译文

不同液体模拟髓腔流体压力对牙本质－树脂粘结微拉伸强度的影响

Influence of Different Intrapulpal Pressure Simulation Liquids on the Microtensile Bond Strength of Adhesive Systems to Dentin

Enas H. Mobarak, Heba A. ElDeeb, Mai M. Yousry

原载 J Adhes Dent, 2013, 15(6): 519-526.（英文）

廖维立 译 李 彦 审

摘 要

目的：评价 3 种不同液体模拟髓腔流体压力对 3 种粘结系统与牙本质粘结微拉伸强度的影响。**材料与方法**：磨平完整人磨殆面至中层牙本质深度，分别用去离子水、磷酸盐缓冲液和人血浆模拟 15mmHg 牙齿髓腔压力，涂布 3 种粘结剂：单瓶装全酸蚀粘结剂，SingleBond（3M ESPE）；一步法自酸蚀粘结剂，G-Bond（GC 牙科）和 iBond（Heraeus Kulzer）。堆塑 2mm 高度复合树脂。粘结堆塑完成后，所有样本均浸泡于 37℃人工唾液中，并置于 20mmHg 髓腔压力下 24h。万能测试机测试每个样本的微拉伸强度，并记录每个样本的断裂模式。数据用 ANOVA 和 Bonferroni post-hoc 检测进行统计学分析，设置 $P \leqslant 0.05$。**结果**：在 SingleBond 粘结剂中，去离子水表现出比血浆和磷酸盐缓冲液更高的微拉伸强度；在 G-Bond 中，去离子水与磷酸盐缓冲液微拉伸强度无明显差异，但人血浆微拉伸强度较低；相反，在 iBond 中，3 种液体微拉伸强度无明显差异。所有样本断裂模式主要为粘结界面和混合模式断裂。**结论**：不同液体模拟髓腔压力会影响粘结剂与牙本质间的粘结效果，全酸蚀相比自酸蚀粘结系统粘结效果受髓腔压力影响更敏感，粘结剂中含有蛋白质凝固成分比不含这些成分的粘结效果好。

关键词 髓腔压力；人血浆；微拉伸强度；粘结系统

译者单位 中山大学光华口腔医学院 广东省口腔医学重点实验室
广东省广州市越秀区陵园西路 56 号 510055

1 引言

牙体粘结学一直处于不断发展中，目前广泛存在的全酸蚀粘结技术因为技术敏感性受到很多因素的影响，如过度酸蚀、过度干燥和过度湿润等因素会阻碍树脂单体向脱矿牙本质的渗透从而影响全酸蚀粘结剂的粘结效果。自酸蚀粘结技术可以解决全酸蚀遇到的这些问题。自酸蚀粘结技术中树脂单体成分可以随着酸蚀过程同时渗透进入牙本质层，所以不需要重新湿润牙本质表面或重新使塌陷的牙本质胶原纤维网膨胀。一步法自酸蚀粘结剂简化了操作步骤，减少了技术的复杂性，从而提高了临床效率。然而，这些一步法自酸蚀粘结系统比两步法自酸蚀粘结系统显示出更高的酸性和亲水性。在一步法自酸蚀粘结剂中，酸性单体需要水分使其离子化才能溶解玷污层和使牙本质脱矿，所以通过气吹去除粘结剂中的水分和溶剂就成为了一个影响树脂单体聚合程度和使粘结剂在牙本质表面均匀分布的最重要因素。很多改良的方法已经用于改善这些简便粘结剂的粘结强度，如不含HEMA单体成分的粘结剂就是其中一种。此类粘结剂主要在于避免由于HEMA引起的水蒸汽压降低而导致更多的水分残留于粘结层中，并会减少因为粘结界面存在不完全聚合HEMA单体导致薄弱物理机械性能粘结层的产生。

因为这些原因，我们有必要对牙本质粘结系统的效率进行重新评价。体外试验一般都是在湿润牙本质上进行的，而不是干燥牙本质。然而，在实际临床中，牙本质表面的湿润可以是外源性的，比如冲洗后留下来的水分，也可以是内源性的，如由髓腔向牙本质表层渗透而来的水分（Intrapulpal Pressure Liquids，IPP）。髓腔组织存在的内在压力将会使髓腔液体缓慢流向牙本质表层。所以，在应用牙本质粘结系统时，这些液流体将会影响粘结剂与牙本质的反应。目前较多研究都表明，这些液流体会降低粘结剂的粘结强度。我们有必要在模拟髓腔压力的情况下检测牙本质粘结强度，从而提供更为真实、可靠的临床相关数据。很多液体都已经被用于模拟髓腔压力的研究中，如磷酸盐缓冲液、生理盐水、稀释的胎牛血清、马血清、人血浆和水。这些溶液与人血浆相比对粘结剂粘结强度的影响必须要有一个明确的证据。本研究通过不同液体模拟髓腔流体压力，比较不同液体对牙本质粘结效果的影响，设置零假设为不同液体模拟髓腔压力不会影响粘结系统与牙本质的粘结强度。

