

# 골드링을 이용한 완전 밀폐형 어버트먼트 개발 및 성능평가

홍대선\*<sup>#</sup>, 전용재\*, 이현열\*, 이승영\*\*

\*창원대학교 기계공학부, \*\*(주)티스트롱

## Development and Performance Evaluation of a Sealing-Type Abutment Inserted with a Gold Ring

Dae Sun Hong\*<sup>#</sup>, Yong-Jae Jeon\*, Hyeon-Yeol Lee\*, Seung Young Lee\*\*  
\*School of Mechanical Engineering, Changwon National Univ, \*\*T-Strong Inc.

(Received 25 February 2016; accepted 28 March 2016)

### ABSTRACT

When chewing forces are repetitively applied to a dental implant, gaps are often generated at the interface surfaces between the abutment and the fixture, which results in some deterioration, such as loosening of the fastening screw, dental retraction, and fixture fractures. To cope with such problems, a sealing-type abutment having a number of grooves along the conical-surface circumference was previously developed, and it showed better sealing performance than conventional ones. To enhance the sealing performance, a new model in which a gold ring is inserted into the top groove of the sealing-type abutment is developed in this study. In addition, a manufacturing process is developed, and performance evaluations, such as fatigue and sealing tests, are carried out. The evaluation results show that the gold-ring-inserted sealing abutment yields better performance than conventional ones.

**Key Words** : Sealing-type Abutment(실링 어버트먼트), Gold Ring(골드링), Dental Implant(치과 임플란트), Fatigue Test(피로 시험), Sealing Test(밀폐 시험)

### 1. 서 론

치과 임플란트는 1969년에 스웨덴의 룬트 대학의 정형외과 의사인 브레네막 교수에 의해 생체와 금속간의 직접적인 결합인 골유착의 개념<sup>[1]</sup>이 보고된 이후 많은 실험과 임상적 적용을 통해 발전을 거듭하여 현재는 신뢰할 수 있는 치아 치료의 한 방법으로 널리 사용되고 있다.<sup>[2]</sup>

Fig. 1은 치과 임플란트를 구성하는 어버트먼트(Abutment)와 고정체(Fixture), 그리고 보철 크라운(Crown)의 형상을 나타내는데, 고정체는 임플란트의 매식체로서 뼈안에 식립되는 치근 역할을 하고 어버트먼트의 한쪽은 고정체에 나사체결에 의해 연결되는 기둥으로서 임플란트의 지대주 기능을 한다.<sup>[3]</sup> 그리고 어버트먼트의 반대편에는 크라운이 고정된다.

치과 임플란트는 구강 내에 식립되어 치아의 역할을 대하여 정하중 및 동하중을 지속적으로 받게 되므로 여러 문제점들이 발생된다. 이러한 문제점 중 특히 풀림 현상이 발생하면 보철물 사

# Corresponding Author : dshong@changwon.ac.kr  
Tel: +82-55-213-3627

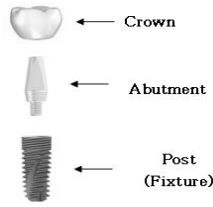


Fig. 1 Constitution of a dental implant

이로 이물질이 개입되게 되고, 이는 임플란트의 기능을 현저하게 저하시키는 원인을 일으킨다.<sup>[4]</sup>

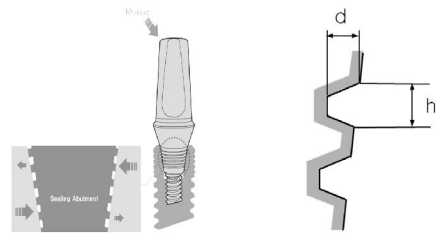
기존의 임플란트에서 풀림이 발생하는 근본원인으로는 어버트먼트와 고정체가 서로 원추 형상으로 면 접촉하고 있는데, 실제로 이 면 접촉이 완벽하지는 않은데 있다. 그리고 치아에는 반복적인 저작력이 걸리는데, 이에 의해 접촉면이 변형을 일으켜 어버트먼트와 고정체 간에 틈이 발생게 된다. 이러한 문제점을 해결하고자 어버트먼트의 원주상에 6개의 홈을 갖는 실링 어버트먼트(Sealing Abutment)가 개발되어 좋은 성능을 보인 것으로 보고되었다.<sup>[5]</sup>

본 논문에서는 이 실링 어버트먼트와 고정체간의 밀폐효과를 보다 더 향상시키고자 실링 어버트먼트의 첫번째 홈에 골드링을 삽입한 새로운 골드링 어버트먼트를 개발하고, 이에 대한 제작방법을 개발하고자 한다. 그리고 이 제품에 대한 피로 시험과 밀폐시험을 수행하여 그 성능을 검증하고자 한다. 성능시험의 결과는 개발된 골드링 어버트먼트는 요구되는 피로한도 조건을 만족하면서 기존 제품에 비해 더 좋은 밀폐효과가 있음을 보인다.

