

はじめに

近年、高齢者、特に認知症患者、要介護者が増加の一途をたどる現状において、口腔ケアは口腔内の清潔の維持のみならず、誤嚥性肺炎や敗血症などの感染予防、嚥下機能や認知機能の維持などの観点から、その重要性が広く認識されている。適切な口腔ケアの教育・訓練のために、「セイテックくん(京都科学)」(図1)などのシミュレータが用いられているが、主にその手順を学習することが目的であり、適切な力加減や歯ブラシの動きを学習するものではない。口腔ケアの手法には客観的基準がなく、施行する者の間に加減やブラシの動きに差があり、それらの標準化、最適化について検討する必要がある。更に、口腔ケアの対象となる高齢者では、このシミュレータのように歯列の揃っている方はまず存在せず、欠損歯、孤立歯、残根、歯肉の退縮による動揺歯などが見られ(図2)、それぞれの状況に適した繊細な手技が要求される。

一昨年の、第3回看護理工学会において、王ら¹⁾は、歯磨きについての有限要素モデルを用いたシミュレーションを行い、歯根部にかかる圧力の負荷を報告している(図3)。今回、高齢者に特化した力学データに基づく口腔ケア訓練・評価システムの開発に向けた第一歩として、実際のCTデータに基づく歯列モデルを3Dプリンタで作製し、その歯根部に歪みゲージを包埋したシミュレータのプロトタイプを製作したので報告する。



図1 口腔ケアシミュレータ。 図2 高齢者の欠損した歯牙。 図3 歯磨き時の圧力負荷シミュレーション。

方法

歯列のCTデータは、インターネット上に公開されている Dicom Image Viewer: Osirix のサンプルデータ、INCISIX (<http://www.osirix-viewer.com/datasets/>) を利用した。このデータは、厚さ0.5mm、FOV 185x185mm²、Matrix 512x512 の166枚のCT画像から成り、ヴォクセルサイズは、0.36x0.36x0.5mm³という高精細なものである。Osirixを使用して不要な部分を削除して下顎部分を取り出した後、半側の歯列を抽出し、下顎骨と歯牙のSTLファイルを別個に作成した(図4)。このデータをもとに、3Dプリンタ(Stratsys社、ObjetConnex 350)でVeroWhitePlusをトナーとして、半側の歯列の脱落した下顎と歯牙を別個に作製した(図5)。

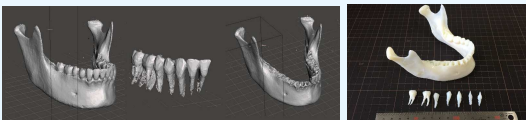


図4 3DプリンタのためのSTLファイル。下顎全体(左)、抽出した半側の歯牙(中央)、歯の欠損した下顎(右)。 図5 3Dプリンタで作製した半側の歯列の脱落した下顎と歯牙。

歪みゲージは、有効長が2mmと5mmの汎用箔歪みゲージ(KFGS-2-120-C1-11, KFGS-5-120-C1-11; 共和電業) (図6)をそれぞれ歯根と歯ブラシ用として使用した。工作用のドリルで歯牙の裏側と歯槽の間に歪みゲージのためのスペースを確保し、シリコン接着剤で歯牙を固定して、歯牙の裏側の歯根部のシリコン接着剤内に有効長2mmの箔歪みゲージを包埋して固めた(図7)。第1切歯は歯根部の横幅が狭く、ゲージを挿入するスペースが確保できなかったため、第2切歯から第2大臼歯までの6本の歯根部にセンサを設置した。歯ブラシは標準的なデザインのもの(ライオン、システマ、3列スリムヘッド)の柄の正面と側面の2か所に有効長5mmの箔歪みゲージを接着し、毛先の摩擦への対応や毛先の硬さやデザインの違いの評価のため、同じく3Dプリンタで作製したコネクタを置いて毛先部分を交換できるように改造した(図8)。



図6 有効長2mmと5mmの汎用箔歪みゲージ。 図7 歯列の裏側に汎用箔歪みゲージを設置した歯列モデル。 図8 正面と側面に箔歪みゲージを接着し、毛先部分を交換できるようにコネクタを設置した歯ブラシ。

各歪みゲージの感度は一定ではないため、ロードセル(USL06-H5-50N, テック技販)を用いて歯ブラシの2方向のセンサと6本の歯牙のセンサのそれぞれについてキャリブレーションを行った(図9)。歪みゲージの信号変化は、ひずみ測定ユニットEDX-10B, 11Aと計測用ソフトウェアDCS-100A(いずれも共和電業)を用いてパソコン上にリアルタイムに表示するとともに、CSVファイルとして、8つのチャンネルすべての信号を記録した。また、ベースラインのドリフトを抑えて安定した信号を得るため、歯牙モデル、計測系、およびそれらを接続するケーブルはアクリル板の上にしっかと固定した(図10)。



図9 ロードセルによる各歪みゲージごとのキャリブレーション。 図10 アクリル板に固定した歯牙モデル、計測系、それらを接続するケーブルからなる歪み計測システムとモニタリングの様子。

