

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PORTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
TOTAL PARŞİYEL PROTEZ BİLİM DALI

DANIŞMAN
PROF. DR. MEHMET BEYLİ

86414

TOPLUMUMUZUN BİR KESİMİNDEN ELDE EDİLEN
ÖLÇÜMLERE UYGUN OLARAK
DENEYSEL BİR ARTİKÜLATÖR MODELİNİN
OLUŞTURULMASI

DOKTORA TEZİ

86414

Dişhekimi UĞUR ERGİN

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

İSTANBUL - 1999



Annem

Babam

Eşim

ve Çocuklarıma

ÖNSÖZ

Posselt iyi bir artikulatorün tasarlanması, yapılması ve kullanılması için üç ön şartın olması gerektiğini söylemiştir. Bu şartlar:

Alt çene hareketlerinin ve anatomisinin bilinmesi.

Artikulator üzerinde tasarlanmış özelliklerin bilinmesi.

Artikulatorre kayıtların doğru olarak aktarılması ve artikulatorün kısıtlamalarının bilinmesi.

Hazırladığım doktora tezinde konunun anlaşılabilmesi için artikulator tarihinin çok iyi bilinmesi gerektiğini düşünüyordum. Bu düşünce, ilk olarak House'nin hazırladığı tezi görünce belirginleşti. Araştırmacı Amerika Birleşik Devletleri'nde tasarlanan ve patentleri alınan artikulatorlerin tarihsel gelişimini göstermek için 463 sayfalık M.S tezi hazırlamıştır. Tez hazırlandığı ülkenin milli tarihinde bile bulunmayacak kadar çok ayrıntı içeriyordu. Bu tezi inceledikten sonra bu kadar ayrıntılı olmasa bile bir artikulator tasarımı amacı ile yapılan bir tezin; artikulator tarihçesini başlıca detayları ile vermesi gerektiğini düşündüm. Bu tarih bilgisine ek olarak bir artikulatorün anatomisi olarak nitelendirilebileceğimiz ve Total Parsiyel Protez Bilim dalında da kullandığımız artikulatorlerin belirgin özelliklerini içeren geniş bir Genel Bilgiler bölümü hazırlama ihtiyacı hissettim. Çok bilinen ve her klasik kitapta bulunan temel konuları dikeyle ederek Genel Bilgiler bölümüne eklemektense, bu bilgilerin artikulator tasarımı ve kullanımına ne şekilde yansımaları göstermeye çalıştım.

Bana bu çalışmada ve her konuda ihtiyacı hissettiğim an destek olan, hayat adına kendisinden çok şey öğrendiğim Hocam Prof. Dr. Mehmet Beyli'ye

Bizden çok uzaklarda olmasına rağmen hep yanımdaymış gibi yardımlarını sürdüren ve bize bilimsel olarak doğru düşünmeyi öğreten Doç. Dr. Horay Oral'a,

Herdilerini hep abim ve ablam gibi gördüğüm ve gecenin bir yarısında okuduğum literatürlerin çoğunun üzerinde fotokopiden çıkan parmak izleri ile de hep benimle olan Prof. Dr. Mine Nayer ve Prof. Dr. Selim Pamuk'a,

Bu çalışmaya başladığım ilk günden, sonuna kadar ve hatta aramızda uzun mesafeler olmasına rağmen ortak düşünebildiğim seçgili arkadaşım Tonguç Sülün'e

Teşekkür etmek istiyorum.