2 材料和方法

2.1 样本准备

收集外科拔除年龄为18～20岁完整阻生第三磨牙，储存于含0.2%叠氮化钠的磷酸盐缓冲液中，置于4℃环境下，牙体储存时间不超过1个月。用慢速金刚石磨盘（Edenta Golden S.A.W.；Au/SG，瑞士）垂直于牙体长轴磨除殆面牙釉质和浅层牙本质获得一个较为平整的中层牙本质表面，磨除过程中连续用水冷却。沿釉牙骨质界以下去除牙根，建立与髓腔的直接通路。殆面牙本质与最高髓角的距离通过精确卡尺（Digimatic caliper，Mitutoyo；日本川崎）测量控制在1.5±0.5mm以内。牙本质表面通过润湿600目金刚砂砂纸手动砂磨抛光30s以获得与临床相似的玷污层。

为了模拟牙齿的髓腔压力，一块玻璃树脂片通过氰基丙烯酸酯胶粘剂（Rocket light，Dental Venture of America，Corona，美国加利福尼亚）粘固于样本底部，并用19GA大小的不锈钢针（MFG，中国上海）穿透，牙齿被连接于髓腔压力装置。髓腔压力装置由三个部分组成：第一部分为一个充满液体的塑料池，接一个塑料管与第二部分相连；第二部分由一个T形管组成，一端与不锈钢针互相连接，一端与由一个监测髓腔压力的血压计（Wenzhou Hongshun Industries & Trade，中国浙江温州）组成的第三部分连接。塑料池中的液体高度需调节到粘结前24h和粘结后保持20mmHg髓腔压力大小，但在粘结过程中需要降低到15mmHg压力高度。

本实验用三种溶液分别模拟髓腔压力：去离子水（对照组）、磷酸盐缓冲液和人血浆，磷酸盐缓冲液由Na_2HPO_4（0.578mmol/L）、KH_2PO_4(0.353mmol/L)和NaN_3（0.2mmol/L）溶解于生理盐水中组成，人血浆用25Gy伽马射线灭菌7min，并用生理盐水稀释6倍。

2.2 树脂粘结

本研究检测三种粘结系统的粘结效果：全酸蚀粘结剂Adper SingleBond 2（3M ESPE，St Paul，美国明尼苏达）；一步法自酸蚀粘结剂，G-Bond(GC Dental，日本东京)和iBond(Heraeus Kulzer，德国哈瑙）。每种粘结剂按照表1列出的厂家说明书粘结于润湿牙本质表面，用A3色复合树脂堆塑2mm厚的树脂块，Bluephase C5

表1 粘结剂材料、组成及操作程序

材料（厂商及编号）	组成	操作程序
Adper SingleBond 2（3M ESPE，St Paul，美国明尼苏达州，8RK）	酸蚀剂：35%磷酸，硅胶	酸蚀：15s，水冲洗10s，小海绵吸干残余水分（可见湿润表面）
	粘结剂：bis-GMA，HEMA，二甲基丙烯酸酯，乙醇，水，光引发剂，聚丙烯酸共聚物与聚衣康酸的甲基丙烯酸酯功能共聚体，二氧化硅填料	粘结：均匀涂抹15s，轻微吹匀5s，光照10s
G-Bond（GC牙科，日本东京，0704191）	4-MET，UDMA，磷酸酯单体，丙酮，水，二氧化硅填料，光引发剂及稳定剂	涂抹后静置10s，强劲气吹10s，光照10s
iBond（Heraeus Kulzer，德国哈瑙，01006）	4-META，UDMA，戊二醛，丙酮，水，光引发剂及稳定剂	第一层：涂抹后轻微涂匀20s，轻吹5s，光照10s；第二层：方法与第一层一样

Bis-GMA（bis-phenol-A glycidyl methacrylate）：双酚A-甲基丙烯酸缩水甘油酯
HEMA（2-hydroxyethyl methacrylate）：甲基丙烯酸羟乙酯
UDMA（urethane dimethacrylate）：双甲基丙烯酸脲烷酯
4-MET（4-methacryloxyethyl trimellitic acid）：4-甲基丙烯酰氧基偏苯三酸
4-META（4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride）：4-甲基丙烯酰氧基偏苯三酸酐

