

咀嚼時における咬筋の収縮を利用した咬合力及び咬合回数測定デバイスの提案

菅野 邦幸*¹ 上堀 まい*² 伊藤 雄一*³

A Masseter Muscle Contraction Based Device for Measuring Bite Force and Chewing Frequency during Mastication

Abstract – In recent years, the role of masticatory function in extending a healthy lifespan has gained significant attention. Bite force and chewing frequency are important indicators for evaluating masticatory function, and there is a growing demand for the development of devices that can measure these parameters quantitatively and easily. This study proposes a new device using masseter muscle contraction during mastication to measure bite force and chewing frequency. The device utilizes a neckband that contacts the masseter muscles, measuring bite force using pressure and bending sensors in response to muscle contraction. Additionally, chewing frequency is estimated based on the contraction activity of the masseter muscles. Since a correlation between the hardness of the masticatory material and bite force has established, an evaluation experiment conducted using samples with different hardness levels. Experimental results demonstrate that bite force can be estimated from masseter muscle contraction. Furthermore, the pressure sensor showed excellent accuracy when estimating the chewing frequency. Future improvements will focus on enhancing the device's precision and expanding its applicability.

Keywords : Bite force, Chewing frequency, Human sensing

1. はじめに

近年、健康寿命延伸の重要性が高まる中、全身の健康維持において咀嚼機能が果たす役割が注目されている [1]. 健全な咬合を前提に十分な咀嚼が促す心身の成長促進、脳の活性化、肥満抑制、糖尿病治療効果向上など、多岐にわたる健康効果が報告されており、咬合力及び咬合回数は、咀嚼機能の重大な決定要因とされている [2]. 食事摂取や栄養状態、さらには心血管疾患リスクなど、多岐にわたる健康指標と密接に関連している [3, 4]. こうした背景を踏まえると、咀嚼機能の評価・向上のために、咬合力及び咬合回数を定量的かつ容易に評価できる手法やデバイスの開発が急務である。従来の咬合力測定手法としては、口腔内にセンサを配置し直接咬合力を検出する方法 [5] や、咀嚼筋の筋電位を顎や頬に取り付けた電極で取得する方法 [6] が提案されている。しかし、これらには口腔内センサ挿入時の不快感、電極装着の煩雑さや専門知識の必要性、閉口条件での測定困難など、利便性を阻害する課題が残る [7, 8]. さらに、咀嚼に関与する筋肉のひとつに咬筋があり、咬合力との相関が報告されている [9, 10] が、咬筋の動きを非侵襲的に測定した手法はない。また、ウェアラブルデバイスを用いた咬合

回数測定手法については、イヤホン型や耳掛け型など種類は様々であり、非侵襲である特性を活かし、食事への応用が注目されている [11–13]. そこで本研究では、センサを直接咬合する必要がなく、専門知識を必要とせずに咬合力及び咬合回数を非侵襲に測定可能なデバイスを提案する。ネックバンドを咬筋に触れる位置まで延長することで、収縮に連動して接触部に力が加わり、ネックバンドがひずむように設計する。これにより、咬筋の収縮を、接触部に取り付けられた圧力センサと、ネックバンドのバンド部分に取り付けた曲げセンサで取得し、咬合として検知する。このデバイスを用いて、咬筋の収縮と咬合力との関係性及び咬合回数の取得可能性について調査する。

2. 関連研究

2.1 咬合力測定手法

咬合力測定手法は、センサを直接咬む手法と咬まない手法に分けられる。前者は、センサを咬んだ時の咬合圧から咬合力を測定しており、咬合圧検出のためにひずみゲージや圧力センサを使用している [14, 15]. 絶対値としての咬合力を測定可能な一方で、センサを咬むという性質上、衛生面での課題や閉口した状態で測定が行えないという課題がある。後者は、表面筋電図や耳道の光学距離センサ、顔面形状変化を検知するウェアラブルセンサによって、非侵襲的に咬合力を推定する手法であり、センサを咬む手法での問題を解決

