자연치열에 설치한 pivot의 전후방 위치변화에 따른 하악의 moment에 관한 연구

경희대학교 치과대학 치과보철학교실

이현식 · 박남수 · 최대균

목 차

Ⅰ. 서 론
Ⅱ. 연구 대상 및 방법
Ⅲ. 연구 성적
Ⅳ. 총괄 및 고안
Ⅴ. 결 론
참고 문헌
영문 초록

Ⅰ. 서 론

하악의 생역학은 지금까지도 지레작용으로서 설명되어 왔으며 하악을 지레로써 비교할때는 3가지 성분요소 즉, 지점, 힘 그리고 하중이 반드시 고려되어야 한다. 이때, 악관절이 지점에 해당하고 힘은 폐구근의 vector들이 합하여 합력을 발휘할 때의 힘에 해당하며 하중은 저작할 음식물에 해당된다. 일반적으로 지레작용은 1급, 2급 또는 3급으로 분류된다. 그중에서도 하악은 주로 악관절을 지점으로 하는 2급이나 3급 지레작용으로 나뉘어 설명된다. 하악에는 각종의 근육이 부착되어 있고 강한 저작근군에 의해 공급되는 힘이 1급 또는 2급 지레로 작용하면 파괴적이 되므로 3급 지레로 작용하는 것이 유리하며 이러한 하악의 모멘트 즉, 하악과두의 중심축에 대한 입체적인 운동을 시상면에서 분석해 볼때 전치로 갈수록 역학적으로는 지레작용의 효율이 나빠지고 치아에 가해지는 힘도 약해지는 3급 지레로 되어진다. 전치는 형태학적으로도 약한 구조임에도 불구하고 많은 경우에서 최후까지 잔존하고 견치는 해부학적으로 치관-치근비가 최대이면서도 지레작용에 있어서 최소의 3급 지레의 힘을 받는 위치로 알려져 있다. 따라서 각종 치료에 있어서 견치의 유도를 통해 후방의 구치를 이개시키는 교합형태로 만드는 것은 합리적인 이론으로 받아들여지고 있다[1~4]. 이러한 하악의 운동시 발생하는 모멘트에 대해서는 여러가지로 설명되고 있다. Kallenbach[5]는 악관절이 지점으로 작용하게 되면 치아의 경사면과 교두면이 손상받게 되고 하악과두가 상방으로 이동하게 되어 관절원판이 손상받는 비정상적인 3급 지레작용이 되므로 치아의 경사면과 교두가 지점이 되고 교근과 내측 익돌근이 힘이 되는 2급 지레작용이 정상이라고 보고했다. Schweitzer[6]는 저작시 측두근이 수축하고 하악의 근돌기를 후방으로 잡아당기게 되어 하악의 전방부위는 거상되며 하악과두를 포함한 후방부위는 긴장이 풀어지게 되므로 하악은 2급 지레작용으로 작용한다고 하였다. Wheeler[7]는 측두골의 관절와가 너무 얇으므로 악관절이 3급 지레작용의 지점으로 사용하기에는 부적절하며 편측으로 음식물을 저작할 경우 동측의 대구치부위에 있는 근육이 지점이 되고 반대측 대구치나 소구치가 하중이 되며 반대측 구치부 치아의 협측근육이 힘이 되는 2급 지레작용으로 기능하므로 악운동을 어떤 한 종류의 지레작용으로 간단히 설명하는 것은 어렵다고 하였다. 그러나 하악의 운동을 3급 지레작용으로 설명하는 쪽이 우세하다. Seitlin[8]은 여러가지 골과 근육이 저작하는 동안 바람직한 결과를 얻기위해 지레작용을 사용하게 되고 하악은 정적인 상악에 대해 기능함에 따라 움직이는 하악, 악관절, 저작근 및 치아가 지레작용의 일부분을 담당하고 있으므로 이런 구성요소들이 하악을 3급 지레작용으로 기능하게 한다고 하였다. Kornfeld[9]는 하악이 악관절을 지점으로

하는 전형적인 3급 지레작용이라고 설명했으나 예외적으로 제2 대구치 및 제3 대구치에 음식물이 놓일때는 2급 지레작용을 한다고 하였다. Huffman[10]은 하악이 지레작용으로 기능하며 치아에 가해지는 응력을 감소하기 위해 편측 또는 양측성으로 3급 지레작용을 하는것이 이상적이고 구치부 조기접촉이 있는 경우는 작업측 하악과두를 지점으로 하는 2급 지레작용과 비작업측 하악과두를 지점으로 하는 1급 지레작용이 되어 위해한 현상이 일어난다고 하였다. Dawson[11]은 전치부가 하방으로 떨어지고 하악과두가 상방으로 이동되는 전치부 교합평면 장치(anterior occlusal appliance)가 악관절 장애의 증상을 완화시키는 효과를 얻을수 있다고 했는데 이는 하악의 3급 지레작용을 이용한 악관절 장애의 치료를 의미하는 것이다. Mohl[4]은 하악의 3급 지레작용의 설명에서 근육과 악관절 사이의 거리에 대해 치아와 악관절 사이의 거리가 증가하면 악관절에 가해지는 하중이 증가하게 되고 구치부의 상실로 인해 전치부에 교합력이 집중되면 악관절에 하중이 과도하게 부여된다고 하였다.

그러므로 이러한 하악 지레작용의 설명에서 지점, 힘, 하중의 3가지 성분요소는 악운동이 2급이건 3급이건간에 공간적인 상호관계를 결정해주는 요소가 된다. 만약 하악이 3급 지레로 기능한다면 힘은 하중과 지점사이에 있어야 한다. 즉, 폐구근의 합력은 제3 대구치의 원심면과 하악과두 사이의 어떤 곳에서 교차하게 된다. 그러나 합력은 악궁내에서 훨씬 전방으로 하악골을 종단할 것으로 추측할 수있다. 이런경우 하악은 음식물이 놓여지는 위치와 합력에 따라 2급이나 3급 지레로 작용할 수 있다. 그리고 하중이 양쪽의 같은 위치에 존재하면서 합력이 하악을 교차하면 하중과 합력의 위치가 일치될 것이다. 이런 경우 하악골은 2급이나 3급 지레도 아닌 평형상태로 기능할 것이다[12](Fig. 1).

이와같은 연구들에 의해 하악을 어떠한 지레작용으로 설명할 것인가에 대해서는 이론적으로 또는 실험을 통해서 분석되어 왔다. 악관절이 지레작용의 지점이 될 수 없으며 측두골의 관절와가 매우 얇기때문에 저작기능중 응력에 견딜수 없다는 주장이 있으나[13~15], 악관절이 기능중 하중에 충분히 저항한다는 것이 최근의 연구보고이다[16~18].

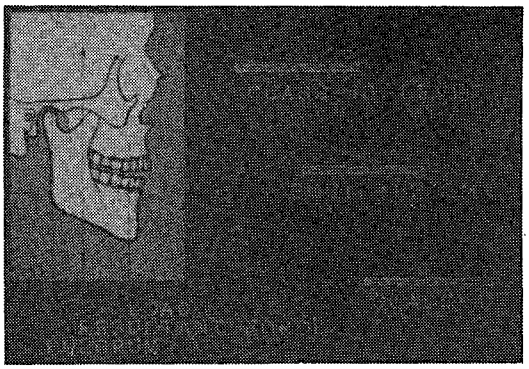

Fig. 1. Human Jaw Lever System.

