

頭部操作式ポインティングデバイスにおける咬筋部筋電位と咬合力の関係の評価

石川 佳歩 (鶴岡工業高等専門学校 生産システム工学専攻, s220004@edu.tsuruoka-nct.ac.jp)

松橋 将太 (鶴岡工業高等専門学校 創造工学科, matuhashi@tsuruoka-nct.ac.jp)

小野寺 良二 (鶴岡工業高等専門学校 創造工学科, r-onodera@tsuruoka-nct.ac.jp)

穴戸 道明 (鶴岡工業高等専門学校 創造工学科, m-shishido@tsuruoka-nct.ac.jp)

Evaluation of the relationship between masseter muscle electromyography and occlusal force in a head operated pointing device

Kaho Ishikawa (Department of Advanced Engineering, National Institute of Technology, Tsuruoka College, Japan)

Shota Matsumashi (Department of Creative Engineering, National Institute of Technology, Tsuruoka College, Japan)

Ryoji Onodera (Department of Creative Engineering, National Institute of Technology, Tsuruoka College, Japan)

Michiaki Shishido (Department of Creative Engineering, National Institute of Technology, Tsuruoka College, Japan)

要約

昨今、日本では高齢化により介護サービスの需要が増加している。この需要増加に対応するためには、介護サービスの質的転換は喫緊の課題である。こうした課題に対して、福祉機器を活用した新たな介護支援手段の提案は効果的といえる。そこで、著者らは要介護者の自立支援を促す福祉機器として、ヒューマンインターフェース式のポインティングデバイス (Face-input Pointing Device: FPD) を開発した。FPDは頭部動作のみで機器制御が可能であり、制御信号には頭部姿勢角および咬筋部筋電位を利用している。しかし、加齢にともない咬合力および咬筋部筋電位が低下するためFPDの動作に影響を与える可能性がある。よって、幅広い年齢層を対象とした調査が必要である。本研究では、年齢層別によるFPDの動作信頼性を評価した。実験は10～50代の男性を対象とし、咬合能力 (咬合力、咬合圧、咬合接触面積などの総合的な能力) の測定、咬筋部筋電位測およびFPDの操作試験を実施した。そして、咬合能力と咬筋部筋電位の関係より加齢の影響を分析した。また、操作試験ではタスク成功率よりFPDの動作信頼性を評価した。その結果、96.6%の被験者が咬合力低下に該当せず、タスク成功率も90%以上を示したため、10～50代はFPDの適応対象として妥当といえる。一方、現在の筋電計では咬筋部筋電位の低下している高齢者を対象とした場合、筋電信号とノイズの判別が困難になる可能性がある。したがって、今後は高齢者向けに筋電計のさらなるノイズ対策が必要である。

Abstract

Recently, the demand for nursing care services has been increasing in Japan due to the aging of the population. Addressing this increase in demand is an urgent issue, necessitating a qualitative shift in nursing care services. Proposals for new caregiving support measures utilizing welfare equipment are deemed effective in addressing such an issue. Thus, a Human Interface-type pointing device (Face-input Pointing Device: FPD) has been developed to promote the self-support of individuals requiring caregiving. The FPD can be controlled only by head movement, utilizing the head posture angle and masseter muscle electromyography (EMG) as control signals. However, aging may affect the operation of FPD due to a decrease in occlusal force and masseter muscle EMG potentials. Namely, investigations targeting a wide age range are necessary. In this study, the reliability of FPD operation by age group was evaluated. Test subjects were males in their 10's to 30's and 40's to 50's. In the experiment, masticatory ability (Occlusal force, occlusal pressure, occlusal contact area, etc.) measurement, masseter muscle EMG measurement and FPD operational test were conducted. The effect of aging was analyzed based on the relationship between EMG potentials and masticatory ability. In the operation test, the operational reliability of the FPD was evaluated based on the task success rate. As a result, 96.6% of test subjects did not fall into the low occlusal force category, and task success rates were high (> 90%), indicating that people in 10's to 50's are suitable candidates for FPD adaptation. On the other hand, when targeting older individuals with reduced masseter muscle EMG signals, distinguishing between EMG signals and noise may become challenging using current electromyographs. Therefore, further noise reduction measures in electromyographs for the elderly are necessary.

