

의치상 연성 이장재 중합 환경이 의치상 레진과 이장재 사이의 인장 접착 강도에 미치는 영향

하정윤¹, 김교한², 권태엽^{2*}

경북대학교 대학원 의용생체공학과¹, 경북대학교 치의학전문대학원 치과생체재료학교실 및 경북대학교 생체재료 연구소²

Effect of pressure and temperature during curing on bond strength between denture base and soft liner

Jung-Yun Ha¹, Kyo-Han Kim², Tae-Yub Kwon²

Medical and Biological Engineering, Graduate School, Kyungpook National University¹, Department of Dental Biomaterials, School of Dentistry; and Institute for Biomaterials Research & Development; Kyungpook National University²

(Received: Feb. 25, 2013; Revised: Mar. 14, 2013; Accepted: Mar. 15, 2013)

ABSTRACT

In this study, we evaluated the effect of pressure and temperature during curing on bond strength between denture base and soft liner. One plasticized acrylic resin resilient lining material, one silicone resilient lining material, and one heat-cured acrylic (PMMA) denture base resin were selected in this study. The liners were sandwiched between two PMMA resins and cured in one of the following 4 ways: 1) control; 2) in hot water; 3) under pressure; and 4) under pressure in hot water. After 24-h storage, 10 specimens per each group were taken and the tensile bond test was performed with a universal testing machine and a crosshead speed of 5 mm min⁻¹. After visual observation, failure was recorded as either cohesive, adhesive, or both. The other 10 specimens per each group were thermocycled 5000 times in water, between water baths at 5 and 55 °C, prior to testing the strength. Water sorption was the most influential factor to in bond strength between the denture base resin and acrylic liner, whereas pressure application affected the bond strength between the silicone liner and denture base resin.

KEY WORDS : Denture base resin, Soft liner, Curing, Bond strength

서 론

무치악 환자에 있어서 의치를 제작해 주는 주 목적은 저작 기능, 발음, 심미성 등을 회복해 주는데 있다 (Bolouri, 1987). 따라서 이러한 목적을 달성하기 위해서

는 환자가 의치를 사용하는 동안 의치의 안정, 유지 및 지지가 만족스럽게 유지되어야 한다. 그러나 의치상을 착용한 상태에서 시간이 경과하면 얇고 탄력성이 없는 치주점막이나 치조골의 흡수 등으로 인하여 구강 연조직은 형태가 변화하므로 의치상 조직 면을 변화된 구강 조직의 형태와 맞추어 줄 필요가 있다 (Wright, 1984).

환자가 아크릴 의치상의 딱딱한 표면과 구강 연조직의 마찰로 인해 적응을 하지 못하거나 의치 유지력의 증감, 이같이 환자나 구강 건조증 환자, 골 결손이 있는 환자의 치료를 위해 연성 의치상 이장재가 의치의 내면

* 교신저자 : 대구광역시 중구 삼덕2가 188-1번지(우 700-412) 경북대학교 치의학전문대학원 치과생체재료학교실, 권태엽
Tel : 053-660-6891, E-mail : tykwon@knu.ac.kr

* 이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2012-000933).

에 이용되어 왔다 (Anusavice, 1996). 연성 의치상 이장재로 사용되는 재료는 점성과 탄성, 그리고 내구성에 영향을 받으며 충분한 완충 효과와 스트레스 완화, 그리고 일정 기간 동안 안정성을 요구하고 있다 (McCabe, 1976). 그러나 연성 의치상 이장재 재료는 사용 중의 연성 상실과 영구적인 변형, 물 흡수, *Candida albicans*의 성장, 다공성, 낮은 찢김 강도, 연성 의치상 이장재와 의치상 재료사이의 접착 실패 등 사용함에 있어 여러 문제를 가지고 있다 (Kawano 등, 1992; Pinto 등, 2001). 특히 실리콘 계열의 연성 이장재의 경우, 아크릴 의치상 레진과 화학적 조성이 달라 연성 이장재와 의치상 레진간의 결합이 접착제에 의존하므로 그 결합력이 약해 두 재료간의 분리로 인한 미세 누출이 가장 큰 단점으로 나타난다 (Kutay 등, 1994).

