

부정교합 진단을 위한 교합력 분석 소프트웨어의 설계 및 구현 : A Pilot Study

박경종[†], 김태윤^{**}, 최흥국^{***}

요 약

교합력 측정과 분석은 힘의 관계를 분석하여 치아의 역학적 관계를 진단하는 방법이다. 본 연구에서는 새로운 교합력 측정 및 분석 시스템 개발의 기초 연구로써 측정 소프트웨어를 설계 및 구현하고 유용성을 평가한다. 이를 위해 교합력의 정상, 비정상을 효과적으로 측정할 수 있는 다양한 도구들을 개발하였다. 첫째, 치아에 작용하는 힘의 중심 변화를 나타내는 표지의 경로와 14개로 나뉜 치아 영역별 교합력 분포를 정량적인 수치와 함께 가시화 하였으며, 둘째, 교합력이 어느 치아의 특정한 영역으로 치우쳐서 작용하는가를 판단할 수 있도록 하기 위해 좌·우 치아 영역의 힘의 균형을 비율로 측정할 수 있는 도구를 구현하였다. 또한 0.5초 단위로 측정된 교합력의 변화를 소프트웨어 상에서 기록할 수 있도록 하였다. 센서 시트 방식의 측정 하드웨어와 연동하여 테스트한 결과, 힘의 분포와 균형을 효과적으로 확인할 수 있었다.

Design and Implementation of Occlusion Force Analysis Software for Malocclusion Diagnosis : A Pilot Study

Kyoung-Jong Park[†], Tae-Yun Kim^{**}, Heung-Kook Choi^{***}

ABSTRACT

Occlusion force measuring and analysis is a diagnostic method of tooth dynamics through the related force analysis. In this paper, we design and implement a series of occlusion force measuring software and evaluate its utility as a base system for a new occlusion force measure and analysis system development. For the reason, we developed a group of tools to measure the normal and abnormal occlusion force. Firstly, we have visualized the occlusion force distribution with quantitative figures. The center of force (COF) variation was visualized the path of marker according to teeth dynamics and the distribution of occlusion forces in 14 tooth regions. Secondly, we have implemented a left and right tooth force balance measurement ratio tool to estimate a specific tooth region force. Furthermore, the measured occlusion force variation recorded in the software each 0.5 second. As the result of the physical examination by the accessed hardware of sensor sheet method, we confirmed the distribution and balance of forces effectively.

Key words: Occlusion Force(교합력), Software Design and Implementation (소프트웨어 설계 및 구현), Center of Force(힘의 중심), Malocclusion Diagnosis(부정교합 진단)

※ 교신저자(Corresponding Author) : 최흥국, 주소 : 경남 김해시 어방동 607(621-749), 전화 : 055)320-3437, FAX : 055)322-3107, E-mail : cschk@inje.ac.kr

접수일 : 2008년 4월 16일, 완료일 : 2008년 9월 29일

[†] 준회원, 인제대학교 전산학과 석사과정

(E-mail : kevinpark1981@gmail.com)

^{**} 준회원, 인제대학교 전산학과 박사과정

(E-mail : liminus@paran.com)

^{***} 종신회원, 인제대학교 컴퓨터공학부 부교수

1. 서론

교합력이란 저작근(masseter)의 수축에 의하여 발생하는 장력의 대합(對合: involution)치 또는 그 사이에 존재하는 물질을 매개로 하여 가해지는 힘을 말한다[1]. 교합력에 영향을 미치는 요소로는 연령, 성별, 근육의 활성화도, 악관절의 기능, 임플란트(implant)등이 있다[2-4]. 이러한 교합력이 중요한 이유는 측정치가 치아 및 저작계의 질환을 검사하고 치료효과를 평가하는 기준이 되며, 의치 제작에도 중요한 수치가 되기 때문이다.

교합력은 크게 두 가지의 정보로 나눌 수 있는데 하나는 치아 각각의 시간에 따른 압력의 변화를 알아보는 정보이며, 다른 하나는 교합력의 좌·우 균형을 알아보는 정보이다. 이러한 정보들을 바탕으로 임상에서는 교합력의 적합성을 판단한다. 교합력에 이상이 생긴 환자들의 경우 다양한 치아질환이 나타나게 된다[5]. 그림 1(a)은 상악(윗니)과 하악(아랫니)이 마주쳐서 발생하는 교합력의 발생 위치를 나타내며, 그림 1(b)는 부정교합으로 발생하는 치아 질환의 예를 보여준다.

치아가 빨리 상실되거나 치아질환이 발생하는 원인 중의 하나는 치아가 약하기 때문이 아니라 교합관계가 좋지 못하기 때문이다.