## 2. 완전 밀폐형 어버트먼트 개발

### 2.1 개념

실링 어버트먼트는 Fig. 2(a)와 같이 원추형 외면에 다수의 홈을 갖는다. 홈의 개수는 6개이고, 새로운 형태의 완전밀폐형 어버트먼트는 상단 첫 번째 홈에 골드링을 삽입하여 밀폐효과를 보다 더 향상시키고자 한다. 여기서, Fig. 2(b)에 홈의 형상을 나타내는데, 이 홈의 높이  $h$ (Height)와 깊이  $d$ (Depth)의 크기에 맞추어 골드링(Gold ring) 와이



(a) Sealing-type abutment (b) The groove shape

Fig. 2 The sealing abutment and the groove shape



Fig. 3 Shape of the gold ring

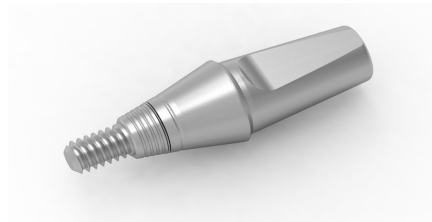


Fig. 4 The sealing-type abutment inserted with the gold ring

어의 소재 직경을 맞추어야 한다. 본 논문에 적용된 제품의 경우  $d=0.050\text{mm}$ 이고  $h=0.064\text{mm}$ 이다.

골드링은 어버트먼트와 고정체 사이에 밀착되어 삽입되는 구조로서, 이는 기존의 구조와 다른 형태를 보인다. 여기에 사용되는 금(Gold)은 의학적으로 인체에 무해하며, 연성이 큰 연질의 재료이므로 우수한 밀폐(Sealing) 효과를 얻을 수 있다.<sup>[6]</sup> Fig. 3은 골드링의 형상을 나타내고, Fig. 4는 첫 번째 홈에 골드링이 삽입된 어버트먼트의 형상을 나타낸다.

이 골드링의 소재로서는 반도체 제조시에 와이어를 접착하는데 사용하는 골드 와이어를 사용하

**Table 1 Mechanical property of the gold**

Item	Property
Density	19320kg/m <sup>3</sup>
Poisson's Ratio	0.42
Tensile Yield Strength	115 MPa
Tensile Ultimate Strength	130 MPa
Young's Modulus	81 GPa

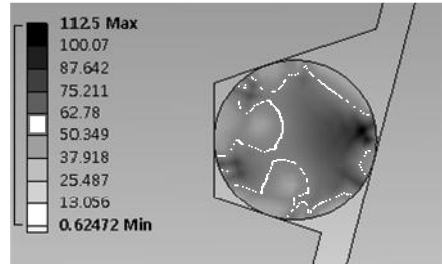
였다. Table 1은 골드링의 기계적 특성을 나타낸 것이다. 골드링은 상단 홈에 삽입되어 어버트먼트와 고정체에 모두 접촉을 한다. 밀폐 효과를 극대화시키기 위해 링의 직경은 어버트먼트와 고정체 간의 홈 크기보다 약간 더 커야 한다. 그러나 링의 직경이 너무 크게 되는 경우에는 큰 변형이 발생하게 되고, 심한 경우 파단으로 이어지는 파단 응력을 초래하게 된다. 따라서, 골드링의 직경은 최대 발생하는 응력이 파단강도(Ultimate Strength)를 넘지 않도록 선정되어야 한다.

## 2.2 골드링의 구조해석

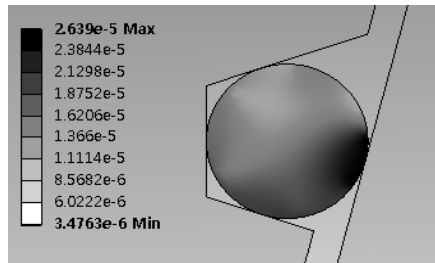
위에서 설명한 바와 같이 골드링의 직경이 너무 커지게 되면 골드링의 파단을 초래할 수 있으므로, 이러한 현상을 사전에 방지하기 위한 목적으로 ANSYS Workbench<sup>[7]</sup>를 사용하여 구조해석을 수행하였다. 본 해석에서는 어버트먼트를 고정시키는 경계조건과 고정체 역할을 하는 위치에 저착력을 가하는 하중조건을 적용하였다.

