

3

다양한 레진 의치상의 적합도와 기계적 특성

¹단국대학교 치과대학 생체재료학교실, ²신한대학교 치기공과, ³단국대학교 조직재생공학연구소
이정환^{1,2}, 이청재³, 이해형^{1,2}

ABSTRACT

**Adaptation accuracy and mechanical properties of various denture base resins:
a review**

¹Department of Biomaterials Science, College of Dentistry, Dankook University

²Institute of Tissue Regeneration Engineering, Dankook University

³Department of Dental Technology, Shinhan University

Jung-Hwan Lee^{1,2}, Chung-Jae Lee³, Hae-Hyoung Lee^{1,2}

This paper reviews the adaptation accuracy and mechanical properties of currently used denture processing systems with base resin materials and introduces the latest research on the development of antimicrobial denture base resins. Poly(methyl methacrylate) has been successfully used as a dental denture base resin material by the compress-molding method and heat polymerization for a long time, but recently, new processing techniques, injection molding-methods or fluid-resin technique are also used for fabricating denture base. However, studies indicated that there was no difference between the injection-molding and the conventional compression-molding method in terms of adaption accuracy of denture base. The fluid-resin fabrication and one injection-molding systems exhibited better adaptation accuracy than the other processing methods. Resin denture bases in the oral cavity may undergo midline fractures due to flexural fatigue from repeated masticatory loading. For those patients, impact resistant denture base resins are recommended to prevent denture fracture during service. Thermoplastic denture base resins can be helpful for patients suffering from allergic reaction to resin monomers with a soft-fit, however, thermoplastic resins with low stiffness can irritate gum tissues and accelerate abnormal alveolar ridge resorption. Moreover, due to low chemical durability in oral cavity, those should be used for a limited period of time.

Keywords: denture base resin, adaptation accuracy, mechanical properties, compression molding technique, injection molding technique, fluid resin system, thermoplastic resin

Corresponding Author

이해형

단국대학교 치과대학 생체재료학교실

충남 천안시 동남구 단대로 119 치과대학 516호

E-mail: haelee@dankook.ac.kr

ACKNOWLEDGMENT 이 논문은 한국연구재단(NRF-2019R1A6A1A11034536)의 지원을 받았음.

I. 서론

오늘날 치과의료에서 임플란트와 CAD/CAM 수복 시스템이 중요한 영역을 차지하고 있지만, 가철성 의치의 필요성은 여전히, 특히 우리나라에서는 근래에 노인 의치의 국가의료보험 적용에 따라 최근 그 중요성이 강조되고 있다. 천연재료(상아, 나무 등)에서 합성 레진까지 의치 재료의 변천은 시행착오를 거쳐 발전하는 치의학의 역사와 일치한다. 오늘날의 가철성 의치는 금속과 폴리머 재료의 조합으로 이루어져 있지만, 레진 의치상(denture base) 재료는 1940년대 이후부터 poly(methyl methacrylate) 분말과 methyl methacrylate 모노머 액을 혼합하여 중합과정으로 제작하는 PMMA가 대부분을 차지한다. 이는 일명 아크릴 레진인 PMMA가 의치상 레진으로 뛰어난 특성이 있어서라기보다 제작 편의성, 적절한 강성(stiffness), 화학적 내구성, 심미성 등 여러가지 면에서 종합적으로 타 재료에 비하여 상대적 장점이 있기 때문이다¹⁻⁵⁾.

현재 치과용 의치상 레진의 국제규격인 ISO 20795-1 Denture base polymers (국내 표준 KS P ISO 20795-1)에는 레진 의치상 재료는 다음과 같이 분류하고 있다⁶⁾.

Type 1 - 열중합 폴리머: 중합을 위하여 65°C 이상 가열이 필요함, 가압성형법, 주입성형법에 사용하는 대부분의 PMMA

Type 2 - 자가중합 폴리머: 화학적으로 중합이 개시되고, 65°C 이상 가열이 필요 없음, 유동성 레진 제작 시스템과 재이장용 PMMA

Type 3 - 열가소성 폴리머: 가열에 의하여 연화, 성형하고 냉각시켜 제작하는 다양한 폴리머, thermoplastic acrylic resin, polyamide, polyester, polycarbonate 등 유연성(flexible) 의치상 레진 재료,