キーワード

ポインティングデバイス, 姿勢角, 表面筋電位, 咬合力, 年齢

1. 緒言

昨今、日本ではさらなる少子高齢化の進展が予想されることから、持続可能な社会の構築には、高齢者に対して提供す

る介護福祉サービスの質的転換は喫緊の課題である。厚生労働省 (2021) の調査によると、2011年から2021年の10年間に於いて、介護認定者数は約1.3倍に増加しており、居宅サービスや施設サービスなどの介護サービスの受給者数も約1.4倍に増加した。しかし、2035年における介護人材にかかる需給ギャップは68万人と予想されており (経済産業省, 2016)、

急速な需要に対して供給量が追いついていない。この問題の対策として、介護福祉機器の積極的な活用による要介護者の自立支援の促進、生活の質の向上および介護支援者の負担軽減は必要不可欠である。こうした社会的背景を受け、著者らは福祉機器として頭部操作式ポインティングデバイス (Face-input Pointing Device: FPD) を開発した (阿部他, 2017)。FPDは、頭部姿勢角および咬筋部筋電位の2種類の生体信号を入力信号とし、機器制御の出力信号に変換する。よって、頸部より上の動作 (頭部揺動、咬合動作) のみで機器制御が可能である。FPDは現在までの研究においてマウスカーソルの操作に利用されており、ポインティング性能の代表的な評価指標であるThroughputにより、遠隔用マウスポインタと同程度の実用的な性能を具備することが確認されている (阿部他, 2017)。Throughputとは、一定時間に処理される仕事量であり、フィッツの法則に基づいた評価指標である。また、FPDは電動車椅子の操作への応用も進められており (小林他, 2021)、簡便な信号入力装置のひとつとして幅広く、かつ高い応用の可能性が示唆されている。しかし、これまでは若年層のみを対象とした実験を行っており、年齢によるFPDの動作信頼性は不確かである。とくに、入力信号として利用している咬筋部筋電位の振幅値は咬合力との相関が示唆されている (野本・富田, 1975)。そのため、咬合力が低下している利用者は FPD の動作に影響を与える可能性がある。とりわけ、筋肉の衰えている高齢者においては咬筋部筋電位の低下による誤動作が予想される。FPDは高齢者や肢体不自由者などを使用対象として想定している。そのため、FPDの実用化において幅広い年齢層を対象とした適応対象の調査を行い、年齢による動作信頼性を解明することは必要条件である。そして、利用者の年齢によらない安全性および安定した使用性を担保する必要がある。

本研究では、年齢層別による FPD の動作信頼性を評価した。とくに、10～50代を対象に咬合能力の測定、咬筋部筋電位の測定、FPDの操作試験を実施し、筋電位振幅と咬合力の関係および操作試験のタスク成功率より加齢の影響を分析した。

2. システムと装置

2.1 システム構成

図1に FPD の外観を示す。FPD の総重量は 138 g である。電極は、使用時の接触ノイズを抑えるため、バネを使用して咬筋部への密着性を向上させた。また、頭部形状の個人差を考慮し、電極部をスライドさせる調節機構を搭載した。

図2に FPD のシステム構成を示す。FPD は 3 軸加速度センサ・3 軸ジャイロセンサを搭載した傾斜センサ (MPU-6050, InvenSense)、マイクロコンピュータ (Arduino Pro Mini, Arduino)、非侵襲・乾式電極型の筋電計で構成される。頭部の傾きは、傾斜センサによって取得される。また、咬合で生じる筋電位は、咬筋部に設置した電極によって検出される。

2.2 筋電計回路

筋電位の増幅は、生体増幅アンプとして広く使用される高精度計装アンプ IC (LT1167, Linear Technology) を使用した。ノイズフィルタは、随意収縮中の表面筋電位の周波数帯域に合わせ、5 Hz 一次 CR ハイパスフィルタ、1 kHz 一次 RC ローパスフィルタを搭載した。また、実生活での使用を想定し、商用交流ノイズを除去する 50 Hz バンドエリミネーションフィルタを搭載した。なお、筋電位をマイクロコンピュータで読み込むために、筋電位の出力を 0～5 V に収める必要があるため、直流オフセットによって電圧を調整した。電極の配置は、図2に示すように先端部から GND、IN⁻、IN⁺ とした。電極の素材には、接触インピーダンスを低減させるため 1 辺が 10 mm の正方形銀板を使用し、クロストークを低減するために各電極間の距離は 10 mm とした。筋電計装置の重量は 47 g である。

2.3 筋電位処理と咬合判定の方法

主な筋電位の処理方法として、絶対値変換、RMS (Root Mean Square) 処理、平均振幅、積分値などが挙げられる。FPD では、処理速度を考慮し、筋電位処理に絶対値変換と平均振幅を利用した。

