

後牙區樹脂黏合牙橋與支台齒界面之有限元素應力分析

林峻立^{*,1} 李惠娥² 張志涵³ 張耕華³ 林鼎勝³

¹長庚大學機械工程系所

²高雄醫學大學牙醫學研究所

³國立成功大學 醫學工程研究所

收件日期2000年12月12日；接受日期2001年4月25日

摘要

由於幾何外型的複雜及結構的不穩定性，使得樹脂黏合牙橋與支台齒界面的結合強度對於牙橋在臨床使用上的成功率是一個非常重要的考量因素，但臨床觀察或一般的實驗方法卻很難得知咬合力與界面結合強度間的關係，因此本研究利用三維有限元素分析針對咬合應力與牙橋界面破壞之關係進行探討。由於樹脂黏合牙橋幾何結構的複雜，本研究首先利用影像處理技術及CAD (Pro/Engineer) 系統建構出牙橋與支台齒之三維實體模型 (solid model)，再將其輸入有限元素軟體中 (ANSYS v5.3) 進行分析，首先在界面結合良好的情況下 (即界面為bonded)，針對九組不同的咬合力進行固位器和支台齒之界面應力分析，其次再利用先前所分析出來對界面末端產生最大應力值的咬合力，對兩組不同的界面破壞模式 (依臨床破壞模式及應力集中模式設定) 進行分析 (即界面為de-bonding)。結果發現當界面尚未發生破壞時，作用於第二大臼齒頰側遠心咬頭向舌側呈45°之咬合力會對界面末端下方造成應力集中之現象而容易導致界面產生破壞；在咬合力對界面破壞的影響方面，由分析結果得知所模擬的兩種破壞模式 (依臨床破壞模式及應力集中模式設定) 下，咬合力均會造成義齒支架與牙齒之界面末端產生應力集中的情形，並沿著義齒支架下緣往牙橋本體方向發生，故若以應力為破壞的指標，界面應沿著此方向破壞，但此現象卻與臨床觀察之破壞趨勢不同，因此本研究推斷當界面產生破壞後，應力可能並非導致界面加速破壞的最主要原因，酸性物質的腐蝕作用可能係一更重要之因素。

關鍵詞：樹脂黏合牙橋、界面、有限元素法

前 言

臨牀上臼齒的早期缺失常會使相鄰的牙齒在受到長期咬合力的作用下而向近心方向傾倒 (mesio-tipping) (如圖一 (a))，這種現象不但會造成齒列不整齊影響美觀之外，更容易造成食物以及唾液中之酸性物質在缺牙處的堆積、腐蝕，使缺牙處周邊的牙齒在長期的腐蝕作用下對冷、熱產生敏感 (hypersensitive)，甚至會破壞牙週組織，進而引起齲齒以及牙週的疾病。因此在臨床治療上，牙醫師大多會採用傳統固定式牙橋 (conventional fixed partial denture) 來進行修復工作[1, 2] (如圖一 (b) ~ (c))，傳統固定式牙橋可以將多顆牙齒連結在一起，在臨床使用上有較強的結構來承受咀嚼所產生之咬合力，然而在傳統固定式牙橋製造的過程中，挖除牙釉質是非常重要的一個工作，由於牙釉質的厚度很薄[2]，因此常常在進行挖除、修形之過程中，可能會挖除過多的牙釉質而傷及牙本質 (dentin)，而牙本質的鈣化程度較牙釉質低很容易遭受到外力的作用而產生破壞；當牙本質被破壞後會造成口腔內細菌以及不乾淨之物質經由造牙本質細胞 (odontoblast) 傳入牙髓腔 (pulp) 中，進而破壞牙髓腔內之牙神經，最後會造成整顆健康的牙齒必須接受根管治療甚至必須拔除，因此在製作過程中須耗費大量之時間及

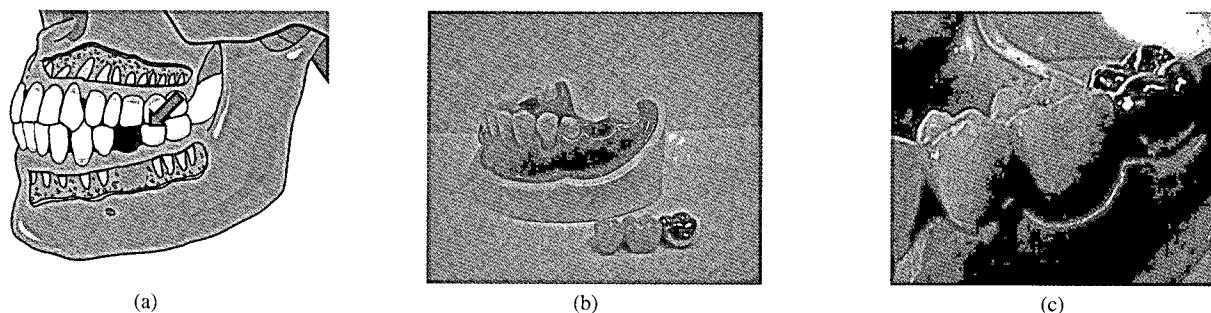
精力；基於上述原因及齒列審美觀的逐漸重視，Rochette [3] 於1973年便提出所謂“樹脂黏合牙橋 (resin-bonded bridge)”的設計概念，在樹脂黏合牙橋的製作過程中，只需將兩顆支台齒舌側 (lingual side) 邊緣以及靠近缺牙處兩端之牙釉質作少部分修形，以兩個厚度約略等於牙釉質邊緣修形之厚度的固位器 (retainer)，利用複合樹脂 (composite resin) 固定於支台齒之舌側處，經由連接體與牙橋體結合便可達到與傳統牙橋相同的功能，如圖二所示。

