

저작재현장치의 개발

박성호* · 정일영 · 이권용*

연세대학교 치과대학 보존학교실, 세종대학교 기계공학부 의공학연구소*

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF CHEWING SIMULATOR

Sung-Ho Park*, Il-Young Jung, Kwon-Yong Lee*

Department of conservative Dentistry, Yonsei University,
Department of mechanical engineering, Sejong University*

Chewing simulator, which can partly mimic the motion of chewing motion of human, has been successfully developed. The purpose of its development was to make a new machine which can anticipate the clinical results of restoration in the human teeth more accurately in vitro condition. It is composed of 4 major parts: chewing part, motor part, water bath, controlling part. The controlling part control the chewing force, frequency, the temperature and running time of water. Additionally, the actual chewing force and remaining time is shown in the monitor of controlling part. At present, the chewing cycle is composed depending on the pre-published data of foreign people. Long term clinical data should be additionally collected for the simulator to mimic the clinical results more accurately.

Key words : Chewing simulator, Chewing force, Chewing frequency, Thermocycling, Marginal adaptation, Masticator

I. 서 론

치과수복영역에 있어서 새로운 재료, 또는 새로운 임상 기법이 도입될 경우 이를 평가하는 방법에는 2 가지가 있다고 하겠다. 즉 장기간에 걸쳐서 환자를 재내원 시켜서, 직접적인 임상검사와 사진촬영 등을 통하여 평가하는 방법과, 새로운 재료의 물리적인 성질을 표준화된 방법(ISO, ADA specification 등)을 통하여 평가하는 방법이다. 이 중, 장기간에 걸쳐서 임상적인 결과를 직접 평가하는 방법이 더욱 바람직하다고 할 수 있겠지만, 객관성의 문제, 표준화의 문제 등으로 일관된 연구 결과를 얻기가 무척 어렵다. 또한 국내의 특수한 환경(잦은 이사, 병원에서의 긴 대기시간) 등을 고려하면, 많은 환자를 임상적으로 정확히 또 객관적으로 평가하기란 무척 어려운 것이다. 그에 반하여 실험적으로 물리적인 성질을 측정하는 방법은, 임상적인 측정법에

비하여, 객관적이고 일관성 있는 연구결과를 얻을 수 있지만, 그 결과가 환자에게서 일어나는 실질적인 결과와 일치하지 않는다는데 문제가 있는데, 구강 내에서의 특수한 환경에 대한 고려 없이, 단순한 물리적, 혹은 화학적인 방법을 도입하여 재료를 평가하기 때문에 이러한 문제가 발생하는 것으로 사료 된다.

이러한 문제점을 극복하고자 여러 학자들이 구강내의 환경을 재현 또는 부분적으로 재현하는 방법을 이용하여 실험적 평가의 신뢰성을 높이려 하였다. Powell¹⁾(1975)은 자연치아의 교합에서 일어나는 운동을 재현하여 수복물과 자연치와 교합을 시키는 방법을 도입하였다. 이 연구에서는 충전용 아말감과 여러 복합레진의 마모율을 비교 하였는데, sliding movement 에서 기록되는 마모의 정도가 임상적인 측정치²⁾(Phillipse et al., 1973)와 일치함을 나타냈다.

Jaworzyn³⁾(1978) 등도 비슷한 방법을 사용하였는데,

*이 논문은 2001년도 한국학술진흥재단의 지원에 의하여 연구 되었습니다(KRF-2001-042-F00088).

수복물에 인위적으로 온도변화를 주고 마모율을 측정할 경우, 이러한 온도자극이 마모율에 중요한 영향을 미친다는 것을 밝혔다. 그 후 De Long과 Douglas⁴⁾(1983)는 자연치의 교합상태를 자세히 분석하여 교합에 작용하는 힘(load), 치아 간의 접촉 시간, 대합치 사이에 sliding 되는 거리 등을 정밀히 재현할 수 있는 방법을 제시하였는데, 이것은 매우 정교한 방법으로, 이들의 방법은 "artificial oral environment"에 매우 근접한 방법으로 평가를 받고 있으며, 현재 상품화되어서 사용할 수 있다. 하지만 이 측정법은 단순히 인간의 저작 운동만을 고려하였지, 치아나 수복물에 가해지는 온도의 변화, 화학적인 자극, 칫솔질 등에 의한 물리적인 자극 등은 고려하지 않았다. 칫솔질에 의한 영향은 특히 전치부 수복물의 마모 평가라든지, 치경부의 마모를 평가할 경우 의미가 있을 수 있다.

