

科学研究費助成事業（学術研究助成基金助成金）研究成果報告書

平成 25 年 3 月 31 日現在

機関番号：11301

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2011～2012

課題番号：23792204

研究課題名（和文） 動力学解析に基づくインプラント周囲骨応力挙動に関する研究

研究課題名（英文） Stress distribution in the peri-implant bone by dynamic loading data based analysis.

研究代表者

重光 竜二 (RYUJI SHIGEMITSU)

東北大学・大学院歯学研究科・助教

研究者番号：00508921

研究成果の概要（和文）：本研究においては、インプラント周囲骨における応力挙動の解明を目指して、生体内測定された動的荷重を用いた力学解析を行った。さらに、上部構造のデザインなどのインプラント補綴設計が応力挙動に与える影響を考察した。解析結果から、インプラント上部構造の連結により、骨内応力値および骨内応力分布領域の低減およびインプラント間における応力の分散が見られることが明らかとなった。本研究成果は生体力学的観点に基づいたインプラント治療指針の確立の一助となるものである。

研究成果の概要（英文）：The purpose of this study was to investigate the stress in peri-implant bone and the effect of prosthetic designs by dynamic loading data based finite element analysis. Overall, the splinted superstructure model reduced stress in peri-implant bone in comparison with the non-splinted superstructure model. The result of this study is meaningful for implant treatment guidelines based on biomechanical point of view.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
交付決定額	3,300,000	990,000	4,290,000

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：補綴系歯学

キーワード：歯科補綴学一般、有限要素法

1. 研究開始当初の背景

オッセオインテグレートッドインプラントは、無歯顎患者の治療法として開発されて以来幅広く臨床に導入され、欠損歯科補綴におけるオプションとして欠かせない治療法となっている。

インプラント治療の長期経過を考慮した場合、上部構造を介して加わった咬合力が骨結合したインプラント周囲組織の生体反応に対して与える影響が非常に重要となる。実際に、骨に加わる荷重により発生する骨内応力が骨代謝活性に影響を与え、骨の恒常性を保つことが報告されており²⁾、またインプラント長軸方向に対する側方力の増大がイン

プラント頸部の骨結合喪失をもたらしているという報告もある。

上記の過程において、生体へのインプットとしての咬合力は上部構造を介し周囲組織へと伝達されている。そのため上部構造の設計は周囲組織の生体反応に対して非常に重要な役割を担っている。しかしながら、インプラント上部構造の作製を含めた現状のインプラント設計には生体力学的な考慮がなされているとは言い難い。これはインプラントに対して加わる咬合力、機能圧などの生体力学的要素はいまだ未解明な部分が多く、メカノバイオロジーとしての生体反応に関しての知見も十分ではないことに起因して

いる。

これまで本研究室では、小型水晶圧電式センサを用いた口腔内実測荷重値の測定とその解析、またこれらの口腔内実測荷重値を用いて生体力学的個体差を反映した有限要素解析などの報告を行っている。これらの研究によりに生体内におけるインプラントとその周囲組織の生体力学的挙動が徐々に明らかになってきている。

2. 研究の目的

本研究では、インプラント治療を受けた患者のフィクスチャー上部に設置されたセンサにて測定された口腔内実測荷重値を用いた FEA: Finite Element Analysis, により、機能時のインプラント周囲骨組織における荷重状況を検証し、インプラント上部構造の設計が荷重状況に及ぼす影響を考察することを目的とした。とくに本研究では実際のインプラント治療において用いられることが多いインプラント上部構造の連結に関して、その骨内応力に対する影響を考察し、生体力学的根拠に基づいたインプラント上部構造設計の一助とすることを目的とした。