*1 青山学院大学 大学院理学研究科

*2 青山学院大学 大学院理学研究科, 日本学術振興会 特別研究員

*3 青山学院大学 理工学部

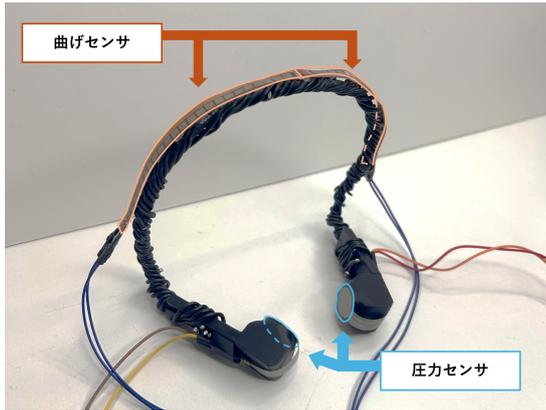


図1 デバイス全体図

している [9, 16, 17]. だが、アプローチには様々な種類があり、センサを咬まない手法の中で、最も有効性の高い手法が示されていない。

2.2 咬合回数測定手法

一方、咬合回数測定手法として、カメラやマイクを用いた画像解析や音声解析による咬合回数を測定する手法が提案されている [18-20]. これらは、顎の動きや咀嚼音を検出することで咬合回数を推定するが、カメラはプライバシー上の懸念があり、マイクは雑音やノイズの影響を受けやすいという課題がある。一方、ウェアラブルデバイスによる測定手法も広く研究されており、イヤホン型で耳道の変化を検出するものや、耳掛け型で皮膚の動きを検出するもの、さらには眼鏡型で筋電図と振動で咀嚼を検出するものなど、様々な手法が存在する [11, 12, 21]. これらは、カメラやマイクによる検出で生じる課題を解決できる手法として注目されている。

このように、咬合力及び咬合回数測定手法には様々な種類があり、非侵襲な手法が注目されている。しかし、咬筋の動きを非侵襲に測定し、咀嚼動作を取得した手法は提案されておらず、その有効性は確認されていない。そこで本稿では、咬筋の収縮活動から咬合力及び咬合回数を測定する手法を提案する。

3. 提案手法

本稿では、咀嚼時における咬筋の収縮活動を取得し、咬合力へと変換する咬合力測定手法を提案する。さらに、取得したデータから咬合回数を検出する。図1に提案手法の全体図を示す。

3.1 デバイス概要

咬合力測定デバイスは、ネックバンド、2つの曲げセンサ (Flex Sensor 95mm, spectra symbol 社製)、2つの圧力センサ (FSR 402, Interlink Electronics 社製) より構成される。ネックバンドは、F803 骨伝導イヤホン (明誠株式会社製) のバンド部分を取り外して使用

した。ネックバンドのひずみに変換された咬筋の収縮を取得するために、バンド部分に曲げセンサを設置する。さらに、咬筋の収縮を直接取得するために、ネックバンドを咬筋に接触するまで延長し、接触部分に圧力センサを設置する。ネックバンド単体では剛性が低く、各センサでの取得に適さないため、ネックバンド全体に針金を巻きつけることで剛性を高め、各センサの感度を高める。これらの実装により、咀嚼時における咬筋の収縮活動を各センサで取得する。また、本デバイスはマイコンに接続しており、マイコンはPCに接続している。PCとマイコンの通信には有線シリアル通信を使用し、マイコンは直接接続したデバイスの各センサから信号を受け取る。マイコンには Arduino UNO R3 を使用する。

3.2 咬合力への変換原理

各センサ信号は、最初の咬合から最後の咬合までの値を抽出して処理を行う。咀嚼区間は、通常 1.25-2.5 Hz の範囲内に収まることが明らかになっている [22]. そこで、咀嚼区間を検出するために、曲げセンサ、圧力センサの信号に 3 Hz のローパスフィルタを適用し、1.25-2.5 Hz の信号を損なうことなくノイズを低減する。さらに、センサ間で出力する信号の範囲が異なるため、センサごとに標準化を行う。ここで、開口状態から開始し、咬合動作を経て、再び開ける動作で終了する一連の運動を咬合区間として定義する。咬合力測定手法において、5回の咬合区間から算出した標準偏差を咬合力の推定値としている研究があり、標準偏差と咬合力の最大値が比例することが明らかになっている [17, 23]. このことから、本研究においても、5回の咬合区間の標準偏差を、標準化した値から求め、咬合力推定値として扱うこととする。