由於樹脂黏合牙橋並不需要挖除全部之牙釉質，因此降低了製作過程中破壞牙本質之危險性以及傷害牙神經之機率，不但保有健康牙本質齒質之功能，同時也兼顧了美觀上之考量。然而在幾何外形及機械結構上，樹脂黏合牙橋相較於傳統固定式牙橋而言卻相對的複雜及不穩定，樹脂黏合牙橋在結構上僅依賴連結體與兩邊的固位器 (retainer) 固定於支台齒上，在臨床應用中常常會造成固位器與支台齒間的固位強度過低 (lower retention rate)，使得牙橋與支台齒因無法緊密結合而產生鬆脫的現象 [4]，最後導致治療失敗。在固位器與支台齒界面早期破壞的過程中，牙橋本身設計不良或材料熱漲冷縮等問題常會造成牙橋與支台齒界面無法完全密合，而此種現象於固位器末端尤為嚴重常會因結合界面無法密合而產生微裂縫 [5] ($50 \sim 59 \mu\text{m}$)，進而導致食物以及唾液中之酸性物質在此處的堆積，在酸性物質長期的腐蝕作用之下便容易造成界面逐漸發生崩解 (de-bonding) 而造成界

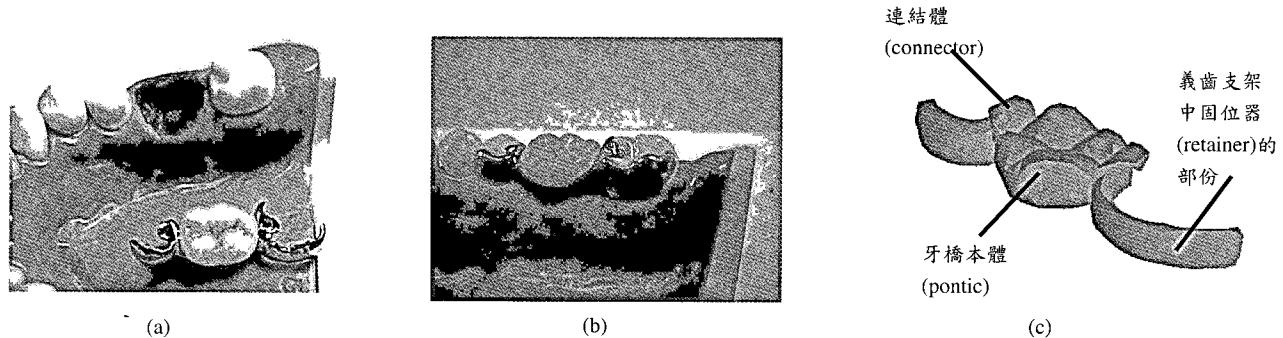
* 通訊作者：林峻立

電話：+886-3-3283016 ext. 5759；傳真：+886-3-3283031

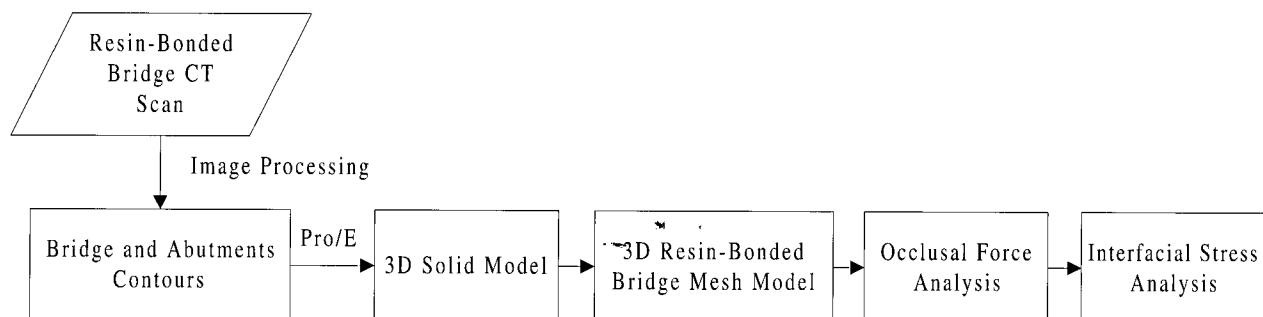
電子郵件信箱：cclin@mail.cgu.edu.tw



圖一、(a)下頸第二大臼齒因長期動態負載而前傾；(b)未裝置的傳統固定式牙橋；(c)已裝置的傳統固定式牙橋。



圖二、(a)未裝置的樹脂黏合牙橋；(b)已裝置的樹脂黏合牙橋；(c)樹脂黏合牙橋之結構示意圖。



圖三、本研究流程圖

表一、材料特性

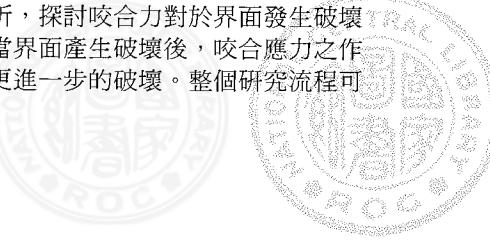
Material	Young's modulus(E) N/mm ²	Poisson's ratio(ν)	References
Enamel	84100	0.2	[9]
Dentine	18600	0.31	[9]
Ni-Cr Alloys	188000	0.28	[11]