（Ivoclar Vivadent）光照40s，通过LED辐射计（Kerr，Orange，美国加利福尼亚）检测光照强度保持光照强度不低于500mW/cm^2。将样本浸泡于由$CaCl_2$（0.7mmol/L），$MgCl_2 \cdot 6H_2O$（0.2mmol/L），KH_2PO_4（4.0mmol/L），KCl（30mmol/L），NaN_3（0.3mmol/L）和HEPES缓冲液（20mmol/L）组成的人工唾液中，连同髓腔压力装置一起置于一个孵育箱中37℃下孵育24h。

2.3 微拉伸强度测试

每个样本沿X轴和Y轴切成多个（0.8±0.1）mm^{2}条状试件，每组选取15个试件用于检测微拉伸强度。牙本质-树脂试件用氰基丙烯酸酯胶粘剂（Rocket heavy，Dental Venture of America，Corona，美国加利福尼亚）粘固于一个T形附件上，并用万能测试仪（Lloyd Instruments，英国费勒姆）以0.5mm/min拉伸试件，直至试件断裂。记录试件断裂时的力度，通过电脑软件（Nexygen-MT Lloyd Instruments）转换成拉伸强度（MPa）。检测过程中过早发生内聚破坏的试件将被舍弃，不计入最后的计算中，在检测前就发生断裂的拉伸强度记为0MPa。

2.4 断裂模式检测

断裂试件在真空下喷射涂金（Ladd sputter coater，Ladd Research Industries，Williston，美国佛蒙特州），锚定于SEM（XL 30，Philips，荷兰埃因霍温）平台上，在30KV加速电压下观察断裂试件断裂模式。断裂模式包括粘结界面破坏、粘结层内聚破坏、混合破坏（粘结界面破坏/粘结层内聚破坏）、混合破坏（粘结界面破坏/粘结层内聚破坏/树脂内聚破坏）和树脂内聚破坏。

2.5 统计学分析

所有数据均通过SPSS 15.0（SPSS，美国芝加哥）进行统计。用Two-way ANOVA检测比较IPP模拟液体和粘结剂类型，并检测它们间的关系。用One-way ANOVA检测在不同IPP模拟液体下每种粘结剂类型的粘结强度。并用Bonferroni post-hoc检测进行不同粘结剂类型在不同IPP模拟液体下粘结强度之间的两两比较。断裂模式百分比用Modified Fisher Exact test进行检测比较。设置$P<0.05$。

3 结果

3.1 微拉伸强度结果

各组样本微拉伸强度数据见表2，双因素方差分析表明每种IPP模拟液体（$P<0.0001$）及粘结剂类型（$P=0.01$）对粘结强度具有显著影响作用，IPP模拟液体与粘结剂类型之间也有显著关系（$P=0.0001$）。单因素方差分析显示IPP模拟液体会显著影响SingleBond（$P=0.0001$）和G-Bond（$P<0.0001$）的粘结强度，但不影响iBond的粘结强度（$P=0.718$）。两两比较显示在SingleBond

处理组中，去离子水表现出比其他两种IPP模拟液体更高的微拉伸强度，但在G-Bond处理组中，去离子水和磷酸盐缓冲液微拉伸强度均显著高于人血浆。不同粘结剂类型方面，在去离子水处理组中，3种粘结剂表现出显著不同的粘结强度($P<0.0001$)，其中SingleBond微拉伸强度显著高于G-Bond和iBond。磷酸盐缓冲液处理组中，3种粘结剂对粘结强度没有明显影响（$P=0.174$），然而在人血浆处理组中，G-Bond表现出最低的微拉伸强度（$P<0.0001$）。

3.2 断裂模式结果

统计学分析结果显示，所有组别断裂模式主要为粘结界面破坏和混合破坏（表3），SEM电镜结果显示了液滴的形成（图1～图3）。在SingleBond粘结剂处理组中，以去离子水作为灌注液模拟IPP液的情况下，可见一些相当小的圆形液滴出现在粘结层中（图1），在不含HEMA单体的粘结剂iBond中，整个粘结层中均可见到大量的液滴形成（图2），粘结层顶部聚集了相对较小的渗出液滴（图2b），但在粘结层底部可见大量的较大液滴（图2c）。在iBond粘结剂处理组中可见到混合断裂模式（图4），图4a显示了以去离子水作为灌注液情况下牙本质发生共聚破坏后可清晰见到牙本质小管，但在以血浆作为灌注液的情况下，牙本质小管被堵塞而不能清晰可见（图4b），说明在以血浆作为灌注液情况下，iBond粘结剂中戊二醛具有引导阻塞牙本质小管的效果。