Type 4 - 광중합 재료: 광중합기로 중합하는 PMMA, 개인화 트레이 재료

Type 5 - 마이크로파중합 재료: 전자 레인지로 중합하는 PMMA, 현재 국내에서 의치상 제작에 거의 사용되고 있지 않음

이와 같이 PMMA는 오랫동안 대표적 의치상 레진으로 사용해왔으나, 이들 재료의 낮은 기계적 특성으로 인하여 임상가들은 레진 의치상의 잦은 파절을 경험하고 있다. 1969년의 의치의 임상 보고 논문들에 의하면 아크릴 의치의 63%가 3년이내에 파절이 일어난다고 보고하고 있다⁷⁾. 1994년 Darbar 등은 의치의 33%가 인공치아의 탈락으로 인한 수리, 29%가 정중선 파절(주로 상악 총의치), 38%가 그외 원인에 의한 파절이 발생하였다고 보고 하였다⁸⁾. 초기 의치상 레진의 높은 파절율은 당시 재료들의 낮은 품질 때문일 것이다. 그러나 비교적 최근의 보고에서도 의치의 높은 파절율을 보고 하고 있다^{9, 10)}. 불행히도 국내 환자를 대상으로 한 이러한 보고는 찾기 어렵다. 그러나 국내에서도 의치 파절 케이스가 종종 발생하고 있는 실정이며, 최근 의치 환자가 증가함에 따라 대비해야 할 큰 문제중의 하나이다.

일반적으로 레진 의치상의 파절은 취급 부주의로 인하여 단단한 바닥에 떨어트릴 때 충격에 의한 부분적으로 취성 파절과 정상적 사용에 의한 그러나 과도한 저작력에 의한 기계적 파절로 나누어 볼 수 있다. 후자의 파절은 재료에 가해지는 하중이 한번에 최대 허용치를 초과할 때 일어나거나 구강내 장시간 사용 시 반복적 하중에 의한 굽힘 피로에 의한 파절이 일어난다. 이러한 경우 정중선 파절이 일어나며 가장 빈번하게 일어나는 상악 의치 파절의 형태이다. Fig. 1은 실제 환자가 장시간 사용한(~8년) 상악 전부의치상의 정중선 파절 예이다. 보는 바와 같이 증절치 사이의 구개측에서 균열이 시작되어 굽힘 피로에 따라 후방으로 균열이 성장하면서 일어나는 전형적인 피로 파절(fatigue fracture)이 일어남을 볼 수 있다. 보고된 통계는 없지만 이러한 레진 의치상의

피로 파절은 대합치가 자연치열일 때 자주 일어난다. 즉 상대적으로 큰 교합압이 의치에 가해질 때 자주 일어나며 이때 의치의 적합도가 불량하면 변형율(strain)이 커지고 피로 파절의 시기가 앞당겨진다고 볼 수 있다.

따라서 의치상의 파절을 막기 위해서는 의치상 재료의 한층 더 높은 기계적 특성과 의치의 적합도가 요구되고 있다. 본고에서는 지금까지의 레진 의치상 제작 시스템과 이들의 적합도 그리고 열가소성 레진 등 다양한 의치상 레진 재료들의 기계적 특성들에 대한 연구결과를 비교하여 임상가들에게 재료의 선택에 도움이 되고자 한다.

II. 레진 의치상 제작 시스템

PMMA 의치상은 전통적으로 금속 플라스크에 레진을 주입하고 프레싱하는 가압성형법(compression-molding 또는 pack-and-press technique)으로 제작하여 왔다. 그러나 한편으로 적합도를 개선하기 위하여 다양한 방법들이 상품화 되었다⁴⁾. 그 대표적인 예가 주

입성형법(injection-molding technique)으로 레진을 몰드에 주입하고 열중합하는 동안 수축을 보상하기 위하여 지속적으로 가압하는 시스템으로(Fig. 2) 제품으로는 Ivocap (Ivoclar), Success (Dentply), Mak Press (Toho) 등이 있다. 또 다른 시스템으로는 아가 몰드에 유동성 자가중합레진(ISO 20795-1 Type 2)을 주입하는 Perform (Hedent)과 같은 유동성 레진 시스템(fluid-resin system)이 있다(Fig. 3). 이것은 흐름성이 좋은 아크릴 레진을 주입하고 화학중합형 이기 때문에 중합을 위하여 가열은 필요 없으나 중합반응을 돕기 위하여 45°C/6 bar의 포트에 넣고 중합시킨다. ISO 20795-1 Type 4 광중합 레진은 주로 개인트레이의 제작에만 사용하고 있으며, Type 5 마이크로파중합 의치 제작은 현재 국내에서 거의 사용하지 않고 있다.