의치상 레진과 연성 이장재의 결합강도를 높이기 위한 연구가 보고되어 왔다. 이러한 방법들은 크게 bur (Jagger, 2002) 또는 sandblasting (Amin 등, 1981; Sarac 등, 2004) 등의 방법으로 표면을 미세요철을 형성하여 기계적인 유지를 주는 방법과 acetone (Sarac 등, 2006), methylene chloride (Sarac 등, 2006) 또는 methyl methacrylate (Sarac 등, 2004; Sarac 등, 2006) 와 같은 유기 용매를 이용한 화학적 전 처리로 구분할 수 있다. Craig 와 Gibbons (1961)은 의치상 표면을 거칠게 하면 연성 이장재와의 접착력이 증가된다고 보고한 반면, Amin 등 (1981)과 Jacobsen 등 (1997)은 의치상 표면의 거칠기로 인해 오히려 접착강도가 저하되었음을 보고한 바 있다. 이처럼 연성 이장재의 접착력에 대한 기계적 전 처리에 대한 효과가 상이하게 보고되고 있으므로 의치상 레진과 연성 이장재와의 접착강도를 높이기 위한 새로운 처리 방법이 필요하다.

따라서 본 실험에서는 치과임상에서 사용되고 있는 연성 의치상 이장재 종류 중 아크릴계 이장재와 실리콘계 이장재를 사용하여 중합환경에서 압력과 물과의 접촉이 의치상용 레진과 이장재 사이의 인장접착강도에 미치는 영향을 평가하였다.

재료 및 방법

본 연구에서 사용한 연성 의치상 이장재는 아크릴계 이장재로 Soft Liner (GC, Tokyo, Japan)와 실리콘계 이장재 Mucosoft (Parkell, NY, USA)를 사용하였고, 의치상용 레진은 PMMA계 레진 (Paladent 20, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany)을 사용하였다.

인장접착강도 측정을 위해 8×8×20 mm의 크기를 갖는 실리콘 형틀을 사용하여 납형 제작 시 분리를 용이하게 하였다. 왁스를 용해하여 실리콘 형틀에 충분히 주입하고 유리판을 형틀 상면에 놓아 납형 표면을 평평하게 하였다. 왁스가 응고 되면 유리판을 형틀에서 제거하고 왁스의 여분을 금속제 칼로 도려낸 다음 23 ± 2°C 증류수에 보관하였다. 위와 같은 방법으로 160개의 납형을 제작한 다음 의치 플라스틱 (Osung, Korea)에 석고로 매몰하여 왁스 제거 후 매몰한 석고 면에 레진 분리제를 도포하고, 납형이 있던 위치에 제조사의 지시에 맞게 혼합한 의치상 레진을 주입하였다. 의치 플라스틱를 담은 다음 오일 프레스를 이용하여 과잉의 의치상 레진을 제거 후 플라스틱 컴프레스 (Osung, Kimpo, Korea)에 플라스틱를 고정된 다음 제조사의 지시에 따라 온도와 시간 조절이 가능한 중합기 (Sejong, Seoul, Korea)에서 열중합하여 레진 블록을 제작하였다. 이렇게 제작된 레진 블록은 #80 연마지로 연마한 후 세척, 건조시켰다.

두 개의 레진 블록 사이에 연성 이장재의 주입 공간이 3 mm 간격으로 유지할 수 있도록 형틀을 제작한 다음, 두 개의 레진 블록을 위치시키고 연성 의치상 이장재를 제조사의 지시에 따라 주입하였다.

1) 먼저 대조군으로 상온에서 중합한 군 (상온에서 연성 이장재를 주입하고 15분경과 후 형틀에서 시편을 제거)과 2) 구강 안에서 시술 하는 경우를 재현하기 위해 37°C 수중에서 15분간 중합한 군 (연성 이장재를 주입 즉시 형틀과 함께 37°C 의 항온조에 침수하여 15분경과 후 형틀에서 시편을 제거), 3) 기공소에서 사용하는 방법으로 가압기를 사용하여 15분간 중합한 군 (연성 이장재를 주입 즉시 가압기에 넣고 2 kgf/cm²의 압력을 가하여 15분 후 형틀에서 시편을 제거), 4) 제조사의 지시

Table 1. Product name, material type, and manufacturer information for materials tested

