나사유지형 임플란트 고정성 보철물의 적합도와 캔틸레버가 지지골조직의 응력분산에 미치는 영향

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

이재인 · 김태영 · 조혜원

임플란트의 장기적인 성공을 위해 고정체의 형태, 외과적 술식, 골조직의 조건, 보철물 적합성, 주기적인 검사, 환자의 구강 위생 등에 많은 주의가 필요하다. 많은 연구에서 임플란트 지지 보철물의 적합도에 따른 임플란트의 예후에 관해 보고되었다. 보철물이 수동 적합되어야 임플란트의 상부구조및 하부구조에 해로운 응력을 야기하지 않는다고 보고되고 있으나 현재의 임플란트 보철물의 제작과정으로 진정한 수동 적합을 얻는 수 없다고 인정된다. 임상과정과 기공과정을 포함하여 임플란트 치료의 전 과정에서 오차가 발생하며, 이는 보철물을 변형을 야기하고 이는 임플란트 상부 보철물과 지대주 사이의 오차를 발생시킨다. 이러한 오차는 보철물 장착 후 보철물의 파절, 나사의 헐거움(screw loosening), 골소실, 골유착 실패와 같은 문제를 야기한다. 이런 오차에 의한 문제점은 cantilever의 존재, 과도한 교합력이 존재할 경우 더욱 증가된다고 보고되고 있다.

본 연구에서는 ITI 임플란트를 하악골의 견치후방의 무치악부에 3개를 식립하고 4-unit 캔틸레버 고정성 국소의치를 다양한 위치의 100 ㎛ gap을 생성한 후 제작하고 gap을 생성하지 않은 고정성 국소의치와 30 lb의 하중하에서 광탄성 응력분석을 시행하여 응력분포 양상과상대적인 응력의 크기를 비교분석하였다. (**구강회복응용과학지** 2013:29(3):224 - 235)

주요어: 광탄성응력분석, 나사유지형 고정성보철물, 캔틸레버

서 론

구치부가 결손된 부분 무치악환자는 기존의 가철성 국소의치로 수복이 가능하지만, 유지와 안정성이 결여되기 쉽고 통증, 기능저하, 불편감, 지대치의 이차우식과 동요도의 증가와 같은 합병증이 나타날 수 있다.[1-3] 인접 지대치에 손상을 주지 않고 수복가능하다는 점에서 부분 무치악환자의 보철수복에 치과임플란트가 많이 이용되고 있다.

임플란트의 장기적인 성공을 위해서는 고정체의 형태, 외과적 술식, 골조직의 조건, 보철물의 적합도, 술 후 주기적인 검사, 환자의 구강위생 등이 필수적이다. Tolman 등[4]은 보철물과 관련된

교신저자: **조혜원**
원광대학교 치과대학 치과보철학교실
전북 익산시 신용동 344-2, 570-749, 대한민국
Fax: +82-63-857-4824, E-mail: hwcho@wku.ac.kr
원고접수일: 2013년 5월 18일, 원고수정일: 2013년 8월 11일, 원고채택일: 2013년 9월 25일

문제점을 조사하였고, 특히 임플란트 골유착의 상실, 연조직 합병증, 기계적인 합병증에 대하여 연구한 결과, 이중 연조직에 대한 문제점이 가장 많았고, 그 다음이 보철적 합병증이었다. 이는 임플란트는 자연치와는 달리 치주인대과 같이 완충작용을 할 수 있는 구조물 없이 악골과 직접 결합되는 구조적인 차이에서 기인한다. 또한, 임플란트 보철물의 실패는 여러 가지 원인에 의해서 발생되며, 교합력에 의해서 임플란트와 주위 지지조직에 발생되는 응력은 골유착의 성공 여부에 큰 영향을 미친다.[5] 이러한 교합력에 의해 발생한 응력은 상부 보철물의 부적합이 존재할 경우 임플란트 각 구성부와 지지조직에 더욱 많은 문제를 야기하게 된다.[6]

상부 보철물의 부적합은 인장력, 압축력, 그리고 굽힘력 등을 지속적으로 야기하게 되며, 결과적으로 나사의 헐거워짐 더 나아가 임플란트의 골유착의 실패를 야기할 것이다.[7] Assif 등[7]은 금속 구조물에서 응력 분산과 임플란트 주위 지지구조물에서 발생한 응력 사이에는 직접적인 관계가 있으며, 임플란트 보철은 수동 적합(passive fit)이 되지 않는다면, 나사를 조일 때 발생한 응력에 의해서 임플란트와 골 사이의 계면에 응력이 집중되어, 보철물과 임플란트 고정체의 파절과 더 나아가 골유착을 파괴할 수 있다고 하였다.

임플란트 지지보철물은 고정방식에 따라서 나사 유지형과 시멘트 유지형 두가지로 구분할 수 있다. 나사 유지형 보철물은 보철물의 분리가 용이하므로 지대주 나사 파절, 보철물 교체와 같은 수복 후 수리의 편이성이 장점이며, 고정나사의 풀림 현상이 단점이다.

시멘트 유지형 보철물은 나사 유지형과 비교하여 수동 적합이 용이하며, 보철물의 고정나사 풀림현상이 적으며, 보다 심미적이라는 장점이 있다.[8] 시멘트 유지형 보철물이 상대적으로 수동적합을 얻기가 용이하다고는 하나, 시멘트 접착시, 임플란트 지지 골조직에 상당한 응력을 발생시키기 때문에 임플란트 보철물의 적절한 적합도가 필수적이라고 하였다.[9]

임플란트 상부 보철물의 부적합은 임플란트에 응력을 야기하여 결과적으로 임플란트 보철 실패의 주된 요인이 될 것이다. 하지만, 다수의 임플란트를 연결 고정한 경우에 있어서, 상부보철물의 부적합도가 응력분산에 미치는 영향에 대하여 명확히 검증되지 않았다. 임플란트를 이용한 보철물의 장기적인 성공을 위해서 수동 적합이 요구되며, 부적합한 임플란트 보철물은 임플란트 구성부, 임플란트 주위골에 응력을 야기하는데, 이러한 문제점은 캔틸레버가 존재할 경우 더욱 증가할 수 있다.