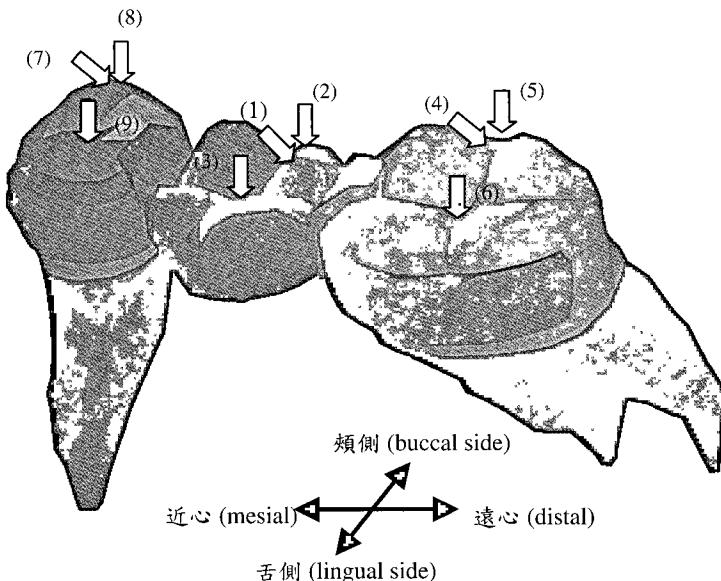
面的破壞[6,7]。然而除了酸性物質的腐蝕作用會導致牙橋與支台齒界面破壞之外，在不當的咬合狀態下固位器與支台齒界面末端所產生之應力集中現象應該也是導致或是加速樹脂黏合牙橋界面破壞的主要原因之一，但目前臨牀上卻鮮少針對此問題作深入的探討，而單純憑臨床經驗增加一些設計修形、或加強黏著材料等來改善界面結合強度。因此本研究最主要的研究目的是探討當牙橋與

支台齒界面末端已產生微裂縫的情形下，咬合應力對牙橋界面破壞的影響；研究中利用CT影像及電腦輔助設計軟體(CAD system)建構出樹脂黏合牙橋之三維有限元素模型，利用有限元素法先針對多種咬合應力對界面末端的力學行為進行分析，同時進一步模擬在兩種不同的界面破壞模式下牙橋與支台齒界面之破壞機制，探討當界面產生破壞後咬合應力之作用是否會導致並加速界面之破壞，以提供臨床治療之參考。

材料與方法

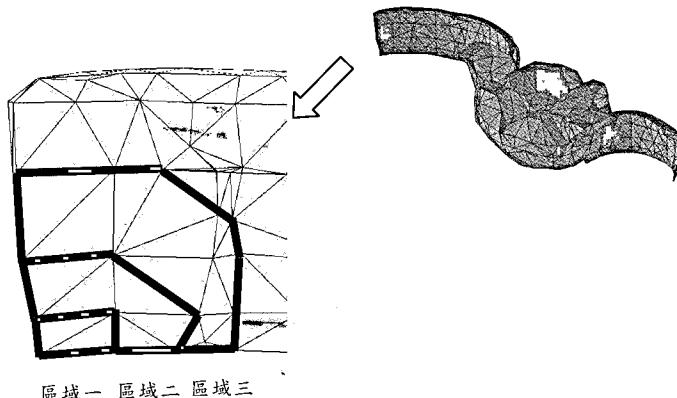
本研究主要以下頸第二大臼齒與第二大臼齒為支台齒所製作之樹脂黏合牙橋針對其固位器與第二大臼齒之界面末端進行應力分析，探討咬合力對於界面發生破壞之影響；並深入研究當界面產生破壞後，咬合應力之作用是否會導致此界面更進一步的破壞。整個研究流程可





牙橋本體	第二大臼齒	第二小白齒
(1) 頰側遠心咬頭 (buccal distal cup), 向舌側方向呈45°	(4) 頰側遠心咬頭 (buccal distal cup), 向舌側方向呈45°	(7) 頰側咬頭 (buccal distal cup), 向舌側方向呈45°
(2) 頰側遠心咬頭 (buccal distal cup), 垂直向下	(5) 頤側遠心咬頭 (buccal distal cup), 垂直向下	(8) 頤側咬頭 (buccal distal cup), 垂直向下
(3) 中央窩 (central fossa), 垂直向下	(6) 中央窩 (central fossa), 垂直向下	(9) 中央窩 (central fossa), 垂直向下

