

임프란트를 이용한 고정성 계속가공의치의 FRAMEWORK 형태에 관한 연구

한양대학교 의과대학 치과학교실

김태균 · 이영수 · 유광희

I. 서 론

임프란트는 다른 보철물에 비해 역사가 짧지만 기존 보철물의 한계점을 극복할 수 있기 때문에 임상에 광범위하게 이용되고 있다. 임프란트는 고대 이집트 시대부터 사용된 역사를 가지나 1940년 Formigginirk가 나사형 임프란트를 사용하면서¹⁾ 본격적으로 발달하여 1966년에 Linkow가 판상 임프란트를 개발하고 1952년 Branemark이 티타늄을 이용하여 골유착성 현상을 발표하면서 치과 임프란트의 체계를 확립하게 되었다. 임프란트 이식물이 골과 완전히 유착됨으로서 보철물 저작 시 지대치로서 이용될 수 있는 골유착 현상은 조직학적으로 규명되었고 이를 임상에 이용하고 있으며 이식물이 골과 성공적으로 유착될 수 있도록 많은 선행들은 연구해 왔다. 티타늄 임프란트 표면과 접촉되는 골면과는 치유 기간 중에 섬유성 결합조직이 근접한다는 사실은 이미 보고되었다²⁾.

임상적으로 성공적인 임프란트 보철물은 교합력을 적절히 견디어 내는 것이다³⁾. 그러나 인공치가 가지는 가장 큰 취약점인 유지력 및 지지력의 한계를 극복하기 위해서는 임프란트에 가해지는 교합력을 줄이는 것과 또한 가해진 교합력을 균등히 분배하도록 설계하는 것이 임프란트 보철물 저작 시 중요한 원칙이라 할 수 있다. 일반적으로 임프란트가 많이 이용되는 경우는 부분적으로 자연치를 상실한 경우, 한 개의 치아가 상실된 경우 및 완전 무치악 등이며 어떤 경우에서도 치근형의 임

프란트가 골내에 존재하게 되고 상부 구조물과 인공치근을 연결시키는 지대주가 존재하게 된다. 일반적으로 임프란트는 골내에서 일체의 움직임은 없다고 알려져 있으며 연결 나사의 동요를 어느 정도 인정하나 지대주 또한 임프란트와 동요 없이 연결된 상태로 가정한다면 상부 구조물의 설계는 무리한 교합력을 피하고 또한 외상성 교합력을 피할 수 있도록 설계됨은 중요한 관건이라 하겠다. 상부 구조물에 가해지는 교합력은 지대주를 통하여 인공치근에 전달되고 여과 없이 골내로 분산되는 것이 임프란트 보철물의 특징이므로 상부 구조물의 설계에서는 이미 골내에서 치유된 임프란트의 위치, 길이와 개수, 정확한 교합의 설정 및 위생 상태 등이 고려되어야 한다. 임프란트 표면과 골과의 접촉면을 연구하는 것이 현미경적인 연구라면 교합력의 분산이나 전달 장치는 거시적인 것이라 할 수 있다⁴⁾.

성공적인 보철물을 설계하는데는 여러 가지 사항들을 고려해야 하지만 상부 구조물의 기본 골격이 되는 후레임웁의 설계는 교합력을 균등하게 분산시키면서 간단하고 합리적이며 위생적으로 유리하도록 설계되는 것은 중요한 원칙이다. 또한 적절한 두께와 형태의 후레임웁을 제작해야 이물감이 적고 가벼우며 위생적으로 잇솔질이 가능하고 쉽게 파절되지 않는다. 후레임웁에는 여러 곳에 연결 나사가 존재하고 저작시 교합력에 의하여 휨과 뒤틀림의 힘을 받게 되므로 적절하지 못한 형태의 후레임웁은 쉽사리 파절될 수 있고 파절된 후레임

웍은 환자에게 심리적인 부담을 줄 뿐 아니라 치조골 속에서 치유되어 고정된 인공치근에 위해적인 힘이 작용하여 임프란트 자체를 실패하는 결과를 초래한다.

이에 저자는 하악 무치악에 이용되는 고정성 계속가공의치 저작 시 가장 합리적인 형태의 후레임웍을 얻기 위하여 다음과 같이 실험하고 유의한 결과를 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구 방법

2.1 연구 재료

무치악 하악의 석고 모형(Nissin Co.)에 양측 측절치 부위에 각각 18mm, 양측 견치 후방, 이공의 전방에 해당되는 부위에 각각 10mm 길이의 fixture(Nobelpharma Co.) 4개를 식립했다. 4mm의 abutments 4개를 fixtures에 연결하고 3mm길이의 gold cylinders를 long guide pins로 abutments에 고정하고 4개의 gold cylinders를 포함하면서 치조골 정상에 따라 최후방의 fixture에서 13mm 후방까지 캔틸레버 길이가 되도록 반원형의 wax pattern을 조각하고 type 3 gold(Williams Co.)로 framework을 만든 뒤 레진치(Shofu Co.)로 제1대구치까지만 배열한 후 통법에 따라 열중합하고 연마해서 하악의 고정성 국소의치를 제작했다.

2.2 유한요소법 해석

2.2.1 개념 및 해석 방법

유한요소법이란 연속체를 절점에서뿐만 아니라 가상적인 요소간의 경계로 연결된 유한 개의 요소로 분할하여 힘의 평형, 응력과 변형률의 관계, 변형률과 변위의 관계식을 이용하여 해석하는 방법을 말한다. 즉, 절점에서 서로 연결되는 구조 부재의 집합으로 구조물을 이상화하고 작용 하중은 그 합력이 집중 하중으로 절점에 작용된다고 가정한다. 특히 유한요소법은 다른 해석 방법과는 달리 형상이 복잡하고 재료의 성질이 복잡한 구조물에 대해서 매우 유리하며 요소 수와 요소 형태를 적절히 선택할 수 있어 생체, 유체, 구조, 항공 등 상당히 넓은 범위에 걸쳐 보편적으로 이용되고 있다. 예를 들면 생체 역학에서 안구, 뼈 및 치아 등의 응력 해석, 이식조직 및 보철 시스템의 하중 지탱

능력 문제 그리고 심장의 기계학, 두개골 충격 해석 등에도 이용된다.

한편, 본 연구는 framework의 응력 분포 상태를 해석함에 있어서 기하학적 형상을 3차원적 모델로 생각하고 유한요소법에서 사용되는 요소 중의 하나인 3차원 입체 요소, 즉 solid 요소로 사용하였으며 재료 물성치는 선형(linear), 등방성(isotropic)인 것으로 가정하였다.

또한, 응력 해석은 범용 패키지인 ALGOR(Super SAP)을 이용하였다. framework의 3차원 모델링을 하기 위하여 preprocessor중의 하나인 Super Draw II를 이용하여 하중 조건, 경계 조건 및 재료의 물성치를 부여하고 이를 decord를 사용하여 수치적 data로 전환시킨 후 main processor인 ssap0h로부터 응력 해석을 하였다. 그 해석 결과는 post-processor인 Super view로 이용하여 응력 분포를 상대적인 크기에 따라 색(color)으로 구분하여 관찰하고 분석하였다.