Fig. 5는 구조 해석 결과로서 발생하는 응력분포를 나타낸다. 이 결과를 보면 골드링의 최대 응력은 112.5MPa로서 파단강도인 130MPa를 초과하지 않음을 알 수 있다. 그리고 Fig. 6은 이에 따른 변형을 나타낸 것으로서 골드링에 발생한 최대 변형량은  $2.6 \times 10^{-5}$ mm이다. 골드링에서 이 이상의 변형이 발생하게 되면 파단강도 이상의 응력이 발생하므로, 이를 고려하여 어버트먼트의 홈의 크기에 맞추어 와이어 직경을 적절하게 선정해야 한다.

## 2.3 골드링 어버트먼트 제작공정 개발



**Fig. 5 Stress distribution in the gold ring**



**Fig. 6 Deformation of the gold ring**



**Fig. 7 0.05mm gold wire**

### 2.3.1 골드링 소재

골드링의 소재로서는 Fig. 7에 나타나 있는 반도체 와이어 본딩용 골드와이어를 채용하였다. 이는 직경이 0.05mm이며, 우수한 연성과 강한 응집력을 가지며 내부식성이나 생체 독성이 없는 생체 친화성인 99.9% 순도의 금을 소재로 제작되었다.

### 2.3.2 골드와이어 삽입공정

골드와이어를 어버트먼트의 홈에 삽입하기 위하여 먼저 골드링 외주면의 길이에 해당하는 3mm의 길이로 와이어를 자르고, 이 소재로 원형의 링

을 만든다. 이 와이어를 어버트먼트에 삽입한 후, 레이저 용접으로 접합하는 공정을 고려하였다.

그러나 골드와이어의 소재 특성상 강성이 작아 원형으로 만든다 하더라도 형태를 유지하지 못하는 문제점이 종종 발생한다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 본 연구에서는 어버트먼트의 홈에 먼저 골드와이어를 감고 이 상태에서 레이저 용접에 의해 제품을 제작하는 방법을 사용하였다.

### 2.3.3 삽입지그를 이용한 조립

위에서 설명한 제작방법을 구현하기 위하여 레이저 용접용 지그를 개발하였다. 즉, 어버트먼트의 홈에 골드링을 감아 놓고 외부에서 레이저 빔이 통과될 수 있도록 Fig. 8과 같은 부품들로 구성되는 레이저 용접용 지그를 고안하여 사용하였다.

Fig. 9는 고안된 지그를 이용한 레이저 용접 결과를 보이는데, 골드링이 어버트먼트의 상단 첫 번째 홈에 장착이 된 상태에서 정상적인 미세접합이 이루어져 있음을 볼 수 있다.

## 3. 골드링 어버트먼트의 성능시험 및 평가

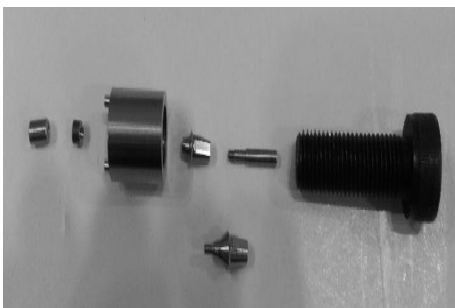


Fig. 8 Components of the laser welding jig

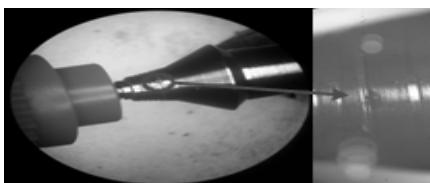


Fig. 9 Result of the laser welding

### 3.1 피로 시험

새로운 형태의 어버트먼트의 개발 시에는 법규에 의해 피로 시험을 통한 안정성 입증은 필수적 으로서, ISO 14801 표준에 의해 피로 시험을 수행 하여야 한다.<sup>[8]</sup>

Fig. 10은 인장압축시험기를 이용하여 피로 시험을 수행하는 것을 나타낸다. 시험 준비로서 먼저 구강조건과 유사하도록 반구형태의 캡을 임플란트 몸체의 축선과 일치하도록 어버트먼트 상부에 고정시킨다. 다음으로는 고정체와 어버트먼트를 0.3N·m로 체결한 후에 시편 고정용 지그를 이용하여 하중방향이 시편과 35도의 각을 이루도록 고정시킨다.

