교합력 측정방법의 변천사 및 임상 적용

정 현 정
카톨릭대학교 의정부성모병원 치과

ABSTRACT

Measuring Occlusal Force and Its Clinical Application

Hyun Jung Jung

Department of Dentistry, The Catholic University of Korea Uijeongbu St. Mary's Hospital

Dentists have been investigating accurate and practical methods to measure occlusal force in a clinical setting with regard to the factors affecting occlusal force for decades. Evaluation of the location and force of occlusal contacts is helpful for diagnosing occlusal state of patients and establishing treatment plans. The purpose of this study is to explore development of occlusal force meseauring devices and their relevant studies and discuss their clinical application.

Key words : Occlusal force, Measuring device, Dental occlusion

서 론

교합력에 영향을 미치는 여러 요소들을 고려하여 임상에서 교합력을 측정하는 시도가 오래전부터 이뤄져왔다. 이러한 방법들을 이용하여 교합점의 위치와 힘을 평가함으로써 환자들의 교합상태를 정확한 진단하고 각 환자에 특화된 치과 치료를 하는데 도움을 받을 수 있다. 임상에서 쓰이는 통상적인 교합조정을 위한 방법으로 교합지, 인상 왁스, 심스탁 포일 등이 있으나 이 방법들은 교합력을 정량화 하지 못하며 교합지로 교합 인기 후 T-scan을 했을 때 교합지 인기면적 및 명확도가 완전히 일치하지 않음이 보고되었다. Qadeer 등에 의하면 30명의 유치악 환자에서 T-scan을 한 결과 교합지 인기 면적과 교합력의 상관계수는 0.259로 계산되었고 이는 단지 7%의 교합지 인기면적이 교합력에 의해 설명될 수 있다는 것을 의미한다[1]. 그러므로 교합력의 정확한 측정을 위해서는 통상적인 방법이 아닌 측정장치가 필요하다. 본 문에서는 이러한 장치의 변천사 및 관련 연구를 참고하고 교합력 측정 장치를 임상에 적용하여 환자들의 교합상태를 정확히 진단하고 각 환자에 맞는 교합양식을 설정하는 특화된 치과 치료에 대해 고찰해보았다.

Correspondence : Hyun Jung Jung
Department of Dentistry, Uijeongbu St. Mary's Hospital, College of Medicine, The Catholic University of Korea
Tel: +82-31-820-3049, fax: +82-31-847-2894
E-mail: hyunjj0507@gmail.com
Received: April 11, 2017; Revised: April 23, 2017; Accepted: April 25, 2017

본 문

1. 측정 방법

1) Force microducer

1970년대에는 교합력 측정을 하는 실험에서 직경 1 cm, 두께 3.5 mm, 반도체를 포함한 force microducer를 이용하여 최대 교합력을 측정하였다. Mansour 등의 연구에서 평균 최대 교합력의 방향 및 거리를 계산하기 위해 각각 치아에 overlay와 microducer를 위치시켜 x-ray

cephalogram을 찍었으며 구강인상을 채득해 하악 캐스트를 제작해 치아 교합면 중심과 mid sagittal plane 간의 거리를 측정하였다. 이를 통해 하악 치궁의 너비와 교합력이 비례하는 양상을 보임을 알 수 있었으며 전치부 교합력은 22.5lb (99N), mid sagittal plane에서 상대적으로 먼 구치부 교합력은 202.5lb (891N)으로 전치부의 9배 정도의 교합력을 보였다[2].

2) Sound transmisison system & Electromyogram (EMG)

