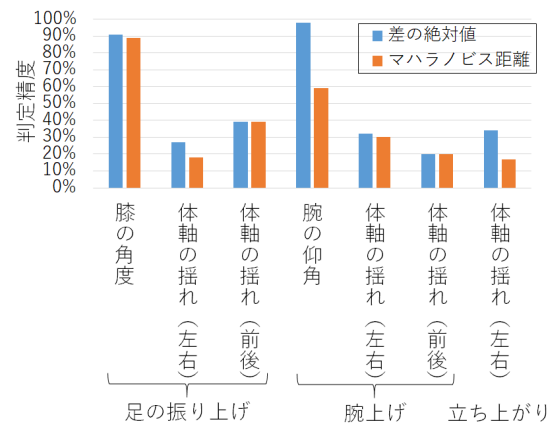


図 13 行動・相違度毎の判定精度

また、テストデータや学習データの多くは、実際の患者の映像を見た 3 か月ほど後に撮影しており、病院での模擬データを模擬したデータとなるので、実際のデータからは遠ざかっていることも十分考えられる。

6. おわりに

本研究では、人体姿勢解析に基づく脳卒中片麻痺患者のグレード判定を行った。まず、理学療法士による脳卒中片麻痺患者の模擬の指導の下でデータ収集を行った。歩行ができない片麻痺患者も対象とするため、座位での足の振り上げ、腕上げ、及び立ち上がりの三つの動作を行った。Microsoft Kinect を用いて撮影することで取得される人体姿勢系列の解析を行い、特徴量を抽出し、片麻痺のグレードを判定した。足の振り上げの膝の角度や、腕上げの腕の仰角に関しては比較的良い判定精度となった。ただ、体軸の揺れに関してはグレードとの相関があまり出たおらず厳しい精度となった。

今後の課題として、現在の特徴量は最大値というノイズに左右されやすい値を使用しているため、特徴量の見直しが必要である。また、現在は特徴量を個々に利用してグレードの判定を行っているため、各動作ごとに特徴量を統合して判定精度の改善を目指したい。現在麻痺側のみの解析を行っているが、非麻痺側の動きについても解析したい。また、立ち上がりに関して4相(屈曲・離臀・伸展・静止)に相分けして解析を行いたく、人体姿勢に加えてデブスも利用することも考えている。

