



# 筋電図インタフェース一人称アバター体験を用いた ニューロリハビリテーションの提案

Novel neurorehabilitation using EMG driven first person avatar experience

松居和寛<sup>1)</sup>, 安藤哲也<sup>1)</sup>, 岡本湧人<sup>1)</sup>, 平井宏明<sup>1)</sup>, 西川敦<sup>1)</sup>

Kazuhiro MATSUI, Tetsuya ANDO, Yuto OKAMOTO, Hiroaki HIRAI and Atsushi NISHIKAWA

1) 大阪大学基礎工学研究科 (〒 560-8531 大阪府豊中市待兼山町 1-3, matsui.kazuhiro.es@osaka-u.ac.jp)

**概要:** 我々は来るメタバース社会においてアバター体験が日常的になることを見据えて, アバター体験が身体運動制御に与える影響に着目し, この影響がニューロリハビリテーションに活用できると考え, 仮想現実 (VR) において筋電図 (EMG) で操作する一人称上肢アバターを開発した. 本研究は開発したアバターを体験し, 離脱した後に筋活動パターンに変化が生じることを明らかにし, ニューロリハビリテーション応用の可能性を示すものである.

**キーワード:** リハビリテーション, 筋電図, 誤差学習, アバター

## 1. はじめに

昨今, メタバースへの注目が高まるにつれ, Virtual reality (VR) 環境でアバターを体験することが一般的になりつつある. VR 空間でアバターを自身の投射として体験することは, (操作性により図らずも) 自身とは異なる「身体性」を体験していると言い換えることができる. このようなアバター体験が日常的, 長時間になり, 身体・知覚の変調が生じることが近々の調査課題として問題提起されている [1]. 我々はこの変調こそがリハビリテーションに応用できると着想した. そこで, リハビリテーション分野で用いられている EMG バイオフィードバック (EMG-BFB) をもとにした, 図 1 に示す新たなアバターの操作方法を開発した. これは対象者のある 1 関節において, 相反する作用を持つ筋の EMG ( $m_e$ ,  $m_f$ ) を取得し, それらから PC 内で筋拮抗比 (AA 比:  $r = m_e / (m_e + m_f)$ ) を算出し, AA 比をゲインと 2 段の 2 次遅れ系が任意に設定できる系 (Neuromusculoskeletal system model: NMSS model) に入力してアバターの関節角度を計算するというものである [2]. この NMSS model の設定を変化させることで, 実際の身体 (リアル身体) とは異なる, 意図した身体性を持つアバターを体験することができる. これによりロボットを用いた誤差強調療法などと同じく「ヒトは誤差情報から自身の運動制御戦略を変化させる」という誤差学習 [3] が働き制御戦略が変化すると考えている. ロボットは作業空間に誤差を生じさせるのに対し, このアバターは筋空間の動特性について誤差を生じさせているといえ, 特に, 操作を実現するためには, 相反する筋のバランスを適切にする必要があるため, 脳卒中後麻痺などで障害のでやすい筋バランスの再学習という形で誤差学習が働くことと予想される. 本研究は開発したアバターを体験し離脱した後に, 誤差学習が働いたことを示す



図 1: 開発したアバター体験システム

アフターエフェクトが筋活動パターンに生じることを確認することを目的とする.

## 2. 方法

### 2.1 NMSS model

開発したアバターで, 実際の身体とは異なる身体性を実現するために用いている NMSS model について説明する. これは過去の報告 [4][5] で導出された神経筋系 (neuromuscular system: NM system) と筋骨格系 (musculoskeletal system: MS system) の伝達関数を参考にした, 式 1 に示すゲインと 2 段の 2 次遅れ系で構成されたシンプルなデジタルフィルタである. ただし,  $i = \{NM, MS\}$  とする.

$$G_i(s) = K_i \frac{\omega_{ni}^2}{s^2 + 2\zeta_i \omega_{ni} s + \omega_{ni}^2} \quad (1)$$

ここで,  $G_i(s)$ ,  $K_i$ ,  $\omega_{ni}$ ,  $\zeta_i$  はそれぞれ, 伝達関数, ゲイン, 自然角周波数, 減衰比である. 今回  $\omega_{ni}$  はいずれも  $70[\text{rad/s}]$ ,  $\zeta_i$  はいずれも  $2.0[-]$  とした. これは時間を  $t$  とした時系列の  $r(t)$  をほぼ遅れなくアバターの関節角度に反映する設定である. また  $K_{NM} \cdot K_{MS} = 225$  とした. これ

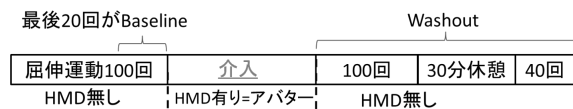


図 2: 実験プロトコル

らにより「リアル身体よりもやや小さい角度レンジでリアル身体よりも先に動く」アバター設定となる。

## 2.2 アバター体験環境

筋電図取得装置は WEB-5000(日本光電工業社)を用い、対象者の上腕二頭筋、上腕三頭筋に貼りつけた電極よりサンプリングレート 1000Hz で取得した EMG から  $r(t)$  を求め、NMSS model により関節角度を算出し、ヘッドマウントディスプレイ (HMD, HTC 社) 内の VR 空間に配置された一人称右上肢アバターの肘関節に反映する。EMG の取得および NMSS model を用いた計算は演算用 PC 内で Labview(NI 社)を用いて行い、アバターの生成、描画は表示用 PC 内の Unity(Unity Technologies 社)環境で行う。両 PC 間は TCP/IP 通信で計算結果のやり取りを行う。