咬筋は咬合時にはたらく筋肉であり、咬筋より発生する筋電位は咬合時に大きくなる。よって、咬筋部筋電位の変化より咬合の有無を判定した。はじめに、マイクロコンピュータ

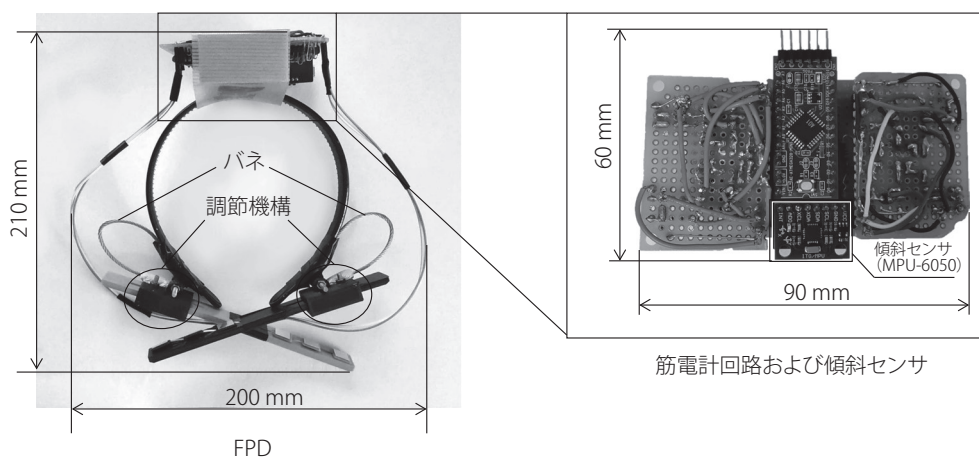


図1：FPDの外観

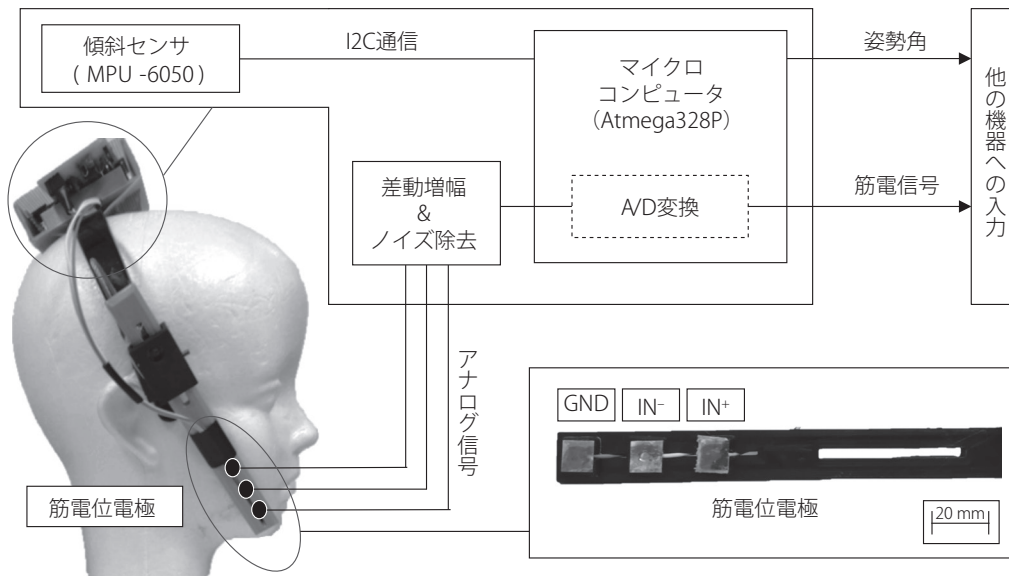


図2：FPDのシステム構成

に入力された咬筋部筋電位を絶対値変換により振幅値に変換する。筋電位のサンプリングレートは2 kHzとし、A/D変換のビットレートは10 bitとした。次に、二段の単純移動平均によって波形の平滑化を行う。式(1)に単純移動平均の式を示す。

$$SMA_M = \frac{P_M + P_{M-1} + P_{M-2} + \dots + P_{M-n}}{n} \quad (1)$$

ここで、 $P_M, P_{M-1}, P_{M-2}, \dots$ は直近 n 個のデータであり、FPDでは一段目の n を80個、二段目の n を40個に設定した。この単純移動平均により、口の閉開時のノイズによる影響を抑制している。この処理後に閾値判定によって、ある一定以上の値であるときに「咬合」、その値未満の場合は「咬合無し」と判定する。既往研究により、食事中は人間の最大咬合力の30%程度の咬合力が使用されることが明らかにされている(永田他, 2007)。よって、本実験では、最大咬合時の筋電波形における最大振幅値の約30%を閾値とした。

3. 実験方法

3.1 実験条件

被験者は10～30代:15名(平均年齢30±7.8歳)、40～50代:14名(平均年齢48±6.4歳)、合計29名の健常男性を対象とした。実験の所要時間は約9～11分(咬合能力測定:3分、FPDの装着:1～3分、筋電位測定:2分、操作試験:3分)である。