그 후 Zurich 대학의 Krejci 등⁵⁾(1990)은 이상의 모든 것이 고려된 저작재현기를 개발하였다(Computer Controlled Masticator). 이 기계는 저작운동을 재현할 수 있는 6개의 방과 전기로 온도가 조절 가능한 수조로 구성되어 있다. 여기서 각 방 내에는 시편이 aluminum holder 내에 위치하며, 특히 이 holder는 수평면에 대하여 약 15도 정도 경사되어 있어서 다른 system에서는 재현하지 못했던 치근막(periodontal ligament)의 기능을 재현해 주며, 측방운동(lateral movement)을 재현 할 수 있다. 또한 저작 운동을 전기적으로 제어하고 저작압은 자유롭게 조절할 수 있다. 부가적인 과정을 통하여 칫솔질 등에 의한 영향을 동시에 평가할 수 있으며, 수조의 온도, 시간 등도 자동적으로 조절될 수 있어서 가장 구강 내의 환경과 흡사한 조건을 재현한 방법으로 평가 받고 있다.

그동안 국내에서는, 수복물을 실험적으로 평가할 경우, 수복물 및 치아에 일정한 온도변화를 가하여 변연접합성 등을 관찰하는 실험은 많이 행하여 졌으나, 온도변화 뿐만이 아니라 저작압과 측방운동 등을 구강 내에서의 운동과 흡사하게 동시에 적용시킨 후 관찰한 실험은 이루어지지 못하였는데, 온도변화, 저작압, 측방운동 등을 동시에 재현할 수 있는 저작재현장치의 개발이 이루어지지 못한 것이 가장 큰 이유일 것이다.

이와 같은 측정장비의 개발은 장기적인 임상연구가 어려운 국내 여건 상 꼭 필요하다고 할 수 있으며, 이 장비를 통한 연구가 지속적으로 이루어 질 경우, 새로운 수복재료 및 수복 기법의 임상적인 예후를 예측하는데 유용하게 사용될 수 있을 것이다.

이번 연구를 통하여, 국내 여건 상 꼭 필요하다고 사료되는 저작재현장치(Chewing Simulator)를 개발하였다. 이 글에서, 이 장비의 특성과 개발배경 그리고 한계 등을 살펴 보고, 향후 활용 방안에 대하여 생각해 보기로 한다.

Ⅱ. 본 론

1. 기본적인 설계 개념

이번 연구의 궁극적인 목표는 구강 내의 환경을 실험적으로 되도록 가깝게 재현함으로써, 복합레진을 비롯한 수복물이 구강내에 장착되어, 6개월, 1년, 2년, 5년 정도 경과한 후 생길 수 있는 문제점을 실험적으로 되도록 가깝게 재현하기 위함이다.

이를 위하여 저작재현장치는 다음 조건을 충족시키도록 제작되었다.

- 가. 저작, 온도변화, 화학적인 자극 등의 구강내에서 일어나는 자극들을 재현할 수 있어야 한다.
- 나. 저작압, 저작 빈도, 저작 횟수, 온도변화의 정도 등을 조절할 수 있어야 한다.
- 다. 6개월, 1년, 2년, 3년, 5년의 임상적인 결과를 나타낼 수 있도록 구성되어야 한다.
- 라. 마모도 검사, 색의 안정성 검사, 변연접합성 검사가 연관되어 수행될 수 있도록 서로 긴밀한 연관성을 갖도록 설계되었다.

2. 구성

교합운동 재현부, 교합운동구동장치, 수조, 제어장치로 구성된다(Fig 1).

