미세전자기계시스템(MEMS)을 이용한 지능형 보철물에 관한 고찰 : A Smart Dental Prosthesis

서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실

남궁철 · 김명주 · 권호범 · 임영준

치아와 치주 조직 및 이를 이용하는 보철물을 포함한 구강 내 환경을 실시간으로 감시할 수 있다면, 보철 치료의 성공과 실패를 예측하고 임상적 합병증을 방지할 수 있을 것이다. 본 논문에서는 미세전자기계시스템(MEMS) 및 생체감지(Biosensing)와 관련된 문헌 고찰을 통해 구강 내 특정 인자들을 모니터링 하는 지능형 보철물의 개념을 소개하고 그 구현 가능성을 살펴보고자 하였다. (구강회복응용과학지 2013:29(3):290 - 298)

주요어: 지능형 보철물, MEMS, Biosensing

서 론

치과 보철학 분야는 구강회복에 있어 성공적인 치료법을 확립시켜왔다. 그러나 특정한 구강 환경하에서 예측하지 못한 보철 치료의 실패가 발생하기도 한다. 예를 들어, 보철물에 과하중(overloading)이 작용하는 경우 이는 보철물의 수명 단축과 실패로 이어진다. 임플란트에서 관찰되는 가장 흔한 합병증은 교합 하중에 의한 생역학적 문제들이다. 과도한 교합 하중은 임플란트 매식제와 상부 보철물의 피로 파절 및 나사 풀림 등을 유발한다.[1] 과하중 및 외상성 교합은 또한 임플란트 변연골 소실을 유발할 수 있으며 이는 임플란트의 완전 실패로 이어지게 된다.[2] 가철성 의치에 과도한 교합 하중이 작용하게 되면 의치상 하방의 잔존 치조골 흡수가 가속화되고 의치 적합성을 저하시킬 수 있다. 치아 지지 고정성 보철물의 실패에서는 생물학적 요소와 생역학적 요소가 복합적으로 작용하게 된다. Goodacre 등[3]이 Medline을 통해 수집한 임상 데이터에 의하면, 고정성 국소의치에서 가장 빈번한 실패 원인은 지대치의 우식 발생(18%)인 것으로 나타났다.

교신저자: 임영준
서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실
서울특별시 종로구 대학로 101, 110-749, 대한민국
Fax: +82-2-2072-3860, E-mail: limdds@snu.ac.kr
원고접수일: 2013년 5월 5일, 원고수정일: 2013년 8월 20일, 원고채택일: 2013년 9월 25일

일상 생활에서 보철물에 가해지는 하중을 실시간으로 직접 측정하여 기록할 수 있고 더 나아가 과하중 발생시 이를 환자에게 전기적 자극과 같은 방식으로 피드백 할 수 있다면, 과하중에 의한 임플란트와 의치의 실패를 예방할 수 있을 것이다. 치아 지지 고정성 보철물 하방에 발생중인 이차 우식을 직접 검출할 수 있다면 자연치의 치관 소실을 방지하여 재수복 가능 기간을 더욱 증가시킬 수 있을 것이다. 본 논문에서는 전통적 보철물에 내포되어(embedded) 구강 내 다양한 환경인자를 모니터링 하는 지능형 보철 시스템 구성에 대해 살펴보고자 한다.

미세전자기계시스템(MEMS)

보철물에 부착되어 구강 내 환경을 감지하기 위한 센서는 무엇보다 크기가 작아야 한다. 또한 장시간 모니터링이 가능 하기 위해 전력 소비가 적어야 하고, 전자 회로와의 통합성이 높아야 한다.[4] 이에 적합한 것이 미세전자기계시스템(MEMS; Micro-electro-mechanical System) 기반의 센서이다. MEMS는 매우 작은 장치들을 설계하고 제작할 수 있는 기술의 총체를 말한다. MEMS에서 각 요소들은 1 - 100 ㎛ 정도이며, 이로부터 구성된 MEMS 장치는 통상 20 - 1000 ㎛ 정도 크기이다.[5] 1959년 파인만이 그의 강의 "*There's Plenty of Room at the Bottom*"를 통해 미세 가공과 나노 수준의 기계에 대한 가능성을 예측하였다. 미세 가공은 반도체 기술의 발달로 현실화 되는데, wet & dry etching 및 electro discharge machining 등의 기술이 이에 해당한다. 1982년 Professor K.E. Peterson의 표현대로 "*Silicone as a mechanical material*"이 가능해진 것이다.