Material	Manufacturer	Type
Soft Liner	GC, Japan	Acrylic resin
Mucosoft	Parkell, USA	Silicone
Paladent 20	Heraeus Kulzer, Germany	Heat-polymerized acrylic resin

Table 2. Experimental groups

Curing protocol	1. Soft Liner	2. Mucosoft
Control	1-a	2-a
In hot water	1-b	2-b
Applying pressure	1-c	2-c
Applying pressure in hot water	1-d	2-d

에 따라 50°C 수중에서 15분간 가압하여 중합한 군 (항온조에서 물의 온도를 50°C로 하고 가압기를 위치시킨 다음 가압기 안에 50°C 의 물을 주입하여 온도를 유지할 수 있도록 하고, 연성 이장재를 주입 즉시 항온조에 있는 가압기에 넣고 2kgf/cm²의 압력을 가하여 15분 후 형틀에서 시편을 제거)으로 총 4가지 처리 방법으로 각각의 연성 이장재에 적용하여 8개의 실험군을 형성하였다 (Table 2).



Figure 1. Tensile test specimens in universal testing machine.

각 실험군당 10개의 시편, 총 80개의 인장접착강도용 시편을 준비하고 이중 절반을 37°C의 증류수에 보관하고, 나머지 절반은 열순환 기기를 이용하여 열순환 (5°C와 55°C의 수중에서 각 온도 유지 시간 30초, 대기시간 15초의 조건으로 5,000회)을 실시하였다. 인장접착강도의 측정을 위해 재료시험기 (4202, Instron Inc., Canton, MA, USA)에 시편을 고정하고 인장 실험용 1000 kg load cell을 이용하여 crosshead speed 5 mm/min로 파절 하중을 측정하였고, 측정결과는 접착면으로 나누어 MPa 단위로 표시하였다 (Figure 1). 파절 양상은 육안으로 관찰하여 응집 파절 (cohesive failure), 접착 파절 (adhesive failure), 혼합파절 (mixed failure)로 분류하였다.

각 연성 이장재에서 이장재의 종류와 처리방법의 상호작용에 의한 인장결합강도의 차이를 이원분산분석법 (two-way ANOVA)과 일원분산분석법 (one-way ANOVA)으로 분석하고 유의성을 다중범위검정법 (multiple range test)을 이용하여 검정하였다.

결 과

의치상 레진과 아크릴계 이장재의 인장접착강도는 열순환 시행 전과 후의 결과에 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$) (Figure 3). 열순환 시행 전에는 중합 처리방법에 따른 영향을 거의 받지 않았지만, 열순환을 시행한 후에는 열순환을 시행하지 않은 경우보다 전체적으로 접착 강도가 높아졌다. 열순환 시행 후에는 1-c군 (0.48 ± 0.15 MPa)과 1-a군 (0.46 ± 0.09 MPa)이 1-b군 (0.37 ± 0.15 MPa)과 1-d군 (0.34 ± 0.05 MPa)보다 높은 인장접착강도를 보였지만, 각 처리방법들 사이에는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$). 의치상 레진과 실리콘계 이장재의 인장접착강도는 열순환 시행 전과 후의 결과에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 열순환 시행 전에는 2-b군 (1.23 ± 0.16 MPa)에서 가장 낮은 인장접착강도를 보였으며, 2-c군 (2.06 ± 0.14 MPa)과 2-d군 (2.06 ± 0.23 MPa)에서 높은 인장접착강도를 보였으며, 각 처리방법들 사이에는

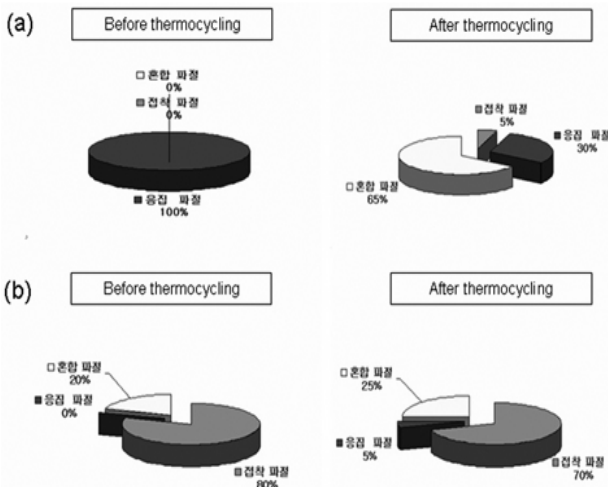


Figure 2. Fracture pattern analysis results. (a) Soft Liner, (b) Mucosoft.

