

## 科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 28 年 5 月 26 日現在

機関番号：10101

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2013～2015

課題番号：25463125

研究課題名(和文) マイクロ加速度センサーを用いた咬合力3次元可視化への挑戦ー外科矯正の観点からー

研究課題名(英文) Visualization of occlusal force by micro 3-axis acceleration sensor-from the standpoint of orthognathic surgery

研究代表者

松下 和裕 (MATSUSHITA, Kazuhiro)

北海道大学・歯学研究科(研究院)・助教

研究者番号：10399933

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,900,000円

研究成果の概要(和文)： 経験則で築いた咬合状態を、客観的に測定するためMicro Electro Mechanical Systems (MEMS)技術により超小型化され3軸マイクロ加速度センサーを歯面頬側に装着し、咬合時に歯にかかる力の方向を3次元的にリアルタイムに評価するシステムを試作した。結果、タッピング時には、臼歯部より前歯部のほうが強い力がかかり、咀嚼時にかかる力の大きさは異なることが判明した。また、臼歯部は歯軸にほぼ垂直に力がかかるが、前歯部にはflare outさせる力がかかり、犬歯には複雑な方向にかかることが判明した。咬合の実態を測定するには活気的な手法であるが、改善も必要であることが判明した。

研究成果の概要(英文)： In order to elucidate the precise occlusion in an objective fashion, different from empiric-based concept, we have made up a system using micro 3-axis acceleration sensor which had been developed by Micro Electro Mechanical System technology. The sensors were fixed on the buccal surface of the tooth crown. The modality was far from traditional one which had been a thin film-shaped and been set on the occlusal table. When tapping, heavier force was produced at the incisors than at the posterior teeth, contrary to the common and conventional notion that heavy forces had been produced at the posterior tooth during mastication. And the direction of force was coincident with that of tooth axis at the molar region when tapping. At the incisor region, however, it was not parallel to that of the tooth axis as if it had brought about flare out of the teeth. This system enables precise evaluation of the force direction by tapping and will be reliable measurement apparatus with modifications.

研究分野：口腔外科

キーワード：咬合力 3軸加速度センサ

### 1. 研究開始当初の背景

外科矯正術で咬合を改善し矯正装置撤去後、治療により獲得した良好な咀嚼機能を維持するためには、その撤去時に確立された咬合状態がしっかり安定していなくてはならない。北海道大学病院 歯科診療センターでは、昭和 47 年以降、補綴科、矯正科、口腔外科の 3 科がチームを結成し、一貫したチームアプローチを行っており、獲得すべき条件として、①上下歯牙の嵌合位が中心嵌合位となり得ること、②両側臼歯部におけるセントリックストップが得られること、③前歯部におけるアンテリアガイダンスが得られることを念頭において治療を行ってきた。申請者は、従来の理念に加え、左右同名歯にかかる力の向きが、歯軸に平行で、かつ、ともに打ち消し合うことが望ましいとも考え(図 1)、矯正装置撤去の際、ならびに術後の経過観察の時には常に注意して観察してきた。

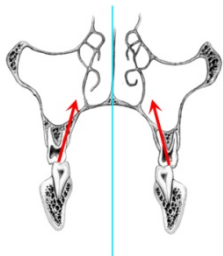


図 1 咬合時、左右の歯に同じ大きさの力が歯軸方向にかかり、その左右方向の力をともに打ち消し合うのが理想的。

しかし、その力の方向を見定める手法は、実際の臨床では手指を歯の表面にあててその感触を感じるしかなく(図 2)、客観性に乏しい。また、その力の向きや方向は実際に咬合運動をすることで常に変化し不変であることはない。



図 2 手指を歯の頬側にあてて、咬合時、上下歯牙が接触した際の衝撃を触知する。

現在、咬合状態を評価する 1 つの方法として、各種感圧フィルムを上下歯列間に入れて意識的にかみしめ、凹凸状に複雑に当たっている咬頭の位置を印記し、そのフィルムをスキャナーで読みこむ手法はある。しかし、これは、3 次的に複雑に咬み込んだ状態を平面上に描出し、すべて平面上垂直方向にかかっていると仮定した力を計算で求めているに過ぎない。実際に咀嚼運動時の咬合状態を評価しているわけではない。