본 연구는 하악 부분 무치악에서 ITI 임플란트 시스템을 이용하여 전방과 후방으로 연장된 나사유지형 캔틸레버 보철물을 제작한 후, 각각의 다른 위치에 존재하는 부적합(misfit)과 캔틸레버가 임플란트 지지조직에 어떠한 영향을 주는지 광탄성 응력 분석법으로 분석하고자 하였다.

연구 재료 및 방법

1. 하악 구치부 광탄성 모형의 제작

광탄성 모형을 만들기 위해 먼저 제 1소구치, 제 2소구치, 제 1대구치, 제 2대구치가 결손된 하악 좌측 부분 무치악 모형을 복제하여 경석고로 주모형을 제작하였다. 임플란트 매식부 전방의 견치는 치근의 소켓을 형성하고, 부분 무치악 부위에 직경 4.1 mm, 길이 10 mm의 ITI 고정체(Standard solid screw implant, Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)를 임플란트 사이의 간격 4 mm, 자연치와의 간격 2 mm가 되도록 제 1, 2소구치와 제 1대구치의 위치에 써베이어를 이용하여 수직으로 식립하였다. 식립된 임플란트 각 고정체에 인상용 코핑(SynOcta®, Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)을 연결하고, 고정체의 상면는 모형 상방으로 노출되도록 위치시키고, 인레이 왁스로 고정하였다. 복제용 실리콘(KE 1300, Shin-Etsu, Japan)을 이용하여 주형을 제작하고, 실리콘 주형에 인상용 코핑과 고정체를 연결

Table Ⅰ. Materials used in this study

Material	E-modulus (GPa)	Composition (%)
PL-2	0.21	epoxy resin
PLM-1	2.9	epoxy resin
Gold alloy	-	Au-76, Pt-2 Pd-1, Ag-12.5

하여 다시 위치시켰다. 실리콘 주형에 하악골과 유사한 탄성계수를 보이는 광탄성 레진(PL-2, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, USA)을 주입하여 실온에서 경화시켰다. 동시에 임플란트 고정체에 인접한 하악 견치의 실리콘 주형을 제작하고 치아와 유사한 광탄성 레진(PLM-1, Measurements Group, Raleigh, USA)을 주입하여 제작한 후 광탄성 모형의 소켓에 접착재로 접착하였다. 각 치아와 광탄성 모형은 빛의 투과에 영향이 없을 정도로 표면을 연마하고 응력 상태를 점검하여 완성하였다(Table I).

2. 지대주 연결과 상부 보철물의 제작

인상용 코핑을 고정체에 연결하고 개인 트레이와 실리콘 인상재(Honigum® Mono, DMG, Germany)로 인상을 채득하였다. 인상용 코핑에 아날로그를 연결하고, 주위 연조직을 재현하기 위하여 실리콘(Gi Mask, GC America Inc., Alsip, USA)을 첨가하였다. 인상체에 진공상태에서 혼합한 초경석고(Implant Die Stone, Talladium Inc., USA)를 부어 작업모형을 제작했다. 작업모형을 제작한 후, 대조군으로 3-unit 나사 유지형 임플란트 지지 고정성 보철물을 제작하고, 전방과 후방으로 연장된 형태의 4-unit 나사 유지형 임플란트 지지 고정성 보철물을 각각 제작하였다.

나사 유지형 보철물 제작을 위해 작업모형의 아날로그에 세 개의 높이 2.5 mm의 지대주(SynOcta® abutment, Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)를 연결 후 각각의 지대주에 SynOcta® gold coping을 연결하고, 즉시 중합형 레진(Pi-ku-Plast HP 36, Bredent, Germany)을 이용하여 연결하고, 그 위에 납형을 제작하였다. 금관의 높이는 8 mm로 제작하였고, 모든 납형의 교합면은 하중점을 설정하기 위해 바닥에 평행하게 milling machine (PF-200, CM., Biel-Bienne, switzerland)으로 밀링하였다. 매몰하기 전에 완성한 납형을 광탄성 모형에 위치시키고, 적합도를 확인하였다.

매몰, 소환 후에 제 3 형 금합금(Cast-2, Alphadent, Seoul, Korea)으로 주조하였으며, 산화알루미늄 연마제(50 ㎛)를 분사하고, 산 처리하였다. 10배율의 기공실 현미경으로 주조체 내면을 검사하고, 실리콘 조정재(Fit-Checker, GC Co., Japan)를 사용하여, 금관의 최적 적합이 이루어질 때까지 내부 조정을 실시하였다.

잔류응력이 발생하는지를 확인하고 과다한 응력이 발생하면 다시 절단해 납착하였다.

3. 부적합성 부여

대조군으로서 틈(gap)이 없이 정확한 적합도를 가진 3-unit 나사유지형 임플란트 지지 고정성 보철물과 전후방으로 연장한 4-unit 캔틸레버 나사유지형 임플란트 지지 고정성 보철물을 고정체에 연결하고 먼저 하중을 가해 광탄성 응력분석을 시행한 후, 각각의 금관을 절단하여 다양한 부적합도를 가지는 보철물로 변형하여 응력분석을 실시하였다.

세 가지 종류의 부적합도를 모사하였다.

