歯の噛み合い力と相対位置をモニタするセンサの開発

非会員 野崎 浩一 (東北大学)

非会員 戸津 健太郎 (東北大学)

非会員 王 詩男 (東北大学)

非会員 黒江 和斗 (鹿児島大学)

非会員 佐田 登志夫 (豊田工業大学)

正 員 江刺 正喜 (東北大学)

Sensor Development for Occlusal Force and Relative Position

Kouichi Nozaki*, Non-Member, Kentaro Totsu*, Non-Member, Shinan Wang*, Non-Member

Kazuto Kuroe**, Non-Member, Toshio Sata***, Non-Member, Masayoshi Esashi*, Member

(*Tohoku University, **Kagoshima University, ***Toyota Technological Institute)

There is a demand to know occlusal wear. To meet this demand, we have developed a sensor system and successfully detected the tooth occlusal force and relative position between upper and lower tooth. The force sensor was fabricated by using silicon micromachining. The position sensor consists of a micro-inductor and three individual coils, and magnetic coupling effect between them was utilized to determine the relative positions of the facing upper and lower teeth. These sensors were built in the artificial teeth.

キーワード：噛み合い力，力センサ，磁気結合効果，位置センサ

1. 序論

歯の噛み合いによる磨耗である咬耗を解明することで、歯科学、人類学的发展を図ることができる。歯科学の分野では精密な咀嚼機能診断法の開発、さらに咬合調整の体系化などができる。また人類学の分野では、初期人類、大型類人猿の歯牙状態、咬耗状態、頭蓋の3次元構造の測定を行い咬耗の状態から進化的研究を行うことができる。

咬耗状態を解明するためには、咀嚼時の噛み合い力と下顎運動を同時に測定する必要がある。そこで本研究では義歯に内蔵できる小型の力センサ、および上下歯の相対位置センサの製作、評価、測定を行った。

噛み合い力の測定には、上下の歯列間にセンサを挟む方法と、義歯などの内部にセンサを組み込む方法がある^{1,2)}。後者のみ咀嚼時の測定が可能であるため、本研究では後者の方法を用いた。また従来に比べて小型で高感度のセンサを製作し、力の詳細な測定を可能にした。下顎運動の測定方法としては機械的描画法、ストロボやX線を用いた映画法、磁気を用いた方法などがある^{3,4)}。この中で磁気を用いた方法は、被験者の頭部を拘束する必要がなく、より正確な運動測定が可能である。そこで本研究では磁気を用いさらにセンサ、磁界発生源となるコイルの形状や装着方法などを工夫して咀嚼時の測定に影響がないようにした。

2. カセンサ

<2.1> 原理

力センサの構造を図1に示す。義歯に内蔵することを想定し、3mm角の大きさにした。センサは導電性のシリコンと金属電極を持つガラス部からなる⁵⁾。シリコンと金属電極の間の静電容量はその間のギャップによって決まるので、容量の変化からギャップの変化を知ることができる。シリコン部をダイヤフラム状にすることで、力が加わった時に、ギャップが変化する構造である。今回はダイヤフラムの厚さを $20\mu\text{m}$ 、電極間のギャップを $20\mu\text{m}$ とした。

図2にセンサの動作原理と、容量検出回路⁶⁾を示す。出力には、C1とC2の容量差に対応した直流電圧が生じる。センサには2つの容量があり、C1は固定容量で、C2は力によって生じる変位で変化する可変容量である。無負荷状態では $C1 = C2$ となるようにする。

容量変化型のセンサでは配線の寄生容量が問題となるが、小型のダイオードブリッジをセンサと共に義歯に内蔵することで、寄生容量の影響をなくすることができる。

図1 カセンサの構造

Fig.1. Structure of force sensor

図2 容量検出回路

Fig.2. Capacitance detect circuit

〈2.2〉 プロセス

カセンサの製作プロセス図3に示す。シリコン部とガラス部の工程がある。シリコンは厚さ $400\mu\text{m}$ の導電性の p^+ シリコンを用い、工程1で熱酸化、酸化膜のパターニングを行い、工程2ではTMAHでシリコンをエッチングし、容量検出のためのギャップを製作する。工程3ではフォトレジストをマスクとしてRIEにより $60\mu\text{m}$ エッチングし、工程4ではフォトレジストを剥離した後、酸化膜をマスクとして $300\mu\text{m}$ エッチングし、ダイヤフラムを製作する。工程5でシリコンの配線取り出しのためのAlをマスク蒸着する。