圖四、施力位置之示意圖



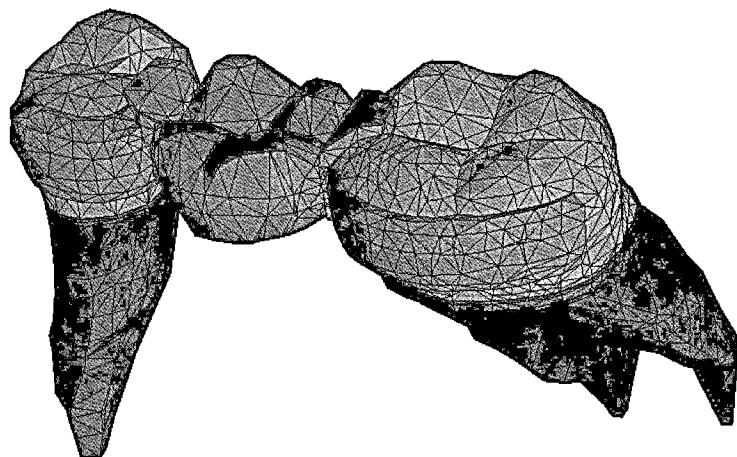
圖五、臨床界面破壞型式之定義，破壞區域之邊界定義主要依該區域所包含之元素邊界為主。

分為(1)樹脂黏合牙橋之三維有限元素模型建立、(2)牙橋與支台齒界面受咬合力破壞影響的探討及(3)咬合力與界面破壞模式分析等三部份，如圖三所示並分別敘述如下：

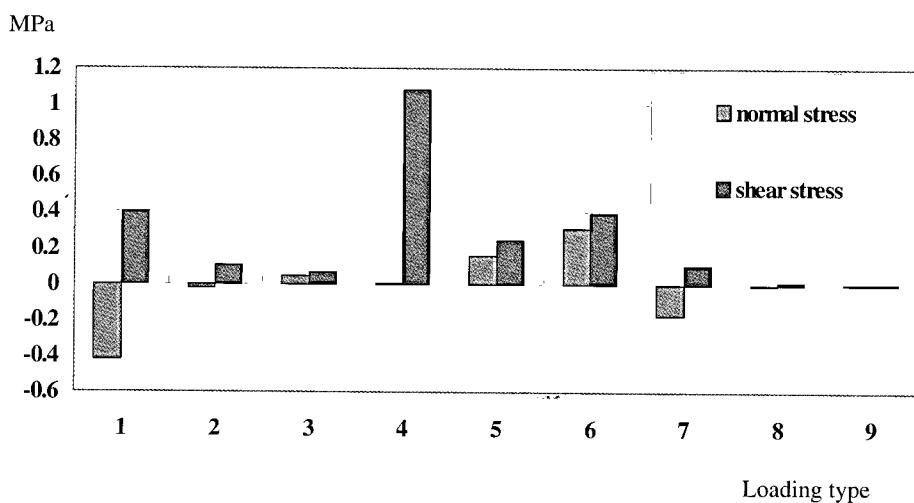
樹脂黏合牙橋之三維有限元素模型建立

首先選取一組完整、沒有齲齒或明顯磨耗包含下顎第二小臼齒、第一、第二大臼齒之下顎骨為樣本，待拔除第一大臼齒後，以第二小臼齒及第二大臼齒為支台齒，利用複合樹脂(Densply Caulk, Milford, DE, USA)製作缺

牙區之樹脂黏合牙橋，之後將整組樣本(包括第二小白齒、第二大臼齒、下顎骨及牙橋)置入模具中並灌入硬化樹脂，待其硬化後沿齒冠-齒根的方向由上至下進行電腦斷層掃瞄，由於牙冠處之幾何形狀變化相當大，故以間格1 mm 掃瞄一次，而牙根處因幾何形狀差異不大則以2 mm 為其掃瞄間距，再利用“CTTOOL”[8]影像處理軟體，根據閥值原理自動偵測每一斷面上不同結構之外輪廓，包括牙橋、支台齒之牙釉質(enamel)、牙本質(dentin)以及牙隨腔(pulp)之斷面輪廓，記錄斷面輪廓上每個像點之座標值後將其輸入CAD system (Pro/Engineer)



圖六、小白齒、牙橋及大白齒之三維有限元素模型。



圖七、界面尚未破壞之情況下，牙橋與第二大白齒界面之末端下方在承受不同咬合力之正向應力與剪應力值。

中並建構出每一組成元件之實體模型，同時依據真實形狀做部分修改，最後將每一種元件之實體模型組合而得到牙橋與支台齒之實體模型。在實體模型建構完成後針對不同區域幾何形狀之特性分別給予不同大小之元素尺寸 (Element size) 設定，並於CAD系統中進行自動化三維網格之建立，再將三維網格模型之節點 (node)、元素 (element) 及各元件所屬之材料特性 (詳細數據如表一) 輸入有限元素分析軟體 (ANSYS v5.3) 中以進行分析。由於本研究主要是探討樹脂黏合牙橋之固位器與支台齒 (第二大白齒) 界面末端之力學行為，同時有研究[9][10]指出齒槽骨的存在與否對齒冠部分之應力影響不大，再加上齒槽骨所包含之元素太多 (因體積較大) 造成分析上需較多之時間，因此在有限元素模型的建構上便不作齒槽骨之模擬，邊界條件之給定則是將支台齒 (第二大白齒與第二大白齒) CEJ junction以下 (牙根處) 的外節點予與固定。