III. 레진 의치상의 적합도

의치상의 내면 적합도는 구강내에서 의치의 유지력 의 중요한 결정 요소이므로 다양한 레진 제작시스템들

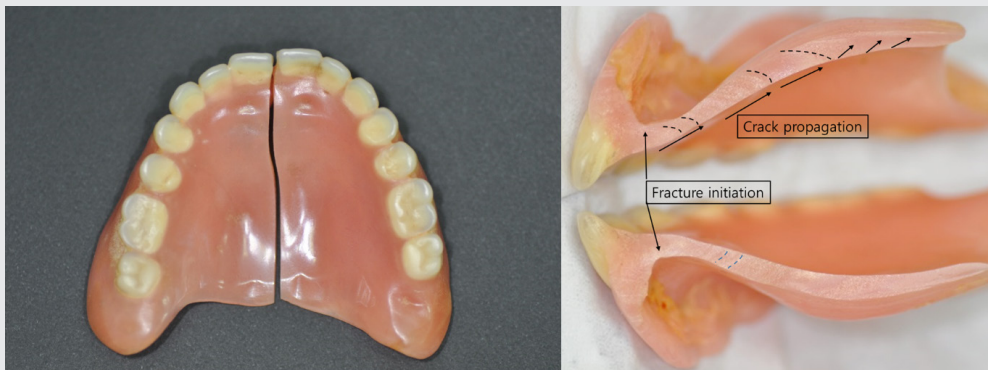


Fig. 1 Fracture pattern of clinically failed acrylic full denture. (Courtesy of Dr. Sohn JY)

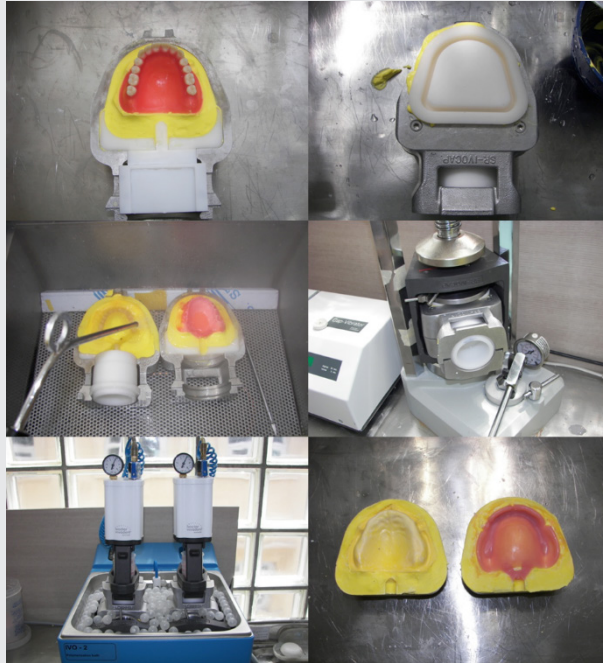


Fig. 2. Denture base processing by injection-molding technique (Ivoclar).



Fig. 3. Denture base processing by fluid-resin system (Perform).

의 적합도에 대한 정보는 임상가들에게 매우 필요하다. 의치상의 적합도에 대한 평가는 실제 환자에게 실시하기는 제약이 많기 때문에 주로 주모형에 대한 갭(gap)의 형성 정도 또는 모형과 의치상 사이에 개재 시킨 실리콘 인상재의 무게로 측정해왔다^{11~14}. Lee 등은 이러한 방법을 이용하여 3종의 주입성형법, 유동성 레진 주입법 그리고 가압성형법으로 제작시 급속중합(100°C-30 분)과 저속중합(74°C-9 시간)법을 적용한 상악 의치상의 적합도를 심도 있게 분석하였다⁴. 연구결과에서 제작법에 상관없이 모든 레진 의치상의 갭은 구개부에서 후방

으로 갈수록 커지며 최후방부에서 가장 큰 갭이 형성되는 것으로 나타났다. 이러한 양상은 여러가지 시스템으로 제작한 레진 의치상과 석고모형에 위치시키고 촬영한 X-ray CT상을 보면 잘 나타나 있다(Fig. 4). 이와 같은 수축 양상은 의치상 레진의 중합 수축과 냉각 수축이 치조제에 의하여 제한이되면서 구개의 곡면 형태에 따라 구개저에서 갭으로 나타나기 때문이다¹⁵. 이러한 최후방 구개부에서의 갭의 크기와 의치상-모형 사이에 개재된 인상재의 무게는 양의 상관성을 보였다⁴. 따라서 레진 의치상의 전체적 적합도는 최후방 구개부에서의