3. 研究の方法

(1) 被験者およびインプラント荷重の生体内測定

被験者は本院にてインプラント治療を受けた 67 歳の女性である。下顎右側第二小臼歯 (以下 Imp1) および第一大臼歯相当部 (以下 Imp2) に直径 4.1mm×長さ 12mm のインプラント (Standard implant RN, Straumann®, 日本) が埋入されている。インプラントに加わる荷重を測定するため、小型水晶圧電式センサ (Type Z18400, Kistler Instrument, 日本) および白金加金製の上部構造をフィクスチャー上に装着した (図 1)。測定タスクは、上部構造を連結した場合と非連結とした場合、各々の最大随意咬みしめ時 (以下 MVC) および WAX 咀嚼時 (以下 WAX) とした。WAX 咀嚼時は Imp1, 2 の上部構造コンタクト上に 5×5(mm) のパラフィン Wax を咬ませ測定した。なお、本研究は研究目的および被験者の個人情報管理に関するインフォームドコンセントを行った上で、東北大学歯学研究科倫理委員会の承認を得て行われた。

(2) FEA

以下の手順によりインプラントの上部構造を連結とした場合と非連結とした場合の 2 種類のモデルを作成し解析を行った。

① 幾何形状

モデル幾何形状は FEA プリプロセッサ (PATRAN, MSC Software, 日本) にて作成した。顎骨形状は無歯顎における下顎骨臼歯部の平均形状 (長軸 26mm×短軸 16mm×長さ 50mm) を報告から引用し、外側の 2mm を皮質骨領域とし内側を海綿骨領域とした。さらにフィクスチャーに荷重測定センサ形状 (高さ

4mm) を加えたインプラント形状を作成した。被験者の頭部 X 線規格写真 (Lateral cephalogram) 上でインプラント間距離を計測し (9mm) モデルに再現した。(図 2) モデルは上部構造を連結した場合と非連結とした場合の 2 種類の FEA モデルを作成した。

② 解析条件

荷重条件は、上部構造を連結と非連結とした際の最大随意咬みしめ時 (以下 MVC) および WAX 咀嚼時 (以下 WAX) におけるインプラント荷重合計最大時の荷重を用いた (表 1)。解析入力荷重値および荷重ベクトルを表 1 に示す。モデルの近遠心方向の最遠端面 (y 軸) を 6 自由度全て完全拘束した。(図 2)

皮質骨および海綿骨、インプラントおよび上部構造のヤング率およびポアソン比は過去の報告から引用した (表 1) TX7/i9610 (東北大学情報シナジーセンター) を用いて FEA ソフト (MSC MARC, MSC Software, 日本) にて線形弾性解析を行った。

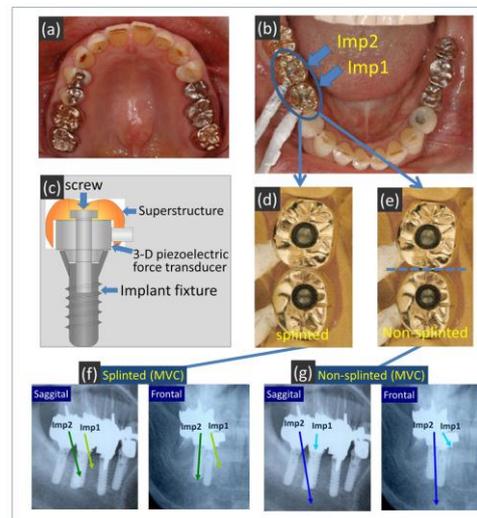


図 1

③ 解析結果の評価

i) 応力コンター図による分析

ミーゼス応力、最大・最小応力の分布の違いについて応力コンター図を用いて分析した。

ii) 応力評価値による分析

各モデル間における応力の定量的な比較を行うために以下の 2 種類の評価値を用いて分析した。

評価値 σR : 各インプラント周囲骨における応力集中領域 (50mm³) での平均応力 (MPa)

評価値 VR : 各インプラント周囲骨における設定基準値以上 (ミーゼス応力・最大主応力) または設定基準値以下 (最小主応力) の応力発生領域の体積 (mm³)