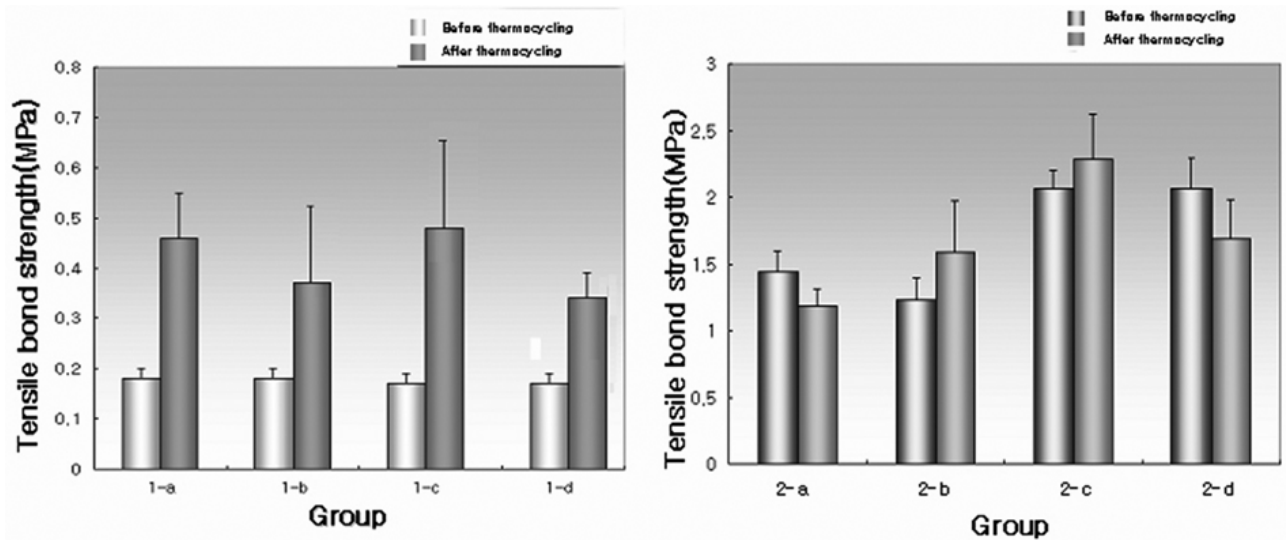


Figure 3. Tensile bond strength results. (a) Soft Liner, (b) Mucosoft.

통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 열순환을 시행한 경우에는 대기 중에서 압력을 가해 중합한 2-c군 (2.28 ± 0.34 MPa)이 가장 높은 인장접착강도를 보였고, 상온에서 중합한 2-a군 (1.18 ± 0.13 MPa)이 가장 낮은 인장접착강도를 보였으며, 각 처리방법들 사이에는 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$) (Figure. 3). 아크릴계 이장재의 파절 양상은 (Figure 2a), 열순환 시행 전에는 100% 응집파절양상을 보였으며, 열순환 시행 후에는 65%의 혼합파절과 30%의 응집파절, 5%의 접착파절을 보여 주로 응집파절과 혼합파절의 양상을 보였다. 실리콘계 이장재의 파절 양상은 (Figure 2b), 열순환 시행 전에는 80%의 접착파절과 20%의 혼합파절양상을 보였고, 열순환 시행 후에는 70%의 접착파절, 25%의 혼합파절, 5%의 응집파절 양상을 보여 열순환 시행 전, 후 모두에서 접착파절 양상을 주로 보였으며, 압력을 가하여 중합한 2-c군과 2-d군에서 주로 혼합파절과 응집파절 양상을 보였다.

