

咬合接触面積がIn-Ceram Alumina/Vitadur Alpha陶材積層 セラミックス内の応力分布に与える影響

若 松 宣 一 亀 水 秀 男 飯 島 まゆみ
足 立 正 徳 後 藤 隆 泰 土 井 豊

朝日大学歯学部歯科理工学講座(主任：土井 豊教授)

抄録 咬合接触面積がIn-Ceram Alumina/Vitadur Alpha陶材積層セラミックス内の応力分布に与える影響を解析した。積層セラミックに300Nの咬合力を負荷した場合について3次元有限要素法を適用し、In-Ceramコア円板の厚さが1.0mm、陶材の厚さが0.3, 0.4, 0.5mmの場合について検討した。その結果、陶材表面の最大引張り応力は接触半径の増加とともに低下するが、陶材の厚さには依存しなかった。接触半径が0.2mmでは、最大引張り応力は陶材の平均曲げ破壊応力より大きく、Hertzian cone crackが主要な破壊モードであった。接触半径が0.7mmでは最大引張り応力は陶材の破壊応力より小さく、咬合圧下のオールセラミッククラウンの破壊モードは咬合接触面積に依存することを示した。本研究での解析条件では、咬合接触面積は積層セラミックスの応力分布と破壊モードに大きく影響すると結論した。

キーワード：オールセラミッククラウン、破壊モード、咬合接触面積

緒 言

歯冠修復用材料として、陶材の審美性と金属の強度を合わせ持った金属焼付陶材システムが広く普及している。しかし、歯頸部の金属の露出や、金属コーピングによる修復物の不透明感、さらには金属の歯周組織に対する為害性など、金属特有の欠点も指摘されている¹⁾。

近年、金属焼付陶材システムに替わる選択肢の一つとして、種々のオールセラミック修復システムが開発されてきた^{2,3)}。中でも、ガラスを浸潤させたアルミナ焼結体をコアとして用い、その上に陶材を積層させたIn-Ceram Aluminaシステム⁴⁾は、臼歯部クラウンにおいても優れた臨床成績が報告されている⁵⁻⁷⁾。しかし、その破壊確率は小さいものの、口腔内でオールセラミックスクラウンが破壊することも事実であり、破壊源やき裂の進展メカニズムなど現在でも不明である。

一方、*in vitro*での破壊試験からもオールセラミックスクラウンの力学的安全性の評価が試みられてきた。これらの破壊試験にはクラウンの咬合面に荷重を負荷して即時破壊させる試験⁸⁻¹¹⁾と、繰り返し荷重を負荷した後即時破壊させる試験¹²⁾がある。咀嚼運動時の咬合力を想定した繰り返し荷重の負荷は、その後の即時破壊強度を低下させるが、強度の低下メカニズムは明ら

かにされていない。さらにいずれの試験においても、咀嚼中にクラウンに負荷される咬合力よりもはるかに大きな強度が報告されている。また、*in vitro*で破壊したクラウンは口腔内での破壊とは異なり多くの破片に分断されて破壊することが報告されている。これら事実、*in vitro*での破壊試験と口腔内でのクラウンの破壊では、破壊のモードが異なる可能性を示唆している。*In vitro*での破壊試験から得られた情報が、口腔内でのオールセラミックスクラウンの力学的安全性を向上させるためには、口腔内での破壊のモードを明らかにし、その破壊現象を適切に再現した破壊試験法を確立しなければならない。

口腔内におけるオールセラミックスクラウンの破壊モードを明らかにするためには、まず咬合力作用下でのクラウン内部の応力状態を明らかにする必要がある。従来、咬合力作用下のクラウンやブリッジの応力解析には有限要素法が用いられてきたが、咬合力は要素節点に作用する集中荷重として取り扱われてきた^{13,14)}。しかし、対合歯のエナメル質や食物、そしてクラウン表面の陶材との接触問題では、それらの接触状態、すなわち咬合接触面積と接触圧力を考慮しなければならない。

なぜなら、エナメル質咬頭や食物、そして陶材の咬合面はある曲率半径を持つ曲面から構成されるため、

それらの接触は点接触ではなく面接触であると考えられる。しかもこの接触状態は、咬合力の増加に伴って歯根膜や顎骨が変形することにより、より大きな接触面積を持つ、安定した接触状態へ移行する¹⁵⁾。さらに、接触する二つの物質が、咬合力と各々の弾性定数に依存する弾性変形を起こし、有限の接触面積を持つことが明らかにされている¹⁶⁾。

