

第22回 日本電気生理運動学会大会

予稿集

2024年3月8日

東京工業大学

大会長

小池康晴（東京工業大学）

招待講演

神原 裕行（東京工芸大学）

協賛

インターリハ株式会社

ゼロシーセブン株式会社

プログラム

3月8日

13時

開会挨拶 小池 康晴（東京工業大学）

13時05分

セッション1

1. 三浦 璃桜（東京工芸大学）Vision Transformerを用いた動画像の手話認識に関する研究調査
2. 松原 龍樹（東京工芸大学）視線インターフェースを用いた屋外用ロボットの開発
3. 鳴海 早久來（東京工芸大学）解剖学に基づいた電動義手の制作
4. 何 梓遜（東京工芸大学）ブラシレスDCモータを用いた手首リハビリシステムの開発
5. 楠 涼佑（東京工芸大学）小脳疾患患者のための疾患調査システムの開発
6. 近藤 多聞（東京工芸大学）ViTを用いた日本語の指文字動画に対する認識性能の比較
7. 李 鍾昊（公立小松大学）3次元VR空間上の指標追跡課題における異なる奥行き情報の影響

14時50分-15時 休憩

15時

招待講演

神原 裕行（東京工芸大学）ジャグリング運動の脳身体運動イメージング

16時

休憩

16時30分

セッション2

1. 中村 英夫（大阪電気通信大学）前腕部表面筋電図による手術シミュレータ手技技能度の評価
2. 中瀬 博之（東北大学）筋電センサーによるゴルフスイング動作のタイミング解析
3. 廣田 元輝（筑波大学）やり投における投てき動作と下肢筋活動の関係
4. 西川 太智（中京大学）1週間のケルセチン摂取は運動単位活動を変化させる
5. 塙 大樹（人間総合科学大学）亜急性期脳卒中患者が腰掛けているときの些末な背筋活動と電気刺激効果
6. 國木 壮大（広島国際大学）Scapular dyskinesisの神経生理学的機構の解明：筋シナジーに着目した研究
7. 奥脇 一貴（東京農工大学）統制した速度環境下における変形性膝関節症患者の歩行解析
8. 神谷 勁良（東京農工大学）アルツハイマー型認知症ならびに軽度認知障害者における筋活動の変調

18時30分

閉会挨拶

招待講演

神原 裕行 先生 (東京工芸大学 工学部)

タイトル：ジャグリング運動の脳身体運動イメージング

ご略歴

2021年4月 - 現在	東京工芸大学, 工学部 工学科, 准教授
2016年4月 - 2021年3月	東京工業大学, 科学技術創成研究院, 助教
2007年4月 - 2016年3月	東京工業大学 精密工学研究所, 助教

Vision Transformer を用いた動画画像の手話認識に関する研究調査

Sign language recognition in videos using Vision Transformer

三浦 璃桜¹, 近藤 多聞², 姜 有宣³

¹東京工芸大学 工学部, ²東京工芸大学 工学研究科, ³東京工芸大学 工学部

Rio Miura¹, Tamon Kondo², Yousun Kang³

¹ Undergraduate School of Engineering, Tokyo Polytechnic University

² Graduate School of Engineering, Tokyo Polytechnic University

³ Faculty of Engineering, Tokyo Polytechnic University

1. はじめに

手話は、聴覚障害者や言語障害者にとっての大事なコミュニケーションの手段の一つである。しかし、多くの場面で難聴者の方が不便を強いられている。本研究では、動きを含む手話に対し、画像を用いて認識を行うシステムを構築した。このシステムを用い聴覚障害者と健聴者がコミュニケーションを円滑に行えるようにすることを目的とする。

2. 学習データセット

30fpsの手話動画を一字づつフレームごとに画像として保存する。保存した画像から時系列順にランダムで9枚抽出し、左上から右下にかけて3枚ごとに時系列順に並べる。9枚が3×3の状態に並んだものを1枚の画像として保存し、学習データとして使用する。図1は学習データの例である。



図1 学習データの例「り」

3. 実験方法

本研究では、Vision Transformer[1]を用いる。実験1は、動作を含む指文字5種類のみを学習させ精度検証を行う。実験2は、動作を含む5つの指文字に静止している5つの指文字を追加して学習させ、精度検証を行う。

4. 実験結果

実験1の結果を図2、図3に示す。図2は、学習中の損失の推移を示すグラフで、図3は、学習中の正解率の推移を示すグラフである。Lossは共に減少しており、Accuracyは共に増加し収束している為、高精度ではないが、良い学習傾向であるといえる。実験2の結果を図4、図5に示す。図4は、学習中の損失の推移を示すグラフで、図5は、学習中

の正解率の推移を示すグラフである。Lossは、Training, Validation共に減少しており、Accuracyは、Training, Validation共に増加し収束している為、良い学習傾向であるといえる。



図2 5クラスの学習の損失

図3 5クラスの学習の正解率

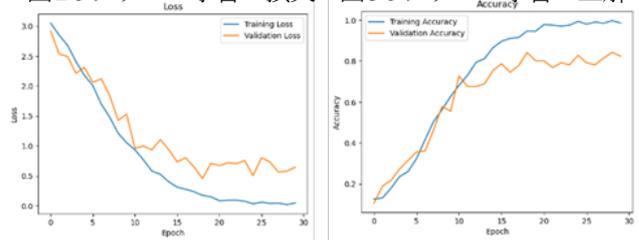


図4 10クラスの学習の損失

図5 10クラスの学習の正解率

5. まとめ

本研究では、ViTを用いて動作を含む手話と静止した状態の手話の画像認識の精度検証を行った。5クラスの認識に比べ、10クラスの認識の精度は落ちてしまった。これはデータセットの少なさやモデル内のレイヤー数などの問題だと考える。今後の課題として、一字ごとの学習データ量を増やすことや、クラス数を増やし、より多くの手話を判別できるようにすることなどが挙げられる。また、動作を含む手話と含まない手話のごく僅かな動きの差をどのように識別するかを再検討することが重要である。

参考文献

[1] Alexey Dosovitskiy et al. “An image is worth 16x16 words: Transformers for image recognition at scale”, in ICLR, ver. 2, 6-3, 2021.

視線インターフェースを用いた屋外用ロボットの開発

Development of an outdoor robot using a gaze interface

松原 龍樹¹, 井出 雄太², 鳴海 早久来¹, 何 梓遜², 辛 徳¹

¹ 東京工芸大学 工学研究科, ² 東京工芸大学 工学部

Matsubara Ryuki¹, Ide Yuta², Narumi Sakura¹, Zixun He², Duk Shin¹

¹ Graduate School of Engineering, Tokyo Polytechnic University

² Faculty of Engineering, Tokyo Polytechnic University

1. はじめに

交通事故や病気により四肢全てが麻痺してしまう四肢麻痺患者が多く存在する[1]。患者は自力で生活することが困難である。そのため生活の質の低下が懸念されている。

本研究では視線情報を取得できる VR 機器を用いた視線インターフェースの開発を行う。これを用いて LiDAR と RTK-GNSS を搭載した屋外用ロボットの開発と制御を目的とする。

2. 開発システム

Unity(Unity Technologies 社)を用い 3D 空間上に屋外用ロボットからのカメラ映像を出力するスクリーンを設置する。HMD 機器(VIVE Pro Eye, HTC 社)を用いて視線の位置をトラッキングし、スクリーンに 4 つの方向と制御ボタンを出力する。また、屋外用ロボットとの通信はオープンソースソフトウェアである ROS(Robot Operating System) を使用して行う。

屋外用ロボットには図 1 (a)のように LiDAR と RTK-GNSS が搭載されており、LIDAR で死角にある障害物を回避し、RTK-GNSS から精密な位置データを獲得し、操縦者の画面上にある Google MAP でロボットの位置を表示する。視線インターフェースで MAP 上の目的地を指定した際に移動ロボットが移動計画を行い自動運転する。また、操縦者の操作が優先され自動運転は中断される。

3. 実験

被験者 3 人に屋外用ロボットを実験用コースでキーボード操作し、開発ロボット安全性、相対測位の精度を評価する実験を行った。コース内にある Check Point で停止し、位置情報を取得する。被験者 1 人当たり 3 週行う。また、同様のコースで各区間のタイムを計測した。

4. 結果

各 Check Point の平均誤差は 7cm 前後であった。また、図 1 は各被験者の移動の軌跡である。図 1(b)より各被験者 3 週分の軌跡を取得することができた。被験者 C はカーブを曲がり切れずコースに復帰しようとする軌跡が見受けられる。このことから、屋外用ロボットが走行時でも正確な測位が可能だと言える。次に各被験者の区間当たりのタイムにバラつきは見受けられず 1 週走行するのに 111 秒かかることが分かった。このことから障害者が使用した際にも安定した走行が行えると考える。