図3 カセンサ製作プロセス

Fig.3. Force sensor fabrication process

ガラス部は厚さ $300\mu\text{m}$ のパイレックスガラスを用いる。工程6でAu/Crをスパッタにより全面に堆積させ、フォトリソエッチングにより配線パターンを製作する。最後に工程7でシリコンとガラス部を陽極接合し、ダイシングで素子を分離し、リード線をつけて完成となる。

〈2.3〉 センサの特性

完成したセンサをダイオード上に固定し、回路に接続して特性を調べた。図4に特性を示す。センサは 200gf 程度の力を測定することができることが分かる。

図4 カセンサの特性

Fig.4. Characteristic of the force sensor

3. 位置センサ

〈3.1〉 原理

位置センサは、交流磁界を発生させるコイルと、検出するコイルの位置によって、コイルに生じる交流電圧が変化することを利用した⁷⁾。1つの円形コイルによってZ方向、2つの“8”の字コイルによりX,Y方向の位置を検出する。

円形の検出コイルでは、コイル間の距離によって、検出コイルに発生する交流電圧の振幅が変化し、Z方向の距離を検出することができる。概念図を図5に示す。

次に“8”の字コイルの動作原理を図6に示す。“8”の字状にコイルを作ると、互いに巻き方が反対のコイルができるので、それぞれの部分には位相が 180° ずれた電圧が生じる。“8”の字コイル全体では、差にあたる電圧が発生する。

コイルに交流電圧を加えて、交流磁界を発生させる。これに加える電圧と“8”の字コイルに発生する電圧の位相を比較することによって、方向を検出することができる。また、電圧の振幅により中心からの距離を検出できる。同期検波回路により位相と振幅を、それぞれ直流電圧の正負と大きさで表すことができる。なお、Z方向に離れると、電圧の振幅が小さくなるが、あらかじめ、円形コイルからZ方向の位置を求めておくことで補正できる。

〈3.2〉 出力特性

位置センサを同期検波回路に接続し、評価を行った。磁界発生コイルにはチップマイクロインダクタ（太陽誘電 LEM4532T101K L4.5×W3.2×H3.2mm）を用い、交流電圧（2MHz, 10Vp-p）を加えた。

図5 Z方向の検出原理

Fig.5. Principle of Z position detect

図6 X, Y方向の検出原理

Fig.6. Principle of X, Y position detect

図7 Z方向の位置センサ出力特性

Fig.7. Characteristic of Z position sensor

円形コイルによるZ方向の距離と回路の出力 V_z の関係を図7に示す。直径4mmの円形コイルに対して、中心 (x, y) を $(0, 0)$ としてコイルの中心からずれた場所でもz方向の検出が可能であることを確認した。すなわち円形コイルにより、 V_z からZを求めることができる。同様にして“8”の字コイルの特性を調べた。X軸を検出する場合、軸上 $(y = 0)$ 、および軸から離れた場所でのグラフを図8に示す。図のようにY方向にずれても感度変化は小さいので、X方向の検出は可能である。Z方向に離れた場合、 $X-V_x$ の特性は、グラフの傾きが小さくなってしまいが、Zの距離から補正可能である。

図8 X方向の位置センサ出力特性

Fig.8. Characteristic of X position sensor

4. センサの義歯への装着

〈4.1〉 カセンサの装着

歯の表面は複雑な形状であり、正確な咀嚼の測定を目指すためには噛み合いの面を保持してセンサを装着しなければならない。そのために、義歯の裏面から穴を開け、センサを実装することにした。センサ実装の構造を図9に示す。義歯を裏面からドリルで加工し、センサを配置し、エポキシ接着剤で固定する。

義歯に装着した力センサの特性を図10に示す。義歯に装着したことで、4kgf以上の力を測定することができるようになった。歯の上部が力で歪んで、その変位をセンサで検出している。従って、歯の上部の厚さや材質などによって感度は決まる。なお、力のかかる場所や方向によって、センサの出力も変化する。