評価値における応力抽出領域 (50mm³) および設定基準値 (ミーゼス・最大主応力: 5Mpa, 最小主応力: -5Mpa) は、応力ヒストグラム

の出力結果を基に本解析における応力集中を評価するパラメータとして設定を行った

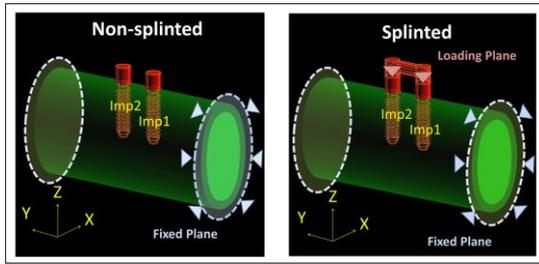


図 2

a Material properties			
	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio	
Implant(Ti)	106330	0.34	
Cortical bone	14400	0.34	
Cancellous bone	480	0.23	

b Measured load values								
	Splinted (N)				Non-splinted (N)			
	f(x)	f(y)	f(z)	f	f(x)	f(y)	f(z)	f
imp1	19.3	-50.7	-84.1	100.1	22.1	-7.6	-25.4	34.5
imp2	-10.5	-66.5	-88.7	111.4	7.4	-79.3	-158.0	176.9
imp1+imp2	211.5				211.4			

表 1

4. 研究成果

(1) 応力コンター図

① 非連結モデル

a) MVC 時

ミーゼス応力は特に imp2 の近心部皮質骨において強い応力発現が見られ、imp1 周囲には弱い応力発現が見られた (図 3)。最大主応力は imp2 の遠心部皮質骨において、最小主応力は imp2 の近心部皮質骨において強い応力発現が見られた (図 3)。

b) WAX 時

ミーゼス応力は特に imp2 の近心部皮質骨において強い応力発現が見られ、imp1 周囲には弱い応力発現が見られた。最大主応力は imp2 の遠心部皮質骨において、最小主応力は imp2 の近心部皮質骨において強い応力発現が見られた。各応力成分において応力分布傾向は MVC 時と類似していた。

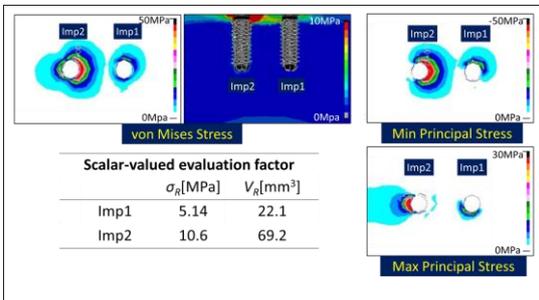


図 3

② 連結モデル

a) MVC 時

ミーゼス応力は imp1, imp2 ともに近心部皮質骨において応力発現が見られた (図 4)。最大主応力は imp1, imp2 ともに遠心部皮質骨において、最小主応力は imp1, imp2 ともに近心部皮質骨において応力発現が見られた (図 4)。

b) WAX 時

ミーゼス応力は imp1, imp2 ともに近心部皮質骨において応力発現が見られた。最大主応力は imp1, imp2 ともに遠心部皮質骨において最小主応力は imp1, imp2 ともに近心部皮質骨において応力発現が見られた。

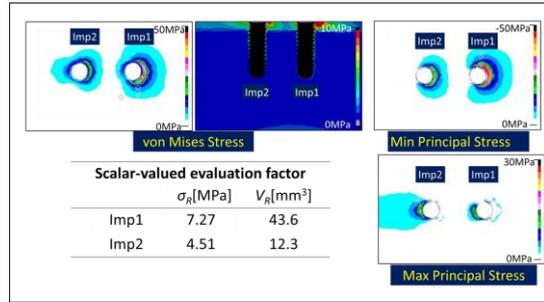


図 4

(2) 応力評価値および応力ヒストグラム

非連結時・連結時の各応力成分 (ミーゼス応力, 最大主応力, 最小主応力) における応力評価値 (σ_R , V_R) を表 2 に示す。

非連結 MVC ($V^1 = 50$ [mm ³], $\sigma^* = 5.0$ [MPa], 最小主応力のみ $\sigma^* = -5.0$ [MPa])							
	von Mises Stress		Max Principal Stress		Min Principal Stress		
	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	
右下 5	5.14	22.1	1.40	0.540	-5.04	22.4	
右下 6	10.6	69.2	3.55	9.20	-10.7	54.2	

