

수종의 상악 총의치수지상 금속보강법에 관한 비교연구

부산대학교 치과대학 보철학교실

정 창 모

I. 서론

1930년대 치과에 처음 소개된 PMMA(poly-methylmethacrylate)는 비교적 만족할 만한 물리적 성질, 우수한 심미성과 생체적합성, 간편한 조작성 및 경제성 등으로 인하여 현재까지 의치상 재료로 가장 널리 사용되고 있으나 열전도율이 낮고, 중합수축이 크며, 가열 소독이 불가능하다는 단점 외에 금속의치상에 비하여 낮은 파절저항성이 또 하나의 큰 임상적 문제점으로 지적되고 있다⁽¹⁵⁾.

아크릴릭레진 의치상의 파절은 상악이 하악에 비하여 약 2배 이상 많은 빈도를 갖는 것으로 보고되고 있으며⁽¹⁾, 특히 상악 의치상 파절의 호발부위는 특징적으로 순측소대를 위한 순절흔과 일치하는 전후방 구개정 중선부위에서 발생한다^(5, 11).

이러한 상악 의치상 정중선 파절의 주요 요인으로는 사고로 인한 충격 외에 내면 적합도 및 양측성 균형교합의 부족이 가장 큰 원인으로 간주되고 있으며⁽¹⁾, 또한 년당 50만회에 가까운 반복적인 저작기능으로 아크릴릭레진 자체의 휨변형에 의한 피로파절도 임상적으로 중요한 파절 요인이 될 수 있다⁽¹¹⁾.

이러한 아크릴릭레진 의치상 파절문제를 보완하기 위한 한 방법으로 현재 다양한 형태의 금속 보강재를 이용한 보강법등이 소개되어 임상에 사용되고 있으며, 또한 각각의 보강법에 따른 보강효과가 여러 선행들의 실험연구를 통하여 보고된 바 있다^(2, 10, 13). 그러나 이러한 여러가지 금속 보강법들은 치과의사나 기공사의 기

호에 따라 선택적으로 사용되고 있을 뿐, 보다 효율적인 보강방법에 대한 임상적 지침을 제시할 만한 여러 보강법간의 보강효과에 관한 상호 비교연구는 매우 미흡한 실정이다.

이에 본 연구에서는 상악 아크릴릭레진 의치상에 대한 여러가지 금속 보강재의 보강효과를 상호 비교하고자, 아크릴릭레진 의치상에 금속 wire 또는 금속 mesh를 포매시키거나, 또는 의치상 인상면에 금속 plate를 접착시킨 각각의 보강된 실험의치들을 제작한 후 양측 구치부 수직하중시 상악 의치상 연마면 정중선부위의 변형량을 strain gauge 를 이용하여 측정 비교한 결과 다소 흥미로운 지견을 얻었기에 이에 보고하고자 한다.

II. 실험재료 및 방법

가. 실험의치 제작

Sillicone과 경화레진을 이용하여 상악 무치악 환자의 구강점막과 상악골의 해부학적 구조와 형태를 재현시킨 기성의 상악 무치악모형(Tri-munt Corp., Japan)을 통상적인 방법으로 레진 tray(Fastray, Harry J. Bosworth Co., U.S.A.)를 제작하여 polysulfide rubber인상재(Pe-rmlastic, Kerr MFG Co., U.S.A.)로 인상을 채득한 후 경석고(die-Keen, Columbus Dena-tal, U.S.A.)로 작업모형을 제작하였다.

가능한 균일한 두께의 기초상 제작을 위하여 plastic sheet(Sta-Vac, Buffalo Dental Co., U.S.A.)를 작업모형에 가열 압접하여 약 2.5mm의 기초상을 제작하였으며, 특히 구개정중부에서는 상의 두께가 균일하도록 사포로 연마 조절하였다.

이 기초상위에 납형교합제를 형성하였으며, 이때 전치부 교합제의 순면은 절치유두 중앙부로부터 10mm 전방에 위치하도록 하였고 전치부 교합제의 높이는 작업모형 순측 전정부 가장 깊은 부위로부터 22mm의 높이가 되도록 조절하였다. 구치부 교합제는 약간의 치조골 흡수를 감안하여 구치부 치조정을 이은 능선이 교합제 구개측 1/3과 일치하도록 약간 협측으로 위치시켰으며, 구치부 교합평면은 상악 무치악모형 기저부와 평행이 되도록 조절하였고, 그 결과 기초상의 두께를 포함하여 구치부 치조정으로부터 약 8mm 높이의 교합제가 형성되었다.

인공치아배열은 Miyamoto⁽⁴⁰⁾의 실험방법에 근거하여 상악 총의치 정중선 파절에 영향을 줄 것으로 사료되는 상악 6전치 Trubyte, Den-tsply International Inc., U.S.A.)만을 전치부 납형교합제에 배열하고 구치부는 레진 교합제상으로 단순화 시켰다.