초창기 MEMS를 적용한 대표적 예는 1967년 발표된 resonant gate transistor이다.[6] 1 mm 길이의 외팔보(cantilever beam)로 구성되어 있으며 특정 주파수에서만 공진하기 때문에 주파수 필터로 작용하게 된다(Fig. 1).

MEMS의 중요한 적용 영역 중 하나가 바로 센서 분야이다. 산업 분야에서 잘 알려진 MEMS 기반 센서로는 자동차에 사용되는 Nova Sensors 사의 압력 센서, Analog Devices 사의 가속도계 및 자이로스코프 등이 있다. 최근 스마트폰에 널리 적용된 미세 자이로스코프의 경우 중앙부에 위치한 빔 형태의 구조물에 정전기력이 작용하여 공진하며, 각도 변화가 생기면 Coriolis 힘에 의해 수직적 변위가 발생하게 된다. 이 때, 공진기와 기질 사이의 정전하 용량 변화로부터 각속도를 검출하는 원리이다(Figs. 2, 3).[7]

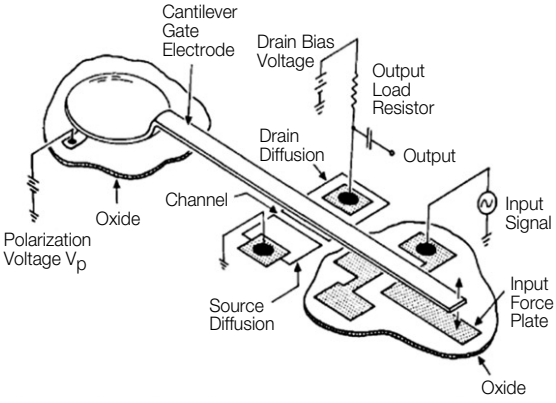


Fig. 1. The resonant gate transistor.[6]

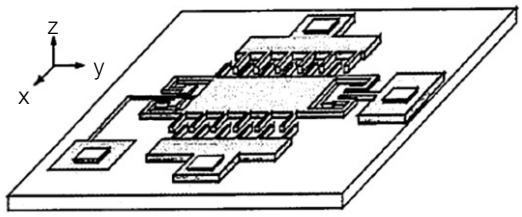


Fig. 2. Schematic drawing of a microgyroscope.[7]

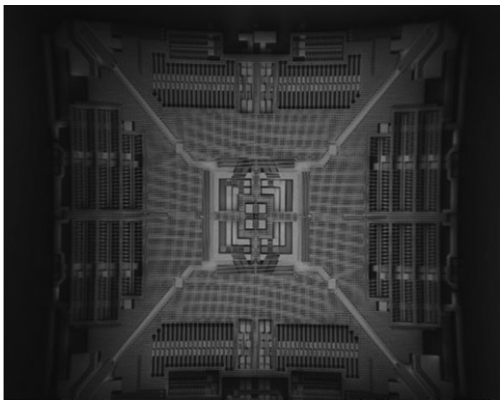


Fig. 3. A microscopic view of a gyroscope sensor created by STMicroelectronics.[8]

MEMS 기반 스트레인 센서

고체 구조물에 작용하는 하중은 주로 스트레인의 직접적인 측정을 통해 역산된다. 전통적으로 변형률 측정은 스트레인 게이지를 통해 이루어진다. 가장 흔한 타입의 스트레인 게이지는 절연판 상부의 금속 박막 패턴으로 구성된다. 구조물에 변형이 발생하면 주요 지점에 부착된 스트레인 게이지 역시 동일 변형률이 발생하며 이는 전기적 저항 변화로 나타난다. 이러한 저항 변화는 주로 Wheatstone bridge를 통해 측정된다.