피로시험에 앞서 사전시험으로서 먼저 압축하중 시험을 수행하였다. 본 압축하중시험에서는 5개의 시편을 사용하고, 하중속도는 1.0mm/min이며 시험 결과의 평균값을 압축하중으로 정한다.

다음으로 본 피로시험의 첫 번째 시험에서는 위



Fig. 10 Fatigue limit test

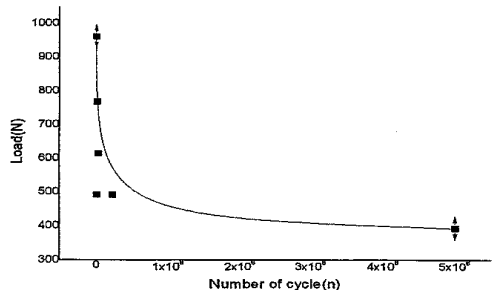


Fig. 11 S-N curve experimentally obtained

에서 실험적으로 구한 압축하중의 80% 진폭과 14Hz의 주파수를 갖는 정현파를 이용하여 시험을 수행하고, 시험품의 변형이나 파손이 발생할 때까지의 사이클 수를 피로한도로 정한다. 이후에는 하중을 20%씩 낮추어 동일한 방법으로 시험을 수행하고 사이클 수가 500만회 이상 조건을 만족할 때까지 이 피로시험을 수행한다.

치과용 임플란트는 인체의 구강 내부라는 특수한 환경에서 사용되는 제품으로서 범규상 250N의 반복하중 하에서 500만회 이상 견디도록 요구되고 있다. Fig. 11은 본 피로시험 결과로 얻은 S-N 곡선을 나타낸다.

본 피로한도 시험 결과 개발한 본 골드링 어버트먼트는 요구 조건인 500만회 시의 반복하중 250N 보다 큰 394N의 반복하중을 견딘다는 것을 볼 수 있다.

### 3.2 밀폐 시험

#### 3.2.1 1차 밀폐 시험(육안 검사)

어버트먼트와 고정체가 체결되었을 때 틈이 발생하게 되면 이물질이나 액체가 침투하여 여러 문제점들이 발생한다. 이러한 침투능력은 제품이 갖고 있는 밀폐성능으로 대비될 수 있고, 이를 검증하기 위하여 1차 밀폐 시험을 수행하였다.<sup>[9]</sup>

본 밀폐시험에서는 Fig. 12와 같은 톨루이딘블루(Toluidine Blue) 분말을 증류수에 0.047% 양만큼 넣어 시험용액을 만든다. 시험하고자 하는 어버트먼트와 고정체를 0.3N·m의 토크로 장착시킨 후 Fig. 13과 같은 염료통에 시험용액을 채워 이를 조립체와 연결한다. 그리고, 이를 증류수에 담근 후 144시간경과 이후에 증류수의 색깔 변화를 육

안적으로 관찰할 수 있는 시험을 수행하였다. 시험 제품으로는 어버트먼트의 종류에 따라 시험결과를 분석하기 위하여 흠이 없는 일반 어버트먼트 1개, 흠이 있는 어버트먼트 1개, 골드링을 삽입한 어버트먼트 1개, 총 3개 제품을 사용하였다. 한편, 실제로 어버트먼트와 고정체 내에 들어갈 수 있는 용액의 양이 한정적이므로, 시험효과를 보다 더 확실하게 보기 위하여 충분한 TB용액이 들어가도록 고정체를 개조하였다.