図3に実験時の姿勢を示す。実験は椅座位姿勢で行い、被験者は背もたれを利用していた。椅子は高さを調節可能であるため、PC画面が見えやすい高さに椅子を調整した。

3.2 咬合能力測定

咬合力の測定では、被験者に咬合力測定システム用フィルム(デンタルプレスケールII, ジーシー)を1回3秒間、最大

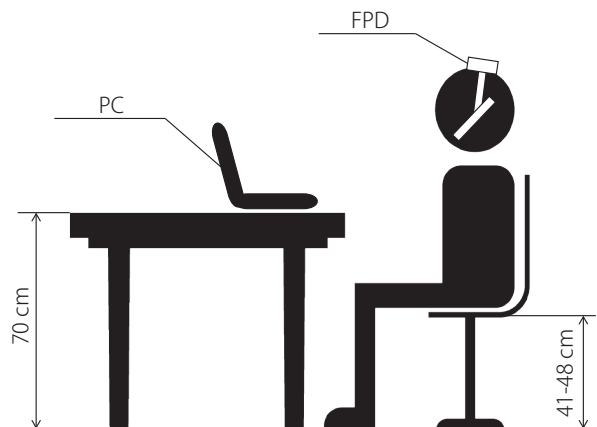


図3：実験時の姿勢

咬合圧で持続的に咬合させた。そして、スキャナ(GT-X830, EPSON)を用いて感圧部をスキャンし、解析ソフト(バイトフォースアナライザ, ジーシー)を用いて咬合力、咬合接触面積、咬合圧を数値化した。咬合力の単位は日本歯科医学会(2022)が定義している咬合力低下の基準を参考にニュートン(単位記号:N)とした。測定は同一被験者に対して2回ずつ行い、平均の最大咬合力を実験値とした。なお、咬合力は咬合時に歯の咬合面に加わる力、咬合接触面積は咬合時に歯と歯が接触している表面積、咬合圧は歯の単位面積あたりの咬合力である。

3.3 筋電位測定

図4に電極の装着位置を示す。筋電位は、咬筋より導出した。測定にはFPDに搭載の筋電計を使用した。FPDを一般的な力チューシャを装着するように頭部に装着し、電極を咬筋部に固定した。なお、FPDの装着により被験者の身体が拘束されることはない。測定は咬合力の測定と同様に、被験者に3秒間、最大咬合圧で持続的に咬合させた。なお、単位時間あた

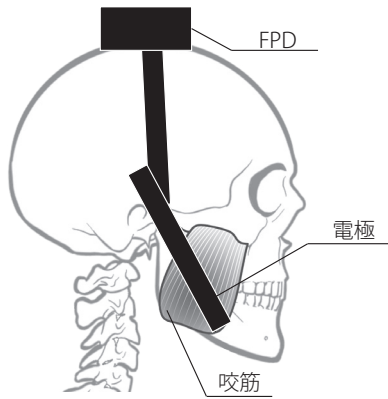


図4：電極の装着位置

りの積分値より左右咬筋の平均値を求め、実験値とした。また、咬合力と咬筋部筋電位の関係を有意水準5%のスピアマンの相関分析を用いて評価した。

3.4 操作試験

図5に実験環境を示す。本実験では、FPDの動作信頼性評価を実施した。FPDからの制御信号は、シリアル通信にてPC (IdeaPad S340-15API, Lenovo, CPU: 2.3 GHz) に送信される。なお、PCディスプレイは、解像度1920×1080 pixels、サイズは15.6 inchとした。被験者には、このディスプレイに表示される動作指示(作動・停止)に従い、FPDの操作によって入力状態を一致させるタスクを与えた。なお、ディスプレイ上部には動作指示が表示され、下部には現在の入力状態が表示される。そして、動作指示は実験管理者のキーボード入力によって任意に変更可能である。

図6にタスク試行の流れを示す。実験管理者の操作により動作指示が切り替わると、被験者は動作指示を目視により確認し、咬合動作によって現在の入力状態を一致させる。本実験ではタスクの試行回数を20回とした。また、状態一致に要する時間が3 sec以内であること、および次の動作指示まで入力状態が安定であることをタスクの成功と定義した。被験者はFPDの電極を咬筋部に固定して装着し、椅座位姿勢で実