2.2.2 모델링

(1) 3차원 형상 모델링

모델링은 8절점으로 이루어진 3차원 solid요소(입체 요소)를 선택하였으며 3차원 형상을 Fig.1에 나타내었으며 하악골(해면골, 치밀골), abutment, framework, 치아 중에서 본 연구의 분석 대상을 framework로 하고 응력 분포를 더욱 정확하게 분석하기 위해서 framework를 지지하고 하악골로 하중을 분산시키는 abutment로 구성하여 모델링 하였다.

framework는 framework의 장축 방향으로 단면을 총 53개로 나누었고 각 단면은 23개의 면으로 이루어져 있으며 단면과 단면을 연결하여 총 1196개의 solid요소로 분할하였다. Fig.2에는 framework를 위에서 바라본 것이며 왼쪽부터 오른쪽으로 돌아가면서 각각 단면에 번호를 명명하여 나타내었는데 우측 제1대구치는 1-7, 제2소구치는 7-11, 제1소구치는 11-15, 견치는 15-19, 측절치는 19-23, 중절치는 23-27, 우측 중절치는 27-31, 측절치는 31-35, 견치는 35-39, 제1소구치는 39-43, 제2소구치는 43-47, 제1대구치는 47-53번으로 하였다.

Fig. 3은 전형적인 단면을 나타내었고 높이 6mm, 상부 수직판 두께 1.5mm, 하부 수평판 1.5mm, 하부 수평판의 근원심 폭은 1번 치아부터

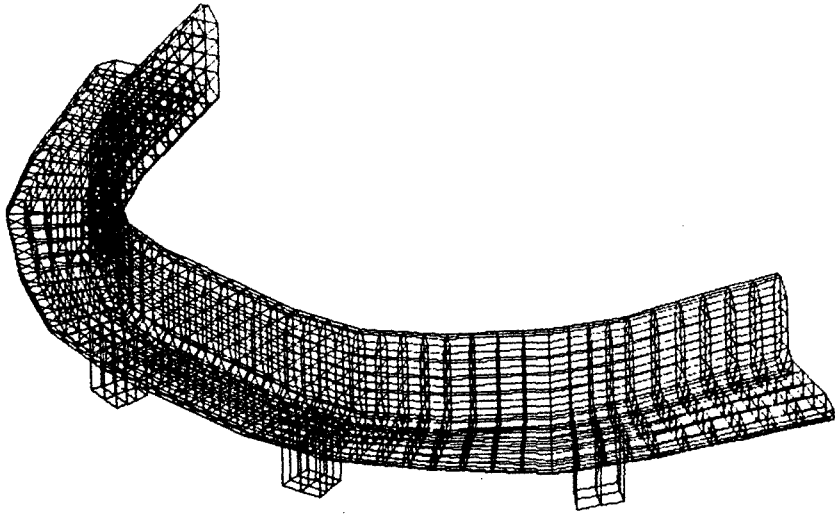


Fig. 1: 모델링 형상도

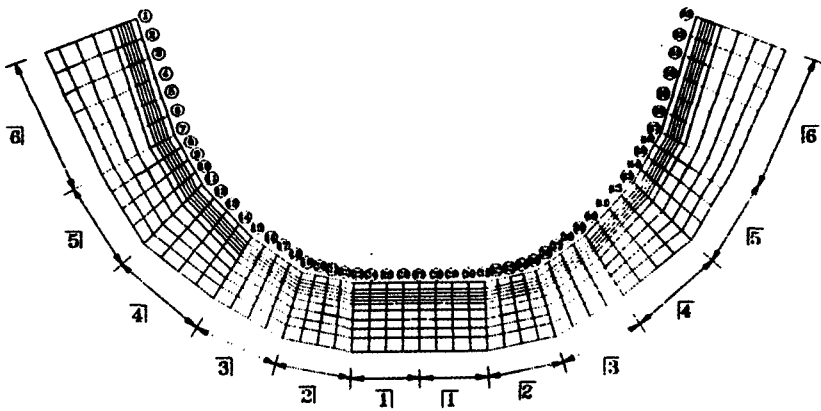


Fig. 2 : 위에서 바라본 모델링 형상도

6번 치아까지 각각 5mm, 5mm, 6mm, 6mm, 6mm, 10mm로 하고 협설의 폭은 각각 5mm, 5mm, 5mm, 6mm, 6mm, 7mm로 하여 치아마다 변화하게 하여 framework를 단순화, 규격화한 것을 보여 주고 있다.

한편, 양 끝단의 abutment 위치는 framework의 캔틸레버 길이가 13mm가 되게 위치 시켰으며 안 쪽 두개의 abutment의 위치는 네 개 모두가 등간

격이 되도록 위치시켰으며, 국부적인 응력 집중을 막기 위해서 단면에서 보듯이 직각이 되는 것을 깎아 내어 실제 framework의 현상과 유사하게 모델링 하였다.

(2) 경계(지지)조건 및 재질

Abutment는 하악골에서 식립되어 고정되어 있으므로 abutment의 아래 부분의 자유도는 dx, dy, dz 모두가 fix로 구속되어 있는 것으로 하였으

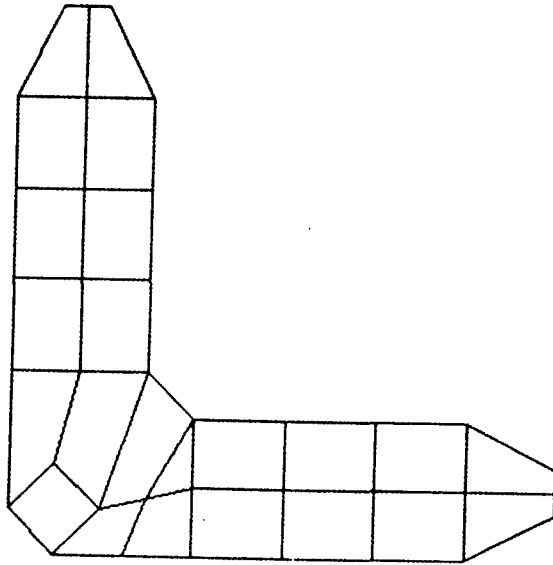


Fig. 3 : 전형적인 단면도

Table. 1 : 재료의 물성치

Material	Young's Modules (kg/mm ²)	Poisson's Ratio
Framework	9.183E3	0,33

며 재료의 물성치는 선형(linear), 등방성(isotropic)으로 Table. 1에 상세히 나타나 있다.

2.3 하중 조건

본 연구에서 각 치아에 가해진 하중은 Table. 2와 같다.

본 연구에서는 한가지 경우의 하중에 대하여 framework의 거동 특성을 다각도로 분석하였다. 하중은 가장 빈도수가 높은 3, 4, 5, 6번 치아에 하중을 등분포로 가하였고, 오른쪽(치아를 앞에서 바라보았을 때)으로만 가하였다.

2.4 분석 방법

분석 방법은 총 6개의 Group으로 나누어서 각각에 대하여 분석을 하였다.

(1) Group 1.

Fig.4에 보듯이 하부 수평판의 윗면 가운데 절점의 최대 주응력(maximum principal stress), 수직 응력(S11, S22), 전단응력(S12), 파괴 응력(Tresca stress)의 값을 1번 단면으로부터 53번 단면까지 연속적으로 비교, 분석하였다.

(1) Group 2.

Fig.4에 보듯이 하부 수평판의 아래면 가운데 절점의 최대 주응력(maximum principal stress), 수직 응력(S11, S22), 전단응력(S12), 파괴 응력(Tresca stress)의 값을 1번 단면으로부터 53번 단면까지 연속적으로 비교, 분석하였다.

