

学位論文

カスタマイズしたセンサーを用いて検知した
外耳道のひずみで咀嚼回数を計数する
新しい方法

吉野 旭宏

大学院歯学独立研究科 顎口腔機能制御学講座
(主指導教員:増田 裕次 教授)

松本歯科大学大学院歯学独立研究科博士(歯学)学位申請論文

New method to count the number of chewing by distortion of
the ear canal using customized sensor

Akihiro Yoshino

Department of Oral and Maxillofacial Biology, Graduate School of Oral Medicine
(Chief Academic Advisor : Professor Yuji Masuda)

The thesis submitted to the Graduate School of Oral Medicine,
Matsumoto Dental University, for the degree Ph.D. (in Dentistry)

緒言

咀嚼とは、食物を噛むことで小さくしながら、唾液あるいは水分と混和し食塊に加工することで、食物を嚥下できる状態にすることである。食品により、嚥下に至るまでの咀嚼回数や咀嚼時間が異なるが、嚥下しやすい食塊の物性には一定の基準があることが報告^{1,2)}されている。食塊の形成に十分なだけ粉碎しようとする、一定以上の咀嚼が必要となる。さらに、食品から栄養素を吸収するために、消化酵素による化学的な分解が必要である。つまり、細かく分解しないと吸収できる栄養素とならない。咀嚼が十分でない、栄養補給に支障が出ると考えられるが、事実、総義歯装着者は、インプラントの支持を求めた義歯装着者に比べて、咀嚼機能が劣っており、咀嚼に続く栄養素の吸収も劣っていることが報告³⁾されている。一方で、歯科的な機能不良は食物繊維の摂取減少に関係するが、総合的な栄養摂取の減少には関与しないとの報告⁴⁾もある。歯科的な障害として義歯装着者の栄養摂取状態を栄養素別に調べると、食物繊維やビタミンC・βカロチンの血中濃度が低いとの研究⁵⁾がある。20本以上の歯を持つ高齢者の方が、野菜や果物の摂取が豊富であるとの報告⁶⁾もあり、義歯装着者では、野菜から摂取する栄養素に問題が生じる可能性を示している。このことから、よく噛んで食べない人は野菜の摂取が減り、バランスの良い栄養摂取が出来ないとも考えることができ、よく噛むことで栄養摂取状態の改善につながる可能性がある。

一方で、咀嚼回数を多くして食事に時間をかけることで肥満予防にも繋がる⁷⁾といったことが推奨されている。咀嚼回数が少なくなると食事時間が短くなるにも関わらず、エネルギー摂取量が多くなる⁸⁾ことから肥満の原因になると考えられている。健康を維持するためには、その咀嚼機能を「適度に」使うことが必要と考えられ、咀嚼回数を測定することで、咀嚼を意識し、健康を維持するための方法となると考えられる。

咀嚼回数の測定は、以前の研究では、専用の顎運動測定装置⁷⁻¹⁰⁾およびビデオ録画¹¹⁾を使用して評価されていた。下顎運動計(MKG)デバイスは、発光ダイオードまたは磁石を使用して顎の動きを測定し、筋電図デバイスは、咬筋などの咀嚼筋の筋肉活動を測定する。得られた下顎の動きと筋活動の波形から咀嚼回数を計数された。ただし、これらの方法では、特定の各コンポーネントを抽出して測定するために特定のデバイスが必要であり、特別な装置の必要性は、一般の歯科診療や実験室の外で疫学研究などでの咀嚼運動の評価を妨げることが多く、実行を困難にすると考えられる。また、ビデオデータの分析は複雑であり、毎日の食事におけるすべての食物摂取のビデオを記録することは困難である。これらの困難性を考慮して、近年、ウェアラブルな装置で咀嚼回数を計数する試みが行われているが、いずれも実用性に欠けるものが多い¹²⁻¹⁵⁾。Taniguchiらは外耳道の動きを、光学式距離センサーを利用して記録することにより、咀嚼回数を計数しようと試みている¹⁶⁾。

そこで、松本歯科大学では咀嚼回数を測定する方法として、外耳道ひずみが下顎運動を反映していること¹⁷⁾を利用して、一定のアルゴリズムを持って計数すること¹⁸⁾で、より簡便かつ正確に咀嚼回数を測定できるかどうかを明らかにすることを目的とした研究がなされてきた¹⁹⁾。しかし、その中で測定不能な被験者もいた。その理由として、これまでの研究で開発された咀嚼回数計数装置は 1 種類の大きさの既製の耳栓を応用したセンサーを用いていたために、センサーの適合不良によるものと考察された。

近年、CAD (Computer Aided Designing) /CAM (Computer Aided Manufacturing) の技術が進み、3D (dimension) プリンターを用いた人工的な製作物が医療にも用いられるようになってきている²⁰⁻²²⁾。CAD/CAM の技術を応用すると、各個人の特徴に合わせた製作物をカスタマイズして製作することができる。特に Roland DG 社では 3D プリンター用の柔軟質樹脂を開発 (<https://global.rolanddg.com/gallery/customer-success-stories/medical-dental/artec-3d>, 2017/10/8) し、耳介の再構築に用いている。このような柔軟質樹脂で中空の構造をもったものを利用すると、外耳道のひずみを気圧の変化に変換するセンサーに利用できると考えた。

本研究では外耳道の印象採得を行い、この印象体をスキャニングすることにより、CAD/CAM を利用して、各個人の外耳道にカスタマイズしたセンサーを製作することとし、新たな咀嚼回数計数装置の有用性を検討した。

実験材料および方法

本研究は松本歯科大学研究等倫理審査委員会の承認（許可番号 第 0242 号）を得て行った。

1. 被験者

成人 18 名（男性 9 名、女性 9 名、21～45 歳、平均年齢 28.0±6.15 歳）を対象とし、研究の内容を理解し同意を得た者とした。第三大臼歯以外の歯の欠損を持つ者、顎口腔領域に疼痛や機能障害を持つ者を除外した。すべての被験者には自覚的な顎関節症の症状は認められなかった。

2. 被験食品

被験食品はりんご 1 片 (5.0g)、グミ 1 個 (3.4g)、とした。これらの食品を、右側咀嚼あるいは左側咀嚼を指示し、嚥下まで行わせた。

3. センサーの製作（外耳道ひずみの記録）

外耳道内センサーは、気圧計（ゲージ圧センサー、2SMPP-02、OMRON、京都）と

4種類の外耳道挿入部（既製品とカスタマイズした3種類：100%、110%、120%）を組み合わせ、密封状態になるように製作した。既製の外耳道挿入部はシリコン製で、外耳道に入る部分は直径8.85mm、長さは24.5mm、厚さは0.3mmの大きさを製作した(図2A)。カスタマイズした外耳道挿入部は、まずシリコン印象材（エグザファインパテタイプ、GC社製、東京）を用いて左側外耳道の印象採得を行い、得られた印象体(図1A)を、3Dスキャナー（3 shape D700 scanner 3 shape社製、コペンハーゲン）にて光学スキャンを行った。スキャンした3Dデータ(図1B)を3Dスキャン用ソフトウェア（Artec Studio、Artec3D社製、ルクセンブルク）を用いて中空構造となるように設計(図1C, D)した後、柔軟質の光硬化型樹脂（PRR35-OP、Roland DG社製、浜松）を使用して、3Dプリンター（ARM-10、Roland DG社製、浜松）で造形した。造形物に気圧計を取り付けるためのチューブを瞬間接着剤と即時重合レジンを用いて装着し、密封状態になるように製作した(図2A)。こうして出来上がったカスタマイズされたセンサーを左側外耳道に挿入し、下顎頭運動時に起こる外耳道のひずみによってセンサー内腔のひずみを圧力の変化として記録した。リアルタイムでAD変換（サンプリングクロック：100Hz）されたデータはパソコン上の波形分析ソフトのspike2（CED社製、ケンブリッジ）に取り込まれた。