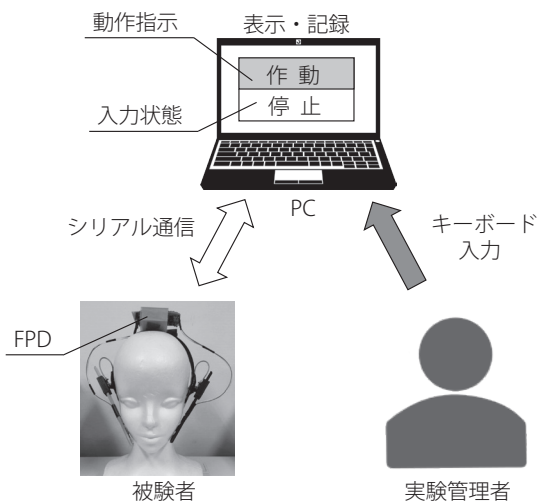


図5：実験環境

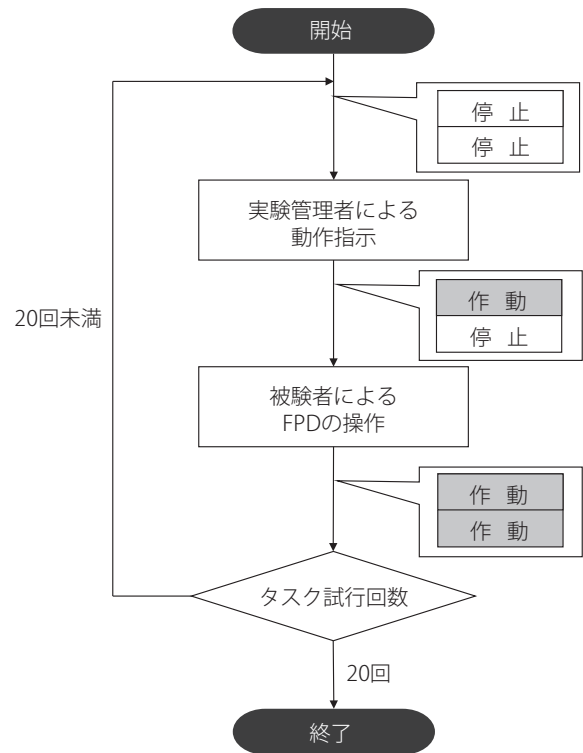


図6：タスク試行の流れ

験を行った。なお、各操作試験の前に、被験者にタスクおよびFPDの操作方法を説明し、咬合によって随意的に入力状態を変更できることを確認している。この際に、被験者が操作に不便を感じる場合は閾値を調整した。動作信頼性はタスク成功率により評価した。タスク成功率は、タスクの総試行回数 N と成功数 S によって算出した。式(2)にタスク成功率の導出式を示す。

$$Success\ rate = \frac{S}{N} \times 100 \quad (2)$$

また、有意水準5%のマン・ホイットニーのU検定を用いて各年齢層におけるタスク成功率の有意差を確認した。

3.5 倫理的配慮

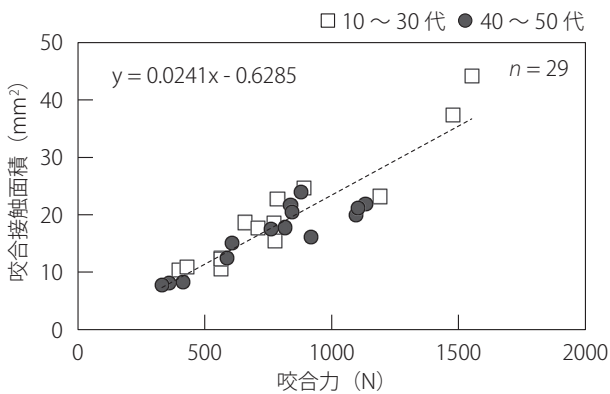
本実験は、計測機器の使用によって人体への影響がないことを確認している。また、連結不可能匿名化したデータのみを用いているため、個人情報の保護は十分になされている。さらに実験への参加・中止は、本人の意思に委ねられており、実験参加者の心理的および身体的苦痛をもたらさないものと想定される。被験者には、予め実験の趣旨、目的や方法およびデータは統計として情報を扱うために個人が特定されることが無い点について口頭および書面にて説明し、十分な理解を得た。なお、本研究は学内倫理委員会に諮り、非該当であることを確認した。

4. 実験結果

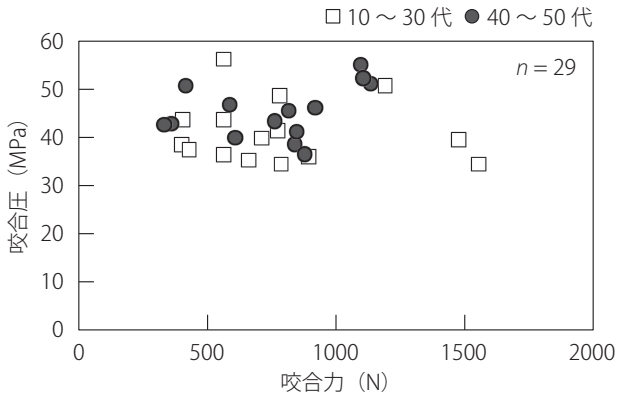
4.1 咬合能力の測定結果

図7に咬合能力の測定結果を示す。図7 (a) の咬合力と咬合接触面積の関係によると、咬合力の大きい被験者ほど咬合接触面積が大きく、咬合力が小さい被験者ほど咬合接触面積が小さい傾向にある。よって、咬合力に比例して咬合接触面積も拡大することが確認された。また、スピアマンの相関分析の結果、スピアマンの順位相関係数が0.915となり、有意な相関が示唆された ($p < 0.05$)。