〈가〉 교합운동재현부 (Fig. 1, 2, 3, 4, 5)

교합운동재현부는 1개의 투명한 플라스틱 방(Chamber)과 그 안에 존재하는 내용물로 구성된다. 방에는 저작에 관계하는 대합치와 시편치가 위치하게 된다. 대합치는 교합운동구동장치와 연결된 상부에 위치시키며 상악 소구치, 또는 대구치의 설측교두를 이용하도록 한다. 시편치는 하부에 위치시키고, 교합면에는 연구하고자 하는 충전물, 충전재료, 충전 방법으로 수복된 수복물을 위치하게 한다. 시편치의 위치는 상부위치조절판과 하부 위치조절판을 이용하여 조절하여 자연치에 대하여 적절한 교합관계를 이루도록 할 수 있다. 방으로는 급수선이 들어오고 배수공이 위치하고 있으며 치수에 자연치에서와 흡사한 압력을 재현시키기 위한 선(line)이 놓이는 유도구가 위치하게 된다. 급수선을 통하여 유입되는 물의 양은 수량조절밸브를 통하여 조절된다. 방은 고정기를 이용하여 하부의 고정판에 고정되며, 물의 누수를 막도록 처리되어 있다, 방의 내부는 다음으로 구성되어 있다.

A. 유지기

자연치 또 시편부를 유지기에 위치시켜, 아말감으로 고정 후, 나사로 각각의 고정장치에 고정되도록 한다.

유지기는 다음의 2 종류로 제작한다.

- 일반 유지기
- 위치보정용 유지기

일반 유지기는 단순히 변연접합도 측정용으로 사용하는 것으로, 검사 후 다시 위치시키는 경우에, 그 위치를 정확히 보정하지 않아도 될 경우에 사용하게 된다.

위치 보정 유지기는 특수한 재료, 새로운 임상 방법에 대한 수복물 및 치아의 마모도, 색조변화, 변연 접합도 등을 검사할 경우에 사용하게 된다.

B. 유지기 고정장치

유지기를 고정시켜주는 역할을 한다. 나사를 통하여 유지기에 고정된다.

제작과정을 통하여 나사가 풀리면 되지 않기 때문에, 이점에 특히 유의하여 설계한다. 자연치부와 대합치부에 각각 위치시키도록 되어 있다.

C. 완충기 (Fig. 2)

Base와 함께 수평면에 대하여 15도 경사지게 이루어져 있으며 고무로 만들어 진다.

완충장치의 목적은 2 가지 이다.

첫째, 자연치에서의 periodontal ligament 역할을 수행한다. (Rateitschak et al.⁶⁹, 1978; Gobind & Mohamed⁷⁰, 1981)

둘째, 저작압력을 받았을때 자연치에서 lateral movement가 일어나는 것과 같은 효과를 나타낸다.