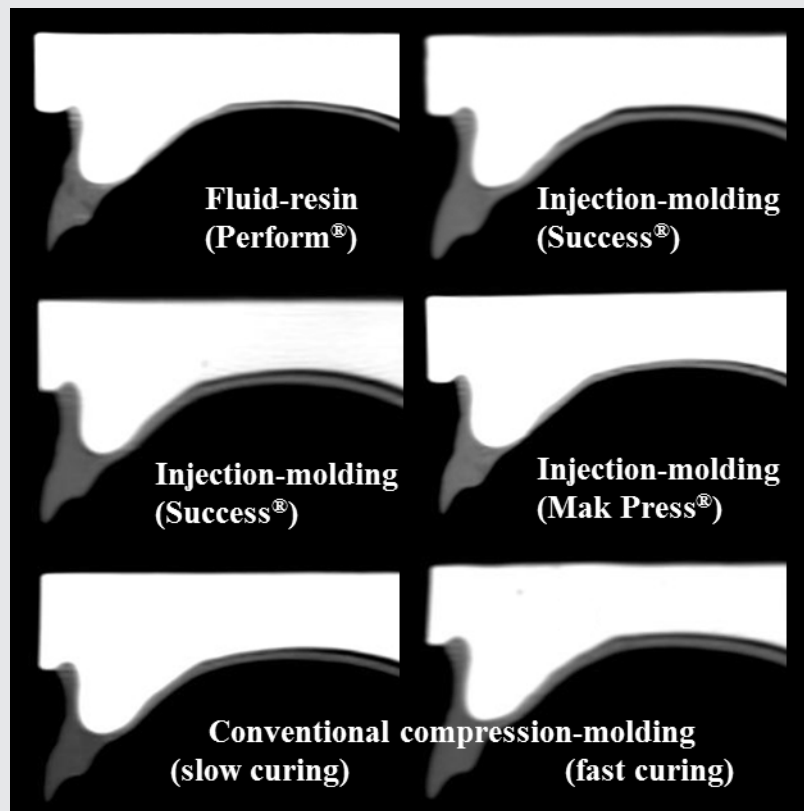


Fig. 4. Mid-sagittal CT images of upper denture base on master model for various processing systems⁴).

갭(palatal gap)의 측정으로 평가가 가능함을 알 수 있다⁴⁾ (Fig. 5).

세부적으로 다양한 제작법에 의한 의치 갭의 평균 크기를 비교하면 Fig. 2와 같은 주입성형법에 의하여 제작한 의치상에서 발생하는 갭의 크기는 약 0.4 mm로 나타났다. 그러나 이 값들은 종래의 가압성형법에 의하여 제작한 의치상에 비하여 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한 가압성형법으로 제작하고 급속중합법과 저속중합

법에 의하여 중합한 의치상들간에도 유의한 차이가 발생하지 않았다. 따라서 최근 소개되고 있는 급속 중합형 아크릴 의치상 레진들의 적합도에 대한 우려는 불필요할 것으로 보인다. 흥미롭게도 대부분의 주입성형 제작 시스템들과 달리 의치상의 수직 상방에서 레진을 주입하여 제작하는 Mak Press 제작시스템(Fig. 6)은 비교적 높은 적합도(~0.23 mm)를 보였다.

위 연구에서 적용한 의치상 제작 시스템 중 가장 적합

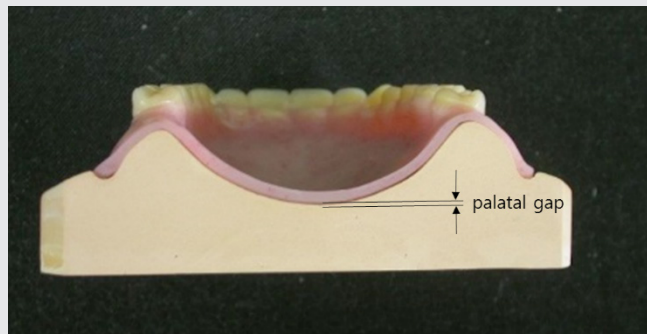


Fig. 5. Palatal gap formation of denture base on mater model.