그림 1(c)는 치아에서 영향을 미치는 힘의 관계를 나타낸다. 적색 화살표는 강한 교합력을 처음으로 받아들이는 부분이고, 청색 화살표는 교합력으로 인해 치질이 변형되는 부위와 치질이 변형되려고 하는 부위, 녹색 화살표는 교합력으로 인해 무너진 치벽을 나타낸다. 부정교합으로 손상된 치아의 교합면을 보면 적색 화살표 부위의 표면이 아주 매끈하게 되어 측방 운동 시 대합치아의 교합 면과의 마찰저항을 최소화하게 되나, 이 부위는 치아의 인접 면이 닿는 과정에서 계속적으로 교합평면으로 이동되어 다시

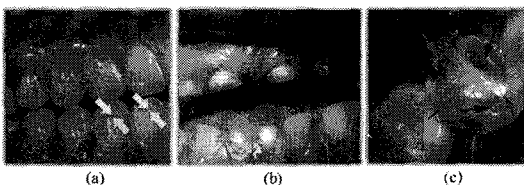


그림 1. 치아의 교합력 (a)발생 위치; (b)부정교합으로 인한 질환; (c)힘의 관계

강한 힘을 받게 되는 악순환이 지속된다. 따라서 이 부위의 치질은 곧잘 벗어지게 되고, 음식물이 유동하는 과정에서 약해진 치질이 쓸려나가며, 교합력이 가해지는 한 움푹 팬 곳은 더욱 깊어지게 된다. 원래는 치벽이 아니었지만 움푹 팬 곳이 생기면서 치벽이 형성되며 패인 곳이 점차 커지면서 치벽 또한 얇아지면서 소실되게 된다. 이러한 과정들은 치아의 마모를 가져오거나 의치의 흔들림 등으로 이어지게 된다.

이와 같은 부정교합을 진단하는 방법에는 교합력 측정과 교합력 분석 두 가지 방법이 있다. 교합력 측정이란 상·하 치아사이에서 이루어지는 힘의 변화 즉, 교합력의 변화를 측정하는 것으로 저작(咀嚼: mastication)계의 생 역학적 특성을 평가하거나 치아 및 저작계의 질환을 검사하고 치료효과를 평가하는 신뢰성 있는 방법의 하나로 이용되고 있다[6]. 교합력 분석이란 이들 힘의 관계를 분석하여 치아의 역학적 관계를 진단할 수 있는 정보를 제시해주는 방법이다.

통계에 의하면 60세가 되면 치아는 절반 밖에 남지 않고, 70세 이상은 40%에 불과하다. 일반적으로 치아가 상실될 경우, 의치로 대처하게 되고 이로 인해 교합력의 변화를 가져오게 된다. 의치 제작 시에 정확한 외과적 수치를 얻기 위해 석고 모형의 분석 등을 이용하기도 하지만 오차가 발생하는 문제점이 있다[7]. 따라서 이러한 문제점을 해결하기 위해서는 빠르고 정확한 교합력 계측 방법이 필요하며 측정 시에 치아 배열상태, 저작능력 해석, 치아의 객관적 기능 평가에 쉽게 적용 가능한 데이터를 얻을 수 있어야 한다. 또 사용자인 치과 의사, 보철제작자에게 맞추어 필요로 하는 정보를 쉽게 취득할 수 있도록 가공되어야 하며 이를 위해서는 치아의 기능에 따라 그 특성에 맞는 힘의 분석이 필요하고 시각적인 정보와 측정된 자료의 정보가 쉽게 접목될 수 있도록 하여야 한다.

1681년 Borelli 가 최초의 교합력 측정기를 고안하여 교합력을 측정한 이후, 오랜 기간 연구가 이루어져왔다[8-10]. 그러나 대부분의 이전 연구는 사용된 교합력 측정 장치의 부적합성으로 인하여 큰 오차가 발생할 수밖에 없었다. 현재에 이르러 IT기술의 발달과 함께 스캔 장비를 이용하여 정밀하고 간편한 교합력 측정 시스템들이 개발되어 이러한 교합력 측정상의 문제점들이 점차 해소되어 가고 있으며 이에 따라 임상 전문가들에 의한 교합력 연구 또한 활발하게

진행되고 있다.

교합력에 관한 연구가 활발해짐에 따라 연구 대상의 범위도 다양해지고 있는데 치주질환 환자, 측두하악장애 환자, 교모증 환자 등 다양한 연구 대상에 대해 교합력 변화 양상에 관한 연구가 보고되고 있다. Floystrand 등은 새로운 교합력 측정 방법에 관련된 연구를 수행하였으며[11], 정상교합의 개념에 대해 Kingsley는 정상 치궁은 모든 치아가 하나의 곡선을 형성한다고 보고하였다[12]. 국내 연구의 경우 계측을 위한 새로운 시스템의 개발보다, 상용 시스템을 이용하여 다양한 임상에 적용하고 분석하는 연구가 주를 이루고 있어 큰 한계점을 보이고 있다.

이러한 기존 시스템의 한계성에 따라 본 연구는 새로운 교합력 측정 시스템 개발을 위한 사전 기초 연구로써 쉽고 빠르게 실시간으로 교합력을 측정하기 위한 소프트웨어의 설계 및 구현을 목적으로 한다.

이를 위해 현재 많은 상용 시스템에서 이용하는 센서 시트 방식의 측정 하드웨어 프로토타입과 연동하여 간단하게 교합력을 측정해보고 임상 전문가의 자문을 통해 소프트웨어의 성능 평가를 수행하려한다.

본 논문은 다음과 같이 구성되어 있다. 2장에서는 관련된 기존 연구들과 문제점을 간단히 소개하고 3장에서는 하드웨어 및 소프트웨어의 설계 및 개발에 대해 소개한다. 4장에서는 정상교합과 부정교합의 측정 결과 비교를 통해 개발 소프트웨어의 유효성을 평가한다. 마지막으로 5장에서는 간단한 고찰과 함께 본 논문을 마무리한다.