そこで本研究では、まず臼歯部オールセラミックスクラウン(In-Ceram Alumina/Vitadur Alpha陶材)が

対合歯と咬頭嵌合位で噛み締められた状態、もしくは咀嚼運動中に食物を臼歯部で粉碎する状態を想定した。次に対合歯の咬頭あるいは食物、そして陶材との接触問題を、咬合接触面積に様な圧力が負荷されたコアと陶材の積層セラミックスであるとモデル化し、一定の咬合力が作用した場合に咬合接触面積の変化が積層セラミックス内部の応力分布に与える影響を有限要素法を用いて調べた。

実験材料と方法

Fig. 1に今回応力解析に用いた三次元要素モデルを示す。厚さ1.0 mmのGlass Infiltrated Alumina (In-

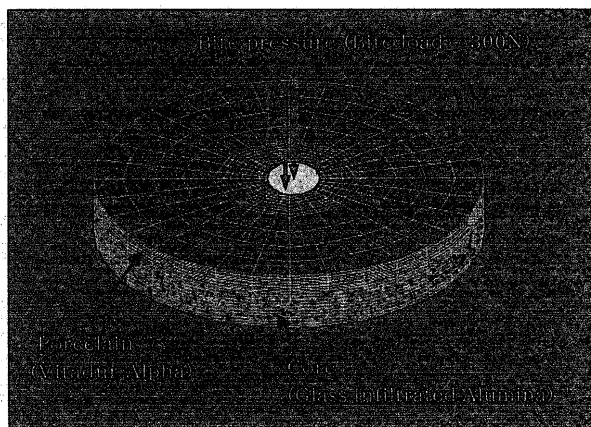


Fig. 1. Three-dimensional finite element model with 12453 nodes and 11520 solid elements for a Vitadur Alpha Porcelain / Glass Infiltrated Alumina Core (In-Ceram) bilayered ceramics subjected to a bite load of 300N on a contact surface area of the porcelain.

結

Fig. 2に陶材の厚さが0.4mm、接触半径0.2mmの場合の最大主応力(引張り応力のみ)の分布を示す。なお加圧部直下の圧縮応力の領域は図には示さなかった。この条件では300Nの咬合力が作用すると、接触圧力は2.389GPaと非常に大きな値になる。応力解析の結果、加圧部周囲の陶材表面、そして加圧部直下のコアおよびコア/陶材の界面に引張り応力が発生した。そして最大引張り応力は加圧部周囲の陶材表面で発生し、その値は241MPaであった。また、コア/陶材の界面には最大で25.3MPaの引張り応力が発生した。文献値によれば、Vitadur Alpha陶材の破壊靱性値²⁰⁾は $0.7\text{MPa}^{1/2}$ であり、4点曲げ強さの平均値は $60.7\text{MPa}^{21)}$ であることを考慮すれば、この条件では陶材表面からHertzian contact¹⁶⁾で観察されるcone crackが陶材内部に向かって発生することは明らかである。ただし、Fig. 2の陶材中の赤丸で示した要素節点は、最大主応力が圧縮応力、すなわち3軸圧縮応力状態であり、表面から発生したcone crackはその圧縮応力の領域で停止すると考えら

Ceram)コア円板(直径10mm)上にVitadur Alpha陶材を厚さを変えて焼き付けた積層セラミックスである。陶材の厚さは0.3mm、0.4mmそして0.5mmと変化させ、陶材とコアとは完全に接合されているものとした。そして積層円板の中心部の咬合接触面に様な圧力を作用させ、積層円板内部の応力分布を有限要素法解析システム(COSMOS/M, ver. 1.7)を用いて計算した。モデルには八面体要素を用い、全要素数は11520、全要素節点数は12453である。なお加圧部直下近傍の陶材部分は、要素を細分化して解析精度を向上させた。またコア下面の要素節点は3軸方向の変位と回転を拘束した。