*Uğur Ergin
İstanbul, 1999*

İÇİNDEKİLER

Önsöz.....	2
İçindekiler.....	3
Tabloların Listesi.....	4
Grafiklerin listesi.....	5
Resimlerin listesi	6
Terminoloji	9
Giriş ve Amaç.....	10
Genel Bilgiler	15
2.1. Artikulatörlerin Tasarımlarında Etkili Olan Oklüzyon Teorileri	16
2.2. Artikulatörlerin Sınıflandırılması	24
2.2.1. Artikulatörlerin Basit Sınıflandırılması	25
2.2.2. Artikulatörlerin Çağdaş Sınıflandırılması	26
2.2.2.1. Sınıf I.....	26
2.2.2.2. Sınıf II	26
2.2.2.3. Sınıf III	27
2.2.2.4. Sınıf IV	28
2.3. Artikulatörlerin Fonksiyonel Tipleri	30
2.3.1. Alçı Artikulatörler	30
2.3.2. Kapı Menteşesi Artikulatörleri.....	31
2.3.3. Sentrik Ayarlamalı Artikulatörler	32
2.3.4. Kuron Köprü Artikulatörleri	33
2.3.5. Ortalama Değerli Artikulatörler	34
2.3.5. Tek Rotasyon Merkezli Artikulatörler.....	39
2.3.6. Ayarlanabilen Kondil Mekanizmasına Sahip Artikulatörler.....	42
2.3.7. Kesici Çubuğa Sahip Artikulatörler.....	45
2.3.8. Bennett Hareketini Taklit Edebilen Artikulatörler	46
2.3.9. Üç Ayaklı Artikulatörler	52
2.3.10. Steriografik Kayıt Alabilen Artikulatörler.....	53
2.3.11. Aşındırma Özelliğine Sahip Artikulatörler	58
2.3.12. Kondiller Arası Mesafesi Ayarlanabilen Artikulatörler	60
2.3.13. Kondil Yüksekliği Ayarlanabilen Artikulatörler	62
2.3.14. Arcon Artikulatörler	64
2.3.15. Tam Ayarlanabilen Artikulatörler.....	65
2.3.16. Bilgisayar Kontrollü Artikulatörler.....	66
2.4. Arcon - Non-Arcon Tasarım	71
2.4.1. Arcon ve Non-Acron Artikulatörlerin Avantaj ve Dezavantajları	72
2.5. Artikulatörlerde Fossa ve Kondil Elemanları	73
2.6. Alt Çene Hareket Yollarının ve Temporomandibular Eklem Yapılarının Morfolojik Ölçümleri	79
2.7. Kesici Rehberliği.....	85
2.8. Kondiller Arası Mesafenin Ayarlanması	88

2.9. Referans Düzlemler	89
2.10. Fisher Açısı	90
2.11. Sentrik Kilit Mekanizması	91
2.12. Model Bağlantı Mekanizmaları	92
2.13. Artikülatörün Yapıldığı Malzeme	93
2.14. Artikülatörün Boyutları	96
2.15. Renk	97
2.16. TMJ Artikülatörü	98
2.16.1. TMJ Artikülatörünün ve Steriografik Kayıt Yönteminin Geliştirilmesi	98
2.16.2. TMJ Artikülatörünün ve Stereografik Kayıt Yönteminin Güvenilirliği	99
2.16.3. TMJ Artikülatörünü ve Stereografik Kayıt Sistemini Oluşturan	
Parçalar	101
2.16.3.1 Fossa Elemanları	101
2.16.3.2 Kesici Tablası	105
2.16.3.3 Model Bağlantı Elemanları	105
2.16.3.4 Kinematik Yüz Arkı	106
2.16.3.5 Stereografik Kayıt Sistemi	106
3. Gereç ve Yöntem	108
3.1. Deneklerin Seçimi	109
3.2. Deneklerden Kayıtların Alınması	109
3.2.1. Modellerin Oluşturulması ve Artikülatöre Nakli	109
3.2.2. Ağız İçi Kayıt Plaklarının Hazırlanması	111
3.2.3. Ağız İçi Kayıtların Alınması	113
3.3. Artikülatörde Fossaların Şekillendirilmesi	116
3.4. Fossa Elemanlarının Çoğaltılması ve Kesitlerin Milimetrik Kağıt Üzerine	
Aktarılması	121
3.5. Sagittal ve Frontal Kesitlerin Ölçümü	125
3.6. Protruziv Kondil Yolu Eğiminin Ölçümü	126
4. Bulgular	129
5. Tartışma	140
6. Sonuçlar	150
7. Ek Resim ve Tablolar	153
8. Kaynaklar	171
9. Özet	183
10. İngilizce Özet	184
11. Özgeçmiş	185

