

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 26 年 5 月 14 日現在

機関番号：11301

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2012～2013

課題番号：24792129

研究課題名(和文) 生体内実測荷重に基づくインプラント固定性補綴装置の設計に関する生体力学的検討

研究課題名(英文) Investigation of the effect of the number and position of implants supporting fixed prostheses for biomechanical conditions.

研究代表者

郡司 良律 (Gunji, Yoshinori)

東北大学・歯学研究科(研究院)・大学院非常勤講師

研究者番号：70624344

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,300,000円、(間接経費) 990,000円

研究成果の概要(和文)：本研究は、歯科インプラントにおける上部構造の設計の違いが力学挙動におよぼす影響を考察することを目的とした。三次元荷重測定システムを実験用模型上にて応用し、負荷を変化させながらインプラントに加わる荷重測定実験を行い、有限要素解析法を用いてインプラント周囲骨において発生する骨内応力を分析した。3本支台、2本支台ブリッジ、遠心カンチレバーブリッジを比較したところ、遠心カンチレバーの際に総荷重量が最も高く、欠損に隣接したインプラントに対して最も大きな荷重が加わることが明らかになった。また有限要素解析結果からインプラント周囲骨における応力には上部構造の設計を考慮することが重要であることが明らかになった。

研究成果の概要(英文)：The purpose of this study was to examine the effect of the number and the position of the implants on the three-dimensional (3-D) loads onto the implants supporting fixed prostheses. The loads were measured by 3-D load-measuring devices and FEA model was constructed to clarify the stress distribution in peri-implant bone. Analytical results indicated the stress distribution in peri-implant bone is affected by the number and position of the implants.

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：歯科医用工学・再生歯学

キーワード：インプラント 三次元荷重 生体力学 有限要素解析

1. 研究開始当初の背景

インプラントを支台として用いた補綴歯科治療は、口腔諸機能の改善、審美性の改善および歯列・咬合の維持を図る有効な選択肢である。インプラントの機能時には機能が加わり、フィクスチャを通じて伝達された歪み・応力により生体内においてメカニカルストレスが発生する。そのため、メカニカルストレスは生体内においてインプラント周囲支持骨における骨代謝に影響を及ぼし、インプラント治療の長期経過に非常に大きな影響を与えると考えられている。これまでインプラント荷重に関しては、模型実験や FEM 等のシミュレーション実験による研究が広く行われてきた。

2. 研究の目的

シミュレーション実験においては、測定方法の妥当性、および測定結果が生体内で実際に加わる荷重との整合性を検証する必要がある。しかしながら、これまでは生体内実測荷重データは殆ど無く、その検証は困難であった。演者らはこれまで、小型水晶圧電式センサを用いたインプラント荷重生体内測定システムを開発し、生体応用してきた。

本研究は、このシステムを生体応用した被験者口腔内をモデルとした実験用模型上にて、生体内と同様の測定システムを応用し、負荷を変化させながらインプラントに加わる荷重測定実験を行い、模型実験のデータ変動を生体内測定データと比較検討することで、固定性インプラント補綴治療におけるインプラント支台本数や位置が荷重に及ぼす影響について考察した。また、インプラント周囲骨において発生する骨内応力についての基礎的データを得るために、有限要素解析法を用いて分析を行った。

3. 研究の方法

(1) 荷重測定システムの応用による荷重測定荷重センサおよびセンサ出力方法

本研究で使用した小型水晶圧電式センサ (Type Z18400, Kistler Instruments) (以下、センサ)(図 1) は、直径 7 mm、高さ 3.5 mm の円柱形スチールハウジングの中に、荷重により自発分極を起こす特徴をもつ圧電材料である水晶が、それぞれ直交する X, Y, Z 軸の測定用に 3 枚封入されている構造を有し、3 軸荷重のリアルタイム測定が可能である (23)。センサからの出力電荷は、パーソナルコンピュータ (Lenovo R61e, ThinkPad) に記録した。