그래서, 본 연구의 목적은 하악의 지레작용을 어떻게 설명할 것이며 이와관련하여 저작기능시 악관절에 가해지는 하중을 간접적으로 알고자 하는 것이다. 이러한 악관절에 가해지는 하중에 대한 조사는 직접 또는 간접적인 방법이 있는데 악관절에서의 하중을 비관혈적이면서도 정밀한 분석이 될 수 있도록 새로운 차원의 접근법이 요구되고 있다. 따라서, 저자는 정상교합자를 대상으로 하여 반도체 위치검출소자(Position Sensitive Detector, PSD)를 sensor로 이용한 계측 정밀도가 뛰어난 하악변위 측정장치를 이용함으로써 (1) 하악의 시상면 분석을 통하여 인위적인 pivot(추축 ; 樞軸)의 설치위치에 따라 하악이 어떠한 모멘트로 움직이고 어느 치아를 중심으로 평형상태를 이루며, 그때 악관절에 가해지는 하중에 대한 변화는 어떻게 될 것인가, (2) 하악의 전두면 분석을 통하여 하악궁에서 정중선에 pivot을 위치시켰을 때 연구대상자의 습관적 저작측의 존재여부에 따라 pivot을 중심으로 하악이 어떻게 변위될 것인가, (3) 같은 정상교합자에 있어서 측모두부X선규격사진의 분석을 통하여 하악각 및 하악체 길이에 따라 하악의 평형위치와 어떤 상관성이 있는가에 주안점을 두고 연구를 시행한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 연구대상 및 방법

1. 연구대상자

성인 정상교합자로 21~30세(평균연령 24세)의

남자 20명을 대상으로 하였고, 악관절, 하악운동, 교합상태 및 치주조직에 특이한 이상이나 이에 관한 병력이 없는 자로 선정하였다

2. 연구방법

(1)하악변위 측정장치

하악변위 측정장치(Fig. 2)는 상악 metal clutch에 3차원적으로 위치조절이 가능하도록 조정된 PSD(Position Sensitive Detector : 위치검출소자)에 대하여 하악 metal clutch의 정중선에 고정시킨 LED(Light Emit Diode : 근적외선 방출 다이오이드)의 발광중심이 PSD의 target area의 정중수직이 되도록 조절하였고, 대상자가 최대교합력으로 교합할 때의 변위를 측정하였다. PSD는 비분할형의 광 sensor이기 때문에 위치분해능력이 매우 뛰어나고, 반응속도가 빠르며, 분광감도 특성의 peak파장이 900nm이기 때문에 900nm부근의 광원만을 선택함으로서 외광의 영향을 배제할 수 있고, 또 광원의 중심을 검출하기 때문에 target의 크기 및 촛점에 관계없이 실험이 가능하다. 본 실험에 사용한 PSD는 직경 15.3mm, 두께 5.1mm의 소형으로서 출력단자수가 적고, 구내·구외 및 습기가 있는 곳에서도 사용이 가능하여 치과영역의 각종 위치검출측정에 최적이라고 생각된다[22]. 그러나 PSD와 LED의 설치위치는 측정 정밀도에 크게 영향을 미치기 때문에 사전에 PSD의 수광면내 (4.1 mm×4.1mm)에서 고정밀도로 측정 가능한 유효측정영역(1.5mm ×1.5mm)을 검색하고, spacer를 사용하여 각 대상자의 장치와 함께 엄밀한 위치조정을 행하였다. PSD의 정밀도는 1μm까지 측정 가능한 SONY사 Magnetic scaler를 연동시킨 3차원 미동장치에 LED를 고정하여 유효측정영역내에서 200μm 간격으로 이동될 때의 Analog 출력전압치를 거리로 계산하여 검정을 시행하였다. 그 결과 X축 방향에서 +4.7% ~ −3.5%, Y축 방향에서 +6.5% ~ −5.0%의 오차가 인지되었다.

(2)측정방법

대상자의 치열에 적합한 Intraoral clutch(Vitallium alloy)를 제작하여, 하악 clutch의 정중선상으로부터 연장된 금속봉의 30mm 지점에 근적외선

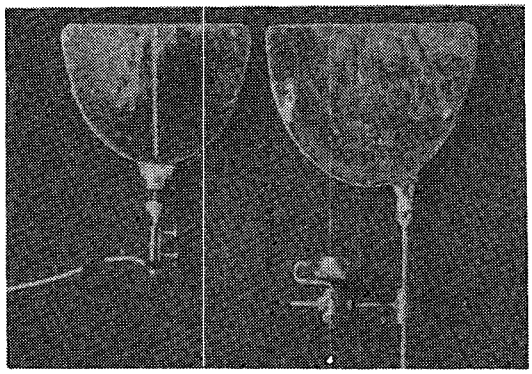

Fig. 2. Measurement Equipment : Upper & Lower Intraoral Device.

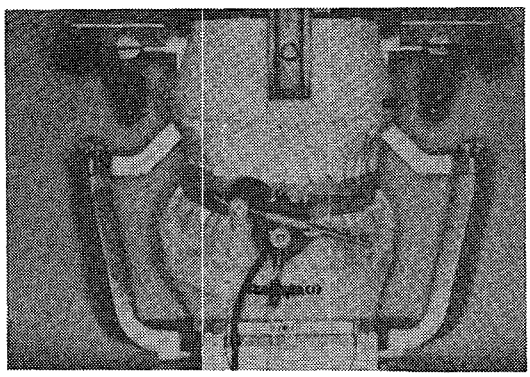

Fig. 3. Intraoral Device Installed PSD & LED.

발광 다이오드(LED, Hamamatsu Photonics Co., Japan)를 부착하고, 상악 clutch에는 정중선의 우측 10mm부위에서 평행하게 연장된 금속봉의 50 mm 지점에 3차원으로 위치조정이 가능한 spacer가 부착된 2차원 위치검출소자(PSD, Hamamatsu Photonics Co.,Japan)를 설치하여 LED에 대한 PSD의 수광면이 정중 수직이 되도록 조정하였다 (Fig. 3).

대상자의 교합고경의 증가는 상하악 clutch 및 metal pivoting ball을 포함하여 10mm를 초과하지 않도록 반조절성 교합기 상에서 조절하였고, 대상자의 구강내에 장착고정하여 양측 중절치, 견치 교두정, 제1 소구치와 제2 소구치의 협측 교두정 및 제1 대구치와 제2 대구치 근협측 교두정을 연결한 선이 치열궁의 정중선과 만나는 지점에 차례로 metal pivoting ball을 위치시킨뒤 최대 교합력으로 교합시켰다. 이때 디지탈 display unit에 표시

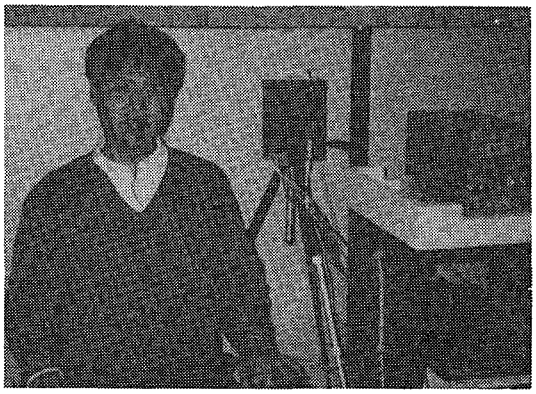

Fig. 4. Subject and Digital Display Unit.

되는 변위 측정치를 CCD 카메라 (SONY, CCD-TR705) 및 V.C.R.(SONY, HQ4H7078)에서 기록하였다(Fig. 4).

(3) 측정조건

대상자의 머리가 상하 또는 좌우로 기울게 되면 하악변위 장치에 영향을 미칠수 있으므로 의자에 upright position으로 앉게하고 소음이 없는 밀실에서 안정상태로 측정할 수 있도록 배려하였다. 실험시의 교합간격 속도는 1초간격으로 작동하는 Lamp와 Buzzer를 대상자가 인식할 수 있도록 하고, 구강내에 설치하는 각 pivot은 하악 절치점(#1)과 양측 하악 견치, 제1 소구치, 제2 소구치, 제1 대구치, 제2 대구치를 연결한 선이 정중선에 만나는 점(#3, #4, #5, #6, #7)에 위치시켰으며 (Fig. 5), 이 위치에서 하악의 변위량을 조사하였다. 교합할때에는 최대 저작력을 필요로 하므로, 저작근의 피로를 피하도록 각 위치의 pivot(#1, #3, #4, #5, #6, #7)에서 각각 5번씩 교합하도록하여 변위량을 조사하고 그 평균치를 각 pivot에서의 하악 변위량으로 정하였다.

3. 측모두부X선규격사진을 통한 분석

각 대상자를 Orthopantomograph 10E(D-3198, Siemens Co., Germany)를 이용하여 촬영후 얻은 측모두부X선규격사진을 통법에 의해 tracing한 후 본 연구에 필요한 cephalometric landmark를 정하고 각도의 항목으로 하악각, FH평면과 교합평면이

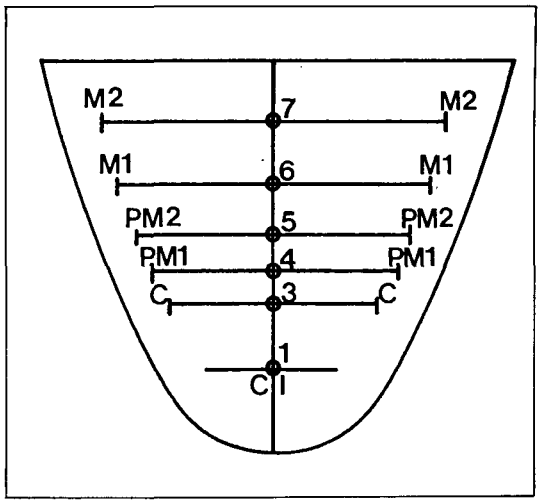

Fig. 5. Schematic Drawing of Intraoral Clutches.