D. Base

완충장치의 아래에 위치하며, 역시 수평면에 대하여 15

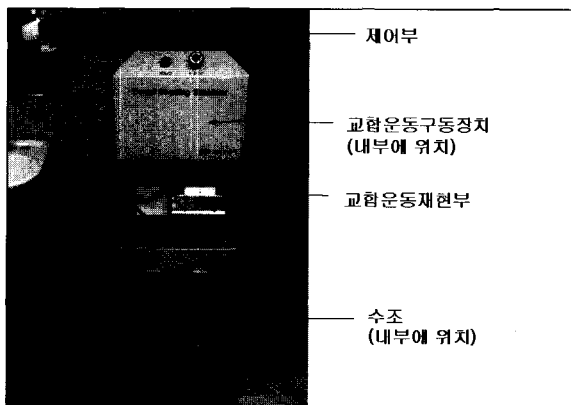


Fig. 1. Chewing simulator, front view

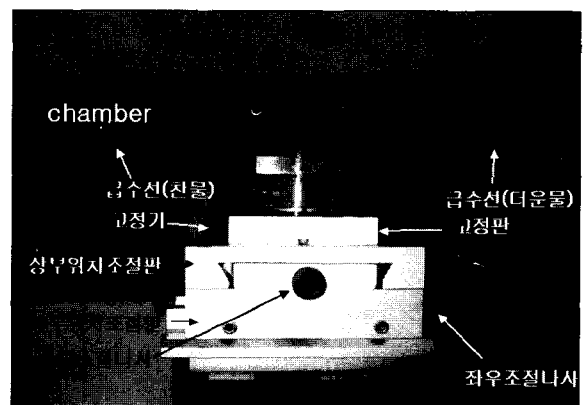


Fig. 2. Chewing simulator, front view of chamber part and position control table

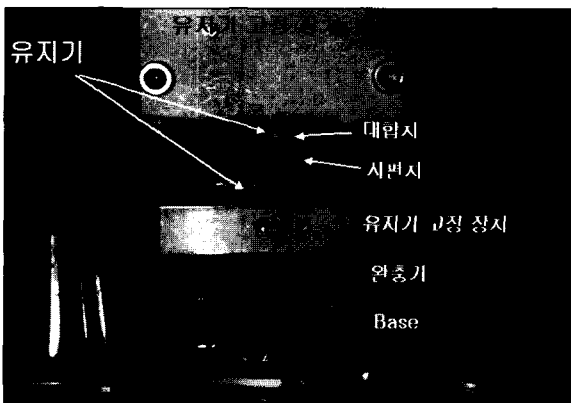


Fig. 3. Chewing simulator, front view of chamber part

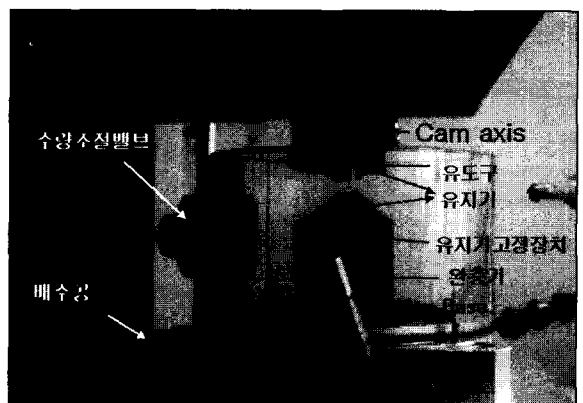


Fig. 4. Chewing simulator, side view of chamber part

도 경사지게 구성되어 있어서 완충기의 역할을 돕는다.

F. 흡수선

섭씨, 5도 또는 55도의 물이 공급되는 곳이다. 제어장치에 의하여 조절되는 밸브와 모터에 의하여 그 열림과 닫힘이 조절되어 급수시간을 조절할 수 있다.

G. 배수공

Chamber 내에 머물던 물이 배수공을 통하여 빠져나가게 된다.

I. 유도부

치수에 자연치에서와 흡사한 압력을 재현 시키기 위한 유도구가 위치하게 된다. 이 유도구는 시편치에 고정되어 있는 지름 1.4 mm의 금속 tube와 silicone tube로 연결되고, chamber 바깥에서는 약 50cm 상부의 플라스틱 병과 sili-

cone tube로 연결되어 있다. 이 플라스틱병에는 사람의 혈청을 넣은 용액이 담겨져 있다.

〈나〉 교합운동 구동장치 (Fig. 1, 5, 6, 7)

교합운동구동장치는 각각의 chamber 위에 존재하여, 아래쪽으로는 chamber로 부터 올라오는 축과 연결되어 있다.

Fig. 5는 시스템의 동작을 구현하기 위한 전체적인 구조도이다. 1-2Hz 또는 그 이상의 왕복운동을 하며 시편에 일정한 하중을 가하여야 한다. 따라서 Rotary CAM은 초당 1회전 이상을 하여야 하므로 CAM은 정상운동 상태에서 120 RPM의 회전속도를 나타내어야 하는데, 이를 위해 3-5: 1 정도의 감속기를 사용하고 500 RPM 정도의 DC 모터를 사용한다. DC 모터 제어기는 알앤비사 (R&B Inc., 대전, 대한민국)가 자체적으로 제작하고 있는 PWM 방식의 DC 모터 드라이버를 사용한다. CAM과 linear