以上の原理により、各センサ信号として取得した咬筋の収縮活動を、咬合力の推定値へと変換する。

3.3 咬合回数の解析

本稿では、咬合データを、python を用いた局所極大法によってピーク検出し、実際の咬合回数と比較することで、咬合回数の推定を行う。また、咬合回数の推定指標として、精度と再現率を用いる。精度は、検出したピーク数のうち、実際の咬合と一致した数を、検出したピーク数全体で除算した数値である。また、再現率は検出したピーク数のうち、実際の咬合と一致した数を、実際の咬合回数で除算した数値である。

4. 評価実験

本実験は、咀嚼時における咬筋の収縮を咬合力の推定値へと変換することを目的とする。また、咀嚼する試料の硬さと咬合力の強さには相関があり、試料が硬いほど咬合力が強くなることが示されている [17, 23].

そこで、硬さの異なる2種類のシリコンゴムと硬さの異なる2種類のグミ咬合をして、それに伴う咬筋の収縮を、本稿で提案するデバイスを用いて測定することで、試料の硬さと咬合区間の標準偏差の相関を調査する。また、試料を嚥下できるかどうかで、咬合力に差異が生じる可能性を考慮して、嚥下できない試料としてシリコンゴム、嚥下できる試料としてグミを提示した。

4.1 実験概要

実験に使用したシリコンゴムは、縦20 mm、横50 mm、厚さ2.0 mmの大きさで、硬さの異なる2種類を、それぞれ硬いシリコンゴムと柔らかいシリコンゴムとした。直径10 mmの円形プランジャで、2種類のシリコンゴムを1 mm押したときの荷重は、12 kg、4.6 kgであった。グミは、硬水グミ ソーダ味と、水グミ 巨峰味（ともにUHA味覚糖社製）の2種類を、それぞれ硬いグミと柔らかいグミとして使用した。直径20 mmの円形プローブで、2種類のグミを10 mm貫入したときの最大荷重は、0.89 kg、0.39 kgであった。実験開始前にデバイスを装着し、静止状態でキャリブレーションを行い、実験中の各センサの信号はキャリブレーション中の各センサ信号の平均値との差分を算出して、20 Hzの周期で取得した。実験中のデータの記録はProcessingを用いてcsvファイルに保存した。

4.2 実験手順

実験参加者は、青山学院大学の大学生および大学院生の計3名（男性3名、平均年齢23.3歳±0.5歳）である。シリコンゴムの咬合では、実験参加者に対して、シリコンゴムを咬まない側の上下の奥歯が接触するまで咬合するように指示した。10回の咬合を1試行として、20試行を計測し、前半10試行では硬いシリコンゴム、後半10試行では柔らかいシリコンゴムを咬合した。前半10試行が終了したら、30秒の休憩時間の後、後半10試行の計測を開始した。実験参加者には、咬合に合わせてキーボードのkキーを押下するように指示をし、10回のキー入力で1試行を終了した。グミの咬合では、グミを1つだけ口に入れてから嚥下するまでを1試行として、20試行を計測し、前半10試行では硬いグミ、後半10試行では柔らかいグミを咬合した。前半10試行が終了したら、30秒の休憩時間の後、後半10試行の計測を開始した。実験参加者には、咬合に合わせてキーボードのkキーを押下し、嚥下に合わせてEnterキーを押下するように指示し、Enterキー入力で1試行を終了とした。

本実験で取得したデータによる咬合力の解析は、pythonを用いて、各試行の最初の5回の咬合区間を抜き出し、3.3節で示した手順で行った。さらに、咬合回数の解析は、pythonを用いた局所極大法による