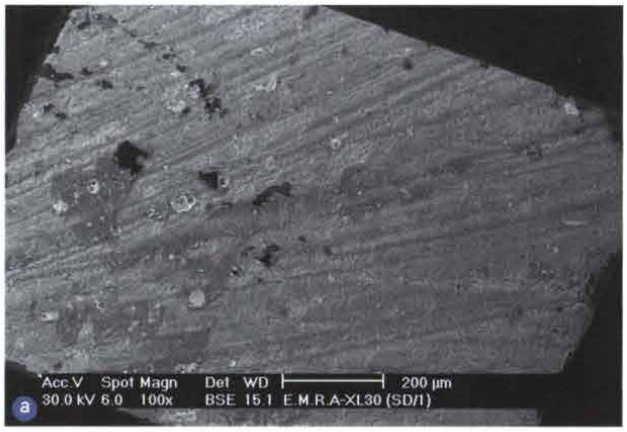
表2 微拉伸强度结果（均数）

粘结剂	髓腔压力模拟液体			髓腔压力模拟液体P值
	去离子水	磷酸盐缓冲液	人血浆	
Adper SingleBond 2	42.2 (3.5)[a, A] [Ptf/tnt=0/21]	26.3 (6.2)[b, A] [Ptf/tnt=1/21]	32.26 (6.2)[b, A] [Ptf/tnt=0/21]	0.0001*
G-Bond	21.27 (2.6)[a, B] [Ptf/tnt=1/21]	20.99 (5.6)[a, A] [Ptf/tnt=1/21]	9.77 (3.6)[b, B] [Ptf/tnt=5/21]	< 0.0001*
iBond	23.46 (4.2)[a, B] [Ptf/tnt=0/21]	24.86 (3.6)[a, A] [Ptf/tnt=0/21]	25.37 (5.4)[a, A] [Ptf/tnt=0/21]	0.718ns
粘结剂P值	< 0.0001*	0.174ns	<0.0001*	

*差异具有统计学意义，ns：差异无统计学意义（$P \geqslant 0.05$），[ptf/tnt]：检测前发生断裂试件数／总的检测试件数。每一行中，上标小写字母表示差异具有统计学意义（$P \leqslant 0.05$，Bonferroni检测），每一列中，上标大写字母表示差异具有统计学意义（$P \leqslant 0.05$，Bonferroni检测）

表3 每个实验组断裂模式数量及百分数

断裂模式	粘结界面破坏	粘结层内聚破坏	混合破坏（粘结界面破坏／粘结层内聚破坏）	混合破坏（粘结界面破坏／粘结层内聚破坏／树脂内聚破坏）	树脂内聚破坏
SingleBond					
去离子水	7 (33.3%)	0	14 (66.67%)	0	0
磷酸盐缓冲液	13 (61.9%)	0	4 (19.05%)	4 (19.05%)	0
血浆	11 (52.4%)	0	6 (28.5%)	4 (19.1%)	0
G-Bond					
去离子水	8 (38.1%)	2 (9.5%)	11 (52.4%)	0	0
磷酸盐缓冲液	8 (38.1%)	2 (9.5%)	9 (42.9%)	2 (9.5%)	0
血浆	15 (71.5%)	0	6 (28.5%)	0	0
iBond					
去离子水	7 (33.3%)	0	10 (47.6%)	4 (19.1%)	0
磷酸盐缓冲液	8 (38.1%)	1 (4.8%)	10 (47.6%)	2 (9.5%)	0
血浆	4 (19.1%)	0	17 (80.9%)	0	0



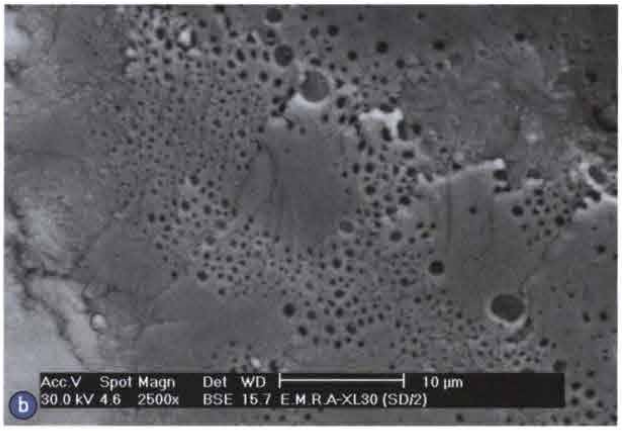
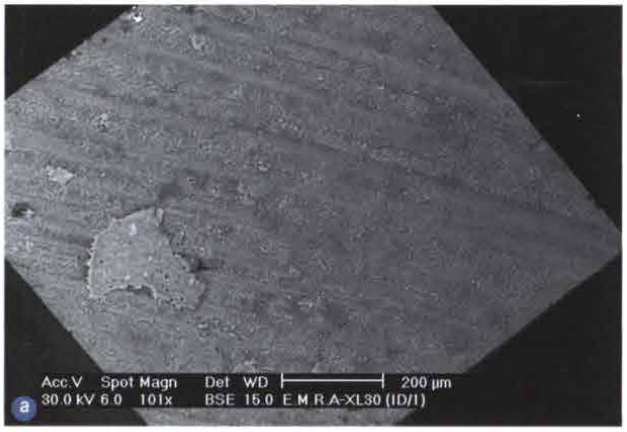