Tabloların Listesi

Tablo 1. Artikülâtörlerin yapısal özellikleri

Tablo 2. Fossa, tuberculum articulare eğrilerinde ve protruziv kondil yolu eğiminde kadın erkek karşılaştırması 130

Tablo 3. Fossa, tuberculum articulare eğrilerinde ve protruziv kondil yolu eğiminde sağ-sol karşılaştırması 130

Tablo 4. Fossa, tuberculum articulare eğrilerinden ve protruziv kondil yolu eğiminden ölçülen lateral, santral ve medial kesit değerlerinin karşılaştırılması134

Tablo 5. Fossa eğrisi, tuberculum articulare eğrilerisi ve protruziv kondil yolu eğimi, frontal kesitin şekli ve yaş arasındaki korelasyonun incelenmesi 137

Tablo 6. Deneklerin cinsiyet ve yaş dağılımı

Tablo 7. Sağ eklem elemanının sagittal yönde lateral kesit değerleri

Tablo 8. Sağ eklem elemanının sagittal yönde santral kesit değerleri

Tablo 9. Sağ eklem elemanının sagittal yönde medial kesit değerleri

Tablo 10. Sağ eklem elemanının üç kesitte axis orbita düzlemine göre protrusiv kondil yolu eğimi

Tablo 11. Sağ eklem elemanının frontal kesit değerleri

Tablo 12. Sol eklem elemanının sagittal yönde lateral kesit değerleri

Tablo 13. Sol eklem elemanının sagittal yönde santral kesit değerleri

Tablo 14. Sol eklem elemanının sagittal yönde medial kesit değerleri

Tablo 15. Sol eklem elemanının üç kesitte axis orbita düzlemine göre protrusiv kondil yolu eğimi

Tablo 16. Sol eklem elemanının frontal kesit değerleri

Grafiklerin Listesi

Grafik 1. Fossanın üç kesitte sağ sol karşılaştırması

Grafik 2. Tuberculum articularenin üç kesitte sağ sol karşılaştırması

Grafik 3. Protruziv kondil yolu eğiminin üç kesitte sağ sol karşılaştırması

Grafik 4. Fossanın üç kesitte kadın erkek karşılaştırması

Grafik 5. Tuberculum articularenin üç kesitte kadın erkek karşılaştırması

Grafik 6. Protruziv kondil yolu eğiminin üç kesitte kadın erkek karşılaştırması

Grafik 7: Fossadan alınan lateral, santral ve medial kesit değerlerinin karşılaştırılması

Grafik 8. Tuberculum articularenden alınan lateral, santral ve medial kesit değerlerinin karşılaştırılması

Grafik 9. Protruziv kondil yolu eğiminden alınan lateral, santral ve medial kesit değerlerinin karşılaştırılması

Grafik 10. Protruziv kondil yolu eğimi ile yaşın korelasyon grafiği

Grafik 11. Tuberculum articulare eğrisi ile fossa eğrisinin korelasyon grafiği

Grafik 12. Fossa eğrisi ile protruziv kondil yolu eğiminin korelasyon grafiği

Grafik 13. Tuberculum articulare eğrisi ile protruziv kondil yolu eğiminin korelasyon grafiği