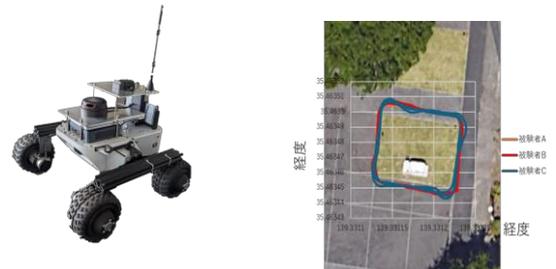


図 1. (a) 屋外用ロボット (b) 移動の軌跡

5. まとめ

視線視線インターフェースを用いた屋外用ロボットの制御を目指し、RTK-GNSS を用いたロボットの位置情報を MAP に表示した。また、RTK-GNSS の精度評価を行い正確な測位が行えた。開発ロボット安全性では安定した走行が行えた。

今後の課題として現在 LIDAR や視線インターフェースなど単独での制御は可能であるため屋外用ロボットと統合しソフトウェア面の開発を行う。

参考文献

[1] 厚生労働省:平成 28 年生活のしづらさなどに関する調査結果 (2016)

解剖学に基づいた電動義手の制作

Production of Biomimetic Prosthetic Hand

鳴海 早久来¹, 齋藤 祥太郎¹, 何 梓遜², 辛 徳²

¹東京工芸大学 工学研究科, ²東京工芸大学

Sakura Narumi¹, Shotaro Saito¹, Zixun He², Duk Shin²

¹ Graduate School of Engineering, Tokyo Polytechnic University

²Tokyo Polytechnic University

1. はじめに

日本における片側前腕切断者による筋電義手の普及率はわずか2%となっている。大きな原因として考えられるのは機能性、外見の2点である[1]。

本研究の目的は、解剖学に基づいた指骨の設計を行い、DC モータを用いて複数の伸筋、屈筋を制御することである。

2. 指骨モデルの設計

指の屈曲には主に浅指屈筋と深指屈筋の2つの筋肉が関わっており、指の伸展には総指伸筋が大きく関わっている。虫様筋、掌側骨間筋、背側骨間筋は示指の屈曲、伸展運動のどちらにも関わる筋肉となっている。本研究では示指に計4つの腱を収納する腱鞘を指骨モデルに設計した。

3. 実験

3.1 実験内容

指骨に設計した複数の筋肉を制御する可能性を検討するため、4種類の姿勢がとれるか実験を行った。また、提案する義手の示指と人間の示指との間で、示指の力を比較した。初期状態の伸展姿勢から示指を瞬間的に屈曲させ、これを人間と義手の両方で行った。

3.2 結果

4つの筋肉の代わりに4つのモータを用いることで、複雑な動作が可能になることを確認した。またFig. 2に示すように、センサを用いて人間の示指(上段)と義手の示指(下段)の運動時の関節角度を計測した。人間と義手で比較したところ、角度の大きさや各関節の立ち上がり順序など、人間と類似した特徴が見られた。カセンサによる測定結果をFig. 3に示す。人間の示指の瞬間屈曲時の最大力は6.19Nであり、

動作開始から最大力まで1.74秒かかった。義手の場合、最大力は3.26Nで、最大力に達するまで0.49秒を要した。

4. まとめ

本研究では、解剖学に基づいた示指による電動義手を提案した。今後の予定は、筋肉の数学的張力モデルを用いて粘弾性を制御することで十分な把持力を持つ電動義手の新しい基盤技術を構築することである。

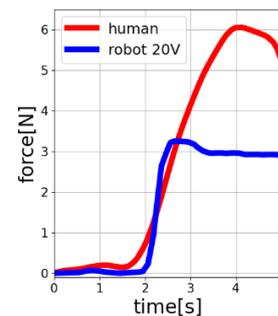


Fig. 2 カセンサによる測定

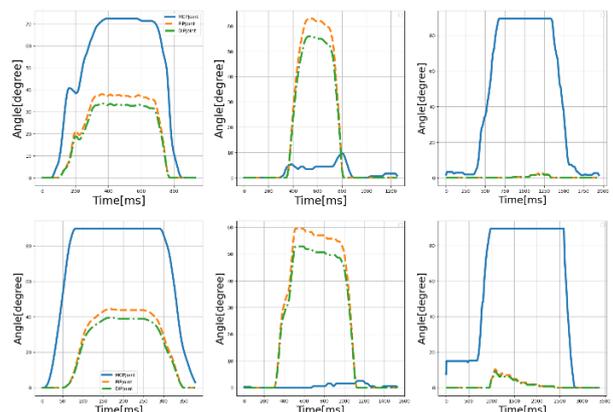


Fig. 3 各運動時の関節角度

(上: 人間 下: 本研究モデル)

参考文献

[1] Okamoto, S, Tamura, T, Koike, M, Takahashi, K: Survey of Attitude for Amputees of Hemi Lateral Forearm to Artificial Electric Arm, J. Natl. Rehabil. Cent. Disabl, 22, 55/61(2001)

ブラシレス DC モータを用いた手首リハビリシステムの開発

Development of Wrist Rehabilitation System Using Brushless DC Motor

何 梓遜¹, 黄 現松², 鳴海 早久来², 齋藤 祥太郎², 辛 徳¹

¹東京工芸大学 工学部, ²東京工芸大学 工学研究科

1. はじめに

従来の手首関節リハビリテーションは物理療法やエクササイズを中心としており、治療の効果を定量化するのは困難である[1]。また、これまで開発されてきたリハビリ支援装置の多くはポテンショメータなどで位置情報を検出し、簡易な位置制御によるものが多く、細かな力の調整を行う機能をもたない。本研究は、ブラシレス DC モータ (BLDC) を用いた 2 自由度 (DOF) の手首リハビリシステムを開発し運用した。モータ制御の技術を取り入れた手首リハビリシステムは、多様な訓練課題を正確かつ安全に反復することができ、従来のリハビリよりも効率的・有効な治療プログラムを患者に提供できる。

2. 方法

図 1 に提案した 2DOF の手首リハビリシステムを示す。手首の 2DOF (伸展/屈曲, 尺屈/撓屈) の位置・力制御が要求される訓練を実行するため、本システムは 2 軸ジンバル構造を採用した。アクチュエータとして機構の左側とハンドル部の下方向に、BLDC (B03-PA-10-G, DrEmpower) を配置し、モータの回転軸と手首の回転中心が常に一致するようにした。BLDC の制御は CAN バスケーブルを通じてノートパソコンで制御を行い、次の式で表されるトルク τ を出力する。

$$\tau = K_p \times (pos_{ref} - pos) + \tau_{ff} + K_d \times (vel_{ref} - vel) \quad (1)$$

ここで、 K_p と K_d は PID コントローラーの伝達関数である。 pos_{ref} はモータの入力角度、 vel_{ref} はモータの入力速度で、 pos と vel はそれぞれモータの内部センサで検出された実際の回転角度と速度である。また、 τ_{ff} はフィードフォワードの入力トルクである。

上述のシステムの動作検証実験を行った。被験者は 10 名 (年齢: 24.7 ± 2.1 , 女性 2 名) の健康な若年者とした。各被験者は PID コントローラーの伝達関数を 5 パターンに分けて同じの訓練課題を実施した。訓練課題は

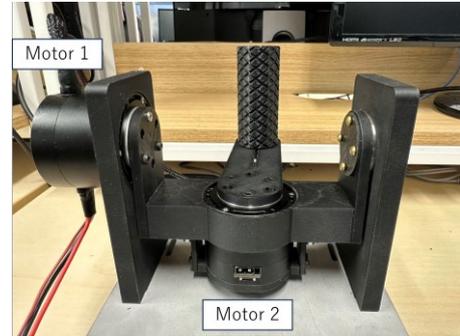


図 1 BLDC を用いたの手首リハビリシステム

アミューズメントのある訓練プログラムであり、被験者はゲーム内のユニットを前後 (撓屈/尺屈), または左右 (伸展/屈曲) に操作する必要がある。この検証実験を通じて得られた被験者の感想をアンケート調査し、システムの操作性や訓練の強度変化に関する情報を収集した。

3. 結果と考察

アンケートの調査結果により、被験者はリハビリシステムの操作性に関して満足しており、リハビリの際に痛みや不快感が感じられない。また、手首の運動特性を考慮したジンバル構造は各軸方向に独立に位置と力制御を実現できることが分かり、患者の回復具合に合わせて全面的な手首リハビリ訓練を提供することが可能になる。

4. まとめ

本研究では、手首のリハビリテーションを正確かつ安全に行うために、BLDC を用いた 2DOF の手首リハビリシステムを開発した。今後は、本システムに理学療法の知識を導入、細かな難易度調節を行うことができる自動的な手首リハビリ訓練アルゴリズムの構築を進めていく。

参考文献

- [1] C. Liu, J. Lu, H. Yang, and K. Guo, "Current State of Robotics in Hand Rehabilitation after Stroke: A Systematic Review," *Applied Sciences* 2022, Vol. 12, Page 4540, vol. 12, no. 9, p. 4540, Apr. 2022, doi: 10.3390/AP12094540.