고 찰

아크릴 이장재는 의치상 재료인 PMMA계 레진과의 접착에서 특별히 접착제를 바르지 않아도 접착을 할 수 있지만, 실리콘 이장재는 PMMA계 레진과 직접 접착할 수 없으므로 휘발성 용매에 실리콘 다량체를 함유한 프라이머나 접착제를 이용한다 (Baek 등, 2005). 프라이머나 접착제에 다량체 분자가 의치상의 아크릴 레진을 침투하여 용매의 휘발 후 그 속에 고정된 다음 연성 의치상 이장재가 중합되면서 이 실리콘 다량체와 가교되어

의치상에 부착된다. 실리콘 이장재는 이러한 성질 때문에 의치상 레진과의 접착강도에서 재료의 인장강도와 사용된 접착제에 따라 좌우된다 (Kawano 등, 1992). 또한 접착강도에 영향을 주는 인자로서 재료의 가교도, 단량체의 사용 유무, 중합시의 오염 정도 등이 있다 (Clancy & Boyer, 1989). 본 실험에서는 아크릴 liner와 실리콘 liner를 중합하는 과정에서 수중환경과 대기 환경 압력 유무의 차이를 두고 의치상 레진과 연성 의치상 이장재 사이에 인장접착강도를 측정하였다. 그리고 구강 내의 환경과 빠른 노화를 재현하기 위해 열순환을 실시하여 인장접착강도를 측정하였다.

인장접착강도 측정 결과, 아크릴계 이장재는 열순환 시행 전에는 중합 처리 조건에 따른 영향을 거의 받지 않았다. 열순환 시행 후에는 통계적으로 유의한 차이는 없었지만 ($p > 0.05$) 물과의 접촉 없이 중합한 1-c군 (0.48 MPa)과 1-a군 (0.46 MPa)이 물과 접촉하여 중합한 1-b군 (0.37 MPa)과 1-d군 (0.34 MPa)보다 높은 인장접착강도를 보였다. 수중에서 중합을 하게 되면 의치상용 레진과 연성 이장재 사이의 접착계면에 수분의 침투와 중합반응이 일어나는 단계에서 폴리머와 모노머 사이에 수분과 접촉하여 완전한 중합이 일어나지 않아서 인장접착강도가 낮았다고 생각된다. 그리고 중합시 대기 환경에서 압력을 가한 1-c군과 압력을 주지 않은 1-a군, 수중환경에서 압력을 가한 1-c군과 압력을 주지 않은 1-d군을 서로 압력의 유무로 비교했을 때, 수중환경과 대기 환경에서 압력의 유무가 인장접착강도에는 거의 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다. 이로써 아크릴계 이장재는 중합 시 압력의 유무보다는 물과의 접촉 유무에 따라 인장접착강도에 영향을 받으며, 물과 접촉하지 않

고 중합을 했을 때 높은 접착강도를 가질 수 있었다.

실리콘계 이장재의 열순환 시행 전 인장접착강도 결과를 보면 물과의 접촉 없이 압력을 가한 2-c군 (2.06 MPa)과 수중에서 압력을 가하여 중합한 2-d군 (2.06 MPa)이 대기에서 중합한 2-a군 (1.44 MPa)과 수중에서 중합한 2-b군 (1.23 MPa)보다 통계적으로 유의성 있게 높은 인장접착강도를 보였다 ($p < 0.05$). 수중환경에서 중합한 2-b군, 2-d군과 대기환경에서 중합한 2-a군, 2-c군을 비교해보면 압력 유무에 따른 비교 보다는 뚜렷한 인장접착강도 차이를 보이지 않아 열순환 시행 전 인장접착강도는 물과의 접촉 보다는 압력의 유무에서 영향을 받으며, 압력을 가하여 중합을 했을 때 높은 접착강도를 가질 수 있었다.

열순환 시행 후 인장접착강도 결과에서는 대기 중에서 압력을 가해 중합한 2-c군 (2.28 MPa)이 가장 높은 인장접착강도를 보였고, 2-d군 (1.68 MPa), 2-b군 (1.59 MPa), 2-a군 (1.18 MPa) 순으로 인장접착강도를 보였으며, 각 처리방법들 사이에는 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 열순환 시행 전에는 2-c군과 2-d군이 비슷한 인장접착강도를 보였지만, 열순환 시행한 후에는 2-c군이 더 높은 인장접착강도를 보여 중합 시에 압력이 인장접착강도를 높이는데 큰 영향을 미치며, 특히 물과의 접촉이 없이 압력을 가하였을 때 가장 높은 인장접착강도를 가질 수 있었다.