1) 제 2소구치부 임플란트에 100 ㎛ gap
2) 제 1대구치부 임플란트에 100 ㎛ gap
3) 제 2소구치, 제 1대구치부 임플란트에 각각 100 ㎛ gap

100 ㎛의 틈(gap)을 부여하기 위해서 verification index를 제작하고, 각각의 지대주를 연결한 후 40 ㎛의 교합지와 60 ㎛의 교합지(Bausch, Germany)를 협측과 설측의 지대주와 보철물 사이에 고정

한 후, 즉시 중합형 레진(Pi-ku-Plast HP 36, Bredent, Germany)으로 인접면을 연결하였다. 경화 후 지대주에서 금관을 분리해 납착용 매몰재 모형을 제작하였다. 매몰재 모형을 소환로에서 가열한 다음, 토치를 이용해 금 납착재료를 양 인접면에 적당량 사용하여 납착하였으며, 광탄성 모형 상에서의 적합도를 10 배율의 현미경 하에서 판정하였다.

4. 하중 부여

대조군인 3-unit 나사유지형 임플란트 지지 고정성 보철물의 상면에 다섯 부위의 하정점을 정하고 #4 round bur를 이용하여 1 mm 깊이로 하중점을 형성하였다. 하중점은 각 금관의 중심와와 제 1소구치 중심에서 근심쪽으로 2 mm 떨어진 곳과 제 1대구치의 원심쪽으로 2 mm 떨어진 곳으로 정하였으며, 근심부에서 원심방향으로 P1-P5로 설정하였다(Fig. 1).

전방과 후방으로 연장된 4-unit 캔틸레버 나사유지형의 보철물의 상부에 네 부위의 하중점을 정하고 #4 round bur를 이용하여 1 mm 깊이로 하중점을 형성하였다. 하중점(P1-P5)은 각 금관의 중심와에 정했으며, 전방연장, 후방연장형에 관계없이 근심의 중심와에 가해진 하중점부터 원심방향으로 P1, P2, P3, P4, P5로 설정하였다(Figs. 2, 3).

표면 굴절을 최소화하기 위해서 광물유를 채운 투명한 플라스틱 수조 속에 광탄성모형을 지그를 이용하여 고정하고, 광탄성 분석기에 위치시킨 다음 하중을 가하기 전 먼저 광탄성 모형 내

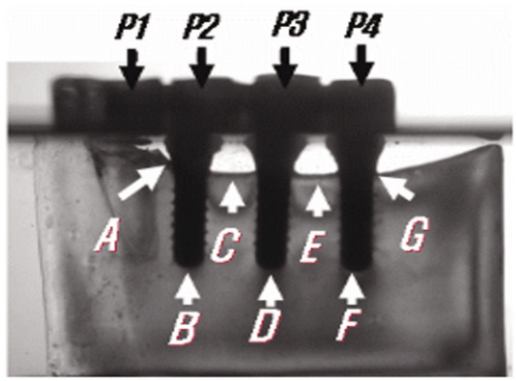

Fig. 2. Anterior 4-unit cantilever Br. Loading points (black arrows) and Measuring points (white arrows).

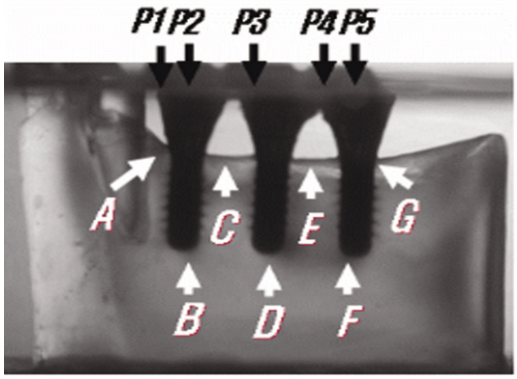

Fig. 1. 3-unit Br. Loading points (black arrows) and Measuring points (white arrows).

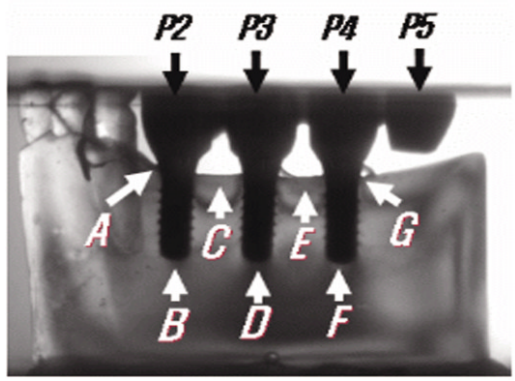

Fig. 3. Posterior 4-unit cantilever Br. Loading points (black arrows) and Measuring points (white arrows).

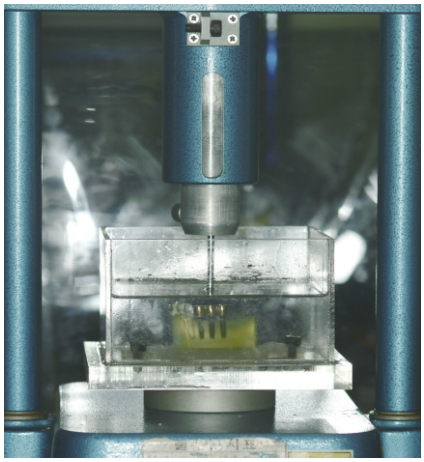

Fig. 4. Loading device.

에 나타나는 응력 상태를 관찰하였다. 임플란트 주위 조직에 생성된 응력을 관찰한 후, 각 임플란트에 형성된 하중점에 30 lb의 하중을 가하면서 나타난 응력 상태를 디지털 카메라(D-100, Nikon, Japan)로 기록하였다. 각 하중을 가한 후에는 5분간의 휴지기를 두어 잔류응력이 사라지게 한 후 다시 하중을 가했다(Fig. 4).

5. 광탄성 응력 분석

하중을 가했을 때 발생하는 응력은 디지털 카메라(D100, Nikon, Japan)를 사용하여 촬영하였다. 각각의 대조군과 실험군에서, 임플란트에 나타나는 무늬차수를 기록하여 하중이 가해졌을 때의 응력을 비교분석하였다. 각각의 임플란트의 근단부 3군데와 임플란트 주위조직 4군데, 총 7군데에 대하여 무늬차수를 비교하였다.