图1 a. SingleBond 粘结剂去离子水灌注液组断裂样本扫描电镜观察；b. 局部放大显示粘结层中大量相对较小的液滴，可能与此粘结剂中富含 HEMA 单体成分导致的渗出有关



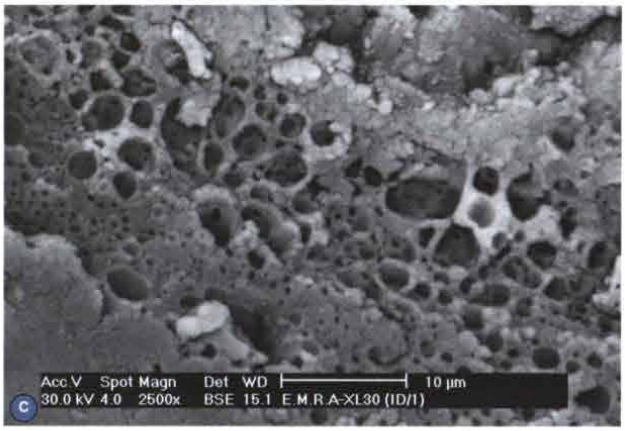


图2 a. iBond 粘结剂去离子水灌注液处理组断裂样本扫描电镜观察；b. 粘结层顶部放大图显示整个粘结层顶部都受到液滴影响；c. 粘结层底部放大图显示液滴大小与形状都与粘结层顶部不同

4 讨论

牙本质粘结剂体外研究能体现出其一定的临床特征。然而，鉴于每个研究者的研究方法不尽相同，他们检测出来的粘结强度值差异较大，所以在进行体外研究时，应该采取标准化的检测方法，以得到更为可靠、对比性更强的数据，从而更有利于为临床提供更有价值的证据，也为研发粘结性能更好的粘结剂提供一定的参考。要建立这样一种理念，就需要花更多努力去真实地模拟体内环境。

相关数据表明，体外应用模拟髓腔压力会引起牙本质粘结剂粘结强度的显著下降。在本研究中，我们并没有验证髓腔压力对粘结强度的影响，而是比较几种不同粘结剂在不同液体模拟髓腔压力下的