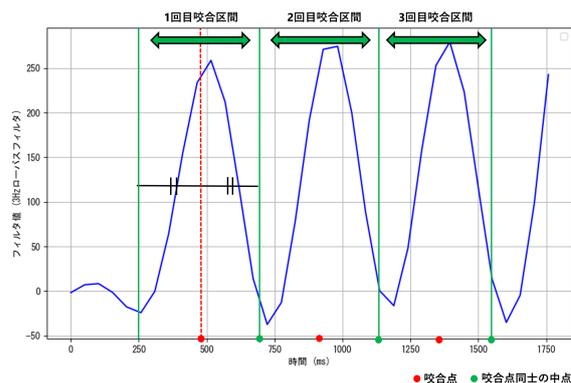


図2 咬合区間の定義

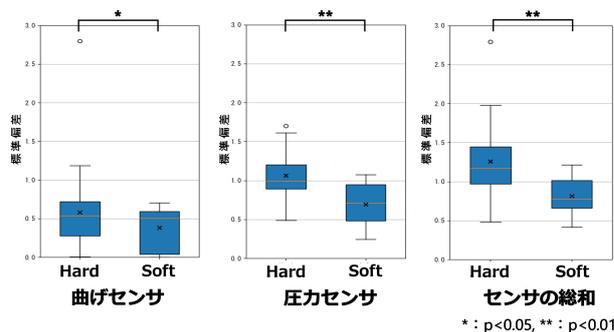


図3 シリコンゴム咬合の標準偏差

ピーク検出で評価した。また、本稿では、kキー入力点を咬合点とする。図2に示すように、咬合区間を、咬合点同士の中点を基準とし、隣り合う中点との距離と定めた。1回目の咬合区間は、1回目の咬合点と、1回目と2回目の咬合点の中点距離だけ、1回目の咬合点からさかのぼった地点から、1回目と2回目の咬合点の中点までと定めた。

4.3 実験結果

4.3.1 咬合力推定の結果

本章では、3名の実験参加者をそれぞれA, B, Cとする。本項では、各センサでのデータを標準化した値から求めた標準偏差に対し、Shapiro-Wilk検定を実施したところ、すべての評価項目で正規分布ではなかったため、ノンパラメトリック検定であるWilcoxonの符号順位和検定を実施した。

まず、硬さの異なるシリコンゴムを用いた咬合力推定結果について述べる。図3に硬いシリコンゴム(Hard)と柔らかいシリコンゴム(Soft)の、各センサデータの標準偏差を示す。曲げセンサ、圧力センサ、センサの総和のいずれの場合でも、硬いシリコンゴムの方が、柔らかいシリコンゴムより標準偏差の平均値が高いことが分かる。また、データの散らばりを見ると、硬いシリコンゴムの方が柔らかいシリコンゴムより高い数値に分布していることが分かる。ここまでの結果から、硬いシリコンゴムの方が各センサデータの標準

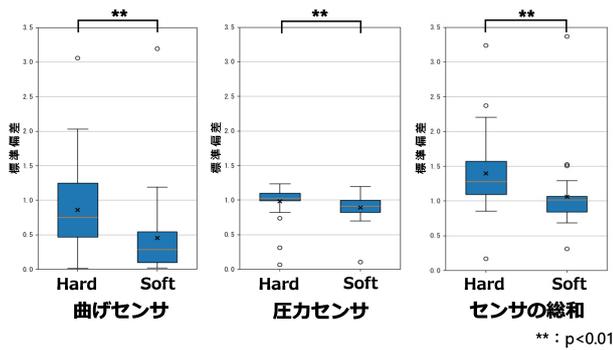


図4 グミ咬合の標準偏差

データ	精度	再現率
A-Flex	0.892 = 107/120	0.535 = 107/200
A-Pressure	1.000 = 164/164	0.820 = 164/200
A-Total	0.949 = 150/158	0.750 = 150/200
B-Flex	0.768 = 119/155	0.595 = 119/200
B-Pressure	1.000 = 199/199	0.995 = 199/200
B-Total	0.866 = 181/209	0.905 = 181/200
C-Flex	0.947 = 36/38	0.180 = 36/200
C-Pressure	1.000 = 187/187	0.935 = 187/200
C-Total	1.000 = 172/172	0.860 = 172/200