積層セラミックスに作用する咬合力は、咬合力センサーを小臼歯または大臼歯部で噛み締めた場合の文献値^{17~19)}を基に300Nとした。そしてコアと陶材の弾性定数は、文献値²⁰⁾を基に、Glass Infiltrated Aluminaではヤング率 $E=271\text{GPa}$ 、ポアソン比 $\nu=0.23$ 、Vitadur Alpha陶材では、 $E=63.5\text{GPa}$ 、 $\nu=0.26$ とした。

果

Contact radius : 0.2 mm

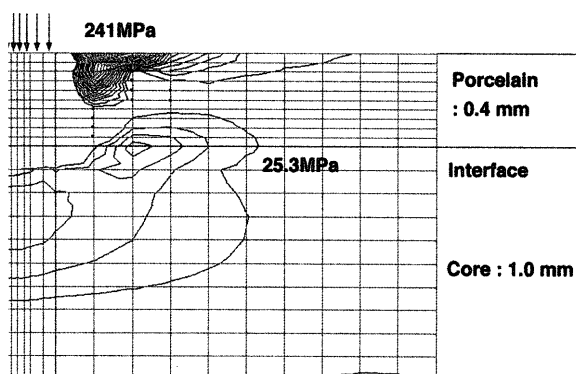


Fig. 2. Distribution of the principal tensile stress in a Vitadur Alpha porcelain(thickness : 0.4mm) / glass infiltrated alumina core (thickness : 1.0mm) bilayered ceramics when bite pressure of 2.389GPa was applied on the contact surface area (contact radius : 0.2mm) of the porcelain.

れる。

Fig. 3に接触半径を0.5mmに増加させた場合の最大主応力分布を示す。接触半径の増加に伴って接触圧力が低下するため、陶材表面の最大引張り応力は59.5 MPaにまで、また同様にコア／陶材界面に発生する引張り応力の最大値も9.6MPaにまで低下した。しかし接触半径0.2mmの場合とは異なり、陶材表面とコア／陶材界面の引張り応力の領域は互いに連結していた。陶材表面の最大引張り応力はその曲げ強さの平均値とほぼ等しいレベルであるため、cone crackが発生する確率は最大引張り応力発生部位にき裂発生源となる欠陥が存在する確率²¹⁾で決まる。一度き裂が発生し、唾液の存在下咬合力が繰り返し作用すれば、き裂はSubcritical crack growth²²⁾を起こして成長し、コア／陶材界面まで達して陶材層のはく離が起こる可能性は十分考えられる。

Fig. 4に接触半径をさらに0.7mmまで増加させた場合の最大主応力分布を示す。この条件では、加圧部直

下のコア部分に発生していた引張り応力の領域が消滅した。また、接触圧力の低下に伴って、陶材表面とコア／陶材界面の引張り応力も各々32.1MPaと5.3MPaにまで低下した。Tinschert et al.²¹⁾が求めたVitadur Alpha陶材の4点曲げ強さのWeibull分布によれば、32.1MPaに相当する破壊確率は1%以下である。すなわちこの条件では、陶材表面からcone crackが発生する確率は非常に低いと考えられる。

陶材の厚さが0.3mm、0.4mmそして0.5mmと増加させた場合の、陶材表面の最大引張り応力の接触半径依存性をFig. 5に示す。陶材表面の最大引張り応力は接触半径の増加に伴って急速に低下するが、陶材の厚さには依存しないことが分かった。また同様に、コア／陶材界面の引張り応力の最大値の接触半径依存性をFig. 6に示す。陶材表面の最大引張り応力と同様に、接触半径の増加に伴って、コア／陶材界面の引張り応力も低下するが、その値は陶材の厚さにも依存して変化することが分かった。すなわち、同じ接触半径では、

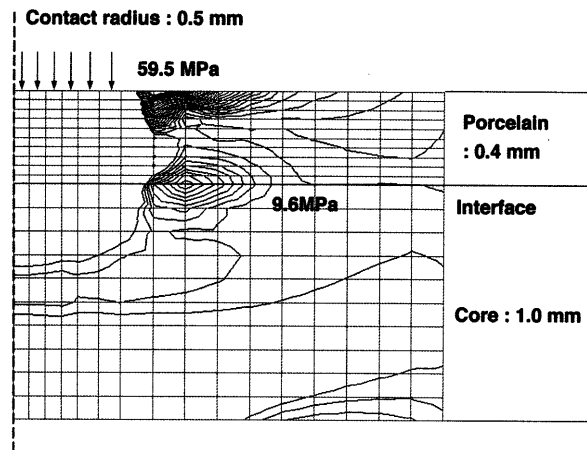


Fig. 3. Distribution of the principal tensile stress in the porcelain / core bilayered ceramics when bite pressure of 382MPa was applied on the contact area (contact radius : 0.5mm) of the porcelain.