당시 force microducer같은 구강 내 장치를 이용하여 교합력을 측정하는 방법의 단점은 개개 치아의 교합력만 측정하고 악궁 전체의 교합력을 측정하지 못하며 측정하는 교합 또한 임의적이었다. 그래서 센서를 사용하지 않고 평상시 음식 저작 시 평균 교합력을 측정하기 위해서 구외 장치인 sound transmission system과 EMG를 실험에 사용하게 되었다. 사람의 이마에 장치를 장착하고 특정 진동수의 소리를 발생시켜 저작하는 동안 치아, 턱관절, 근육을 통해 턱 끝에 전달된 진동의 크기를 측정하여 교합력을 계산하였다. 여기에 EMG를 통해 근육 활성도를 측정하여 하악 운동에 따른 교합력의 양상을 보여주려 하였다. 하지만 최대 교합력이 최대 EMG보다 41 ms 정도 지연되어 나타나기 때문에 급속한 하악 운동에서 하악 운동과 교합력을 연계시키기가 힘들었다. 이 장치를 이용한 실험에서 Gibbs 등은 저작 시 턱이 잠시 정적으로 최대감합위로 유지될 때 저작력이 최대였고, 다음이 closing phase, 마지막으로 opening phase에서 최소임을 보고했다. 강한 교합력을 가진 집단은 약한 교합력을 가진 집단보다 최대감합 시에 통계학적으로 유의하게 차이나게 큰 교합력을 보였으나 closing과 opening phase에서는 유의차가 없었다. 교합력이 약한 집단은 저작시간, 최대감합위 유지시간이 길었다(Figure 1)[3]. 이는 자연치열을 가진 사람보다 1/5나 1/6의 교합력을 가지는 틀니 장착자가 식사시간이 길고 근육이 쉽게 피로해지는 현상을 설명할 수 있었다.

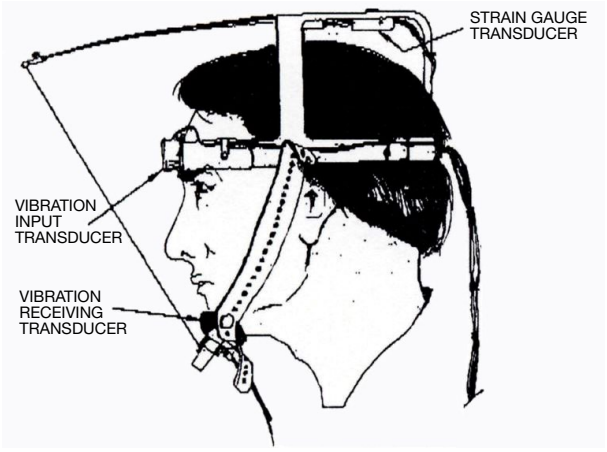


Figure 1. *Sound transmission system*[3].

3) Dental prescale system

1990년대 이후 디지털화가 진행되면서 교합력을 효율적으로 측정할 수 있는 장치 및 software가 개발되었다. Dental prescale system은 prescale film을 사용해서 압력값



Figure 2. *Dental prescale, Fujifilm*[5].

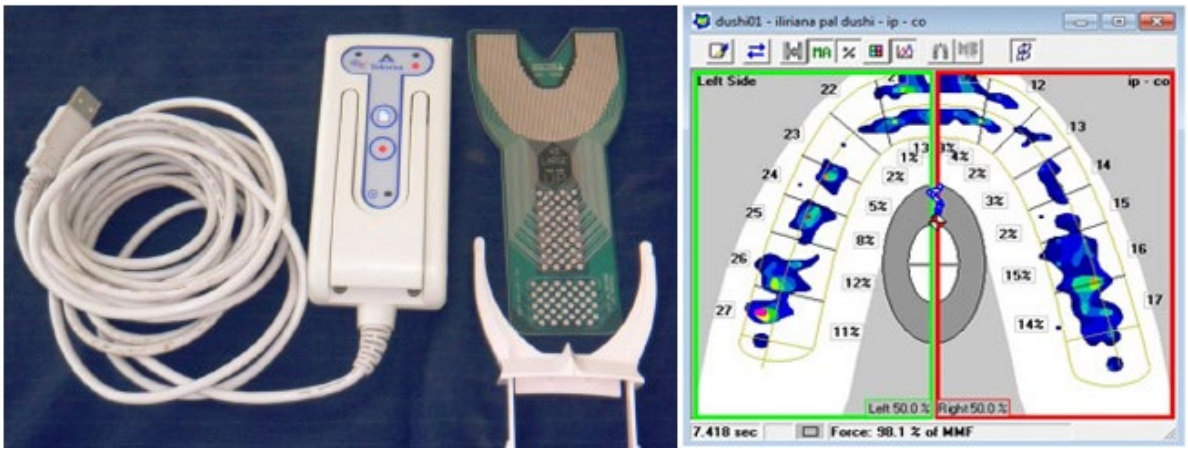


Figure 3. T-scan[6].