そこで、本研究では *in situ* で客観的に、かつリアルタイムに測定できるシステム開発を試行した。さらに、経時的にデータを採取することで術後の変化を予想し、その変化を可及的に少なくするような治療計画の立案に結びつけることをめざした。

### 2. 研究の目的

今まで経験則で築いた咬合状態を、客観的に測定するひとつの手技として臨床応用す

るため、Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) 技術により超小型化され 3 軸測定が可能であるマイクロ加速度センサー(図 3)を歯面頬側に装着し(図 4)、咬合時に歯にかかる力の方向を 3 次的に可視化し、力がかかっている方向を客観的に評価するシステムを試作した。センサーの口腔内への設置法、計測法、解析法の検討、ならびに問題点の抽出を目的とした(図 5)。

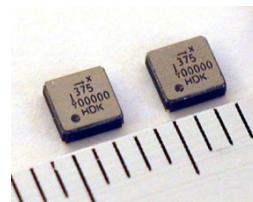


図 3 マイクロ加速度センサー

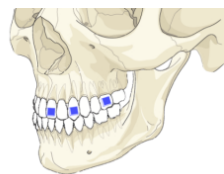


図 4 歯面の頬側に設置

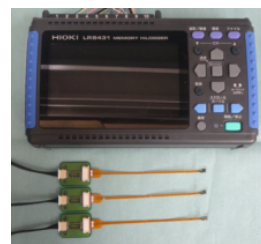


図 5 センサー(矢印)とアナログロガー

なお、このマイクロ加速度センサーは、近年急速にスマートフォンや各種ゲーム機に組み込まれており、これを口腔内への応用する初めての研究であった。

### 3. 研究の方法

- (1) 数多く市販されているセンサーの中から、今回の目的に適合したセンサーを選定した。また、センサー基盤の工夫、作成・形状も検討する。さらに、データ収集・解析、そのアプリケーションも工夫した。
- (2) 模型を用いての実験の工夫  
歯への固定法と咬合器の選定を行った。歯への装着法も検討した。実際の人では下顎が運動するが、咬合器は一般に上顎が動くため、その差異がデータに及ぼす影響を検討した。
- (3) 実際に人へ装着して行うため、院内の自主臨床検討委員会(倫理委員会)

の承認を得た。

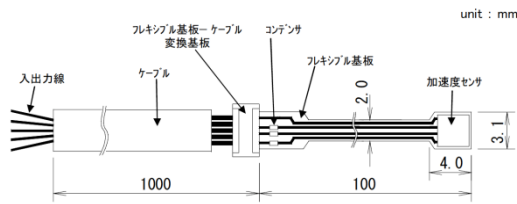
- (4) 人に装着してのデータ収集  
健康ボランティアに装着してデータ収集した。
- (5) データ解析

#### 4. 研究成果

##### (1) センサーの選定・装置の製作

大きさが 3mmX3mmX1mm の piezo 抵抗型 3 軸アナログ加速度センサー (HAAB-346A、北陸電気工業、富山) を選定した。センサー本体を直に歯に装着しても電気経路、信号経路がなければ測定できず、また、歯の表面の限られたスペースに設置し、しかも咀嚼運動を障害しないような体裁にしないためには、試行錯誤のもと 3.1mmX6.0mm の基板にセンサーを設置し、そのセンサーを当該歯面の頬側に設置する様式とした。基板とセンサーを一体化させる接合剤は人体への影響を可及的に少なくするよう無鉛はんだとシリコン樹脂 (Sylgard 184 Silicone Elastomer, DOW Corning 社製) を用いた (図 6)。

センサーフレキシブル基板からの配線を口腔外に設置したフレキシブル基板ケーブル変換基板を経て、長いケーブルをロガー (HIOKI LR8431、日置電気) に接続してデータを記録した。



(加速度センサ出力)

加速度 (G)	2.2	2.5	3.0	3.6
3.0	1.826	2.075	2.490	2.988
2.5	1.705	1.938	2.325	2.790
2.0	1.584	1.800	2.160	2.592
1.5	1.463	1.663	1.995	2.394
1.0	1.342	1.525	1.830	2.196
0.5	1.221	1.388	1.665	1.998
0.0	1.100	1.250	1.500	1.800
-0.5	0.979	1.113	1.335	1.602
-1.0	0.858	0.975	1.170	1.404
-1.5	0.737	0.838	1.005	1.206
-2.0	0.616	0.700	0.840	1.008
-2.5	0.495	0.563	0.675	0.810
-3.0	0.374	0.425	0.510	0.612