Resimlerin Listesi

- Resim 1. Bonwill üçgeni
- Resim 2. Spee eğrisi
- Resim 3. Monson küresi ve Monson küresine göre dişlerin dizilimi
- Resim 4. Koni teorisine göre üst protezin oklüzal eğiminin 45° eğimli yapılması
- Resim 5. Gysi'nin kendi üzerinde yaptığı kondil yolu çizimi
- Resim 6. Gysi'nin çift eksen teorisin gösteren çizimi
- Resim 7. Hanau'nun beşlisi
- Resim 8. Gerber'in kondiler teorisine göre hazırladığı bikonkav kondil elemanı
- Resim 9. Phillip Pfaff'ın tanımladığı alçı artikülatör 1756.
- Resim 10. Kapı menteşesi artikülatörü
- Resim 11. Dikey boyut çubuğu ilavesi yapılmış kapı menteşesi artikülatörü
- Resim 12. James cameron'un sentrik ayarlamalı artikülatörü 1840
- Resim 13. Arthur H. Fleming'in Kuron Köprü artikülatörü 1904.
- Resim 14. Bonwill artikülatörü ve üçgeni 1858.
- Resim 15. Daniel T. Evens artikülatörü 1840
- Resim 16. Gysi Simpleks 1912
- Resim 17. Fredric Stephan'ın ortalama değerli artikülatörü 1906
- Resim 18. Abel Gritman'ın ortalama değerli artikülatörü 1899
- Resim 19. George B. Snow'un "The New Century" artikülatörü 1907
- Resim 20. Maksillomandibular Aygıt. George S. Monson 1923
- Resim 21. Rupert Hall'un birinci artikülatörü 1916
- Resim 22. Rupert Hall'un ikinci artikülatörü 1916
- Resim 23. Kerr'in ayarlanabilen kondil mekanizmasına sahip artikülatörü 1902
- Resim 24. Walker'ın ayarlanabilen kondil mekanizmasına sahip artikülatörü 1896
- Resim 25. George B. Snow'un Modified New Century Artikülatörü 1915
- Resim 26. Charles E. Luce'nin artikülatörü 1911
- Resim 27. Alfred Gysi'nin tasarladığı tam ayarlanabilen Adaptable artikülatörü
- Resim 28. Marcellio Wiess'in artikülatörü 1912
- Resim 29. Charles E. Stuart'ın yüz arkı 1957
- Resim 30. Beverly B. McCollum'un artikülatörü 1927
- Resim 31. M. M. House Artikülatörü 1928
- Resim 32. Transograf Harry L. Page
- Resim 33. Anthony J. DePietro'nun artikülatörü. 1965
- Resim 34. Stansbery'nin üç ayaklı artikülatörü 1928
- Resim 35. Alfred Gysi'nin üç ayaklı artikülatörü 1917
- Resim 36. C.E. Luce'nin steriografik kayıt alabilen artikülatörü 1911

- Resim 37. Kenneth Swanson'un artikülatörü 1965
- Resim 38. Kenneth Swanson'un ağız içi kayıt araçları 1965
- Resim 39. Kenneth Swanson'un geliştirdiği sentrik kilit mekanizması 1968
- Resim 40. Edwin F. Irish'in artikülatörü 1969
- Resim 41. Abel Gritman'ın artikülatörü 1927
- Resim 42. John Davis ve Herman Leuchsenring'in artikülatörü 1913
- Resim 43. JWhip-Mix artikülatörünün kondiller arası mesafe ayar mekanizması
- Resim 44. Kondiller arası mesafe, rotasyon merkezlerinin değiştirilmesi ile ayarlanabilir
- Resim 45. John Needles'ın artikülatörü 1921
- Resim 46. Rudolph Hanau'nun artikülatörü 1926
- Resim 47. David Shaw'ın artikülatörü 1916
- Resim 48. Murray Seidenberg'in bilgisayar kontrollü artikülatörü 1966.
- Resim 49. Stratos 200
- Resim 50. Stratos 200 artikülatörünün protrusiv kondil yolu parçası
- Resim 51. Condylcomp yüz arkı
- Resim 52. Arcon ve Non-Arcon artikülatörlerin arasındaki açı farkları
- Resim 53. Condylator artikülatörünün sentrik kilit ve fossa-kondil elemanları
- Resim 54. SAM 2 artikülatörünün sentrik kilit ve fossa-kondil elemanları
- Resim 55. Dentatus artikülatörünün sentrik kilit ve fossa-kondil elemanları
- Resim 56. Kondilin protrusiv harekette izlediği yol
- Resim 57. Kesici tablalar
- Resim 58. Referans düzlemleri
- Resim 59. Model bağlantı elemanları
- Resim 60. Alçısız model bağlantısı yapabilen artikülatör
- Resim 61. Labo Mate 90 artikülatörünün fossa-kondil elemanları
- Resim 62. Mini TMJ artikülatörü
- Resim 63. Mini TMJ artikülatörü ve kayıt elemanlarını oluşturan bölümler.
- Resim 64. Mini TMJ artikülatörünün sentrik kilit ve fossa-kondil elemanları
- Resim 65. TMJ artikülatörünün kayıt elemanları
- Resim 66. Yüz arkı deneğin bağlanmış
- Resim 67. Yüz arkı artikülatöre bağlanmış
- Resim 68. Ağız içi kayıt kaşığının (intraoral clutch) alt ve üst yüzü
- Resim 69. Ağız içi kayıt kaşığının artikülatörde yerleştirilmiş hali
- Resim 70. Ağız içi kayıt kaşığının kaşık akrilikleri ile yerleştirilmiş hali
- Resim 71. Şekillendirilmiş akrilik ağız içi kayık plakları
- Resim 72. Akrilik ağız içi kayık plakları ve kazıyıcı uçlar ağızda
- Resim 73. TMJ akriliği ile ağız içi kayıtların alınması. Sentrik ilişki konumu