전방연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 캔틸레버의 중심와에 하중을 가한 경우는 대조군으로 설정한 3-unit 고정성 보철물의 제 1소구치 근심부의 하중점과 비교하였으며, 후방연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 캔틸레버 중심와에 하중을 가한 경우는 대조군의 제 1대구치 원심부에 설정한 하중점과 비교하였다.

결 과

하악 구치부가 결손된 부분 무치악부에 세 개의 임플란트를 식립하고 전방과 후방으로 연장된 나사유지형의 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물을 수복하였다. 지대주와 보철물 사이에 인위적으로 틈(gap)을 형성한 후, 30 lb의 하중을 가하였다. 이에 따른 임플란트와 임플란트 주위조직을 광탄성 응력 분석법으로 관찰한 결과는 다음과 같다(Figs. 5, 6).

1) 하중을 가하지 않은 경우

전방 연장, 후방 연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물에 있어서 하중을 가하지 않은 경우, 임플란트 근단부에서는 응력이 나타나지 않았으며, 첫 번째와 두 번째 임플란트의 치조정부위에서 응력이 관찰되었다. 제 2소구치부의 임플란트에 100 ㎛의 틈을 부여한 경우와 제 2소구치, 제 1대구치부의 임플란트에 100 ㎛의 틈을 부여한 경우, 다른 실험군과 비교하여 첫 번째, 두 번째 치조정부위의 응력이 약간 증가되는 양상을 보였으며, 임플란트 근단부의 응력증가는 보이지 않았다.

2) 전방 캔틸레버의 중심와에 하중을 가한 경우

전방 연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 중심와에 하중을 가했을 때, 틈을 형성하지 않는 경우, 첫 번째 임플란트의 근단부 및 근심과 원심의 임플란트 주위조직에 2.5 차 이상의 높은 응력이 발생하였다. 특히 첫 번째 임플란트의 원심 치조정부위에 응력이 크게 증가하였으며, 두 번째 임플란트의 원심 치조제정에도 응력의 증가가 관찰되었다. 제 2소구치와 제 1대구치부의 임플란트에 틈을 부여한 경우, 첫 번째 고정체를 제외한 두 번째와 세 번째 임플란트 주위에는 응력이 발생하지 않았으며, 두 번째와 세 번째 임플란트의 후방 치조정 부위로의 응력분산이 관찰되지 않았다.

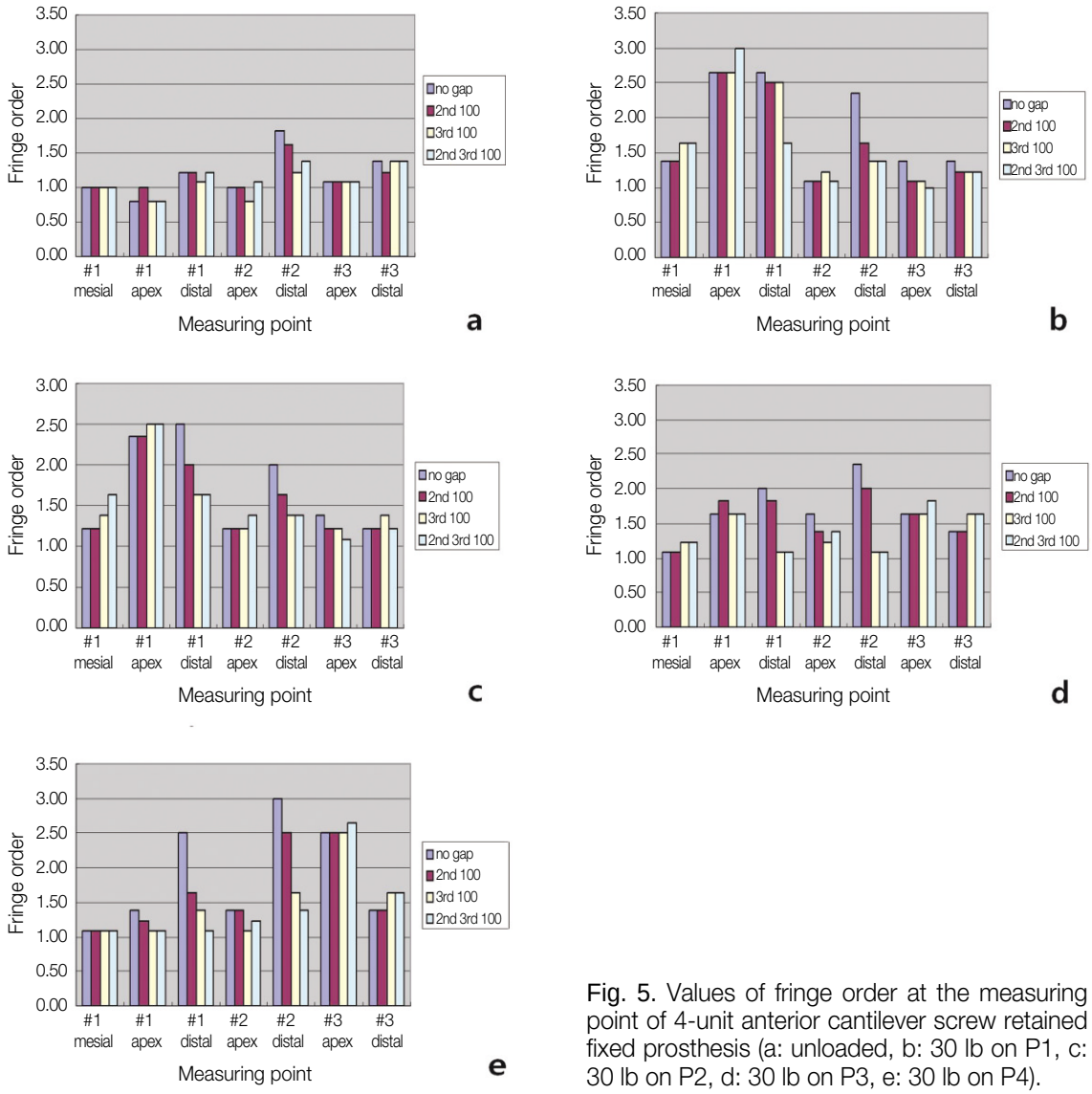

Fig. 5. Values of fringe order at the measuring point of 4-unit anterior cantilever screw retained fixed prosthesis (a: unloaded, b: 30 lb on P1, c: 30 lb on P2, d: 30 lb on P3, e: 30 lb on P4).