連結 MVC ($V^1 = 50$ [mm ³], $\sigma^* = 5.0$ [MPa], 最小主応力のみ $\sigma^* = -5.0$ [MPa])							
	von Mises Stress		Max Principal Stress		Min Principal Stress		
	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	
右下 5	7.27	43.6	1.64	1.27	-7.63	37.9	
右下 6	4.51	12.3	2.08	1.44	-4.34	11.5	

非連結 wax ($V^1 = 50$ [mm ³], $\sigma^* = 5.0$ [MPa], 最小主応力のみ $\sigma^* = -5.0$ [MPa])							
	von Mises Stress		Max Principal Stress		Min Principal Stress		
	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	
右下 5	4.96	16.6	1.20	0.627	-5.05	13.9	
右下 6	8.16	58.9	2.30	3.40	-8.46	47.3	

連結 wax ($V^1 = 50$ [mm ³], $\sigma^* = 5.0$ [MPa], 最小主応力のみ $\sigma^* = -5.0$ [MPa])							
	von Mises Stress		Max Principal Stress		Min Principal Stress		
	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	σ_R [MPa]	V_R [mm ³]	
右下 5	6.02	27.6	1.32	0.661	-6.32	25.1	
右下 6	5.82	28.2	1.66	0.979	-6.05	24.5	

表 2

(3) 考察

① 幾何形状

FEA において、幾何形状が解析結果にあたる影響は非常に大きい。実際には下顎骨内には内基礎層板や骨梁構造が存在し非常に複雑な形状を呈しており、近年の FEA 研究においても CT データ等を用いて詳細に骨形状をモデル化している報告が見られる。本研究に

においてはインプラント上部構造の連結効果の影響を定性的に評価することを目的とし、複雑形状およびそれによるメッシュの不整によって引き起こされる局所的応力集中を避けるために、骨形状は他の論文から引用した標準的顎骨形状とし、2 値化によって皮質骨と海綿骨に分類することにより単純化を行った。

インプラントの形状に関しても、表面形状の違いによって応力分布に差が見られることが報告されている。そのため本研究では、スレッド形状も再現したインプラントを埋入して解析を行った。

② 荷重条件

機能時にインプラントに加わる咬合力の大きさ、方向は咬筋、側頭筋、内側翼突筋などの咀嚼筋群の活動によって影響を受ける。さらに、咀嚼筋群との関連が大きい顎顔面形態も、咬合力の大きさ、方向に影響を与える。FEA においては荷重条件を咀嚼筋群の筋活動として入力するのが理想的であるが、被験者個々の筋活動を再現するのは困難であるため、多くの場合はインプラントに荷重を加える方法で解析が行われる。また荷重値も他の報告から引用し、インプラント長軸方向に対する荷重方向が設定されているのが一般的である。

これに対して本研究では、MVC 時および WAX 咀嚼時の口腔内実測荷重値を荷重条件として用いた。このため、想定値もしくは個体の異なる被験者から測定された荷重を適用した解析に比べ、入力荷重の信頼性は高い。実際に測定された荷重値・方向は各インプラント間で大きな違いがありインプラント長軸方向との角度差もさまざまであった。

③ 材料特性

本来、生体骨は不均質、異方性である。O'mahony らは下顎骨における異方性解析において、等方性解析に比べて応力と歪みが約 20-30% 増加したと報告している。実際、下顎骨内には内基礎層板や骨梁構造が存在しているが、現状ではモデルにおいてその形状とヤング率を完全に再現することは困難であり、今後の FEA における課題と考えられる。そのため多くの報告において、材料特性を種々の測定法によるヤング率・ポアソン比の報告値を用いている。また、骨のヤング率は、骨密度の乗数と比例関係にあることが報告されており、CT 値から要素毎にヤング率を与える手法も報告されている。本研究においては、インプラント上部構造の連結効果を定性的に評価することを目的としたため、骨の材料特性に関しては等方性・均質とし他の報告から引用した。