실험의 정확성을 높이기 위하여 모든 실험 모형의 반복온성이 가능하도록 완성된 납형의치 원형과 작업모형을 통법에 따라 극초단파온성용 FRP flask(G-C Dental Industrial Corp., Japan) 하합에 석고(삼우 화학공업주식회사)로 매몰 경화시킨 후, 전치부에는 배열된 전치의 순측, 구개측 및 절단부 모두를 포함하며 구치부에서는 교합제의 교합면을 제외한 협측 및 구개측을 포함하는 인상용 silicone putty core(Exafine, G-C Corp., Japan)를 형성하여 모든 실험의치에서 같은 위치에 전치부 인공치의 재식이 가능하고 레진온성 후 상합 내면에 손상을 주지 않고 상, 하합을 분리할 수 있도록 설계하였으며, 그 외의 상합부위는 석고로 매몰경화시켰다. 통법에 따라 wax 제거와 레진분리제(Acro-Sep, G-C Dental Industrial Corp., JAPAN)도포를 시행한 후 각각의 금속 보강재를 작업모형상에 위치 고정시키고 인공전치를 상합 FLASK내의 SILICONE PUTTY CORE에 다시 위치시킨후 레진 전입을 시행하였다.

본 실험에서는 대조군으로써 금속 보강재가 들어가지 않은 순수한 레진 의치상 실험의치와 wire, mesh, plate 등의 금속 보강재로 보강된 실험의치들을 각각 3개씩 총 12개의 실험의치를 제작하였으며, 사용된 의치상용 레진은 극초 단파온성용 레진(Acron MC, G-C Dental Industrial Corp., JAPAN)으로써 정격 고주파출력 500W 주방용 전자레인지(model ER-4380B, 금성사)에서 flask 상, 하면을 각각 1분 30초씩 온성후 실온에서 서냉시켰다. 상, 하합 flask를 분리한 후 다른 실험의치의 반복온성을 위하여 온성된 의치를 작업모형에 손상을 주지 않도록 주의하여 제거한 다음 stone point까지 연마하였으며, 특히 구개정중부와 순절흔 상방 순측부에서 모든 실험의치들이 서로 동일한 두께를 갖도록 digimatic micrometer (Mitutoyo Corp., Japan)로 측정하여 연마하였다.

나. 금속 보강재의 제작 및 고정(Fig. 1)

1. 금속 wire

두께 1.0mm의 4개의 steel wire(Rema-nium, Dentaaurum, Germany)를 각각 4, 3, 5, 5mm로 절단하여 순측소대 직상방, 절치유두부 직후방, 전후 구개정상부 및 의치상 최후방부위에 작업모형의 형태에 따라 wire,의 형태를 조절한 후 wire 양단을 자가중합 수리레진(Jet Acrylic, Lang MFG Co., Inc., U.S.A.)으로 고정시키고 레진 온성하였다.

2. 금속 mesh

두께 0.4mm의 기성 금속 mesh(Cr-Ni stain-less steel Grid Strengthener, Dentaaurum, Germany)를 절치유두부에서 좌우 소구치부까지 치조정및 구개추벽부위를 포함하는 구개전방부의 크기와 형태에 맞추어 접합시킨 후 절단하여 자가중합 수리레진으로 양측 소구치 치조정부위를 고정시키고 레진 온성하였다.

3. 금속 plate

먼저 작업모형을 인상채득(Exaflex, G-C America Inc., Japan)하여 내화모형(Hi-Temp, Whip Mix Corp., U.S.A.)을 제작한 후 26 gauge sheet wax를

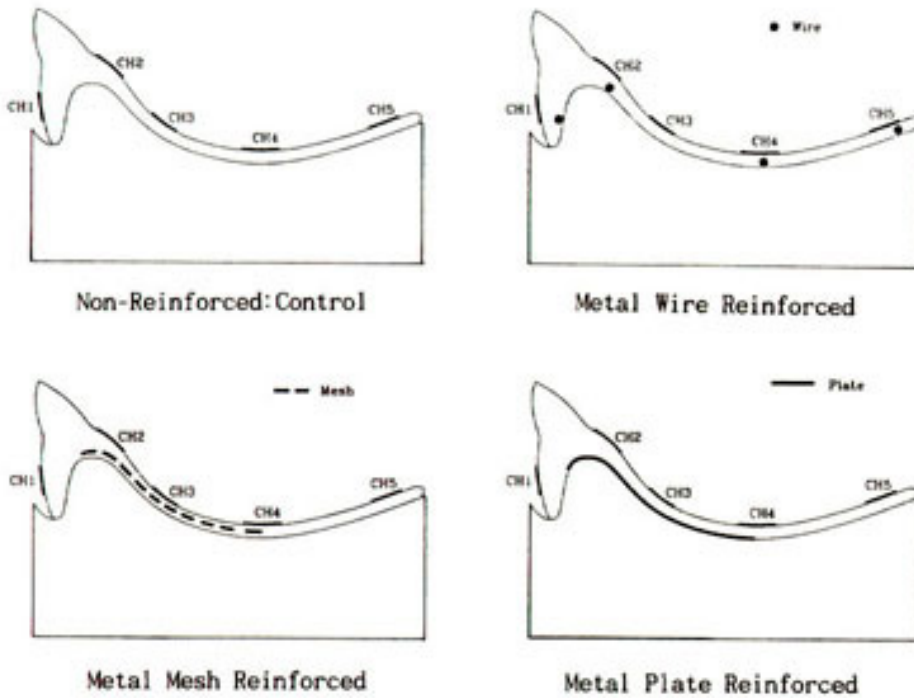


Fig. 1. Diagrammatic representation of the experimental maxillary complete dentures and the location of the strain gauges attached to the midline of palatal polished surging.