3) 첫 번째 임플란트의 중심와에 하중을 가한 경우

전방 연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 첫 번째 임플란트의 중심와에 하중을 가했을 때 틈의 위치와 관계없이 첫 번째 임플란트의 근단부에 2.0 차 이상의 응력이 발생하였으며, 첫 번째 임플란트의 후방 치조제부위에 증가된 응력이 관찰되었다. 틈을 생성하지 않은 경우, 두 번째 임플란트의 후방 치조제정에 나타난 응력은 전방 캔틸레버의 중심와에 하중을 가한 경우와 비교하여 낮게 관찰되었다.

후방 연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 첫

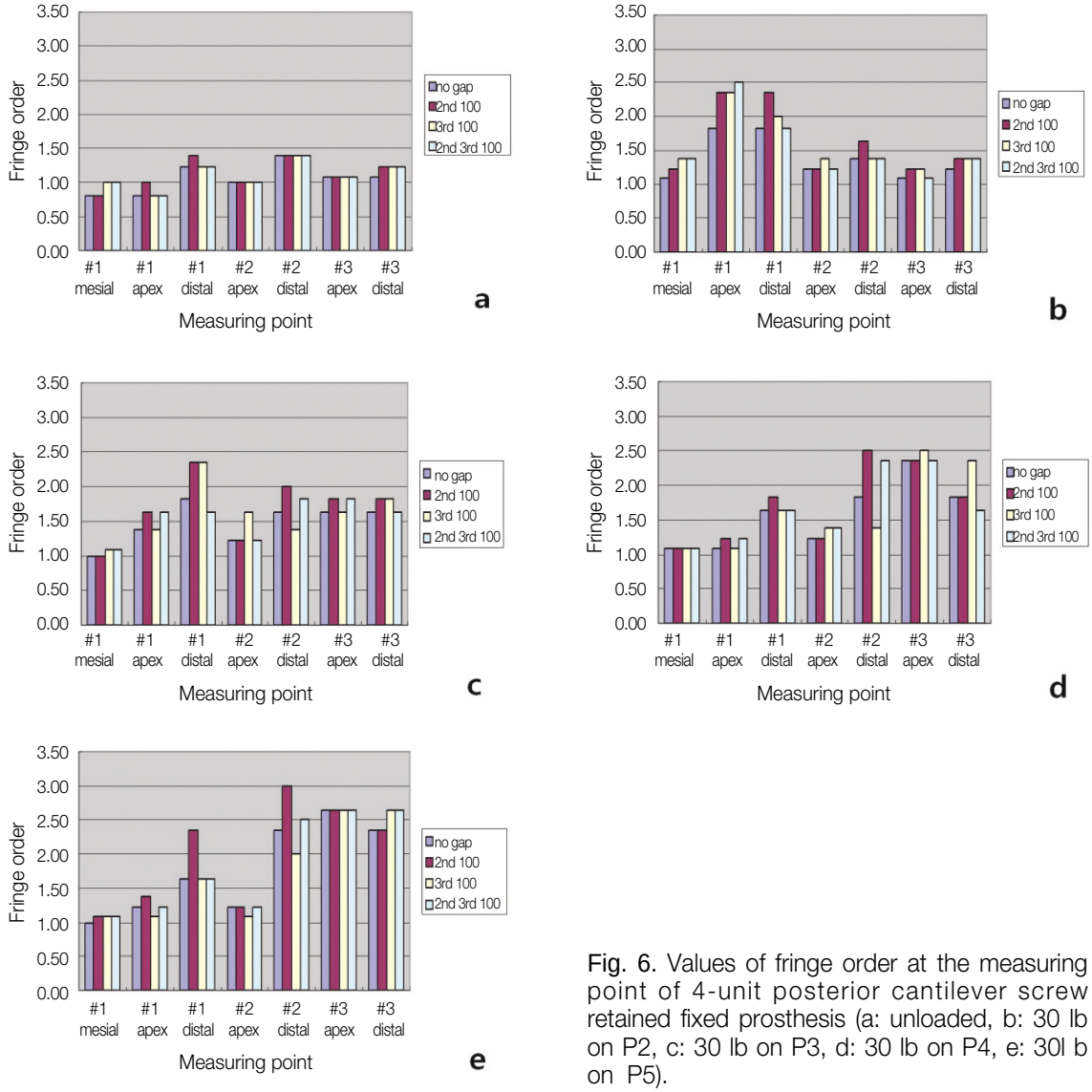

Fig. 6. Values of fringe order at the measuring point of 4-unit posterior cantilever screw retained fixed prosthesis (a: unloaded, b: 30 lb on P2, c: 30 lb on P3, d: 30 lb on P4, e: 30l b on P5).

번째 임플란트의 중심와에 하중을 가했을 때에는 틈을 생성하지 않은 경우, 첫 번째 임플란트에 응력이 집중되면서 후방 임플란트에 대한 응력은 미미하였다. 제 2소구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우, 두 번째 임플란트의 후방 치조제정부위에 응력이 증가하였으며, 세 번째 임플란트의 근단부에도 틈을 생성하지 않는 경우와 비교하여 응력이 증가하였다. 제 1대구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우는 틈을 생성하지 않는 경우와 비교하여 유사한 형태의 응력분포가 관찰되었다. 제 2소구치와 제 1대구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우에는 첫 번째 임플란트 근단부에

더욱 증가된 응력이 관찰되었으며, 두 번째와 세 번째 임플란트의 응력증가는 틈을 형성하지 않는 경우와 비교하여 미미하였다.