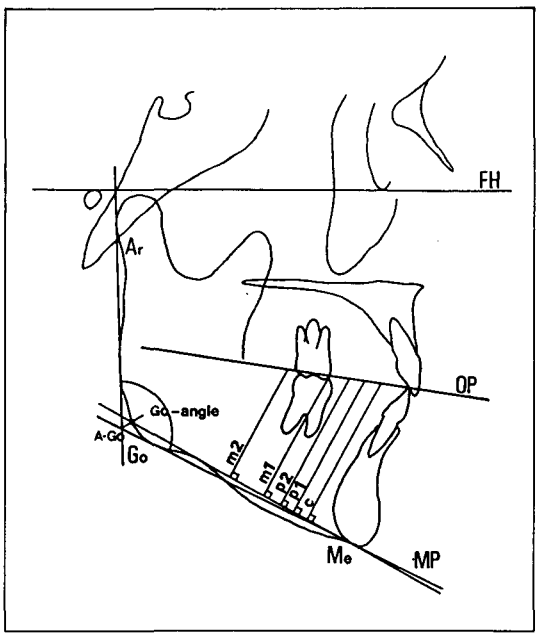

Fig. 6. Cephalometric Analysis.
FH ; Frankfort Horizontal plane
OP ; Occlusal plane
MP ; Mandibular plane
Ar ; Articulare
Go ; Gonion
Me ; Menton
A-Go ; Anatomical Gonion

이루는 각, 교합평면과 하악평면이 이루는 각을 조사하고 길이의 항목으로 하악체 길이 및 anatomical gonion에서 각 치아의 교두정에서 하악평면에 수직선을 내려 만난 점들까지의 거리를 계측하였고 (Fig. 6), 평형점과 하악각, FH평면과 교합평면이 이루는 각, 교합평면과 하악평면이 이루는 각 및 하악체 길이와의 상관성을 조사하였다.

4. 조사항목

(1) 하악치열의 정중선상에서 metal pivoting ball을 전후방으로 이동하여 교합시켰을때, pivot을 중심축으로 하는 하악의 시상면에서 본 모멘트를 디지탈 display unit에 나타나는 계측치를 통하여 조사하고 이때 악관절에 가해지는 하중에 대한 변화를 조사하였다.

(2) 습관적 저작측이 존재하는 대상자에 있어서 하악치열의 정중선상에 설치한 pivot을 중심으로 전두면에서 본 하악의 모멘트를 조사하였다.

(3) 측모두부X선규격사진의 분석을 통해 하악각, FH평면과 교합평면이 이루는 각, 교합평면과 하악평면이 이루는 각 및 하악체 길이와 평형점의 위치와의 상관성을 조사하였다.

III. 연구 성적

1. 하악변위에 대한 시상면에서의 분석

하악치열의 정중선상에서 metal pivoting ball을 하악 중절치로 부터 견치, 제1 소구치, 제2 소구치, 제1 대구치, 그리고 제2 대구치로 이동하여 최대 교합력으로 교합을 시켰을때 대상자 모두 pivot을 중심으로 변위를 나타냈으며 이를 위한 모식도는

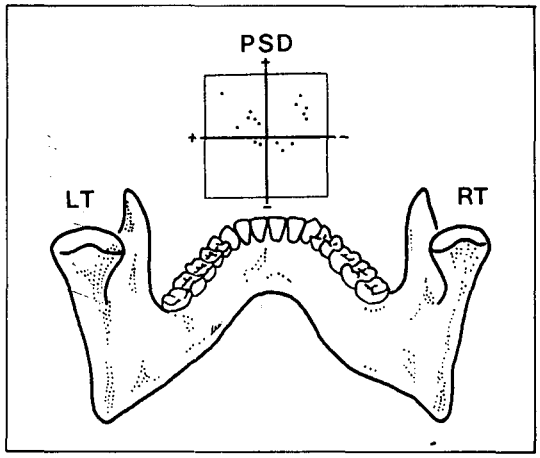

Fig. 7. Diagram of PSD and LED Installation.

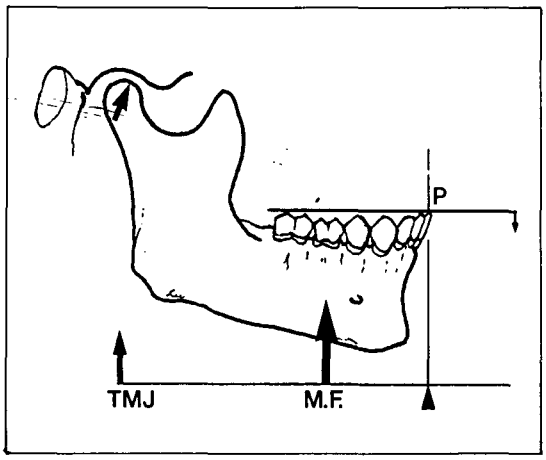

Fig. 8A. Mandibular Moments Due to Antero-Posterior Movement of Pivot on the Lower Natural Dentition(1).
TMJ ; Temporomandibular Joint
M.F. ; Muscular Resultant Force
P ; Pivot

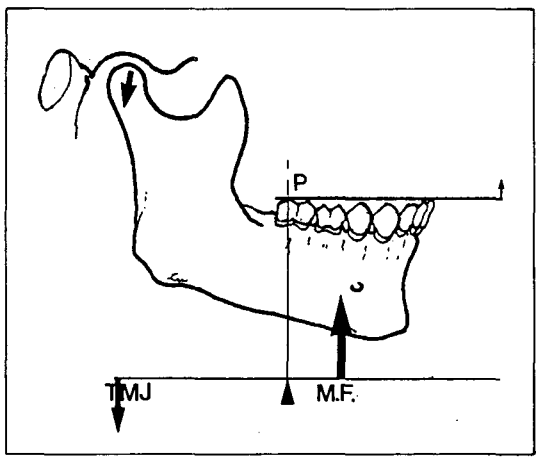

Fig. 8B. Mandibular Moments Due to Antero-Posterior Movement of Pivot on the Lower Natural Dentition(2).
TMJ ; Temporomandibular Joint
M.F. ; Muscular Resultant Force
P ; Pivot

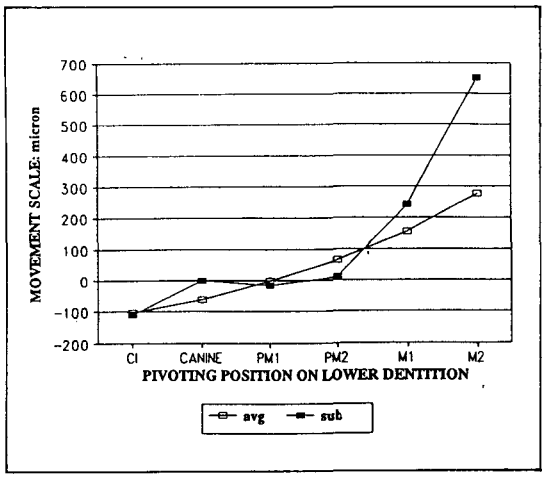

Fig. 9A. Equilibrium Point on Canine.

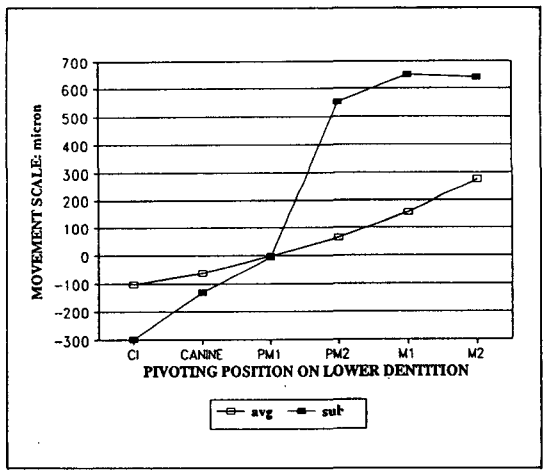

Fig. 9B. Equilibrium Point on 1st Premolar.