작업모형의 구개전방부위 인상면에 압접시키고 금속 MESH에서와 같은 크기로 절단한 후 내화모형과 같이 매몰하여 Ni-Cr-Be alloy(Verabond, Aalba Dent Inc., U.A.S.)로 원심주조하였다. 주조된 금속 plate의 레진 접착면을 250 μ m alumina blasting(Pen Blaster, 우성사)하여 초음파 세척기에서 15분간 세척한 후 Silicoater(Heraeus Kulzer GmbH, Germany) 처리하고 Dentacolor opaque레진(Heraeus Kulzer GmbH, Germany)을 도포하여 Unilux AC(Heraeus Kulzer GmbH, Germany)에서 경화시켰다. silicoa-ting된 금속 plate를 작업모형상에 위치시키고 레진 온성하였다.

다. Strain gauge

1. Strain gauge 접착(Fig. 1)

제작된 각 실험의치 연마면상에 전후방 정중선과 직교하도록 lead wire가 달린 5개의 strain gauge(EA-

30-125ac-350) Type, Measurement Group, Inc., U.S.A.)를 순측부, 절치유두부, 구개추벽부위, 구개중앙부, 의치상 후연부에 M-Bond 200 접착제(Measurement Group, Inc., U.S.A.)를 이용하여 각각 고정 하였다.

2. 하중 및 측정

strain gauge 고정 후 silicone 인공점막과 경질레진으로 구성되어 있는 원래의 기성 상악 무치악 원형모형에 각각의 실험의치를 위치시킨 후 15kg의 수직하중을 좌우 구치부 교합제 교합면상에 양측성으로 가하였다.

이 때 일반적인 정상 악골관계를 갖고 있는 환자의 중심교합에서 하악 협측교두와 상악 구개측교두의 접촉을 통한 하중전달을 고려하여 실험의치 구치부 교합제 교합면의 구개측 1/2부위에만 하중을 가할 수 있도록 좌우 구치부 교합제의 교합면중앙에서 구개측연까지 접촉면을 갖는 경석고 block을 제작한 후 그 중앙부

를 하중중심으로 하여 수직하중을 가하였으며, 각 실험의치에 대하여 하중 후 전압변화를 각각 3회씩 amplifier(2100 System, Measurement Group, Inc., U.S.A.)와 oscilloscope(Model 54610A, Hewlett Packard, U.S.A.)를 이용하여 반복 측정하여 변형률값으로 환산하였다.

III. 실험결과

실험 후 각 실험군들의 측정부위에 따른 변형률 평균값과 표준편차를 Table I에 수치로 정리하였으며,

상호비교를 용이하게 하기 위하여 다시 변형률 평균값을 Fig. 2에 그래프로 나타내었다. 실험군간의 각 측정 부위에 따른 변형률에 통계학적 유의차를 상호 비교하기 위하여 두실험군간 평균치비교법인 Student-t test를 시행하였으며, 그 결과를 Table I에 같이 나타내었다.

모든 실험의치에서 순측부에는 압축변형이 구개부에서는 인장변형이 관찰되었으며 금속 plate를 사용한 실험군을 제외한 나머지 실험군에서는 구개부에 절치 유두부, 의치상후연부, 구개 중앙부, 구개추벽부 순의 크기로 인장변형율이 감소하였다.

순측부에서는 금속 wire를 사용한 실험군에서만 무

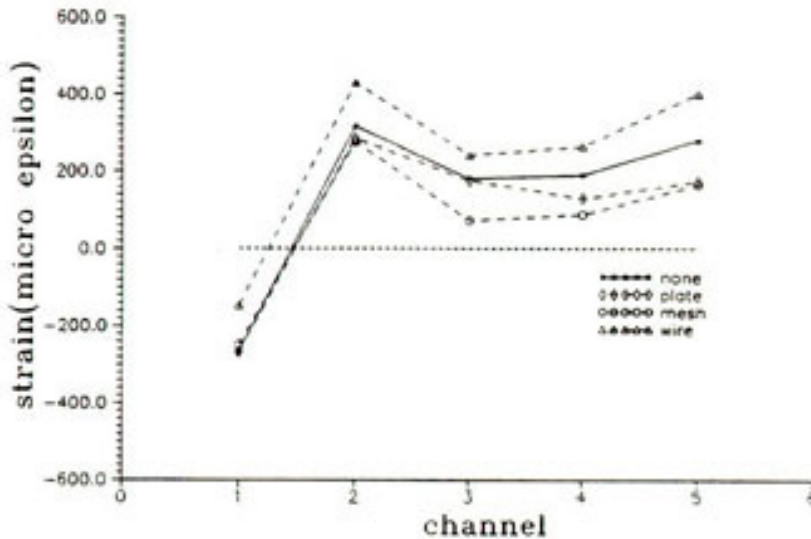


Fig. 2. Comparison of mean strain value of measuring points in each group.