그러나 이러한 전통적 스트레인 게이지를 치과 보철물을 포함한 생체 측정에 적용시키기에는 한계가 있다. 금속 박막 형태의 스트레인 센서는 감도가 낮고, 크기가 크며, 생체적합성이 떨어지기 때문에 장기간의 적용이 불리하다. MEMS 기반의 스트레인 센서를 통해 이를 극복할 수 있는데, 생체 내에 매립하여 bone strain 측정을 위해 개발된 탄소나노튜브(CNTs; carbon nanotubes)를 이용한 스트레인 센서가 대표적 예가 된다. CNTs는 스트레인 센서로 사용하기에 전기적 특성과 생체적합성이 우수하다. MEMS 공정으로 제작이 어려운 CNTs를 대신해 이를 화학증기증착(CVD)을 통해 대량 성장시켜 탄소나노넷(CNNs; carbon nanonets)을 구현할 수 있다. 2012년 Huang 등이 CNTs를 성장시켜 단벽성탄소나노넷(SWCNNs; single-walled carbon nanonets) 형태로 제작한 스트레인 센서는 기존의 전통적인 스트레인 게이지보다 감도가 2배 정도 우수한 것으로 나타났다(Fig. 4).[9]

Case Western Reserve University에서 MEMS 기술로 제작한 무선 스트레인 측정 시스템을 통해 MEMS 기술 적용의 가능성을 가늠할 수 있다(Fig. 5). 이 장치는 회전축에 발생하는 스트레인

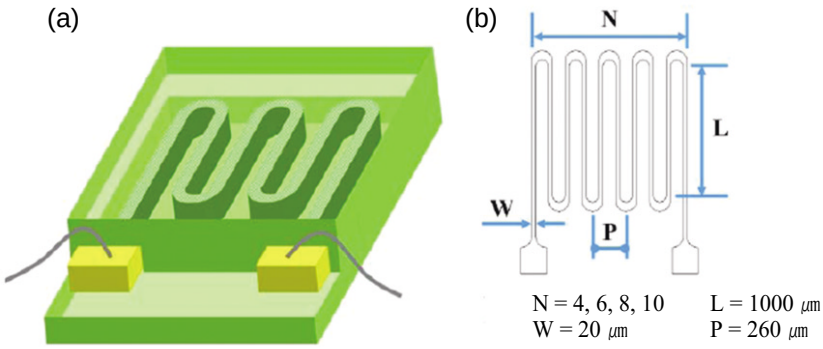


Fig. 4. Strain sensor design: (a) 3d Diagram (b) dimension of SWCNNs pattern.[9]

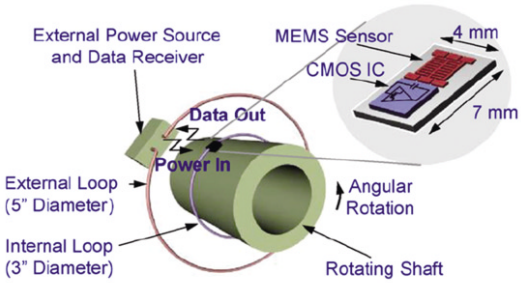


Fig. 5. Wireless MEMS strain sensing system.[10]

을 실시간으로 측정하여 피로 파괴를 예측하는데 도움을 준다. 무선주파수로 전력이 전달되며 스트레인 데이터 역시 무선으로 수신된다. Capacitive MEMS strain sensor에 의해 스트레인에 따라 전위차가 발생하고 ADC (Analog-digital converter)를 통해 디지털 신호로 변화시켜 데이터를 무선으로 전송하게 된다. 동시에 무선으로 수신된 에너지가 안정적인 직류 전원으로 변형되어 시스템에 공급된다. 이 시스템으로 10 kHz 이내의 동적 변형을 ± (0.1 - 1000) micro strain 범위에서 측정할 수 있다.[10]