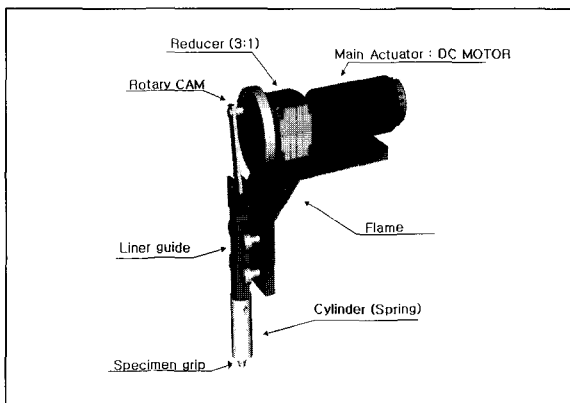


Fig. 5. Motor part of chewing simulator

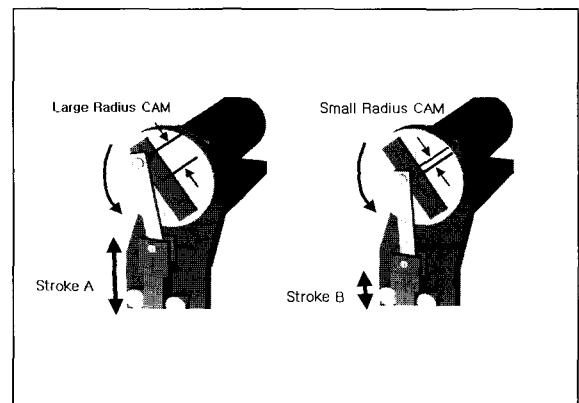


Fig. 6. Movement of CAM

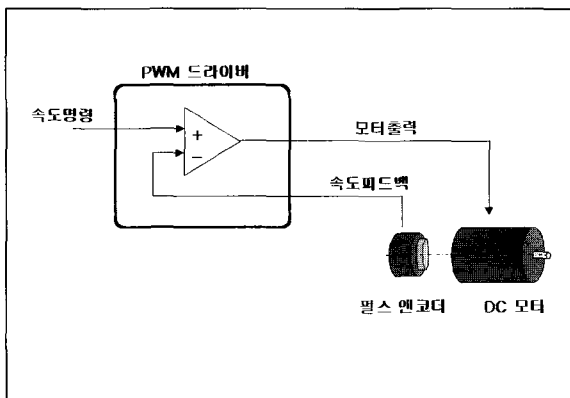


Fig. 7. Diagram of PWM driver movement



Fig. 8. Controlling part

guide를 이용해 회전운동을 직선운동으로 바꾸고, 어느 정도 시편에 가해지는 힘을 완충하고 일정한 힘으로 누르기 위해 스프링이 사용된다.

사용되는 CAM은 Fig. 6에서처럼 CAM과 실린더의 링크의 반경을 조절함으로써 실험 거리를 조절할 수 있는 구조이다. CAM의 반경을 작게 설정하고 회전할 경우 Stroke B 처럼 거리가 작아진다.

모터는 300W 최대 1000 RPM의 소형 DC 모터가 사용되고, DC 모터 회전축 뒤에는 로터리 엔코더가 장치되어 있다. DC 모터 드라이버에서는 엔코더를 이용하여 모터의 회전수를 피드백 받아 일정한 RPM으로 모터를 회전시킨다. 모터의 정밀한 속도 제어와 모터보호를 위해 드라이버는 PWM 방식을 사용한다.

7의 그림은 피드백 방식의 PWM 드라이버의 동작 개념도이다. 이 장치는 임상적인 교합력과 매우 유사한 힘을 전달하는 역할을 한다. 교합운동구동 장치에서 발생한 힘은 축에 의하여 자연치부와 연결되고, 다시 시편치부로 교합력의 형태로 전달되게 한다. 치아의 교합면 위 2mm 상방에서 교합력을 가할 수 있게 하여 임상적인 조건과 흡사하게 하고⁸⁾ (Graber, 1981), 그 거리를 정확히 조절할 수 있도록 한다. 교합운동구동장치는 제어장치에 연결되어 있어서 그 운동의 힘, 빈도 등이 조절을 받게 된다.