表1 シリコンゴム咬合の咬合回数解析結果

偏差が大きいという仮説を立てて、片側検定を行ったところ、曲げセンサ ($p = 0.010$)、圧力センサ ($p = 0.000085$)、センサの総和 ($p = 0.00012$) において、硬いシリコンゴムと柔らかいシリコンゴムの間に有意な差があることが分かった。

次に、硬さの異なるグミを用いた咬合力推定結果について述べる。図4に硬いグミ (Hard) と柔らかいグミ (Soft) の、各センサデータの標準偏差を示す。シリコンゴムの咬合同様に、いずれの場合でも、硬いグミの方が、柔らかいグミより標準偏差の平均値が高いことが分かる。また、データの散らばりを見ると、曲げセンサとセンサの総和において、硬いグミの方が柔らかいグミより高い数値に分布していることが分かる。圧力センサにおいても、他のセンサに比べて分布の差異は小さいが、硬いグミの方が柔らかいグミより高い数値に分布していることが分かる。ここまでの結果から、硬いグミの方が各センサデータの標準偏差が大きいという仮説を立てて、片側検定を行ったところ、曲げセンサ ($p = 0.0047$)、圧力センサ ($p = 0.0078$)、センサの総和 ($p = 0.00023$) において、硬いグミと柔らかいグミの間に有意な差があることが分かった。

4.3.2 咬合回数推定の結果

表1に、シリコン咬合データから咬合回数推測の解析を行った結果を示す。また、本稿では参加者がキーボード入力として報告した咬合回数を、実際の咬合回数と

データ	精度	再現率
A-Flex	0.333 = 6/18	0.001 = 6/398
A-Pressure	0.961 = 423/440	1.063 = 423/398
A-Total	0.955 = 379/397	0.952 = 379/398
B-Flex	0.858 = 145/169	0.183 = 145/793
B-Pressure	0.997 = 784/786	0.989 = 784/793
B-Total	0.972 = 729/750	0.919 = 729/793
C-Flex	0.694 = 34/49	0.007 = 34/462
C-Pressure	0.993 = 444/447	0.961 = 444/462
C-Total	0.980 = 394/402	0.853 = 394/462

表2 グミ咬合の咬合回数解析結果

した。精度は、A-Pressure、B-Pressure、C-Pressure、C-Total で最高値の 1.000 であった。一方で、各参加者内では曲げセンサが最も低い値を示し、B-Flex は 0.768 と最も低かった。また、B-Flex を除くすべての条件で 0.850 を上回った。再現率は、各参加者内で圧力センサが最も高く、特に B-Pressure は 0.995 と最も高かった。また、すべての参加者の圧力センサ及びセンサの総和で、0.800 を上回った。一方で、各参加者内では曲げセンサが最も低い値を示し、C-Flex では 0.180 と最も低かった。

続いて、表2に、グミ咬合データから咬合回数推測の解析を行った結果を示す。精度は、各参加者内で圧力センサが最も高い値であった。また、すべての参加者の圧力センサ及びセンサの総和で、0.950 を上回った。一方で、各参加者内では曲げセンサが最も低い値を示し、A-Flex は 0.333 と最も低かった。再現率は、参加者 A ではセンサの総和、参加者 B,C では圧力センサが最も高かった。また、すべての参加者の圧力センサ及びセンサの総和で、0.850 を上回った。A-Pressure では、再現率が 1.000 を上回っており、偽陽性が含まれていることが分かった。一方で、各参加者内では曲げセンサが最も低い値を示し、A-Flex=0.001、B-Flex=0.183、C-Flex=0.007 であった。B-Flex の次に再現率が高いのが、C-Total=0.853 であるため、曲げセンサの再現率が他の条件に比べてかなり低いことが分かった。

5. 考察

5.1 咬合力推定についての考察

4.3.1 項から、シリコンゴムの咬合とグミの咬合では、全てのセンサデータにおいて、試料が硬いほど咬合区間の標準偏差が有意に大きくなることが分かった。一方で、試料の硬さと咬合力には、試料が硬いほど咬合力が強くなるという相関がある [17, 23]。以上の結果を踏まえると、咬合区間の標準偏差が大きくなると咬合力が強くなると考えられる。したがって、咬筋の収縮活動から咬合力を測定することは可能であると考