4. 筋電図記録

左側外耳道のひずみと同時に左右側咬筋筋電図を記録した。筋電図の記録にあたって、左右咬筋中央部に電極間距離10mmとして脳波記録用皿電極を貼付し、右側耳朶に不感電極を貼付した。記録された筋電図の波形はアンプを介して増幅された。リアルタイムでAD変換（サンプリングクロック：2000Hz）されたデータはパソコン上の波形分析ソフトのspike2（CED社製、ケンブリッジ）に取り込まれた。

5. 外耳道ひずみ波形の変動幅

外耳道挿入部の異なる4種類のセンサーの各咀嚼サイクルにおける波形の変動幅（最大と最小の差）を計測し(図3)、平均値を算出した。この変動幅が大きいほど外耳道挿入部の適合が良いと考えた。

6. 相互相関関数

外耳道ひずみ波形と整流・スムージング（時定数：0.1秒）を行った筋電図波形の相同性を調べるために、2つの波形から相互相関関数を算出し、相互相関関数のピーク値を解析した。相互相関関数とは2つの波形の中に相同性があることを確認するために使われる。整流・スムージングした筋電図は100Hzにダウンサンプリングして、外耳道ひずみ波形と同じサンプリングクロックにしてから行った。2秒をワンブロックとして、それに対する相互相関関数の計算を行った。相互相関関数の横軸を示す τ が-1のと

きの相互相関関数の計算は、対応するポイントの値同士の積の総和で算出でき、その後 τ が 0 に近づくとともに計算に用いる波形は 1 ポイントずつ右にずれていく。このようにして、 τ が 1 のときまで連続的な相互相関関数値が算出でき、相互相関関数の波形が導かれる。 τ が最も 0 に近い関数のピーク値を、相同性を表す数値として解析に用いた。

7. 外耳道ひずみによる咀嚼回数計数方法

1) 自己相関関数の算出法

咀嚼以外の運動でも外耳道のひずみが生じるため、自己相関関数を用いて 1 つの波形の中に周期性があることを確認した。算出方法は前述の相互相関関数と同じだが、相互相関加数は 2 つの波形の中に相同性があることを確認するために使われるのに対し、自己相関関数は 1 つの波形の中に周期性があることを確認するために使われる。自己相関関数では τ が 0 の時に値が最大となり値が 1 になる。また τ が 0 以外でピークとなるのは、その時の τ に相当する周期を持った波形であることを示す。

2) 咀嚼の判定と咀嚼回数の推定 (特許第 5660556 号)¹⁸⁾

咀嚼回数の計数は、自己相関関数で、一定のピーク (τ_{peak}) が出現することで、まず、リズム性の有無を確認し、 τ_{peak} が -0.9 ~ -0.4 の間に存在するときに咀嚼と判断し、 $1 / \tau_{\text{peak}}$ を 2 秒間に存在する咀嚼回数とし、順次加算して行き、嚥下までの咀嚼回数を計数した。

8. 筋電図記録からの咀嚼回数の計数方法

咬筋筋電図を整流・スムージング (時定数 : 0.1 秒) した波形から、各バーストのピークの高さを自動計測した。各バーストのピークは自動で計測するように波形分析ソフトの spike2 でプログラムを製作し、計数を行った (図 4)。ピークの高さは最大バーストの 10% を超えるものとし、前のピークから 0.4 秒以上後に見られるものを検出した。ただし、これらの値は、被験者、電極の位置等で異なることがあるので、その場合は適切に修正した。

8. 2 つの咀嚼回数の値の一致度の分析方法

外耳道ひずみによる回数と筋電図による回数は Bland-Altman 分析を用いた。Bland-Altman 分析では 2 つの測定値の平均値と差を取り、縦軸に差、横軸に平均値で表した分布図 (図 5) を用います。実線は差の平均値、上下の点線はその平均値に対し標準偏差 $\times 1.96$ の値を増減した値となる。この点線で囲まれた範囲を 95% 一致限界と呼ぶ。95% 一致限界とは、差の値の 95% がこの範囲にあると考えられ、この範囲が大きいほど、両者の回数に不一致があることになる。Bland-Altman 分析では、縦軸での 0 を基準に、上は差を求める時に引かれる数 (被減数) の方が多い、下はこの被減数の方が少ないと読み取る。

9. 統計

外耳道ひずみ波形の変動幅と相互相関関数のピーク値に対して、外耳道挿入部の異なる各センサーにおける相違は **Friedman** 検定により検定した。有意性が確かめられた場合に、その後の検定としての **Wilcoxon** の符号付き順位検定を行った。

結果

1. 筋電図波形と外耳道ひずみ波形の比較

リンゴ咀嚼時に記録された波形の一例を示す(図 6)。外耳道ひずみ波形と筋電図波形は同じリズムで変動した。また、110%(図 6B) > 100%(図 6C) > 120%(図 6D) > 既製品(図 6A)の順に大きな変動幅で記録できた。

2. 外耳道ひずみ波形の変動幅

外耳道挿入部の異なる各センサーの外耳道ひずみ波形の変動幅の箱ひげ図を示す(図 7)。いずれの咀嚼(リンゴ右側咀嚼、リンゴ左側咀嚼、グミ右側咀嚼、グミ左側咀嚼)においても、変動幅の外耳道挿入部の異なる各センサー間で、**Friedman** 検定により有意な相違が認められた。その後の検定としての **Wilcoxon** の符号付き順位検定を行うと、リンゴの右咀嚼(図 7A)では、5 ペアに、リンゴの左咀嚼(図 7B)では、4 ペアに、グミの右咀嚼(図 7C)では、5 ペアに、グミの左咀嚼(図 7D)では、4 ペアに有意差が認められた。以上から、既製品の変動幅が他に比べて小さく、110%のセンサーのものが最も大きい変動幅となった。

3. 相互相関関数のピーク値

外耳道挿入部の異なる各センサーと筋電図波形との相互相関関数のピーク値を箱ひげ図で示す(図 8)。いずれの咀嚼においても(図 8A、B、C、D)、相互相関関数のピーク値は、変動幅の外耳道挿入部の異なる各センサー間で、**Friedman** 検定により有意な相違が認められなかった。

4. 咀嚼回数計数装置と筋電図の一致度の分析

リンゴ咀嚼時の **Bland Altman** 分析の結果を表 1 に示す。外耳道ひずみの記録と、反対側(右)での咀嚼のときに、同側(左)での咀嚼に比べて、95%一致限界が小さくなった。また、サイズ別では反対側(右)咀嚼のときには100%、同側(左)咀嚼では120%が最も95%一致限界が小さくなった。

グミ咀嚼時の **Bland Altman** 分析の結果を表 2 に示す。95%一致限界は全体的にリ

リング咀嚼時よりも大きい結果となった。95%一致限界の範囲をサイズ別に比較すると、反対側（右）咀嚼のときには100%のサイズが最も小さく、同側（左）咀嚼では、110%のサイズが最も95%一致限界が小さい結果となった。