Table.2 : Maximum bite force of normal teeth

Teeth		6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6
Upper	Forces	54,18	45,57	37,44	31,32	20,06	23,81	21,91	17,53	31,14	38,47	43,39	53,24
	M±S.D.	8,70	6,63	8,40	7,64	4,84	3,81	3,95	5,34	7,76	10,11	7,04	8,90
Lower	Forces	53,24	46,43	35,01	32,63	21,14	23,43	21,93	20,95	32,83	39,48	43,85	54,50
	M±S.D.	8,13	9,84	8,02	6,75	3,21	3,32	5,50	7,19	6,23	10,25	8,41	9,47

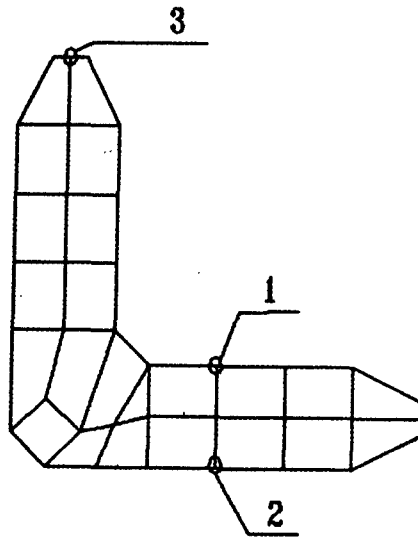


Fig.4 : Group 1,2,3의 절점

(1) Group 3.

Fig.4에 보듯이 상부 수직판의 정상 가운데 절점의 최대 주응력(maximum principal stress), 수직 응력(S11, S22), 전단응력(S12), 파괴 응력(Tresca stress)의 값을 1번 단면으로부터 53번 단면까지 연속적으로 비교, 분석하였다.

(1) Group 4.

Fig.2에서 보듯이 6번 치아의 가운데 단면인 50번 단면을 잘라서 왼쪽에서 바라본 결과로서 최대 주응력(maximum principal stress), 수직 응력(S11, S22), 전단응력(S12), 파괴 응력(Tresca stress)의 값을 비교, 분석하였다.

(1) Group 5.

Fig.2에서 보듯이 쉘레버 시작 단면인 46번 단면을 잘라서 왼쪽에서 바라본 결과로서 최대 주응력(maximum principal stress), 수직 응력(S11, S22), 전단응력(S12), 파괴 응력(Tresca stress)의 값을 비교, 분석하였다.

(1) Group 6.

Fig.2에서 보듯이 4번 치아의 가운데 단면인 41번 단면을 잘라서 왼쪽에서 바라본 결과로서 최대 주응력(maximum principal stress), 수직 응력(S11, S22), 전단응력(S12), 파괴 응력(Tresca stress)의 값을 비교, 분석하였다.

III. 연구 결과

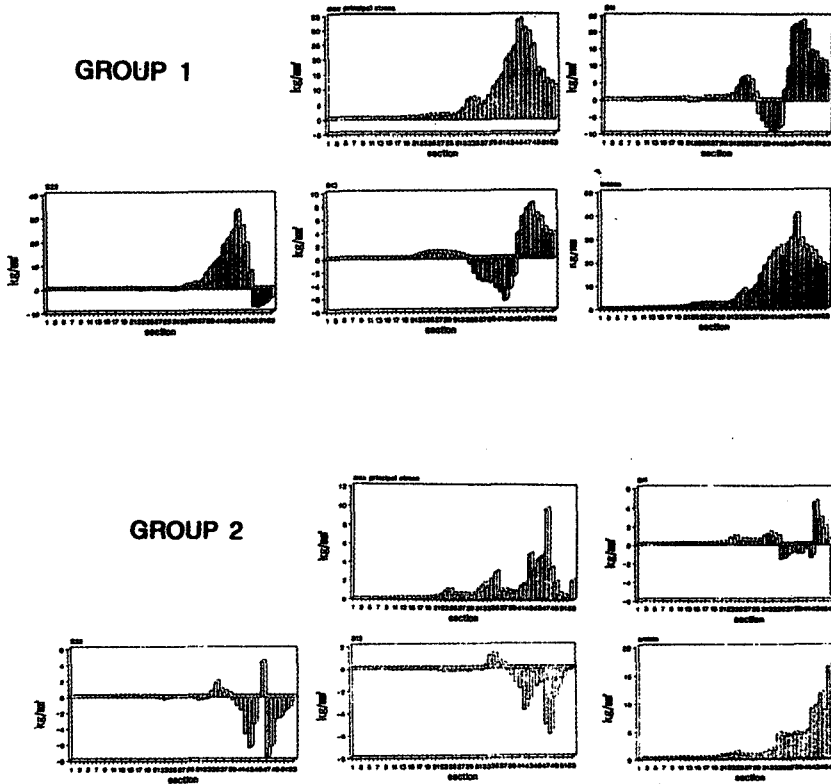
유한요소법을 이용하여 응력 해석한 결과, 앞의 기술한 각 선정된 단면에 대해서 분석한 결과를 Harvard Graphic program을 이용하여 나타내었다.

여기서, 분석 항목 중 최대 주응력(maximum principal stress)은 재료가 외력에 의해 하중을 받을 때 최대로 저항할 수 있는 응력(인장 항복 응력)을 초과할 때 그 재료는 파괴됨을 의미한다.

파괴 응력(Tresca stress)은 재료의 최대 전단력이 항복 시의 최대 전단응력과 같을 때 파괴가 된다는 것을 의미한다. 또한, 수직 응력(S11, S22)과 전단응력(S12)은 요소의 각 면에 작용하는 응력을 나타내는 것으로 수직 응력 S11과 S22는 각 면의 직각 방향(예를 들면, 직교 좌표에서 S11의 방향이 x축이라면 S22 방향은 y축이 된다.)으로 작용하는 응력을, 전단응력(S12)은 S11방향과 S22방향의 직각 방향, 즉 면을 따라 작용하는 응력으로 이로부터 각 요소의 응력 작용 방향과 분포를 파악할 수 있다.

3.1 Group 1.

Framework의 하부 수평판 윗면의 중심점의 각 단면의 최대 주응력(maximum principal stress),



수직 응력(S11, S22), 전단응력(S12), 파괴 응력 (Tresca stress)을 분석하였다.

다음의 (1)부터 (5)까지 에서는 부록에 있는 3 차원 유한요소 해석법으로 해석된 것을 막대그래프로 표현하고 각각에 대해서 분석하였다.

3.1 Group 1. 도표

(1) Maximum principal stress; 최대 주응력은 6번 원심에서 Abutment로 갈수록 증가하다 캔틸레버 시작 부분(abutment 부분)에서 최대가 되고 다시 감소하는 경향이 나타나고 있어 이 부분이 취약 부분이 됨을 알 수 있다. 그러나 두 번째 abutment에서는 다시 커지는 경향이 나타나고 1번 치아로 갈수록 줄어들음을 알 수 있었다.

(2) S11: 수직 응력 S11은 6번 원심에서 점차 증가하여 첫번째 abutment에서 최대로 작용하고 그 후 급격히 감소하여 두 번째 abutment까지 압축 응력이 작용하는 것으로 나타났으며 이와 같은 반복하여 계속 발생함을 알 수 있었다.

(3) S22: 수직 응력 S22는 캔틸레버 부분에서 축 방향(S11)의 응력이 인장으로 작용함에 따라, 수직인 방향(S22)에 대해서는 압축응력이 작용하는 것으로 나타났으며 1번 치아로 갈수록 감소하는 경향이 나타났다.

(4) S12: 전단응력 S12는 Abutment에서 조금 떨어진 점에서 최대가 발생하며 응력 방향이 계속 번갈아 가면서 변하는 것을 알 수 있다.

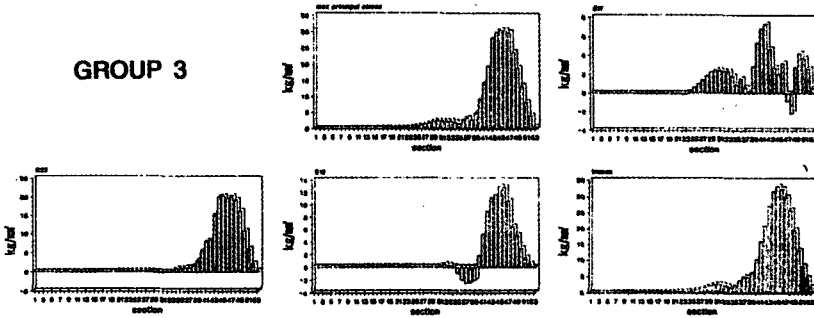
(5) Tresca: 전단 파괴 응력인 Tresca stress는 외측 abutment에서 응력이 약 40kg/mm²로 최대가 발생하여 가장 위험한 단면임을 알 수 있었으며 1번 치아로 갈수록 감소하는 경향이였다.