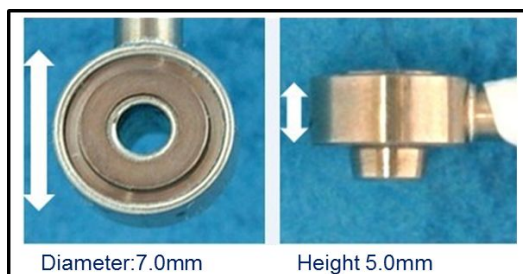


図 1

荷重測定用模型

下顎第二小臼歯、第一・第二大臼歯の連続 3 歯欠損を有し、同部にストローマン社製スクリー型インプラント (SLA, RN) が埋入されている被験者の口腔内をモデルとした実験用模型を製作した。直方体ステンレススチール製のブロックの上面に 10.5mm 間隔にインプラントスクリーに適合するよう規格化されたインターナルスレッド (スクリー雌部) を 3 か所設置した。

実験条件

測定は以下の 3 つの条件にて実施した(図 2)。

- ・Case-1: 3 本のインプラントにて上部構造を支持する場合。
- ・Case-2: Imp1 と Imp3 で上部構造を支持する場合 (ブリッジ)。
- ・Case-3: Imp1 と Imp2 で上部構造を支持する場合 (延長ブリッジ)。

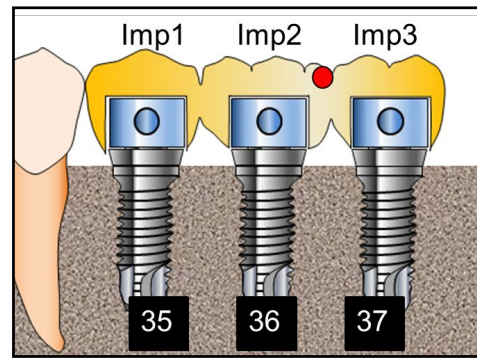


図 2

実験用模型は、自作の定荷重負荷装置に固定し、上部構造上に段階的に荷重した (0, 10, 30, 50, 100 N)。荷重方向は咬合平面に垂直な方向とした。荷重点に関しては、今回のモデルとなった被験者の咀嚼動態を分析し、この被験者の主機能部位 30) である Imp2 と Imp3 の間 (第一大臼歯遠心辺縁隆線部と第二大臼歯の近心辺縁隆線部) とした。荷重回数は各条件においてそれぞれ 10 回とした。

分析

本研究では、支台インプラント本数、位置がインプラント荷重に与える影響に関して解析した。インプラントに加わる荷重の大きさと方向は、センサ受圧面の中心を原点とする三次元基準座標を用いて分析した (図 5) 31)。分析項目は、各実験条件におけるインプラントに加わる荷重量の合計 (総荷重量)、および各インプラントに加わる荷重量と方向とした。統計学的解析には、多群間の比較には Kruskal-wallis 検定を使用し、その後の多重比較には Dunn 検定を使用した。統計学的解析には統計ソフト (IBM SPSS Statistics 19, 日本 IBM, 東京, 日本) を使用した。

(2) インプラント周囲発生応力の解析

モデル作成

にて測定した荷重を FEA 解析に応用するための基礎的検討として、埋入窩にインプラントを埋入する際の力骨内力学挙動を調べ

た．解析には図の様なモデルを用いた．直径 3.6mm のインプラント埋入窩に，直径 4.0mm のインプラントを埋入すること想定し，埋入窩を拡張する解析を行った．境界条件として，顎骨両端の楕円形断面全体の x,y,z 軸方向変位を固定し，線形弾性体を仮定した．諸定数は表 1 に従う．なお，実際の治療においては直径 3.3mm の円柱形の埋入窩に，直径 3.75mm のインプラントを埋入した．(図 3)

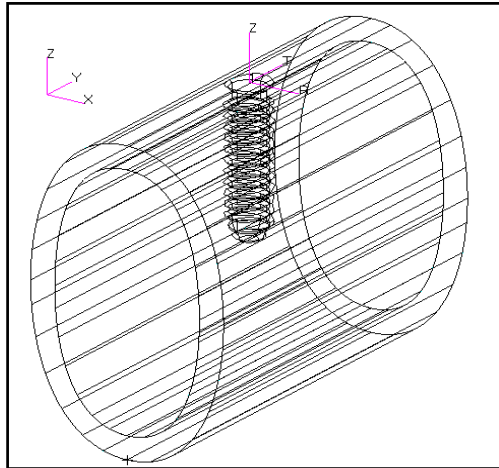


図 3

材料定数		
	ヤング率(MPa)	ポアソン比
implant	106330	0.34
皮質骨	14400	0.34
海綿骨	480	0.23

表 1

解析結果の評価

本研究では，顎骨とインプラントとの界面での力学挙動に注目し，インプラント周囲に評価領域曲面をとり，その表面力を調べる．実際には有限要素解析の結果を処理するため，インプラント中心軸から一定の距離にある要素を評価対象とする．インプラント側面では円筒状で，底面ではドーム状の領域となる．結果の処理は，側面側と底面側とに分けて行った．