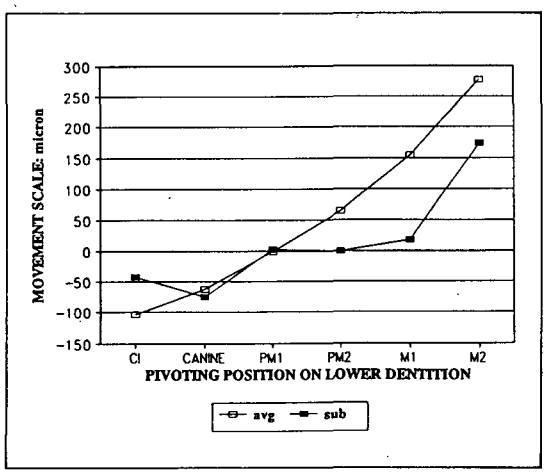

Fig. 9C. Equilibrium Point on 2nd Premolar.

Fig. 7, Fig. 8A, Fig. 8B와 같다. 디지탈 display unit에 나타난 계측치는 Table 1과 같으며 이를 통하여 제1 소구치에서 14명, 제2 소구치에서 4명, 견치에서 2명이 pivot을 중심으로 모멘트의 평형이 이루어졌고 대상자 20명의 평균 평형점은 제1 소구치에 존재하였다. 이때 (−)값은 하악 전치부가 하방으로 내려가는 것이고 (+)값은 하악 전치부가 상방으로 올라가는 것을 의미한다. 그때 표현되는 모멘트곡선은 Fig. 9(A, B, C)와 같다. Fig. 9A는 견치에서 평형점을 얻은 대상자의 평균, Fig. 9B는 제1 소구치에서 평형점을 얻은 대상자의 평균, Fig. 9C는 제2 소구치에서 평형점을 얻은 대상자의 평균과 전체 대상자의 평균을 대조한 그래프이다. 또한 metal pivoting ball의 전후적 위치이동에 따라 악관절에 가해지는 하중의 변화도 알 수 있었는데 평형점을 중심으로 그 전방에서는 압력을, 후방으로 이동할수록 장력이 증가하였고 산출된 비율은 Table 2와 같다. 이때 (−)값은 악관절에 압력이 가해짐을 의미하고 (+)값은 장력이 가해짐을 의미한다. Table 3은 PSD에서 각 pivot까지의 평균 거리를 나타낸 것이다.

2. 습관적 저작측이 존재할 경우 전두면에서의 모멘트 변화

연구 대상자중 자신의 저작습관을 인식하고 있는 경우가 20명중 13명 (65%, Rt. 5명/Lt. 8명)이었고, 인식하지 못하고 있는 경우는 7명이었으며(35%, N.7명), 그 결과는 Table 4 및 Fig. 10(A, B, C, D, E)과 같다. Fig. 10A는 우측 저작습관을 인지하고 있는 대상자에서 pivot을 중심으로 우측으로 변위하는 경우, Fig. 10B는 좌측 저작 습관을 인지하고 있는 대상자에서 pivot을 중심으로 좌측으로 변위되는 경우, Fig. 10C는 습관성 저작측을 인지하지 못한 대상자에서 pivot을 중심으로 우측으로 변위하는 경우, Fig. 10D는 습관성 저작측을 인지하지 못한 대상자에서 좌측으로 변위되는 경우, Fig. 10E는 습관성 저작측을 인지하지 못한 대상자에서 좌측 또는 우측으로 불규칙하게 변위되는 경우이다. (−)값은 우측으로 (+)값은 좌측으로 변위되는 것을 의미한다.

Table 1. Mandibular moment in midsagittal plane.

Subject	CI	C	PM1	PM2	M1	M2
1	−299.2	−129.8	−6	+552.2	+651.8	+641
2	−42.6	−75.4	+2.6	0	+17.8	+174.2
3	−46.4	+14.4	+7.2	−2.4	+33.2	+299
4	−56	−47.4	+0.2	+7.4	+62.8	+181
5	−78.88	−28.6	+65.6	+153	+207.6	+311.6
6	−49.4	−55.2	−12	−3	+40.8	+74.88
7	−157.2	−241.4	−2.6	+5.6	+29	+374.8
8	−328	−154.6	+5	+17.2	+46.6	+94
9	−57.8	−8	+0.4	+6.4	+36.2	+80.8
10	−131.4	−126	+0.6	+49.2	+174.4	+123.6
11	−58.8	−26.4	+0.4	+31	+200.8	+175.2
12	−111.4	−54	+0.6	+371.4	+542.6	+657.8
13	−122.8	−78.6	−53.6	+0.8	+88.2	+103.6
14	−128.2	−28.8	−20.8	−46.8	+251.4	+738.4
15	−49.2	−83.8	+0.2	−2.6	+103	+123.4
16	−31.8	−26.6	+1.8	+43	+140.6	+322.8
17	−50	−24.8	+0.6	+76.2	+88.2	+193
18	−51.4	−26	+0.2	+10.6	+40.4	+90.4
19	−102.6	−47.2	−0.2	+7.4	+91	+128
20	−111.2	−0.2	−16.4	+10.6	+241.4	+652.4
MEAN	−103.21	−62.42	−1.43	+64.36	+154.39	+276.99
SD	78.73	64.9	20.14	140.96	165.08	215.52

(unit ; μm)

CI ; lower central incisor
C ; lower canine
M1 ; lower 1st molar
PM1 ; lower 1st premolar
PM2 ; lower 2nd premolar
M2 ; lower 2nd molar

Table 2. Loading an TMJ during maximum biting in midsagittal plane.

LONDING	PIVOTING POSITION					
	CI	C	PM1	PM2	M1	M2
AVG	−103.21	−62.42	−1.43	+64.36	+154.39	+276.99
SD	78.78	64.9	20.14	140.94	165.08	215.52

(unit ; μm)

+ ; Tension − ; Compression

Table 3. Distance from pivot to PSD.

	CI	C	PM1	PM2	M1	M2
AVG	35.2	40.3	45.0	52.5	58.3	69.6
SD	12.25	12.87	13.42	11.70	13.56	13.48

(unit ; mm)

CI ; lower central incisor
C ; lower canine
M1 ; lower 1st molar
PM1 ; lower 1st premolar
PM2 ; lower 2nd premolar
M2 ; lower 2nd molar

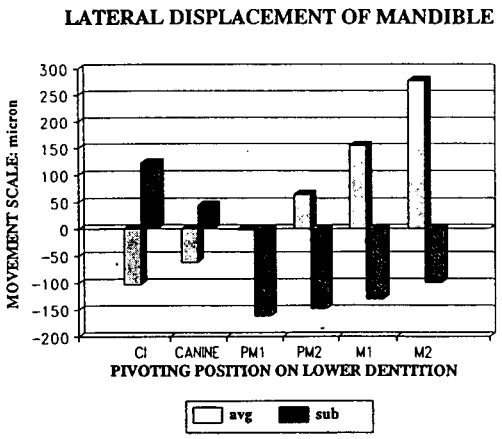

Fig. 10A. Right H.C.S. (Habitual Chewing Side).

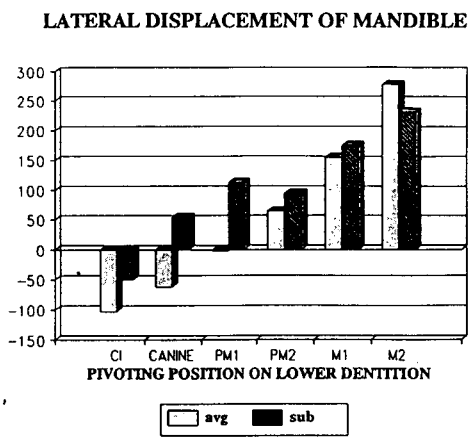

Fig. 10B. Left H.C.S.

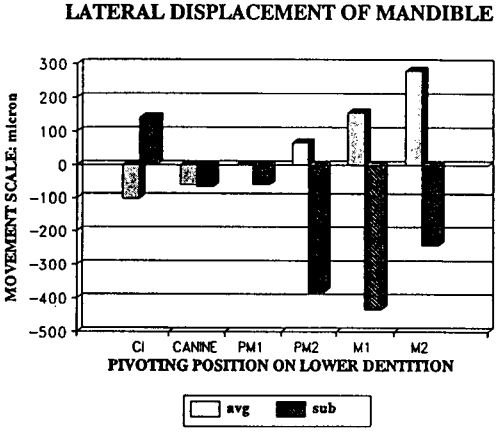

Fig. 10C. NO H.C.S., But Right Side Displacement.