小脳疾患患者のための疾患調査システムの開発

Development of a Disease Surveillance System for Patients with Cerebellar Diseases

楠 涼佑¹, 青木 侑也¹, 松原 龍樹¹, 何 梓遜², 辛 徳²

¹東京工芸大学 工学研究科, ²東京工芸大学

Ryousuke Kusunoki¹, Yuuya Aoki¹, Ryuuki Matubara¹, Zixun He², Duk Shin²

1 Graduate School of Engineering, Tokyo Polytechnic University

1. はじめに

近年、少子高齢化が社会的な問題となっており、令和 5 年版障がい者白書によると日本の身体障がい者は 436 万人である。その内、65 歳以上の障がい者は 311.2 万人である。加えて、それにより様々な疾患患者が増加することが、全日本病院協会「病院のあり方に関する報告書」にて述べられている。その中でも、小脳疾患・障害はスムーズな運動が行えなくなるため、転倒のリスクが増える。それにより、外出が億劫になることでさらに運動量が減り、更に症状が悪化し、悪循環に陥ることがある。運動量低下による悪循環となる前に早期発見することが重要となる。そこで、疾患発見のために行われる指鼻指試験は、医師が直接行い、総合的に判断するので人的なコストが高い。

本研究では、従来よりも医師の負担を減らし、小脳の疾患を早期発見するため、Mixed Reality (MR) を用いた疾患調査システムの開発を目的とする。

2. 実験方法

本研究では、疾患発見のための指鼻指試験を参考にしたシステムを開発した。実験の方法は、Microsoft HoloLens2 を使用し、メニューから実験プログラムを実行。プログラムが起動し、MR 空間上の一定範囲の位置のランダムな位置に球状のオブジェクトを出現する。被験者がそのオブジェクトに触れると、オブジェクトは消え、別のランダムな位置にオブジェクトが再出現する。本実験では、オブジェクトを 20 個消した際の手の軌道データを取得した。取得したデータは、プログラムが終了した際に、指とターゲットオブジェクトの X 軸、Y 軸、Z 軸のデータが CSV ファイル形式で保存される

3. 実験結果

実験を行ったところ、図 1 のように手の位置情報 (青) とオブジェクトの位置情報 (橙) を取得できた。しかし、2 つ問題が発生した。

1 つ目の問題は、手の位置のブレであり、被験者は全員、実験中は特に問題ない様子でスムーズに指を動かしていたが、CSV ファイル上ではジグザグした手の軌道が取得された。このブレはおおよそ数センチほどである。

2 つ目の問題は、全体的な手の取得位置がすべての散布図で右下にずれる問題である。本来ならば青点と橙点の位置が被るはずであるが、どの点も触れたであろう点の動きが右下にずれている。

また、図 1(d)は被験者 A のすべての軌道データを記録した。これは見辛いため、軌道を追いにくくならないよう、6 つ分のオブジェクトに触れたデータである。

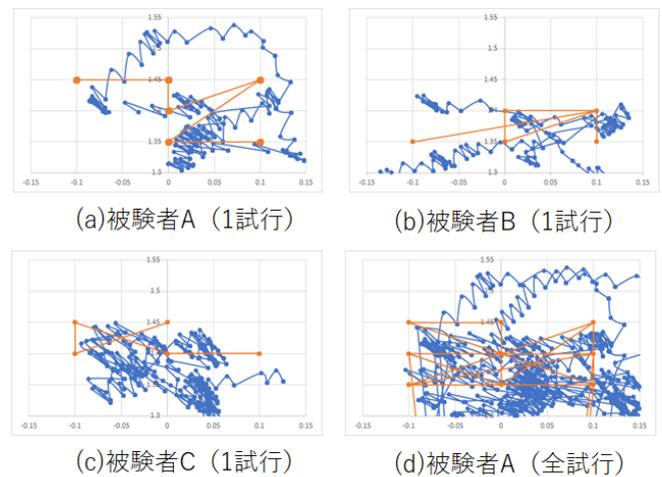


図 1 指鼻指試験の軌道データ

4. 考察

手の位置がブレてしまう問題について、考えられる原因として、Microsoft HoloLens2 を使用することで発生する誤差の可能性が考えられ、機器の変更や追加などを視野に入れ対策を講じる。

手の座標が右下にずれる問題については、手の座標を取得するプログラムのバグの可能性、もしくは機器による取得ミスなどの可能性を考慮に入れ、解決を目指す。

ViT を用いた日本語の指文字動画に対する認識性能の比較

Comparison of recognition performance for Japanese fingerprint videos using ViT

近藤 多聞¹, 姜 有宣²

¹ 東京工芸大学 工学研究科, ² 東京工芸大学 工学部

Tamon Kondo¹, Yousun Kang²

¹ Graduate School of Engineering, Tokyo Polytechnic University

² Faculty of Engineering, Tokyo Polytechnic University

1. はじめに

本研究では Vision-Transformer (ViT) を用いて指文字動作を認識する手法を提案する. Mediapipe から指の各関節の座標を取得し、取得した座標から 40 個の角度特徴量を抽出した.最後に ViT の Encoder の数を変化させながらその精度を比較した.

2. 角度特徴量の抽出

本研究では一つの動画データから以下の工程を経て 40 個の特徴量を抽出した.

1. 各指文字の動画から MediaPipe を使用して関節位置の座標データを取り出す.
2. 座標データから「各関節の角度」, 「手の回転角度」のコサイン値を 20 個ずつ計 40 個算出する.
3. データを物体検出手法に使われる補間方法を応用し 40 個の特徴量×100 フレームの大きさに揃える.
4. 拡張したデータを分割し 40 個の特徴量×20 フレームのデータを 54 個ずつ作成する.

3. 使用された ViT モデルの構造

本論文で使用するモデルは基本的な ViT のモデルで 46 クラスの分類を行う. 今回の ViT では入力するデータが 40 個の角度特徴量×20 フレームの特異なデータであるため, 図 1 に示すように本来の ViT で最初に行われるパッチ分割部

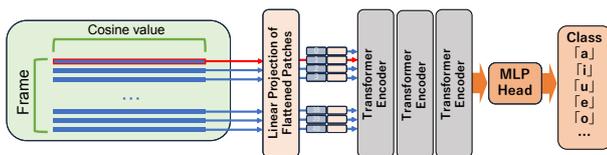


図 2 3 個のエンコーダレイヤーを持つ ViT 構造

分を削除し, 直接使用するデータを入れた. Encoder の数は 4 個から 10 個まで変化させ Encoder の数の違いによりサイズが小さいデータセットの精度がどの程度変化するか検証した.

4. 実験結果

ViT の検証結果を図 2 に示す. 本研究で使用した GPU は NVIDIA GeForce RTX3080 で jupyter notebook 上で学習を行った. 結果として 4 個のモデルが最も精度が高くなり、数を増すごとに精度の減少が見られた. また, 本研究では epoch を 45 回で学習を行ったが epoch15 回の時点で最高精度に到達した.



図 2 ViT の Encoder の個数による精度の違い

5. 考察

小さいデータセットを扱う場合は層の厚さを 3~7 層程度で行うことが最も効率的であると考えられる. また, 今回使用したデータセットは 2 人の手話話者による指文字動画をデータ拡張して使用したものである. このことから, 今後は動画データの数を増やすことにより汎用性の高いものにしていく必要があると考えられる.

参考文献

[1] A. Dosovitskiy, L. Beyer, A. Kolesnikov, D. Weissenborn, X. Zhai, T. Unterthiner, M. Dehghani, M. Minderer, G. Heigold, S. Gelly, J. Uszkoreit, N. Houlsby: An image is worth 16x16 words: Transformers for image recognition at scale. International Conference on Learning Representations (ICLR), 2021.

3 次元 VR 空間上の指標追跡課題における異なる奥行き情報の影響

The effect of different depth planes during a manual tracking task in three-dimensional virtual reality space

李 鍾昊¹, 小池 康晴²

¹ 公立小松大学 保健医療学部臨床工学科, ² 東京工業大学 未来産業技術研究所

Jongho Lee¹, Yasuharu Koike²

¹Department of Clinical Engineering, Komatsu University

²Institute of Innovative Research, Tokyo Institute of Technology

1. INTRODUCTION

To understand the visually guided motor control of humans accurately, we need to analyze visually guided tracking movements directly in 3D space, and to analyze important motor control characteristics of the 3D space like depth perception, which is important for determining distances in the workspace and establishing the motion. Recently, we developed an evaluation system for 3D visuo-motor control in a virtual reality (VR) environment, which is adopted a circular tracking task in 3D VR space [1]. In this study, using the VR system, we examined the effect of different depth planes during a manual tracking task in three-dimensional virtual reality space with two vision conditions, binocular and monocular vision conditions.