3.2 Group 2.

Framework의 하부 수평판 윗면의 중심점의 각 단면의 Maximum principal stress, S11, S22, S12, Tresca stress를 분석하였다.

다음의 (1)부터 (5)까지에서는 부록에 있는 3차

GROUP 3



원 유한요소 해석법으로 해석된 것을 막대그래프로 표현하고 각각에 대해서 분석하였다.

3.2 Group 2. 도표

(1) Maximum principal stress; 최대 주응력은 외측 abutment에서 가장 크게 나타나고 다시 줄어드는 경향이 나타나고 있으나 그 분포가 다소 불규칙하다. 그러나 상대적인 크기가 작음을 감안할 때 Group 1에서의 경향과는 매우 유사함을 알 수 있었다.

(2) S11; 수직 응력 S11은 외측 abutment에서 압축으로 최대가 발생하고 1번 치아로 갈수록 번갈아 가며 응력의 변화가 나타났으며 외측 abutment에서 약간 떨어진 점에서 최대가 됨을 알 수 있었다.

(3) S22; 수직 응력 S22는 abutment주위로 압축이 작용하나 abutment 위치에서 반력으로 인하여 응력의 방향이 전환됨을 알 수 있었다.

(4) S12; 전단응력 S12는 내측 abutment까지 동일한 방향으로 작용하며 첫 번째 abutment에서 최대가 되는 경향이 나타나고 그 주위는 점차 감소한다.

(5) Tresca; Tresca 응력은 외측 abutment까지 급격히 증가하고 전치로 갈수록 작아지는 경향을 나타내고 있으며 이로부터 파괴가 시작되는 위치는 첫 번째 abutment위치임을 알 수 있다.

3.3 Group 3.

Framework의 하부 수평판 윗면의 중심점의 각 단면의 Maximum principal stress, S11, S22, S12, Tresca stress를 분석하였다.

다음의 (1)부터 (5)까지에서는 부록에 있는 3차원 유한요소 해석법으로 해석된 것을 막대그래프로 표현하고 각각에 대해서 분석했다.

3.3 Group 3. 도표

(1) Maximum principal stress; 최대 주응력은 abutment부에서 최대가 발생하나 단면마다의 비교적 변화량이 작고, Group 1에 비교해서 최대 주응력 값은 약간 작게 나타났다.

(2) S11; 수직 응력 S11은 외측 abutment에서 4번 치아로 약간 떨어진 지점에서 최대가 발생하였으며, 전체적으로 인장력이 발생하나 외측 abutment에서 바깥쪽으로 약간 떨어진 지점에서는 아주 약한 압축력이 발생함을 알 수 있었다.

(3) S22; 원심 Abutment에서 전반적으로 최대 응력이 발생하고 전 단면에 대해서 인장응력이 발생함을 알 수 있었고, Group 1과 비교할 때 최대 S22가 약 10kg/mm²정도의 상대적으로 작게 나타남을 보여주었다.

(4) S12; 전단응력 S12는 외측에서 abutment로 갈수록 증가하고, abutment에서 최대가 됨을 알 수 있었고, Group 1과 비교할 때 상대적으로 크게 나타남을 알 수 있었다.

(5) Tresca; Tresca 응력의 분포로부터 framework의 상단이 Group 1보다 큰 응력이 발생함을 알 수 있었으며 하부 수평판보다 오히려 더욱더 취약 부분임을 알 수 있었다.

3.4 Group 4.

(1) Maximum principal stress; 최대 주응력은 상부 수직판의 하부 절곡부 바깥쪽에서 가장 취약한

maximum principal stress			S11			S22			S12			Tresca Stress		
	Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치
최대치	23.8	절곡부 협측	최대치	13.7	절곡부 협측	최대치	11.1	수직판협측상부, 수평판협측하부	최대치	6.6	절곡부 협측	최대치	29.4	절곡부 협측
최소치	-0.5	수직판 설측상단부	최소치	-13.7	수평판 설측하부	최소치	-9.5	수평판 상부	최소치	-7.5	수평판 설측하부	최소치	1.1	수평판 내면

maximum principal stress			S11			S22			S12			Tresca Stress		
	Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치
최대치	41.5	수평판협측 상부수직판 설측상단부	최대치	23.3	수평판 상부전부위	최대치	16.5	수평판협측 수직판상단	최대치	33.1	수평판협측 상부수직판 설측상부	최대치	74.2	abutment 연결부
최소치	-30.7	수평판 하부중앙	최소치	-48.8	수평판 하부전부위	최소치	-23.8	수평판 하부중앙	최소치	-85.2	수직판 하부중앙	최소치	6.2	수직판중앙 부, 수평판 협측부

것으로 나타났으며 전반적으로 인장응력이 발생함을 알 수 있었다.

(2) S11: 응력은 하부 수평판의 윗면의 절곡부에서 인장 응력 최대가 발생하며 그 반대 면에서는 거의 같은 크기의 압축이 발생함을 알 수 있었다. 그리고 나머지 부위에서는 거의 중립을 유지하고 있음을 알 수 있었다.

(3) S22: 응력은 S11과는 달리 하부 수평판의 윗면에서는 전반적으로 넓게 압축이 발생함을 알 수 있었고 아래면으로 갈수록 그 반대 경향이 나타났고, 상부 수직판에서는 위쪽 바깥 방향에서 최대 인장응력이 발생함을 알 수 있었다.

(4) S12: 응력은 절곡부에서 가장 크게 나타나고 하부 수평판 윗면에서 압축이, 아래면에서 반대로 전환되면서 인장이 발생함을 알 수 있었다.

(5) Tresca: 응력은 절곡부에서 응력이 29.4 kg/mm² 정도로 나타났으며 대각선 방향으로 응력이 분포되는 것으로 나타났다.

3.5 Group 5.

(1) Maximum principal stress: 최대 주응력은 Group 4와는 달리 절곡부에서 나타나는 것이 아

니라 하부 수평판의 바깥쪽 윗면에서 가장 큰 인장응력이 나타났으며 아래면으로 반대 경향으로 분포되는 것으로 나타났다. Group 4에서의 최대치보다 두배 가까이 큰 값이 발생하였다.

(2) S11: 응력은 하부 수평판의 전반에 걸쳐 크게 나타나고 있으며 아래면에서는 윗면보다 그 크기가 더욱 크게 나타남을 알 수 있었고 상부 수직판은 전반적으로 작은 인장응력이 발생하였다.

(3) S22: 응력은 하부 수평판의 윗면에서 바깥쪽에서 크게 나타나고 있으며 아래면의 경우 지점부에서 상당히 큰 압축응력이 나타나고 있는데 이는 압축 파괴가 일어나는 지점이 됨을 알 수 있었다.

(4) S12: 응력은 상부 수직판과 하부 수평판의 끝부분에서 크게 나타남을 알 수 있었고 내부로 갈수록 그 방향이 반대가 되는 경향이 나타났다.

(5) Tresca: 응력은 지점이 되는 부분에서 아주 큰 값을 나타냈고 따라서 이 지점에서 파단되는 경향을 알 수 있었다.