Table I. Mean and standard deviation of strain values

| Channel | Control | Plate | Mesh | Wire |
|---------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| 1CH | -267.01(27.95) | -267.77(26.98) | -249.15(10.45) | -147.41(22.60) |
| 2CH | 316.53(39.29) | 284.33(41.48) | 276.07(16.47) | 428.65(30.67) |
| 3CH | 180.34(30.98) | 175.36(23.93) | 72.20(10.42) | 241.52(24.26) |
| 4CH | 189.34(15.81) | 129.62(19.49) | 87.61(11.63) | 263.61(17.57) |
| 5CH | 279.91(26.55) | 173.03(39.80) | 164.44(24.10) | 400.74(57.12) |

Groups with common line are not significantly different($p>.05$).

Standard deviations are shown in parentheses.

보강 실험의치에 비하여 압축변형율이 감소되었을 뿐 ($p < .05$) 금속 plate나 금속 mesh를 사용한 실험군에서는 무보강 실험군과 변형율에 통계학적 차이를 나타내지 않았다($p > .05$).

철치유두부에서는 무보강 실험군과 금속 plate 실험군, 금속 plate 실험군과 금속 mesh 실험군 사이에는 각각 평균 인장변형율에 통계학적 차이를 나타내지 않았으나($p > .05$) 무보강 실험군과 금속 mesh 실험군 사이에는 유의성 있는 인장변형율 차이를 보였으며 ($p < .05$), 금속 wire를 사용한 실험군에서는 다른 실험군들에 비하여 높은 인장변형율을 증가를 나타내었다 ($p < .05$).

구개추벽부에서는 무보강 실험군에 비하여 금속 mesh 실험군에서는 유의성 있는 인장변형율 감소가, 금속 wire 보강재를 사용한 실험군에서는 인장변형율 증가를 나타내었으나($p < .05$) 금속 plate 실험군에서는 무보강 실험군과 평균 인장변형율에 통계학적 차이를 나타내지 않았다($p > .05$).

구개중앙부위에서는 각각의 실험군간에 유의성 있는 평균 인장변형율의 차이를 나타내었는데($p < .05$) 금속 mesh 실험군, 금속 plate 실험군, 무보강 실험군, 금속 wire 실험군 순으로 인장변형율이 증가하였다.

의치상후연부에서는 금속 mesh 실험군과 금속 plate 실험군 모두에서 무보강 실험군에 비하여 인장 변형율에 유의성 있는 감소를 나타냈으나($p < .05$) 두 실험군간에는 통계학적 유의차가 없었다($p > .05$). 그러나 금속 wire 실험군에서는 무보강 실험군에 비하여 인장 변형율의 증가를 나타내었다($p < .05$).

IV. 총괄 및 고찰

기능시 의치상내 발생하는 응력에 관한 연구에는 주로 브리틀래커코팅법, 광탄성 응력분석법, 유한요소법, 전기저항 스트레인게이지법등이 주로 사용되고 있다. 이중 본실험에서 사용한 전기저항 스트레인게이지법은 스트레인으로 인하여 전선의 전기저항이 변한다는데 그 기본개념을 두고 있다. 미세한 전기저항의 변화를 측정하는데는 주로 Wheatstone bridge ci-

rcuit이 사용되고 있으며 이러한 전기저항의 변화를 측정함으로써 스트레인게이지가 부착된 부위의 스트레인에 관한 정보를 얻을 수 있다⁴⁾. 그러나 이 응력측정법은 오직 구조물의 표면에 발생하는 응력만을 측정할 수 있다는 제한점이 있으나, 대부분 최대 응력이 실험시편의 표면에 존재한다는 점을 고려하여⁹⁾ 오래전부터 의치상 파절에 관한 연구나 기능시 의치상 변형에 관한 연구에 많이 이용되어 왔다.

일반적으로 상악 의치상의 변형은 좌우 양측 교합면 하중시 구개정중부를 지렛대 지점으로 하여 좌우 각각 상방으로 굽힘운동이 일어나는 것으로 간략히 설명되어 왔다¹³⁾.

그러나 Lamb-recht와 Kydd⁸⁾는 전기저항 스트레인게이지법을 이용하여 상악 의치상 정중선 변형을 측정 한 실험을 통해 전형적으로 후방 구개부에는 측방으로 인장(또는 신장)변형이, 전방구개부에는 측방으로 압축(또는 수축)변형 또는 인장변형이 나타날수 있으며 순측 중앙부에는 압축변형이 일어나고 의치상 구개 중앙부 전후방으로는 변형이 일어나지 않는다고 보고 하였다. 또한 Matthews 와 Wain⁹⁾은 브리틀래커코팅법을 이용하여 최대 인장응력에 수직으로 발생하는 균열은 순측부에서는 발생하지 않고 구개부에서만 관찰되었는데 중절치 설측 부위에서 가장 높은 밀도의 균열이 관찰되었으며, 그 주행방향은 전후방으로 나타난다고 보고하였다. 이러한 보고는 임상에서 흔히 접할 수 있는 상악의치의 전후방 정중선 파절의 원인을 추론할 수 있는 실험결과라 사료되며, 따라서 본실험에서와 같이 상악 의치상 파절에 대한 보강효과를 상호 비교하기 위하여 의치상 정중부 변형량을 측정할 경우에는 스트레인게이지를 전후방 구개정중선에 수직으로 부착시키는 것이 실험목적에 타당한 방법으로 사료된다.