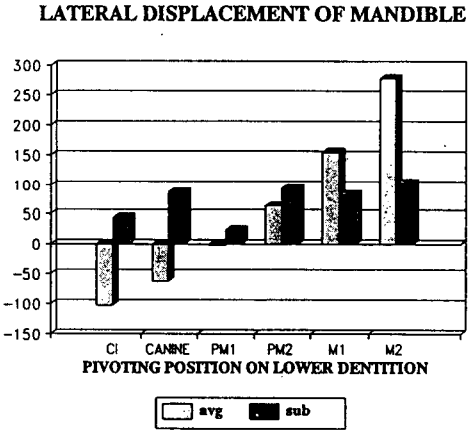

Fig. 10D. NO H.C.S., But Left Side Displacement.

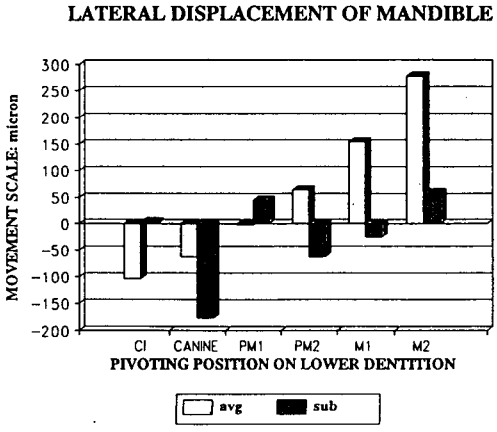

Fig. 10E. NO H.C.S., Nonspecific Displacement.

avg : average of mandibular moments in the midsagittal plane.

Table 4. Lateral displacement of mandible in frontal plane.

H.C.S/D.S.	CI	C	PM1	PM2	M1	M2
1 N/R	+139.8	−68.8	−62.2	−382.6	−434.2	−243
2 R/R	+122.2	+43.4	−162.2	−149.4	−131.8	−100.4
3 L/L	86	−73.4	+0.2	+31	+90.4	+202.4
4 L/L	+74.2	−100	+18.2	−132.8	+133.2	+113
5 L/L	−50.4	+54.2	+113	+94.6	+174.6	+231.2
6 N/L	+25.4	−1.8	+34.8	+64.2	+91.6	+45.4
7 N/R	+25.4	−5	−11.2	−0.6	−5	+18
8 R/R	−44.6	−45	+34.8	−17.2	−51.8	+116.4
9 N/L	+44	+87.6	+22.8	+94.6	+83.4	+104.8
10 L/L	−22	−17.6	+16	+0.6	+42	+68
11 L/L	−77.6	−83.8	+6.8	+27.2	+54.8	+119.4
12 R/R	−31.4	+33.4	+49.2	−183.2	−207.4	−247.6
13 L/L	+80.6	−217.8	+126.2	+136.8	+145	+31.8
14 N/L	+22	−21.4	+87.2	+219	−58.2	+71.4
15 N/N	+16.6	+2.8	+15.2	−32	−16	−71
16 L/L	−19.6	+31.8	+77.4	+0.6	+69	−99.6
17 L/L	+91	+165.6	+6.6	+18	+31.22	+36
18 R/R	−196.8	−281	+26.2	+70.2	+33.4	−62.4
19 N/N	+4.2	−177.4	+44.8	−62.6	−24.8	+58
20 R/R	−10.4	−27	−4.8	−2	−4	+13.8

(unit ; μm)

CI ; lower central incisor
C ; lower canine
M1 ; lower 1st mjolar
H.C.S. ; havitual chewing side
+ ; Left − ; Right
N ; nonspecific R ; right L ; Left
PM1 ; lower 1st premolar
PM2 ; lower 2nd premolar
M2 ; lower 2nd molar
D.S. ; deviated side

3. 측모두부X선규격사진을 통한 평형점의 분석

a. 대상자 20명의 하악각(Ar−mechanical Go−Me)의 평균은 116.75°이고 하악체 길이(anatomical Go−Me)의 평균은 79.77mm이었다. 하악각의 차이에 따른 평형점의 위치는 하악각이 큰 대상자의 경우 작은 대상자보다 후방에 평형점이 위치하였다($p<0.05$). 평형점의 위치는 각 치아의 교두정(제1 및 제2 대구치는 근협심 교두정)에서 하악평면에 수직선을 내린 곳까지의 길이를 하악체 길이에 대한 100분율로 환산하였고 평형점은 anatomical gonion으로 부터 평균 하악체 길이의 77.9% 전방에 위치하였다(Table 5).

b. FH평면과 교합평면이 이루는 각, 교합평면과 하악평면이 이루는 각 및 하악체 길이(anatomical Go−Me)의 차이에 따른 평행점의 위치변화는 유의성있는 상관관계가 없었다($p>0.05$)(Table 6).

Ⅳ. 총괄 및 고안

하악운동의 기록방법과 측정치에 대한 분석은 하악운동 연구의 기본이 되었고 이러한 측정방법에 관하여 많은 방법들이 고안되었다. 전기적 기록법[19]은 최근의 전자장치의 개발 특히, 감지기술의 비약적인 진보로 인해 장치의 초정밀화, 고속화 및 다양화를 이루었다. 최근 자력을 매체로 하는 MKG[20]나 빛을 매개로 하는 PSD에 의한 측정장치[21] 등이 일반적으로 사용되어 왔다. 종래의 연구

Table 5. Relationships of mandibular equilibrium point, Gonial angle(G.A.), & Mandibular body length(M.B.L.).

N	G.A.(°)	M.B.L.(mm)	%	POSITION
1	107	85.2	0.828	PM1
2	108	79.9	0.845	PM1
3	108	83.4	0.758	PM1
4	110	87.5	0.817	PM1
5	111	79.3	0.812	PM1
6	113	74.6	0.826	PM1
7	116	79.8	0.771	PM1
8	116	79.8	0.813	PM1
9	117	82.8	0.862	C
10	118	90.4	0.774	C
11	118	76.8	0.756	PM1
12	118	79.8	0.787	PM1
13	119	79.3	0.676	PM2
14	119	77.9	0.775	PM1
15	120	80.4	0.705	PM2
16	122	78.4	0.745	PM1
17	122	76.9	0.752	PM1
18	123	75.3	0.697	PM2
19	124	77.5	0.756	PM2
20	126	70.3	0.824	PM1
AVG	116.75	79.765	0.779	
SD	5.476	4.413	0.046	

Pearson Correlation Coefficients, $p=0.0350<0.05$(G.A.), $p=0.8962>0.05$(M.B.L.)
PM1 ; 1st premolar, PM2 ; 2nd premolar, C ; canine.

방법과 보고 내용을 검토하면 실질적인 분해능력이 100μm을 단위로 이보다 작은 단위는 sensor 등의 구성요소의 제약에 의해 구조상의 문제 및 장치의 정밀성이 실험에 영향을 미친다[22]. 본 연구에 사용된 반도체 위치검출소자는 1μm까지 측정이 가능한 Sony사의 전자장치에 연결시킨 3차원 미동장치에 LED를 고정하고 유효측정영역에서 200μm 간격으로 이동시킬때의 analog 출력전압치를 거리로 환산하여 검정을 시행하였다. 이때, 검정 결과는 X축에서 +4.7%～−3.5%, Y축에서 +6.5～−5.0%의 오차가 인지되었는데 이는 μm 단위이므로 상당히 정확성을 지닌 것으로 생각된다. 이와같은 위치정보를 구강외의 sensor로 전달하는데 있어 arm, shaft, joint 등에서 일어날수 있는 기계적 미숙, 전기적 안정도의 부족, lens의 수차, 외광, 환경자기의 다양한 외적요인이 고려되야 하므로 이를 최소화하기 위해 가능한 구강과 근접한 거리가 되도록 하였으며 그밖의 외적요인들을 배제시켰다.

특히, 교합력에 미치는 악간거리의 영향은 폐구근에 대한 지렛대의 길이에 영향을 받으며 악간거리가 짧은 경우 폐구근은 최대의 효율을 나타내는 것은 아니고 완전히 폐구된 경우에는 폐구근의 수축력은 감소하여 그결과 교합력도 감소한다. 저작근의 작업능률은 중심교합위로 부터 전치부 기준하여 5～7mm 개구한 악간거리에서 최고치를 보이고 이 거리가 증가 또는 감소하면 급격히 감소하여 근의 피로도가 증가하므로[1] Intraoral clutch의 제작시 두께를 2.2mm(상하 각각 1.1mm)로 하였고 pivot의 직경은 2.0mm로 하여 모두 4.2mm로 하였다. 또한 전체 이개량을 규정하기 위해서는 제1 대구치에서 1.5mm 이개되면 전치부에서 2

Table 6. Cephalometric analysis : Comparison of FH vs. OP, and Op vs. MP.