을 수치화할 수 있다. Prescale pressure indicating film은 7.25 psi처럼 낮은 접촉 압력까지 측정할 수 있고 압력이 가해지면 필름 안에서 작은 microbubble이 터지면서 색의 밀도차를 통해 다양한 정도의 압력을 수치화할 수 있다. 이 film을 scan하여 컴퓨터상에서 software로 압력 크기 및 분산 패턴을 분석할 수 있다. Kumagai의 연구에서 dental prescale system과 EMG를 이용하여 실험군에게 2초 동안 20, 40, 60, 80, 100%의 교근 최대 수축을 발휘해서 최대감합을 하도록 하여 교합력, 교합접촉 면적, 치궁에서 각 5부위(좌우측 대구치부, 소구치부, 전치부)에서 교합력의 비율을 측정하였다. 연구 결과에 따르면 교합강도가 증가할수록 치아 접촉점의 숫자, 교합력과 교합면적이 증가했다. 교합력의 비율을 분석했을 때 교합강도가 커질수록 대구치부에서 교합력의 비율이 점점 커지며 소구치와 전치부는 교합강도가 커질수록 교합력이 더 적게 분산되는 양상을 보였다[4]. Niwatcharoenchaikul 등은 틀니 환자에서 교합 양식이 교합력에 미치는 영향을 알아보기 위해 10명의 환자에서 bilateral balanced와 neutrocentric (zero degree teeth)양식의 틀니를 사용하도록 하고 dental prescale system을 이용하여 교합력을 측정하였다. Bilateral balanced occlusion의 평균 최대교합력은 161N, neutrocentric occlusion의 평균 최대교합력은 185N으로 교합양식에 따른 최대교합력은 통계학적으로 유의한 차를 보이지 않았다[5](Figure 2).

4) T-scan system

T-scan 센서는 67 μm 두께로 환자가 물었을 때 전기저항의 변화가 화면에서 이미지로 변환되어 나타난다. T-scan은 접촉 시기와 교합력을 같이 측정할 수 있다. 프로그램에 2개의 모드가 있는데 시간 분석 모드는 먼저 접촉점의 위치와 시기에 따라 화면에서 다른 색상으로 나타내고, 힘 분석은 접촉 위치와 교합력의 비율을 5단계의 다른 색상으로 나타낸다. T-scan의 경우 임상가들을 위해 교합력을 상대적으로 비율로 보여준다면 같은 회사인 Tekscan에서 개발한 I-scan은 연구 등을 위해 교합력의 절대값을 측정하여 엑셀에서 raw data를 구할 수 있다고 한다. 유치악 환자에서 대략 절반 정도가 선호하는 저작측이 있다는 보고가 있기에 Bicaj의 연구에서 T-scan을 이용하여 90명의 실험군에서 선호부위와 비선호부위의 교합력을 측정하였고 연구 결과 선호하는 부위에서 교합력이 통계학적으로 유의하게 큰 것으로 나왔다[6](Figure 3).

2. 임상 적용

임상에서 보철치료를 통해 교합을 재형성해야 할 경우가 많기 때문에 본문에서 교합력과 교합양식의 관계에 대해 고찰해보았다. Raadsheer의 연구에서 자연치열을 가진 121명에게 transducer를 위치시켜 최대교합력을 측정하였고 얼굴 정면 길이를 측정하고, Lateral cephalogram을 찍고, tracing하여 해부학적인 지표들간 각도를 측정하여 교합력에 영향을 미치는 요소들에 대해 분석하였다. 교합력에 가장 영향을 많이 미치는 요소가 교근의 두께였고, 다른 요인들보다 1.5~3배 정도 더 교합력에 영향력이 있었다. 하악턱의 각도(Gonion-gnathion과 sella-nasion)는 강한 교합력과 음의 관계가 있으며 상악