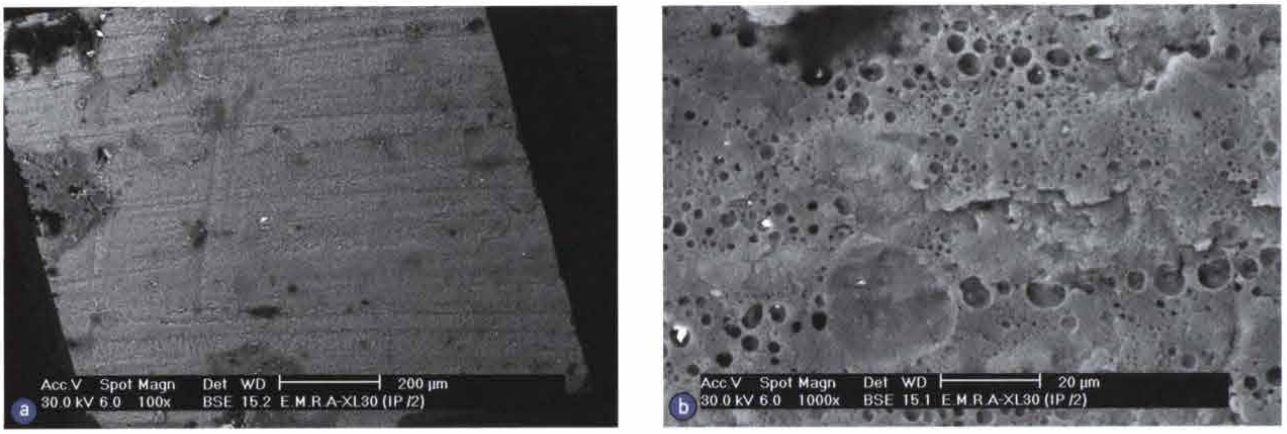


图 3 a. iBond 粘结剂血浆处灌注液处理组；b. 放大图显示断裂界面液滴束形成

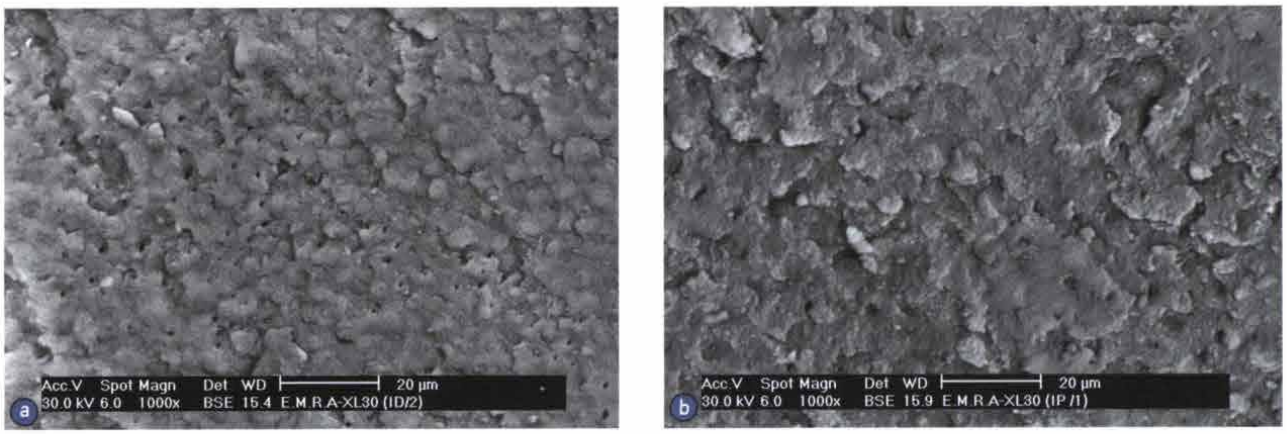


图 4 a. iBond 粘结剂去离子水灌注液处理组牙本质共聚破坏断裂界面扫描电镜放大图显示牙本质小管清晰可见；b. 血浆作为灌注液情况下，可见牙本质小管被阻塞

粘结性能，所以本实验没有设置无髓腔压力组作为阴性对照。

本研究利用了 3 种液体模拟髓腔压力：去离子水、磷酸盐缓冲液和稀释血浆，为了寻找出一个能更为真实地模拟髓腔压力的体外液体，牙本质小管液的组成和特征都需要被考虑到。牙本质小管液是髓腔细胞外液的超滤液，所以也是血浆的超滤液。它含有 91% 水、7% 蛋白质，其中主要为白蛋白（60%）、免疫球蛋白（36%）和纤维蛋白原（4%）。高浓度的白蛋白能为血液提供一定的黏性，且起到一定的渗透压作用。牙本质小管液中的其他成分还包括盐类（钠、钾、钙、镁、氯和碳酸氢盐都为重要的电解质）、酶类和激素。本研究所用的血浆根据前期一篇研究报道牙本质小管液中蛋白与血浆浓度比为 1:5 与生理盐水按照 1:5 进行稀释。

本研究结果显示，不同液体模拟髓腔压力会影响粘结剂与牙本质的粘结强度，所以拒绝了零假设。粘结剂可能因为每种灌注液的组成和应用不同而受到一定的影响，粘结剂的化学成分含有单体、溶剂、填料和混凝剂。全酸蚀粘结剂 SingleBond 受灌注液影响最大，这也与我们预想到的结果相符，因为牙本质玷污层被磷酸酸蚀后会增加牙本质小管液向外的渗出量。

SingleBond 在磷酸盐缓冲液和血浆模拟髓腔压力情况下表现出比去离子水模拟髓腔压力更低的粘结强度，说明粘结剂会因为不同灌注液而受到一定的影响，这可能是因为粘结剂中的乙醇溶剂置换盐比置换水分更为困难。乙醇与丙酮相比，其置换水分的效率更低，这是因为丙酮的蒸气压（200mmHg）比乙醇（54.1mmHg）高，更容易挥发。另外，当粘结剂溶剂中含有水分时，水分子很容易与亲水性 HEMA 单体和乙醇溶剂竞争从而残留于胶原纤维间隙之间。如果胶原纤维间隙有盐存在，就更加复杂了这个置换过程。盐离子会代替一些水分子，从而