評価領域内のそれぞれの要素について，有限要素解析の結果として得られる応力テンソルに，評価領域曲面のインプラントに対する外向き単位法線ベクトル n をかけたものを評価値とした．

4. 研究成果

(1) 荷重測定システムの応用による荷重測定センサ出力データ

図 4 にセンサ出力の一例を示す．

インプラントに加わる荷重は，X, Y, Z 軸の 3 方向の荷重として検出される．Case-1 の例においては，負荷荷重量が増加するにつれて荷重負荷点に近い Imp2 と Imp3 に加わる荷重が増加する様相が示された．

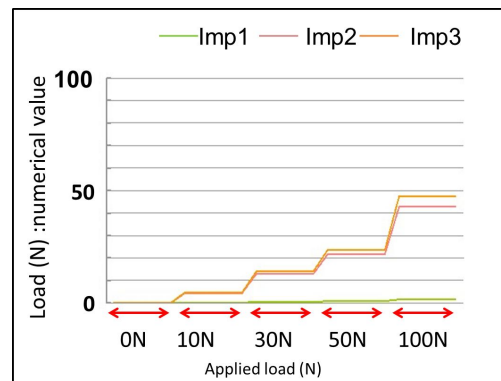


図 4

2. インプラントに加わる総荷重

100 N 負荷時におけるインプラントに加わる総荷重量を図 5 に示す．

Case-1 は 93.2 ± 0.1 N, Case-2 は 100.3 ± 0.2 N, Case-3 は 133.5 ± 0.1 N となり，それぞれ Case-3, Case-2, Case-1 の順に有意に大きくなった ($p < 0.01$)

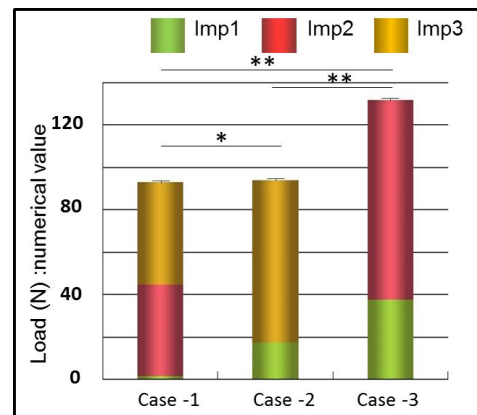


図 5

3. 各インプラントに加わる荷重量

100 N 負荷時における各インプラントに加わる荷重量の大きさを図 6 に示す．各インプラントに加わる荷重の大きさは，Case-1 では Imp1 は 1.7 ± 0.0 N, Imp2 は 43.2 ± 0.1 N, Imp3 は 48.3 ± 0.0 N であり，Imp2 と Imp3 に荷重が分散した．Case-2 では Imp1 は 17.5 ± 0.0 N, Imp3 は 82.9 ± 0.2 N であり，Imp1 に比較して Imp3 に加わる荷重が有意に大きくなった．また Case-3 では Imp1 は 37.1 ± 0.0 N, Imp2 は 96.4 ± 0.1 N であり，Imp1 に比較して Imp2 に加わる荷重が有意に大きくなった．