열순환 시행에서 온도 변화가 접착강도에 미치는 영향으로 PMMA 의치상 레진과 탄성 이장재 사이의 열팽창계수 차이로 인한 응력을 들 수 있으며, 온도의 상승과 냉각이 반복되는 과정에서 발생한 응력발생, 수분침투효과 등으로 인해 접착강도의 저하가 있어날 수 있다. 실리콘 탄성 이장재는 아크릴 레진계 이장재와는 달리 오랫동안 탄성을 유지하지만 의치상에 대한 접착력 소실과 함께 수분확산성이 커서 물의 흡수 및 탈수에 의해 심한 체적 변화를 보이고, 표면의 거칠기가 증가할 수 있다^{21,22}. 본 실험에서 아크릴계 이장재의 인장접착강도는 열순환 시행 전보다 시행 후에 통계적으로 유의한 차이를 보이며($p < 0.05$) 약 2 배정도 더 높게 나타났다. 열순환 시행에서 접착강도를 저하시키는 요인이 있었지만, 열순환의 높은 온도에 의해 잔류 모노머들이 반응하여 추가 중합이 일어나서 접착강도에 더 큰 영향을 주었다고 생각된다. 실리콘계 이장재는 열순환 시행 전, 후에 인장접착강도는 2-b군과 2-c군은 시행 후에 시행 전보다 조금 높아졌고, 2-a군과 2-d군은 시행 후에 조금 낮아졌지만, 전체적으로는 특징적인 차이를 나타나지 않았다.

본 실험에서 과열양상을 살펴보면 아크릴계 이장재는 주로 응집과열 양상을 보인 것을 미루어 의치상 레진과의 결합력에 비해 재료 자체의 인장강도에 더 크게 의존함을 알 수 있었으며, 열순환 시행 후에는 재료의 물 흡수와 열순환에서의 온도로 인한 열팽창 계수 차이와 응력 때문에 의치상 레진과 아크릴계 이장재 접착면에서 혼합과열 양상이 나타난 것으로 보인다. 실리콘계 이장재는 주로 접착과열 양상을 보여 의치상 레진과의 결합력에 의존하는 것을 알 수 있었으며, 혼합과열과 응집과열은 재료자체의 인장강도가 약해서이기보다는 중합시 압력을 가하면 접착강도가 높아져서 혼합, 응집과열 양상이 나타난 것으로 보인다. 이번 실험에서 접착강도만을 측정하려 했지만 시편에서 접착과열 외에 응집과열과 혼합과열 양상을 보여 접착강도 측정 방법적으로 좀 더 많은 연구가 필요하다고 생각된다.

실리콘 탄성 이장재의 인장접착강도에 관하여 0.96-1.74 MPa까지 다양한 결과를 보고하고 있으며 (Baek 등, 2005), 탄성 이장재로서 임상적 사용을 위해 0.44 MPa의 값이면 만족스럽다고 보고되고 있다 (Craig, 1961). 본 실험에서 아크릴계 이장재는 최고 0.48 MPa과 최하 0.16 MPa의 낮은 인장접착강도를 보였고, 주로 응집과열 양상으로 과열된 것을 미루어 탄성 이장재로서 임상에 적용하기에는 접착강도가 조금 낮으므로 재료자체의 인장강도와 접착강도를 높이는데 많은 연구가 필요하다고 생각된다. 실리콘계 이장재는 앞에 자료들보다 조금 높은 인장접착강도(평균 1.75 MPa)를 보였으며, 특히 중합시 물과의 접촉 없이 압력을 가하면 높은 인장접착강도(평균 2.06-2.28 MPa)를 얻을 수 있어 탄성 이장재로서 임상에 적용하기에 충분한 접착강도를 나타냈다.

이번 실험에서는 각각 다른 성질의 의치상 연성 이장재를 사용하여 인장접착강도를 측정하였으며, 측정 결과 아크릴계 이장재는 중합 시 물과의 접촉 유무에서 영향을 받았으며, 실리콘계 이장재는 중합 시 압력의 유무에서 제일 많은 영향을 받으며 물과의 접촉 유무에서도 어느 정도의 영향을 받는 것으로 나타났다.