3.6 Group 6.

(1) Maximum principal stress: 최대 주응력은

maximum principal stress			S11			S22			S12			Tresca Stress		
	Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치		Kg/mm ²	위치
최대치	27.1	수직판 절곡부협측	최대치	11.1	수평판 협측하부	최대치	17.8	절곡부 협측	최대치	7.0	수직판 상단부	최대치	39.0	수직판 상부에서 절곡부협측
최소치	-1.9	절곡부 설측	최소치	-10.4	수평판 하부전부위	최소치	-19.8	수평판 설측하부	최소치	-6.4	절곡부	최소치	2.7	수평판 협측내면

Group 4의 경향과 거의 동일하고 Group 6가 최대치에서 상대적으로 다소 크지만 거의 같다고 볼 수 있다.

(2) S11: 응력은 최대 주응력과 달리 Group 4와는 크게 다른 경향을 보이고 있다. 하부 아래면 끝으로 갈수록 인장응력이 크게 나타났으며 반대로 윗면에서는 압축응력이 나타났고 절곡부에서도 압축응력이 나타남을 알 수 있었다.

(3) S22: 응력은 하부 수평판의 아래면 안쪽 부위에서 최대 압축응력이 발생함을 알 수 있었고 절곡부에서는 인장응력이 집중됨을 알 수 있었다.

(4) S12: 상부 수직판의 제일 윗부분에서 최대 인장응력이 발생하고 절곡부에서는 압축응력이 발생함을 알 수 있었다. 하부 수평판은 대체적으로 중립적인 경향을 나타냄을 알 수 있었다.

(5) Tresca: 응력은 Group 4와 같은 경향을 나타내지만 인장응력이 발생하는 부위에서는 Group 4보다 다소 큰 응력이 발생함을 알 수 있었다.

IV. 총괄 및 고찰

치아의 중요한 기능은 저작이며 보철 시술의 주된 목적은 상실된 저작 기능을 인공적으로 회복하는 데 있다. 잔존하는 자연치를 이용한 계속가공의치인 경우 건강한 자연치의 삭제가 요구되며 지대치로 이용할 인접한 자연치가 없는 경우 국소의치가 적용되며 총의치는 치조 점막에서 유지와 지지를 얻게 된다. 인공치아인 임프란트를 지대치로 이용할 경우 국소의치는 계속가공의치로, 총의치는 국소의치로 기능과 지지가 향상된 보철물로 변경될 수 있다. 특히 하악 총의치인 경우 해부학적

인 제한으로 유지와 지지를 얻는 점막부위는 협소하고 전방부에서는 거의 지지를 기대할 수 없어 구치부에서만 지지를 주로 얻는 단점이 있다. 무치악 하악인 경우 총의치 사용 시 지지 외에 탈락의 문제점이 있었으나 임프란트를 지대치로 사용하게 되면 이런 문제점을 해결할 수 있다. 임프란트를 이용한 무치악 하악의 보철물은 고정성 계속가공의치와 overdenture가 있으며 이는 식립된 임프란트에 교합력이 전달되는 방법의 차이로 overdenture인 경우 지지와 유지를 임프란트와 점막에서 동시에 얻게 되며 고정성 계속가공의치인 경우 유지력과 지지력을 전적으로 임프란트에서 얻게 된다.

본 연구에서는 고정성 계속가공의치를 이용한 임프란트 보철물에서 인공치에 가해지는 교합력이 임프란트에 전달되는 과정에서 중간 구조물인 후레임웁의 내부에서 발생하는 stress를 3차원적 유한요소법으로 분석하여 교합력이 균등하고 효율적으로 분산될 수 있는 구조물의 형태를 유추하는 실험을 시행했다.

저작시 발생하는 교합력의 크기에 대한 많은 보고가 있으나 교합력의 절대치를 제시하기에는 여러 가지의 변수가 있는데 실험에 참여한 환자의 숫자와 실험 방법 등이며⁶⁾, 환자가 화가 났거나 저작하는 동기 등의 심리적인 요인과 피로도 등이 절대치에 영향을 미친다고도 한다⁷⁾. 여러 종류의 음식물을 저작하거나 연하 시 발생하는 기능 교합력을 총의치나 국소의치를 사용하는 많은 환자로부터 여러가지 방법과 기구를 이용하여 측정해 왔다. 기능교합력은 국소의치의 설계나 하악의 운동 및 의치상의 재료 등에 의해 영향을 받기도 한다. 정

지상태의 교합력은 성별, 체중, 키 혹은 다른 신체 조건에 별다른 차이가 없음을 전제로 한다고 했다⁶⁾. 실제로 저작시에는 치아의 교합면이 직접 접촉이 되는 예는 거의 없다. 제1, 2소구치와 제1대구치 사이에서 저작시의 상황을 보면 부드러운 음식은 대구치 부위로 딱딱한 음식은 제1소구치 부위로 이동하는 현상을 보이고 제2소구치는 중간의 전이하는 치아의 역할을 하는 것 같다. 이는 음식물이 공급되는 상태에 따라서도 다른데 동일한 음식이라도 음료수와 동시에 공급되면 부드러운 음식이 되므로 구치로 이동하는 현상을 보인다고 했다⁸⁾. 충의치와 국소의치를 장착한 환자의 경우에 있어서 부드러운 음식에서 최대 교합력이 12Kg에 이르는 것을 보여주지만 대부분의 음식물은 이보다 훨씬 적은 교합력으로 저작하는 상태이다. 평균 최대 교합력은 6-8Kg 정도이며 대부분의 음식을 저작하는 데는 0.3-1.8Kg 정도의 교합력이 작용하는 것을 보여준다⁸⁾. 자연 치열에서도 동일한 현상이라는 보고도 있다⁹⁾.

본 연구에 이용된 교합력의 크기는 표에서 적시한 대로 이¹⁰⁾의 자료를 이용했다.

임프란트를 이용한 보철물이 교합력에 견딜 수 있기 위해서는 임프란트 자체의 완전한 골유착과 상부 구조물의 적절한 설계가 중요하다. 임프란트를 이용한 보철물을 실패로 유도하는 부하로서는 탈락시키려는 힘과 측방으로 작용하는 힘이며 이를 방지하기 위해서는 해부학적인 구조에 크게 좌우되긴 하지만 적당한 위치에 인공치근이 식립되고 적절히 설계된 상부 구조물이 필수이다. 교합력이 전달되고 적절히 분산되도록 하기 위해서는 인공치근의 위치와 고정성 브리지의 운동 양상이 중요한 관건이라 할 수 있다. 교합력이 임프란트 주위의 골조직까지 전달되는 과정은 교합력이 브리지의 레진치에 가해지면 레진치를 응립하는 의치상으로 전달되고 다시 후레임웍에 부과되며 연결 나사를 거쳐 지대주를 통하여 골조직까지 전달되어 골조직 속에서 분산하게 된다. 이 과정에서 임프란트와 골과는 angstrom level로 접촉하므로 모든 교합력이 완전히 전달되는 한개의 단위로 존재하며 임프란트와 골조직 사이에서는 어떤 형태로도 교합력의 분산을 기대할 수 없다. 상부 구조물과 하부 구조물인 인공치근과 연결되는 부위에는

여러 개의 나사를 비롯한 많은 부품들이 사용되고 있어 이들의 경직도(stiffness)와 형태를 고려해야 한다. 즉 이는 정지 상태의 힘의 분석이며 기능을 하는 교합력의 분산을 분석하기에는 불충분하다는 것이다. 완전한 분석을 위해서는 고정성 계속가공의치와 굽어진 형태의 악골이 일으키는 각종 변형과 양자를 연결하는 부품의 경직도 등을 고려해야 할 것이다. 만약 경직성이 큰 성질의 금속 후레임웍이(stiff metallic material) 사용된다면 두개의 단단한 구조물이 나사로 연결된 형태로 결과적으로 고정성 계속가공의치와 인공치근 및 악골이 하나의 단위가 된다. 이는 결과적으로 각 인공치근에 작용하는 교합력을 감소시키게 된다. 배열이 잘못된 인공치근을 이용한 브리지에서는 브리지와 인공치근 및 악골내에 internal stress가 발생하게 되고 external stress 없이도 실패를 유발하게 된다. 따라서 인공치근과 브리지가 정확하고 견고하게 연결되는 것이 가장 바람직하다고 할 수 있다.