Fig. 6. Denture base with 3-forked sprues (Mak Press).

도가 좋은 것은 가압과 열중합을 하지 않는 유동성 레진 주입법(~0.2 mm)으로 나타났다⁴⁾. 즉 의치상의 갭 형성은 주로 레진의 성형시의 가압과 열중합-수축에 의한 변형으로 나타남을 알 수 있다. 따라서 적합도 높은 의치상을 얻기 위해서는 가공과정에서 이러한 점을 충분히 고려해야 한다. 그러나 전체적으로 제작된 레진 의치상의 갭은 대략 0.2~0.4 mm 이내로 제작법 간에 큰 차이를 보인 것은 아니다. 따라서 제작법의 차이보다 제작 숙련도가 의치상 적합도에 더 큰 영향을 미칠 수 있다. 또한 약간의 움직임을 허용하는 구강 점막 조직에 있어서 적합도의 차이가 의치의 성능 또는 수명에 어느 정도의 영

향을 미치는지는 아직 밝혀져 있지 않았다.

IV. 의치상 레진의 기계적 특성

1) 열중합 PMMA

앞에서 언급하였듯이 레진 의치상 필요한 특성으로 가장 중요한 것은 적합도와 함께 기계적 강도이다. 의치상 레진의 강도는 ISO 20795-1에 규정되어 있듯이 3.3 x 10 x 64 mm 크기의 시편을 37°C 수중에서 시행하는 굽힘강도 시험으로 평가한다(Fig. 7). 열중합 의치상 폴

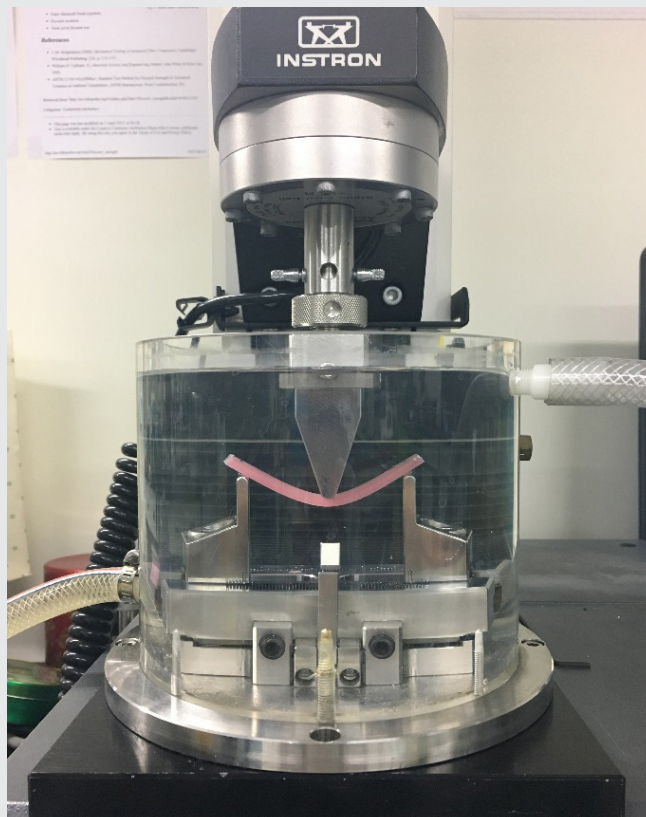


Fig. 7. Flexural mechanical test of denture base polymer according to ISO 20795-1.

리머재료는 이 시험의 결과로 굽힘강도 65 MPa, 굽힘탄성계수 2000 MPa 이상을 기록해야 하며 자가중합형인 Type 2는 이보다 약간 낮은 특성(60 MPa/1500 MPa)을 허용한다. 최근 의치상 PMMA 레진의 기계적 특성에 대한 연구의 결과 자가중합형 레진(Perform)과 내충격성 레진(Ivocap)은 열중합 레진들에 비하여 약간 낮은 평균 굽힘강도 값을 보였다¹⁶⁻¹⁸⁾. 최근의 열중합 레진들은 과거와 달리 대부분 100°C에서 20-30분의 속성 열중합이 가능하도록 제조하고 있다. 이러한 급속 열중합 레진들은 장시간 중합시(74°C/9 h) 적합도 개선없이 굽힘강도는 오히려 낮아지는 경향이 있다¹⁶⁾. 따라서 의치상 제작시 제조사의 지시대로 중합시키는 것이 필요하며, 중합과정을 임의로 변경하지 않아야 한다.