図9 カセンサの実装

Fig.9. Force sensor inside of artificial tooth

図10 義歯装着時の力センサの特性

Fig.10. Characteristic of force sensor built in the artificial tooth

4.2> 位置センサの装着

位置センサの装着は場所を考える必要がある。検出用コイルに発生する電圧は、コイルの大きさに比例し、また、Z方向に離れると距離に反比例して小さくなる。そのため、コイルは大きく、また、検出用コイルと磁界発生用コイルはできるだけ近い距離で装着しなければならない。義歯の形状から、コイルは義歯の歯の周囲を利用し、図11のように製作した。Z検出コイルはX、Y検出コイルの外周部分に巻いた。X検出コイルは20mm×10mm程度、Y,Zは10mm程度の大きさとなった。X方向とY方向を左右の歯に分けたのは、スペース的な問題からであるが、義歯全体の動きであり、平行移動として扱えると考えた。

磁界発生用コイルは、噛み合い時にコイルの中心になるように、対向する歯の位置に合わせて内蔵した。

5. 測定システムの構築

5.1> システムの概要

測定のために作成したシステムのブロック図を図12に示す。測定データの表示、データの処理、データ保存を行うためにコンピュータを用いた。センサからの信号は回路によって電圧に変換し、A/D変換ボードを介してコン

図11 位置センサコイル

Fig.11. Position sensing coils

ピュータに取り込む。コンピュータではN88BASICで作成したプログラムを用いてデータ処理を行った。口腔内でセンサを使用するために感電を防止する必要があり、回路の電源とA/D変換ボードは絶縁型を使用した。電源の絶縁には市販されている絶縁型のDC-DCコンバーターを使用し、A/D変換ボードはフォトカプラーを用いた入出力絶縁型を使用した。

回路は位置センサでは正弦波を磁界発生用コイルに加え、それぞれの検出コイルで発生した電圧について同期検波を行う。力センサでは正弦波を加え、容量検出回路で出力とする。位置センサと力センサの正弦波は周波数を変え、互いに影響しないようにした。

PSD : Phase Sensitive Detector

図12 測定システム

Fig.12. Measuring system

＜5.2＞ プログラム

プログラムはデータの取り込み、表示、保存を行う。AD変換ボードに取りこまれた電圧から、力、位置を求める変換を行った。

$$F = C_F \times V_F$$

$$Z = C_Z \times V_Z$$

$$X = C_X \times V_X \times (1 + C_{ZX} Z)$$

$$Y = C_Y \times V_Y \times (1 + C_{ZY} Z)$$

$V_{FX,YZ}$: 回路から出力された電圧

$C_{FX,YZ}$: 校正によって得られる定数

$C_{ZX} C_{ZY}$: X, Y の Z による補正係数

この位置検出方法は下顎の回転運動を考慮していないため、開口が大きくなるほど誤差が生じる。しかし、本研究の目的は咬耗状態の解明であり、上下歯の接触位付近の測定がとくに重要であって、開口時の測定にある程度の誤差が生じて問題はない。よって回転運動は無視した。

上の式によって得られた力、位置を画面上にリアルタイムで表示できるようにした。力の時間変化をグラフにし、 X — Y 平面と Z をリアルタイムで表示した。表示している画面を図13に示す。また、保存されたデータは、Windowsの表計算ソフトなどで出力させることができる。

画面に表示をしながら測定を行った時の、サンプリングは20Hzほどであり、測定の目的によって、もっと短い時間の様子を知りたい場合、サンプリングを50Hzに設定することも可能である。

6. 咀嚼の測定

実際にセンサを実装した義歯を、鹿児島大学歯学部歯科矯正講座において、被験者に装着してもらい、位置と力の

図13 噛み合い力と相対位置

Fig.13. Display of occlusal force and relative position

同時測定を行った。チューイングガムを噛んだときの位置と力の時間変化を図14に示す。位置と力の同時測定が可能であることが確かめられた。

咀嚼時の下顎運動は、開口相、閉口相、咬合相に分類される。咬合相は、上下の歯の初期接触から咬頭嵌合位に至る運動で、下顎の側方運動と強い相関があるとされている。このことから、本研究で得られた Z が0でないところ（初期接触位）で力を記録しているのは、上下の歯の初期接触位から咬頭嵌合位へ至る過程を力（咬合圧）として記録したものと考えられる。この点に関しては、従来の報告にない、微細な咬合圧を記録できた。

7. 結論

- (1) 義歯に内蔵可能な力センサおよび相対位置センサを製作した。
- (2) 噛み合い力を微細なレベルで測定できた。

図14 噛み合い力と相対位置のモニタ例

Fig.14. Example of monitoring of occlusal force and relative position

(3) 歯の相対位置という観点から、下顎運動を微細なレベルで測定できた。

(4) 相対位置と噛み合い力を同時測定できた。

以上により、非常に複雑な下顎運動と噛み合い力を解明する一つの手がかりができた。これを臨床応用することで、機能的な歯冠形態の解析や顎機能障害などの病因解明に役立つと考えられる。