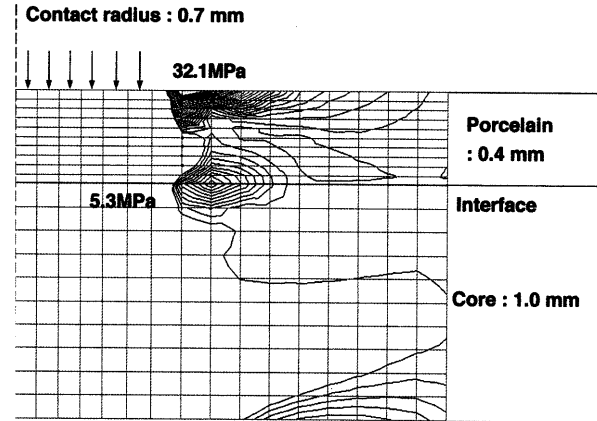


Fig. 4. Distribution of the principal tensile stress in the porcelain / core bilayered ceramics when bite pressure of 195 MPa was applied on the contact area (contact radius : 0.7mm) of the porcelain.

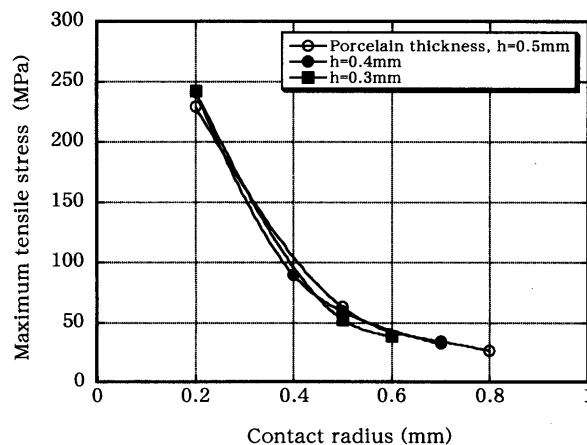


Fig. 5. Influence of the contact radius on the peak value of principal tensile stress which was occurred at the surface of the porcelain.

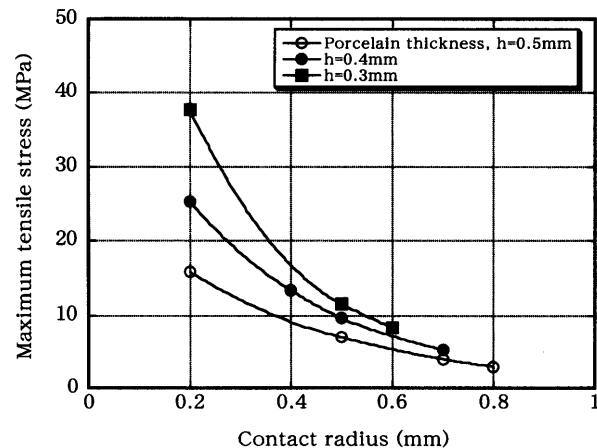


Fig. 6. Influence of contact radius on the peak value of principal tensile stress occurred at the interface between the porcelain and the core.

陶材の厚さが薄くなるほど、界面の引張り応力は増加

考

咬合力作用下でのオールセラミックスクラウンの口腔内での破壊モードに関しては、以下の二つの破壊モードが提案されている。すなわち第一の破壊モードは、咬合接触部位もしくはその近傍の陶材表面からき裂が発生し、そのき裂が唾液の存在下Subcritical crack growthを起こして陶材内部へ進展し、やがて不安定破壊を起こしてクラウンが疲労破壊を起こす場合である。この第一の破壊モードに関しては、Lawn et al.^{20,23-27)}によりHertzian contactを用いた膨大な研究が報告されている。非常に高い破壊強度を示す、*in vitro*でのオールセラミックスクラウンの即時破壊試験は、この破壊モードで破壊しているのではないかと考えられているが、口腔内での破壊ではこの破壊モードはほとんど観察されないと言われている²⁾。一方、第二の破壊モードは、セメント層と接するコア内面もしくはコア／陶材界面の欠陥からき裂が発生し、そのき裂がクラウン内部を外に向かって成長し、やがて不安定破壊を起こす場合である。第二の破壊モードは、口腔内でのオールセラミックスクラウンの破壊モードではないかと議論²⁸⁻³⁰⁾されている。