본 실험결과 모든 군의 실험의치에서 서로 유사한 변형 양상이 나타났는데, 먼저 무보강 실험의치의 경우 순측부에서는 큰 압축변형이 의치상후연부에서는 큰 인장 변형이 관찰되었는데, 이에 대하여 Lambrecht와 Kydd⁸⁾는 순측부의 압축변형은 후방구개의 인장변형, 치조정중위로 일어나는 회전운동, 그리고 정중선 양측에서 발생하는 힘들의 상호작용의 결

과이며 또한 후방구개부 인장변형의 변형량은 가해진 하중의 크기에 비례하고 의치상의 두께, 그리고 구개의 형태나 크기에 따라 다르다고 하였다.

절치유두부에서는 몇몇 보고와 마찬가지로 구개부에서 가장 큰 인장변형을 나타내었으며^{9, 10)}, 또한 구개 추벽부위와 구개중앙부에서도 절치유두부나 의치상후연부에 비하여 크기는 작으나 인장변형이 관찰되었다. 그러나 이러한 구개추벽부위와 구개중앙부의 인장변형은 구개추벽부위에 가장 큰 압축변형이 관찰되고 구개중앙부에도 압축변형이 관찰된다는 Miya-moto⁽¹⁰⁾의 실험결과와는 서로 상반된 실험결과로써, Lambrecht와 Kydd⁽⁸⁾는 이러한 전방구개부의 변형양상 차이의 주요인 하중점의 위치라고 설명하였는데 전치나 소구치로 저작시 압축변형이 구치부 저작시 인장변형이 일어나며 편측 교합시 인장변형이 양측 교합시 압축변형이 일어난다고 하였고, 이러한 하중점의 위치외에도 스트레인지어의 부착위치, 구개형태, 의치상의 안정성 및 구강점막의 변위정도 등도 요인들로 작용할 수 있다고 하였다. 또한 Klotzer⁽⁶⁾는 광탄성 응력분석을 이용하여 의치의 형태나 보강에 있어 작은 변화도 의치의 응력 분포에 상당한 변화를 일으킬 수 있다고 보고 하였으며, Craig⁽³⁾도 3차원 광탄성 실험을 통하여 대부분의 상악 의치상내에서 압축응력이 나타났으나 하중조건을 변화시키거나 구강점막을 모방하기 위하여 실험모형에 이장하는 sili-cone의 두께를 치조제 보다 구개 정중선부위에서 얇게 제작하면 하중시 상악 의치상의 굽힘운동이 커져서 구개 정중선부위에 인장응력이 나타날 수 있다고 하였다. 따라서 전방 및 중앙구개부에서의 변형양상에 대한 여러 선현들의 서로 상이한 실험결과는 위에서 언급한 것처럼 서로 다른 실험모형이나 하중방법으로 인해 생길 수 있는 여러가지 요인들이 복합적으로 작용한 결과로 사료된다. 또한 일반적으로 이러한 의치상내의 변형이나 응력의 크기는 중심위, 전방 또는 측방위에 따라 달라지고⁽³⁾ 인공치 교두각도가 증가할수록 커지며^(7, 14), 저작시 보다 연하시 더 오랜 변형시간을 나타내는 것으로 보고되고 있다⁽¹⁴⁾.

본 실험에서 금속 mesh나 금속 plate를 구개전방부

위에만 보강한 이유는 위에서 언급한 것처럼 대부분 선현들의 보고에서 주로 절치유두부를 포함한 전방구개부에서 가장 큰 인장 또는 압축 변형이 관찰되었기 때문이다.

본 실험결과 세가지 보강법중 금속 mesh를 이용한 보강법이 가장 우수한 레진 의치상 구개부 보강효과를 갖는 것으로 나타났는데 무보강 실험군에 비하여 구개 추벽부에서 약 60%, 구개중앙부에서 약 53%, 의치상 후연부에서 약 41%의 인장변형의 감소효과가 나타났으나 절치유두부에서는 약 13%만의 인장변형 감소효과를 보였으며, 순측부에서는 mesh 보강제에 의한 압축변형에 유의성있는 차이가 없는 것으로 나타났다. 따라서 금속 mesh 를 이용한 보강법은 비교적 두꺼운 의치상이 존재하는 전치부 보다는 두께가 얇은 후방구개부 의치상의 변형감소에 효과가 있는 것으로 사료된다.

금속 plate 실험군에서는 무보강 실험군에 비하여 구개중앙부와 의치상후연부에서만 유의성 있는 인장변형 감소가 나타났을 뿐 순측부, 절치유두부 그리고 구개추벽부에서는 유의성 있는 차이가 관찰되지 않았다. 금속 mesh 실험군과 보강효과를 상호 비교해 볼 때 순측부, 절치유두부 및 의치상후연부에서는 유의성 있는 의치상 변형율의 차이가 나타나지 않았으나 구개 추벽부위와 구개중앙부에서는 인장변형이 크게 나타났는데 이러한 결과의 한 원인으로 금속 mesh 실험의 치의 경우 기성 금속 mesh를 작업모형 인상면에 접합시키는 과정에서 금속 mesh와 작업모형상에 공간이 남게 되고 따라서 mesh의 다공을 통하여 의치상 레진이 서로 교통함으로써 mesh가 완전히 의치상에 기계적으로 결합되어 포매되는 반면, 작업모형 인상면에 정확히 밀착되어 있는 금속 plate type에서는 비록 레진과 접촉하는 금속 plate면에 sili-coating처리를 하여 화학적 결합을 유도하였으나 금속 plate의 후연에서 레진 의치상으로 이행되는 금속과 레진의 경계부위에 두 재료간의 물리적 성질의 차이로 인한 응력집중현상을 생각할 수 있으며, 또한 금속 mesh 실험군에 비하여 금속 plate 실험군의 평균 변형량에 대한 표준편차가 크게 나타난 것으로 미루어 금속 plate의

silicoating 처리면과 레진 의치상사이의 불균일한 접착결합 역시 변형 증가의 한 요인이 되는 것으로 사료된다.