妨碍了更多水分子的挥发。因此，在相同环境下，盐溶液比水分更不容易蒸发，导致在有盐溶液灌注情况下形成了更潮湿的环境，从而导致了其更低的粘结强度。然而，这种假设成立的条件是需要阐明生理盐水稀释后单体聚合和交联的能力。

虽然本实验所用血浆是被稀释了的，但它的黏稠度还是比水和生理盐水大。前期研究表明，血浆相对磷酸盐缓冲液能明显减小牙本质的水力传导率，不仅如此，稀释的牛血清相对去离子水也能明显降低牙本质的水力传导率。液体的黏稠度受到温度、组成成分、形态和分子颗粒质量的影响。本实验中，所有实验组温度均设置在37℃。血浆蛋白具有不同的分子大小：白蛋白分子量较小（69 000D），免疫球蛋白（≤ 190 000D）和纤维蛋白原（≤ 341 000D）分子量较大，研究表明分子量低于100 000D的物质不会明显降低牙本质的渗透性。另一个体内研究显示，在所有测试组牙本质渗出液中均能检测到白蛋白和免疫球蛋白，但是16个样本中只有4个检测到了纤维蛋白原。所以，用血浆作为牙本质灌注液，会引起两个临床相关效应：高分子量蛋白降低牙本质渗透性和低分子量蛋白在牙本质小管液中自由移动。

SingleBond组中以血浆作为髓腔压力模拟液体具有更高的粘结强度可能是因为SingleBond中较高的HEMA单体含量能与蛋白质产生螯合效应的原因。这与其他研究中应用血浆或血清作为灌注液与含有蛋白螯合成分的粘结剂组合能获得更高的粘结强度的结果相一致。另外，由于酸蚀作用导致pH降低时，白蛋白能释放与血浆连接的钙离子与自由氢离子交换，这样，钙离子就可以与粘结剂中的多聚多烯酸共聚体连接，从而形成机械连接增加粘结强度。还有一个原因可能是血浆中的白蛋白于管周牙本质表面连接促进了磷酸钙晶体的生长，最终导致粘结强度的增加。在本实验SingleBond粘结剂处理组中，血浆并没有比生理盐水获得明显增加的粘结强度，可能是因为血浆被生理盐水稀释过了。

去离子水作为灌注液的情况下，SingleBond粘结剂处理组比G-Bond和iBond组获得了更高的粘结强度，这与前期研究结果表明全酸蚀粘结剂优于一步法自酸蚀粘结剂相符。相反，自酸蚀粘结剂处理组中，粘结强度并没有随着灌注液变化而有显著改变，这可能是因为自酸蚀粘结剂处理能保留玷污层。然而，前期研究表明，玷污层的保留并不能完全消除牙本质上小液滴的形成。最近一项牙本质原位研究表明，不论是全酸蚀粘结还是自酸蚀粘结牙本质液的存在对粘结强度都有有害作用，用局部麻醉方法注射血管收缩剂减少牙本质液的生成并不能提高粘结剂的粘结强度，因为不管是在麻醉组还是非麻醉组中，均能见到在混合层或酸蚀过了的牙本质上见到液滴的形成。

一步法粘结剂是由亲水性功能单体和疏水性交联单体溶于有机溶剂或水中的混合物，G-Bond和iBond均为中度pH，不含HEMA单体，由4-甲基丙烯酰氧基偏苯三酸酐（4-META）单体和丙酮/水溶剂组成的自酸蚀粘结剂。G-Bond是填充粘结剂，iBond中含有脱敏剂戊二醛成分。

无HEMA单体粘结剂的引入是为了克服粘结剂中因为亲水性HEMA单体的存在而导致的水吸收，然而，不含HEMA单体的粘结剂更容易产生相分离。由于缺少了HEMA单体，为了降低粘结剂的黏稠度和增加牙本质渗透性能，粘结剂中溶剂的百分比就被提高了。当溶剂挥发后，粘结剂中的水分就会涉入从而破坏溶剂－单体平衡。另外，4-META树脂单体比HEMA亲水性低，限制了水分的吸附，也有可能会是导致相分离的原因。如果水分没有挥发出来，单体就会被稀释，其聚合度将降低，进而影响机械性能和粘结强度。它还会导致邻接混合层的粘结层底面形成水滴或水滴束。相反，另外一个研究质疑单体相分离对粘结剂粘结强度没有明显的影响。