의 각도(ANS-PNS와 orbital-pognion)는 강한 교합력과 양의 관계가 있어 교합력과 convergent한 상하악 형태와 관련이 있음을 알 수 있다[7]. Dipietro가 FMA 각도와 자연적으로 나타나는 교합양식의 연관성에 대해 보고하였는데 lateral cephalogram을 통해 측정한 FMA 범위는 16~35° 고 평균값은 25°였고 canine guidance에서 group function으로 갈수록 FMA 값이 증가했으며 통계학적으로 유의한 차이를 보였다. 앞서 언급한 논문에서 보고되었듯이 FMA값이 낮은 경우 즉 넓적한 얼굴에서 교합력이 강하며, FMA 값이 높을 경우 즉 길죽한 얼굴에서 교합력이 약하다. 교합력이 증가할수록 자연적으로 canine guidance 교합양상을 보이고 교합력이 약할 때 group function을 보이는 경우가 많았다[8]. 그러므로 환자의 교합 양식을 포함한 치료 계획 수립 시에 환자의 FMA값이나 교합력을 측정하는 것은 좋은 참고가 될 수 있다. 예를 들어, 강한 교합력, 작은 FMA 각도, 발달한 교근과 근긴장도가 높은 환자에서는 canine gudiance가 group function보다 유리할 수 있다.

현재 앞서 언급한 T-scan과 EMG 기술들을 종합하여 정확한 진단을 통해 임상에서 환자의 교합양식을 설정할 수 있는데 100명의 유치악 하악관절장애환자를 대상으로 3년 동안 진행된 Kerstein의 임상연구에서 myofascial pain증상을 보이는 만성 측두하악관절장애 환자에서 측방운동 시 구치부의 작업측 및 비작업측 간섭을 제거하고 교합양식을 전치부를 포함한 canine guidance로 설정하여 disclusion time을 0.4 s 이하로 감소시켰을 때 증상이 없어지는 증례들을 보고하였다. Kerstein 등에 의한 disclusion의 정확한 정의는 최대감합위에서 하악 편위운동이 완전히 일어날 동안 작업측 및 비작업측의 대구치부위 간섭과 비작업측의 소구치 부위 간섭이 없기까지 걸리는 시간이다[9]. T-scan과 EMG로 환자의 교합을 재설정하는 immediate complete anterior guidance development (ICAGD) technique은 다음과 같다. 교합조정을 하기 앞서 TMD 원인의 규명이 필요하며 intracapsular/extracapsular 질환인지 감별하기 위해 joint vibratography (JVA)를 이용한다. Extracapsular 질환으로 진단이 되면 EMG와 T-scan을 사용하여 치료를 시작한다. T-scan으로 최대감합위에서부터 최대측방운동까지 근육 활성이 없어질 때까지 기록한다. T-san과 EMG를 통해 교합시간, disclusion time, 근활성도를 측정한 뒤 간섭을 제거하는 교합조정을 시행한다. Phase I에서 enameloplasty나 composite을 덧대서 disclusion time이 0.4 s 이하가 되도록 하여 근활성도가 낮아진 것을 확인하다. 1주일 후 Phase II에서는 치료 전후 기록을 남기고 간섭을 찾아 다시 교합조정을 하고 disclusion time이 0.4 s 이하가 되게 한다. 환자는 1, 3, 6개월 follow up 후 다시 3년 동안 6개월 follow up을 시행한다. 교합조정 시 Glickman's classification의 class I, II, III 간섭을 제거하면 되는데 class III는 비작업측에서 상악 구개측 교두의 협측 경사와 하악 협측 교두의 설측 경사에서 나타나는 것으로 먼저 제거하면 작업측 간섭인 class I, II가 더 쉽게 관찰되어 조정하기 용이하다. EMG를 통해 치료 후로 근육 과활성의 감소를 관찰할 수 있다. Kerstein의 연구 결과에서 phase I 후 1주일 뒤에 TMD 환자는 증상의 완화를 경험했고 4~6주가 지난 뒤 TMD 증상이 완전히 없어졌다고 한다. 이 치료의 목적은 교합조정을 통해 canine guidance를 형성하여 전측방운동 시 구치부의 접촉에 의한 근육의 수축을 최소화하여 무리가 가지 않게 하는 것이다[10]. 비슷한 맥락으로 Qadeer의 연구에서 T-scan을 이용하여 교정치료를 한 환자와 하지 않은 환자에서 disclusion time, 간섭 접촉 및 교합양식을 분석했다. 교정치료 환자는 교정치료를 하지 않은 환자보다 비작업측 간섭이 많았고 canine guidance 비율이 낮았고 24%의 교정치료를 하지 않은 환자가 TMD 증상을 보인 반면 60%의 교정치료 환자가 TMD 증상을 보였다[11].