2. 관련연구

현재 교합력 측정을 위한 다양한 방식의 시스템들이 개발되고 왔다. 대표적으로 사진교합(photoocclusion), T-Scan™, Dental Prescale System®[13-15] 등을 들 수 있으며, 최근의 시스템들은 얇고 압력감지필름(pressure-sensitive film)을 주로 사용하고 있다. 이중 대표적인 T-Scan™ II system (Tekscan INC., USA)은 얇고 부드러운 센서 시트(sensor sheet)를 이용하며, 교합 양상의 분석에 다각도로 사용되고 있다. 국내에서도 이 시스템을 이용한 교합력 측정 연구가 일부 보고 되고 있다. 습관적 편측저작자들과 양측저작자 사이에 교합양상의 특이성을 비교연구 하였으며[16], 편측성 측두하악장애 환자의 교합상

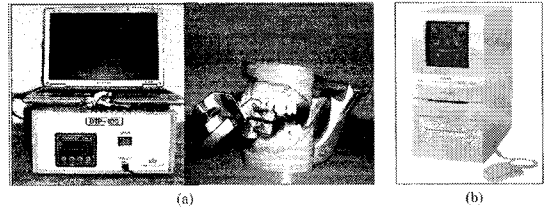


그림 2. 교합력 측정 시스템 (a)편측 교합력 측정기(Denbotics Co., Korea); (b)Dental prescale system FPD-703(Fuji Photo Film, Tokyo)

태를 조사하고, 치료 전과 후의 변화를 평가하였다 [17]. 그러나 이러한 기존 제품들은 압력 센서에 가해진 교합력만을 단순히 표시해주며, 사용에 있어 전문적이고 숙달된 기술을 요구함으로써 비전문가가 쉽게 접근하지 못하도록 하는 단점이 있다.

권 등은 교합력 측정 시스템 중 국내에서 개발한 편측 교합력 측정기와 Dental Prescale System®을 이용하여 교합력 측정하고 그 결과를 비교 하였다 [18]. Denetal Prescale System®의 경우 두께가 매우 얇은 압력감지필름을 이용하므로 교합력의 변화를 최소화할 수 있으며 상대적으로 쉽고 빠르게 측정이 가능하다는 장점을 가진다.

Dental Prescale System®은 이러한 우수성에도 불구하고 여전히 몇 가지 기술적인 한계점을 보이고 있다. 권 등의 연구에서 보고된 결과를 바탕으로 두 시스템의 문제점들을 간단히 요약하면 아래 표 1과 같이 정리된다.

두 시스템 모두 측정 장치 연동된 PC상의 프로그램을 이용하여 결과를 출력하게 되는데 소프트웨어의 측면에서도 많은 한계점을 보이고 있다. 편측 교합 측정기의 경우는 단순히 최대 교합 수치만을 표시할 수 있으며, T-Scan™이나 Dental Prescale System®등의 대표적인 해외 시스템들은 교합력, 교

표 1. 편측 교합 측정기와 Denetal prescale system®의 기술적인 한계점

시스템 명	기술적인 한계점
편측 교합력 측정기	전체 치열이 아닌 어느 특정 부위의 교합력만 측정 급속 측정기의 두께로 인한 오차 발생
Denetal prescale system	전치부 치아의 위양성(false positive) 교합 반응 발생 가능 교합된 접촉점을 일정 수준의 해상도 단위로만 스캔 장비의 기술적인 제한

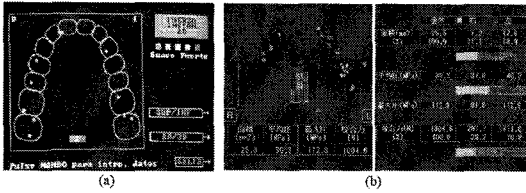


그림 3. 소프트웨어 인터페이스 비교 (a)T-Scan™ system (Tekscan INC., USA); (b)Dental Prescale System FPD-703(Fuji Photo Film, Tokyo)

합면적, 교합 균형 등의 다양한 정보를 제공하고 있으나 그림 3에서 볼 수 있듯이 국내 실정에 맞지 않는 소프트웨어 인터페이스만을 제공하고 있다. 특히 이러한 시스템들은 분석 컴퓨터와 스캔장비가 통합된 올인원 형태의 측정기이므로 소프트웨어의 기능 확장을 위한 프로그래밍이나 정밀 조정 등은 불가능하다. 그러나 이러한 문제점에도 불구하고 현재까지 국내에서 교합력 측정을 위한 소프트웨어 개발을 위한 시도는 보고된 바가 없는 실정이다.

3. 연구방법

3.1. 측정 하드웨어 개발

본 연구에 사용된 교합력 측정 하드웨어는 압력감지저항(force sensing resistor) 센서를 기본으로 한다. 압력감지저항은 센서 표면에 힘을 증가시킬 때 감소하는 저항이 발생하는 중합체의 필름(polymer film) 장치라고 할 수 있다. 표면에 가해진 힘이나 압력에 의한 저항의 변화를 이용하여 동적인 힘을 측정하는 것이다. 전도성의 고무와 비교해 볼 때 전기적 이력현상이 거의 없고 피에조 필름(Piezo Film)과 비교해 보면 압력감지저항이 진동과 열에 훨씬 더 영향이 적다.