図7 (b) の咬合力と咬合圧の関係によると、咬合力の大小に関わらず、咬合圧は30 ~ 60 MPaで推移している。また、田口(1983)の研究では、咬合圧は咬合力と正の相関を示した。しかし、本研究ではスピアマンの相関分析の結果、 p 値は0.841となり、有意な相関は確認されなかった ($p < 0.05$)。



(a) 咬合力と咬合接触面積の関係



(b) 咬合力と咬合圧の関係

図7：咬合能力の測定結果

4.2 咬合力と咬筋部筋電位の関係

図8に咬合力と咬筋部筋電位の関係を示す。日本歯科医学会(2022)では、咬合力の測定において350 N未満の咬合力であった場合を咬合力の低下と定義している。なお、この場合の実験条件は、咬合力測定システム用フィルム(デンタルプレスケールII、ジーシー)を解析ソフト(バイトフォースアナライザ、ジーシー)の圧力フィルタ機能を用いて分析を行うことである。本研究では同様の条件で実験を行い、55歳の被験者1名が331.05 Nと咬合力低下に該当したが、96.6%の被験者は咬合力の低下に該当しなかった。しかし、10~30代

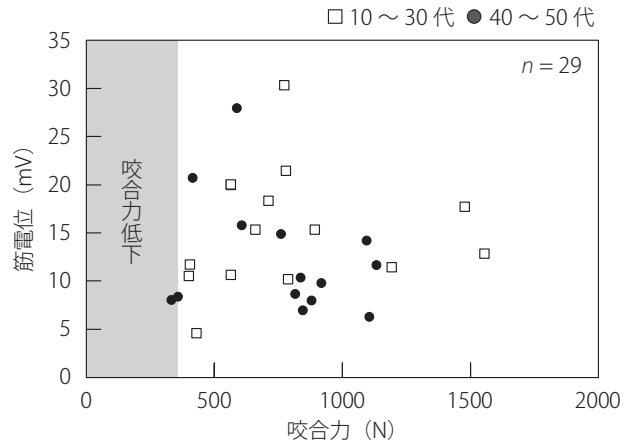


図8：咬合力と咬筋部筋電位の関係

の若年層でも咬合力が400 N程度とやや低い被験者が確認された。また、スピアマンの相関分析の結果、 p 値は0.743となり有意な相関は確認されなかった ($p < 0.05$)。なお、一般的に食事では最大で200 N程度の咬合力が使われる(高橋・中沢, 1989)。この値は、人間の最大咬合力の30%程度である(永田他, 2007)。加えて、既往研究によると平均年齢20歳代の男性の咬合力は600 ~ 900 N程度である(笹原他, 2006; 笹生他, 2000; 中村他, 2016)。

4.3 操作試験

図9に年齢層別のタスク成功率を示す。タスク成功率は10~30代で98.0%、40~50代で94.6%と高値を示した。しかし、標準偏差を比較すると10~30代が3.06、40~50代が13.02となり、40~50代のばらつきが大きい結果となった。また、マン・ホイットニーのU検定の結果、 p 値は0.885となり各年齢層の間に有意な差は確認されなかった。

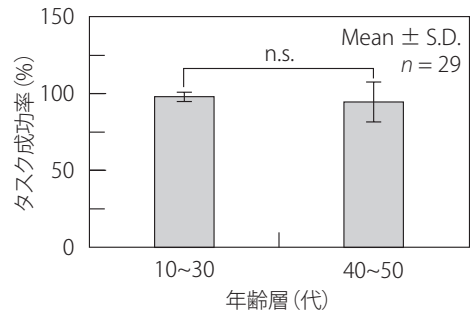


図9：年齢層別のタスク成功率

5. 考察

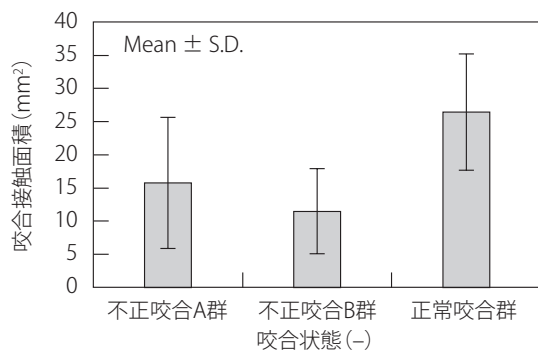
咬合力測定の結果、咬合力が400 N程度とやや低い被験者が確認された。この要因として、不正咬合が挙げられる。咬合力(F)は咬合圧(P)と咬合接触面積(A)を用いて式(3)より求められる。