えられる。

また、シリコンゴムとグミの差異として挙げられるのは、試料の大きさ、試料の硬さ、嚙下の有無の3つの要素であるが、本稿では、各試行のうち最初の5回の咬合区間を抽出して解析をしていることから、嚙下の有無が咬合区間の標準偏差の算出に関与しないため、結果に影響を与えた要素は、試料の大きさ、試料の硬さの2つであると考えられる。試料の大きさに着目すると、シリコンゴムは厚さ2mmであり、グミに比べて薄いため、1回の咬合区間において、閉口状態から次の咬合に向けて再び歯を開ける際の、開口具合が異なるといえる。さらに、開口動作は、顔面形態の変化を引き起こす。この変化がネックバンドに伝わり、ひずみとして現れることで、曲げセンサが反応し、咬筋の収縮による咬合力測定を行う上でノイズとなったと考えられる。さらに、顔面形態変化によって、咬筋に接触している圧力センサの位置も多少の変化をするため、圧力センサでの測定に影響してしまう可能性がある。そのため、厚みのあるグミでは、センサデータの総和での咬合区間の標準偏差に多くのノイズが含まれている可能性がある。また、試料の硬さについては、試料が硬いほど咬合力が強くなるとが示されているため [17, 23]、硬さの違いが咬合区間の標準偏差にノイズとして含まれる可能性は低いといえる。

5.2 咬合回数推定についての考察

4.3.2項から、圧力センサ及びセンサの総和での精度と再現率が、曲げセンサと比べて高い傾向があることが分かった。この2要素について精度と再現率は、シリコンゴム及びグミの咬合での圧力センサにおいて、精度0.961以上、再現率0.820以上であった。同様に、センサの総和において精度0.866以上、再現率0.750以上であった。先行研究と比較すると、Taniguchiらの提案するイヤホン型デバイスは精度0.958以上、再現率0.937以上 [11]、Horiらの提案する耳掛け型デバイスは精度 0.853 ± 0.110 、再現率 0.853 ± 0.095 [12]であるので、圧力センサの精度がこれらの手法より高いことが分かった。センサの総和では先行研究と同程度の精度となったが、再現率では圧力センサ及びセンサ総和は先行研究で示された値より低いことが分かった。

また、表1、表2を見ると、曲げセンサの精度と再現率は、圧力センサ及びセンサの総和の値よりも低い。咬合回数の取得には適さないと考えられる。さらに、その理由として、咬合の度にネックバンドはひずむが、デバイスの剛性が低く、ひずみを効率的に曲げセンサ部分に伝えられていない可能性が考えられる。また、表2を見ると、A-Pressureにおいて、再現率が偽陽性を含む結果となっている。このことから、検出したピークを実際の咬合と照合する際に、重複が発生

していることが考えられる。よって、解析方法の正確性向上と、別アプローチの検討を行う必要がある。

5.3 課題と今後の展望

本稿では、咬筋の収縮活動から咬合力の推定値を測定できることが示されたが、ニュートンに変換するには至っていない。既存の咬合力測定手法と比較するためにも、定量的に評価できるニュートンへの変換方法を検討する。また、本稿の実験では実験参加者が全員大学生であり、男性3名であったが、本手法は年齢性別問わず利用可能であることを考えると、幅広い年代、性別を対象に調査する必要がある。そして、本デバイスがウェアラブルな点に着目すると、現在はデバイスとマイコンを直接接続しているため、ウェアラブルデバイスの利点を損なっている。このことから、接続の無線化や電源供給について検討する。5.1節で述べたように、現在のデバイスでは、厚みのある試料を咀嚼する際の開口に伴う顔面形態変化により、各センサで取得する信号にノイズが含まれてしまう可能性がある。そのため、使用するネックバンドの素材や設計を見直し、柔軟性と剛性のバランスを最適化する必要がある。また、本稿では2つずつ設置した曲げセンサと圧力センサについて、その和による比較を行ったが、左右を区別してデータを取得することで、咬合の位置を検出できるかについても調査する。咬合回数については、より正確に回数を取得するため、解析方法を見直すほか、リアルタイムでの咬合回数提示を目指す。本稿ではひずみの取得に曲げセンサを用いたが、ひずみセンサを代替とすることで、精度向上につながる可能性も検証する。