2つの結果から、95%一致限界は反対側（右）咀嚼の方が同側（左）咀嚼（左）よりも小さくなった。また、リング咀嚼の方がグミ咀嚼よりも95%一致限界は小さい結果となった。一方で、サイズ別の結果には一貫性が認められなかった。

考察

1. 外耳道ひずみと顎運動

解剖学的見地から、下顎頭と外耳道の関係は非常に緊密で、指を外耳道に挿入して下顎を動かすと外耳道壁の軟組織を介して下顎頭の動きがよく触知できる。顎運動時の下顎頭の動きは外耳道をわずかながら変形させる²³⁾。事実、外耳道のひずみを調べることで、下顎頭の動きを知る試みがなされている^{17, 24, 25)}。

咀嚼中の顎関節の運動と外耳道ひずみを同時記録して、相互相関関数から二つの波形の相同性を調べると、外耳道のひずみは、顎関節の前後運動と相動性が高いことが知られている¹⁷⁾。さらに咀嚼運動時には平衡側下顎頭の動きが大きく、平衡側で外耳道のひずみとの相同性の高いことが明らかになっている。また、低いながらも外耳道のひずみと作業側下顎頭の動きとの相同性もあることが示されている¹⁷⁾。本研究でも同側咀嚼で咀嚼回数の計数ができたことから、作業側の外耳道ひずみでも咀嚼回数が計数できる可能性を示すことができた。

2. 咀嚼回数の計数について

1) 筋電図による計数

新しいセンサーが咀嚼回数を計数出来ているかを調べるために、本研究では筋電図からカウントする方法を現時点での正しい方法として咀嚼回数の基準とした。咀嚼回数を計数するのに、筋電図、顎運動、ビデオ動画およびその他の動きなどから計数する方法がある⁷⁻¹¹⁾。顎運動やビデオ動画では、咀嚼を行っているかの判断が難しく、咀嚼運動を臼歯部で食品を咬断・臼磨する運動と捉えて、咀嚼筋活動が大きく出る運動と考え、本研究では咬筋活動のバーストの数を計数する方法と対比した。しかし、前歯部で食品を咬断した時も筋活動は大きくなる場合があると考えられる。このような点が、今回の結果では、外耳道ひずみで計数した回数は筋電図で計数した値よりも少なくなった原因のひとつである可能性も考えられる。必ずしも機能的な咀嚼運動と一致する咀嚼回数計数のゴールドスタンダードはないと考える。

2) 装置による計数

本研究では、既に開発されている外耳道ひずみの波形から咀嚼回数を計数する装置¹⁹⁾を応用し、外耳道の印象採得を行い、カスタマイズしたセンサーを使用した。過去にも、下顎頭の動きを知るために外耳道の変形を記録したり、外耳道の変形から咀嚼回数を計数したりする試みが行われている^{16, 19, 24, 25)}。本装置の特徴は外耳道ひずみに下顎頭運動が反映されている点を利用したことと、自己相関関数を算出し、一定の間隔にピークが認められることを利用してリズム性を確認し、抽出する点にある¹⁸⁾。下顎頭の動きから咀嚼運動を抽出するために、咀嚼運動のリズム性を利用した。健常成人での一般的な咀嚼リズムは約 1.5 Hz である²⁶⁾ので、自己相関関数で、1~2 Hz のリズム性を確認し、その波形を咀嚼運動とした。リズムが大きく変化した時などは計数が減少する傾向にあり、このことも、外耳道ひずみで計数した回数は筋電図で計数した値よりも少なくなった原因のひとつであると考えられる。

3. 咀嚼様式について

本研究では、左側の外耳道にセンサーを挿入し、右側または左側に規定して咀嚼、嚥下してもらう試行を行った。右側咀嚼の場合、外耳道ひずみの記録側は平衡側となるので、咀嚼運動中の下顎頭は、前後方向に大きく動くことから、大きなひずみの波形が記録できることを想定し、装置による計数が正確になると考えて行った。反対に左側咀嚼の場合には正確性が劣ると考えた。結果として、右側咀嚼の方が左側咀嚼よりも 95% 一致限界が小さくなった。

また、リンゴ咀嚼の方がグミ咀嚼よりも 95% 一致限界が小さくなったのは、リンゴの方が、咀嚼回数が少ないことやリンゴの方が柔らかいので咀嚼運動がスムーズであったことが考えられる。

4. 外耳道挿入部の形・サイズの相違

本研究では、イヤホン型のセンサーを装着する方法^{17, 19)}に改良を加えて、各個人にカスタマイズした外耳道挿入部を製作することとした。以前の研究において、ワンサイズの既成の外耳道挿入部では、計数が困難な被験者が存在していたため、個人の外耳道にカスタマイズした外耳道挿入部を利用することを着想した。この背景には、CAD/CAM を利用して柔軟質樹脂を用いて製作できる技術が開発されたことによる²⁰⁻²²⁾。本研究で使用した 3D プリンター (ARM-10、Roland DG 社製、浜松) には、専用の硬質、軟質、柔軟質の 3 種類の光硬化型樹脂がある。本研究ではその中から、外耳道の皮膚の動きに最も追従すると考えられる柔軟質の樹脂 (PRR35-OP、Roland DG 社製、浜松) を採用した。

既成の外耳道挿入部とカスタマイズした外耳道挿入部では、密着感が異なったが定量的に計測することは出来なかった。また、今回利用した樹脂の重合収縮率は公開されて

いないが、製作中の収縮などを考慮して、サイズを 100%、110%、120%の 3 種類を実験に使用した。

下顎頭による外耳道ひずみは前方部で生じている可能性が高いが、外耳道全体の大きさを考えると、外耳道の大きさがどのように変化しているかは個人差も含めて不明である。しかし、変動幅の測定が外耳道のひずみによるセンサー内の気圧変化の大きさを表していると考えたと、大きな変動幅は、より外耳道壁に密着している際に生じると考えられる。本研究結果から、既製品とカスタマイズしたものを比較すると既製品では変動幅が小さく、カスタマイズしたものの中では 110%のもので変動幅大きかった。つまり、既製品が最も適合が悪く、110%のもの適合が最も良いと考えられた。しかし、筋電図波形と外耳道ひずみ波形の相互相関関数を算出した結果のピーク値を比較すると、各センサー間で相異は認められなかった。変動幅は小さくとも、いずれのセンサーで記録しても、筋電図に相同の波形の変動が認められたことを示している。このことは、記録状況が整って人工的な変動が波形に乗らなければ、いずれのセンサーでも有効であることが示している。ただし、実用を考えるとやはり変動幅の大きなセンサーを利用する利点が大いと考えられる。

5. 今後の研究

本研究で、各個人の外耳道にカスタマイズしたセンサーを製作し、新たな咀嚼回数計数装置の有用性を示すことができた。その中で最もセンサーの感度が良いと考えられる 110%のサイズを使用し被験者数を増やすことで、より確実性の高い装置の開発を行って行きたい。また、外耳道ひずみの波形は顎運動の影響を反映すると考えられるため、顎関節症や咀嚼運動不良のスクリーニング装置への可能性も検討していきたい。