고정성 국소의치에 가해지는 수직과 측방향의 교합력의 분산은 지대주의 숫자, 배열 상태 및 경직성 뿐만 아니라 보철물의 형태와 경직성에 좌우되기도 한다. 일반적으로 경직성이 높은 보철물은 더 효과적으로 여러 지대주에 교합력을 분산할 수 있다. 유연성이 있는 상부 구조물은 개개의 지대주에 가해지는 교합력을 각 지대주가 견딜 수 있을 때 적당하다 할 수 있다.

국소의치의 쉐일레버 끝에 가해지는 교합력은 최후방의 인공치근에 하중을 증가시키며 인공치근이 튼튼한 경우 쉐일레버에 가해지는 적당한 교합력은 허용될 수 있으며⁵⁾ 임프란트 보철물의 교합력이 자연치의 교합력과 동등하다는 보고도 있다¹¹⁾.

임프란트에 미치는 교합력을 좌우하는 요소로 1) 구강 내에서의 임프란트의 위치 2) 임프란트가 위치하는 부위의 교합 상태 3) 보철물의 재료, 설계 및 임프란트와의 연결 형태 4) 임프란트와 자연치 지대치가 각각 접하는 조직의 성질 등이다¹²⁾. 일반적으로 무치악 상태의 하악을 임프란트를 이용하여 수복할 경우 인공치근은 양측의 이공 가운데 위치하게 되고 후방으로는 쉐일레버로 연장을 하게 된다¹³⁾. 쉐일레버 부위가 없는 것이 이상적이거나 수술시 인공치근이 식립될 위치의 해부학적 제한이나 인공치아 배열 시 해부학적 구조와 생역학적 필

요성에 의해 켈틸레버를 설정하는 것이다¹⁴⁾. 임프란트를 이용한 브리지에서 교합력이 켈틸레버가 시작되는 임프란트에 집중되는 현상을 보이므로 환자의 악간과 협설의 공간을 차지하는 후레임웍의 설계의 지식은 임상적으로 매우 요긴하다¹⁴⁾. 켈틸레버의 길이를 제한하는 것은 전치부에서 교합력의 주기능과 부기능을 제한하는 것이며 필요한 교합 평면을 제한하는 것이다. 따라서 임프란트를 이용한 브리지는 대합치인 상악에 총의치를 사용할 경우 상악 전치부에는 위해작용이 증가할 것이고 구치부 접촉이 되지 못하므로 상악 의치의 유지력은 저하될 수 있다.

무치악 하악에 임프란트를 이용한 브리지를 할 경우 상악에서 교합력이 효과적으로 분산되어 전치부에 교합력이 과도하게 가해지지 않도록 하려면 후레임웍의 설계를 변경하여 양측의 이공 부위에 충분한 양질의 치조골이 있는 경우 한 개씩 인공치근을 추가로 식립하여 켈틸레버에 추가로 지지력을 제공할 수 있다. 전치부에 위치한 인공치근과 구치부의 인공치근이 고정성으로 연결된 경우 mandibular flexure를 야기하여 stress-induced microdamage를 야기할 수 있다¹⁵⁾. Mandibular flexure는 하악의 개폐구 시 발생한다고 보고되었고¹⁶⁾ 개구시 최소가 된다고 했다¹⁷⁾. 그러나 전치부에 위치하는 인공치근에만 나사로 연결하고 양측 후방부의 인공치근과는 나사로 연결하지 않고 있어 두기만 해도 켈틸레버 길이를 후방으로 연장할 수 있어 교합면을 넓힐 수 있고 교합력 분산에 유리하며 대합하는 상악의 총의치의 유지력을 높일 수 있고 비고정성 연결로 하악에 발생할 수 있는 mandibular flexure-induced microdamage를 줄일 수 있으며 전방의 인공치근에서 켈틸레버 비틀림을 최소화할 수 있다¹⁸⁾.

전방에 위치한 인공치근들을 보호하기 위해 켈틸레버의 길이는 12-20mm로 제한되어 왔다. 후레임웍과 정확하게 적합하고 적절한 교합 관계를 설정한다 하더라도 후레임웍을 고정하는 나사나 지대주를 연결하는 나사가 파절 된다는 보고가 있다¹⁹⁾. 켈틸레버에 인접하는 최후방에 위치한 인공치근에는 최고 1.5-2배에 달하는 교합력이 작용한다고 보고했다²⁰⁾. 총교합력의 55%가 구치부 켈틸레버 부위에 집중되는데 평균 교합력의 크기는 12-

18 lb.에 이른다고 한다¹⁴⁾. 구치부 켈틸레버 부위를 변형시키거나 직접적인 접촉을 피한 경우도 평균 교합력은 25 lb.에 이르고 최대 교합력은 36 lb.에 이른다는 보고도 있다²¹⁾.

켈틸레버 부위와 최후방 인공치근을 연결하는 부위의 후레임웍을 두껍게 함으로서 파절의 위험은 막을 수 있으나 구강 연조직과 일정한 간격을 부여함으로써 구강 위생을 고려해야 하는 제한 요소도 있다²²⁻²⁴⁾. 후레임웍의 설계 시 수직 고정은 식립될 인공치아가 최대의 교합 관계가 되도록 해야 하며 협설의 폭경은 혀와 볼의 관계를 설정하는 공간에 의해 좌우되고 후레임웍은 위생을 위해 치조정과 2mm의 공간은 가져야 한다고 했다^{24,25)}.

후레임웍의 기본 형태로 I 형태의 단면이 효과적이라는 보고도 있고²⁶⁻²⁸⁾ L 형태의 단면이 치아의 배열을 위한 충분한 공간을 확보할 수 있어 잇점이 있다고 했는데 이런 요소는 악간 관계, 악간 거리와 임프란트를 가진 환자의 상태와 더불어 재료의 선택에 중요한 역할을 하게 되므로 수직판은 최소한 6mm 이상이 되어야 한다고 했으며 다른 요인들이 일정한 경우 금속의 피로도와 서로 상관 관계가 있다고 했다²⁹⁾. L 형태의 후레임웍의 수직판 높이를 높이면 휘어짐이 줄어들어 인공치근에 가해지는 굽어짐과 뒤틀림의 힘을 줄일 수 있다고 했다^{30,31)}.

본 실험에서는 기본적인 L 형태의 후레임웍을 제작하여 분석한 결과 후레임웍 수평판의 상부면 중심점을 연결한 Group 1에 가해지는 교합력에 의한 후레임웍의 변형은 최대 주응력이 켈틸레버 부위에서 전방부 인공치근이 있는 부위로 갈수록 증가하다가 켈틸레버의 시작 부분에서 최대가 되고 다시 감소하는 추세를 보이며 두 번째 인공치근에서 다시 증가하고 전치로 갈수록 감소하는 경향을 보인다. 이는 최대 주응력이 작용하는 부위인 켈틸레버 시작 부분에 가장 많은 교합력이 작용함을 나타내는 것으로 이 부분이 취약 부분임을 알 수 있다. 이는 Sakalak²⁰⁾과 Patterson 등³²⁾이 보고한 결과와 일치하며 후레임웍의 보완이 필요한 부위라 사려된다. 또한 S11, S22, S12 및 Tresca stress의 분석에서도 동일한 현상을 보이고 있다.