近期研究表明，一步法自酸蚀粘结剂中水滴的形成来源有两种：相分离或牙本质渗出，渗出液与单体的亲水性和牙本质的水合作用有很大关系，在含有HEMA单体的粘结剂中也会出现渗出液。本实验中，SingleBond粘结剂中可以见到渗出液形成的液滴（图1），这些液滴是由粘结剂中大量的HEMA单体吸收牙本质底部的灌注液而来。与Van Landuyt的研究一致，渗出液形成的液滴也可以在不含HEMA单体的粘结剂中看到（图2b），与相分离形成的液滴出现在粘结层内相反（图2c），渗出液形成的液滴出现在粘结层的表面。如果要进一步验证，还需要后续评估灌注液成分是否对全酸蚀和自酸蚀水滴的形成和质量有影响。

在iBond粘结剂处理组中，3种髓腔压力模拟液体对粘结强度的影响没有明显差异。戊二醛是一种较强的蛋白质凝固剂，这也是在血浆作为髓腔压力模拟液体iBond粘结剂处理组粘结强度显著高于

G-Bond粘结剂处理组的原因。另外，戊二醛还可以通过封闭牙本质小管达到牙本质脱敏的目的。

G-Bond粘结剂联合血浆灌注液处理组的粘结强度非常低，导致这一结果可能有几个原因。G-Bond粘结剂中不含HEMA或戊二醛等蛋白质凝固剂，不能与蛋白质形成良好的结合。G-Bond粘结剂为纳米树脂粘结剂，虽然纳米树脂被认为具有良好的机械性能，但前期一项研究观察到纳米填料的不均匀分布导致了混合层中个别区域出现相对较低的机械性能。增加纳米填料的含量还会增加粘结剂的黏稠度，加上以血浆作为灌注液，黏稠度进一步增大，从而影响了树脂单体向牙本质的渗透，特别是在粘结剂没有被充分吹匀的情况下。

在一步法自酸蚀粘结剂中，气吹是非常重要的一个程序。在G-Bond粘结剂中，用高压力气吹是必不可少的，气吹一方面能促进粘结剂中高百分含量丙酮（40%）的挥发，还可以去除残留水分，降低相分离的形成。然而，丙酮的挥发速度快于水分，所以最终会导致粘结界面薄膜中水溶性成分占的比例上升。另外，临床上推荐使用的时间不足以使所有的液滴都挥发出来，所以光固化后，这些液滴会继续被残留于粘结层中。还有一些研究指出，强劲气吹加上丙酮较高的挥发能力将会增大牙本质小管中液体向外的渗透速度，导致更多液滴的渗出。在本试验G-Bond粘结剂处理中，向外渗出血浆中的蛋白和盐成分，更加复杂化了此粘结剂的粘结程序。

在检测粘结剂性能方面，髓腔压力模拟液体仍然是一个重要的参数，为了连续地更进一步模拟真实的临床条件，牙本质灌注液显得尤其重要。用水作为牙本质灌注液会高估粘结剂的粘结强度，所以不适合作为髓腔压力模拟液体。稀释的血浆能较真实地反映临床条件，但因其在常温下储存时间不能超过48h，所以不能用作较长时限的粘结耐久性的研究。因此，合成一种含有人工蛋白，不但能模拟牙本质液的成分，还能模拟牙本质液的pH和电解质平衡，并能在常温下储存较长时间的髓腔压力模拟液，对粘结剂的短期检测和长期检测都会带来非常多的益处。

5 结论

髓腔压力模拟液不同会影响粘结剂的粘结强度，全酸蚀粘结剂受髓腔压力模拟液影响敏感性较自酸蚀粘结剂更大，含有蛋白质凝固成分的粘结剂在以血浆作为灌注液的情况下具有更好的粘结性能。

中华口腔医学会牙周病学专业委员会
关于举办2015年牙周与多学科合作诊疗临床研讨会的通知

经中华口腔医学会批准，由中华口腔医学会牙周病学专业委员会主办，重庆医科大学附属口腔医院承办的牙周病学继续教育项目“牙周与多学科合作诊疗临床研讨会”将于2015年6月17（周三）-19日（周五）在重庆召开。

会议内容如下：

1. 大会演讲：特邀国内外牙周、种植、正畸、修复等领域著名专家，重点就牙周与多学科合作的临床诊疗原则、细节进行大会授课；

2. 病例展示与讨论：应征临床病例中筛选诊疗特征不同的8例病例，进行大会报告，并由与会多学科专家教授进行详细点评与分析（未入选大会报告的应征病例以壁报形式进行展示讨论）；

3. 技术培训：由李成章、潘亚萍、欧阳翔英等教授就牙周诊疗新技术进行培训。

详细信息请登录http://www.cqdent.com/查询！