6. まとめ

本研究では、咀嚼時における咬筋の収縮を利用した咬合力及び咬合力測定手法を提案した。本稿では、咬筋の収縮活動を、ネックバンドにかかる力とひずみに変換し、圧力センサと曲げセンサによって取得するデバイスを実装した。

試料の硬さと咬合力が比例関係にあることに着目し、咬合区間の標準偏差を咬合力の推定値として、このデバイスの評価実験を行った。硬さの異なる2種類のシリコンゴムとグミについて、シリコンゴムの咬合では10回の咬合を1試行、グミの咬合では1つのグミを口に入れてから嚙下するまでの1試行として、それぞれ10試行ずつ計測し、試料の硬さと咬合区間の標準偏差の相関を調査した。その結果、シリコンゴムとグミのどちらの咬合においても、試料が硬さと、咬合区間の標準偏差に有意な差があることが分かった。このことから、咬筋の収縮活動から咬合力を測定できることが分かった。さらに、取得したセンサデータから咬合回

数解析も行い、精度 0.961 以上、再現率 0.820 以上で推測できることが分かった。加えて、咬合回数推測において曲げセンサは他のセンサに比べて精度と再現率が低く、適さないことが分かった。これにより、各センサの測定方法やデバイス設計、解析方法において、さらなる改良が必要であることが分かった。

今後は、咬合力推定値として用いている標準偏差を、定量的な値に変換する方法について検討するほか、曲げセンサの代替としてひずみセンサの導入や、咬合回数推測の精度向上に取り組む。