Miyamoto⁽⁴⁰⁾는 금속 plate 보강법으로 상악 의치상 연마면에 매우 큰 변형 감소효과를 관찰할 수 있었다고 보고하였으나 이러한 실험결과는 본 실험결과와 약간 상이한 결과로써 이러한 차이는 역학적 관점에서 plate의 부착 위치의 차이 때문인 것으로 해석된다. 즉 Miyamoto의 실험의 경우 인장변형이 예측되는 외측 연마면에 금속 plate를 접착시킨후 금속 plate 외면에 스트레인게이지를 부착시켜 변형율을 측정하였으나 본 실험에서는 외측 연마면에 금속 plate를 보강하게 되면 가공과정 오차로 인해 의치상 두께조절이 필요할 경우 임상적으로 문제가 될 수 있으므로 의치상 내면 즉 인상면에 금속 plate를 보강하고 스트레인게이지는 외측 레진 연마면에 부착시켜 실험하였다. 이처럼 금속 plate와 레진이 결합되어 있는 이중재료의 복합 구조물의 단면을 등가단면으로 환산해 보면 금속 plate를 연마면에 접착시킬 경우 중립축의 위치가 연마면 쪽으로 위치하게 되고, 금속 plate를 인상면에 접착시킬 경우 중립축의 위치가 인상면 쪽으로 위치하게 된다⁽⁴⁶⁾. 따라서 의치상 좌우 정중선을 중심으로 상방 치조제를 향하여 굽힘운동이 일어날 경우 전자가 후자에 비하여 연마면의 변형이 적게 일어남을 알 수 있다. 따라서 단순히 연마면의 변형량을 측정 비교하여 금속 plate를 의치상의 인상면과 연마면 중 어디에 접착시키는 것이 보다 효과적인 보강효과를 얻을 수 있을 것인가를 결론내리기에는 한계가 있는 것으로 생각되나, 본 실험결과에서와 같이 실제로 구강내에서 구개부 의치상 연마면 전반부에 걸쳐 인장변형이 일어나고 또한 인상면에서의 상대적 압축변형을 가정한다면 의치상 인상면 보다는 연마면에 금속 plate를 접착시키는 것이 우수한 보강효과를 나타낼 것으로 생각되며, 앞으로 이러한 문제를 규명하기 위하여 의치상의 인상면과 연마면 모두에 발생하는 변형의 종류와 크기에 대한 종합적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

또한 위에서 언급한 중립축의 관점에서 보면 금속 mesh 보강재는 의치상 중앙쪽으로 위치하게 되어 중

립축은 의치상 중앙부위에 위치하게 되고 따라서 연마면에서 발생하는 인장변형은 금속 plate를 인상면에 부착시킨 실험의치의 연마면에 발생하는 인장변형에 비하여 작아지게 되어 그 결과 금속 mesh type의 실험의치에서 금속 plate type의 실험의치에 비하여 금속 보강재가 위치한 전방 구개부 연마표면에 인장변형이 작게 나타난 이유에 대한 추가적인 이론적 해석도 가능하리라 사료된다.

본 실험에서는 기존의 통상적인 레진 의치상에 대한 보강효과를 상호 비교하기 위하여 일반적으로 사용되고 있는 의치상용 레진과 금속 plate를 경합시키기 위하여 금속면에 sili-coating을 시행하였으나 근자에 소개되고 있는 4 META(4-metacryloxyethyl trimellitate anh-ydride) 성분의 금속 접착성 의치상용 레진을 이용하면 보다 임상적용이 용이할 것으로 사료되며, 치조골흡수로 인한 금속의치상 재이장시에도 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

Caroll과 von Fraunhofer⁽⁴²⁾는 금속 wire의 다양한 굽기에 따른 보강효과를 비교한 실험에서 굽기가 증가할수록 시편의 transverse strength가 증가하였으며 금속 wire의 굽기가 0.036 inch 이상이 되어야 임상적으로 의미있는 보강효과가 나타났다고 보고하였다. 그러나 그 이상의 굽기를 갖는 금속 wire는 통상적인 두께의 의치상내에 포매가 어렵다는 문제점을 지적하였으며, 부가적으로 금속 wire 양단부위에 고리형성 유무에 관계 없이 보강효과에는 차이가 없었다고 하였다. 또한 Ruffino⁽⁴³⁾는 금속보강재로 인한 아크릴릭레진내의 discontinuity는 인장응력하에서 균일한 응력분산을 방해하여 이러한 부위에 응력이 집중되며 굴곡이 일어나는 부위의 재료 두께가 증가 할수록 변형이 감소되고 파절저항이 커진다는 선학들의 연구결과를 근간으로 2.4-3.3mm 두께의 레진 시편에 대한 금속 보강재의 보강효과를 실험한 결과 보강재는 예상되는 파절선에 수직으로 위치시켜야 하며 얇은 보강재(0.8 X 2.4mm) 오히려 discontinuity로 인해 파절저항이 감소되고 두꺼운 보강재(1.1 X 2.5mm)를 일정간격으로 여러 개 배열함으로써 discontinuity를 보상할 수 있는 우수한 보강효과를 얻을 수 있다고 보고하였다.