- Resim 74. TMJ akriliği ile ağız içi kayıtların alınması. Protruziv hareket
- Resim 75. TMJ akriliği ile ağız içi kayıtların alınması. Sağ lateral hareket
- Resim 76. TMJ akriliği ile ağız içi kayıtların alınması. Sol lateral hareket
- Resim 77. Lateral hareket sırasında alt çenenin yönlendirilmesi
- Resim 78. Kazıyıcı uçlar ile şekillendirilen ağız içi kayıtlar
- Resim 79. Şekillendirilebilen fossa elemanının kontrolü
- Resim 80. Fossa elemanlarının şekillendirilmesi. Sentrik ilişki konumu
- Resim 81 Fossa elemanlarının şekillendirilmesi. Protruziv hareket
- Resim 82. Fossa elemanlarının şekillendirilmesi. Sağ lateral hareket
- Resim 83. Fossa elemanlarının şekillendirilmesi. Sol lateral hareket
- Resim 84. Fossa şekillendirmelerinin silikon ölçülerinin alınması
- Resim 85.Fossa şekillendirmelerinin silikon ölçüleri
- Resim 86.Silikon ölçülerin görüntüsü
- Resim 87. Şekillendirilmiş fossa elemanları
- Resim 88. Silikon kalıplara dökülen alçı dublikatlar
- Resim 89. Silikon kalıplardan çıkartılan alçı dublikatlar
- Resim 90.Fossa elemanı ve alçı dublikatı
- Resim 91. Alçı dublikat üzerinde kesit çizgileri
- Resim 92. Kesilen alçı fossalar
- Resim 93. Pullinger'in yönteminde kullandığı halkalar
- Resim 94. Fossa ve tuberculum articulareye oturtturulan halkalar ve kesişim noktası.
- Resim 95. Fossa ve tuberculum articulareye oturtturulan halkalar. Halkalar kesişmemiştir
- Resim 96. Protruziv kondil yolu eğiminin ölçümü.
- Resim 97. Elde ettiğimiz ortalama değerlerin artikülatör tasarımının protruziv kondil yolu eğimine uygulanması.
- Resim 98. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri
- Resim 99. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri
- Resim 100. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri
- Resim 101. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri
- Resim 102. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri
- Resim 103. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri

Terminoloji

Bu çalışmada geçen bazı terimleri birden çok eş anlamlı kelimesi vardır. Literatürler açıklanırken araştırmacının kullandığı terimlerin kullanılmasına özen gösterilmiştir. Bu terimlerin açıklamaları ve kullanılan eş anlamlıları da terminoloji bölümünde açıklanmıştır (117, 135).