牙橋與支台齒界面末端受咬合力破壞影響的探討

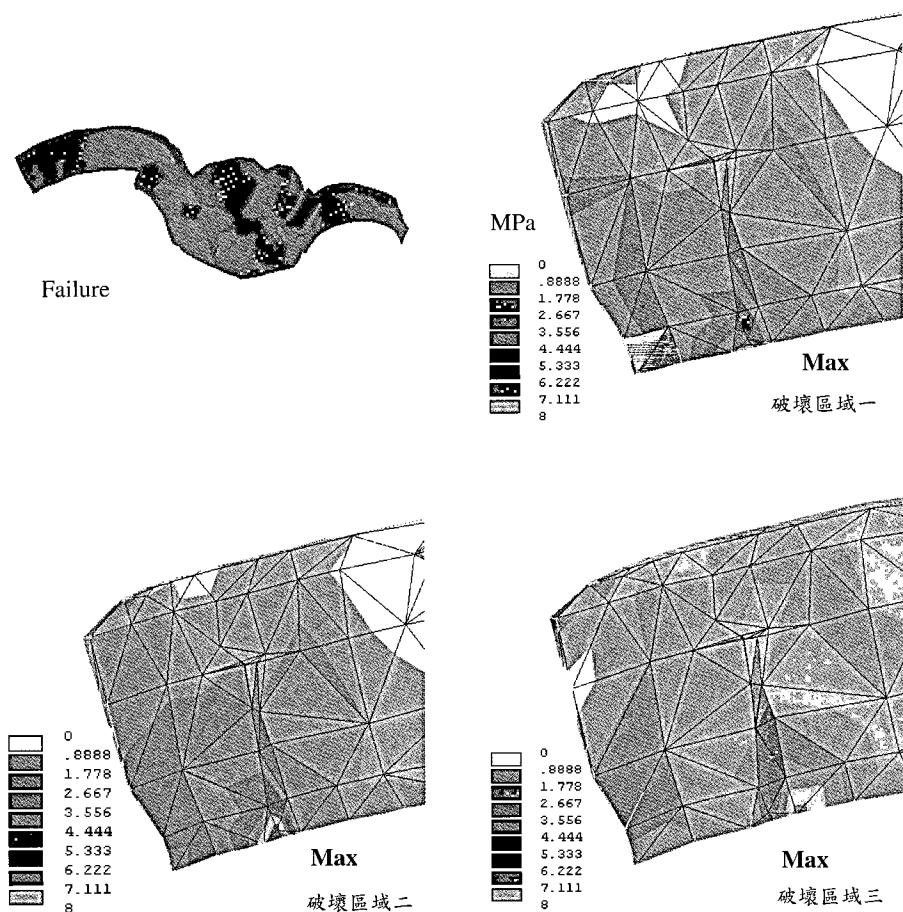
由於臨牀上早期的界面破壞大多從牙橋與支台齒界面末端發生，本研究針對牙橋與支台齒界面尚未產生破壞的情況下 (亦即界面為bonding之狀態)，探討九種不同咬合力作用位置 (均為一般正常咬合點之位置) 及不同咬合角度對於牙橋與第二大白齒界面所造成之影響 (詳細位

置如圖四)，咬合力之大小為170N (約為後牙區最大咬合力之1/3)。

界面破壞型式之模擬

利用先前之分析結果，選擇會造成牙橋與第二大白齒遠心末端界面最大應力之咬合應力進行分析 (即loading type 4)；針對以下兩種破壞模式加以探討：(A)模擬臨床觀察之界面破壞型式 (破壞模式一)：針對臨床所觀察之界面破壞定義三種不同的破壞區域 (破壞區域一、二及三，如圖五)，分別假設此三個區域內之界面已產生破壞 (即de-bonding)，分析上利用接觸性元素 (contact element) 進行模擬，探討在已知的破壞型式下，牙橋遠心末端界面的應力分佈狀態及咬合應力是否會導致界面產生進一步之破壞。(B)由應力分析結果決定界面破壞方向 (破壞模式二)：假設牙橋與第二大白齒遠心末端界面之應力集中區已發生破壞 (即de-bonding)，將此區域利用contact的模擬方式重新建立一組模型並重新分析，由分析的結果再找出應力集中之區域並利用前述同樣的方式，以contact模擬該處已破壞而得到另一組新的模型並進行相同之應力分析，因此本研究利用上述之模擬方式，依界面不同之破壞程度建立三組模型。