※ オフセット電圧、感度は電源電圧に比例します。

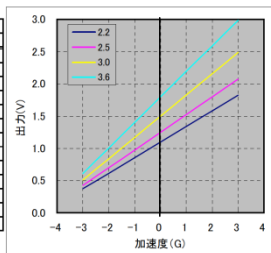


図 6 センサー概略・特性

##### (2) 模型を用いての実験の工夫

歯牙模型を Gygi 型の咬合器に装着し、センサーを 136 の頬側にスーパーボンドで接着した。センサーを上顎に設置し、咬合器の上弓を上下に可動させるため、その運動そのものをセンサーが感知するため、切歯指導釘を上方に動かした時の力でなく、下方に動かした時の加速度の大きさ、方向を歯にかかる力の方向と解釈した。ただ、その際、歯の頬側は曲面であり、センサー基板は平面である

ため、予定とした XYZ 軸に厳格に沿わせることは困難であった。切歯指導釘を徒手で 1cm 上方に移動させて、下に落としてタッピングさせ測定した。その際、運動させるためにセンサー配線の強度や、センサー破損の問題が起き、適宜交換修理した。安定したデータが得られるまで時間がかかった (図 7, 8)。



図 7 実験装置全体像

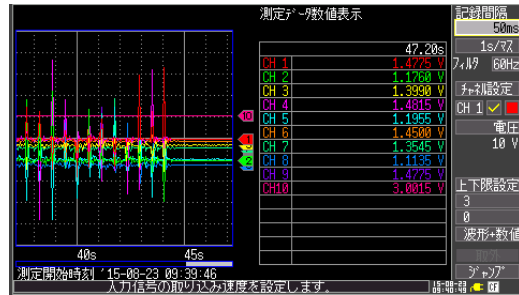
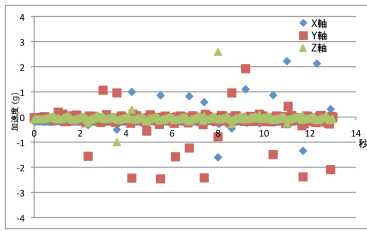
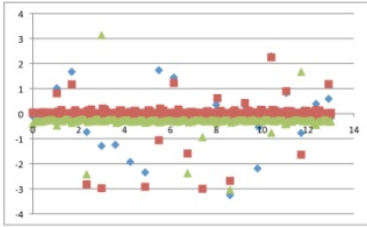


図 8 モニター表示例

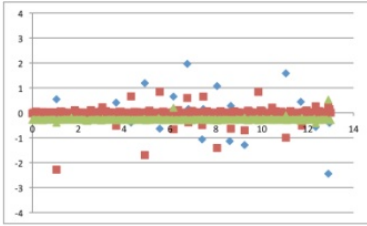
- ① センサーは上顎につけその上顎を動かした開閉口させるため、実際の開口運動の下顎を動かす様式とは異なり、上顎の様々な動きを拾った。
- ② センサー配線の緊張も加速度に影響を及ぼした。
- ③ 接触時にかかる加速度は臼歯部が強いと考えていたが実際は前歯部の方が強かった。これは、顎関節から回転半径が大きいためと考えられた。咬合力とタッピング時の力とは全く別のものであることが判明した。また、切断力と臼磨運動時の力も異なることが示唆された。
- ④ 接触時の加速度は、前歯部は上下と前後方向、臼歯部は上下方向、犬歯部はあらゆる方向に複雑に加速度がかかっていた。
- ⑤ 前歯部は歯軸方向には加速度はかからず、Flare out する方向に、また、臼歯部は比較的歯軸方向にかかり、安定を増強する様式と考えられた。
- ⑥ 歯牙接触の僅かな強さの差が、嵌合時の力の方向に大きな影響を与えた。接触の強さを均一にした時の力の伝わり方の差を描出するのは困難であった。