요약 및 결론

측정장치의 변천사를 보면 장치의 두께가 과거에 크게는 1 cm에서 현재 교합지 두께와 비슷한 67 μm로 감소하였다. 또한 과거에는 접촉위치 및 면적, 교합시기 및 하악운동과 같은 교합력에 영향을 주는 요소를 수동으로 측정하기 위해 긴 시간과 많은 노동력이 필요했다면 현재는 장치가 자동적으로 이러한 요소들을 교합력과 같이 동시에 측정하게 되었다.

교합지, 교합접촉 시 소리, 술자의 감, 환자의 불편감, clench testing 등 통상적인 방법을 이용한 교합조정은 주관적이며 재현성이 낮다. 하지만 전반적인 보철 수복 및 만성적인 TMD가 있는 환자에서 T-scan, EMG와 같은 장치를 이용하면 교합위치 및 교합력뿐 아니라 교합력 측정시기, 하악 운동, 근육활성도와 같은 교합력을 측정할 때 고려해야 되는 요소들을 용이하게 같은 측정하여 각 환자에 최적화된 교합양식을 설정할 수 있다. T-scan

을 사용하면 환자 캐스트와 교합기를 통한 교합분석 없이 실시간으로 환자 구강 내에서 교합분석이 가능하고 전방유도 시기 및 구치부 교합간섭 위치 및 시기를 가시화하여 교합조정을 할 수 있으며 EMG를 통해 교합조정 효과를 저작근의 긴장도 감소를 통해 바로 확인할 수 있다.

참 고 문 헌

1. Qadeer S, et al. Relationship between articulation paper mark size and percentage of force measured with computereized occlusal analysis. J Adv Pros 2012;4(1):7-12.
2. Mansour RM, et al. In vivo occlusal forces and moments: I. Forces measured in terminal hinge position and associated moments. J Dent Res 1975;54(1):114-20.
3. Gibbs CH, et al. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. J Pros Dent 1981;46(4):443-9.
4. Kumagai H. Occlusal force distribution on the dental arch during vaious levels of clenching. J Oral Rehab 1999;26(12):932-5.
5. Niwatcharoenchaikul W, et al. Effect of complete denture occlusal schemes on masticatory performance and maximum occlusal force. J Pros Dent 2014;112(6):1337-42.
6. Bicaj T, et al. The relation between the preferred chewing side and occlusal force measured by T-scan III system. J Stomatology 2015;5:95-101.
7. Raadsheer M, et al. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. J Dent Res 1999; 78(1):31-42.
8. DiPietro G, et al. A study of occlusion as related to the Frankfort-mandibular plaen angle. J Pros Dent 1977;38(4):452-8.
9. Kerstein RB, et al. Electromyographic and computer analyses of patients suffering from chronic myofascial pain-dysfunction syndrome: Before and after treatment with immediate complete anterior guidance development. Elsevier 1991;66(5):677-86.
10. Thumati P, et al. The influence of immediate complete anterior guidance development technique on subjective symptoms in myofascial pain patients: vertified using digital analysis of occlusion (Tek-scan) for analysing occlusion: A 3 years clinical observation. J Indian Pros 2015;15(3):218-223.
11. Qadeer S, et al. Comparison of excursive occlusal force parameters in post-orthodontic and non-orthodontic subjects using T-scan® III. Cranio 2016;23:1-8.