N	FH-OP(°) :	EP(%)	N	OP-MP(°) :	EP(%)
1	5	82.4	1	9	84.5
2	5.5	81.5	2	10	75.8
3	6	81.7	3	11	81.5
4	6	82.3	4	12	82.6
5	6	78.7	5	13	82.3
6	7	77.4	6	15	81.7
7	7	82.6	7	15	82.6
8	7	77.1	8	15	75.6
9	7	75.2	9	16	75.6
10	7.5	77.5	10	16	75.2
11	8	75.8	11	17	82.4
12	8.5	75.6	12	17	77.4
13	8.5	69.7	13	17	81.3
14	9	84.5	14	17	70.5
15	9	81.3	15	18	67.6
16	9	67.6	16	18.5	77.5
17	11	82.6	17	18.5	69.7
18	11	70.5	18	19	74.5
19	11	75.6	19	22	77.1
20	15	74.5	20	26	78.7
AVG	8.25	77.9	AVG	16.1	77.9
SD	2.416	4.632	SD	3.894	4.632
	$p=0.0917>0.05$			$p=0.0982>0.05$	

Pearson Correlation Coefficients,
FH ; Frankfort Horizontal plane
OP ; occlusal plane
MP ; mandibular plane
EP ; position of equilibrium point

mm, 2.8mm이면 4mm 정도 이개된다는 보고를 참조하여[23], 각 대상자의 모형을 반조절성 교합기에 부착시킨후 제2 대구치부위의 하악 clutch에 pivot을 위치시켰을때 전치부에서 10mm이내가 되도록 하였고, clutch를 vitallium으로 주조하여 clutch의 휨으로 인한 영향을 배제시켰다.

하악의 기능운동을 구명하는 연구는 약 100년 이상의 세월동안 하악의 기능에 대하여 하악과두를 지점으로하는 지레작용으로 간주했다. 물론 이때의 작용과 힘은 저작의 power stroke와 교합력이 된다[24]. 그러나 하악의 지레작용은 일련의 연구자들에 의해 도전을 받게 되었는데 그들은 직접 또는 간접적으로 하악과두에 대한 힘의 반응은 없다고 하여 저작시 하악과두가 지점으로 작용하지 않는다고 했다[13~15]. 그러나, 최근 많은 연구가들은 저작근의 합력이 항상 교합접촉점을 지나지 않음을 보고했으며 악관절의 조직이 상당한 악관절의 반응력을 분산시킬수 있다고 보고했다. 그래서, 하악이 지레작용을 할 수 없다는 주장은 더이상 지지받지 못하고 있다[16~18].

지레의 분류에 대해서는 하악기능이 2급 또는 3급 지레작용인지에 관해 논란이 되어왔다. 보통 인간의 하악은 3급 지레작용으로 기능한다고 한다. 그러나 이 개념은 너무 단순한데 이유는 동일평면내에 놓인 하악의 다양한 외적인 힘의 요소가 포함되기 때문이다. 분석의 평면에 있어서 하악은 단지 시상면내에서만 분석되어 왔으나 이 과정은 특히 절치부와 양측성 구치부 교합의 분석에 유효하지만 편측성 저작시의 각 악관절에 따른 반응력의 완벽한 분석은 제공하지 못한다. 예를들어, 하

악의 동측에서 저작근의 기능하는 동안 반대측 보다 다소 활동적이라고 가정한다면 폐구근의 합력은 정중 시상면의 동측을 향해 위치되어 질 것이다. 이것은 이러한 조건하에서 평형이 되어지고, 압력은 반대측 과두에서 작용되어져야 한다. 그러므로 하악을 분석하기 위해 시상면 뿐만아니라 전두면에서의 분석도 요구된다[24]. Tradowsky[25]는 하악의 시상면 분석을 통해 Angle씨 1급 부정교합자의 경우 하악 제1 대구치의 근심 1/3 부위에 평형점이 존재하며 평형점을 중심으로 하악의 모멘트를 설명해야 한다고 보고하였다. Smith[18]는 하악을 3급 지레작용으로 설명하기 보다는 정적인 막대나 구조적인 대들보로 모델화하면서 시상면과 전두면에 대한 힘과 모멘트의 단순화된 분석은 모든 근육들과 반응력이 본질적으로 수직이 되어야 하고 서로 평행이 되어야 한다고 했다. 본 연구는 하악의 모멘트를 시상면과 전두면에서 분석하였고 특히 시상면에서의 분석을 통해 하악에서의 모멘트 중심이 근육의 부착방향 및 상하악 관계에 따라 다르겠으나 연구대상인 정상교합자 20명의 경우 하악 제1 소구치에서 14명, 제2 소구치에서 4명, 견치에서 2명이 2급이나 3급 지레작용이 아닌 모멘트의 평형을 이루었다. 이는 기능중의 하악 모멘트가 악관절을 지점으로 하는 2급 또는 3급 지레작용만으로 설명하기 보다는 하중으로 작용하는 인위적인 pivot이 놓인 위치를 지점으로 하악의 모멘트를 설명한 것이다. 악관절에 가해지는 하중에 대하여 Inoue[21]는 저작근에 의한 힘이 하악을 통하여 악관절에 전달된다고 하였고 악관절부위에 생기는 압력은 하악과두의 이동에 의해 생기는 하악과두, 관절원판, 관절와 사이에 생기는 압력과 폐구근의 수축에 의한 압력으로 구분하여 음식물 저작시 생기는 악관절부의 압력이 하악과두변위를 일으킨다고 보고했다. 악관절내에서의 차이성 있는 하중에 관해서는 인간의 경우 악관절의 하중을 수용하는 부위가 측두골의 관절융기와 하악과두의 관절면에 따라 위치하며 악관절내의 반응력은 항상 고르게 분포되어 있지 않다고 하였다. 하악의 기계적인 하중에 반응하는 하악과두의 역할에 대한 조사는 직접 또는 간접적인 방법으로 나눌수 있다. 직접적인 방법으로는 Hylander[26]와 Brehnan [27] 등은 원숭이의 하악과두에 압력 전달계를 넣고 전치부 교합, 저작, 등장성 교합동안에 응력 변환 장치상에 가해지는 응력을 측정하였다. Boyd[28]는 원숭이의 하악과두 전방과 상방에 얇은 piezoelectric foil transducer를 삽입하여 편측 저작시 작업측 하악과두가 비작업측 하악과두보다 평균 1.4~2.6배 정도 큰 힘이 측정됨을 보고했다. 간접적인 방법으로 Ralph[29]와 Standlee[30]등은 photoelastic model을 이용하여 하악과두의 응력 분산을 조사하였으며 이때, stress trajectories가 하악의 하연을 따라 위치하면 하악과두를 향해 직접 전달된다고 하였다. 3차원적인 조사를 위한 시도로써 Mansour [31] 등은 한 대상자에서 교합력을 측정하고 측모두부X선규격사진을 이용하여 하악과두의 축에 대한 모멘트를 조사했다. 이들은 대상자가 제1 대구치에서 교합했을때 산출되는 최대 모멘트를 발견하였고 하악이 제2 대구치 전방에서 3급 지레로, 제2 대구치부에서는 2급 지레로 작용함을 보고했다. Ito[32]는 하중이 악관절의 안정성과 기능에 중요한 요소이며 관절원판의 전이, 관절원판의 천공, 하악과두와 측두골의 재형성 및 동통이 과도하거나 잘못된 방향으로 부터의 하중때문이라고 했으며, 구치부에서의 조기접촉보다 구치부 치아들의 상실이 악관절 하중을 증가시키고 , 양측성으로 구치부에 pivot을 위치시킨 경우의 교합은 하악과두의 하방전이를 일으키지 않는다고 보고했다. Prium[33] 등은 교근, 전측두근, 그리고 개구근으로부터 Integrated EMG signal을 기초로 한 수학적 공식을 사용하여 교합력이 전방으로 이동함에 따라 악관절에 가해지는 하중이 증가함을 보고했다. Smith[34]는 numerical model의 분석을 통하여 악관절에 가해지는 하중이 교합력이 절치에 적용될때 교합력의 60%인 최대 압력에서부터 제3 대구치의 원심면에 수직으로 반응할때 5%인 장력에 이르기까지 다양함을 보고했다. 이는 본 연구와 일치하는 내용으로서 인위적으로 부여한 금속 Pivot을 평형점의 전방으로 이동하여 교합시켰을 경우 악관절에는 압력의 부하가 작용하였고, 반대로 평형점의 후방으로 pivot을 이동시켜 교합할 경우에는 악관절에 장력의 부하가 작용하였다.