結論

本研究で、外耳道のひずみを利用した新しい咀嚼回数計数法による咀嚼回数と筋電図により計数した咀嚼回数的一致度を調べると、以下に示す特徴が認められたものの、既製品での咀嚼回数に比べて 95%一致限界は小さく、新しい装置で咀嚼回数が計数できる可能性が示された。

1. カスタマイズされたセンサーが既製品より有効であることが示された。
2. カスタマイズされたセンサーのサイズ別では明らかな相異は認められなかった。
3. カスタマイズされたセンサーの中で 110%のサイズのものが最も大きな変動幅で記録されており、安定性に優れている可能性が示された。

謝辞

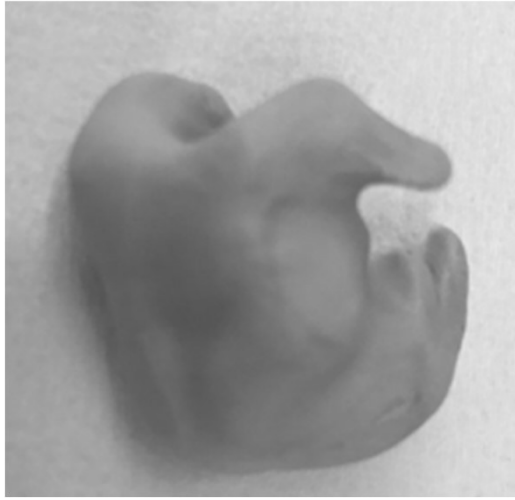
稿を終わるにあたり、始終ご懇篤なご指導とご校閲を賜った本学松本歯科大学大学院顎口腔機能制御学講座 増田裕次教授に深甚なる感謝の意を表します。

参考文献

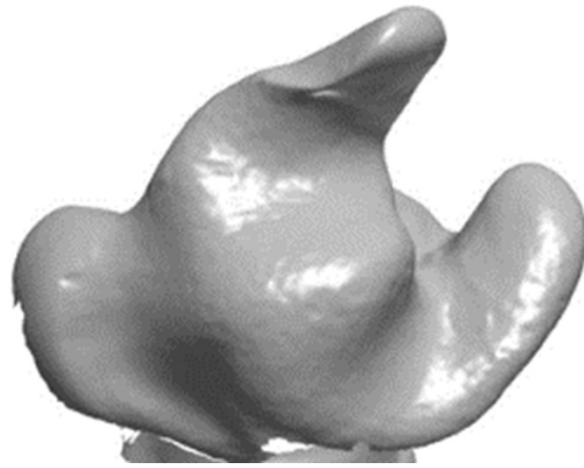
1. Hutchings JB, Lillford PJ (1988) The perception of food texture –The philosophy of the breakdown path. *J Text Study* 19: 103-115.
2. 塩澤光一, 神山かおる, 柳沢慧二 (2005) 米飯咀嚼時の食塊物性変化. *日本咀嚼誌*. 15: 37-42.
3. de Oliveira TRC and Frigerio MLMA (2004) Association between nutrition and the prosthetic condition in edentulous elderly. *Gerontol.* 21: 205-208.
4. Kwok T, Yu CN, Hui HW, Kwan M and Chan V (2004) Association between functional dental state and dietary intake of Chinese vegetarian old age home residents. *Gerontol.* 21: 161-166.
5. Sahyoun NR, Zhang XL and Serdula MK (2005) Barriers to the consumption of fruits and vegetables among older adults. *J Nutr Elder.* 24: 5-21.
6. Marcenes W, Steele JG, Sheiham A and Walls AWG (2003) The relationship between dental status, food selection, nutrient intake, nutritional status, and body mass index in older people. *Cad Saude Publica.* 19: 809-16.
7. 日本肥満学会 (2016) 肥満症診療ガイドライン ライフサイエンス出版 東京
8. 吉松博信(2011). 肥満症の行動療法. *日内会誌*, 100: 917-927
9. Le Reverend B, Saucy F, Moser M and Loret C (2016) Adaptation of mastication mechanics and eating behaviour to small differences in food texture. *Physiol Behav.* 165: 136-45.

10. Mioche L, Bourdiol P, Martin JF and Noel Y (1999) Variations in human masseter and temporalis muscle activity related to food texture during free and side-imposed mastication. *Arch Oral Biol.* 44: 1005-12.
11. van der Bilt A, Engelen L, Pereira LJ, van der Glas HW and Abbink JH (2006) Oral physiology and mastication. *Physiol Behav.* 89: 22-7.
12. van der Bilt A and Abbink JH (2017) The influence of food consistency on chewing rate and muscular work. *Arch Oral Biol.* 83: 105-10.
13. Goto T, Nakamich A, Watanabe M, Nagao K, Matsuyama M and Ichikawa T (2015) Influence of food volume per mouthful on chewing and bolus properties. *Physiol Behav.* 141: 58-62.
14. Sazonov ES and Fontana JM (2012) A Sensor System for Automatic Detection of Food Intake Through Non-Invasive Monitoring of Chewing. *IEEE Sens J.* 12: 1340-8.
15. Passler S and Fischer WJ (2014) Food intake monitoring: automated chew event detection in chewing sounds. *IEEE J Biomed Health Inform.* 18: 278-89.
16. Zhang R and Amft O (2018) Monitoring Chewing and Eating in Free-Living Using Smart Eyeglasses. *IEEE J Biomed Health Inform.* 22: 23-32.
17. Hori K, Ueharaa F, Yamagaa Y, Yoshimura S, Okawa J, Tanimura M and Ono T (2021) Reliability of a novel wearable device to measure chewing frequency. *J prosthodont Res.* 65: 340-345.
18. Taniguchi K, Kondo H, Tanaka T and Nishikawa A (2018) Earable RCC: Development of an Earphone-Type Reliable Chewing-Count Measurement Device. *J Healthc Eng.* Article ID 6161525.
19. 祁君容 (2015) 顎運動時に起こる外耳道のひずみと下顎頭運動の相関関係 学位論文
20. 国内特許 咀嚼回数識別計数表示装置 特許第 5660556 号 2014 年 12 月 12 日登録 松本歯科大学(発明者:増田裕次)
21. 菅生秀昭 (2017) 外耳道のひずみで咀嚼回数をカウントする方法について 学位論文
22. Jovic TH, Stewart K, Kon M and Whitaker IS (2020) Auricular reconstruction: A sociocultural surgical and scientific perspective. *J Plastic Reconstruct Aesthetic Surg.* 73: 1424-1433
23. Jovic TH, Combella EJ, Jessop ZM and Whitaker IS (2020) Using 3D printing technology to teach cartilage framework carving for ear reconstruction. *Frontiers in Surgery.* 7: Article 44.

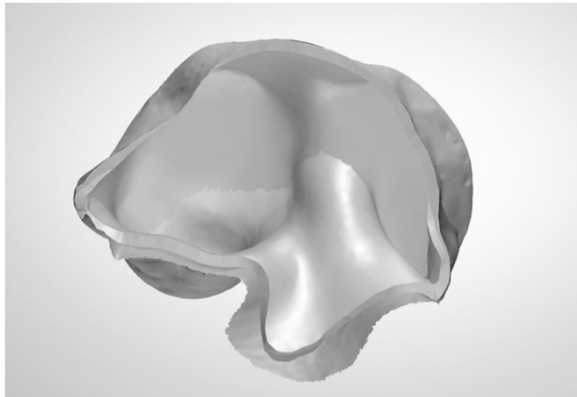
24. Mussi E, Furferi R, Volpe Y, Facchini F, McGreevy KS, Francesca and Uccheddu F (2019) Ear reconstruction simulation: From handcrafting to 3D printing. *Bioengineering*. 6: 14.
25. 河村洋二郎(1972):咬合の生理について. *日本歯科評論*. 359: 25-33.
26. Brenman HS, Mackwiak RC and Friedman MHF (1968) Condylar displacement recording an analog of mandibular movements. *J Dent Res*. 47: 599-601.
27. 太田勝美(1975)口外記録法による顎関節顆頭運動の分析.*口病誌*. 192: 18-127.
28. Peyron MA, Mishellany A and Woda A (2004) Particle size distribution of food boluses after mastication of six natural foods. *J Dent Res*. 83: 578-582.