본 밀폐시험을 수행한 결과 기존의 일반 어버트먼트와 실링 어버트먼트에서는 염료가 새어 나와 증류수의 색깔이 달라지는 것을 관찰할 수 있

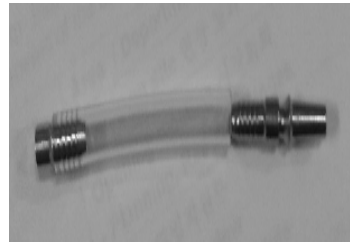


Fig. 13 Modified fixture and abutment assembly

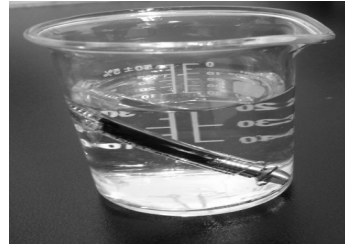


Fig. 14 Visual result of the sealing test



Fig. 12 Toluidine blue powder

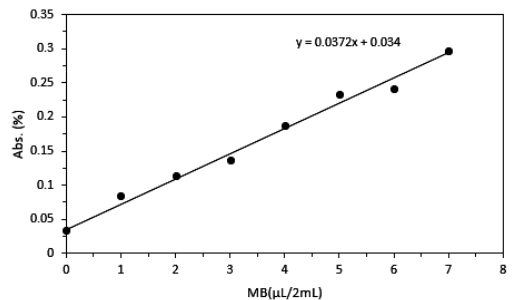


Fig. 15 Calibration curve

었다. 이와는 달리 골드링을 삽입한 어버트먼트의 시험에서는 Fig. 14와 같이 144시간 경과 이후에도 증류수의 색깔이 변하지 않아 염료가 새어 나오지 않은 것을 관찰할 수 있었다. 이는 개발한 골드링 어버트먼트가 기존 어버트먼트에 비해 밀폐성이 향상되었음을 의미한다.

### 3.2.2 2차 밀폐 시험(흡광도 시험)

1차 육안 밀폐시험결과 본 골드링 어버트먼트의 밀폐 성능이 향상되었음을 볼 수 있었고, 이를 정량적으로 확인하기 위하여 2차 밀폐시험으로서 흡광도시험<sup>9)</sup>을 수행하였다.

본 시험에서는 고정체를 개조하지 않고 원래 제품 그대로 사용하였고, 또한 톨루이딘블루 용액 대신에 성질이 유사한 메틸렌블루(Methylene Blue) 용액을 사용하였다. 이 시험은 용액에 자외선을 조사할 때, 광촉매가 자외선에 활성화 되어 빛을 흡수하는 원리를 이용한 것이며, 농도가 높을수록 흡수되는 빛의 양이 많게, 즉 흡광도가 높게 된다. 이 투과한 빛의 양을 광도계로 측정하여 용액의 농도를 수치적으로 평가한다.

먼저 농도와 흡광도간의 관계를 파악하기 위한 사전실험을 수행하였다. 이를 위하여 2mL의 증류수에 메틸렌블루 용액을 1μL에서 7μL까지 1μL씩 증가시킨 7개의 용액을 준비하고, 각각의 용액에 자외선을 투과시켜 빛의 양인 흡광도를 측정한다. 측정된 흡광도를 이용하여 Fig. 15와 같이 그래프를 얻었고, 이 데이터들을 이용하여 흡광도(y, %)와 농도에 해당하는 용액의 양(x, μL)간에 다음과 같이 영점통과 1차보간식을 구하였다. 여기서 영점은 증류수의 메틸렌블루용액 농도가 0일 때 측정된 흡광도 0.034%에 해당한다.

$$y = 0.0372x + 0.034 \quad (1)$$

그리고 위의 식으로부터 흡광도 y에 대한 용액의 양 x를 구하면 다음과 같다.

$$x = \begin{cases} 26.88y - 0.914 & (y \geq 0.034\%) \\ 0 & (y < 0.034\%) \end{cases} \quad (2)$$

위 식에서 메틸렌블루 용액이 없는 경우, 즉 증

Table 2 Result of the sealing test

Abutment	Absorbance (%)	Levels of M·B(μL)
Conventional	0.0420	0.215
Sealing	0.0353	0.035
Gold Ring	1	0.0294
	2	0.0373
	3	0.0270

류수에 대한 흡광도가 0.034%이하로 측정될 수가 있으므로 이 경우 흡광도는 0으로 한다.

다음으로 본 시험으로서, 고정체에 메틸렌블루 용액을 1μL 채워 세 종류의 어버트먼트, 즉 일반 어버트먼트와 흡이 있는 어버트먼트 그리고 골드링 어버트먼트를 0.3N·m의 토크로 각각 체결한다. 여기서 일반 어버트먼트는 1개, 실링 어버트먼트 1개, 골드링 어버트먼트 3개를 이 시험에 사용하였다.

체결된 임플란트를 2mL의 증류수에 침지시킨 후 144시간 후에 침지용액에 대하여 메틸렌블루의 흡광도를 측정한다. 그리고 측정된 흡광도와 식(2)에 의해 메틸렌블루 용액의 농도를 계산하였고, 그 결과를 Table 2에 나타낸다.