④ ミーゼス応力、主応力の応力分布

MVC 時、WAX 時ともに全ての応力成分（ミ

ーゼス応力、最大主応力、最小主応力）で、インプラント周囲の皮質骨において応力発現が見られた。これは本研究における骨の幾何形状および材料特性の単純化による影響と考えられ、骨の幾何形状と材料特性を詳細に設定した場合、より局所的な応力発現が海綿骨内にも見られる可能性がある。連結時、非連結時ともに応力は荷重方向の影響を受けていた。

⑤ 非連結時の応力評価値および応力ヒストグラム

MVC 時は全ての応力成分において、imp1 に比べて imp2 周囲骨に強い応力発現が見られた（図 3）。

応力集中領域における平均応力を示すミーゼス応力評価値 σR において、MVC 時の imp2 では imp1 に比べ約 2 倍程度の高い応力値を示し、WAX 時においてもこの傾向は同様であった。また応力集中領域の空間的体積を示す評価値 VR においても、MVC 時および WAX 時ともに imp2 は imp1 に比べて高い値を示していた（表 3）。これは imp2 周囲では imp1 に比べて高い応力を示す領域が広範囲に広がっていることを示しており、ミーゼス応力ヒストグラムにも表れている（図 5, 6）。最大・最小主応力に関しても、応力分布範囲の傾向は異なるが評価値 σR と VR および応力ヒストグラムにおいてミーゼス応力と同様の傾向が見られた。

非連結時に imp2 が imp1 に比較してより強い応力発現と広い応力分布を示した本結果は、右側第一大臼歯部に埋入された imp2 と右側第二小臼歯部に埋入された imp1 の口腔内実測荷重値における荷重値の大きさの差を反映した結果と言える。

⑥ 連結時の応力評価値および応力ヒストグラム

全ての応力成分において imp1, imp2 ともに周囲骨に応力発現が見られた（図 4）。

ミーゼス応力評価値 σR において、MVC 時では imp1 は imp2 に比べ高い応力値を示していた。これに対して WAX 時では imp1 と imp2 はほぼ同程度の応力値を示した。この傾向はミーゼス応力評価値 VR においても同様であり、MVC 時では imp1 は imp2 に比べ高い値を示し、WAX 時では imp1 と imp2 はほぼ同程度の値を示していた。この傾向は最小主応力についても同様であった。これらの傾向は各応力成分ヒストグラムにも表れている（図 5, 6）。

すなわち連結時は、MVC 時において imp2 と比べて imp1 のほうがやや強い応力発現と広い応力分布を示し、WAX 時において imp1 と imp2 はほぼ同程度の応力発現および応力分布を示し応力分散効果が認められた。この結果は、imp2 に加わる荷重が連結部を介して imp1 に荷重伝達が起こっていることが原因として考えられる。

ミーゼス応力のヒストグラム(MVC時)

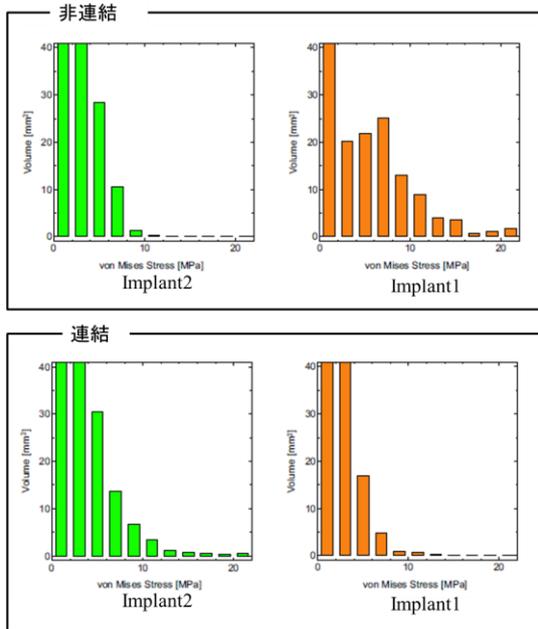


図 5

ミーゼス応力のヒストグラム(WAX時)