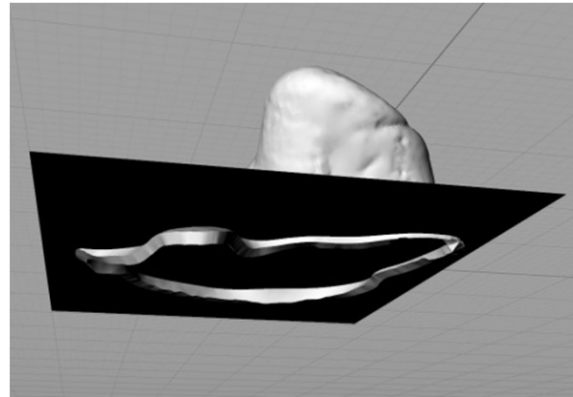
A



B

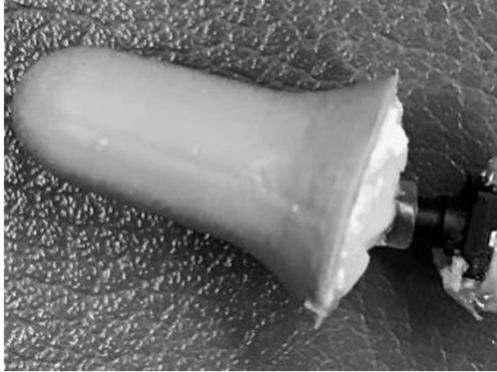


C

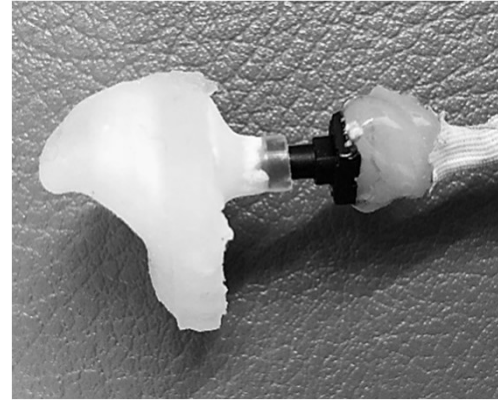


D

图 1



A



B

图 2

外耳道ひずみ

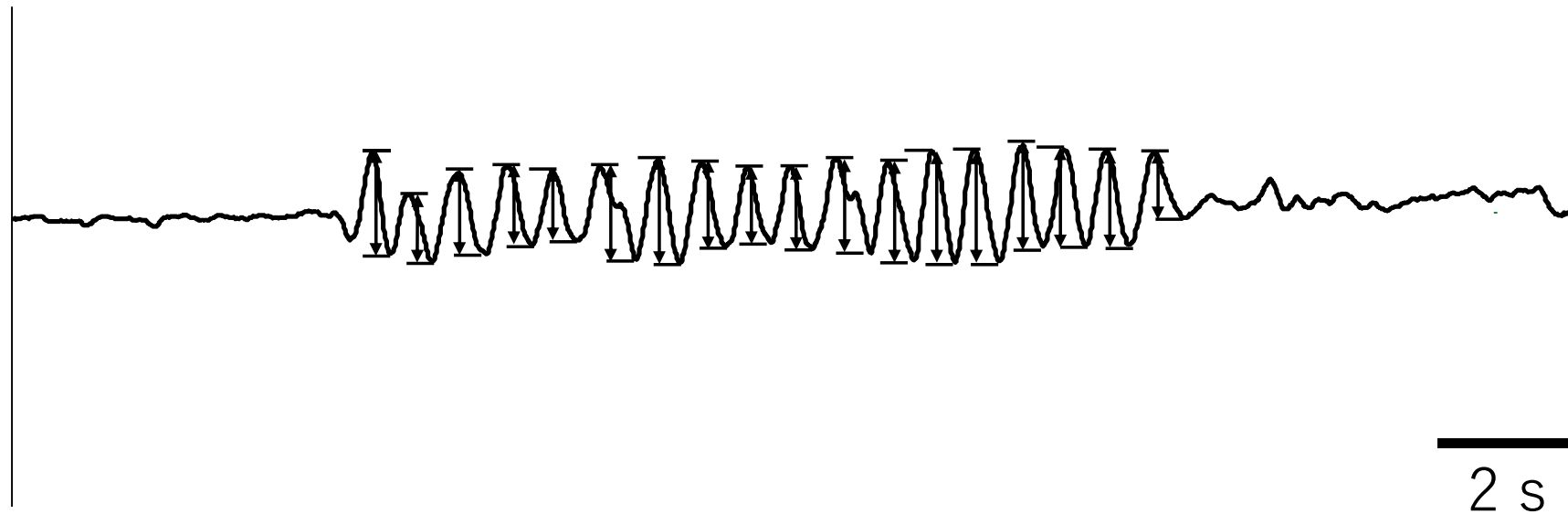
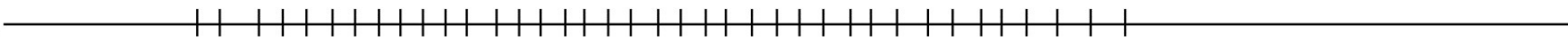
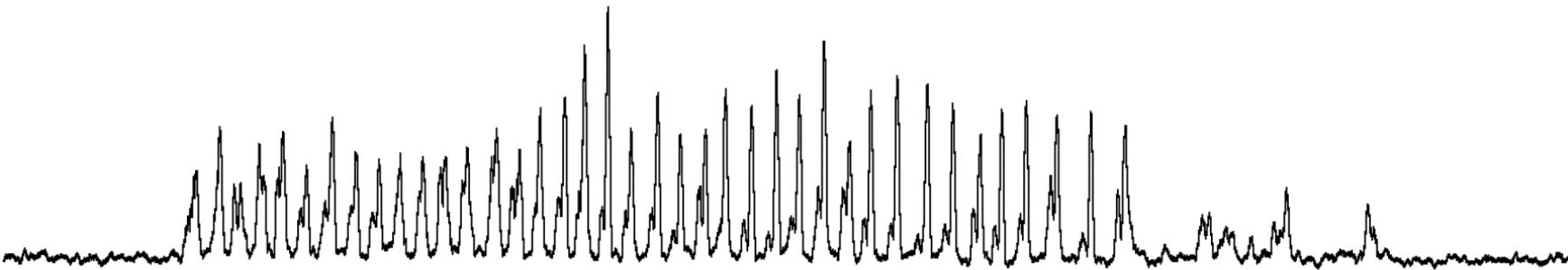