이 표를 보면 일반 어버트먼트의 경우 누설된 용액의 양이 0.215μL로서 가장 큰 값을 나타낸다. 이는 시험하기 위하여 제품에 채워진 메틸렌블루 용액의 양 1μL의 21.5%에 해당한다. 다음으로 실링 어버트먼트의 경우에는 누설 용액량은 0.035μL 이고 전체 1μL의 3.5%에 해당하여 일반 어버트먼트에 비해 밀폐효과가 더 좋아짐을 알 수 있다.

골드링 어버트먼트 3개에 대한 시험결과를 보면 시험 1과 3에서는 누설 용액이 없고, 시험 2에서는 0.089μL로서 8.9% 용액이 누설된 것으로 나타났다. 이의 원인으로서는 시험 제품의 조립상의 결함으로 추정된다. 이상의 결과를 종합하면 밀폐 성능은 골드링 어버트먼트, 실링 어버트먼트, 일반 어버트먼트의 순으로 저하되는 것을 알 수 있다.

한편, 본 시험에서는 조립한 제품 자체에 대한 밀폐시험을 수행하였는데, 여기에 추가로 외부 저작력을 가한 상태에서 밀폐시험을 수행하여야 더

욱 신뢰성 있는 시험결과를 얻을 수 있을 것이다.

#### 4. 결 론

어버트먼트와 고정체는 치과 임플란트를 구성하는 핵심 부품으로서, 두 부품간의 접촉상태와 풀림 현상은 임플란트 제품의 성능을 크게 좌우한다.

이 성능을 개선하기 위하여 어버트먼트의 외주면에 몇 개의 홈을 갖는 실링 어버트먼트가 이전에 개발되었는데, 본 연구에서는 두 부품간의 밀폐 효과를 더욱 향상시키기 위한 새로운 방법으로, 실링 어버트먼트의 첫 번째 홈에 골드링을 삽입한 완전밀폐형 골드링 어버트먼트를 개발하였다. 또한 여기에 본 골드링 어버트먼트 제조를 위하여 레이저 용접을 이용한 제조방법도 개발하였다.

다음으로, 개발한 본 골드링 어버트먼트의 성능을 평가하기 위하여 피로시험과 두 가지 밀폐시험을 수행하였고, 피로시험 결과 사용상 요구되는 피로한도를 충분히 만족함을 확인하였다. 밀폐시험으로서는 육안검사와 흡광도 검사를 수행하였고, 두가지 시험 결과 모두 개발한 골드링 어버트먼트 제품이 기존 제품인 일반 어버트먼트와 실링 어버트먼트에 비해 밀폐성능이 우수함을 보였다.

이와 같은 결과로부터 개발한 골드링 어버트먼트는 기존 어버트먼트에 비해 밀폐 효과가 보다 더 향상된 제품임을 알 수 있다.

#### 후 기

이 논문은 2013~2014년도 창원대학교 연구비에 의하여 연구되었음.

#### REFERENCES

1. Brånemark, P. I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindstrom, J. and Olsson, A., "Intraosseous Anchorage of Dental Prostheses. I. Experimental Studies," *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, Vol. 3, No. 2, pp. 81-100, 1969.
2. Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T. and Ong, J. L., "Current Trends in Dental Implants," *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, Vol. 40, No. 2, pp. 50-60, 2014.
3. Carlson, B. and Carlsson G., "Prosthetic Complications in Osseointegrated Dental Implant Treatment," *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, Vol. 9, No. 1, pp. 90, 1994.
4. Siamos, G., Winkler, S. and Boberick, K.G., "The Relationship between Implant Preload and Screw Loosening on Implant-Supported Prostheses," *Journal of Oral Implantology*, Vol. 28, No. 2, pp. 67-73, 2002.
5. Kang, H. J., Kim, D. U., Hwang, S. W. and Hong, D. S., "Development of a New Sealing-Type Abutment for Improving Contact State between The Abutment and The Fixture," *International Conference on Systems and Informatics*, pp. 1306-1309, 2012.
6. Calisti, L. J., "The advantages of gold as a dental restorative material," *Dental Society of the State of New York*, pp.389-390, 1982.
7. TEASUNG S&E, ANSYS Workbench 14.0, TEASUNG S&E Inc, pp. 207-215, 2012.
8. ISO 14801, *Dentistry-Implants-Dynamics Fatigue Test for endosseous Dental Implants*, ISO, 2007.
9. Coelho, P. G., Sudack, P., Suzuki, M., Kurtz, K. S., Romanos, G. E. and Silva, N. R. F. A., "In vitro Evaluation of The Implant Abutment Connection Sealing Capability of Different Implant Systems" *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 35, No. 12, pp. 917-924, 2008.