Balkwill açısı: Kesici noktasından kondil merkezlerine çizilen çizgi ile oklüzyon düzlemi arasındaki açı.

Bennett Açısı: Horizontal düzlemden bakıldığında alt çenenin yan hareketinde, denge tarafındaki kondilin çizdiği yolun sagittal düzleme olan açısı.

Bennett hareketi:Horizontal düzlemde çalışan taraf kondil hareketi

Camper düzlemi: Sağ veya sol burun kanatlarının alt kenarı ile sağ ve sol tragusun üst sınırından geçen düzlem. Oklüzyon düzlemine paraleldir. Hollandalı anatomist Camper tarafından tanımlanmıştır.

Çalışan taraf. Alt çenenin yan hareketinde, hareketin yapıldığı taraf.

Denge tarafı: Alt çenenin yan hareketinde, çenenin uzaklaştığı taraf.

Eksen orbita düzlemi:Alt çenenin horizontal düzlemde dönme eksenleri (menteşe eksenleri) ile sağ ve sol orbita kemiğinin alt kenarından geçen düzlem.

Fisher açısı: Sagittal düzlemden bakıldığında çalışmayan taraf kondilinin izlediği yolun protruziv kondil yolu ile açısı.

Frankfort horizontal düzlemi:Sağ veya sol orbita kemiğinin alt kenarı ile en alt noktası ile sağ veya sol tragusun üst sınırı arasındaki düzlem. Eksen orbita düzlemi ile kemik düzeyinde çakışır. Ortodontide ve antropolojide kullanılması daha yaygındır. Aurriculo-orbital plane, Eye-ear plane olarak da kullanılır

Immediate side shift: Ani yana kayma;Lateral hareketin translasyon safhasının bir bölümüdür. Denge tarafındaki kondilin sentrik ilişki konumundan başlayarak öne ve mediale doğru hareket etmesi.

Laterodetrusion: Çalışan taraf kondilinin laterale ve aşağı doğru hareketi.

Lateroprotrusion: Kondilin lateral bileşeni olan protruziv hareketi.

Lateroretrusion: Çalışan taraf kondilinin lateral ve geriye doğru hareketi.

Laterosurtrusion: Çalışan taraf kondilinin lateral ve yukarı doğru hareketi.

Mediotrusiv: Kondilin kafanın orta hattı yönünde hareketi.

Progressive side shift: İlerleyen yana kayma; Alt çenenin yan hareketinde, hareketin translasyon bölümü.

Protrusiv kondil yolu eğimi: Alt çenenin ileri doru hareketinde kondilin izlediği yolun eğimi. Sagittal kondil yolu eğimi olarak da kullanılır.

Side shift: Yana kayma; Frontal düzlemden izlendiğinde alt çenenin translasyon hareketi.

Translasyon: Bir kitlenin bütününün belirli bir hızda ve belirli bir yönde yer değiştirmesi.

Tuberculum articularenin distal eğimi: Tuberculum articularenin kemik yüzeyinin horizontal düzleme göre eğimidir. Eminencia artikularisin olarak da kullanılır.



GİRİŞ ve AMAÇ

1.Giriş ve Amaç

Artikülatörler kraniomandibular sistemin analogu olarak kullanılan mekanik aletlerdir. Modern artikülatörler alt ve üst çene arasındaki çeşitli oklüzal ilişkileri ve bazı sınır hareketleri taklit edebilirler. Fakat dişhekimleri ve diş teknisyenleri bu tür artikülatörleri kullanmak yerine, kullanımı çok daha kolay, ucuza mal olan ve kullanımı için fazla bilgilenmeye gerek olmayan çok basit aygıtları kullanmaktadırlar. Bu aygıtlara da artikülatör adı verilmekte ise de kraniomandibular sistemi sadece açma kapma hareketi ile taklit etmektedirler. Oysa artikülatörlerin kullanım amaçlarından biri olan, protetik restorasyonların şekillendirilip, bitirilmesi işlemleri için yeterli bu kadarı yeterli değildir.