本研究では、オールセラミックスクラウンが対合歯と咬頭嵌合位で噛み締められた状態、もしくは咀嚼運動中に食物を臼歯部で粉碎する状態を想定し、咬合接触面積と接触圧力に注目して、それらがクラウン内部の応力状態、引いては破壊のモードに影響を与えるかどうかを、モデル化した積層セラミックスを用いて調べた。その結果、咬合接触面積の増加は、咬合接触部近傍の陶材表面で発生する最大引張り応力を低下させることが明らかになった。さらに、接触面積が小さい場合は、最大引張り応力が陶材の強度を大きく上回るため、Hertzian contactで観察されるcone crackが陶材表面から内部に向かって発生するが、接触面積が増加すると、最大引張り応力は急速に低下し、cone crackの発生の危険性が大きく低下することも明らかになった。咬合接触中に陶材表面からき裂が発生しなければ、Hertzian cone cracking以外の破壊モードを考えなければならない。

そこで、対合歯のエナメル質咬頭、種々の食物、そして*in vitro*での破壊試験において荷重を負荷するために用いるステンレス鋼など、種々の弾性定数を持つ物質が、オールセラミックスクラウンと咬合力作用下で咬合接触した場合の咬合接触面積を計算した。ただし、この計算では、陶材平板に直径8 mm²³⁾の物質がHertzian elastic contactした場合の接触面積を求め、ポアソン比は一定(0.3)と仮定してヤング率のみ変化させた。なお咬合力は300Nとした。その結果をFig. 7に示す。なお口腔内での咬合接触は、咬合接触点の数、そして接触状態が面接触であることを考慮すると、実

する。

察

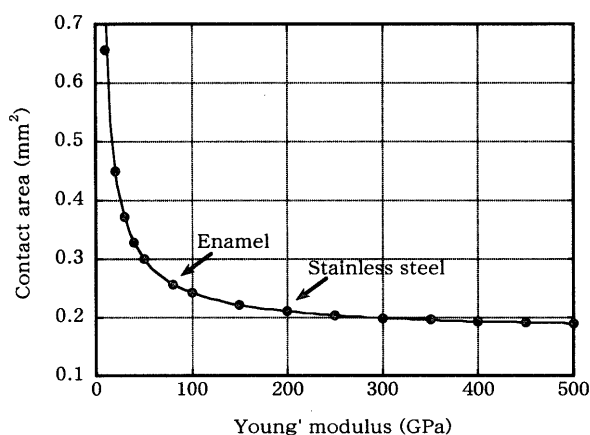


Fig. 7. Relationship between the contact area and Young's modulus of the materials when a sphere of the material (radius : 4mm) was contacted with a Vitadur Alpha porcelain plate.

際の咬合接触面積はさらに大きな値であると思われる。Fig. 7を見ると、*in vitro*での破壊試験で用いるステンレス鋼よりヤング率の大きな物質では、接触面積はヤング率に依存しないではば一定の値を示すことが分かる。しかし、エナメル質咬頭のヤング率より柔らかい物質では、ヤング率の低下に伴って接触面積は急速に増加した。口腔内でオールセラミックスクラウンが接触する物質は、通常エナメル質咬頭よりヤング率が小さな物質であると考えられるため、同じ咬合力でも咬合接触面積はステンレス鋼など硬い物質に比べるとはるかに大きい。接触面積が大きくなると、陶材表面の最大引張り応力が急速に低下し、引いては破壊のモードも変化する可能性があることが、本研究の結果から示唆されている。この咬合接触面積に起因する破壊モードの変化が、*in vitro*と口腔内での破壊のモードが異なる事、さらには*in vitro*での破壊試験では、オールセラミックスクラウンが非常に高い強度を示す原因になっているのではないだろうか。今後*in vitro*での破壊試験を行う場合では、荷重を負荷する物質の弾性定数も考慮する必要があると思われる。