結果

歯ブラシの正面と側面、及び各歯牙の中央部をロードセルを介して圧迫する力と歪みゲージの信号との関係を図11に示す。いずれの歪みゲージも加えられた力と良好な一次相関を示した。得られたキャリブレーション結果からそれぞれのセンサについての補正係数を設定し、コンピュータディスプレイ上の表示とCSVファイルへの記録は、全てgf(グラムフォース)に換算して行えるようにした。図12には、コンピュータディスプレイの一例を示す。歯ブラシに加えられる力(上段)と、それぞれの歯に加えられる力(下段)は少し出力レンジが異なるため別個に表示し、それぞれの結果をモニターして対比しながら歯みがきを行うことが可能となった。

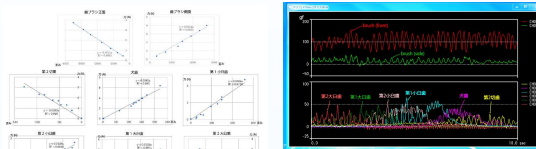


図11 歯ブラシの2面と歯牙6本の歪みゲージ出力と加えられた力とのキャリブレーション結果。 図12 コンピュータディスプレイ上に表示される歯磨き中の力学データ。歯ブラシ正面・側面(上段)と、各歯牙への力(下段)がすべてgf(グラムフォース)でリアルタイムに表示される。

このシステムを用いて、第1・第2小臼歯を中心としてスクラビング法で力加減を変えて歯磨きを行ってみた(図13)。歯ブラシの力は2方向のベクトルを合算した絶対値で示している。歯ブラシにかかる力が強くなるにつれて歯にかかるストレスも大きくなっていることが分かる。ただ歯ブラシのストロークの位置によって、歯ブラシの力と歯にかかる力の位相が微妙にずれており、両者の比を取って見たが、明らかな傾向は見出せなかった(図14)。さらに、スクラビング法、パス法、ローリング法の3つの磨き方を比較した(図15)。スクラビング法とパス法では、同程度の力を加えても、スクラビング法の方が、歯根部にかかるストレスは大きかった。また、ローリング法では、他の2法に比べ歯ブラシにかかる力は大きいものの、歯根部にかかるストレスはかえって小さかった。

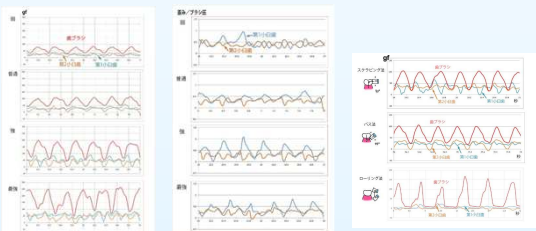


図13 歯ブラシの力加減を変えた時の歯ブラシの力と第1,第2小臼歯にかかる力の比較。 図14 第1,第2小臼歯にかかる力と歯ブラシの力の比。図13と同一のタイミングのデータを示している。 図15 スクラビング法、パス法、ローリング法の3つの磨き方の力学データの比較。

考察

今回、歯ブラシと歯根部の双方に歪みゲージを設置した歯列モデルとその初期データについて報告した。三谷ら²⁾は、上下すべての歯列の両面に圧力センサを設置した精密な歯列モデルを製作し、ソフトウェアについても看護学生への調査に基づいて、独自のものを開発している。それに比べて今回のモデルは、下顎のみで、しかも半側の歯牙の裏側の歯根部と歯ブラシに歪みゲージを設置しただけのものであり、ソフトウェアも歪み計測ユニットに付属している既成のものを使用したプロトタイプであるが、将来的には、機能を充実させて口腔ケアの教育・訓練・評価のためのシミュレータとして応用したいと考えている。このモデルの特徴としては、歯ブラシと歯根部の双方にセンサが取り付けられており、双方の力学データを同時に採取し比較できることである。このため、教育・訓練システムとしてだけでなく、歯ブラシの当て方や歯磨きの方法、歯ブラシの先端部分を交換(図16)して、毛先のデザインや硬さ、消耗具合の違いなどの影響についての検討することにも応用できるものと考えられる。また、実寸大のCTデータをもとに作製されており、高齢者特有の脱落した歯列モデル(図17)や個別の症例のCTデータによるオーダーメイドのモデルの作製も可能となる。歯磨きの力としては、100-150gfが適切であるといわれており、過大な力は、歯の磨耗や歯根へのストレスを引き起こすと考えられている。前者では歯の表面の圧力センサが、後者では歯根部の歪みセンサが適切と考えられ、両者の情報の持つ意味の相違についても興味のあるところである。ただ、歪みゲージは小型で実寸大の歯牙に容易に応用可能であるが、本来剛体に適用するべき歪みゲージをシリコン接着剤内に包埋して使用しており、その位置や周辺環境を制御することは難しく、モデルの再現性に問題があることも今後の検討課題である。



図16 毛先を付け替え歯ブラシのデザインの影響の検討。 図17 歯牙を抜き、高齢者のように脱落した歯列での検討。

謝辞

本研究は、JSPS科研費、15H0223001、17K0156300の助成を受けたものである。

参考文献

1) 王忠奎 他 高齢者口腔ケアシミュレータを開発するための歯磨きの有限要素モデリングとシミュレーション。第3回看護理工学会学術集 1995, 10, 10-11. 京都
2) 三谷篤史 他 口腔ケアシミュレータおよびその手技記録ソフトウェアの第一次プロトタイプ開発。看護理工, 4: 58-66, 2017.