열중합 레진 중 내충격성(impact resistance)을 강화한 재료(예, Ivocap High impact polymer)의 굽힘강도는 보통의 열중합 레진보다 약간 낮으나 파괴인성(fracture toughness)과 총파절에너지(total fracture energy) 값은 상대적으로 높아 파절 저항성이 뛰어난을 알 수 있다¹⁶⁾. 그러므로 내충격성 의치상 레진은 보통 레진에 비하여 임상에서의 피로나 낙하에 의한 파절율이

낮을 것으로 예상된다. 비록 임상수명에 대한 보고는 없으나, 반복적으로 의치 파절을 겪는 환자에게는 이러한 내충격성 의치상 레진을 추천할 수 있다.

2) 열가소성 레진

의치상 레진으로 전통적으로 사용해온 PMMA 이외에 용융사출(melt-injection)법으로 제작하는 열가소성 폴리머(thermoplastic polymer)가 있다 (ISO 20795-1 type 3). 1980년대 중반부터 폴리아미드(nylon; Valplast, Luciton FRS)가 첫 열가소성 의치상 재료로 사용된 이래¹⁹⁾, polyester (Estheshot), polycarbonate (Jet Carbo-S), polypropylene 등이 계속 시장에 소개되고 있다²⁰⁾. polycarbonate 를 제외하고 이들 재료는 대부분 굽힘강도 (30~60 MPa)와 탄성계수가 기존의 PMMA에 비하여 매우 낮으나, 대신 유연성이 있고 파절이 쉽게 일어나지 않아 금속상이나 클라스프 없이 사용이 가능하며 non-metal clasp denture (NMCD)라고 명명되고 있는 시스템이다^{21, 22)}. 따라서 심미성이 높고, 또한 완전히 중합된 열가소성 폴리머를 소재로 사용하므로 세포독성이 없어 모노머에 알러지가 있는 환자에



Fig. 8. Partial denture with metal rest fabricated by thermoplastic resin.

게 적용할 수 있는 의치로 각광을 받고 있다²³⁾.

국내에서 일명 'flexible denture'라고 불리는 이들 재료들은 또한 우수한 유연성(flexibility)으로 환자들에게 상대적으로 부드러운 의치 장착감(soft fit)을 갖게 한다. 그러나 낮은 강도와 탄성계수로 의치에 가해지는 교합 하중을 그대로 잇몸에 전달하여 자극을 주거나 하부 치조골의 비정상적 흡수를 야기할 수 있으므로 주의해야 하며²⁴⁾, 이를 해결하기 위해서 금속 프레임과 같이 사용하는 경우가 일반적이다²²⁾(Fig. 8). 또한 PMMA재료에 비해서 화학적 내구성이 취약하여 장기간 사용시 재료의 변성과 변색이 일어나고 재료에 따라 연마와 수리가 어려운 단점이 있음을 유의해야 한다. 일본에서는 폴리에스터와 폴리카보네이트 등 매우 다양한 열가소성 의치상 재료가 상품화되어 임상에서 사용되고 있다. 국내에서는 열가소성 의치상 레진 중 polyamide, 일명 nylon이 가장 빈번하게 사용되어 왔으나, 국민건강보험에서 의치 시술 재료에서 제외되면서 최근 사용이 급격히 줄었다. 열가소성 레진은 종류가 많으며 성분명이 같더라도 제품에 따라 굽힘강도와 강성이 매우 다른 경우가 많다²⁰⁾. 의치상 폴리머 재료의 굽힘강도 시험 시 시험 조건(수중 vs. 공기중)에 따라 큰 차이를 보이고 있음 밝혀졌다^{16, 20)}. 만일 시험이 ISO 규격대로 정밀하게 이루어지지 않았다면 일부 제조사가 제품 홍보물에 제시하

는 과도하게 높은 강도 데이터는 재료의 선택 시 주의해야 할 필요가 있다.