本研究ではコア／陶材界面に発生する最大引張り応力にも注目したが、本研究で用いたモデルでは、発生する応力は陶材の強度と比較するとかなり小さな値であった。しかし最近、Jung et al.²⁰⁾は象牙質のようなヤング率が小さな物質上に接合したセラミックスでは、表面からのHertzian cone crackよりも接着界面からradial crackがより低い接触荷重で発生することを明らかにしている。口腔内のクラウンは支台歯にセメント合着されるため、応力分布に与える合着用セメントや支台歯の弾性定数の影響も明らかにする必要があると思われる。

結 論

白歯部オールセラミックスクラウン(In-Ceram Alumina/Vitadur Alpha陶材)をモデル化した積層セラミックスに咬合接触面積を変えて300Nの咬合力を作用させた場合の応力分布を三次元有限要素法を用いて解析し、以下の結論を得た。

- (1) 応力解析の結果、全ての条件で加圧部周囲の陶材表面、及びコア／陶材の界面に引張り応力が発生した。そして最大引張り応力は加圧部周囲の陶材表面で発生した。
- (2) 陶材表面の最大引張り応力は接触半径の増加に伴

って急速に低下するが、陶材の厚さには依存しないことが分かった。

- (3) 接触半径の増加に伴って、コア／陶材界面の最大引張り応力も低下するが、その値は陶材の厚さにも依存して変化することが分かった。
- (4) 咬合接触面積が増加すると、陶材表面の最大引張り応力が急速に低下するため、Hertzian cone crackに起因する破壊の可能性が小さくなることが示唆された。

参 考 文 献

- 1) Burke F. J. T., Fleming G. J. P., Nathanson D., and Marquis P. M. : Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J. Adhes. Dent.*, **4** (1) : 7~22, 2002.
- 2) Kelly J. R., Nishimura I., and Campbell S. : Ceramics in dentistry. Historical roots and current perspectives. *J. Prosthet. Dent.*, **75** (1) : 18~32, 1996.
- 3) Anusavice K. J. : Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. *General Dent.*, **45** (1) : 30~35, 1997.
- 4) Probst L. : Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quint. Int.*, **23** : 25~31, 1992.
- 5) Probst L. : Survival rate of In-Ceram restorations. *Int. J. Prosthodont.*, **6** : 259~263, 1993.
- 6) McLaren E. A., and White S. N. : Survival of In-Ceram crowns in a private practice : A prospective clinical trial. *J. Prosthet. Dent.*, **83** : 216~222, 2000.
- 7) Segal B. S. : Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *J. Prosthet. Dent.*, **85** (6) : 544~550, 2001.
- 8) Smith T. B., Kelly J. R., and Tesk J. A. : In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations. *J. Prosthodont.*, **3** (3) : 138~144, 1994.
- 9) Carrier D. D., and Kelly J. R. : In-Ceram failure behavior and core-veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass. *J. Prosthodont.*, **4** (4) : 237~242, 1995.
- 10) Correr Sobrinho L., and Knowles J. C. : Effect of convergence angle and luting agent on the fracture strength of In ceram crowns. *J. Mater. Sci. Mater. in Med.*, **10** : 493~496, 1999.
- 11) Hwang J. -W., and Yang J. -H. : Fracture strength of copy-milled and conventional in-Ceram crowns. *J. Oral Rehab.*, **28** : 678~683, 2001.
- 12) Correr Sobrinho L., Cattell M. J., and Knowles J. C. : Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int. J. prosthodont.*, **11** (3) : 255~262, 1998.
- 13) Hojjatie B., and Anusavice K. J. : Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. *J. Biomech.*, **23** (11) : 1157~1166, 1990.
- 14) Kelly J. R., Tesk J. A., and Sorensen J. A. : Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo : Analysis and modeling. *J. Dent. Res.*, **74** (6) : 1253~1258, 1995.
- 15) Hidaka O., Iwasaki M., Saito M., and Morimoto T. : Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J. Dent. Res.*, **78** (7) : 1336~1344, 1999.
- 16) Lawn B. R. : Indentation of ceramics with spheres : A century after Hertz. *J. Am. Ceram. Soc.*, **81** (8) : 1977~1994, 1998.
- 17) Hagberg C. : Assessments of bite force : A review. *J. Craniomandibular Disorders, Facial & Oral Pain*, **1** (3) : 162~169, 1987.
- 18) Tortopidis D., Lyons M. P., Baxendale R. H., and Gilmour W. H. : The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J. Oral Rehab.*, **25** : 681~686, 1998.
- 19) Kleinfelder J. W., and Ludwig K. : Maximal bite force in patients with reduced periodontal tissue support with and without splinting. *J. Periodontol.*, **73** (10) : 1184~1187, 2002.
- 20) Jung Y. -G., Wuttiaphan S., Peterson I. M., and Lawn B. R. : Damage modes in dental layer structures. *J. Dent. Res.*, **78** (4) : 887~897, 1999.
- 21) Tinschert J., Zvez D., Marx R., and Anusavice K. J. : Structural reliability of alumina-, feldspa-, leucite-, mica-, and zirconia-based ceramics. *J. Dent.*, **28** : 529~535, 2000.
- 22) Wiederhorn S. M. : Influence of water vapor on crack propagation in soda-lime glass. *J. Am. Ceram. soc.*, **50** : 407~414, 1967.
- 23) Peterson I. M., Pajares A., Lawn B. R., Thompson V. P., and Rekow E. D. : Mechanical characterization of dental ceramics by Hertzian contacts. *J. Dent. Res.*, **77** (4) : 589~602, 1998.
- 24) Jung Y. -G., Peterson I. M., Pajares A., and Lawn B. R. : Contact damage resistance and strength degradation of glass-infiltrated alumina and spinel ceram-