2. METHODS

2.1 Participants

Fifteen males participated in this experiment. Their ages' mean and standard deviation (SD) were 20.1 and 0.6, respectively. All the participants provided written informed consent before the experiment.

2.2 Experimental procedure

In this study, the experiment involved three kinds of tasks with different depth planes: ROT (0), in which the target was presented by moving in a circle on a fronto-parallel plane; ROT (45), in which the target moved in a circle on a plane rotated by 45° with respect to the sagittal plane; and ROT (90), in which the target moved in a circle on the sagittal plane. In addition, this experiment comprised two vision conditions: binocular vision condition, where participants performed the tasks without blocking any vision, and monocular vision condition, where participants performed the tasks with one side of their vision obstructed. Each

participant conducted 12 trials, including a practice trial for each vision condition. During the movement task, we recorded the positions of the target and tracer in 3D space at a 90 Hz sampling rate. To evaluate the performance, we calculated the position error in the 3D space and the absolute value of the error on each axis.

3. RESULTS

Under the binocular vision, ROT (90) task, which requires the largest depth movement, showed the greatest error in 3D among the other tasks. When we investigated the errors on each axis, the errors on the depth axis revealed significant differences among tasks. We also observed that the errors in the lateral and depth axes were proportional to the required movement on the lateral and depth axes. On the other hands, under the monocular vision, the differences in 3D errors for all types of tasks were not statistically significant. When we investigated the errors on each axis, significant differences in the errors were observed only on the lateral axis.

4. CONCLUSION

In this study, we investigated how the behavioral tracking performance would be affected by the required depth information so that we could understand how the brain deals with information on each axis. We observed that the errors in the lateral and depth axes were proportional to the required movement on the lateral and depth axes under binocular vision. The tracking performance was unpredictable based on the required lateral movement under monocular vision.

REFERENCES

- [1] W. Choi, J. Lee, N. Yanagihara, L. Li, J. Kim., *Sci Rep.* vol. 8:13439, 2018.

前腕部表面筋電図による手術シミュレータ手技技能度の評価

Skill Level of Operational Simulator with Forearm Multi-channel Surface EMGs

中村 英夫

大阪電気通信大学 医療健康科学部

Hideo Nakamura

Faculty of Medical Science and Health-Promotion, Osaka Electro-Communication University

1. はじめに

外科手術技能を定量化する手法として Global Rating Scale (GRS) が利用されている[1]。しかし、GRS は手術技能だけでなく道具の選択やチームの統率力といった総合的な評価方法であり、手術手技を評価するものではない。

本研究の目的は内視鏡手術を模擬する訓練器を操作する際の手術技能を前腕部表面筋電図からロジスティック回帰を用いて技能度を算出する。以前に報告した熟練外科医による手術中での同方法結果[2]との比較により、評価方法の妥当性について検討する。

2. 実験方法

2.1 被験者

被験者は、健常男性 7 名とした。いずれも訓練機の操作経験がない被験者に参加してもらった。

2.2 筋電信号記録

表面筋電図は左右前腕の橈側部と尺側部の 4 チャンネルを同時に記録した。筋電図は FreeEMG (BTS Bioengineering) を用い、サンプリング周波数 1kHz で記録した。

2.3 実験手順

被験者の前方に腹腔鏡訓練器 Medclimber (以下、手術シミュレータとする) をおく。被験者は手術シミュレータ内部をカメラで撮像されたものを前方のモニターで確認することができる。被験者は左右両手に鉗子を握り、モニターで鉗子の操作を確認することができる。手術シミュレータ内部にある棒に通されたゴム状の輪を鉗子でつまみ上げて、別の棒に通す操作を 20 回一試行として、2 試行続けて実施する。

2.4 手術技能度

筋電図はデータ解析をするにあたって解析区間を 60 秒とした。筋電図はバンドパスフィルタにより雑音低減処理を実施し、筋電図信号から手術技能に関する各種変数を信号処理により得る。まず、各周波数における時系列信号を得るために時間周波数解析法の一つである Complex

Demodulation (CDM)法を適用した。CDM 法により、50, 100, 150, 200, 250Hz の 5 つの周波数での振幅分布から得られた分散、歪度、尖度といった高次統計量を算出した。

技能度の計算は、ロジスティック回帰分析により前節により得られた変数から学習を行うことで技能度を算出する。操作時間は 589 s (ID1)から 1849 s (ID7)までの幅があった。操作時間を基準に高技能者を ID1, ID7 を低技能者として技能度を計算した。技能度は熟練度が高ければ 1, 低ければ 0 と定義して学習を実施した。解析する時間区間は

3. 結果

学習による損失は 3.3×10^{-4} 、正答率は 1.0 であった。求めた技能度と手術シミュレータ操作時間との相関は -0.59 であり、弱い相関が認められた。1 試行目より 2 試行目で技能度が高くなっている被験者は、ID1 と ID7 を除く 5 名のうち 3 名であった。試行回数を重ねることによる慣れの効果は認められなかった。また、各被験者における技能度の試行間での平均の差異を検定 ($p < 0.05$) により比較したが、いずれも差は認められなかった。

4. 考察

以前の熟練外科医間での技能度では、手術難易度と経験年数と相関が認められる結果が得られた。本研究結果では、説明のつく要因を特定することが難しかった。作業時間が短かったことと、訓練器の操作経験がないため、技能のばらつきが大きかったことが問題として考えられる。以上より、本手法はある程度手技に熟練し、操作に慣れたもの同士での本手法を適用すべきであるとの示唆を与えるものである。

参考文献

[1] Regehr G., MacRae H., Reznick R. K., Szalay D.: Comparing the psychometric properties of checklists and global rating scales for assessing performance on an OSCE-format examination. *Acad Med*, **73**(9), pp. 993-997, 1998.

[2] 中村英夫,他: 表面筋電図によるロボット支援手術での手技技能評価, 第 19 回日本電気生理運動学会, 中京大学, 名古屋, 2019.

筋電センサーによるゴルフスイング動作のタイミング解析

Muscle Movement Timing Analysis Of Golf Wwing Using Wireless EMG Sensors

浅野陸¹, 濱西伸治¹, 中瀬博之²

¹東北学院大学 工学部, ²東北大学大学院 工学研究科

Riku Asano¹, Shinji Hamanishi¹, and Hiroyuki Nakase²

¹ Faculty of Engineering, Tohoku Gakuin University

²School of Engineering, Tohoku University

1. はじめに

ゴルフは、スキーやテニス等と並ぶ生涯スポーツの一つであり、年少者から高齢者までハンデキャップを設定することで幅広い年代が同じフィールドで一緒に楽しむことができる数少ない競技である。しかしながら、映像等で見られる競技者のスイングから得られる動作イメージと、実際に競技者が行っている動作とのギャップが大きいことから、他者のスイング画像を参考にして自分のスイング動作へ動きを反映することは非常に困難である。

本稿では、競技者のスイング動作における筋肉の動き及び動作の順番を定量化することにより、自主トレーニングを行う際の指針を提供することを目的[1,2]として、ワイヤレス筋電センサーを用いて、ゴルフスイング時の各部の筋肉収縮を計測し、動作のタイミングを明らかにした。

2. 計測方法

Delsys 製ワイヤレス筋電センサー Trigno Avanti Sensor を 2 個用いた。1 つのセンサーを基準点とするため固定し、もう一つのセンサーを各部に取り付け計測する。計測の基準点は左足大腿四頭筋とした。図 1 のように比較的大きな信号が得られ、計測データの再現性が良い。計測箇所は下腿三頭筋(左右)、ハムストリング(左右)、超腓骨筋(左右)、大腿四頭筋(右)、内転筋(左右)、腹筋(左右)、広背筋(左右)、上腕三頭筋(左右)、上腕二頭筋(左右)、三角筋(左右)の 19 箇所である。

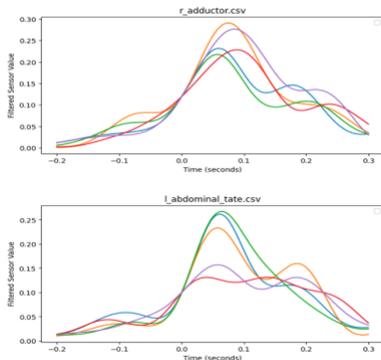


図 1 左足 大腿四頭筋の筋電図

各部の計測は、20 秒毎に 5 回スイングを実施、データを取得した。7 番アイアンにより実際にゴルフボールを打撃し、基準点と計測点のデータを取得した。

計測したデータ

は、絶対値を得た後、バターワース低域フィルタで帯域制限して滑らかな波形を得る。バターワースフィルタは、 $N=4$ 、遮断周波数は 8Hz、サンプリング周波数はセンサーの最適値である 1925.9259Hz とした。通常の筋電データ解析と比較して帯域が極めて狭いのは、信号の立ち上がりを明確化し第一ピーク値を検出しやすくするためである。