따라서 본 실험에서는 이러한 실험결과들을 참고로 1.0mm 굵기의 양단에 고리형태가 없는 금속 wire들을 구개 정중선에 수직으로 위치시켰다.

본 실험결과 예상과는 다르게 금속 wire 보강재를 이용한 실험의치에서 무보강 실험의치에 비하여 오히려 구개부 전반에 걸친 인장변형의 증가를 관찰할 수 있었다. 이러한 결과는 위에서 언급한 금속 wire나 bar를 이용하여 보강효과를 얻을 수 있었다는 선학들의 보고를 고려해 볼 때 본 실험에 사용된 금속 wire가 보강효과를 나타내기에는 굵기가 너무 가늘거나 개수가 충분치 못했기 때문인 것으로 생각되며, 따라서 충분한 보강효과를 나타낼 수 있는 적절한 금속 wire의 두께나 개수에 관한 보다 깊은 연구결과가 보고되기 전까지는 현재 임상에서 흔히 파절된 총의치의 수리나 임시 부분의치 제작시 보강효과를 얻기 위하여 경험적으로 사용하고 있는 금속 wire의 사용에 신중을 기해야 할 것이다. 또한 금속 wire와 의치상 레진을 화학적으로 결합시켜 금속 wire의 보강효과를 증진시킬 수 있는 4 META성분의 의치상용 레진이나 silicoating을 이용한 술식에 대한 지속적인 연구개발도 필요할 것으로 사료된다.

구개부와 반대로 순측부에서는 여러 보강법중 유일하게 금속 wire 실험군만이 압축변형의 감소를 보였는데, 이는 금속 plate나 금속 mesh의 실험군에서는 보강재를 절치유두부까지만 위치시켰으나 금속 wire 실험군의 경우 순측소대부 직상방에 금속 wire를 하나 더 보강시킴으로써 생긴 경과로 사료된다. 대부분의 파절된 상악 의치는 순측소대부위에 깊은 절흔을 갖고 있었다는 역학조사나⁶⁾, 또한 높은 응력이 집중되는 절흔의 정점부위가 균열의 시작점이 된다는 견해¹⁾ 등을 고려해 볼 때 본 실험결과는 금속 wire의 보강으로 인하여 의치 정중선 파절에 가장 중요한 요인이 되는 순측소대 절흔의 영향이 감소되어 나타난 결과로 사료된다. 따라서 금속 mesh나 금속 plate도 심미성이나 순측부 의치상 두께에 문제가 없다면 순측소대 직상방까지 보강재를 연장시킴으로써 더 좋은 보강효과를 얻을 수 있을 것으로 기대된다.

결론적으로 적절한 금속 보강재의 사용은 상악 레진

의치상 정중선파절을 예방할 수 있는 비교적 손쉬운 방법임에는 틀림없다. 그러나 이러한 금속 보강재의 사용에 앞서 임상적으로 주기적인 의치상 인상면의 재이장이나 교합조정을 통하여 양측성 균형교합을 유지시키고, 올바른 기공과정을 통하여 잔류응력 및 표면 결함부위나 이물질 함유로 인한 국소적인 응력집중을 최소화시키며, 변형이 크게 일어나는 전방구개부위의 레진 의치상 두께를 가능한 범위내에서 증가시키는 등 일반적인 보철적 제 원칙을 준수하도록 노력해야 할 것이다. 이에 부가적으로 본 실험에서 사용한 금속 plate나 mesh type의 보강재나 탄성계수가 높은 금속 의치상, polyethylene fiber 보강재 또는 파절 에너지가 큰 polymer나 온성방법등을 선택적으로 사용함으로써 의치의 파절저항성을 증가시킬 수 있을 것으로 생각된다. 따라서 이러한 여러가지 선학들의 임상적 지침이나 연구결과와 아울러 본 실험결과가 앞으로 상악 의치상 파절예방에 조금이나마 보탬이 되기를 바란다.

V. 결론

임상적으로 상악 총의치 환자에서 호발되는 순측소대 절흔과 전후방 구개정중선부위에 걸친 아크릴릭레진 의치상파절 문제는 선결되어야 할 문제점중에 하나다. 이에 저자는 이러한 문제의 해결방법의 하나로 아크릴릭레진 의치상의 휨강성을 증가시키기 위하여 경험적으로 임상에서 흔히 상용하고 있는 여러가지 다양한 형태의 금속 보강재의 보강효과를 상호 비교하여 올바른 임상지침을 제시하고자, 대조군으로 보강재를 사용하지 않은 통상적인 실험의치와 아크릴릭레진 의치상에 금속 wire 또는 금속 mesh를 포매시키거나, 또는 의치상 인상면에 금속 plate를 접촉시킨 보강된 실험의치들을 제작한 후 strain gauge를 이용하여 양측 구치부 수직하중시 상악 의치상 연마면 정중선부위의 변형량을 측정 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 무보강 실험군에서 순측부에는 압축병형이, 구개부에는 인장변형이 관찰되었으며 인장 변형의 크기는 절치유두부, 의치상후연부, 구개중양부, 구개추벽부 순으로 감소하였다.
2. 금속 plate 보강재나 금속 mesh보강재를 사용한 실험군들에서는 무보강 실험군에 비하여 구개부 인장변형이 감소되었으며, 금속mesh 보강재가 금속 plate 보강재보다 우수한 보강효과를 나타내었다. 그러나 두 보강 실험군 모두에서 순측부의 압축변형에는 무보강 실험군과 유의성있는 차이를 나타내지 않았다(p>.05).
3. 순측소대 직상방에 위치한 금속 wire 보강재는 순측부 압축변형 감소효과를 나타내었으나, 구개부에서는 금속 wire 보강재로 인하여 인장변형이 크게 증가되었다.