幸男[7]은 교합력이 습관적 저작측의 경우 비사용측보다 2배 이상 강할 수 있으며 이는 훈련에 의해 증가될 수 있고, 저작력의 증가 요소는 저작근의

근력 및 치근막의 통각이라고 보고했다. Ito[32]는 편측성 구치부 pivot상에서의 교합과 인위적인 폐구작용은 하악의 변위를 일으키며 작업측 하악과두는 하방으로, 비작업측 하악과두는 상방으로 움직이게 한다고 했다. Hylander[17]는 강한 편측저작시 비작업측 하악과두에 가해지는 반응력이 작업측 하악과두에 가해지는 반응력보다 강하고 근육력은 작업측 하악과두에서 하중이 과도하게 부여되지 않도록 악궁을 가로질러 분산되므로 하악과두제거술을 받은 환자가 악관절에 하중이 없는 수술부위 쪽으로 강한 구치부 교합을 할 수 있다고 하였다. Christensen[35]과 이[36]등은 습관적 작업측 저작근, 특히 교근이 근활성도 측정에 있어 비습관적 작업측보다 높음을 보고했다. 본 연구에서 대상자 20명중 13명은 본인의 습관적 저작측을 인지하고 있었으며 실험중 최대 교합력 발휘시 습관적 저작측으로 하악이 변위됨을 전두면에서의 분석을 통해 알 수 있었고 이는 습관적 저작측의 근육력이 비저작측의 근육력보다 크게 작용하고 있음을 의미했다. 대상자중에서 습관적으로 사용하는 측을 인지하지 못했으나 본 연구를 통해 습관측을 알게 되는 계기가 되었다.

Ringquist[37]과 Ingervall[38]등은 하악평면각과 하악각이 크며 전안면 높이가 높은것으로 특징지워지는 얼굴이 긴 사람은 교합력이 적고 하악평면각과 하악각이 작으며 전안면 높이가 낮은 경우에서는 교합력이 크다고 하였으며, 이[39]등은 두개안면골격과 최대교합력과의 분석에서 하악각, 교합평면과 하악평면이 이루는각, 구개평면과 하악평면이 이루는 각에서 최대교합력과 역상관관계가 있으며 하악체 길이(Go-Me), 하악지 길이(Ar-Go)와는 순상관관계가 있음을 보고했다. Throckmortom[40]은 하악각과 하악평면각과의 변화로 교합력의차이를 설명하였다. 하악과두를 지점으로 하는 지레로 가정하여 하악각과 하악평면각이 커질수록 교합점이 멀어지게 되면서 근육의 기계적인 장점이 떨어지게 되어 근육이 같은 힘을 발휘하여도 교합시에 나타나는 힘이 적게 된다고 하였다. Tacheuchi[41]는 두개안면 골격형태가 교합력과 저작근의 EMG activity에 미치는 영향에 대한 연구에서 교합평면에 대한 교합력 vector의 수직전개각과 하악각, 교합평면과 하악평면이 이루는 각 SN(Sella turcica-Nasion)평면과 하악평면이 이루는 각, SN평면과 교합평면이 이루는 각 및 교근천부와 교합평면이 이루는 각의 상관관계를 보고했으며 상하로 좁은 안모를 가진 사람과 정상 안모를 가진 사람과의 비교시 악안면 형태에서 상하적인 하악의 회전방향을 나타내는 계측항목이 교합력 방향과 더욱 밀접한 관계를 지닌다고 했고 수직방향의 최대교합력 방향에 있어서도 폐구근중 교근이 주도적인 역할을 하고 있음을 보고했다. 본 연구에서 정상교합자의 측모두부X선규격사진을 통한 분석으로 하악각 및 하악체 길이를 하악의 평형위치와 비교했으며 이때, 평형점은 하악각이 큰 대상자의 경우 작은 대상자보다 후방에 위치하였다($P<0.05$). FH평면과 교합평면이 이루는 각, 교합평면과 하악평면이 이루는 각 및 하악체 길이와는 유의성 있는 상관관계를 발견할 수 없었다($p>0.05$). 향후 정상교합자의 측모두부X선규격사진의 분석을 통해 본 연구에서 계측하지 못한 타 항목들과 Angle씨 2급 및 3급 부정교합자의 분석으로 하악치열내에서의 평형위치를 비교하는 것도 의미있으리라 생각된다.

V. 결 론

저자는 반도체 위치검출소자를 부착시킨 초정밀도의 하악변위 측정장치를 이용하여 인위적인 Pivot의 위치에 따라 하악이 어떠한 양상의 모멘트로 움직이는지를 연구하였다. 본 연구를 위하여 정상교합자의 범주내에 있는 21~30세(평균 24세)의 남자 20명을 대상으로 하여 각 대상자의 치열에 적합한 Intraoral clutch를 제작하였다. 하악변위 측정장치를 구성하기 위하여 상악 clutch에는 3차원적으로 위치조절이 가능한 spacer가 부착된 2차원 위치검출소자 즉, PSD(Position Sensitive Detector, Hamamatsu Photonics Co., Japan)를 설치하고 하악 clutch에는 근적외선 방출 다이오드 즉, LED(Light Emit Diode, Hamamatsu Photonics Co., Japan)를 설치하여 연구대상자의 구강내에 장착 조정한뒤 정중선상의 pivoting ball을 전후적으로 이동시키면서 최대교합력으로 교합시켰으며 이때 표시되는 변위측정치를 CCD 카메라 (SONY, CCD-TR705) 및 V.C.R.에 기록 분석하여 다음과

같은 결론을 얻었다.

1. 하악 치열의 정중선 상에서 metal ball을 하악 중절치로 부터 견치, 제1 소구치, 제2 소구치, 제1 대구치, 제2 대구치로 이동하여 최대교합력으로 교합을 시켰을때 대상자 20명 모두 pivot을 중심으로 하악변위를 나타냈으며, pivot을 중심으로 모멘트의 평형을 이룬 부위는 제1 소구치부위에서 14명, 제2 소구치부위에서 4명, 견치부위에서 2명이었다.

2. metal pivoting ball의 전후적 위치이동에 따라 악관절에 가해지는 하중의 변화를 보였으며 평형점을 중심으로 pivot이 전방에 위치하면 악관절에 압력이, pivot이 후방에 위치하면 악관절에 장력이 가해졌다.

3. 연구대상자중 평소 습관적 저작측을 인식하고 있는 경우가 20명중 13명 (우측 5명, 좌측 8명)이었으며, 이들 13명 모두는 저작력 발휘시 pivot을 중심으로 하여 습관적 저작측으로 하악변위를 이루었다.

4. 연구대상자 20명의 측모두부X선규격사진을 통한 분석에서 평균 하악각이 116.75°이었고 평균 하악체 길이는 79.77mm이었다. 평형점은 anatomical gonion에서 부터 평균 하악체 길이의 77.9% 전방에 위치하였으며 하악각이 큰 대상자의 경우 하악각이 작은 대상자에 비해 후방에 위치하였고 ($p<0.05$), FH평면과 교합평면이 이루는 각, 교합평면과 하악평면이 이루는 각 및 하악체 길이와는 유의한 상관관계가 없었다($p>0.05$).