전력 관리

센서를 활성화시켜 출력 신호를 만들고 이를 디지털로 변환하여 저장하기 위해서는 전력 공급 또한 중요한 문제가 된다. MEMS 기반의 측정 장치는 전력 소모가 매우 적지만, 적절한 에너지 공급이 이루어져야 보철물 내에서 장시간의 모니터링이 가능해질 것이다. MEMS 기반의 생체 측정 장치에서 가장 기본적인 에너지 공급 방식은 얇은 배터리를 이용하는 것이다. 배터리는 그 수명이 아무리 길지라도, 결국은 교체가 필요해진다. 이에 따라, MEMS 기반의 다양한 전력 생산 기술 연구가 진행 중이다.[11] 여기서는 구강 내 환경에 적용할 만한 기전들을 정리하였다.

(1) Piezoelectric Conversion

압전 변화를 이용해 기계적 진동으로부터 전기 에너지를 수확하는 방식이다. 압전 소자의 결정 구조에 변형이 발생할 때, 전기적 평형을 유지하기 위해 전자가 이동하여 전류를 생성시킨다. 에너지 생성을 위해 통상 외팔보 형태의 가공이 선호되는데, 낮은 스트레인에서도 전압을 최대화할 수 있기 때문이다.[12] 압전 재료로는 통상 높은 효율을 갖는 PZT (Lead zirconate titanate)가 선호되지만 생체적합성을 고려하면 AlN (Aluminum Nitride)나 ZnO (Zinc Oxide)의 적용도 고려할 수 있다(Fig. 6). 수축기와 이완기 혈압차(약 40 mmHg)로부터 생성할 수 있는 에너지는 약 373 mW 정도이며, PZT의 변환 효율이 34% 이상이므로 100 mW의 전력을 생산할 수 있다.[11] 구강 내 환경에

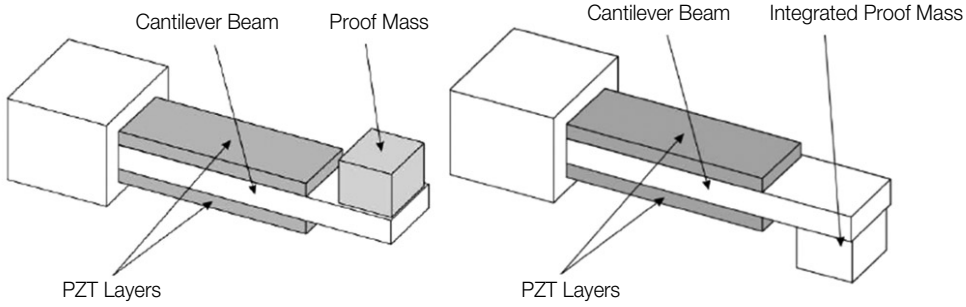


Fig. 6. Schematic of a Laminated Piezoelectric Beam Micro Genearator.[13]

서도 압전 소자를 이용한 에너지 추출이 가장 적합할 것으로 판단되며, 기능 또는 비기능 하중으로부터 상당히 많은 에너지를 수확할 수 있을 것으로 예측된다.

(2) Micro Fuel Cells

미세 연료 전지는 조절된 전기화학 반응으로부터 에너지를 수확한다. 가장 널리 연구되고 있는것은 포도당 기반의 연료 전지이다. 한 분자의 포도당은 이론적으로 24개의 전자를 생성하며, 음극에서 양극으로 전자의 이동에 의해 이론적으로 약 1.24 V의 전위차를 생성할 수 있다.[14] 포도당 연료 전지의 가장 큰 장점은 그 부산물이 생체친화적이라는 것이다. 현재까지 MEMS 기반으로 제작된 포도당 연료전지의 경우 50 - 430 ㎼/㎠ 정도의 에너지를 생성하는 것으로 알려졌다.[11] 구강 내는 포도당이 풍부한 환경으로 농도 확산에 의한 수집을 구현한다면 연료 전지 역시 지능형 보철물의 적절한 전력 공급원이 될 것으로 판단된다.