참고문헌

1. Beyli, M.S. and von Fraunhofer, J.A. : An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures, J.Prosthet. Dent., 46 : 23, 1981.
2. Carroll, C.E. and von Fraunhofer, J.A. : Wire reinforcement of acrylic resin prostheses, J.Prosthet. Dent., 52 : 639, 1984.
3. Craig, R.G., Farah, J.W., and El-Tahawi, H.M. : Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures, J.Prosthet. Dent., 31 : 122, 1974.
4. Dally, J.W. and Riley, W.F. : Experimental stress analysis, 3rd ed., McGraw-Hill, Inc., p129.
5. Hargreaves, A.S. : The prevalence of fractured dentures, a survey, Br.Dent.J., 126 : 451, 1969.
6. Klotzer, W.L. : Spannungsoptische Festigkeitsuntersuchungen einiger Prothesen-typen, Dtsch.zahnaertzl.Z., 19 : 375, 1964.
7. Kydd, W.L. : The comminuting efficiency of varied occlusal tooth form and the associated deformation of the complete denture base, J.Am.Dent.Assoc., 61 : 465, 1960.
8. Lambrecht, J.R. and Kydd, W.L. : A functional stress analysis of the maxillary complete denture base, J.Prosthet. Dent., 12 : 865, 1962.
9. Matthews, E. and Wain, E.A. : Stresses in denture bases, Br.Dent.J., 100 : 167, 1956.
10. Miyamoto, M. : Studies on reinforcement by affixing metal plate. Part 2. An experimental study on the upper complete denture. J.Jpn. Prosthodont.Soc., 32 : 853, 1988.
11. Morris, J.C., Khan, Z., and von Fraunhofer, J.A. : Palatal shape and the flexural strength of maxillary denture bases, J.Prosthet. Dent., 53 : 670, 1985.
12. Morrow, R.A., Rudd, K.D. and Eissman, H.F. : Dental laboratory procedures, St. Louis, 1980, The CV Mosby Co., p371.
13. Ruffino, A.R. : Effect of steel strengtheners of fracture resistance of the acrylic resin complete denture base, J.Prosthet. Dent., 16 : 34, 1966.
14. Swoop, Jr., C.C. and Kydd, W.L. : The effect of cusp form and occlusal surface area on denture base deformation, J.Prosthet. Dent., 16 : 34, 1996.
15. Zissis, A.J. and Polyzois, G.L. : Fracture energy of denture base : The effect of activation mode of polymerization, Quintessence Dent. Technol., 16 : 154, 1993.
16. 김문생, 방시환, 양원호, 장동일, 조효남 : 재료역학, 2nd ed., 청문각, 서울, 1991, p232.

=Abstract=

A COMPARATIVE STUDY ON THE SEVERAL METAL REINFORCEMENT METHODS OF MAXILLARY COMPLETE ACRYLIC RESIN DENTURE BASE

Chang Mo Jeong, D.D.S., M.S.D., Ph. D.

Department of prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University

A common site of fracture in maxillary complete denture is on the anteroposterior midline that coincides with the notch for relief of the labial frenum. Various approaches to reduce the incidence of this type of fracture have been suggested. The most widely used technique is the reinforcement of acrylic resin denture base with several solid metal forms. But few comparative studies on the efficacy of metal reinforcements have been reported.

This study was conducted to compare reinforcing effects of commonly available metal reinforcements, which include wire, metal mesh embedded in the denture base and metal plate affixed to the impression surface of denture base by silicoating technique. This was load on the posterior. The strain gauges were oriented perpendicular to the anteroposterior midline of maxillary polished denture surface at one labial and the four palatal sites Non-renforced denture was used as control.

The results were as follows :

1. In the non-reinforced denture group, only tensile strains on the palatal polished surface were observed. The tensile strains decreased in the order of incisive papilla, posterior denture border area, mid palatal area and rugae area. Compressive strain was observed on the labial polished surface.
2. As compared with the non-reinforced denture group, the metal plate or the metal mesh reinforced denture groups showed reduced palatal tensile strains, and the metal mesh reinforcement had a better reinforcing effect than the metal plate. But both reinforced denture groups showed no difference in the amount of compressive strain on the labial polished surface when compared to the non-reinforced denture group.
3. The metal wire positioned just above the labial notch decreased the compressive strain on the labial polished surface. But the presence of metal wires in the palatal polished surface caused increase in tensile strains in the area.