図 3

L-Mass peak



L-Mass



5 s

图 4

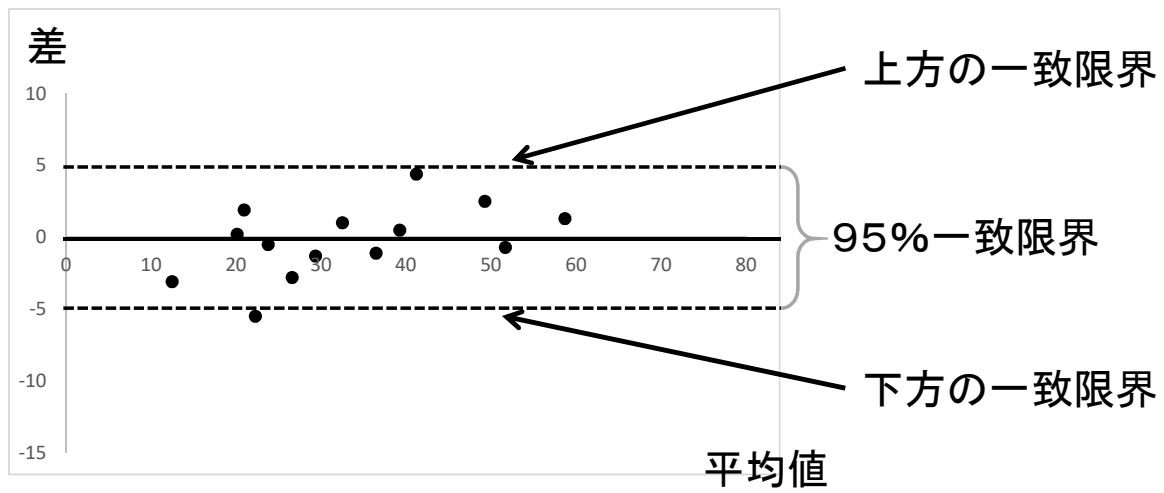


図 5

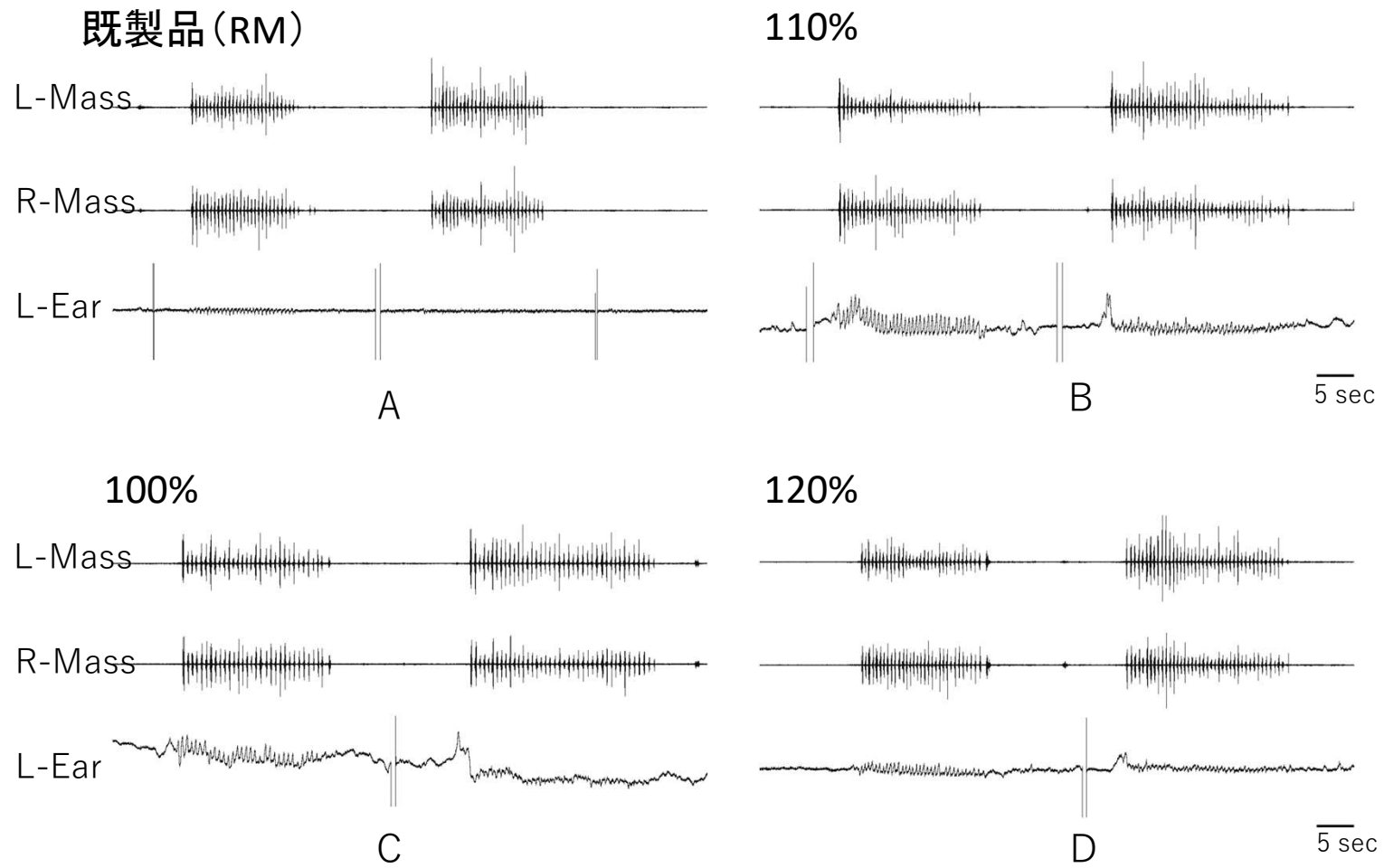
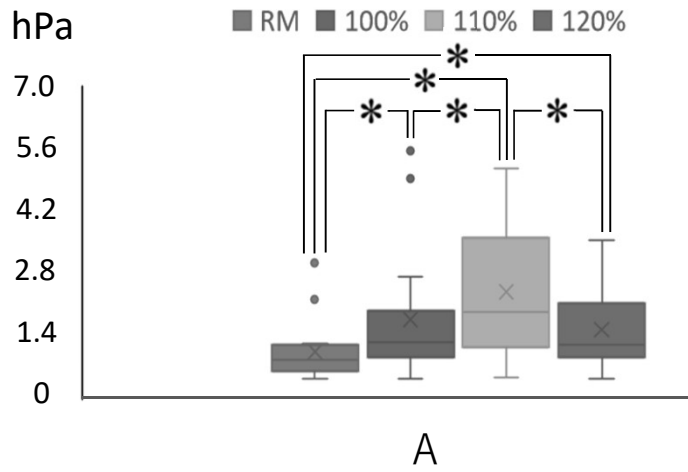
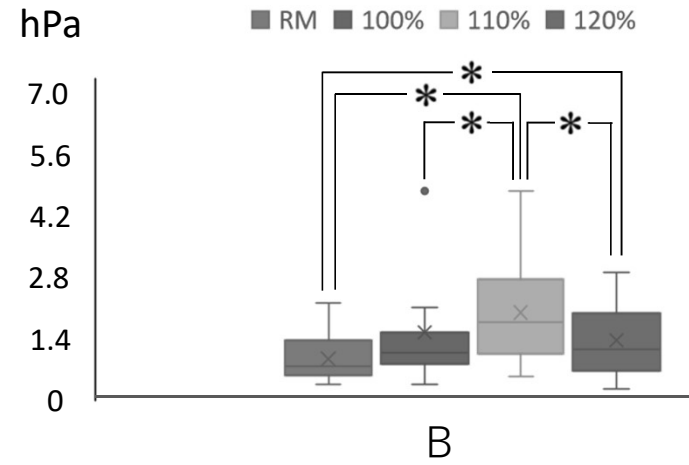