$$F = P \times A \tag{3}$$

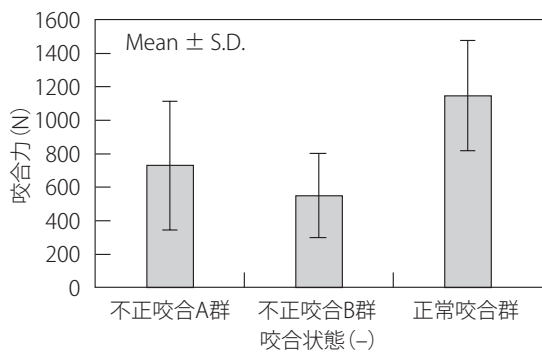
図7 (b) より、咬合力の大きさに関わらず、咬合圧は30 ~

60 MPaで推移していることが確認されているため、筋力の低下による咬合力の低下ではないと推察される。

図10に咬合状態別の平均咬合力および咬合接触面積を示す。図10における不正咬合A群は食べにくい食品がない不正咬合群、不正咬合B群は食べにくい食品がある不正咬合群を示す(宮谷他, 2010)。図10(a)の咬合状態別の咬合接触面積より、不正咬合者は正常咬合者と比較して咬合接触面積が小さいことが確認できる。また、図10(b)の咬合状態別の平均咬合力より、不正咬合者は咬合力も同様に小さい傾向にあることが確認できる。本研究においても、図7(a)より、咬合力の小さい被験者は咬合接触面積も小さいことが確認されているため、400 N程度の咬合力を示した被験者は不正咬合が要因で咬合接触面積が低値であったと推察される。よって、高い咬合力を出力できなかったと考えられる。しかし、本実験では歯科医による客観的な不正咬合の診断はされていないため、不正咬合がFPDの操作に与える影響を今後調査する必要がある。



(a) 咬合状態別の咬合接触面積



(b) 咬合状態別の平均咬合

図10：咬合状態別の平均咬合力および咬合接触面積

出典：宮谷真理子・阿部友里子・茂木悦子・野村真弓・河野みち代・柳沢幸江・石井武展・末石研二(2010)．不正咬合者における食べにくい食品の有無と咬合力評価．歯科学報, Vol. 110, No. 6, 775-783.

既往研究において咬合力と咬筋部筋電位の間に相関が示唆(野本・富田, 1975)された一方で、本研究では有意な相関は確認されなかった(図8)。これは、筋電計の精度が影響したと推察される。本研究で使用した自作の筋電計は、「咬合」、「咬合無し」の2つを判定可能であれば良いため、電極の密着度や油脂によるノイズの影響を受けやすく、高い精度を有していない。したがって、咬合力と咬筋部筋電位の間に相関がみら

れず、ばらつきが生じたと示唆される。とくに、20 mV以下の筋電位を示したデータについては、咬合力の増加にともない筋電位も増加しており、相関があるようにみえる。よって、20 mV以上の高い筋電位を示した被験者のデータは、ノイズを含んでしまっていると推察される。したがって、筋電計の精度が本実験の結果に影響を与えた可能性がある。そのため、個人差がFPDの動作信頼性に与える影響を正確に評価するうえで今後は、筋電計の改善が必要である。

図11に年齢群別の咬合力を示す。既往研究では、70～90歳で歯数の減少にともない急激に咬合力が低下することが明らかにされている(池邊, 2016)。とくに、80代以降の平均咬合力は男女共に350 N以下であり(池邊, 2016)、一般的に80歳以降に咬合力低下に該当する可能性が高いと推察される。よって、10～50代は咬合力低下に該当する可能性は低いと考えられる。また、操作試験の結果においても、各年齢層のタスク成功率が90%以上と高値であるため、10～50代はFPDの適応対象として妥当といえる。一方、咬合力低下に該当した被験者のタスク成功率は85%と、他の被験者と比較してわずかに低い。よって、咬合力低下に該当する被験者を対象とした場合、タスク成功率の低下が予想される。現在、FPDは筋電位測定におけるノイズ対策として下記のノイズフィルタを筋電計回路に搭載している。

- ・ 5 Hz一次CRハイパスフィルタ
- ・ 1 kHz一次RCローパスフィルタ
- ・ 50 Hzバンドエリミネーションフィルタ

上述のノイズフィルタに加え、信号処理として単純移動平均化を行い、波形を平滑化することでノイズを除去している。しかし、著しい咬合力の低下が予想される70～90歳を対象とした場合、筋電位の低下により筋電信号とノイズとの判別が困難になり、FPDの動作に影響を及ぼす可能性がある。したがって、咬合力の低下によるFPDの誤動作への対策として、今後は回路の耐ノイズ化や信号処理による筋電計のさらなるノイズ対策が必要である。