今後の課題は、臨床応用に先立ち、センサをさらに小型化し、どのような大きさの歯にも内蔵できるようにすること、ワイヤレス化による装置の簡素化などが挙げられる。

本研究に対して、義歯を提供して頂き、また、測定をさせて頂いた方々に感謝致します。

本研究の一部は東北大学ベンチャー・ビジネス・ラボラトリーで行った。

本研究の一部は文部省科学研究費補助金「基礎研究(A)09309012」で行った。

本研究に関して、討論、助言をしていただいた咬耗研究会の方々に感謝致します。

(平成11年4月16日受付, 平成11年12月9日再受付)

文献

- (1) 鈴木, 熊谷, 吉富, 水口, 渡邊, 内田, 石鍋, 関田, 小林, 長尾: 咬合圧測定システムの臨床応用に関する研究, 口病誌, Vol.61, pp.437-445 (1994).
- (2) 服部, 渡辺: 咬合力測定に関する最近の進歩, 歯界展望, Vol.85, No.3, pp.657-668 (1995).
- (3) 瑞森: 咀嚼運動分析による顎口腔機能診断に関する研究, 阪大歯学雑誌, Vol.32, pp.105-136 (1987).
- (4) 筒淵, 山本, 梅田, 今井, 中村, 伊福部: チップコイルを用いた下顎運動測定装置の開発と評価, 医用電子と生体工学, Vol.33, No.2, pp.117-124 (1995).
- (5) 江刺: 集積化容量形圧力センサ, 電学論 C, Vol.109, No.12, pp.820-823 (1989).
- (6) D. R. Harrison and J. Dimeff: A Diode-Quad Bridge Circuit for Use with Capacitance Transducers, Rev. Sci. Instrun., Vol.44, No.10, pp.1468-1471 (1973).
- (7) K. Maenaka, Y. Shimizu, M. Baba and M. Maeda: Application of Multidimensional Magnetic Sensors -Position and Movement Detection-, Sensors and Materials, Vol. 8, No1, pp.33-46 (1996).

野崎 浩一 (非会員) 平成 11 年 3 月東北大学工学部機械電子工学科卒業。同年, エレクトロテクノ株式会社に入社。

戸津 健太郎

(非会員) 平成 11 年 3 月東北大学工学部機械電子工学科卒業。現在, 同大学院工学研究科博士前期課程在学中。センサシステムの研究に従事。

王 詩男

(非会員) 昭和 62 年 6 月吉林大学半導体物理及びデバイス学科卒業。平成 4 年 3 月東京大学電子工学科修士課程修了。平成 8 年 9 月同博士課程修了。同年東北大学ベンチャービジネスラボラトリー講師。平成 10 年 11 月豊田中央研究所(株)入社。研究分野は量子デバイス, マイクロマシン, センサに及ぶ。工学博士

黒江 和斗

(非会員) 昭和 55 年 3 月福岡歯科大学卒業。昭和 55 年 4 月鹿児島大学歯学部歯科矯正学教室。顎顔面頭蓋の形態と機能発達に関する研究に従事。平成 7 年~8 年文部省在外研究員として英国自然史博物館古生物部門へ出向。現在鹿児島大学歯学部附属病院矯正科講師。歯学博士

佐田 登志夫

(非会員) 昭和 22 年 3 月東京大学第二工学部精密工学科卒業。同年, 理化学研究所入所。摩耗のメカニズム, 切削加工プロセス, 研削砥石の摩耗などについて研究。MIT 研究員, カーネギー工科大学上級研究員を経て, 昭和 40 年 7 月東京大学工学部教授。定年後, 理化学研究所理事, 副理事長を経て, 現在豊田工業大学副学長・教授。工学博士

江刺 正喜

(正員) 昭和 51 年東北大学大学院工学研究科博士課程修了。同年, 東北大学工学部助手, 56 年同助教授, 平成 2 年より同教授(機械電子工学科)。半導体研究振興会常務理事研究所副所長。半導体センサ, マイクロマシニングによる集積化システムの研究に従事。計測自動制御学会, IEEE などの会員。工学博士