결론

치과임상에서 사용되고 있는 연성 의치상 이장재 종류 중 아크릴계 이장재와 실리콘계 이장재를 사용하여 중합시 여러 가지 처리 조건이 의치상용 레진과 이장재 사이의 접착강도에 미치는 영향을 실험하여 다음과 같은 결론을 얻었다. 아크릴계 이장재 (Soft Liner)는 과열시

주로 혼합과절과 응집과절 양상을 보였으며, 열순환 시행 전에는 중합환경의 변화가 인장접착강도에 영향을 주지 못했지만 열순환 시행 후에는 수중에서 중합한 군이 대기 중에서 중합한 군보다 인장접착강도가 낮게 나타났다. 따라서 아크릴계 이장재와 의치상용 레진 사이의 인장접착강도는 중합시 압력의 유무 보다는 물과의 접촉에서 영향을 받는 것으로 나타났으며, 물과의 접촉 없이 중합하였을 때 높은 접착강도를 가질 수 있었다. 실리콘계 이장재 (Mucosoft)는 과절시 주로 접착과절 양상이 많았으나 중합시 압력을 가한 군에서는 접착과절보다 응집과절과 혼합과절 양상을 보였으며, 열순환 시행 전과 후에 모두 중합시 물과의 접촉 없이 압력을 가한 군에서 가장 높은 인장접착강도를 보였다. 따라서 실리콘계 이장재 (Mucosoft)와 의치상용 레진 사이의 접착강도는 중합 시 물과의 접촉보다는 압력에 의한 영향을 제일 많이 받는 것으로 나타났으며 물과의 접촉 없이 압력을 가하여 중합하였을 때 높은 인장접착강도를 가질 수 있었다.

참고문헌

- Amin WM, Fletcher AM, Ritchie GM (1981). The nature of the interface between polymethyl methacrylate denture base materials and soft lining materials. *J Dent* 9:336-346.
- Anusavice KJ (1996). Phillips' Science of dental materials, 10th ed. Philadelphia, WB Saunders 264-266.
- Baek EM, Bae TS, Ahn SG (2005). The characteristics of silicone-based resilient denture liners. *J Korea Res Soc Dent Mater* 32:323-329.
- Bolouri A (1987). A silicone rubber spacer for processed resilient liner in removable prosthodontics. *J Prosthet Dent* 57:117-121.
- Clancy JSM, Boyer DB (1989). Comparative bond strength of light-cured, heat-cured and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J Prosthet Dent* 61:457-462.
- Craig RG, Gibbons P (1961). Properties of resilient denture liners. *J Am Dent Assoc* 63:382-390.
- Craig RG, Gibbons P (1961). Properties of resilient denture liners. *JADA* 63:382-390.
- Jacobsen NL, Mitchell DL, Johnson DL, Holt RA (1997). Lased and sandblasted denture base surface preparations affecting resilient liner bonding. *J Prosthet Dent* 78:153-158.
- Jagger RG, al-Athel MS, Jagger DC, Vowles RW (2002). Some variables influencing the bond strength between PMMA and a silicone denture lining material. *Int J Prosthodont* 15:55-58.
- Kawano F, Dootz ER, Koran 3rd A, Craig RG (1992). Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. *J Prosthet Dent* 68:368-371.
- Kutay O, Sakar O (1994). Tensile bond strength of a soft lining with acrylic denture base resins. *Eur J prosthodont Rest Dent* 2:123-126.
- McCabe JF (1976). Soft lining materials: composition and structure. *J Oral Rehab* 3:273-278.
- Pinto JR, Mesquita MF, Henriques GE, de Arruda Nobilo MA (2002). Effect of Thermocycling on bond strength and elasticity of 4 long-term soft denture liners. *J Prosthet Dent* 88:516-521.
- Sarac D, Sarac YS, Basoglu T, Yapici O, Yuzbasioglu E (2006). The evaluation microleakage and bond strength of a silicone-based resilient liner following denture base surface pretreatment. *J Prosthet Dent* 95:143-151.
- Sarac YS, Basoglu T, Ceylan GK, Sarac D, Yapici O (2004). Effect of denture base surface pretreatment on microleakage of a siliconebased resilient liner. *J Prosthet Dent* 92:283-287.
- Wright PS (1984). The success and failure of denture soft-lining materials in clinical use. *J Dent* 12:319-327.