基準測定点である左足大腿四頭筋の筋電データの最初のピーク時間と、測定対象の筋電データの最初のピークとの時間差を計測し、動作遅延時間とする。

3. 測定結果

図 2 に各筋肉の遅延時間計測結果を示す。動作遅延時間を計測することにより、ゴルフスイング時の筋肉動作の順番を定量化することができる。ただし、スイング時に複数回動作する筋肉も存在することから、さらに詳細な分析が必要である。

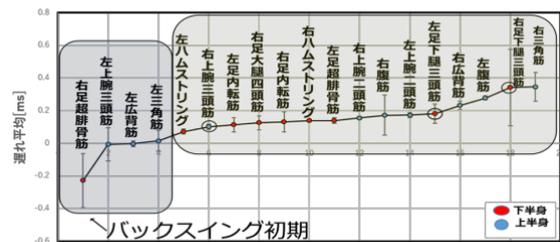


図 2 筋肉各部の遅延時間平均値

4. まとめ

ワイヤレス筋電センサーを用いて、ゴルフスイング時の各部の筋肉の動作を定量化した。少数のセンサーにより各部の筋肉動作を定量化し、各々の動作解析が実施できる状態になった。動作の遅延時間平均値を求めることで、スイング時の筋肉動作の順番を数値により求めることができた。

参考文献

[1] 川上他, スポーツ科学研究, Vol.3, pp.18-29, 2006.

[2] 中瀬他, JSEK2022 抄録集, 一般口演 1-05, p.43, 2022.

やり投における投てき動作と下肢筋活動の関係

Relationship between Throwing Motion and Lower Limb Muscle Activity in Javelin Throwing

廣田 元輝¹, 大野 史佳¹, 鳴瀧 美咲¹, 大山 卞 圭悟²

¹筑波大学大学院 人間総合科学研究群, ²筑波大学 体育系

Genki Hirota¹, Fumika Ohno¹, Misaki Narutaki¹, Keigo Ohyama-Byun²

¹ Graduate School of Comprehensive Human Science, University of Tsukuba

² Faculty of Health and Sport Science, University of Tsukuba

1. はじめに

やり投に関しては、大きな飛距離を獲得するための動作要因がこれまで系統的に明らかにされてきた。その一方で、その動作要因の獲得を実現するための身体の使い方に関する研究は、ほとんど見当たらないのが現状である。筋活動の様相を明らかにすることは、アスリートが実際にどのように身体を操っているのかを明らかにするための重要な情報となる。そこで本研究では、関節のキネマティクスと筋活動の関係から、投てき動作における下肢筋活動の様相を明らかにすることを目的とした。

2. 方法

男性やり投競技者（最高記録：72.88 右投げ）を被験者とし、試合形式の全力投てきを実験試技とした。2 台のハイスピードカメラ（240fps, 露出時間 1/1000sec）を用いて投てき動作を撮影した。撮影された映像は、画像分析ソフトウェア（DKH 社 Frame-DiasV）を用い、DLT 法によって関節の 3 次元座標値を求めた。分析区間は、右足接地からリリースまでとした。

筋活動電位は導出部が直径4mmのAg-AgCl表面電極を用い双極導出法により導出した。電極間の距離は1.5 cm とし、各筋の最大膨隆部に両面粘着カラーによって筋束の走行に沿って貼付した。被験筋は以下の 9 筋とした。右長内転筋（AL）、左右大殿筋（G-max）、左右大腿直筋（RF）、左右外側広筋（VL）、左右大腿二頭筋長頭（BF）。

導出された電位はマルチテレメータシステム（日本光電、WEB-5000）を用い増幅し（時定数 0.03 sec）、サンプリング周波数 1000Hz で A/D 変換後、パーソナルコンピュータに取り込んだ。カメラの画角内に写しこんだ LED の発光と同期した電気信号を、筋活動電位と共に取り込んだ。取り込まれた筋活動電位は、アーチファクト成分をハイパスフィルタで除去した後、全波整流し、遮断周波数 15 Hz の 2 次の位相ずれのない Butterworth digital filter にて包絡線を得た。

なおハイパスフィルタは、データを遮断周波数 10Hz のローパスフィルタに通過させ、得られたデータを原信号から差し引きする方法を用いた。その後、等尺性随意最大収縮（MVC）時の筋活動の最大値を含む 1 秒間の平均値を 100% として活動量を正規化した。

3. 結果

筋活動の分析の結果、右脚による推進局面である右足接地から左足接地において、右外側広筋、右大腿直筋、右大腿二頭筋長頭に大きな活動がみられた。また、左下肢を中心としたブロック局面である左足接地付近では、左外側広筋、左大腿直筋、左大腿二頭筋長頭に顕著な活動がみられた。右長内転筋、右大殿筋については、骨盤回旋に伴って右足接地からリリースにかけて持続的な活動がみられた。

4. 考察

右脚による推進局面である右足接地から左足接地にかけて右外側広筋、右大腿直筋と右大腿二頭筋長頭の共収縮がみられた。外側広筋とハムストリングスの共収縮は、膝関節を固定しながら股関節伸展し、体幹を前方に推進させることで、助走速度の低下の抑制に対して有効に作用していたと考えられる。

また、左足接地付近では、左外側広筋、左大腿直筋と左大腿二頭筋長頭の共収縮がみられた。このことから、やり投のブロックは、外側広筋とハムストリングスの共収縮により膝関節伸展位を保ちながら、股関節を屈曲することで遂行されていたと推察される。

右長内転筋、右大殿筋については、骨盤回旋に伴って右足接地からリリースにかけて持続的な活動がみられた。右長内転筋は、右股関節を内旋することで、続く骨盤の回旋範囲を確保するために活動していたと考えられる。右大殿筋の持続的な活動については、骨盤の回旋と股関節伸展を両立して行うことで、上肢に対する下肢の先行である「ため」を行っていたと考えられる。

1 週間のケルセチン摂取は運動単位活動を変化させる

One-week quercetin ingestion alters motor unit behavior

西川 太智¹, 竹田 良祐², 渡邊 航平²

¹ 中京大学大学院スポーツ科学研究科, ² 中京大学スポーツ科学部

Taichi Nishikawa¹, Ryosuke Takeda², Kohei Watanabe²

¹ Graduate School of Health and Sport Sciences, Chukyo University

² School of Health and Sport Sciences, Chukyo University,

1. 背景

カフェインに代表されるエルゴジェニックエイドは、運動パフォーマンスを改善するため、アスリートやスポーツ愛好家が好んで利用している。ポリフェノールの 1 種であるケルセチンは、持久的運動パフォーマンスを変化させることが報告されており、そのメカニズムとして中枢および末梢に作用することで神経筋効率が改善する可能性が指摘されている[1]。

ケルセチン摂取は、神経伝達物質の放出促進によるシナプス入力の変調が引き起こす運動単位の動員パターンの変化および筋小胞体内のカルシウムイオン放出促進による筋収縮特性の変化を引き起こす可能性がある。実際に高容量のケルセチン単回摂取は、運動単位の動員パターンおよび筋収縮特性を変化させる[2]。しかし、これらの効果は容量依存的に変化する可能性がある[3]。一方で、ケルセチンは、低用量の摂取を継続的に行うことで生体内のケルセチン濃度を高めることができる。したがって、ユーザーフレンドリーな低用量のケルセチンを継続的に摂取することによる神経筋系に及ぼす生理学的な効果の検証は、ケルセチンをエルゴジェニックエイドとして応用するにあたって、重要となる。そこで本研究では、1 週間の低用量のケルセチン摂取が神経筋効率に及ぼす影響、またその作用機序として中枢（運動単位の動員パターン）および末梢（筋収縮特性）に及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。

2. 方法

2.1 対象者

若齢者 20 名をケルセチン群 (QUE) およびプラセボ群 (PLA) に無作為に割り付け、二重盲検ランダム化比較試験を実施した。QUE はケルセチン配糖体 200mg、PLA はプラセボ (デキストリン) カプセルを 7 日間摂取した。介入前後 (PRE、POST) で、神経筋測定を実施した。

2.2 神経筋測定

神経筋測定では、等尺性膝関節伸展運動を用いて、最大随意発揮筋力 (MVC)、各運動単位の神経筋効率 (NE)、各運動単位の動員閾値 (MURT)、筋収縮特性として力一周波数関係 (FFR) を測定した。

NE および MURT は高密度表面筋電図法および CKC 法[4]を用いて、外側広筋の運動単位活動を測定した。NE は 10%MVC 筋力発揮中の運動単位発火頻度から、発火当たりの発揮筋力を算出した。MURT は、50%MVC 漸増筋力発揮課題を用いて、各運動単位が発火を始める運動強度を同定した。FFR は大腿四頭筋を対象に、10、20、40、80Hz の骨格筋電気刺激を行い、各周波数の発揮筋力から算出した。