<다> Water Bath (Fig. 1)

섭씨 5도와 55도를 위한 2개의 water bath를 있다. 각각의 water bath에는 온도를 전기적으로 감지하여 나타내주는 장치와 수위를 조절하는 장치가 위치한다.

제어장치의 작용으로 각각의 valve가 열리고 닫힌다. 또 pump가 작동하여 chamber로 연결된 plastic tube 로 통하여 필요한 온도의 물이 공급된다. 플라스틱 튜브는 보온성이 강하여, 물이 공급되는 과정에서 발생할 수 있는 온도의 손실을 막아줄 수 있다.

<라> 제어장치

제어장치에서는 저작압, 저작빈도, 물의 온도, 물의 주수 시간 등을 조절하여 줄 수 있도록 구성되었으며, 현재 가해지고 있는 저작압, 싸이클이 끝날 때 까지 남아있는 시간 등이 표시된다.

<마> 저작재현장치에 대한 제어장치의 조절작용

제어장치를 통하여 전체의 저작재현장치가 조절되게 된다.

즉 이 장치에 의하여 저작의 빈도, 저작작용의 force, cycle, valve의 여단음 등이 조절되게 되는데, 이 들에 관한 data를 되도록 임상의 실제상황과 비슷하게 만들기 위하여, 이미 선학들에 의하여 발표된 data를 기초로 하였다. 교합

의 curve는 일반적으로 하나의 정점을 갖는 대칭적인 curve로 표현된다⁹⁾ (Delong과 Douglas, 1983). 사람은 평균적으로 1분에 58-120회 저작한다고 알려졌는데 (Anderson¹⁰⁾ 1956, Bates¹¹⁾ 등 1983), 이번 연구에서 적용할 cycle을 정하는 데 있어서, in vitro 실험인 점을 감안 되도록 그 빈도를 높게 유지하면서, 저작압을 받을때 시편치의 충전면이 다시 제 위치로 위치되는 시간을 감안하여 1분에 120회의 저작을 하게 하였다. 즉 1회의 저작 cycle은 0.5초로 구성되는데 0.3초 동안은 시편치가 자연치와 접촉하면서 저작압을 을 받도록 하고 0.2초 동안은 시편치가 자연치와 떨어지면서 저작압을 받지 않도록 한다 (Jemt 등¹²⁾, 1979).

저작압에 대하여 9-700N 까지 다양하게 보고되고 있다 (Uhlig¹³⁾ 1953, Schreiber¹⁴⁾ 1957, Kraft¹⁵⁾ 1962, Eichner¹⁶⁾ 1963, Graf 등¹⁷⁾ 1974, DeBoever¹⁸⁾ 1978, Helkimo와 Ingervall¹⁹⁾ 1978, Graber와 Pfondler²⁰⁾ 1980, Gibbs 등²¹⁾ 1981, Schwickerath와 Coca²²⁾ 1987). 이것은 그 측정 방법이나, 그 측정 과정에서 차이가 있기 때문인데, 예를 들어서 씹을 때의 교합력을 측정하느냐, 또는 연하(Swallowing) 시의 교합력을 측정하느냐에 따라서 20-160N의 교합력의 차이가 발생할 수 있다 (Eichner¹⁶⁾ 1963, DeBoever 등¹⁸⁾ 1978). Anderson¹⁰⁾ (1956)과 Eichner¹⁶⁾ (1963)는 비교적 객관적인 방법으로 이를 측정하여, 하나의 치아에 약 50N의 저작압이 가해진다고 보고 하였다. 그의 연구보고를 근거로 하여 이번 연구에서 가해질 저작압은 49N으로 선택하였다.

저작시에는 수직적인 교합압 뿐만이 아니라, lateral movement에 의한 교합력도 전달되는데 이번 인공구강장치에서는 49N의 교합력을 받았을 경우, 약 0.2mm의 lateral movement가 일어나도록 구성하였다.