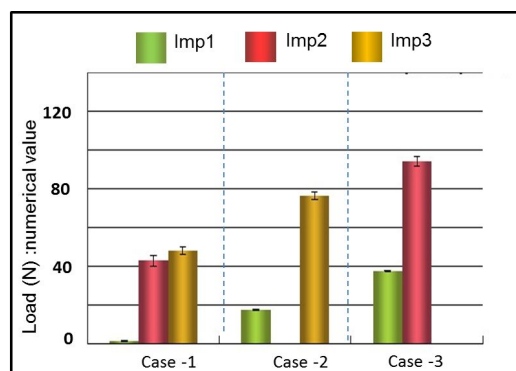


図 6

2. インプラント周囲発生応力の解析

図6および図7は、 $x=0$ の断面でのミーゼス応力コンター表示である。

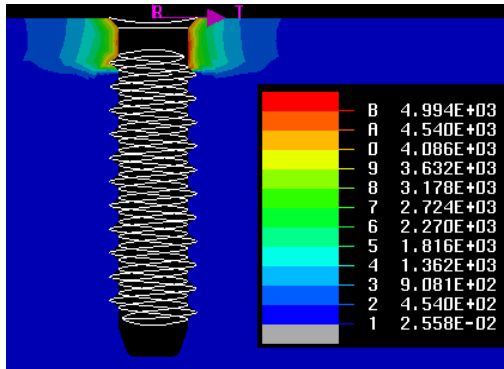


図6

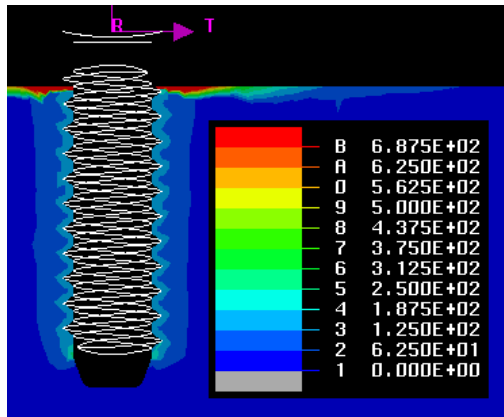


図7

図6から、特に皮質骨に集中してインプラント周囲の顎骨に大きな圧縮力が発生していることが確認できる。その値は骨における終局応力を大きく超えている。また、図7からは、海綿骨でも終局応力を超える応力が発生していることが確認できる。

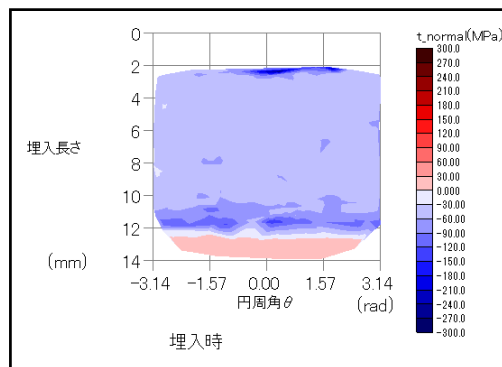


図8

また、図8はインプラント-骨界面における評価値の垂直成分のコンターズを示しているが上記の集中部位に加えてインプラント底部およびその周辺海綿骨においても、高い応力が発生していることが確認できる。オッセオインテグレーション獲得前の治癒初期段階に於いてインプラントと顎骨との初期固定は界面における摩擦力とスレッドによる機械的結合によって獲得されるため、界面で適切な圧縮力を確保することが望ましいが、解析結果は終局応力を大きく超えてい

る。これは材料特性として、線形弾性体を仮定したためであるが、実際には塑性変形あるいは破壊が起きていることが予想される。同時に、終局応力と同程度の応力が残留しているであろうことが予想できる。

本研究に於いては、歯科インプラントにおける上部構造の設計の違いによりインプラント体に加わる荷重の差違およびインプラント埋入時に発生する応力が解明された。本研究結果は生体力学的より安定なインプラント埋入プロトコルの構築へと寄与するものである。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕(計1件)

Yoda N, Gunji Y, Ogawa T, Kawata T, Sasaki K In vivo load measurement to evaluate the biomechanical effects of a splinted implantsupported superstructure. Int J Prosthodont.2013. 26(2); 143-146. 査読有. doi: 10.11607/ijp.3223.

〔学会発表〕(計2件)

依田信裕, 重光竜二, 小針啓司, 郡司良律, 孫堅, 川田哲男, 小川徹, 佐々木啓一
In Vivo 三次元荷重データに基づくインプラント補綴症例の生体力学的検討第22回日本歯科医学会総会 2012/11/09~2012/11/11 日大阪国際会議場, 大阪

依田信裕, 小針啓司, 班兆陽, 孫堅, 郡司良律, 小川徹, 川田哲男, 佐々木啓一
固定性インプラント補綴における支台インプラントの本数・埋入位置とインプラント荷重との関連; 生体内測定と模型測定の比較 第49回日本顎口腔機能学会学術大会 2012/10/20~2012/10/21 九州歯科大学, 北九州市

6. 研究組織

(1)研究代表者

郡司良律 (Gunji Yoshinori)

東北大学大学院歯学研究科・非常勤講師

研究者番号: 70624344