3. 結果

両群ともに、PRE から POST にかけて MVC および FFR に変化はなかった。PRE から POST にかけて、QUE は NE が有意に増加し (1.06 ± 0.18 から 1.10 ± 0.18 %MVC/pps)、RT は減少したが (29.1 ± 9.1 から 27.1 ± 5 %MVC)、PLA では NE (1.06 ± 0.20 から 1.07 ± 0.18 %MVC/pps) および RT (29.8 ± 10.4 から 28.9 ± 9.7 %MVC) は変化しなかった。

4. 考察

低用量かつ継続的なケルセチン摂取は、末梢ではなく中枢に作用することで神経筋効率を変化させることが明らかとなった。このことは、低用量かつ継続的なケルセチン摂取が、中枢および神経筋系に作用するエルゴジェニックエイドとしての応用可能性を示している。

参考文献

- [1] Kressler J et al. Med Sci Sports Exerc, 43: 2396-2404, 2011.
- [2] Watanabe K et al., Exp Brain Res, 239: 1567-1579, 2021.
- [3] Watanabe K et al., J Int Soc Sports Nutr., In press
- [4] Holobar A et al., Clin Neurophysiol., 120, 551-62, 2009.

亜急性期脳卒中患者が腰掛けているときの些末な背筋活動と電気刺激効果

Trivial back muscle activity and stimulation effects in sitting patients with subacute stroke

埴大樹^{1,2}, 平田恵介³, 宮澤拓¹

¹ 人間総合科学大学 保健医療学部, ² 東埼玉総合病院, ³ 東京家政大学 健康科学部

Hiroki Hanawa^{1,2}, Keisuke Hirata³, Taku Miyazawa¹

¹ Faculty of Health Sciences, University of Human Arts and Sciences, ² Higashisaitama General Hospital,

³ Faculty of Health Sciences, Tokyo Kasei University

1. はじめに

脳卒中を患うと、片側の手足から体幹におよぶ運動麻痺が生じる。そして、体重の過半量を占める重い体幹を、支持面上に保持できなくなる。従来、自力で体幹をまっすぐに保てるようにするリハビリテーションでは、セラピストの手で姿勢を矯正する人的介助に頼ってきた。本研究では、体幹を反らせる（伸展させる）背筋に電気刺激を加えることでその活動を活発にさせ、効果的なリハビリテーションに繋がるのではないかと仮説立て、検証を行った。

2. 方法

対象は、急性期病院に入院した脳卒中患者 13 名である。計測は発症後平均 19 日に実施した。研究機器として、多点表面筋電図計 (OT-Bioelettronica 社製) を用いた。本計測機器は、5mm 間隔で格子状に配置された 64 個の電極を皮膚上に貼付する。この電極を、患者の麻痺側傍脊柱部（最長筋部）に貼付した。研究課題は、支持物なしでのベッド端座位とした。眼前のテーブルに両上肢を置いてもたれかかった安楽な姿勢を安静姿勢とした。その後、両上肢をテーブルから離すことで課題姿勢とした (図 1)。背筋に対する電気刺激前後での最長筋活動量の変化を調査した。

64 電極から差動成分を算出し、20-500 [Hz] のバンドパスフィルタにかけ、二乗平均平方根を算出した。課題姿勢において、安静姿勢 3 秒間の平均振幅 + (標準偏差 × 3) が 1 秒間継続することを活動電位検出の基準とした。



図 1. 課題姿勢

3. 結果

代表 1 症例安静姿勢と課題姿勢における中央信号を図 2 に示す。

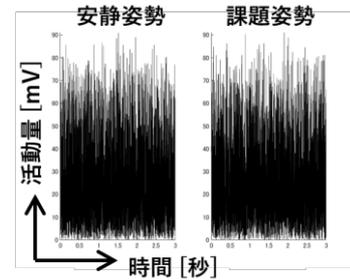


図 2. 代表信号における課題間比較

全被験者全 59 信号について調査したが、電気刺激の前後に関わらず、課題姿勢において安静姿勢の平均振幅 + (標準偏差 × 3) を越えて活動したものは 2 被験者のみであった (表 1)。当該被験者は、電気刺激前も後も、課題姿勢において筋活動を検出できた。

表 1. 全被験者全信号の平均値 [μ V]

	電気刺激前		電気刺激後	
安静姿勢	6.6 ± 5.1	6.5 ± 8.3		
課題姿勢	6.3 ± 4.9	7.3 ± 7.3		

平均値 ± 標準偏差

4. 考察

図 2 の計測写真は対象者がとった典型的な姿勢であり、胸腰部を反らさず屈曲させている。胸腰部の屈曲は、骨組織である椎体に荷重を集中させ、椎体後方の靭帯を伸長させ弾性力を生み出す。つまり、筋を能動的に収縮させた力ではなく、受動的な力で体幹を支持面上に留めていると解釈できる。換言すると、ただベッド端座位を保つという安定性の観点からは最長筋収縮をあまり必要としないため、電気刺激を加えても変化が観察されなかったと解釈できる。

Scapular dyskinesis の神経生理学的機構の解明：筋シナジーに着目した研究

國木壯大¹, 小西玲依², 桑原大輔¹, 山際大樹¹, 木藤伸宏²

¹ 広島国際大学大学院 医療・福祉科学研究科, ² 広島国際大学 総合リハビリテーション学部

1. はじめに

肩甲骨運動異常 (scapular dyskinesis) は、肩関節を構成する組織に過度な機械的負荷を与えることで肩関節痛発症の原因となる。肩甲骨周囲筋の協調的な活動はフォースカップルを生成に重要であるため、scapular dyskinesis を有する個人では肩甲骨周囲筋の協調性が低下している可能性がある。多数の筋の協調性は筋シナジー解析によって定量化することができ、近年運動器疾患の病態解明のためにも応用され始めている。本研究の目的は、scapular dyskinesis を有する個人の肩甲骨周囲筋の筋シナジーが、正常な肩甲骨運動を有する個人と異なるかどうかを明らかにすることであった。

2. 方法

本研究は広島国際大学のヒトを対象とする医学系研究倫理委員会 (承認番号 : 22-006) の承認を得て実施した。

健常若年男女 50 名を先行研究 [1] の基準に準じて scapular dyskinesis を有する個人 (SD 群、n=20) (1.67 ± 0.08 cm、 58.9 ± 8.4 cm、 $BMI = 21.0 \pm 1.83$) と有さない個人 (正常群、n=14) (1.64 ± 0.09 cm、 53.6 ± 7.2 kg、 $BMI = 19.8 \pm 1.36$) に分けた。被験者は肩甲骨面上で上肢の挙上と降下を 10 回繰り返した。動作中の肩甲骨の三次元キネマティクス (Liberty, Polhemus, USA) と、表面筋電図 (DELSYS, USA) を僧帽筋上部・中部・下部線維、前鋸筋、三角筋前部線維、中部線維、上腕二頭筋、棘下筋の計 8 筋から収集した。肩甲骨運動として外旋、上方回旋、後傾角度を算出した。筋シナジーは動作中の各筋の表面筋電図データに対して非負値行列因子分解を適用することで、シナジーの空間的構造を示すシナジーベクトルと、時間的構造を示す活性化係数を算出した。

肩甲骨キネマティクスは要因 1 を群、要因 2 を課題動作の時間とした二元配置分散分析を使用した。シナジーベクトルの各筋の重み値は 2 標本 t 検定もしくはマンホイットニーの U 検定を実施した。活性化係数の比較には one-dimensional statistical parametric mapping の手法を用いた 2 標本 t 検定で比較した。p < 0.05 を有意水準とした。

3. 結果

SD 群は正常群と比較して、肩甲骨外旋角度 (挙上相 p < 0.001、降下相 p < 0.001)、上方回旋角度 (挙上相 p < 0.001、降下相 p < 0.001)、後傾角度 (挙上相 p < 0.001、降下相 p < 0.001)

が有意に小さかった。

両群ともに抽出された筋シナジーの数は 1 つであった。シナジーベクトルの各筋の重み値およびシナジーの活性化係数にはいずれも群間で有意差は見られなかった (図 1)。