4) 두 번째 임플란트의 중심와에 하중을 가한 경우

전방 연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 두 번째 임플란트의 중심와에 하중을 가했을 때, 틈을 생성한 경우 각각의 임플란트 주위조직으로 응력이 전달되었다. 두 번째 임플란트 근단부에 1.5 차 정도의 응력이 발생하였고, 전방과 후방 임플란트에는 1.5 차 이상의 응력이 발생하였다. 틈을 생성하지 않은 경우 임플란트의 근단부보다 항상 치조정부위에 응력이 크게 증가하였다. 틈이 있는 경우는 틈이 없는 경우와 비교하여 첫 번째 임플란트와 세 번째 임플란트의 근단부에 응력이 증가된 양상이 관찰되었다.

후방 연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 두 번째 임플란트의 중심와에 하중을 가했을 때, 두 번째 임플란트의 근단부에는 1.5 차 이하의 응력이 발생하였으며, 전후방 임플란트의 근단부에는 2.0 차 이상의 높은 응력이 발생하였다. 후방 연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 중간 임플란트에 하중을 가한 경우 중간 임플란트의 치조정 응력집중은 전방연장한 4-unit 캔틸레버 고정성보철물의 경우와 비교하여 상대적으로 낮았다. 또한, 틈을 생성하지 않는 경우, 두 번째 임플란트에 하중시 3개의 임플란트의 치조정부위에 응력이 증가하면서 각각의 임플란트의 근단부에도 응력이 고르게 분산되는 양상이 관찰되었다. 제 2소구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우, 틈을 생성하지 않는 경우와 비교하여 첫 번째 임플란트의 근단부와 후방 치조제정에 응력이 증가했으며, 두 번째 임플란트의 후방치조제정과 세 번째 임플란트의 근단부와 후방 치조제정에 응력이 증가하였다. 제 1대구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우 두 번째 임플란트의 근단부에 응력이 증가되는 양상이 관찰되었으며, 제 2소구치와 제 1대구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우, 틈을 생성하지 않은 경우와 비교하여 첫 번째 임플란트와 세 번째 임플란트의 근단부에 증가된 응력이 관찰되었으며, 두 번째 임플란트의 후방 치조제정에도 보다 증가된 응력이 관찰되었다.

5) 세 번째 임플란트의 중심와에 하중을 가한 경우

전방 연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 세 번째 임플란트의 중심와에 하중을 가했을 때 틈을 생성하지 않는 경우, 세 번째 임플란트와 임플란트 주위 조직에 2.0 차 이상의 응력이 발생하였으며, 첫 번째와 두 번째 임플란트의 근단부와 주위 치조제정의 응력증가가 관찰되었으며, 세 번째 임플란트의 후방치조제정의 응력증가는 미약하게 관찰되었다. 제 2소구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우에는 틈을 생성하지 않는 경우와 비교하여, 전방부 임플란트와 임플란트 주위 조직에 유사한 응력양상이 관찰되었으나, 미약하게 작은 응력이 관찰되었다. 제 1대구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우는 전방부 임플란트와 임플란트 주위 조직에 응력증가가 거의 없었으나, 세 번째 임플란트의 근단부에는 더 높은 차수의 응력과 더 넓게 분포된 응력양상이 관찰되었고, 세 번째 임플란트의 후방 치조제정에 증가된 응력이 관찰되었다. 제 2소구치와 제 1대구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우에는 제 1대구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우와 유사한 응력분포양상을 보였다.

후방 연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 세 번째 임플란트의 중심와에 하중을 가했을 때, 세 번째 임플란트의 근단부와 임플란트 주위 조직에 2.0 차 이상의 높은 응력이 발생하였으며, 특히 제 1대구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우 세 번째 임플란트의 근단부와 후방 치조정부위에 약간 더 큰 응력의 증가가 관찰되었으며, 첫 번째, 두 번째 임플란트와 임플란트 주위조직에는 응력의 변화가 관찰되지 않았다. 전방 연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 세 번째 임플란트에 하중을 가한 경우와 비교하여 틈의 위치에 따

른 응력의 발생양상은 유사하였다.

6) 후방 캔틸레버의 중심와에 하중을 가한 경우

후방 연장 4-unit 캔틸레버 고정성 보철물의 중심와에 하중을 가했을 때, 틈을 생성하지 않은 경우 세 번째 임플란트의 근단부와 임플란트 주위 치조정 부위에 2.5 차 이상의 큰 응력이 관찰되었다. 응력의 분포양상은 세 번째 임플란트의 중심와에 응력을 가한 경우와 유사하나, 그 응력의 증가폭은 더욱 크고 확실하였다. 틈을 생성한 경우, 틈을 생성하지 않은 경우보다 세 번째 임플란트의 근단부에 큰 응력이 집중되었으며, 주위 조직의 응력도 더 크게 나타났다. 특히 제 1대구치부 임플란트에 틈을 생성한 경우, 세 번째 임플란트 후방조직의 응력증가가 크게 나타났으며, 근단부의 응력도 크고 넓게 나타나는 양상이 관찰되었다.