(3) Thermoelectric Generation

두 종류의 금속 또는 반도체의 양 끝을 접합하고 온도 차를 주면 열기전력이 발생하며 이를 제백 효과(Seebeck effect)라 한다(Fig. 7). 대표적인 예가 thermocouple을 이용해 온도를 전기적 신호로 변환하는 것이다. Carnot 정리에 의하면 열에너지의 최대 변환 효율은 두 열원간의 온도 차에 의해 결정된다. 열전대를 연속하여 연결한 thermopile을 이용해 변환 효율을 측정한 결과, 온도 차가 180℃(200 - 20℃) 일 때 효율은 약 10%이지만, 온도 차가 20℃(40 - 20℃)인 경우 효율은 1%로 감소한다고 한다.[16] Moore 등이 열전대를 이용하여 하루 동안의 구강 내 온도 변화를 측정한 결과 소구치 부위에서 약 50℃(7.9 - 54℃)의 온도 차를 갖는 것으로 밝혀졌다.[17] 따라서 구강 내 온도차를 이용한 에너지 수확은 가능하지만, 변환 효율이 높지는 않을 것으로 판단된다.

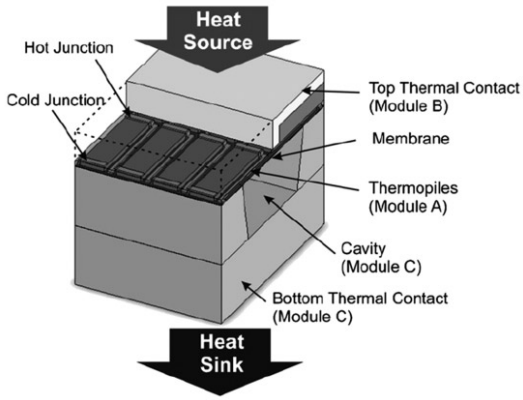


Fig. 7. Schematic of the microstructured thermoelectric generator with optimized heat flow path.[15]

구강 내 모니터링 시스템의 적용 예

MEMS 기반의 장치를 보철물에 내포시켜 구강 내 환경을 모니터링 하는 예는 아직까지 없는 것으로 보인다. 그러나 유사한 목표를 갖는 선행 연구들이 있으며 이를 간단히 정리하였다.

(1) A low power miniaturized autonomous data logger for dental implants[18]

6개의 임플란트지대주에 각각 3개씩 총 18개의 스트레인 게이지를 연결하여 임플란트에 가해지는 하중을 실시간으로 측정하고 저장하는 장치를 임플란트 고정성 보철물 내에 장착시키는 연구이다(Fig. 8). 지대주에는 120도 간격으로 3개의 스트레인 게이지가 장착된다. 이를 통해 축 방향 하중 및 2개의 수직 축에 대한 굽힘 모멘트를 측정할 수 있다. 스트레인 게이지를 외부와 유선으로 연결한 선행 연구에서, passive fit 부족으로 각 abutment에 잔류 변형이 존재하는 것으로

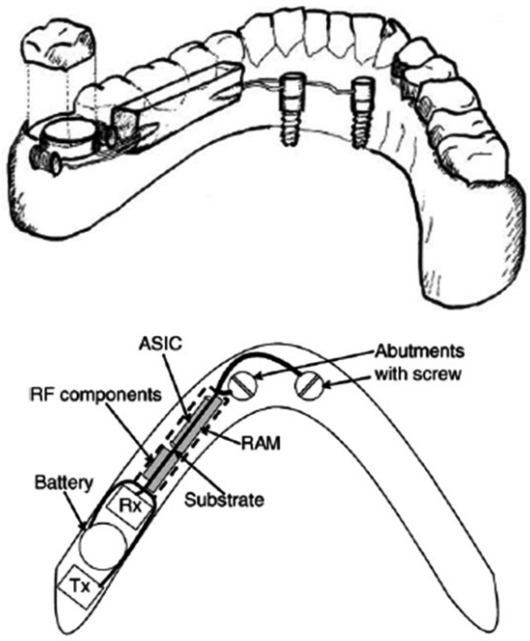


Fig. 8. Dental prosthesis with two abutments (only two of six are shown), equipped with data logger.[18]