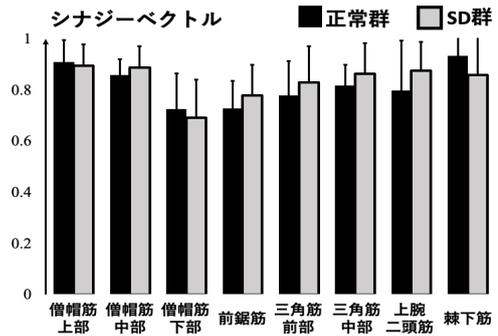


図 1. シナジーベクトルの結果

4. 考察

Scapular dyskinesis の有無に関わらず筋シナジーに特徴的な変化はみられず、筋の協調性は維持されていることが明らかとなった。Scapular dyskinesis において、従来から僧帽筋下部や前鋸筋の筋活動量が低下することが報告されている [2]。本研究と先行研究の結果から、筋間の協調的な活動よりも筋の活動量が乱れることが scapular dyskinesis の主要な原因である可能性がある。我々は僧帽筋下部線維や前鋸筋の運動単位のサイズや発火頻度が scapular dyskinesis を有する個人では低下することを報告した [3]。つまり、上位中枢が制御すると考えられる筋の協調性よりも、脊髄レベルでの運動神経の駆動が低下することで運動単位の動員や発火に影響を与え、結果として筋活動量低下につながるものが scapular dyskinesis のメカニズムである可能性がある。

参考文献

- [1] McClure P, Tate AR. et al. A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 1: reliability. J Athl Train 2009;44:160-164.
- [2] Huang TS, Ou HL. et al. Specific kinematics and associated muscle activation in individuals with scapular dyskinesis. J Shoulder Elbow Surg 2015;24:1227-1234.
- [3] 國木壯大、Scapular Dyskinesis の神経生理学的機構の解明: 僧帽筋下部線維と前鋸筋における運動単位の動員様式と発火特性に着目した研究、第 21 回日本電気生理運動学会・第 9 回計測自動制御学会電気生理研究会、2023 年 3 月 11 日

統制した速度環境下における変形性膝関節症患者の歩行解析

Fair comparisons of gait parameters between elderly controls and patients with knee osteoarthritis under the same gait speed

奥脇 一貴¹, 久保田 圭祐², 金村 尚彦³, 瀧山 健¹

Kazuki Okuwaki¹, Keisuke Kubota², Naohiko Kanemura³, Ken Takiyama¹

¹ 東京農工大学大学院, ² 埼玉県立大学 研究開発センター,

³ 埼玉県立大学 保健医療福祉学部理学療法学科

¹ Graduate School of Tokyo University of Agriculture and Technology,

² Research Development Center, Saitama Prefectural University,

³ Department of Physical Therapy, School of Health and Social Services, Saitama Prefectural University

1. はじめに

変形性膝関節症 (Knee Osteoarthritis : KOA) とは、膝関節の軟骨が摩擦などの要因に伴いすり減り、ひざに強い痛みが出る慢性的な症状である。KOA 患者は膝に痛みを抱え、膝関節に不安定性を持つことが知られている。特に歩行は最も代表的な全身運動であり、KOA 患者はその特性から歩行動作中には不安定性を示すことが報告されている。

先行研究では、KOA 患者と高齢者を比較し、歩行パターンの違いを報告している (Deluzio & Astephen, 2007, Gait Pos)。しかしながら、被験者自らが歩行速度を選択したため、KOA 患者と高齢者とで異なる歩行速度において比較がされていた。歩行速度が等しくないグループの比較を行う場合、速度が関節角度ならびに筋活動に多大な影響を与えるため、正確な比較が困難であることが提唱されている (Astephen, 2012, Clin Biomech)。

本研究では速度を揃えた比較により、KOA 患者と高齢者の歩行パターンの違いを正当に評価することを目的とする。特に、2 群を分類するために適した歩行パラメータならびに歩行速度を明らかにすることを目的とする。

2. 方法

2.1 対象

健康高齢者 10 名 (女性 2 名、61~77 歳)、KOA 患者 9 名 (女性 8 名、53~77 歳) を対象とした。KOA の重症度は Kellgren-Lawrence グレード (以下、グレード) において、グレード 1 が 2 名、グレード 2 が 1 名、グレード 3 が 3 名、グレード 4 が 3 名であった。

2.2 計測手順

被験者はトレッドミル上を 3 つの異なる速度 (0.28, 0.56, 0.83 m/s) で 1 分間歩行した。3 次元動作解析装置を用いて 100Hz で 3 次元位置を測定した。地面反力はトレッドミルに内蔵されたフォースプレートにより 1000Hz で測定した。

2.3 データ解析

患側及び健側の屈曲/伸展角度、屈曲/伸展モーメント、内転/外転モーメントを解析した。屈曲/伸展角度はモーションキャプチャのデータから推定され、関節モーメントは逆動力学により推定した。

歩行解析には主成分分析 (Principal Component Analysis: PCA) を用いた。主成分の数は 90% の分散説明率から決定した。得られた主成分スコアに対し、スチューデントの t 検定とボンフェローニ補正を用いて 2 群間を比較した。

3. 結果

2 群比較の結果、0.56 m/s の屈曲/伸展モーメントの PC1 においてのみ有意な群間差が見られた ($p=0.0031$)。この差は、立脚期の屈曲/伸展モーメントの大きさを表していた。

4. 考察

KOA 患者は高齢者と比較して 0.56 m/s の歩行速度においてのみ屈曲/伸展モーメントが大きかった。KOA 患者の至適速度は 0.76 m/s、高齢者の至適速度は 0.95 m/s であることから、至適速度よりわずかに遅い歩行速度において KOA 患者と高齢者の異なる歩行パターンを発見することができた。

5. 倫理的配慮

本研究は埼玉県立大学の承認を受けて実施した。

アルツハイマー型認知症ならびに軽度認知障害者における筋活動の変調 Modulation of Muscle Activity in Patients with Alzheimer's Disease and Mild Cognitive Impairment

神谷 勁良¹, 山田 康智^{2,3}, 新川 香^{2,3}, 小林 正朋^{2,3},

根本 みゆき³, 太田 深秀³, 根本 清貴³, 新井 哲明³, 瀧山 健¹

¹東京農工大学大学院 工学府, ²日本アイ・ビー・エム株式会社 東京基礎研究所,

³筑波大学 医学医療系,

Chikara Kamiya¹, Yasunori Yamada^{2,3}, Kaoru Shinkawa^{2,3}, Masatomo Kobayashi^{2,3},

Miyuki Nemoto³, Miho Ota³, Kiyotaka Nemoto³, Tetsuaki Arai³, Ken Takiyama¹

¹Institute of Engineering, Tokyo University of Agriculture and Technology University,

²IBM Research, Tokyo, Japan, ³Institute of Medicine, University of Tsukuba

1. はじめに

アルツハイマー病 (Alzheimer's Disease: AD) をはじめとした認知症では、認知機能のみならず運動機能も低下することが知られてきている。一例として、AD 患者と健常者 (Healthy Control: HC) を姿勢の安定性について比較したところ、AD 患者は姿勢の安定性が低いことが示されている[1]。それに伴い、AD 患者には平衡障害や歩行障害が見られ、転倒リスクが高いことが示されている。

認知症の前段階である軽度認知障害 (Mild Cognitive Impairment: MCI) は AD やその他の種類の認知症を発症する可能性が高い。MCI の段階における早期発見を目的として、AD, MCI, 健常者 (Healthy Control: HC) の違いを示すバイオマーカーが度々提案されている。記憶障害に関連する脳の萎縮度合いを比較する研究[2]や、運動障害に関して歩行パラメータを比較する研究[3]が行われている。

しかしながら、運動障害を検証する際、最終的な運動の結果となるステップ長などの検証がされ、ステップ長の変調に関連する脳の萎縮度合いもまた検証される一方、運動指令を反映する筋活動については十分に調べられていない。

本研究では筋活動に注目し、AD, MCI, HC の比較を行う。そして、認知症が運動制御に及ぼす影響を筋活動の観点から明らかにする。

2. 方法

両脚立位姿勢でバランス課題を実施した。課題の種類は、足の開き方による姿勢が 4 種類、眼の開閉が 2 種類を組み合わせた計 8 種類である。参加者 89 名のうち、AD 患者は 18 名、MCI は 40 名、HC は 31 名であった。本研究は筑波大学附属病院臨床研究倫理審を受けて実施した。

バランス課題中に大腿下腿の合計 16 の筋肉から表面筋電

図 (Electromyography: EMG) を計測した。各筋の EMG データに対して、簡単な姿勢と難しい姿勢、眼の開閉、参加者群およびそれらの交互作用の影響を評価するために、二要因の反復測定分散分析 (repeated measures ANOVA: rm ANOVA) を実施した。参加者群で主効果が現れた場合には、各姿勢および、眼の開閉について Tukey 検定を用いて事後解析を行った。各 EMG は課題時間中の値を積分し、課題時間により時間平均を行った。最も難易度が高いと想定される課題における積分の時間平均値をもとに正規化を行った。

3. 結果とまとめ

rm ANOVA の結果、右大腿直筋および、左腓腹筋で参加者群の主効果が見られた ($p < 0.05$)。Tukey 検定の結果、右大腿直筋では簡単な姿勢かつ開眼、左腓腹筋では難しい姿勢かつ開眼で AD と HC、AD と MCI で群間差があった ($p < 0.05$)。

本研究結果は以下の 2 つの可能性を示唆している。1) 開眼や簡単な姿勢など課題の難易度が低い状況において、AD 患者には既にバランス制御に困難さが生じており、HC や MCI と有意差が認められる可能性、2) 閉眼など課題の難易度を上げた際に、AD 患者におけるバランス制御の困難さは飽和しており HC や MCI と大きな差が認められない可能性。

参考文献

- [1] Szczepańska-Gieracha J et al., Am J Alzheimers Dis Other Dement., 2016.
- [2] Westman E et al., Brain Topogr, 2013.
- [3] Muir SW et al., Gait Posture, 2012.