그림 4는 압력감지저항 센서의 기본 구조를 보여준다. 기본 구조는 그림과 같이 3개의 층으로 구성되어 있으며 다양한 형태를 가질 수 있다. 1번 부분의

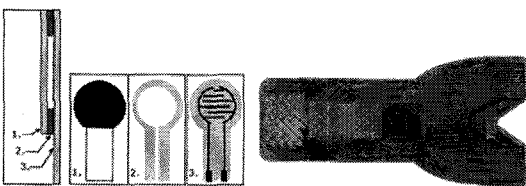


그림 4. 압력 감지저항 센서의 기본 구조

검정색 하부 반도체 폴리머와 2번 접착층은 정확한 두께로 양면이 접착성을 가진다. 센서의 각 부분을 연결하며 일정한 거리를 유지토록 되어 있으며 전도체 호일의 내부는 은도금화 된 회로를 구성한다.

그림 5는 일반적인 압력감지저항에 대해서 힘을 가했을 때 나타나는 저항(kΩ)의 변화를 측정한 그래프이다. 작동 표면에 인가되는 힘·압력에 따라 전기적 저항이 변화하는 것으로 전도체 내부에 구성된 회로의 접촉으로 인한 작동으로 힘이나 압력이 크면 클수록 더 적은 저항이 발생한다.

그림 6은 본 연구에 사용된 압력 측정센서의 구성요소들을 나타낸다. 감압성 물질(pressure sensitive material)과 전도성 도선(conductive leads), 회로기판(substrate), 그리고 이를 둘러싼 센서 영역으로 구성되어 있다. 센서의 핵심은 감압성 물질 부분에 있다고 할 수 있으며, 압력감지저항 센서의 압력 변화는 두 개 층간의 압력 변화 값이 된다. 교합력 측정 장치를 개발하기 위해서는 이런 압력감지저항 센서의 값을 사용자가 보기 편하도록 변환시켜주는 장치 개발이 우선적으로 이루어져야 한다. 본 연구에서는 센서의 핵심 부분인 감압성 물질은 기존 상용 제품을

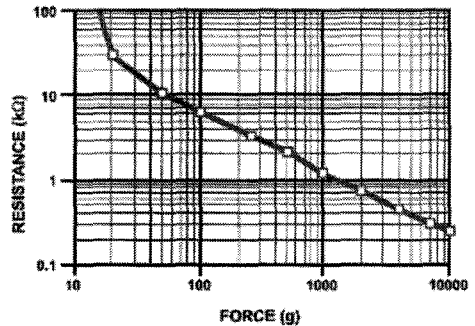


그림 5. 힘(g)에 대한 저항(kΩ)의 변화 측정

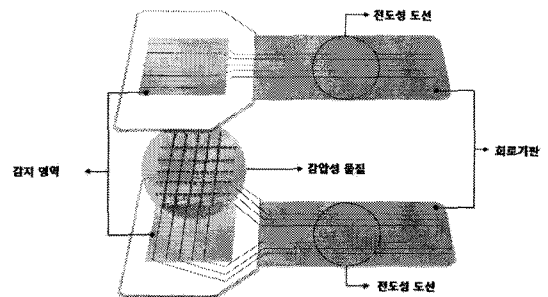


그림 6. 압력 측정 센서의 구성 요소

그대로 사용하며, 센서 측정 단말기와 입력되는 데이터를 가공할 소프트웨어를 새롭게 개발하였다.

사용된 측정 하드웨어 설계 및 개발은 협력업체에서 담당하였으며, ATmega128 기반 센서 신호처리 장치가 개발되었다. 압력감지저항 센서의 데이터 값을 취득하기 위해서는 AD(analog to digital) 신호처리가 필요한데 이 부분은 일반적으로 많이 사용되고 있는 마이크로프로세서인 ATmega128을 이용했으며 치아 부위별 교합력 데이터를 취득하기 위하여 입력부를 설계 하였다.

그림 7은 개발된 인쇄회로기판(printed circuit board)의 1차 버전과 2차 버전이다. 인쇄회로기판을 이용하여 기복적인 데이터 값 분석 및 마이크로프로세서 연동시험을 실시했다. 2차 기판을 이용하여 교합력 데이터 취득 방법에 대한 알고리즘을 구현 하였다. 이 마이크로프로세서 내부에 탑재된 센서 데이터 취합용 펌웨어의 동작 과정은 다음 그림 8과 같다.