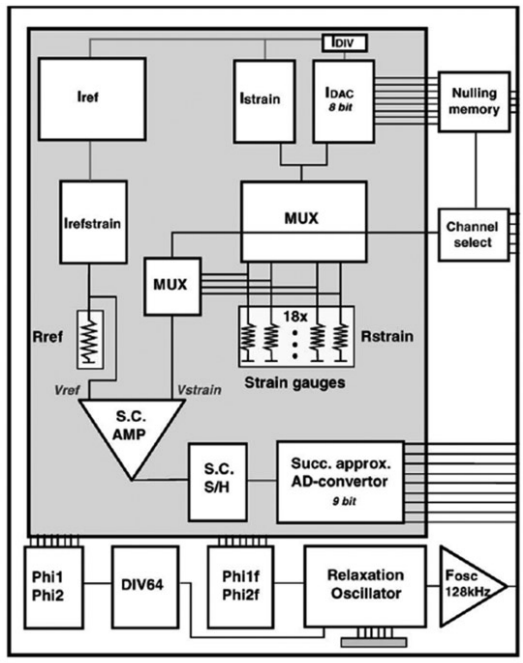


Fig. 9. Sensor interface chip with multi-gauge nulling block.[18]

확인되었다. 이에 따라 하중이 가해지기 전 상태에서 이를 보정해주는 automatic nulling 기능을 구현한 것이 특징적이다(Fig. 9). 전자 회로의 크기는 4.6 mm × 12.8 mm 이며 총 전력 소모량은 124 ㎼이다. 각 스트레인 게이지당 초당 111번의 샘플링을 하며 2 MB RAM을 장착하여 2일 정도의 데이터를 저장할 수 있다. 무선 통신을 통해 시스템 설정을 조정하고 저장된 데이터를 수신하게 된다. 측정 오차는 약 20 microstrain이며, 로드셀을 이용해 정적 하중 오차를 측정한 결과 절대 오차는 약 1.22 Ncm 인 것으로 보고되었다.

(2) Development of wireless bruxism monitoring device based on pressure-sensitive polymer composite[19]

Kim 등은 구강 스플린트에 압력 센서와 직접 회로를 장착하여 이갈이를 실시간으로 모니터링 할 수 있는 시스템을 구현하였다. 압력 센서로 채택된 carbon black-polymer composite는 압력이 가해질 때 저항이 낮아진다(Fig. 10). 8 bit PIC 컨트롤러를 이용하여 저항 변화에 따른 전압 신호를 디지털로 변환하여 무선 송신하고, 수신 모듈이 이 데이터를 수신하여 PC에 저장하는 방식이다. 초당 4회의 측정을 수행하여 작동 주에는 약 17 mW의 전력을 소비한다. 자석 스위치를 이용하여 필요 시 장치를 휴지시킬 수 있으며 이 때 대기 전력은 약 1 mW이다. 1.55 V의 silver oxide battery를 이용하여 약 5일 정도 가동시킬 수 있다. 무선 송달 거리는 약 100 m였다.