Chamber 내에서 가해지는 온도변화는 5도와 55도로 구성한다. 저작재현장치에서 이루어 지는 온도변화는 밀폐된 공간에서 빠른 시간 안에 서로 다른 온도의 물이 교환됨으로서 이루어 지게 된다. 그런데 이럴 경우, 그 교환과정이 너무 급속히 이루어 질 경우, 이전에 있던 물의 온도의 영향을 받아서 chamber 내에서의 온도변화가 원하는 만큼 이루어 지지 않을 수도 있다. 이것을 피하기 위하여 chamber 내에 물이 저장되지 않고, 바로 배수공을 통하여 배출되도록 하였다.

6개월, 1년, 2년, 3년, 5년에 해당하는 자극은 Krejci와 Lutz²³⁾의 연구에 기초하여 다음과 같이 설정한다.

• 6개월

24시간 동안 75% Ethanol 용액에 침적시킨다
5도/55도의 온도변화로 300번의 thermocycline을 시행하고 49N, 2 Hz 로 120000번의 교합을 시킨다.

- 1년
48시간 동안 75% Ethanol용액에 침적시킨다
5도/55도의 온도변화로 600번의 thermocycline을 시행하고 49N, 2 Hz 로 240000번의 교합을 시킨다.
- 2년
96시간 동안 75% Ethanol용액에 침적시킨다
5도/55도의 온도변화로 1200번의 thermocycline을 시행하고 49N, 2 Hz 로 480000번의 교합을 시킨다.
- 3년
144시간 동안 75% Ethanol용액에 침적시킨다
5도/55도의 온도변화로 1800번의 thermocycline을 시행하고 49N, 2 Hz 로 720000번의 교합을 시킨다.
- 5년
240시간 동안 75% Ethanol용액에 침적시킨다
5도/55도의 온도변화로 3000번의 thermocycline을 시행하고 49N, 2 Hz 로 1200000번의 교합을 시킨다.

Ⅲ. 향후 과제

이 장치를 개발한 궁극적인 목적은 임상적인 결과와 되도록 흡사한 결과를 나타낼 수 있는 저작재현장치의 개발을 통하여, 새로운 재료 및 임상기법이 도입되어 이를 임상에 적용하고자 할 경우, 향후 수년간에 걸쳐서 환자의 구강 내에서 발생하게 될 치아, 수복물, 또 그 계면에서의 변화를 보다 정확히 재현하여, 수 년 간에 걸친 임상적인 관찰 없이도 그 결과를 쉽게 예측할 수 있게 하는데 있다. 국내에는 이에 대한 data가 전무한 실정이어서 일단 국외의 선학들이 제시한 data를 근거로 하여 저작 cycle을 구성하였지만, 우리의 식습관이 서양인과 다르기 때문에, 개발된 장치를 통하여 나타나는 결과가 임상에서 나타나는 결과와 되도록 근접한 결과를 나타내기 위해서는 추가적인 임상연구를 통하여 개발된 저작재현장치를 통하여 나타나는 결과와 임상결과와 비교해 보는 과정이 꼭 필요하다고 할 것이다. 또한 개발된 장치의 내구성에 대한 보다 장기간에 걸친 관찰도 필요할 것으로 사료된다.

Ⅳ. 결 론

환자의 구강내에서 일어나는 저작작용을 재현할 수 있는 저작재현 장치를 성공적으로 개발하였다. 이 장치를 개발한 궁극적인 목적은 새로운 재료 및 임상기법이 도입되어 이를 임상에 적용하고자 할 경우, 향후 수년간에 걸쳐서 환자의 구강 내에서 발생하게 될 치아, 수복물, 또 그 계면에서의

변화를 보다 정확히 재현하여, 수 년 간에 걸친 임상적인 관찰 없이도 그 결과를 쉽게 예측할 수 있게 하는데 있었다. 이 저작재현장치는 교합운동재현부, 교합운동구동장치, 수조, 제어장치 등으로 구성되었으며, 제어장치에 의하여 저작압, 저작빈도, 물의 온도, 물의 주수시간 등을 조절하여 줄 수 있도록 구성되었으며, 현재 가해지고 있는 저작압, 싸이클이 끝날 때 까지 남아있는 시간 등이 표시되게 하였다. 선학들이 제시한 data를 근거로 하여 저작 cycle을 구성하였지만, 우리의 식습관이 서양인과 다르기 때문에, 추가적인 임상연구를 통하여, 개발된 저작재현장치를 통하여 나타나는 결과와 임상결과와 비교해 보는 과정이 꼭 필요하다고 할 것이다.