V. 결론

본고에서는 현재 사용되고 있는 여러가지 시스템으로 제작한 레진 의치상의 내면 적합도와 각 레진 재료의 기계적 특성을 리뷰하였다. PMMA는 가압성형법과 열중합에 의하여 치과용 의치상 레진재료로 오랫동안 성공적으로 사용되어 왔으나 최근에는 주입성형법에 의한 의치 제작시스템도 사용되고 있다. 그러나 의치상의 적합도면에서는 주입성형법 종래의 가압성형법간에 차이는 나타나지 않았다. 유동성 레진 제작시스템과 한 주입성형법은 우수한 상대적으로 우수한 의치상 적합도를 나타냈다. 구강내에서 레진 의치상은 반복 하중으로 굽힘 피로현상에 의하여 정중선 파절이 일어날 수 있으며 이러한 환자에게는 내충격성 의치상 레진의 사용이 권장된다. 열가소성 의치상 레진은 모노머에 대한 알려진 환자에게 안전하게 사용할 수 있다. 그러나 낮은 기계적 특성으로 치조골의 비정상적 흡수가 일어날 수 있으며, 화학적 내구성이 짧아 사용 기간을 제한해야 한다.

참고 문헌

1. Woelfel JB. Newer materials and techniques in prosthetic resin materials. *Dent Clin North Am* 1971;15(1):67-79.
2. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Prosthetic polymers and resins. *Phillip's Science of dental materials*, 12th edition. 12 ed: Elsevier; 2013. p. 474-498.
3. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26(3):185-194.
4. Lee CJ, Bok SB, Bae JY, Lee HH. Comparative adaptation accuracy of acrylic denture bases evaluated by two different methods. *Dent Mater J* 2010;29(4):411-417.
5. Park BW, Kim NJ, Lee J, Lee HH. Technique for fabricating individualized dentures with a gingiva-shade composite resin. *J Prosthet Dent* 2016;115(5):547-550.
6. ISO 20795-1, Dentistry-Base polymers Part 1: Denture base polymers, International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 2013.
7. Hargreaves AS. The effect of the environment on the crack initiation toughness of dental poly(methyl methacrylate). *J Biomed Mater Res* 1981;15(5):757-768.
8. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Denture fracture—a survey. *Br Dent J* 1994;176(9):342-345.
9. El-Sheikh AM, S.B. A-Z. Causes of denture fracture : A survey. *Saudi Dent J* 2006;18(3):149-154.
10. Khasawneh S, Arab J. A Clinical Study of Complete Denture Fractures at Four Military Hospitals in Jordan. *JRMS* 2003;10(2):27-31.
11. Takamata T, Setcos JC, Phillips RW, Boone ME. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. *J Am Dent Assoc* 1989;119(2):271-276.
12. Jagger RG, Milward PJ, Jagger DC, Vowles RW. Accuracy of adaptation of thermoformed poly(methyl methacrylate). *J Oral Rehabil* 2003;30(4):364-368.
13. Consani RL, Domitti SS, Consani S. Effect of a new tension system, used in acrylic resin flasking, on the dimensional stability of denture bases. *J Prosthet Dent* 2002;88(3):285-289.
14. Sykora O, Sutow EJ. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. *J Oral Rehabil* 1993;20(1):19-31.
15. Johnson DL, Duncanson MG, Jr. The plastic postpalatal denture seal. *Quintessence Int* 1987;18(7):457-462.
16. Lee HH, Lee CJ, Asaoka K. Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins. *Dent Mater J* 2012;31(1):157-164.
17. Archadian N, Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Flexural strength of rebased denture polymers. *J Oral Rehabil* 2000;27(8):690-696.
18. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Shaull KL, Laffoon JE, Qian F. Flexural and fatigue strengths of denture base resin. *J Prosthet Dent* 2008;100(1):47-51.
19. Stafford GD, Huggett R, MacGregor AR, Graham J. The use of nylon as a denture-base material. *J Dent* 1986;14(1):18-22.
20. Lee HH, Lee JH, Yang TH, Kim YJ, Kim SC, Kim GR, Kim HR, Lee CJ, et al. Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers. *Dent Mater J* 2018;37(6):950-956.
21. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, Kanamori T, Kawai Y, et al. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin—part I: definition and indication of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res* 2014;58(1):3-10.
22. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, Kanamori T, Kawai Y, et al. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II: Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res* 2014;58(2):71-84.
23. Lee JH, Jun SK, Kim SC, Okubo C, Lee HH. Investigation of the cytotoxicity of thermoplastic denture base resins. *J Adv Prosthodont* 2017;9(6):453-462.
24. Wadachi J, Sato M, Igarashi Y. Evaluation of the rigidity of dentures made of injection-molded materials. *Dent Mater J* 2013;32(3):508-511.