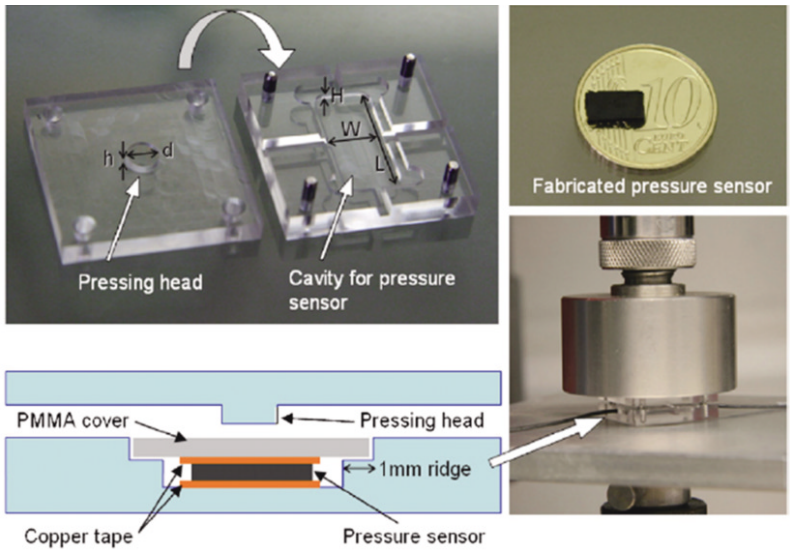


Fig. 10. Compression test for measuring the conductivity of the pressure sensor using compressive test instrument.[19]

(3) A pH-ISFET and an integrated pH-pressure sensor with back-side contacts[20]

구강 내 pH 변화를 측정하기 위해서 통상 유리 전극을(glass electrode)를 이용하여 왔다. 그러나 본 연구에서는 ISFET (ion-selective field-effect transistor)를 이용하여 pH 측정 센서를 소형화 하였다. 반도체 제조 공정을 이용하여 제작된 pH-ISFET은 크기가 1.5 mm × 1.5 mm 정도이고, 이를 가철성 국소의치 인접판에 부착하여 법랑질 표면 치태의 pH 변화를 측정할 수 있었다(Fig. 11). 치태의 pH 변화를 실제로 측정한 결과 기존 방식과 유사한 변화 양상이 관찰되었다. 센서의 민감도는 55 mV/pH 이며 측정 오차는 약 0.1 pH 였다.

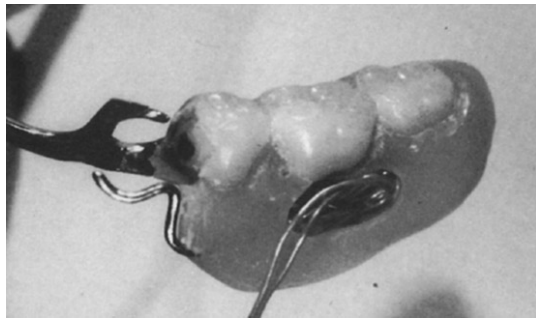


Fig. 11. A back-side contacted pH-ISFET mounted in a partial denture.[20]

결 론

교합 하중을 포함한 구강 내 환경을 모니터링 할 수 있는 지능형 보철 시스템 구현을 위해 필요한 구성 요소들에 대해 살펴보았다. 가장 중요한 것은 최소 크기 및 최소의 전력 소모를 갖는 센서이며, MEMS 기술을 적용한 스트레인 게이지 및 pH meter 등에서 그 가능성을 찾아볼 수 있었다. 일상 생활 하에서 장시간 모니터링을 위해서는

전원 공급 역시 중요한 문제가 되는데, 소형 배터리 외에 압전 소자나 연료 전지 등을 이용한 전력 생산을 고려해 볼 수 있다. MEMS 기술을 이용해 최적화된 형태는 아니지만, 몇 개의 선행 연구들에서 임플란트 지대주의 스트레인 측정, 압력 센서를 이용한 이갈이 모니터링 및 치태의 pH 측정 등이 성공적이었음을 확인할 수 있었다. 지능적 보철 구현을 위해 향후 센서를 포함하여 측정 시스템의 강건성 확보 및 임상적 결과와의 상관성에 대한 후속 연구가 필요하다.