References

1. 覺道幸男 : 床義齒の 生理學, 咬合力および 咀嚼力, 學建書院, pp31－45, 1991.
2. Igarashi, T. : The anterior guidance and transfer to the articulator, 補綴臨床, 20 : 319－338, 1987.
3. Okeson, J.P. : Fundamentals of occlusion and Temporomandibular disorders, The C.V. Mosby Co., pp108－109, 1985.
4. Mohl, N.D., Zarb, G.A., Carlsson, G.E. and Rugh, J.D. : A textbook of occlusion : The temporomandibular joint, Quintessence Pub. Co., pp90－93, 1988.
5. Kallenbach, T.E. : Effect of functional disorganization of the mouth and teeth : Operative factors in reestablishment to normal, Dent. Cosmos, 73 : 759－770, 1931.
6. Schwietzer, J.M. : Oral Rehabilitation. St. Louis, The Mosby Co., pp76, 1951.
7. Wheeler, R.C. : Dental Anatomy, Physiology and Occlusion, 5th ed., Philadelphia, W.B. Saunders Co., pp398－399, 1974.
8. Seitlin, D.J. : The mandibular lever, J.Prosthet.Dent., 19 : 342－349, 1968.
9. Kornfeld, M. : Mouth Rehabilitation, 2nd ed., St.Louis, The C.V.Mosby Co., pp740－741, 1974.
10. Huffman, R.W. and Regenos, J.W. : Principle of occlusion, Labolatory and clinical teaching manual, H&R Press 7th ed., pp1A4－1A9, 1978.
11. Dawson, P.E. : Evaluation, Diagnosis, and Treatment of Occlusal Problems, St. Louis, The C.V.Mosby Co., pp42－45, 1974.
12. Tradowsky, M. and Kubicek, W.F. : Method for determining the physiologic equilibrium point of the mandible, J.Prosthet.Dent., 45 : 558－563, 1981.
13. Robinson, M. : The temporomandibular Joint : Theory of reflex controlled nonlever action of the mandible, J.Am.Dent.Assoc., 33 : 1260－1271, 1946.
14. Tylor, R.M.S. : Nonlever action of the mandible, Am.J.Physiol.Anthropol., 70 : 417－421, 1986.
15. Robert, D. : The etiology of the temporomandibular joint dysfunction syndrome, Am.J.Orthod., 66 : 498－515, 1947.
16. Picq, P.G., Plavcan, M. and Hylander, W.L. : Nonlever action of the mandible : The return

of Hyrax, Am.J.Physiol.Anthropol., 74 : 305-307, 1987.
17. Hylander, W.L. : The human mandible : Lever or Link? Am.J.physiol.Anthropol., 43 : 227-242, 1975.
18. Smith, R.J. : Mandibular biomechenics and temporomandibular joint function in primates, Am.J.Physiol.Anthropol., 49 : 341-349, 1978.
19. Knap, F.J., Richardson, B.L. and Bogstad, J. : Study of mandibular motion in six degree of freedom, J.Dent.Res., 49 : 289-292, 1970.
20. Jankelson, B., Swain, C.V., Crane, P.F. and Radke, J.C. : Kinesiometric instrumentation : A new technology, J.Am.Dent.Assoc., 90 : 834-840, 1975.
21. Inoue, T. : A study of mandibular displacement due to biting force : part 1. Establishment of experimental method, J.Jpn.Prosthodont.Soc., 32 : 1132-1140, 1988.
22. Sato, K. : Effect of occlusal raising and head movement on position of tapping area. J.Jpn. Prosthodont.Soc., 35 : 983-996, 1991.
23. Yun, I.C., Omiya, N., Tanaka, Y., Seino, A., Izumi, Y. and Tajima, T. : Fundamental study of influence of changing posterior occlusal vertical dimension to anterior occlusal vertical dimension. Ohu univ. Dent.J., 18 : 35-40, 1991.
24. Hylander, W.L. : The temporomandibular joint : Functional anatomy, 4th ed., W.B.Saunders Co. pp83-91, 1992.
25. Tradowsky, M. and Dworkin, J.B. : Determination of the physiologic equilibrium point of the mandible by electric means, J.Prosthet. Dent., 48 : 89-98, 1982.
26. Hylander, W.L. : An experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in macaques, Am.J.Physiol.Anthropol., 51 : 433-456, 1979.
27. Brahnan, K., Boyd, R.L., Laskin, J.L., Gibbs, C. H. and Mahan, P.E. : Direct measurements of loads at the temporomandibular joint in Macaca arctoides, J.Dent.Res., 60 : 1820-1824, 1981.
28. Boyd, R.I., Gibbs, C.H. and Mahan, P.E. : Temporomandibular joint force measured at the condyle of Macaca arctoides, Am.J.Orthod.Dentofac.Orthop., 97 : 472-479, 1990.
29. Ralph, J.P. and Caputo, A.A. : Analysis of sress patterns in the human mandible, J.Dent. Res., 54 : 814-821, 1975.
30. Standlee, J.P., Caputo, A.A. and Ralph, J.P. : Stess trajectories within the mandible under occlusal loads, J.Dent.Res., 56 : 1297-1302, 1977.
31. Mansour, R.M. and Reynik, R.J. : In vivo occlusal forces and movements : I. Forces measured in terminal hinge position and associated movements, J.Dent.Res., 54 : 114-120, 1975.
32. Ito, T., Gibbs, C.H., Bonnet, R.M., Lupkiewicz, S.M., Young, H.M. and Lundeen, H.C. : Loadings on the temporomandibular joints with occlusal conditions, J.Prosthet.Dent., 56 : 478-484, 1986.
33. Prium, G.J., De Jongh, H.G. and Ten Bosch, J.J. : Force acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levers, J.Biomech., 13 : 755-763, 1980.
34. Smith, D.M., Mclachlan, K.R. and Mccall, W.D. : A numerical model of temrpomandibular joint loading, J.Dent.Res., 65 : 1046-1052, 1986.
35. Christensen, L.V. and Radue, J.T. : Lateral preference in mastication : An electromyographic study, J.Oral Rehabil., 12 : 429-434, 1985.
36. 이성복, 최부병 : 습관적 저작과 저작근의 동통 유발과의 관계에 대한 근전도학적 연구, 대한치과보철학회지, 24 : 165-176, 1986.
37. Ringqvist, M. : Isometric bite force and its relation to dimensions of the facial skeleton, Acta.Odontol.Scand., 31 : 35-42, 1973.
38. Ingervall, B. and Helkimo, E. : Masticatory

muscle force and facial morphology in man, Arch.Oral Biol., 23 : 203-206, 1978.
39. 이택우, 이기수 : 교합력과 두개안면형태의 상관관계에 대한 연구,경희치대논문집, 12 : 681-691, 1990.
40. Throckmorton, G.S., Finn, R.A. and Bell, W.H. : Biomechanincs of differences in lower facial height, Am.J.Orthod., 77 : 410-420, 1980.
41. Tacheuchi, K. : The Influence of craniofacial form on bite force and EMG activity of masticatory muscles, J.Jpn. Prosthodont. Soc., 36 : 542-550, 1992.

-ABSTRACT-

A STUDY ON THE MANDIBULAR MOMENTS ACCORDING TO ANTERO-POSTERIOR PLACEMENT OF PIVOT ON LOWER NATURAL DENTITION

Hyun-Shick Lee, Nam-Soo Park, Dae-Gyun Choi

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyung Hee University

This study was accomplished for appreciation of the mandibular moments according to antero-posterior movement of pivot placed on the lower natural dentition.

For this study, 20 subjects(male, 21~30 yrs., average age 24) in the category of normal occlusion were selected, and the intraoral Vitallium clutches were cast and fabricated for each subjects.

A 2-dimension PSD(Position Sensitive Detector, Hamamatsu Photonics Co., Japan) was attached to maxillary clutch in a mode of three dimensional control and LED(Light Emit Diode, Hamamatsu Photonics Co., Japan) was set up on mandibular clutch. Both clutches were set into oral cavity of each subjects and adjusted.

Then the subjects were allowed to intercuspated with maximal bite force while the pivoting ball in the midline moving from anterior toward posterior position.

The displacement scales were recorded by CCD camera(Sony, CCD-TR-705) and VCR.

The conclusions were as follows:

1. When the subject was allowed to bite the metal pivoting ball in the midline of lower dentition with maximal bite force voluntarily while moving from lower central incisor to canine, 1st premolar, 2nd premolar, 1st molar and 2nd molar. The lever actions on the pivot were revealed in all subjects. The equilibrium of moment were revealed on the pivots of 1st premolar(14 subjects), 2nd premolar(4 subjects), and canine(2 subjects) areas.
2. The changes of loading on the TMJ according to antero-posterior positional changes of metal pivoting ball were able to recognize as follow: Compression on the TMJ was increased when the pivot moves anteriorly from the equilibrium point, and tension on the TMJ was increased when posteriorly.
3. 13 subjects were recognized their habitual chewing sides(Right5, Left8), and 7 subjects were not. During maximal biting, mandible was displaced toward their habitual chewing sides on the metal pivoting ball in the frontal plane.
4. In cephalometric analysis, the average gonial angle of 20 subjects was 116.75° and the average mandibular body length was 79.77mm. The equilibrium points of mandibular moment were positioned more posteriorly in the subjects having larger Gonial angle than in the smaller($p<0.05$). Relationships among the angle between FH plane and occlusal plane, the angle between occlusal plane and mandibular plane , and mandibular body length were not significant($p>0.05$).