수평판의 하부면 중심점을 연결하는 Group 2의 분석을 보면 최대 주응력은 인공치근에서 가장 크

게 나타나고 다시 줄어드는 경향을 보이거나 다소 불규칙한 양상이다. S11, S22, S12 및 Tresca stress 분석에서는 대체로 불규칙하게 인공치근 주위에 응력이 분포됨을 보이고 있으나 전체적인 크기를 감안할 때 최대 주응력과 더불어 적은 양이므로 무시할 정도의 수준이다. 그러나 수평면 하부는 응력의 분포는 미미하나 위생적으로 중요한 부위가 되므로 교합력에 대응하는 설계보다는 위생적으로 유리한 형태를 가질 수 있도록 하는 것이 중요하리라 사료된다.

수직판의 최정점을 연결하는 Group 3에서는 최대 주응력이 인공치근 부위에서 최대이며 단면마다 적은 양의 변화를 보이고 있으나 Group 1의 값보다는 적게 나타난다. 근원심 방향으로 작용하는 S11의 분석에서는 켈틸레버의 전방부에 위치한 제 4번 치아에서 최대 인장력이 발생했으나 후방에서는 약한 압축력이 발생하고 협설측으로 작용하는 S22의 분석에서는 전반적으로 인장응력이 발생한다. 전단 응력 S12에서는 켈틸레버 부분에서 전치부로 갈수록 증가하다 인공치근 부위에서 최대치를 보이고, Tresca stress에서도 S12와 동일하게 Group 1보다 오히려 큰 응력이 작용함은 교합력이 가해질 때 수평판보다 수직판이 더 많은 양의 응력분산을 유도함을 간접적으로 보여준다. 이는 수직판이 있는 L 형태의 후레임웁이 I 형태의 후레임웁보다 효과적이라는 Laney²⁹⁾의 보고와 일치하며 수직판이 높을수록 유리하다는 Smyd³⁰⁾와 Rinaldi 등³¹⁾의 의견과 일치함을 보여준다.

단면에 발생하는 응력의 분포를 분석한 Group 4, 5, 6에서 제1대구치가 위치하는 중심을 관통하는 Group4의 응력분포를 보면 최대 주응력은 절곡부 내면에 분포하고 S11, S12 및 Tresca stress에서도 비슷한 양상의 분포를 보인다. 그러나 협설의 응력을 보여 주는 S22에서는 수직판의 협측 상부와 수평판의 협측 하부에 응력이 분포함을 보여준다. 이는 L 형태의 특성상 후방에 작용하는 교합력과 전방부의 고정에 대응하는 형태의 변화로 협설 및 근원심으로 벌어지려는 힘이 후레임웁에 작용하고 있음을 나타낸다.

켈틸레버가 시작되는 부위의 단면인 Group 5에서는 최대 주응력, S11, S22 및 S12에서 수평판의 협측과 수직판의 상단 및 인공치근과 연결되는 수

평판 하부 중앙에 응력이 작용하며 Tresca stress에서는 인공치근이 위치한 부위에 응력이 집중된다. 응력의 최대치와 최소치의 절대값이 Group 4나 Group 6의 두배에 가깝다. 이는 고정된 부위에서 켈틸레버로 이행되는 부위가 전체적으로 응력이 심하게 집중됨을 의미하며 가장 취약한 부위로 생각할 수 있는데 이는 Group 1, 2에서 나타나는 결과와 동일한 경향을 보이며 Perel²²⁾, Lekholm²³⁾, Klineberg²⁴⁾ 등의 보고와 일치한다.

제1소구치가 위치하는 부위의 단면 부위의 Group 6에서는 응력의 분포가 Group 4와 비슷한 양상을 보이며 Group 5보다는 절대치가 적은 양의 응력이 작용함을 보여준다.

본 실험은 후레임웁 외 다른 조건을 고려하지 않은 결과로 향후 임프란트의 숫자, 위치 및 고정 사의 유무 등을 포함한 후레임웁에 대한 더 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

1. 임프란트를 이용한 고정성 계속가공의치로 하악 무치악을 수복할 때 사용되는 후레임웁 형태는 치조정을 따라 단면이 L 형태로 만들어 주는 것이 유리하다.
2. 켈틸레버가 시작되는 부위의 후레임웁에는 상당한 양의 응력이 집중되므로 후레임웁 자체가 하중을 견딜 수 있는 구조가 필요하다.
3. 켈틸레버가 시작되는 최후방 부위의 임프란트에 가해지는 교합력 하중은 다른 부위의 임프란트에서보다 약 2배의 응력이 작용한다.
4. 켈틸레버가 시작되는 최후방 임프란트보다 전방 부위에서는 후레임웁에 압축응력이 작용하는데 이로 인해 임프란트를 빼내려는 힘도 작용하고 있음을 알 수 있다.
5. 켈틸레버가 시작되는 최후방 임프란트보다 전방 부위에서의 후레임웁에 작용하는 응력은 순설 및 협설측으로도 작용하고 있으며 후레임웁의 수직판에 작용하는 응력의 분산을 위해서는 가능한 수직판이 높을수록 유리할 것으로 사료된다.
6. 후레임웁의 수직판보다는 수평판에 응력이 더 많이 작용한다. 따라서 후레임웁의 두께를 결정

할 시 수평관 두께의 보강이 필요하다.

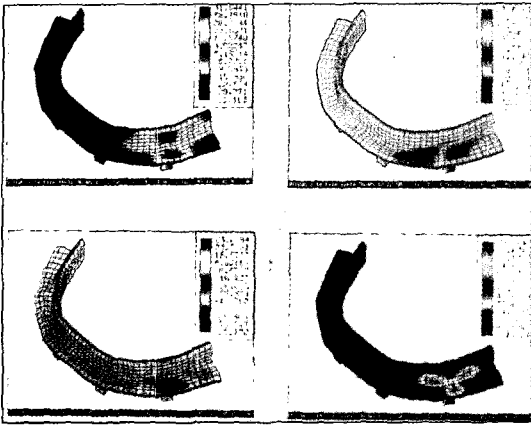
7. 후레임웁이 순설 혹은 협설측으로 연장되는 것에 장애가 있는 경우 수직판의 높이를 연장해 줌으로서 변형도 가능할 것으로 사료된다.