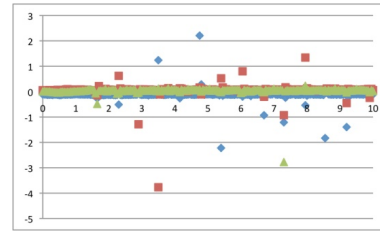
左上1



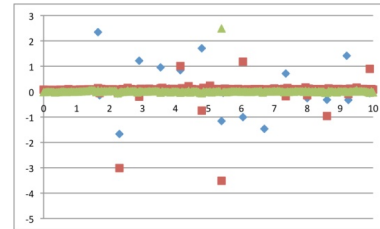
左上3



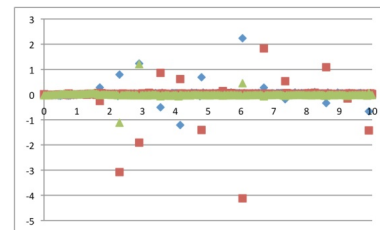
左上6



右上1



右上3



右上6

### (3) 自主臨床検討委員会（倫理委員会）の承認について

模型でのデータが得られたのち、人に装着した上での実験になるため、北海道大学病院内の高度先進医療支援センター 自主臨床研究事務局に実験計画書（臨床研究番号：自013-0190）を提出し、実際の患者での試行のため審査を仰いだ。しかし、生体内に設置するためには、さらにクリアしなければならぬ問題点をいくつか指摘され。そのため、ボランティア患者での研究は施行できないため、大学病院での承認は不要となり、北海道大学大学院歯学研究科へ実験計画書を提出し承認された（承認番号2015第2号）。

### (4) 人に装着してのデータ収集

センサーの良好な設置法、センサーからの配線の処理、変換基板の設置は、予測より困難を極めた（図9）。当初模型に装着して、実験を行い、その手技はマスターしたが、口腔内の唾液、頬粘膜の干渉に悩まされた。上顎へのセンサーの設置で被蓋は関係無いかと思われたが、困難であった。また、金属冠装着の状態ではセンサーの設置は更に困難であった。当初の思惑通りに行かなかった。



図9 口腔内に装着した状態。右上1、右上3、右上6にデンタルシアノンで設置した。

### 結果

- ①上顎を動かす模型とは異なり、動かない剛体にセンサーを装着したため、慣性の力は無視でき、動いた剛体が接触した際の加速度を純粋に測定できるかと思われた。
- ②実際に接触している歯牙であれば測定できるものの、接触していない歯牙では測定できなかった。また、汎用的に測定するための煩雑さも浮き彫りとなった。
- ③センサーのサンプリング周波数は 1200Hz、すなわち 0.05 秒単位であったため、歯牙が接触した時にちょうど、そのサンプリングのタイミングが合わないと正確な測定はできない。しかも、サンプリング周波数と実際にサンプリングしている時間は異なるため、市が接触した一瞬のタイミングを測定できないと正しい値とは言えないことが判明した。
- ④唾液や歯面形態に装着が左右され、装着が大変であり、また、正確に測定値を得るために強固に接着すると測定後の除去も困難であった。力を入れる、センサーの破損にもつながった。

以上より、本システムは咬合時に歯牙にかかる力は測定でき、タッピング時にかかる力と咀嚼時にかかる力は異なることが判明した。そして、実際の顎変形の治療時に与える咬合様式の評価として利用できるが、タッピング時の力の方向が良好であるから、咀嚼時の方向が良好で、術後安定性が獲得できるとする短絡的なメカニズムではないことも同時に判明した。

また、他人で測定する際、滅菌が必要となるがセンサー内部の構造や使用している材料の特性よりその耐性は獲得できておらず

困難であること、センサーの設置、撤去が困難であること、センサーの感度軸と口腔内の空間軸との registration が困難であることなども判明し、汎用化するためには多くの問題があることも浮き彫りとなった。

#### 5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 (計 1 件)

Matsushita K, Inoue N, Kobori Y, Tei K.  
New device for palatal expansion in conjunction with the Le Fort I osteotomy.  
Br J Oral Maxillofac Surg. 53, 1038-1039, 2015. DOI: 10.1016/j.bjoms.2015.06.016.  
査読あり.

〔学会発表〕 (計 0 件)

〔図書〕 (計 0 件)

〔産業財産権〕

○出願状況 (計 0 件)

○取得状況 (計 0 件)

〔その他〕

ホームページ等

#### 6. 研究組織

##### (1) 研究代表者

松下 和裕 (MATSUSHITA, Kazuhiro)  
北海道大学・大学院歯学研究科・助教  
研究者番号：10399933

##### (2) 研究分担者

井上 農夫男 (INOUE, Nobuo)  
北海道大学・名誉教授  
研究者番号：20091415