Reference

1. Powell JM, Phillips RW, Norman RD : In-vitro wear response of composite resin, amalgam, and enamel. *J Dent Res* 54:1183-1195, 1975.
2. Phillipse RW, Avery DR, Mehra R, Swartz ML, Mccune RJ Observations on a composite resin for class II restorations: Three-yerr report *J Prosthet Dent* 30: 891-897, 1973.
3. Jaworzyn JF, Arundel PA, Cantwell JB Posterior composite restorations: simultaneous hydrothermal cycling and wear studies in vitro *J Dent Res* 57: 708, 1978.
4. Delong R, Peterson R, Douglas WH: A laser profiling system for measuring wear of dental materials. *J Dent Res* 68:907. Abstr 328, 1989.
5. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M: In vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100: 953-960, 1990.
6. Rateitschak KH, Renggli HH, M hlemann HR: Parodontologie. Thieme, Stuttgart, pp 8-10, 1978.
7. Gobbin HA, Mohammed H: Estimation of physiologic stressed with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res* 60:873-877, 1981.
8. Graber G: Gnathologie. *Zahntechnik* 39:427-446, 1981.
9. DeLong R, Douglas WH: Development of an artificial oral environment for testing of dental restoratives: Bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 62:32-36, 1983.
10. Anderson PJ: Measurement of stress in mastication I. *J Dent Res* 35:664-670, 1956.
11. Bates JF, Stafford GD, Harrison A: Masticatory function— A review of the literature II. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil* 2:349-361, 1975.
12. Jemt T, Karlsson S, Hedegard B: Mandibular movement of young adults recorded by, intraorally placed light emitting diodes. *J Prosthet Dent* 42: 669-673, 1979.
13. Uhlig H: Uber die Kaukraft. *Dtsch Zahn· arztl Z* 8:30-45, 1953.
14. Schreiber S: Ein neues Ger t zur Messung und Registrierung von Kaukr fteen. *Zahn arztl Rundschau* 66:127-131, 1957.
15. Kraft E: Uber die Bedeutung der Kaukraft f r das

- Kaugeschehen. *Zahn arztl Praxix* 13:129-130,1962.
16. Eichner K: Messung der Krafte bei Kauvorg ngen. *Dtsch Zahn arztl Z* 18:915-924,1963.
 17. Graf H, Grassl H, Aeberhard H-J: A method for measurement of occlusal forces in three directions. *Helv Odont Acta* 35: 7-11,1974.
 18. DeBoever JA, Mc Call WD jr, Holden S, Ash MM: Functional Occlusal force: An investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 40:326-333,1978.
 19. Helkimo E, Ingervall B: Bite force and functional state of the masticatory system in young men. *Swed Dent J* 2: 167-175,1978.
 20. Graber, Pfondler: Die Quintessenz einer praxisbezogenen Kronen-und Br ckenprothetik. *Quintessenz*, Berlin, pp 25-27,1980.
 21. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnen K, Walsh EK, Holbrook WB: Occlusal force during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 46:443-449,1981.
 22. Schwickerath H, Coca I Einzelkronen aus Glaskeramic. *Phillip J* 4:336-338,1987.
 23. Krejci I, Lutz F: In vitro Testverfahren zur Evaluation Dentalaler Restaurationssysteme. Korrelation mit In Vivo Resultaten *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100:1445-1449,1990.

박 성 호

연세대학교 치과대학 보존학교실

경기도 고양시 일산구 백석동 1232 국민건강보험공단 일산병원 치과 보존과

Tel : 031-900-0253, 0620 Fax : 031-900-0343

E-mail : sunhopark@yumc.yonsei.ac.kr