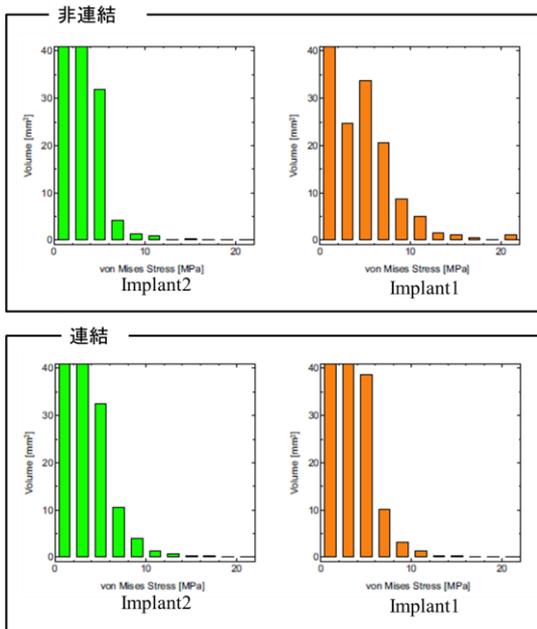


図 6

⑦ 連結時と非連結時の比較

連結時、非連結時ともに、MVC 時では 2 本のインプラント imp1 と imp2 に加わる荷重の総荷重量は約 211N と等しい値である。しかしながら、2 ケースにおける骨内応力はかなり傾向が異なる。

応力集中領域における平均応力を示すミーゼス応力評価値 σR において、imp1 では非連結時に 5.14MPa に対して連結時は 7.27MPa

と 41.4% の応力増加が見られる。これに対して imp2 は非連結時に 10.6MPa に対して、連結時は 4.51MPa であり、評価値の上で 57.5% の応力低減が見られる。(表 2)。 σR を imp1 と imp2 の合計で比較すると、非連結時に 15.74MPa に対して連結時に 11.78MPa であり、連結することにより 25.2% の応力低減が見られる。また、非連結時の σR の imp1 と imp2 の相対比は約 3 : 7 であるのに対して、連結時は 6 : 4 であるので、連結時には imp1 の負担が増し、応力分散が起こっている。この傾向は最大・最小主応力における評価値 σR においても同様である。(表 2)

応力集中領域の空間的体積を示すミーゼス応力評価値 VR において、imp1 では非連結時 22.1mm³ に対して連結時 43.6mm³ と 97% の体積の増加が見られた。これに対して imp2 は非連結時において 69.2 mm³ であるのに対して連結時は 12.3 mm³ と、82% の体積の低減が見られた。VR を imp1 と imp2 の合計で比較すると、非連結時 91.3mm³ に対して連結時 55.9mm³ であり、連結することにより 33.8% の低減が見られる。(表 2) これもまた、連結時に imp1 の負担が増し応力分散が起こっている結果と言える。この傾向は最大・最小主応力における評価値 VR においても同様である。

次に WAX 時の応力集中領域における領域平均応力を示すミーゼス応力評価値 σR において、imp1 では非連結時に 4.96MPa に対して連結時は 6.02MPa と評価値の上で 21.4% の応力増加が見られる。これに対して imp2 は非連結時に 8.16MPa に対して連結時は 5.82MPa であり 28.7% 応力低減が見られる。(表 2) σR を imp1 と imp2 の合計で比較すると、非連結時 13.12MPa に対して連結時 11.84 MPa であり連結することにより 9.8% の低減が見られる。また、非連結時の σR の imp1 と imp2 の相対比は約 4 : 6 であるのに対して、連結時は 5 : 5 であるので、連結時には imp1 の負担が増し、応力分散が起こっていると言える。この傾向は最大・最小主応力における評価値 σR においても同様である。(表 2)

応力集中領域の空間的体積を示すミーゼス応力評価値 VR において、imp1 では非連結時 16.6mm³ に対して連結時 27.6mm³ と 66% の体積の増加が見られた。これに対して imp2 は非連結時において 58.9 mm³ であるのに対して連結時は 28.2 mm³ と、53% の体積の低減が見られた。次に、VR を imp1 と imp2 の合計で比較すると、非連結時 75.5mm³ に対して連結時 55.8mm³ であり、連結することにより 26.1% の低減が見られる。これもまた、連結時に imp1 の負担が増し応力分散が起こっている結果と言える。この傾向は最大・最小主応力における評価値 VR においても同様である。