## 2.3 実験方法

健康成人男性 6 名 (22.7 ± 0.9 歳) に利き手水平面内肘伸展運動を対象として実験に参加してもらった。アバター体験を介入として、実験は図 2 に示すように介入前タスク、介入、介入後タスクの順で行った。介入前、介入後タスクでは、HMD を装着せずに肘関節 90[deg], 150[deg] 地点に設置されたマーカーを目指して、0.9 秒間隔のピープ音にあわせて屈伸運動を行ってもらった。介入では HMD を装着し VR 上でアバター肘関節を目標角度に目視でタイミング不定で操作できるよう練習してもらった。介入前タスクは 100 回屈伸運動をしてもらい、最後 20 回を Baseline 条件とした。介入後タスクは 100 回屈伸運動をして 30 分休憩したのちさらに 20 回屈伸運動をしてもらい、これら全体を Washout 条件とした。アーチファクトを認めた周期は除去した上で屈曲フェイズと伸展フェイズで分割し、Baseline 条件の平均化した  $r(t)$  の軌跡と Washout 条件各回の  $r(t)$  の軌跡の一致度を決定係数を用いて表し、決定係数の推移を Origin2021(Ver.9.80, LightStone 社)の曲線近似を用いて時定数を求めて評価した。介入においては、対象者は HMD を装着しアバターを体験して、実験者が指示するアバター肘関節角度にアバターを制御できるようになるまで十分練習した。なお、本研究における研究対象者実験は、大阪大学大学院基礎工学研究科における人を対象とした研究に関する倫理委員会の承認 (R3-3) を得て行った。

## 3. 結果

典型的な研究対象者 4 の屈曲運動における結果例を図 3 に示す。横軸には Washout 条件の各回を取っており、縦軸は Baseline 条件との決定係数を取っている。この例では、介入により筋電図パターンが変化して決定係数が 0 に近づき、徐々に Baseline 条件と同様に戻っていく様子が見られ

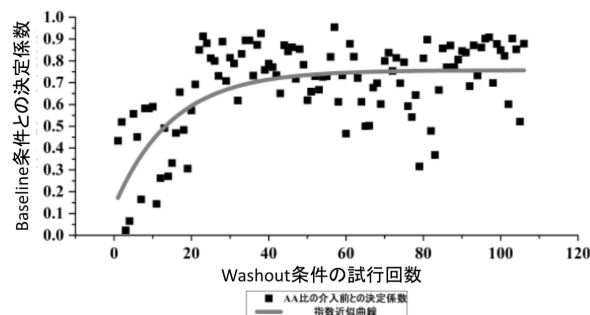


図 3: 研究対象者 4 の屈曲運動における結果例

表 1: 全研究対象者の指数近似曲線の時定数

研究対象者	時定数 [回](屈曲時)	時定数 [回](伸展時)
1	-	0.1
2	3.5	34.8
3	17.6	15.3
4	14.9	13.1
5	4.9	-
6	-	-

る。この様子を指数近似し時定数を求め表 1 に示す。これは何回の繰り返しでもとの制御戦略に戻るかを示す指標となる。指数近似できない例は「-」で示している。

## 4. 考察

表 1 において時定数が 1 以上の例ではロボットを用いた誤差強調 [6] と同様誤差学習によりアフターエフェクトが生じたと考えられる。以上より、一部の研究対象者において、自身と異なる身体性を持つアバターを体験することがニューロリハビリテーションに応用できる可能性が示唆されたと考える。

## 5. まとめ

本研究は、アバター体験が身体運動制御に与える影響に着目し、この影響がニューロリハビリテーションに活用できると考え、開発した VR において EMG で操作する一人称上肢アバターを体験し、一部の研究対象者では離脱した後筋活動パターンに変化が生じることを明らかにし、ニューロリハビリテーション応用の可能性を示したものである。今後、どのようなアバター設定でどのようなアフターエフェクトを生じさせるかを詳細に検討していき、将来的に患者への適用を進める必要がある。

謝辞 本研究は JSPS 科研費 JP20K14693 の助成を受けた。

## 参考文献

- [1] 萩田 紀博: 「ウイズコロナ社会後の人と機械の共生の在り方に関する科学技術の発展動向」成果報告書, EAJ 報告書 2021-03, 公益社団法人日本工学アカデミー, 2022.

- [2] Tetsuya Ando, Yuto Okamoto, Kazuhiro Matsui, Keita Atsuumi, Kazuhiro Taniguchi, Hiroaki Hirai, Atsushi Nishikawa: Visual EMG Biofeedback System in a Virtual Reality Space for Relearning Internal Models: Case studies focusing on equilibrium point velocity, Proc. of 2023 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII), pp. 1–2, 2023.
- [3] 井澤 淳: 脳の計算理論から リハビリテーションロボットへの応用, Jpn J Rehabil Med, Vol. 57, No. 1, pp. 56–63, 2020.
- [4] 松居和寛, 前垣和也, 山下雄人, 植村充典, 平井宏明, 宮崎文夫: 水平面肘関節運動における非拘束環境下への拡張を目的とした 2ch 型機能的電気刺激 (FES) 平衡点制御モデルの解析, 生体医工学, Vol. 53, No. 1, pp. 14–20, 2015.
- [5] K. Matsui, Y. Hishii, K. Maegaki, Y. Yamashita, M. Uemura, H. Hirai, F. Miyazaki: Equilibrium-point control of human elbow-joint movement under isometric environment by using multichannel functional electrical stimulation, Frontiers in Neuroscience, Vol. 8, No. 164, 2014.
- [6] Y. Wei, P. Bajaj, R. Scheidt, J. L. Patton: Visual error augmentation for enhancing motor learning and rehabilitative relearning, Proc. of 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005, pp. 505–510, 2005.