그림 7. 인쇄회로기판 설계 (a)1차 기판; (b)2차 기판

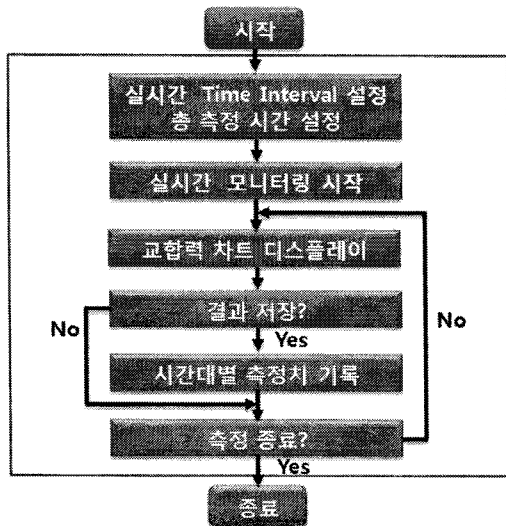


그림 8. 센서 데이터 취합용 펌웨어 동작 과정

먼저 시간 간격과 총 측정 시간을 설정하고 시작버튼을 누르면 실시간 모니터링이 시작된다. 센서로부터 받아들인 압력 값과 압력 변화 등의 정보들이 측정 하드웨어와 연동하는 PC에 설치된 개발 소프트웨어를 통해 출력되며 측정된 값들의 저장 여부를 사용자가 선택할 수 있다. 초기 설정한 측정 시간이 완료되면 측정이 끝나게 되며 종료를 원하지 않을 경우 반복적으로 다시 측정을 시작할 수 있다.

3.2. 측정 및 분석 소프트웨어 설계 및 개발

그림 9는 개발된 교합력 측정 소프트웨어의 전체 동작 과정이다. 센서를 이용해 측정된 환자의 교합력 데이터를 0.5초 실시간 단위로 전송 받는다. 하드웨어와 소프트웨어 간의 데이터 통신 인터페이스는 사용자가 USB와 RS232C 둘 중 하나를 택일해서 전송하게 된다. 전송된 데이터는 실시간 처리 모듈에 의해서 특정 값을 추출하게 된다. 모든 특정 값 추출이 완료되면 시간정보와 함께 데이터베이스에 저장되게 된다. 가시화 모듈은 저장된 데이터를 이용해 시간정보에 따라 그래프나 힘 정보, 점 접촉 정보들을 여러 가지 방법을 이용해 가시화 한다.

치아는 절치, 견치, 구치 등으로 구별되는 위치에 따라 교합력의 발생 패턴이 틀리고 시간에 따라 치아 운동 시에 접촉되는 면적과 강도가 틀려진다. 그리고 측정을 위해 무는 물체(교합 시트의 두께는 약 8 μ m)에 따라 그 힘의 분포가 틀려지게 된다. 본 연구에서는 이러한 임상적 특징을 고려하여, 교합력의 측정 및 분석을 위해 힘의 중심(COF, center of force)의 계산 및 표지를 이용한 경로 가시화 방법을 이용하였다.

그림 10(a)는 치아 영역에서의 COF의 개념을 나

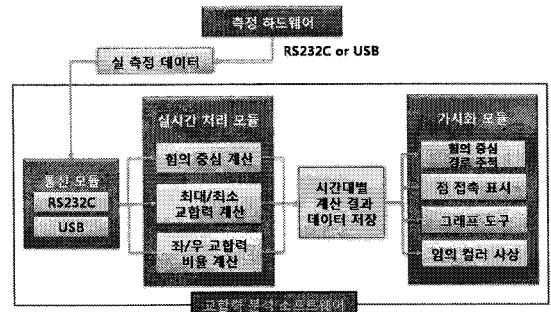


그림 9. 측정 소프트웨어의 전체 구조도

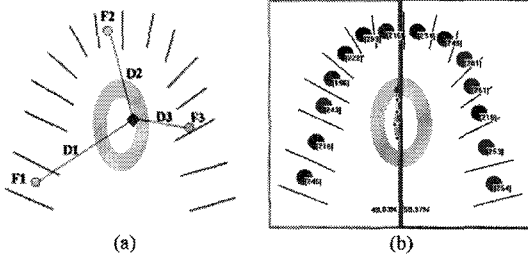


그림 10. 힘의 중심의 개념(a); 소프트웨어 측정화면(b)

타낸 것이다. 이러한 COF의 위치는 각 치아 영역의 힘이 평형을 이루는 모멘트로 계산될 수 있으며, 예를 들어 세 개의 힘 F1, F2, F3이 동시에 작용하는 경우의 COF는 식(1)을 이용해 쉽게 구할 수 있다 [19]. 여기서 D는 거리(distance), F는 힘(force)을 각각 의미한다.

$$D1 * F1 = D2 * F2 = D3 * F3 \quad (1)$$

그림 10(b)는 개발된 소프트웨어의 실제 측정화면으로, 측정 센서로부터 받아들이는 압력 값을 0~255의 값으로 정규화 하여, 14개의 각 치아 영역 별로 표시하도록 되어 있다. 또한 시간에 따른 교합력의 변화를 그림 10(b)의 중앙 부분과 같이 COF 표지로 표시하고 시간별로 그 이동경로를 나타낼 수 있도록 하였다. 이상적인 교합력 분포에 가까울 경우, COF 표지의 위치는 중심부분에 가까우며, 전반적으로 직선의 형태의 이동 경로를 나타내게 된다. 그리고 좌·우 힘의 비율을 계산하여 실시간으로 정보를 보여주도록 하였다.