謝辞

本研究の一部は、JSPS 科研費 JP22K18424 の助成を受けた。

参考文献

- [1] 那須郁夫: 咀嚼能力の向上は健康余命を延伸する, 日本補綴歯科学会誌, Vol. 4, No. 4, pp. 380–387 (2012).
- [2] Kobayashi, Y.: A Long Life Built by Mastication and Occlusion, *Annals of Japan Prosthodontic Society*, Vol. 3, No. 3, pp. 189–219 (2011).
- [3] Inomata, C., Ikebe, K., Kagawa, R., Okubo, H., Sasaki, S., Okada, T., Takeshita, H., Tada, S., Matsuda, ichi K., Kurushima, Y., Kitamura, M., Murakami, S., Gondo, Y., Kamide, K., Masui, Y., Takahashi, R., Arai, Y. and Maeda, Y.: Significance of occlusal force for dietary fibre and vitamin intakes in independently living 70-year-old Japanese: from SONIC Study, *Journal of Dentistry*, Vol. 42, No. 5, pp. 556–564 (2014).
- [4] 稲富さよ, 村田伸, 原広光, 井原雄彦, 蒲原由佳, 豊田泰: 要介護高齢者の咬合力と ADL との関連, 健康支援 = Japanese journal of health promotion, Vol. 15, No. 1, pp. 37–41 (2013).
- [5] Gu, Y., Bai, Y. and Xie, X.: Bite force transducers and measurement devices, *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, Vol. 9, p. 665081 (2021).
- [6] 渡辺一彦, 山口泰彦, 後藤田章人, 岡田和樹, 三上紗季, 菱川龍樹: 超小型ウェアラブル筋電図測定システムを用いた無拘束終日咬筋活動解析, 日本顎口腔機能学会雑誌, Vol. 19, No. 2, pp. 125–136 (2013).
- [7] 厚生科学審議会地域保健健康増進栄養部会歯科口腔保健の推進に関する専門委員会: 歯科口腔保健の推進に関する基本的事項 最終評価報告書 (参照 2024-12-5).
- [8] 友竹浩之, 安富和子, 富口由紀子, 山下紗也加, 郡俊之: 高齢者健康教室における咀嚼, 栄養, 運動指導の効果, 日本栄養・食糧学会誌, Vol. 73, No. 5, pp. 207–213 (2020).
- [9] Bogdanov, V.: Type of correlation between bite force and EMG activity of the temporalis and masseter muscles during maximal and submaximal clenching, *Folia Medica*, Vol. 65, pp. 975–985 (2023).
- [10] Melo, D. G. d. and Bianchini, E. M. G.: Relationship between electrical activity of the temporal and masseter muscles, bite force, and morphological facial index, in *Codas*, Vol. 28, pp. 409–416SciELO Brasil (2016).
- [11] Taniguchi, K., Kondo, H., Tanaka, T. and Nishikawa, A.: Earable RCC: development of an earphone-type reliable chewing-count measurement device, *Journal of healthcare engineering*, Vol. 2018, No. 1, p. 6161525 (2018).
- [12] Hori, K., Uehara, F., Yamaga, Y., Yoshimura, S., Okawa, J., Tanimura, M. and Ono, T.: Reliability of a novel wearable device to measure chewing frequency, *Journal of Prosthodontic Research*, Vol. 65, No. 3, pp. 340–345 (2021).
- [13] Papapanagiotou, V., Diou, C., Zhou, L., Van Den Boer, J., Mars, M. and Delopoulos, A.: A novel chewing detection system based on PPG, audio, and accelerometry, *IEEE journal of biomedical and health informatics*, Vol. 21, No. 3, pp. 607–618 (2016).
- [14] Fastier-Wooller, J., Phan, H.-P., Dinh, T., Nguyen, K., Cameron, A., Öchsner, A. and Dao, D. V.: Novel Low-Cost Sensor for Human Bite Force Measurement, *Sensors*, Vol. 16, p. 1244 (2016).
- [15] Ranjan, M., Singh, B., Chatterjee, U., Sinha, T., Sinha, D. and Verma, A.: A Novel Indigenously Developed Device to Measure Bite Force, *Journal of Pharmacy And Bioallied Sciences*, Vol. 15, p. 550 (2023).
- [16] Kurosawa, M., Taniguchi, K., Momose, H., Sakaguchi, M., Kamijo, M. and Nishikawa, A.: Simultaneous measurement of ear canal movement, electromyography of the masseter muscle and occlusal force for earphone-type occlusal force estimation device development, *Sensors*, Vol. 19, No. 15, p. 3441 (2019).
- [17] Hossain, D., Imtiaz, M. H. and Sazonov, E.: Comparison of Wearable Sensors for Estimation of Chewing Strength, *IEEE Sensors Journal*, Vol. 20, No. 10, pp. 5379–5388 (2020).
- [18] Alshboul, S. and Fraiwan, M.: Determination of chewing count from video recordings using discrete wavelet decomposition and low pass filtration, *Sensors*, Vol. 21, No. 20, p. 6806 (2021).
- [19] Tufano, M., Lasschuijt, M. P., Chauhan, A., Feskens, E. J. and Camps, G.: Rule-based systems to automatically count bites from meal videos, *Frontiers in Nutrition*, Vol. 11, p. 1343868 (2024).
- [20] Khan, M. I., Acharya, B. and Chaurasiya, R. K.: iHearken: Chewing sound signal analysis based food intake recognition system using Bi-LSTM softmax network, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 221, p. 106843 (2022).
- [21] Zhang, R. and Amft, O.: Bite glasses: measuring chewing using emg and bone vibration in smart eyeglasses, in *Proceedings of the 2016 ACM International Symposium on Wearable Computers*, ISWC '16, p. 50–52, New York, NY, USA (2016), Association for Computing Machinery.
- [22] Sazonov, E. and Fontana, J.: A Sensor System for Automatic Detection of Food Intake Through Non-Invasive Monitoring of Chewing, *IEEE sensors journal*, Vol. 12, pp. 1340–1348 (2012).
- [23] Kohyama, K., Hatakeyama, E., Sasaki, T., Dan, H., Azuma, T. and Karita, K.: Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber, *Archives of Oral Biology*, Vol. 49, No. 10, pp. 805–816 (2004).