圖八、不同破壞區域之最大主應力分佈圖

結 果

首先在模型的建構上，圖四為利用CAD系統所建立出之牙橋、第二大臼齒與第二大臼齒實體模型 (Solid Model)，依結構之幾何形狀的複雜情形給予不同大小之元素尺寸並經由自動化三維網格之建立便可得到牙橋與支台齒之三維有限元素模型，如圖六所示，整個模型所使用的元素為四面體元素 (SOLID 72 3-D 4-node tetrahedral)，其包含了2950個節點 (node) 與12571個元素 (element)。

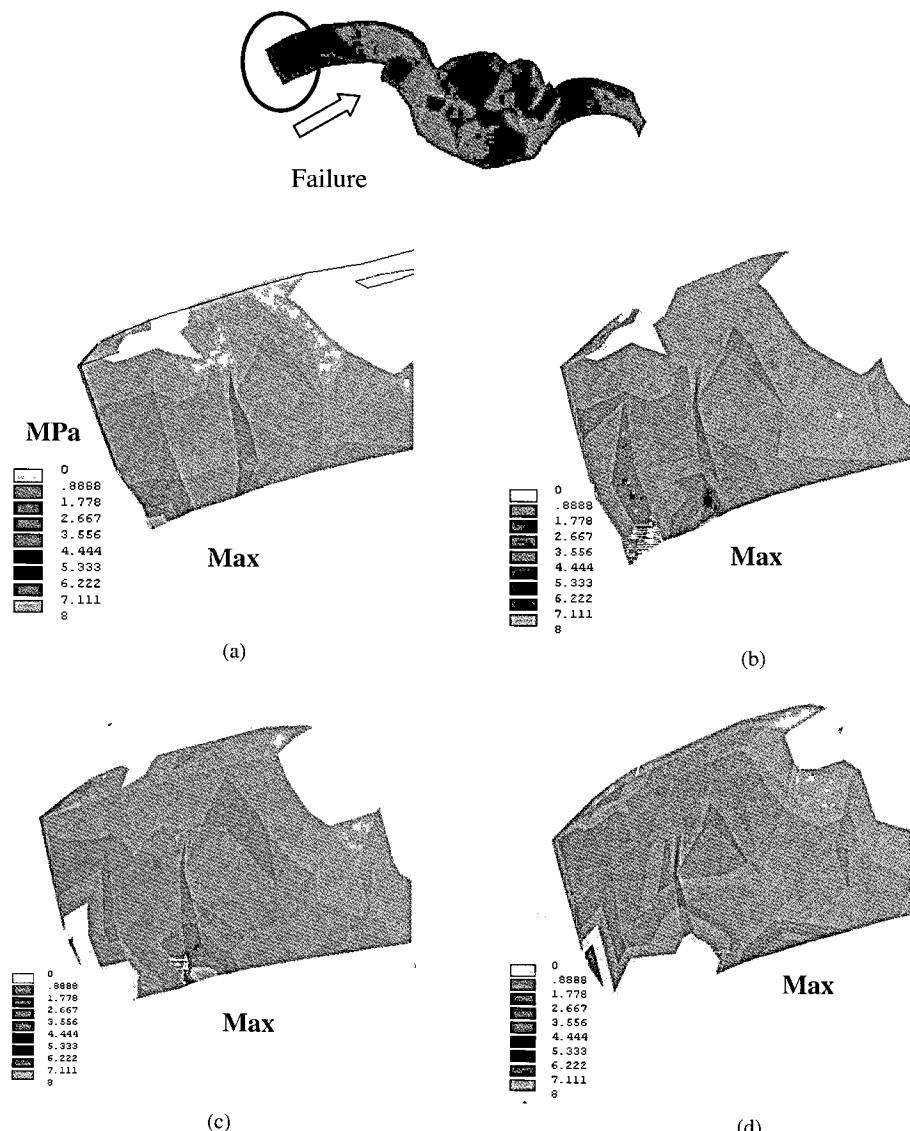
在咬合力對於牙橋與支台齒界面之探討上，圖七為牙橋之固位器與第二大臼齒之遠心末端下方處 (臨牀上發生破壞機率最高之處) 在尚未發生破壞的情況下，承受不同之咬合位置以及咬合角度之正向應力 (normal stress) 與剪應力 (shear stress) 值，由計算結果可以清楚發現當咬合力向舌側呈45°之方向作用於第二大臼齒之頰側遠心咬頭 (圖四中Loading type 4) 時，相對於其他咬合應力作用而言會對牙橋與第二大臼齒界面之遠心末端處產生較高之應力值 (主要為剪應力)，因此在長期咬合之作用下很容易導致界面產生破壞 (主要為剪應力作用造成)。所以經由上述結果可得知除了酸性物質之腐蝕作用是導致牙橋與支台齒界面發生破壞的原因之外，由不當之咬合所產生之應力效應 (剪應力作用) 可能也是導致界面產生破壞的一個主要原因。

在界面破壞之分析結果上，分別針對兩種所設定的破壞模式分述如下：

(A)破壞模式一：在結果方面選擇牙橋之固位器末端觀察其界面應力變化，圖八代表不同之破壞區域在承受最嚴重咬合力 (loading type 4) 作用下的最大主應力分佈圖，由圖中可明顯觀察出隨著界面破壞區域之逐漸增加，會導致在破壞處沿著固位器下緣往牙橋本體之方向產生應力集中之現象而造成更進一步的破壞，因此若以界面應力作為決定界面破壞方向之前提下，經由上述結果得知界面破壞應會沿著固位器下緣往牙橋體方向發生 (如圖八所示)，但此現象卻與臨牀上常見之界面破壞方式不同。