마지막으로 센서를 통해 입력된 각종 수치 정보의 효과적인 가시화를 위해 14개의 치아 영역의 압력값 분포에 대해 RGB 밴드 중 적색과 청색 영역을 이용해 그림 11(a)와 같이 색인 표(lookup table)를 생성하고 임의 컬러 사상(pseudo color mapping)을 적용하였다. 측정 화면상에는 입력되는 센서의 압력값이

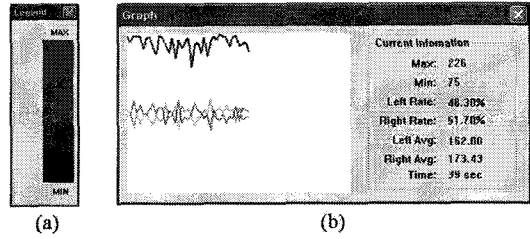


그림 11. 교합력 가시화 도구 (a)색인 표; (b)실시간 교합력 그래프

낮을수록 청색에 가깝게 나타나며 높을수록 적색에 가깝게 표시된다.

측정화면의 하단에 위치한 그림 11(b)의 교합력 그래프는 압력값의 변화를 실시간으로 표시해주는 도구이다. 그래프의 청색 직선은 각각 해당 시간의 최대 교합력을, 적색, 녹색 직선은 각각 치아 좌, 우측 영역의 평균 교합력의 실시간 변화를 나타낸다. 그래프 우측 정보 표시 창에는 해당 시간대의 최대, 최소 교합력, 좌·우측 영역의 상대적인 비율, 좌우측 영역의 평균적인 교합력, 시간 정보 등을 함께 제공하여 교합력 분석에 도움을 준다.

4. 연구결과

본 연구의 소프트웨어 개발환경은 Intel® Pentium® 4 1.7Ghz, RAM 1GB 시스템이며, 개발언어는 Microsoft Visual C++® 6.0 버전을 사용하였다.

소프트웨어의 테스트는 기초 연구라는 본 연구의 특성상 임상 환자를 대상으로 하는 측정은 수행하지 않았으며 2명의 피검자를 선정하여 수행되었다. 측정은 대상별로 각각 1분씩 2회를 수행하였다. 아래 표 2는 소프트웨어 내부에 기록된 결과를 바탕으로 2회의 테스트 결과에 대한 좌우 힘 분포의 평균값과 각 회 측정 완료 시점까지의 시간대별 기록 중에서 최대값, 최소값 그리고 각 회의 좌우 영역별 평균 교

표 2. 2명의 대상에 대한 교합력 측정 결과

피검자	연령	평균 힘 비율 (좌/우 %)		최대 교합력	최소 교합력	영역별 교합력 평균 (좌/우)					
		1회	2회			1회	2회	1회	2회	평균	
A	30	1회	56.33/43.67	평균	1회	255	1회	63	1회	224.38/217.26	평균
		2회	52.61/47.39		2회	249	2회	48	2회	216.09/228.22	
B	28	1회	74.67/25/33	평균	1회	241	1회	3	1회	199.34/101.56	평균
		2회	76.92/23.08		2회	234	2회	9	2회	184.98/121.04	

합력을 정리한 결과이다.

위 표에서 최대, 최소 교합력의 경우 0.5초 단위로 기록했을 때 14개의 치아 영역 중 특정한 어느 한 영역에서 순간적으로 나타난 힘의 최대, 최소값을 의미하며 영역별 교합력 평균의 경우 0.5초 단위로 120회 기록된 데이터들을 좌우 영역으로 구분하여 평균값을 조사하였을 때 나타난 결과이다. 피검자 A의 결과는 2회 평균 힘의 비율이 좌 54.47%, 우 45.33%로 고른 양쪽 영역에 걸쳐 균형을 이루고 있으나 피검자 B의 경우는 좌 75.79%, 우 24.21%로 힘이 좌측 영역에 크게 치우쳐 있음을 알 수 있었다. 이 결과들은 임상 치과의사로부터 검토되었다. 영역별 교합력 평균에서도 피검자 A는 좌, 우 모두 고르게 높은 교합력이 발생하는 반면에 B의 경우는 상대적으로 낮은 교합력이 측정되었으며 우측 영역의 경우 111.30의 매우 낮은 수치를 나타내었다.

이와 같은 교합력의 좌·우측 영역의 상대적인 편차와 시간에 따른 교합력의 변화는 소프트웨어에 구현된 도구들을 통해 육안으로도 더욱 쉽게 확인할 수 있다. 그림 12는 COF 경로의 가시화 결과로 초기 접촉 후 1초 후와 39초 후의 COF 위치 변화를 나타낸다. 가시화 도구의 중앙에 위치한 COF 표지는 0.5초 단위로 시간이 흐름에 따라 COF가 실시간으로 계산되고 표지가 새로운 위치로 이동하게 된다. 그림의 경우는 피검자 A의 교합 데이터의 결과로 시간 변화에 따라 비교적 중심 영역에서 이동하며 전반적으로 직선의 이동 경로를 보여주고 있다. 또한 14개의 각 영역을 살펴보면 시간이 지날수록 큰 힘이 전체 영역에 걸쳐 일정하게 유지됨을 붉은 색상과 수치를 통해 확인할 수 있다.