図 6

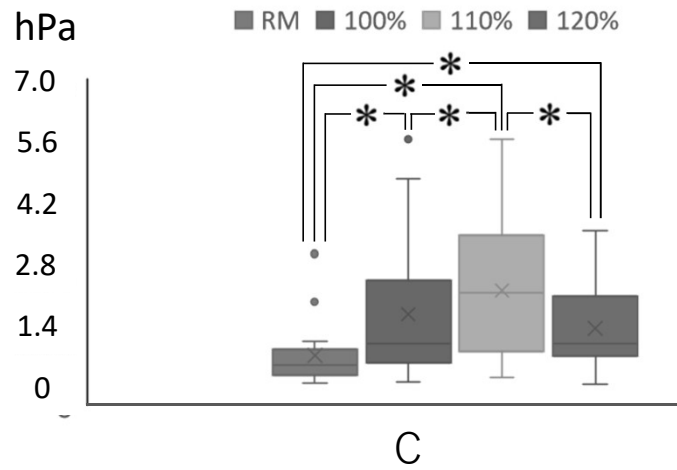
リンゴ右側咀嚼



リンゴ左側咀嚼



グミ右側咀嚼



グミ左側咀嚼

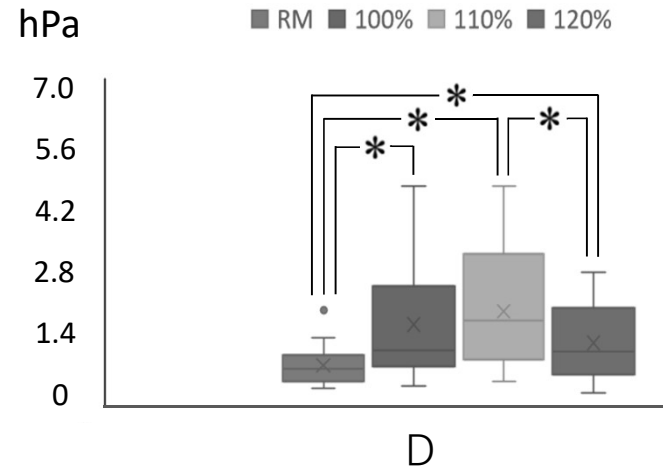
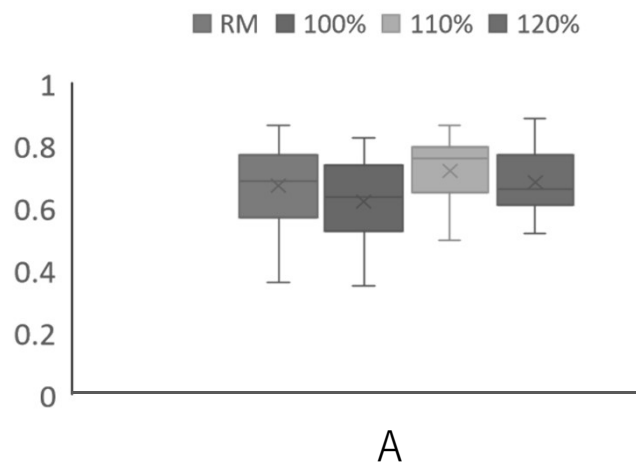
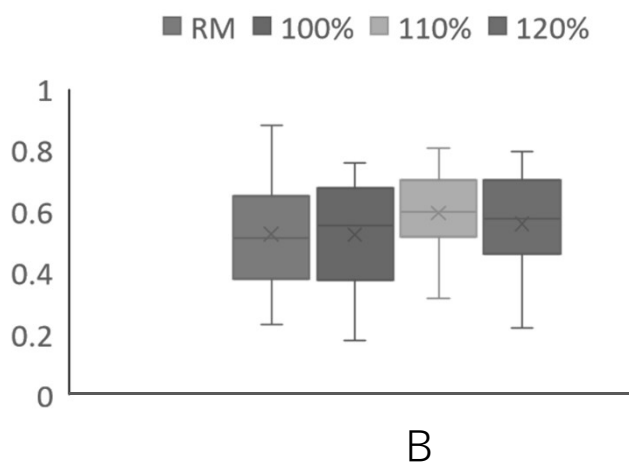


図 7

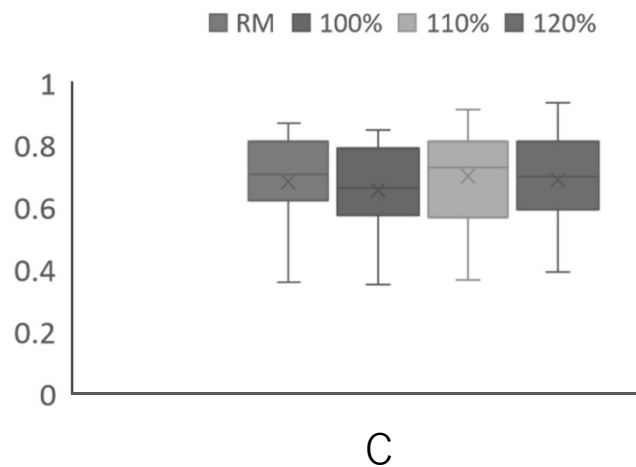
リンゴ右側咀嚼



リンゴ左側咀嚼



グミ右側咀嚼



グミ左側咀嚼

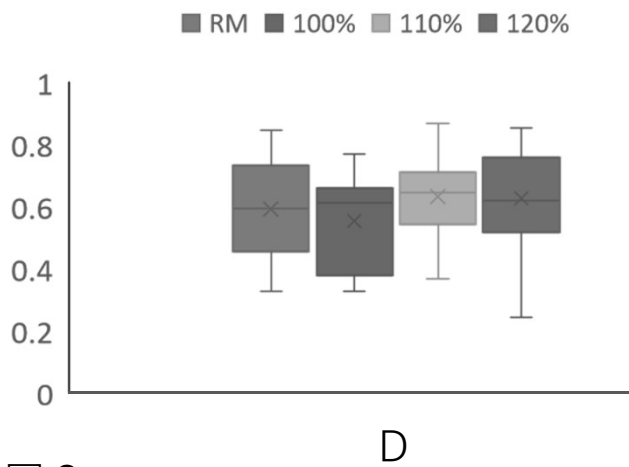


図 8

リンゴ	反対側咀嚼(右)			同側咀嚼(左)		
	差の平均値	上限・下限	一致限界	差の平均値	上限・下限	一致限界
RM	-1.140	7.167	16.614	-4.439	4.042	16.961
		-9.447			-12.919	
100%	-3.050	3.651	13.403	-3.662	5.114	17.551
		-9.752			-12.437	
110%	-1.979	4.833	13.624	-4.869	5.299	20.335
		-8.791			-15.036	
120%	-1.804	5.742	15.092	-2.513	9.342	23.709
		-9.350			-14.367	