고 찰

임플란트와 관련된 응력분석은 구강 내에서 직접 시행하기 어렵기 때문에 유사한 모형을 제작하여 공학적인 개념을 응용한 간접적인 측정방법이 많이 이용되고 있다. 전기저항 스테레인게이지법, 브리틀래커 코팅, 광탄성 응력분석법, 홀로그래피 및 유한요소법 등이 주로 응력분석에 주로 이용되는 방법이다. 이들 중에서 광탄성 응력분석법은 다양한 실험 요소와 조건 하에서 모형의 각 구조물 내로 전달되는 응력을 시각화할 수 있다는 장점이 있으며, 실제 수복 재료와 제작방법을 동일하게 적용할 수 있다.[10]

물체가 하중을 받으면, 그 내부에는 응력이 발생하는데, 이는 각각의 분자들의 상대적 위치 변화에 관계된다. 투과성이 있는 물체의 경우에는 분자 배열의 변화가 굴절율의 차이를 일으키게 되고, 복굴절이 발생하며, 이런 현상을 광탄성(photoelasticity)이라 한다. 편광된 빛(polarized light)이 하중을 받는 투명한 물체를 지나면, 두 개의 선형 편광된 직교하는 빛은 주응력 차에 의하여 굴절율에 차이가 나타난다. 검광기(analyzer)를 통하여 투과된 빛을 보면 굴절율 차에 따라서 투과된 빛의 색깔이 다르게 나타나며, 색깔의 분석을 통하여 주응력차를 알 수 있다. 그리고 편광기와 검광기를 서로 직교하도록 높은 편광기를 사용하여 등복각선(isoclinic line)이라는 검은 영역을 만드는데 이를 이용해 주응력의 방향을 파악할 수 있다.

각각의 무늬차수를 식별하는 동안 black, gray, white, pale yellow, orange, dull red, purple, green의 연속적인 정교한 색의 무늬차수가 나타나며, 이를 관찰함으로서 임플란트 주변의 가장 높은 무늬차수와 지지 조직으로 분산되는 응력을 알 수 있다. 본 연구에서는 임플란트 고정체의 경부와 근단부에서 응력분석을 시행하였고, 각 측정점의 무늬차수는 0 차(black colored fringe)부터 임플란트 경부와 근단부의 마지막 무늬차수까지 측정하였다.

임플란트 상부 보철물을 제작하는 과정에서 연결고정은 임플란트 응력을 분산시키는 하나의 방법으로 사용되어 왔다. 임플란트 지지 보철물에서도 인접 임플란트가 있는 경우에는 적절한 하중과 하중방향을 설정하고 교합압을 분산시키기 위해서 서로 연결고정할 것을 권고하고 있다.[11,12] 이러한 연결고정된 임플란트 보철물은 현재의 기공기술로는 어느 정도의 임플란트 지대주와 상부보철물 사이의 부적합을 피할 수 없다. 이러한 잘 맞지 않는 보철물에 대한 임플란트 및 주위 조직의 반응은 임플란트 보철물 장착에 의해서 발생하게 되는 응력과 기능 시 발생하는 응력에 대하여 합병증을 야기하지 않는 경우도 있다. 그러나 장기적으로 누적되어 피로 한계를 넘어서게 되는 보철물의 부적합은 골과 임플란트에 응력이 축적되어 치조골의 흡수, 골융합의 실패, 보철구조물의 파절을 야기하기도 한다.[13]

임플란트 상부 보철물의 적합도를 평가하는 여러 가지 임상적인 방법들이 제안되어 왔다. 그 중에서 screw resistance test는 나사로 임플란트 보철물을 하부구조물에 연결할 때 초기 저항이 느껴지는 시점부터 완전히 장착될 때까지 나사가

돌아가는 회전량을 기준으로 적합도를 평가하는 것이다. Jemt[14]는 Nobel Biocare의 gold screw thread 간 거리의 절반인 150 ㎛을 임상적으로 받아들일 수 있는 오차의 한계로 생각하여 10 Ncm에서 15 Ncm의 힘으로 반 회전 이하의 회전으로 나사를 완전히 장착할 수 있을 때를 적정한 적합으로 제시하였다. Jemt와 Book[15]에 의해 수행된 전악 고정성 보철물로 수복된 상악 무치악 보철물의 부적합에 관계된 그들의 연구에 의하면, 수복물의 평균 변위량은 110 ㎛이라고 보고하였다. 또한 Kunavisarut 등[16]은 지대주와 고정체 사이에 111 ㎛의 간격을 설정한 경우, 임플란트 각 구성 부분에 8 - 64%의 응력이 증가한다고 보고하였으며, 캔틸레버가 존재하는 경우에는 43 - 85%의 응력증가를 보고하였다. 이를 근거로 본 연구에서는 100 ㎛의 틈(gap)을 지대주와 보철물 사이에 생성하고, 동시에 전 후방 캔틸레버가 있는 경우를 가정하여 광탄성 응력분석을 시행하였다.

임플란트 지지 보철물의 상부 보철물 유지형태는 시멘트 유지형과 나사 유지형으로 구분할 수 있다. 각각의 임상적 장단점이 존재하므로, 술자의 판단과 경험, 선호도에 따라서 선택되어지고 있다.

생역학적인 면에서 나사유지형에 비하여 시멘트 유지형이 훨씬 유리하다고 알려져 있다. 이는 기본적으로 임플란트의 상부보철물의 완전한 수동 적합을 이루기가 어렵다는 전제에서 출발하고 있으며, 나사유지형 보철물은 나사에 의해서 골에 전달되는 전하중을 피할 수 없으며, 이는 임플란트 주위골에 과부하를 줄 수 있다. 시멘트 유지형 보철물은 보철물과 지대주 혹은 고정체 사이에 있을 수 있는 간극을 시멘트로 채움으로서 전하중을 감소시킬 수 있고, 임플란트에 전달되는 부하 역시 나사유지형에 비해서 분산 가능하다고 보고되었다.[8,9] Gichet 등[17]은 시멘트 유지형과 나사 유지형의 비교 시, 80%에서 시멘트 유지형이 나사 유지형보다 더 균일한 응력 분산을 나타냈다고 보고하였다. 그러나 시멘트 유지형 보철물 역시 시멘트 접착 시 임플란트 지지 골조직에 상당한 응력을 야기할 수 있기 때문에 적절한 보철물의 적합도는 필수적일 것이다.[9]

임플란트에 의해서 지지되는 캔틸레버 보철물은 상악동, 하치조신경, 이공과 같은 해부학적 구조물로 인해 적절한 위치에 임플란트를 식립할 수 없는 경우 임상에서 응용할 수 있는 방법이다. 그러나 Kunavisarut 등[16]은 유한 요소 분석법을 통하여 지대주와 임플란트 사이에 111 ㎛의 간격을 설정한 경우 임플란트 각 구성 부분에 8% - 64%의 응력이 증가하며, 캔틸레버가 존재하는 경우에는 43% - 85%의 응력이 더 크게 증가된다고 보고하였다. 또한 캔틸레버의 존재와 과도한 교합력이 부적합의 효과를 증폭시킨다고 보고하였다.