ワイヤレス筋電計システム

DELSYS EMG SYSTEM

完全ワイヤレス&フレキシブル EMGと
IMU センサーの融合



01

軽量、そしてワイヤレス

測定時の動作の制限は解消され、より自然な動作で計測が可能に

02

世界最高の測定品質

ノイズが少なく高品質な筋活動信号の測定を特許技術をベースにした設計により実現

03

様々な活用の可能性

筋活動量や筋活動の質の分析、予測姿勢制御、疲労リサーチ、フィードバック訓練、etc...



インターリハ株式会社

Inter Reha
Advanced Rehabilitation and Healthcare

〒114-0016 東京都北区上中里 1-37-15

TEL : 03(5974)0231 FAX : 03(5974)0233

<http://www.irc-web.co.jp>

営業所: 仙台 / 東京 / 名古屋 / 大阪 / 九州 / フィジオセンター

製品情報・カタログはこちら



場所を
選ばない

小型でポータブルな 脳波計&多点筋電計

超小型脳波計測装置

APEX



脳波&多点筋電対応計測装置

SAGA

APEX (24ch/32ch)



APEX本体

ERP、運動時、睡眠時の計測に最適な超小型24ch/32ch対応の脳波計測装置

計測チャンネル数は24ch、32chから選択可能。コンパクト、小型設計で扱いやすく、脳波キャップのケーブルはアクティブシールドにより体動の影響を排除し、高品質データをお約束します。アナログ帯域はDCから350Hz。また、リファレンスチャンネルはカスタム可能です。

脳波キャップの安定性、PCとの接続状況、計測状況の確認、バッテリー残量など、本体全面のLEDで視覚化し状況を把握しやすく、直感的操作性に優れています。

同期信号受信端子が内蔵されていますので他機器との同期が可能。

APEX仕様

チャンネル数: 24ch/32ch 解像度: 24bit
 入力インピーダンス: >2GΩ
 バッテリ駆動時間: 4時間 (別途拡張バッテリー対応)
 本体寸法: 150 x 75 x 30 mm
 本体重量: 240g
 RMSノイズ: <0.1 μV
 オンボードメモリ: 32GB
 CMRR(@50/60Hz): 100dB
 サンプリングレート: 1KHz
 入力レンジ: -150mV~+150mV
 アナログ帯域: DC - 350Hz
 トリガ: 4bitトリガ入力(1ch)



SAGA (32ch/64ch)



SAGA本体

32ch/64chの脳波 & 多点筋電対応のモバイルタイプの計測装置

SAGAはデータログとドッキングステーションで構成されます。

運動時の計測ではアンプ機能が内蔵されているデータログを使用し、計測後にドッキングステーションと接続しPCへデータ転送をおこなうことが可能。

睡眠、BCIの計測ではデータログとドッキングステーションを接続し、リアルタイムでPCにデータ転送、解析をおこなえます。

同期信号受信端子が内蔵されていますので他機器との同期が可能。

SAGA仕様

チャンネル数: 32ch/64ch
 解像度: 24bit
 入力インピーダンス: >1GΩ
 本体寸法: 179 x 179 x 41 mm
 本体重量: 700g
 RMSノイズ: <1 μV
 CMRR(@50/60Hz): 100dB
 サンプリングレート: 4KHz
 入力レンジ: -150mV~+150mV
 アナログ帯域: DC - 800Hz
 トリガ: 4bitトリガ入力(1ch)



アプリケーション

メンタルワークロード、認知、ロボット制御など多様なアプリケーションに対応。また、ニューロフィードバック、睡眠、神経科学にも幅広く対応。脳波キャップからのデータ入力に加え、トリガ入力機能を備えており、ERTなど同期が必要なアプリケーションにもご活用いただけます。



メンタルワークロード

EEG計測はあらゆる精神的負荷などの研究の基礎であり、特定の周波数帯域を検出することにより脳の活動から精神状態を推定することができます。

認知神経科学と心理学における行動研究用途のために、視覚的注意や移動、社会的注意、リスク評価、感情制御などの脳活動と連動した目の動きを検出するテクノロジーを統合しました。瞬きなどEEG計測をおこなう上で避けられないアーチファクトを効率的に処理します。



社会的相互作用

TMSi社はハイパースキャンという新しい方法を使用する世界中の研究者と協力し、相互作用する複数の被験者の脳活動を同時に測定し、脳間神経関係の探索が容易になります。

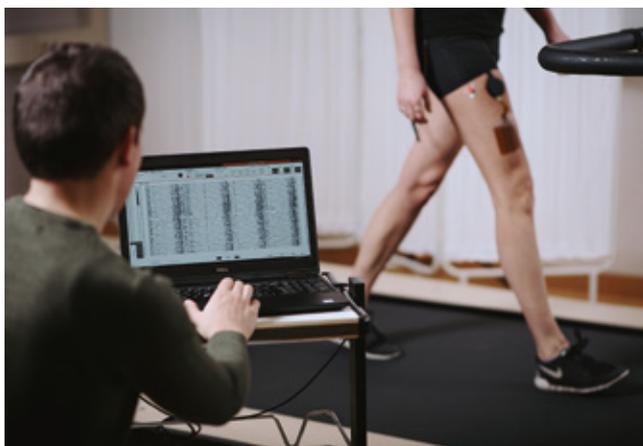
音楽演奏、感情の制御と感情、協力と競争、共同注意、意思決定など、さまざまな認知機能を調査するために必要な技術を採用しています。



認知、神経科学

ERP課題では、EEGとE-Prime や OpenSesame などの専用ソフトウェアを介した何百もの知覚刺激（視覚、聴覚など）提示と組み合わせることにより脳活動を評価します。

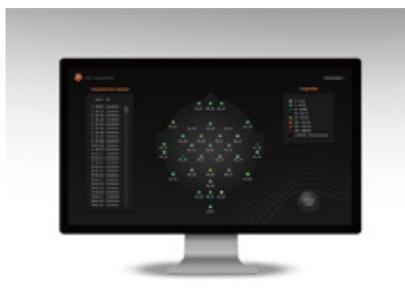
Python経由で本体にTTL信号を入力し、自身のアプリケーションをカスタマイズしたり、イベントマーカを立てオフライン解析にもお役に立ていただけます。



バイオメカニクス (SAGAのみ)

筋肉活性化のタイミングについては、表面 EMGによりタスク実行時に1つ以上の筋肉（多点筋電）の組み合わせや活動タイミングを非侵襲で評価できます。歩行分析、前屈、直立姿勢の維持などで活用できます。EMG は、筋力の寄与を評価したり、収縮性疲労の開始時の予測にも使用できます。これは、運動学的、人体計測で使用され、健康な被験者または障害のある被験者など、あらゆるタイプの身体活動中の筋活動を評価します。

ソフトウェア



データ記録とインピーダンス表示を同時に処理します。計測中にインピーダンスがフィードバックされるので、データオリティをリアルタイムでモニタリング可能です。



Pythonコードへ直接APEX/SAGAにアクセス。開発、改良されたオープンソースや多くの処理、視覚化、ワークフローライブラリを可能にします。

脳波キャップ(ゲルタイプ)

体動アーチファクト対策に優れたキャップ



脳波キャップ(水タイプ)

簡単設置/短時間計測向け



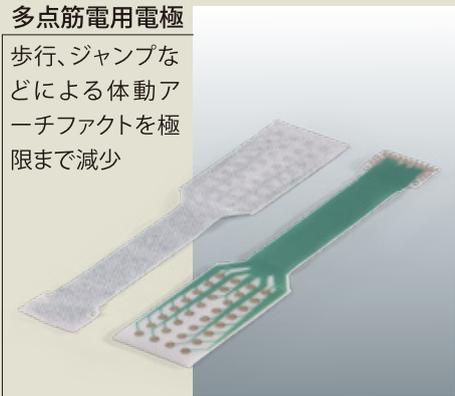
耳型電極

耳回りに設置する
10ch用電極/睡眠
時に最適



多点筋電用電極

歩行、ジャンプな
どによる体動ア
ーチファクトを極
限まで減少



多目的リード線(シングルチャンネル)

心電、筋電など1ch用リード線



多目的リード線(多チャンネル)

心電、筋電など多チャンネル用リード線