表1

ゴミ	反対側咀嚼(右)			同側咀嚼(左)		
	差の平均値	上限・下限	一致限界	差の平均値	上限・下限	一致限界
RM	-3.289	9.368	25.315	-5.081	8.672	27.506
		-15.947			-18.834	
100%	-5.211	6.389	23.199	-7.536	6.136	27.345
		-16.810			-21.209	
110%	-3.083	9.287	24.739	-5.228	5.370	21.195
		-15.452			-15.825	
120%	-5.633	7.897	27.061	-6.827	5.832	25.317
		-19.164			-19.486	

表2

図 1 : 各個人の外耳道の形態にカスタマイズされたセンサーの製作過程

A:外耳道の印象体

B:印象体を 3D キャン後の 3D データ

C:中空構造に設計 (CAD)

D:蓋の設計 (CAD)

図 2 : 外耳道内センサー

A : 外耳道挿入部が既製品のセンサー

B : 外耳道挿入部を 3D プリンターで造形したカスタマイズされたセンサー

図 3 : 外耳道ひずみ波形の変動幅の計測

外耳道ひずみ波形の各咀嚼サイクルにおける最大と最小の差 (波形の変動幅) を計測し、平均値を算出した

図 4 : 筋電図による咀嚼回数の算出方法

下の波形は左側咬筋の筋電図波形を整流・スムージング処理したもの。

上のラインはそのバーストのピーク数を示す。

図 5 : Bland-Altman 法での分析

2つの測定値の平均値と差を取り、縦軸に差、横軸に平均値で表した分布図。

実線 : 差の平均値。

上下の点線 : 平均値に標準偏差かける 1.96 の値を増減したもの。

上下の点線で囲まれた範囲 : 95%一致限界。

図 6 : 各センサーから記録されたリンゴ(5g)咀嚼時の外耳道ひずみ波形の一例

既製品 (A)、100% (B)、110% (C)、120% (D) のセンサーから記録された波形の一例を示す。

それぞれ、上から、左側咬筋筋電図、右側咬筋筋電図、左側の外耳道ひずみの波形を示す。

図 7 : 各サイズ別の外耳道ひずみ波形の変動幅の箱ひげ図

A : リンゴの右側咀嚼

B : リンゴの左側咀嚼

C : グミの右側咀嚼

D : グミの左側咀嚼

図 8 : 相互相関関数のピーク値の箱ひげ図

A : リンゴの右側咀嚼

B : リンゴの左側咀嚼

C : グミの右側咀嚼

D : グミの左側咀嚼

表 1 : リンゴ咀嚼時の Bland Altman 分析の結果

表 2 : グミ咀嚼時の Bland Altman 分析の結果

カスタマイズしたセンサーを用いて検知した
外耳道のひずみで咀嚼回数を計数する
新しい方法

吉野 旭宏

大学院歯学独立研究科 顎口腔機能制御学講座
(主指導教員:増田 裕次 教授)

松本歯科大学大学院歯学独立研究科博士(歯学)学位申請論文

New method to count the number of chewing by distortion of
the ear canal using customized sensor

Akihiro Yoshino

Department of Oral and Maxillofacial Biology, Graduate School of Oral Medicine
(Chief Academic Advisor : Professor Yuji Masuda)

The thesis submitted to the Graduate School of Oral Medicine,
Matsumoto Dental University, for the degree Ph.D. (in Dentistry)

【目的】

これまでの研究で、咀嚼時に外耳道にひずみが生じることを利用し咀嚼回数を計数する方法を開発した。しかし、既製の耳栓を応用したセンサーでは、測定できない被験者もいた。そこで、本研究では、外耳道の印象採得を行い、個々の外耳道の形態にカスタマイズしたイヤホン型のセンサーを製作し、新たな咀嚼回数計数装置の有用性を検討した。

【方法】

成人 18 名（男性 9 名、女性 9 名、21～45 歳、平均年齢 28.0 ± 6.15 歳）を対象とし、研究の内容を理解し同意を得た者とした。第三大臼歯以外の歯の欠損を持つ者、顎口腔領域に疼痛や機能障害を持つ者を除外した。すべての被験者には自覚的な顎関節症の症状は認められなかった。外耳道のひずみ変化を感知するために、パテタイプのシリコーン印象材で左側外耳道の印象採得を行い、得られた印象体を 3 次元スキャンした後、CAD（Computer Aided Designing）で外耳道挿入部を構築した。そのデータを 3D プリンターで柔軟質の樹脂を使用し外耳道挿入部を造形した。造形物に気圧計を連結し、各個人の外耳道にカスタマイズされたセンサーを製作した。カスタマイズされたセンサーのサイズとして実寸の 100%、110%、120% の 3 種類の外耳道挿入部を製作し、既製の耳栓から作った外耳道挿入部を含めて 4 種類のセンサーを使用した。リンゴ（一片：5.0 g）およびグミ（1 個：3.4 g）を左右それぞれ偏側で咀嚼させ嚥下まで行わせ、外耳道ひずみの波形と両側咬筋筋電図を同時記録した。

咀嚼中の外耳道のひずみ変化の波形はリズムカルな変動を示しており、各咀嚼サイクルにおける最大と最小の差（波形の変動幅）を計測し、平均値を算出した。さらに、ひずみ変化の波形と筋電図を整流しスムージングを行った波形との間で相互相関関数を計算し、 τ が 0 に近いところでの最大値を代表値として算出した。また、咀嚼回数に関してはひずみ変化の波形から咀嚼回数識別計数表示装置（松本歯科大学 特許第 5660556 号）に準拠して計数したものと、咀嚼側咬筋から記録した筋電図から咬筋バーストの数をカウントしたものを比較した。筋電図による咀嚼回数と、外耳道のひずみ変化からカウントした回数的一致度を Bland-Altman 分析にて解析した。

【結果】

1. 外耳道ひずみ波形の変動幅

波形の変動幅は左側咀嚼（同側）に比べて右側咀嚼（反対側）で記録した時の方が大きい傾向が認められ、センサーのサイズ別の外耳道ひずみ波形の変動幅は、110%と 120%のサイズで有意に大きかった。また、センサーのサイズ別の比較では、既製品での変動幅が最も小さく、110%のサイズのものが最も大きかった。

2. 相互相関関数のピーク値

いずれの咀嚼において、0.7程度のピーク値を示し、2つの波形に相同性が認められた。各センサー間の相違についてはフリードマン検定により有意な相違は認められなかった。

3. 咀嚼回数計数装置と筋電図の一致度の分析

Bland Altman 分析の結果、95%一致限界の範囲は反対咀嚼（右）の方が同側咀嚼（左）よりも小さくなった。また、リンゴ咀嚼の方がグミ咀嚼よりも95%一致限界の範囲は小さい結果となった。さらに、サイズ別の結果には一貫性が認められなかった。

【結論】

本研究で、外耳道のひずみを利用した新しい咀嚼回数計数装置による咀嚼回数と筋電図により計数した咀嚼回数の一致度を調べると、以下に示す特徴が認められたものの、既製品での咀嚼回数に比べて95%一致限界は小さく、新しい装置で咀嚼回数が計数できる可能性が示された。

1. カスタマイズされたセンサーが既製品より有効であることが示された。
2. カスタマイズされたセンサーのサイズ別では明らかな相異は認められなかった。
3. カスタマイズされたセンサーの中で110%のサイズのものが最も大きな波で記録されており、安定性に優れている可能性が示された。