참고문헌

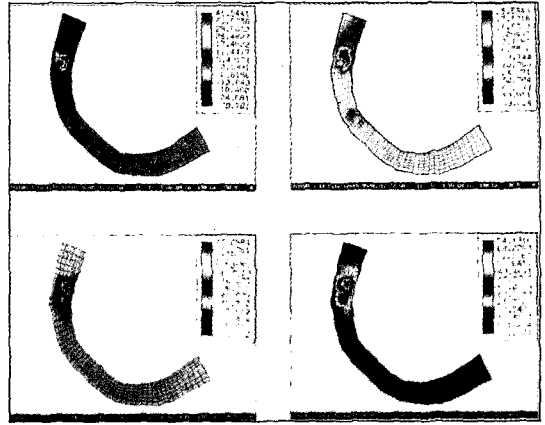
1. 조인호: 치과 임플란트 시술에 관한 해외 최신 지견. 대한치과의사협회지 1991; Vol.29, No.11, 869-873.
2. Albrektsson, T., Branemark, P-I, Hansson, H-A., Kasemo, B., Lasso, K., Lundstrom, I., McQueen, D., and Skalak, R. ; The interface zone of inorganic implants in vivo. Titanium implants in bone. Ann Biomed Eng
3. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., and Branemark, P-I. ; A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaws. Int. J. Oral Surg. 1981; 6:387.
4. Branemark, P-I, Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., and Ohman, A.. ; Osseointegrated Implants in the Treatment of the Edentulous Jaw. Stockholm, 1977.
5. Richard Skalak. : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. JPD 1983; Vol.49 No.6, p.843-848.
6. J. A. De Boever, W. D. McCall, Jr., S. Holden and M. M. Ash, Jr. ; Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. JPD 1978; Vol.40, No.3, p.326.
7. Marklund, G. and Wennstrom, A.. ; A pilot-study concerning the relation between manifest anxiety and bite force. Swed. Dent. J., 1972; 65:107.
8. A. Yurkstas and William A. Curby : Force analysis of prosthetic appliances during function. JPD 1953; Vol.3, No.1, 82-87.
9. Jankelson, B. ; The Physiology of the Masticatory Apparatus, Motion Picture, University of Washington, Seattle.
10. 이선형 ; 가공의치 교합력에 관한 연구, 최신 의학 1970; 13 : 105 - 118.
11. Haroldson, T., and Carlsson, G., E.. ; Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. Scand. J. Dent. Res. 1977; 85:200.
12. John B. Brunski and John A. Hipp ; In vivo forces on endosteal implants: A measurement system and biomechanical considerations. JPD 1984; Vol.51, No.1, 82-90.
13. Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. : Tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence International Co., 1985.
14. Lundgren D, Laurell L, Falk H. ; Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. JPD 1987; 58 : 197-203.
15. Fischman B ; The rotational aspect of mandibular flexure. JPD 1990; 64 : 483-485.
16. Goodkind RJ, Heringlake CB. ; Mandibular flexure in opening and closing movements. JPD 1973; 30 : 134-8.
17. Omar R, Wise MD ; Mandibular flexure associated with muscle force applied in the retruded axis position. J. Oral Rehabil, 1981; 6 : 299-321.
18. John W. McCarney ; Cantilever rests: An alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible. JPD 1992; Nov. Vol.68, No.5: 817-819.
19. Zarb GA, Schmitt A. ; The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants : the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. J. Prosthet. Dent. 1990; 64 : 185-94.
20. Skalak R ; Biomechanical considerations in osseointegrated prosthesis. JPD 1983 49 : 843-8.
21. Lundgren D, Falk H, Laurell L ; The influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentition with implant-supported fixed prostheses

- occluding with complete dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1989; 4 : 2777-83.
22. Perel M. ; Prosthetic adaptations for dental implants, *Dent. Clin. North Am.* 1980; 24 : 401-14.
 23. Lekholm U. ; Clinical procedures for treatment with osseointegrated dental implants, *JPD* 1983; 50 : 116-20.
 24. Klineberg IJ, Murray GM. ; Design of superstructures for osseointegrated dental implants, *Swedish Dent. J.* 1985; 28(suppl) : 63-9.
 25. Tesch P. ; Endosteal implantation in dentistry. 1st ed, Munich: Carl Hanser Publisher 1984; chap. 8.
 26. Davis DM, Zarb G, Chao W. ; Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments, *Int J Oral Maxillofac. Implants* 1988; 3 : 197-201.
 27. Cox J, Zarb G. ; Alternative prosthodontics superstructure designs, *Swedish Dent.* 1985; 28(suppl) : 71-5.
 28. Parel SM ; Modified casting technique for osseointegrated fixed prosthesis fabrication: a preliminary report, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1989; 4 : 33-40.
 29. Laney WR, Tolman DE, Keller EE, et al. ; Dental implants: tissue integrated prosthesis utilizing the osseointegrated concept, *Mayo Clin. Proc.* 1986; 61 : 91-7.
 30. Smyd ES ; Mechanics of dental superstructures; guided to teaching dental engineering at undergraduated level, *JPD* 1952; 2 : 668-92
 31. Rinaldi A, Goldberger HJ, Mingeldorff EB ; Biomechanical considerations in implant prosthodontics, *JPD*, 1983; 50 : 220-2.
 32. Patterson EA, Brook-Smith M and Johns RB ; Estimation of the fatigue life of gold studs in a dental prosthesis, in Erki MA, Kirhope J(eds): *Proceeding of the 12th Canadian Congress on Applied Mechanics*. Ottawa, Canada, Carleton University, 1989; Vol.2, pp 892-893.

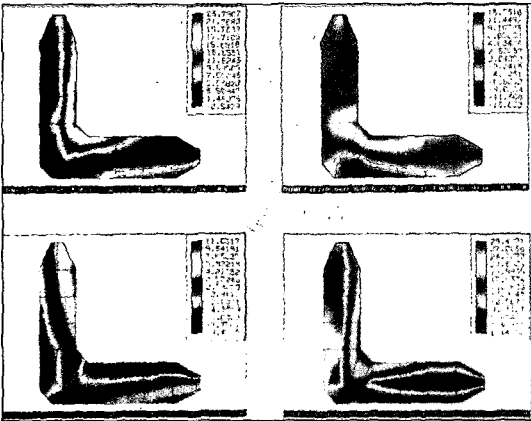
사진부도



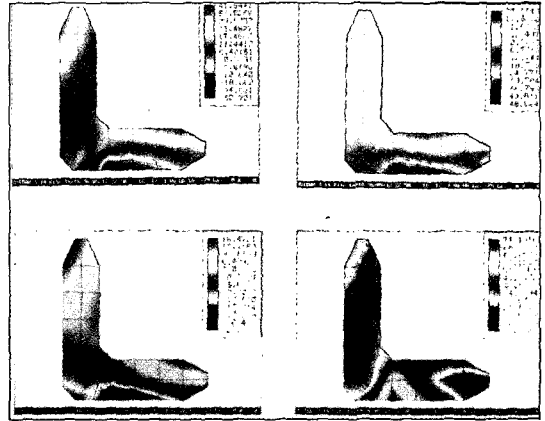
Group 1. and Group 3.



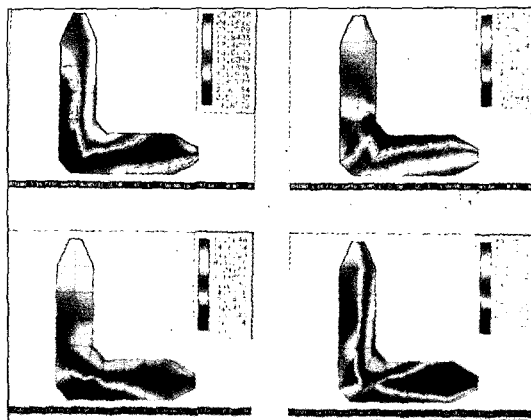
Group 2.



Group 4.



Group 5.



Group 6.

ABSTRACT

A STUDY ABOUT THE SHAPE OF THE FRAMEWORK OF THE FIXED BONE ANCHORED BRIDGE USING DENTAL IMPLANTS

Te-gyun Kim, Young-soo Lee, Kwang-hee Yoo

Department of Dentistry, Hanyang University College of Medicine

The purpose of this study was pertinent design of the framework of the fixed bone anchored bridge using implants in the edentulous mandible through analysis of stress distribution by the three dimensional finite element analysis method.

The results were as follows:

1. The L-shaped framework was favorable in restoring the edentulous mandible by implants and fixed bone anchored bridge.
2. The structure of the framework should be designed to endure the occlusal load because of stress concentration at the most distal abutment of the framework.
3. The stress at the distal implant where cantilever starts was twice as much as that of other portions.
4. Compressive stress was generated on the framework of the mesial side of the distal implant and extrusive force was induced to the mesially positioned implants.
5. The height of vertical plate was high as possible as can be to distribute stresses concentrating bucco-lingually and labio-lingually in the framework between abutments.
6. Reinforcement of the horizontal plate thickness was needed because stress was loaded more on the horizontal plate than on the vertical plate of the framework.
7. Lengthening of the vertical plate can compensate for any limitations in horizontal plate width.

Key words : Dental implant, Edentulous mandible, Fixed bone anchored bridge, Framework, Three dimensional finite element analysis,