以上の結果から、MVC 時および WAX 時において上部構造の連結により骨内応力値の低減および骨内応力分布領域の低減およびインプラント間における応力の分散が見られる。本来であれば、入力した実測荷重はほぼ同じ大きさ・方向であり、インプラントを担持する周囲骨において、荷重により生じる応力の総量は理論的には同量となるはずである。今回使用した評価値は対象とする評価領域の、基準値以上の要素における応力平均値および空間的体積を示しており解析の結果から両評価値の低減がみられた。つまり、高応力領域の減少と低応力領域の増加が起きていることが考えられ、荷重の分散が図られていることを示す結果である。これはインプラント上部構造の連結によって、連結部を介したインプラントフィクスチャーの一体化によって全体としての剛性が増加すること、口腔内で実測を行った荷重ベクトルの方向(図 1)による影響から連結部を介した荷重伝達がおこること、などが要因として考えられる。本研究における基準値は出力された解析結果の範囲内で応力集中を定量的に評価するために設定を行っている。実際に骨内応力は骨代謝に影響をおよぼし、その応力には至適範囲が存在すると考えられるが、未だそのような報告は存在しない。

また、インプラント臨床において上部構造の連結は適合精度の問題、連結による再治療時の難しさ、など種々の問題点がある。本研究は、補綴装置設計に関するひとつの指標を示唆する結果が得られたものとするが、今後さらに連結によって得られる効果と臨床上の問題点の比較検討も必要である。

本研究のように単純化された骨形状は、解析において局所的応力集中が起こりにくい。しかしながら本研究は、インプラント上部構造の連結による骨内応力に対する影響を評価することを目的として、上記の単純化を行った。今後の臨床応用を視野に入れた場合にはより詳細な局部モデルにおけるシミュレーションおよび、様々な単純化誤差の検証が必要になると思われる。

本研究に加えて被験者のインプラント周囲骨の経時的な観察による骨内応力の影響の分析などを行うことにより、生体力学的考慮に基づくインプラント上部構造の選択および設計が可能となると考えられる

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)

(1) Shigemitsu R, Ogawa T, Matsumoto T, Yoda N, Gunji Y, Yamakawa Y, Ikeda K, Sasaki K Stress distribution in the peri-implant bone with splinted and non-splinted implants by in vivo loading data-based finite element analysis. Odontology. 2012. 査読有
doi:10.1007/s10266-012-0077-y

[学会発表] (計 5 件)

① 重光竜二, 依田信裕, 郡司良律, 小針啓司, 佐々木啓一 インプラント埋入方向が機能時の骨内応力に与える影響の分析 第 4 1 回日本口腔インプラント学会学術大会 2011/9/16-18 東京

② 上條達央, 重光竜二, 依田信裕, 郡司良津, 佐々木啓一 インプラント周囲骨のストレス応答に及ぼす上部構造連結の影響 第 31 回日本口腔インプラント学会 関東・甲信越支部 学術大会 2012/2/11-12 東京

③ 水戸武彦, 重光竜二, 大塩雅人, 山川優樹, 池田清宏, 佐々木啓一 口腔内実測荷重を用いた MECHANICAL FINDER による歯科インプラント埋入方向の検討 第 3 回 MECHANICAL FINDER ユーザー研究会 2011/8/25 東京

④ 重光竜二, 松本哲哉, 水戸武彦, 依田信裕, 小川徹, 佐々木啓一 生体内荷重データを用いた FEA 解析に基づくインプラント周囲骨内応力に関する検討 第 22 回日本歯科医学会総会 2012/11/9-11 大阪

⑤ 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 2012/11/9-11 大阪

[その他]

ホームページ等
<http://www.apd.dent.tohoku.ac.jp/works.html>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

重光 竜二 (Shigemitsu Ryuji)
東北大学大学院歯学研究科・助教
研究者番号：00508921

(2) 研究分担者

()

研究者番号：

(3) 連携研究者

()

研究者番号：