아래 그림 13은 피검자 A의 교합과 피검자 B의 실제 교합력 측정결과를 비교한 것이다. 그림 13의

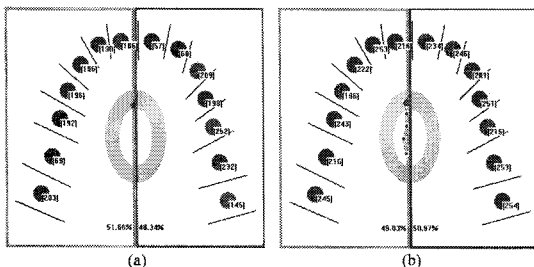


그림 12. 시간 흐름에 따른 COF 표지의 위치 변화 (a)1초 후; (b)39초 후

(a)는 피검자 A의 측정 데이터를, 13(b)는 피검자 B의 교합력 데이터에 대한 결과이다. 상단의 가시화 도구에서 피검자 A의 데이터는 좌·우 힘의 비율이 각각 49.03%, 50.97%로 거의 비슷하므로 COF의 궤도가 중앙부분으로 위치하고 직선이동 경로를 보인다. 그러나 피검자 B의 데이터는 상대적인 힘의 비율이 좌측 73.68%, 우측 26.32%로 COF가 왼쪽으로 극단적으로 치우쳐 있고, 직선의 궤도가 나타나지 않는다. 다시 말해 전반적으로 우측 치아의 교합력이 매우 약함을 알 수 있다.

이러한 차이는 그림 11의 하단에 위치한 그래프 도구에서도 확인할 수 있다. 대상 A의 경우, 전반적으로 각 시간대 별로 최대 힘(청색선)이 일정하게 유지되고 있으며, 좌측 영역(녹색선)과 우측 영역(적색선)의 힘이 균형을 이루고 있어, 시간이 흐를수록 그 간격이 좁아지고 있음을 알 수 있다. 반면에 우측 그림의 피검자 B의 결과는 최대 힘의 변화도가 매우 크며, 우측 영역의 교합력이 제대로 나타나지 않음을 알 수 있다. 결과적으로 피검자 B의 경우는 우측 영역의 압력이 상대적으로 낮은 부정 교합의 양상으로 보이고 있다. 이는 임상 전문가의 평가를 통해서도 확인할 수 있었다. 이와 같은 교합의 균형 측정도구는 총의치 환자와 같이 교합에 있어서 균형이 중시되는 경우, 매우 유용하게 사용될 수 있다.

이와 같이 간단하면서 효과적인 도구들을 이용하여 쉽고 빠르게 교합력 가시화가 가능하므로 의치 제작이나 진단을 위한 목적으로 활용할 수 있다. 나아가 측정된 데이터를 데이터베이스화하여 임상 데이터를 누적할 경우 다양한 치아 질환의 연구에 응용할 수 있으리라 생각된다.

그러나 본 연구 결과는 몇 가지 측면에서 개선이

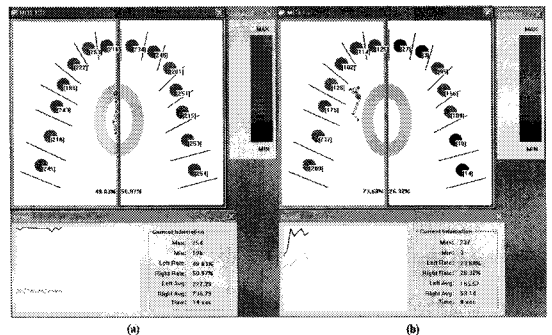


그림 13. 교합력 측정 결과 비교 (a)대상 A; (b)대상 B

요구된다고 판단된다. 먼저 보다 정밀한 측정을 위해서는 14개로 구분된 측정 영역에 하위 영역으로 세분화하여 측정하여야 할 것이다. 또한 측정 정보의 다양화가 필요하다. 현재 구현된 소프트웨어에서는 소프트웨어 개발 시 하드웨어와의 연동과 기본적인 교합력 측정에 중점을 두었기 때문에 교합 면적 등의 그 외에 중요한 특성값에 대한 측정 기능은 구현되지 않았다. 그리고 분석 도구들의 경우에도 최근 3차원 분석 도구를 제공하는 시스템들이 증가하고 있어 이 부분에 대한 고려도 필요하다고 판단된다. 이러한 기술적인 측면들은 앞으로 지속적인 소프트웨어 기능 구현을 통해 개선해 나갈 것이다. 교합력 측정 대상의 경우에도 일반인을 대상으로 측정했다는 점도 여전히 연구의 한계점의 하나라 생각한다. 본 연구 결과의 평가 시에도 임상 전문가의 자문을 받았지만 향후 보다 높은 임상 활용을 위해서는 실제 부정교합 환자에 대한 측정을 활발하게 수행하고 정상인과의 비교를 통해 개발될 시스템의 안정성 확보에도 노력을 기울일 것이다.