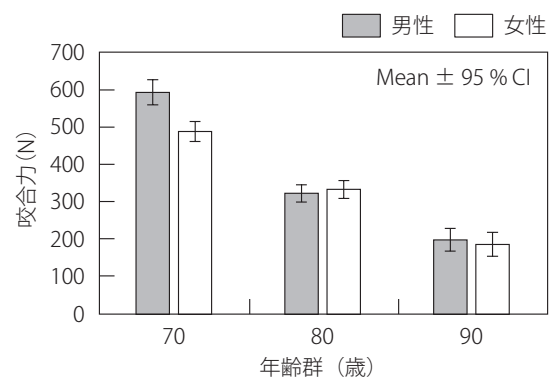


図11：年齢群別の咬合力

出典：池邊一典(2016)．高齢者の口腔機能が、栄養摂取に与える影響．日本静脈経腸栄養学会雑誌, Vol. 31, No. 2, 681-686.

6. 結言

本研究では、年齢層別によるFPDの動作信頼性を評価した。とくに、10～50代を対象に咬合能力の測定、咬筋部筋電位の測定、FPDの操作試験を実施し、筋電位振幅と咬合力の関係および操作試験のタスク成功率より加齢の影響を分析した。得られた結果の要約を以下に示す。

- 96.6%の被験者が咬合力低下に該当せず、操作試験におけるタスク成功率も90%以上と高いため、10～50代はFPDの適応対象として妥当といえる。
- 咬合力と咬筋部筋電位の間に相関がみられず、ばらつきが生じたが、これは使用した自作の筋電計の精度が影響している。
- 咬合力低下にともなうFPDの誤動作への対策として、筋電計回路の耐ノイズ化や信号処理によるノイズの除去が必要である。

謝辞

本研究は、長岡技術科学大学技術開発教育研究振興会による研究助成を受けて実施されたものである。

引用文献

- 阿部尚熙・松橋将太・小野寺良二・穴戸道明 (2017). 咬筋部筋電位および頭部姿勢を利用したポインティングデバイスの性能評価. 科学・技術研究, Vol. 6, No. 1, 35-40.
- 池邊一典 (2016). 高齢者の口腔機能が、栄養摂取に与える影響. 日本静脈経腸栄養学会雑誌, Vol. 31, No. 2, 681-686.
- 経済産業省 (2016). 将来の介護需要に即した介護サービス提供に関する研究会報告書.
- 厚生労働省 (2021). 令和3年度介護保険事業状況報告書(年報)のポイント.
- 小林勇登・日下部太星・松橋将太・小野寺良二・穴戸道明 (2021). 利用者の温冷感による咬筋部筋電位計測の動作信頼性. 産業応用工学会論文誌, Vol. 9, No. 1, 46-52.
- 笹原妃佐子・貞森紳丞・津賀一弘・河村誠 (2006). 感圧シート(デンタルプレスケール)を用いた若年者における顎関節症に関する疫学的研究. 口腔衛生学会雑誌, Vol. 56, No. 2, 148-155.
- 笹生宗賢・新田浩・坂東薫・野口和行・石川烈 (2000). 咀嚼機能と咬合との関係について—第一報健康な歯周組織を持つ有歯顎者における検討—. 日本咀嚼学会雑誌, Vol. 10, No. 1, 29-34.
- 高橋淳子・中沢文子 (1989). 咀嚼パターンによる食品テクスチャーの評価(第3報). 日本家政学会誌, Vol. 40, No. 6, 489-495.
- 田口章太 (1983). 歯周炎患者および健常者の咬合圧, 咬合接触面積, 咬合力に関する研究. 日本歯周病学会会誌, Vol. 25, No. 1, 98-116.
- 永田雄己・井上美香・蓮舎寛樹・長屋和也・神原敏之 (2007). 咀嚼能力および咬合力と顎顔面形態との関連について. 歯科医学, Vol. 70, No. 3/4, 193-203.
- 中村太志・守下昌輝・村岡宏祐・花谷智哉・臼井通彦・中島

啓介 (2016). 顔貌形態による咬合力の推測. 日本歯周病学会会誌, Vol. 58, No. 1, 33-40.

日本歯科医学会 (2022). 口腔機能低下症に関する基本的な考え方.

野本種邦・富田汪助 (1975). 咬合力と咀嚼筋筋電図との関係(第1報)—棘波数計測・電位累積装置による研究バイオメカニクスよりみた整形外科—. 日本補綴歯科学会雑誌, Vol. 19, No. 4, 641-646.

宮谷真理子・阿部友里子・茂木悦子・野村真弓・河野みち代・柳沢幸江・石井武展・末石研二 (2010). 不正咬合者における食べにくい食品の有無と咬合力評価. 歯科学報, Vol. 110, No. 6, 775-783.

(受稿：2024年2月19日 受理：2024年3月18日)