(B)破壞模式二：在結果方面同樣選擇牙橋之固位器末端觀察其界面應力變化，圖九代表不同破壞階段在承受最嚴重咬合力作用下的最大主應力值示意圖，(a)為界面尚未破壞之情形，經由初步應力分析結果發現在牙橋界面末端下方有應力集中現象並將該區域假設成破壞 (利用contact方式模擬) 以進行下一步之分析，利用相同分析方式發現隨著界面之逐漸破壞，在破壞處沿著固位器下緣往牙橋本體之方向均有明顯應力集中現象，由此結果亦可觀察出界面破壞方向依然沿著界面下方發生，其結果與破壞模式一之結果類似。



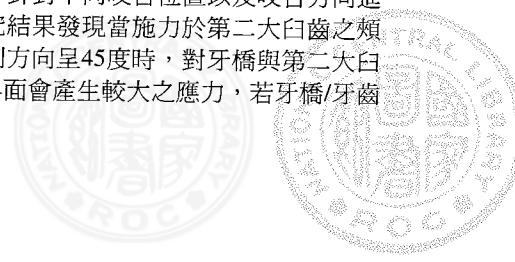


圖九、(a)~(d)分別代表界面逐漸破壞之最大主應力圖

討 論

雖然樹脂黏合牙橋的設計已克服了傳統式牙橋在美觀設計上之缺點，相對於傳統牙橋而言亦降低了製作上之危險性，且具有保存完整、正常齒質功能的特性，但由於其幾何外型的複雜及結構上的不穩定，牙橋/牙齒系統的基本力學行為卻顯少被探討。本研究結合電腦斷層掃描（CT）、影像處理電腦輔助設計（CAD）及有限元素法等技術針對樹脂黏合牙橋幾何外型及材料分佈的複雜性已能有效、精準的建構出其三維有限元素模型，同時可針對其基本力學行為進行探討。而臨床上樹脂黏合牙橋常見的失敗原因則是牙橋與支台齒界面的結合問題，在整個界面破壞的過程中酸性物質於縫隙的堆積、腐蝕及由不當的咬合所產生的應力集中現象均有可能是導致或加速牙橋與支台齒界面發生崩解的重要原因。就力學的觀點而言，由於樹脂黏合牙橋在行使功能上僅依

靠連結體（connector）與固位器（retainer）固定於支台齒上，其結構相對於傳統式牙橋較為不穩定；此外，由於連結體在咬合的過程中大多承受壓應力，較固位器與支台齒的界面需維持結合強度所承受的張應力及剪應力而言，連結體較固位器不易產生斷裂或破壞，而固位器與支台齒界面在長期動態的負載之下便容易產生鬆脫的現象，這亦是樹脂黏合牙橋在臨牀上最常見之失敗原因，所以在設計上之力學考量對於樹脂黏合牙橋而言是一個非常重要的因素，因此除了酸性物質的腐蝕作用是導致樹脂黏合牙橋界面產生崩解的原因之外，由不當咬合所產生之應力效應可能也是導致牙橋與支台齒界面發生破壞的一個主要原因，故本研究在牙橋與第二大臼齒界面尚未破壞的情況下，針對不同咬合位置以及咬合方向進行初步分析，由研究結果發現當施力於第二大臼齒之頰側遠心咬頭並向舌側方向呈45度時，對牙橋與第二大臼齒界面遠心末端處界面會產生較大之應力，若牙橋/牙齒