5. 결 론

본 연구에서는 다양한 도구들을 이용하여 교합력의 정상·비정상을 효과적으로 측정할 수 있는 소프트웨어를 설계 및 구현하였다. 측정 하드웨어와 연동하여 테스트한 결과, 두 피검자의 평균 힘의 비율은 좌, 우 영역에서 각각 54.47% / 45.53%, 75.79% / 24.21%로 나타났으며, 평균 교합력은 각각 220.235 / 222.74, 192.16 / 111.30으로 나타났다. 또한 다양한 가시화 도구를 통해서도 대상 간의 힘의 분포와 균형에 있어 분명한 차이가 있음을 확인 할 수 있었다. 이러한 정량적인 측정 결과들은 부정교합 진단에 유용하게 활용될 수 있을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

[1] 서종천, 김종렬, 양동규, "악교정 수술환자에서 술전후의 교합력변화에 관한 연구," 대한구강악안면외과학회지, 제22권, 1호, pp. 121-129, 1996.
 [2] T. Jemt, "Masticatory Mandibular Movements. Analysis of a Recording Method and Influence

of The State of the Occlusion," *Swed Dent J Suppl*, Vol.23, pp. 1-52, 1984.
 [3] R.J. Shupe, "Effect of Occlusal Guidance on Jaw Muscle Activity," *J Prosthet Dent*, Vol. 51, pp. 811-818, 1984.
 [4] 조영철, 김태규 "인공치아 매식술후의 교합력 변화에 관한 연구," 대한구강악안면외과학회지, 제23권, 3호, pp. 541-547, 1997.
 [5] 홍성우, "치과질환과 교합," 가정의학회지 제20권, 제5호, pp. 610-613, 1999.
 [6] K.Y. Lee, M.E. Kim, and K.S. Kim, "Effects of Various Vertical Dimensions on the Maximal Bite Force," 대한구강내과학회지, 제28권, 3호, pp. 325-333, 2003.
 [7] W.H. Bell and J.J. Dann, "Correction of Dentofacial Deformities by Surgery in the Anteriorpart of the Jaws," *Am J Orthod*, Vol.64, pp. 1-62, 1973.
 [8] S. Hemeley, *Fundamentals of occlusion*, W.B, Saunders Co., Philadelphia, 1944.
 [9] A.G. Hannam, R.E. DeCou, J.D. Scott, and W.W. Wood, "The Relationship Between Dental Occlusion, Muscle Activity and Associated Jaw Movement in Man," *Arch. Oral Biol*, Vol.25, pp. 25-33, 1977.
 [10] G.V. Black, "The Force Exerted if the Closure of the Jaw," *Dent. Cosmos*, Vol.37, pp. 469, 1985.
 [11] F. Floystrand, E. Kleven, and G. Olio, "A Novel Miniature Bite Force Recorder and Its Clinical Application," *Acta. Odontol. Scand*, Vol.40, pp. 209-214, 1982.
 [12] N.W. Kingsley, *Treatise on oral deformities, with appropriate preventive and remedial treatment*, Appleton & Co., New York, 1998.
 [13] S. Fitzig, V.Serfaty, and E. Grazit, "Photo-occlusion Technique for Simultaneous Qualitative Occlusal Contact Registration," *J Prosthet Dent*, Vol.53, pp. 413-414, 1985.
 [14] W.L. Maness, M. Benjamin, R. Podoloff, A. Bobick, and R.F. Golden, "Computerized Occlusal Analysis : A New Technology,"

Quintessence Internat., Vol.18, pp. 287-292, 1987.

- [15] H. Kumagai, T. Suzuki, T. Hamada, P. Sondang, M. Fujitani, and H. Nikawa, "Occlusal Force Distribution on the Dental Arch During Various Levels of Clenching," *J Oral Rehabil.*, Vol.26, pp. 932-935, 1999.
- [16] 박은희, 김미은, 김기석, "T-scan II 시스템을 이용한 습관적 편측 저작자들의 교합 분석," 대한구강내과학회지, 제31권 3호, pp. 245-254, 2006.
- [17] 양동효, 이원섭, 김미은, "T-scan II 시스템을 이용한 측두하악장애 환자의 교합 분석," 대한구강내과학회지, 제32권 1호, pp. 105-111, 2007.
- [18] 권호근, 유자혜, 권영숙, 김백일, "Dental Prescale과 편측 교합력 측정기를 이용한 정상 성인의 교합력 비교," 대한치과보철학회지, 제44권, 1호, pp. 103-111, 2006.
- [19] L. Vojkan, Ž. Slavoljub, and P. Gorjana, "T-Scan II Computerized Occlusal Analysis," *Serbian Dental Journal*, Vol.51, pp. 24-29, 2004.



박 경 중

2006년 인제대학교 정보컴퓨터학과 학사
 2006년~현재 인제대학교 전산학과 석사과정
 관심분야 : 컴퓨터 그래픽스, 의료 영상처리, oop, 소프트웨어 공학



김 태 운

2004년 인제대학교 정보컴퓨터학과 학사
 2006년 인제대학교 전산학과 석사
 2006년~현재 인제대학교 전산학과 박사과정
 관심분야 : 의료영상처리 및 분석, 컴퓨터 그래픽스



최 흥 국

1988년 Linköping University BS.
 1990년 Linköping University MS.
 1996년 Uppsala University Ph.D.

2004년~현재 인제대학교 컴퓨터공학부 부교수
 한국 신호처리 시스템 학회 상임이사
 관심분야 : 멀티미디어, 컴퓨터 그래픽스, 영상처리 및 분석