参考文献

- [1] 厚生労働省：平成28年国民生活基礎調査の概況，<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa16/>.
- [2] 望月 久：Berg balance scale と歩行能力との関連性および検査項目間の難易度について，理学療法学 Supplement, Vol. 2004, pp. A0488-A0488 (オンライン), DOI: 10.14900/cjpt.2004.0.A0488.0 (2005).
- [3] RA., K.: The Functional Independence Measure: a new tool for rehabilitation, *Advances in clinical rehabilitation*, Vol. 2, pp. 6-18 (online), available from (<https://ci.nii.ac.jp/naid/10006374494/>) (1987).
- [4] : 特発性正常圧水頭症診療ガイドライン第2版，<https://minds.jcqh.or.jp/n/med/4/med0038/G0000352/0001>.
- [5] 廖若辰，榎原靖，村松大吾，満上育久，八木康史，吉山顕次，敷井裕光，武田雅俊：特発性正常圧水頭症患者に対する髄液排除試験前後の歩行映像解析，第15回日本正常圧水頭症学会，吹田，p. 85 (2014).
- [6] Fugl-Meyer, A., Jaasko, L., IL, L., Olsson, S. and Steglind, S.: The post stroke hemiplegic patient. I. A method for evaluation of physical performance, *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, Vol. 7, pp. 13-31 (1975).
- [7] Brunnstrom, S.: Motor Testing Procedures in Hemiplegia: Based on Sequential Recovery Stages, *Physical Therapy*, Vol. 46, pp. 357-375 (online), available from (<https://ci.nii.ac.jp/naid/10027079198/>) (1966).
- [8] 瀬尾和弥，栗山長門，奥田求己，久保秀一，松井知之，増田隆司，工藤有里子，武澤信夫，長谷 齊，水野敏樹，中川正法：パーキンソン病患者の歩行障害に対する3次元動作解析の試み，総合リハビリテーション，Vol. 39, pp. 57-62 (2011).
- [9] 佐藤信一，安保雅博，宮野佐年：パーキンソン病の歩行障害に対する振動刺激の効果，理学療法学 Supplement, Vol. 2005, pp. B0223-B0223 (オンライン), DOI: 10.14900/cjpt.2005.0.B0223.0 (2006).
- [10] 眞野智生，仁紫了爾，小林洋介，松尾幸治，小林 靖，笥昭夫：パーキンソン病の姿勢異常と歩行機能との関連，臨床神経学，Vol. 55, No. 4, pp. 259-262 (オンライン), DOI: 10.5692/clinicalneuro.55.259 (2015).
- [11] 奥埜博之，西島 勇，塚本哲朗，河島則天：パーキンソン病の歩行障害を定量的に評価する方法，理学療法学，Vol. 43, No. 3, pp. 241-246 (オンライン), DOI: 10.15063/rigaku.11047 (2016).
- [12] 寺山圭一郎，小川明宏，秋葉 崇：パーキンソン病患者の小刻み歩行に対する横歩きの即時効果，関東甲信越ブロック理学療法士学会，Vol. 30, pp. 6-6 (オンライン), DOI: 10.14901/ptkanbloc.30.0.6.0 (2011).
- [13] 加藤 浩：変形性股関節症患者の歩行分析，理学療法学，Vol. 42, No. 8, pp. 632-633 (オンライン), DOI: 10.15063/rigaku.42-8-004 (2015).
- [14] 山田 実，平田総一郎，小野 玲，安藤啓司：変形性股関節症患者における歩行周期時間変動と歩容異常との関係，バイオメカニズム学会誌，Vol. 30, No. 4, pp. 211-215 (オンライン), DOI: 10.3951/sobim.30.211 (2006).
- [15] 生友尚志，田籠慶一，三浦なみ香，坂口香織，中川法一，大畑光司，西野誠一，藤本康浩，増原建作：変形性股関節症患者の歩行時の足関節運動の特徴：Gait Judge Systemを使用した健常者との比較，理学療法学 Supplement, Vol. 2012, pp. 48100412-48100412 (オンライン), DOI: 10.14900/cjpt.2012.0.48100412.0 (2013).
- [16] 対馬栄輝：変形性股関節症患者における歩行分析について，理学療法研究，Vol. 22, pp. 15-19 (オンライン), 入手先 (<https://ci.nii.ac.jp/naid/50000146253/>) (2005).
- [17] 田中義孝：変形性股関節症および人工股関節置換術例の歩行分析，日整会誌，Vol. 67, pp. 1001-1013 (オンライン), 入手先 (<https://ci.nii.ac.jp/naid/50003842357/>) (1993).
- [18] 富田昌夫：動作分析に基づいた片麻痺の評価，理学療法科学，Vol. 12, No. 3, pp. 163-166 (オンライン), DOI: 10.1589/rika.12.163 (1997).
- [19] 朝山信司，高木博史：片麻痺者の起立動作分析：一椅子からの立ち上がり動作について一，理学療法学，Vol. 20, No. 1, pp. 19-23 (オンライン), DOI: 10.15063/rigaku.KJ00003127518 (1993).
- [20] 中山和洋，瀧 雅子，山本澄子：脳卒中片麻痺患者のステップ動作分析，理学療法学 Supplement, Vol. 2007, pp. B0273-B0273 (オンライン), DOI: 10.14900/cjpt.2007.0.B0273.0 (2008).
- [21] 佐藤房郎，富田昌夫，宇野 潤：片麻痺の体幹運動の分析：一体幹運動と立位動作・ADL との関係一，理学療法学，Vol. 20, No. 4, pp. 230-237 (オンライン), DOI: 10.15063/rigaku.KJ00003127547 (1993).
- [22] 山本澄子：動作分析にもとづく片麻痺者用短下肢装具の開発，理学療法科学，Vol. 18, No. 3, pp. 115-121 (オンライン), DOI: 10.1589/rika.18.115 (2003).
- [23] Ahad, M. A. R.: *Motion History Images for Action Recognition and Understanding*, Springer (2012).
- [24] Ahad, M. A. R.: *Computer Vision and Action Recognition: A Guide for Image Processing and Computer Vision Community for Action Understanding*, Springer (2011).
- [25] Uswatte, G., Giuliani, C., Winstein, C., Zeringue, A., Hobbs, L. and Wolf, S.: Validity of accelerometry for monitoring real-world arm activity in patients with subacute stroke: evidence from the extremity constraint-induced therapy evaluation trial, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 87, No. 10, pp. 1340-1345 (2006).
- [26] van der Pas, S. C., Verbunt, J. A., Breukelaar, D. E., van Woerden, R. and Seelen, H. A.: Assessment of Arm Activity Using Triaxial Accelerometry in Patients with a Stroke, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 92, No. 9, pp. 1437-1442 (2011).
- [27] Vakanski, A., Paul, D., Baker, R. and Jun, H.: University of Idaho - Physical Rehabilitation Movements Data Set (UI-PRMD), https://webpages.uidaho.edu/ui-prmd/?fbclid=IwAR2tdSATYg_0a6C5.326GBP8urnng-o2UaHhT-41bgoLOcptEXAtMYgqjEo.
- [28] Vakanski, A., Jun, H., Paul, D., and Baker, R.: A data set of human body movements for physical rehabilitation exercises, Vol. 3, No. 2, pp. 1-15 (2018).
- [29] 石田 暉：脳卒中後遺症の評価スケール，脳と循環，Vol. 4, No. 2, pp. 151-159 (1999).
- [30] : <https://rehabili-shigoto.com/magazine/archives/6878>.