본 연구에서도 캔틸레버 부위에 하중을 가한 경우, 다른 부위에 비하여 큰 응력 증가가 관찰되었으며, 임플란트 지대주와 임플란트 상부 보철물 사이의 부적합이 존재하는 경우에 응력이 더 크게 발생하였다. 이는 캔틸레버가 있는 임플란트 보철물에 있어서의 장기적인 예후를 위해서는 가능한 한 수동적합되는 보철물을 제작해야 할 것이다. 또한 부적합이 없는 보철물을 제작하는 것이 불가능한 현재의 기공과정에서 캔틸레버는 과도한 교합력과 같은 부정적 요인이 배제될 수 있는 제한적인 구강 환경에서 사용해야 할 것이다.

결 론

본 연구는 전방과 후방에 캔틸레버가 있는 보철물에서 적합도에 따라 임플란트 지지조직에 발생하는 응력을 비교 연구하기 위해, 하악의 후방 부분 무치악 부위에 ITI 임플란트를 식립한 광탄성 모형을 제작하고, 전방과 후방으로 연장되는 4-unit 캔틸레버 나사유지형 보철물을 제작한 후, 제 2소구치, 제 1대구치부의 임플란트와 보철물 사이에 100 ㎛의 부적합(misfit)을 생성하고, 30 lb의 하중을 가하였다. 임플란트 지지조직에 발생하는 응력의 정도와 분포를 광탄성 분석법으로 관찰 비교한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 전후방 캔틸레버에 하중을 가한 경우, 캔틸레버가 없는 경우에 비교하여 하중이 증가하였으며, 하중부에 인접한 고정체에 주로 응력이 발생하였다.
2. 하중부에 가까운 고정체에 틈이 존재하는 경우, 그 고정체의 주위에 응력이 증가하였다.
3. 중간 임플란트가 부적합되는 경우 적합도에 따른 영향이 거의 없었고, 하중을 가하면 하중부위의 임플란트에 응력이 약간 증가했으나, 세 개의 임플란트에 비교적 균일한 응력분산을 나타냈다.

연구비 지원 및 사의

이 논문은 2011년도 원광대학교의 교내연구비 지원에 의해서 수행됨.

REFERENCES

1. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral and Maxillofac Implants 1988;3:85-97.
2. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws. A prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:627-635.
3. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, et al. Long term evaluation of non submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multicenter study with 2359 implants. Clin Oral Implant Res 1997;8:161-172.
4. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prosthteses complication. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:477-484.
5. Sones AD. Complication with osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1989;62:581-585.
6. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:169-178.
7. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. Int J Oral Maxillofac Implants 19996;11:216-222.
8. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18:719-28.
9. Heckmann SM, Kari M, Wichmann MG, et al. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin Oral Implants Res 2004;15:466-473.
10. Mcglumphy EA, Campagni WW, Peterson LJ. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. J Prosthet Dent 1989;62:586-593.
11. Stegaroiu R. Sato T, Kusakari H, Miyakawa P. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:82-90.
12. Landry KE, Johnson PF, Parks VJ, et al. A photoelastic study to determine the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis. J Prosthet Dent 1987;57:454-457.
13. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A Review of the literature. Int J Prosthodontics 1999;12:167-178.
14. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual check up. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:270-276.
15. Jemt T, Book K. Proshthesis misfit and marginal bone loss in osseointegrated implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:620-625.
16. Kunavisarut C. Lang LA. Stoner BR, et al. Finite element analysis on dental implant supported prostheses without passive fit. J Proshodont 2002; 11:30-40.
17. Guichet DL, Caputo AA, Choi HJ, et al. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:239-246.

The Effects of Screw Retained Prosthesis Misfit & Cantilever on Stress Distribution in Bone Around the Implant

Jae-In Lee, Tae-Young Kim, Hye-Won Cho

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

A passively fitting prosthesis is an essential prerequisite to attain long-lasting success and maintenance of osseointegration. However, true "passive fit" can not be achieved with the present implant-supported prosthesis fabrication protocol. Many clinical situations are suitably treated with cantilevered implant-supported fixed restorations.

The purpose of this study was to compare the stress distribution pattern and magnitude in supporting tissues around ITI implants with cantilevered, implant-supported, screw-retained fixed prosthesis according to the fitness of superstructures. Photoelastic model was made with PL-2 resin (Measurements, Raleigh, USA) and three ITI implants (ø4.1 × 10 mm) were placed in the mandibular posterior edentulous area distal to the canine. Anterior and posterior extended 4-unit cantilevered FPDs were made with different misfit in the superstructures. 4 types of prosthesis were made by placing a 100 ㎛ gap between the abutment and the crown on the second premolar and/or the first molar. Photoelastic stress analysis were carried out to measure the fringe order around the implant supporting structure under simulated loading conditions (30 lb). (J Dent Rehab App Sci 2013:29(3):224 - 235)

Key words: Cantilever, Photoelastic analysis, Screw retained fixted prosthesis

Correspondence to: Hye-Won Cho
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University
344-2, Sinyoung-dong, Iksan, Jeonbuk, 570-749, Korea
Fax: +82-63-857-4824, E-mail: hwcho@wku.ac.kr
Received: May 18, 2013, Last Revision: August 11, 2013, Accepted: September 25, 2013