REFERENCES

1. Fu JH, Hsu YT, Wang HL. Identifying occlusal overload and how to deal with it to avoid marginal bone loss around implants. Eur J Oral Implantol 2012:5 Suppl; S91-103.
2. Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of implant failures. Periodontol 2000 1994;4:127-38.
3. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent, 2003:90;31-41.
4. Ko, Wen H. Trends and frontiers of MEMS. Sensors and Actuators A: Physical 2000:136;62-67.
5. Waldner, Jean-Baptiste. Nanocomputers and Swarm Intelligence. London: ISTE John Wiley & Sons, 2008: 205. ISBN 1-84821-009-4.
6. Nathanson HC, Newell WE, Wickstrom RA, Davis JR. The resonant gate transistor, IEEE Trans. Electron Dev., 1967;14:117-133.
7. Tanaka K, Mochida Y, Sugimoto M, Moriya K, Hasegawa T, Atsuchi K, Ohwada K. A micromachined vibrating gyroscope. Sensors and Actuators A: Physical 1995:50;111-115.
8. Nick Bilton. The Sensors Are Coming!. New York Times. 2011.05.19.
9. Huang YT, Huang SC, Hsu CC, Chao RM, Vu TK. Design and fabrication of single-walled carbon nanonet flexible strain sensors. Sensors (Basel). 2012;12:3269-80. doi: 10.3390/s120303269. Epub 2012 Mar 7.
10. Suster M, Guo J, Chaimanonart N, Ko WH, Young DJ. A highperformance MEMS capacitive strain sensor microsystem IEEE, J. Microelectromech 2006. Syst. 15:1069-1077.
11. Lueke J, Moussa WA. MEMS-based power generation techniques for implantable biosensing applications. Sensors (Basel). 2011;11:1433-60. doi: 10.3390/s110201433. Epub 2011 Jan 26.
12. Zelenka J. Piezoelectric Resonators and Their Applications; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 1986.
13. Lu F, Lee HP, Lim SP. Modeling and Analysis of Micro Piezoelectric Power Generators for Micro-Electromechanical-Systems Applications. Smart Mater. Struct. 2004,13:57-63, doi: 10.1088/0964-1726/13/1/007.
14. Rao JR. Boelectrochemistry. I. Biological Redox Reactions; Milazzo, G., Black, M., Eds.; Plenum Press: New York, NY, USA, 1983:283-355.
15. Huesgen T, Woias P, Kockmann N. Design and Fabrication of MEMS Thermoelectric Generators with High Temperature Efficiency. Sensors and Actuators A: Physical 2008:145-146,423-429.
16. Paradiso JA, Starner T. Energy Scavenging for Mobile and Wireless Electronics. IEEE Pervasive Comput 2005;4:18-27.
17. Moore RJ, Watts JT, Hood JA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. Eur J Orthod. 1999;21:249-61.
18. Claes W, Puers R, Sansen W, Cooman M. De, Duyck J, Naert I. A low power miniaturized autonomous data logger for dental implants. Sensors and Actuators A 2002;A97-98:548-556
19. Kim JH, McAuliffe P, O'Connell B, Diamond D, Lau KT. Development of wireless bruxism monitoring device based on pressure- sensitive polymer composite. Sensors and Actuators A: Physical. 2010;163:7.
20. Van den Vlekkert HH, Kloeck B, Prongue D, Berthoud J, Hu B, Rooij NFD. A pH-ISFET and an integrated ph-pressure sensor with back-side contacts. Sensors and Actuators 1998;14:165-176.

A Review of a Smart Dental Prosthesis using Micro-electro-mechanical System

Cheol Namgung, Myung-Joo Kim, Ho-Beom Kwon, Young-Jun Lim

Department of Prosthodontics and Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University

It will be possible to predict the success and failure of the prosthodontic treatment and prevent clinical complications if the oral environment including prostheses and their supporting teeth and periodontium can be monitored in real time. The aim of this report is to introduce the concept of a smart prosthesis, which monitors specific factors in the oral cavity, and investigate its feasibility through a literature review of MEMS (Micro-electro-mechanical System) and Biosensing.
(J Dent Rehab App Sci 2013:29(3):290 - 298)

Key words: Biosensing, MEMS, Smart dental prosthesis

Correspondence to: Young-Jun Lim
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University
101 Daehak-ro, Jongno-gu, Seoul, 110-749, Korea
Fax: +82-2-2072-3860, E-mail: limdds@snu.ac.kr
Received: May 5, 2013, Last Revision: August 20, 2013, Accepted: september 25, 2013