- ics. *J. Dent. Res.*, **78**(3) : 804~814, 1999.
- 25) Jung Y. -G., Peterson I. M., Kim D. K., and Lawn B. R. : Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J. Dent. Res.*, **79**(2) : 722~731, 2000.
 - 26) Lawn B. R., Deng Y., Lloyd I. K., Janal M. N., Rekow E. D., and Thomson V. P. : Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J. Dent. Res.*, **81**(6) : 433~438, 2002.
 - 27) Deng Y., Lawn B. R., and Lloyd I. K. : Characterization of damage modes in dental ceramics bilayer structures, *J. Biomed. Mater. Res. (Appl Biomater)*, **63** : 137~145, 2002.
 - 28) Kelly J. R., Giordano R., Pober R., and Cima M. J. : Fracture surface analysis of dental ceramics, clinically failed restorations. *Int. J. Prosthodont.*, **3** : 430~440, 1990.
 - 29) Kelly J. R. : Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J. Prosthet. Dent.*, **81** : 652~661, 1999.
 - 30) Wakabayashi N., and Anusavice K. J. : Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate thickness. *J. Dent. Res.*, **79** : 1398~1404, 2000.
-

Influence of Occlusal Contact Area on the Stress Distribution of In-Ceram Alumina/Vitadur Alpha Porcelain Bilayered Ceramics

NOBUKAZU WAKAMATSU, HIDEO KAMEMIZU, MAYUMI IJIMA,
MASANORI ADACHI, TAKAYASU GOTO and YUTAKA DOI

Department of Dental Materials and Technology, School of Dentistry, Asahi University

(Chief : Prof. Yutaka Doi)

Key words : All-ceramic crown, Fracture mode, Occlusal contact area

Abstract The object of this study was to analyze the effect of contact area, over which the load was uniformly distributed, on the stress distribution in Vitadur Alpha Porcelain / Glass Infiltrated Alumina Core bilayered ceramics. Three-dimensional finite element models for the bilayered ceramics subjected to a bite load of 300 N were developed. Bilayered structures of porcelain with thicknesses of 0.3, 0.4, and 0.5 mm, and a core thickness of 1.0 mm, were evaluated. Stress analysis demonstrated that the peak value of principal tensile stress, which occurred at the surface of the porcelain, decreased with increasing contact radius, but was independent of the porcelain thickness. For a contact radius of 0.2 mm, the peak value of principal tensile stress was much higher than the mean bending fracture stress of the porcelain. The results indicated that Herztian cone cracking was the dominant fracture mode of bilayered ceramics. For a contact radius was 0.7 mm, however, the peak value of principal tensile stress was much lower than the mean fracture stress of the porcelain. The results showed that the fracture mode of an all ceramic crown under bite load was dependent on the occlusal contact area. For the conditions analyzed in this study, we concluded that contact area had a major influence on the stress distribution and fracture mode of bilayered ceramics.