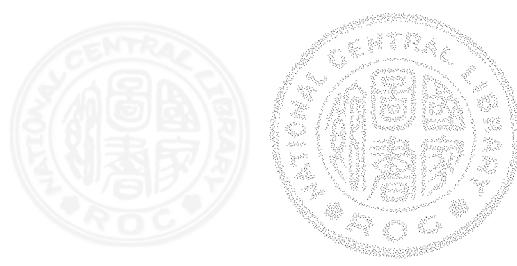


系統在長期承受此種咬合力的作用之下，界面便容易產生崩解而破壞，所以在臨床治療上可建議調整咬合面以避免不當應力所造成之破壞。

關於界面破壞趨勢探討方面，經由研究結果指出當界面產生破壞後，無論何種破壞模式，在破壞處之邊緣區域均有明顯應力集中現象而導致界面可能產生更進一步的破壞；此外，界面之應力集中方向均沿著固位器下緣往牙橋本體之方向發生，此現象是由於牙橋固位器下緣與第二大臼齒在幾何結構以及材料特性上之差異造成該界面處的應力變化幅度較大，此外由初步之應力分析結果發現應力大多集中於界面之下緣處，因此在模擬上界面的破壞應是沿著固位器下緣處發生，但此現象卻與臨床上所常見之界面破壞模式不同，故本研究推斷當固位器與第二大臼齒界面產生破壞後，咬合應力之作用可能並非導致樹脂黏合牙橋在臨牀上失敗最主要的原因，而很有可能因酸性物質的腐蝕作用才是造成牙橋與支台齒界面加速破壞之最主要原因。除此之外，由於本研究在界面破壞的應力分析上主要觀察最大主應力之分佈並利用最大主應力結果作為判斷界面是否發生破壞之參考指標，而無去計算出每一節點之正向應力值與剪力值，因此在分析上較缺乏客觀性之探討。另外，關於界面破壞模式一為本研究根據臨床觀察之現象所定義，但實際臨床界面破壞形式並非均為本研究所模擬之破壞模式；而本研究也只針對單一咬合力（即對界面產生最嚴重破壞之力）進行分析並無探討其他咬合位置及角度之影響，因此咬合應力是否為導致樹脂黏合牙橋與支台齒界面加速破壞之主要因素尚須進一步瞭解。

參考文獻

- [1] H.T. Shillingburg, R. Jacobi, S.E. Brackette, Fundamentals of tooth preparations, Quintessence, Chicago, 37-39, 1987.
- [2] M. Botelho, "Resin-bonded prostheses: The current state of development", *Quintessence Int.*, 30: 525-534, 1999.
- [3] A.L. Rochette, "Attachment of a splint to enamel pf lower anterior teeth", *J. Prosthet. Dent.*, 30: 418-423, 1973.
- [4] A. Novak, R. Sedej, "The Maryland Bridge and its strength", *Zobozdrav Vestn.*, 39: 87-97, 1984.
- [5] R.P. O'Connor, W.F. Caughman, C. Bemis, "Use of the split pontic nonrigid connector with the tilted molar abutment", *J. Prosthet. Dent.*, 56: 249-251, 1986.
- [6] N.H.J. Creugers, A.F. Kayser, "An analysis of multiple failure of resin-bonded bridges", *J. Dent.*, 20: 348-351, 1992.
- [7] G. Priest, "An eleven-year reevaluation of resin-bonded fixed partial dentures", *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 15: 239-247, 1995.
- [8] 林峻立, 小臼齒二級 MOD 窩洞之生物力學分析, 成功大學博士論文, 2000.
- [9] V.K. Goel, S.C. Khera, S.A. Gurusami, R.C.S. Chen, "Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth", *J. Prosthet. Dent.*, 67: 174-183, 1992.
- [10] S.C. Khera, V.K. Goel, R.C.S. Chen, S.A. Gurusami, "Parameters of MOD cavity preparations: a 3-D FEM study, part II", *Oper. Dent.*, 16: 42-54, 1991.
- [11] Morris, H.F., Veterans Administration Cooperative Studies Project No. 147/242. Part VII: The mechanical properties of metal ceramic alloys as cast and after simulated porcelain firing. *J. Prosthet. Dent.*, 61:160-169, 1989.



Interfacial Stress Analysis between Posterior Resin-Bonded Bridge and Teeth by Finite Element Approach

Chun-Li Lin^{*,1} Huey-Er Lee² Chih-Han Chang³ Keng-Hua Chang³
Ting-Sheng Lin³

¹*Department of Mechanical Engineering, Chang Gung University, Tao-yuan, Taiwan, 333, ROC.*

²*Graduate Institute of Dental Sciences, Kaohsiung Medical University, Kaohsiung, Taiwan, 807, ROC*

³*Department of Biomedical Engineering, National Cheng Kung University, Tainan, Taiwan, 701, ROC*

Received 12 December 2000; Accepted 25 Apr 2001

Abstract

Due to the complicated geometry and unstable structure of resin-bonded (RB) bridges, the successful bridge-works in clinical dentistry are usually dominated by the interface strength between the RB bridge and its abutments. In this study, the three-dimensional finite element method was employed to analyze the interfacial stresses that were difficult to calculate using traditional clinical observation or experimental approaches. Solid models of the RB bridge and abutments were constructed first and assembled in a CAD system to depict reality of their complex geometry, they were then transferred to the mesh model in FE package (ANSYS) to process the stress analyses. Nine different occlusal forces were selected as the loading types to estimate the stress levels at the distal margin area of the bridge's retainer with perfect interfacial bonded conditions. After the loading evaluation, two interface failure types (clinical failure and stress concentration modes) were assumed as the de-bonding conditions to calculate the interfacial stresses under the worst loading case that was obtained in previous analyses. The results indicated that the maximum stress value was obtained at the distal-bottom tip of the bridge when the occlusal load was applied on the buccal distal cup, inclining 45 degrees to the lingual side of the second molar. For interfacial failure analyses, the stress concentrations were found and tended toward the pontic along the distal-bottom margin of the bridge's retainer with two different interface failure types. This interface failure tendency from the stress concentration aspect was not consistent with clinical observations. This study concluded that the occlusal forces might not be the most important factor in the speed up of the interfacial failure; acid erosion might be the significant issue to concern.

Keywords: Resin-Bonded Bridge, Interface, Finite-Element-Method

* Corresponding author: Chun-Li Lin
Tel: +886-3-3283016 ext.5759; Fax: +886-3-32803031
E-mail: cllin@mail.cgu.edu.tw