Protez terimleri sözlüğünün 7. baskısında artikülatör kelimesi şu şekilde tanımlanmaktadır. "Artikülatör; çene hareketlerinin tümünü veya bir kısmını taklit etmek üzere alt ve üst modellerin bağlanabildiği, çenelerin ve temporomandibular eklemin temsil edilebildiği mekanik bir alettir".

Bu tanımlamada yer alan "çene hareketlerinin tümünü veya bir kısmını taklit edebilen ve temporomandibular eklemin temsil edilebildiği" ifadelerine uygun artikülatörlerin yapılması, modern artikülatörleri kompleks ve kullanılması belli bir eğitim gerektiren aygıtlar haline getirmiştir. Artikülatörler esas olarak; eklemler, çığneme kasları, ligamanlar, alt ve üst çene ile alt çene hareketlerini düzenleyen tüm nöromüsküler sistemi taklit edebilmelerine rağmen bunların fonksiyonlarını asla aynen tekrarlayamazlar. Bu nedenle artikülatörlerin bu sistemleri doğruya en yakın biçimde taklit edebilmeleri için, farklı oklüzyon teorilerine dayanan çalışmalar yapılmıştır. Bütün mekanik kısıtlamalara rağmen artikülatörlerin yüz arkı ile beraber kullanıldığında, bir çok normal fonksiyonu taklit edebildiği ve modern dişhekimliğinin ayrılmaz bir parçası olduğu bir gerçektir.

Akademisyenler, pratisyen dişhekimleri ve diş teknisyenlerinin oluşturduğu artikülatör kullanan gruplar üzerinde yapılan çalışmalarda, akademisyenlerin gerek eğitim amaçlı gerekse günlük kullanımlarında yarı ayarlanabilir ve tam ayarlanabilir artikülatörleri tercih ettikleri görülmüştür. Halbuki pratisyen dişhekimleri ve diş teknisyenleri daha çok ortalama değerli ve yarı ayarlanabilen artikülatörleri kullanmayı tercih etmektedirler. Bu tercihler ülkeden ülkeye değişmekte olup, aynı ülkede hekim ve teknisyenlerin içinde bulunduğu sosyo

ekonomik düzeye göre de değişmektedir (23, 39, 96).

Bu gerçeği gören artikülatör üreten firmalar da ürettikleri artikülatörlerde yapılabilecek çok ufak ayarlamalar ile aynı artikülatörün ortalama değerli, yarı ayarlanabilir ve tam ayarlanabilir olarak kullanılabilmesini amaçlamışlardır. Bu sayede tek bir model artikülatörün her çalışma grubunun ihtiyaçlarına cevap verebilmesi hedeflenmiştir. Fakat bu durum artikülatörlerin maliyetlerini arttırmıştır.

Artikülatör kullanımının yaygınlaştırılabilmesi için, öncelikle hekim ve teknisyenlere düşük maliyetli, kullanımı kolay, ve doğru çalışan artikülatörlerin sunulması gerekmektedir. Artikülatörlerin ucuza mal edilebilmesi ve kullanımının kolay olması teknolojik bir olgudur. Zira yapılan tasarı çalışmaları ve imalatta kullanılan malzemelerin çok çeşitli olması bu iki faktörün kolaylıkla olumlu olarak değiştirilebileceğini göstermektedir. Ancak artikülatörün doğru çalışması, ucuz maliyet ve kullanım kolaylığı gibi faktörler ile birlikte çok zordur.

Bu çalışmanın tasarlanmasındaki amacımız toplumumuza uygu olarak tasarlanmış bir artikülatör için veri toplamaya başlamaktır. Bunun için ilk olarak toplumumuzdan seçilen bir grubun temporomandibular eklem elemanlarını üç boyutlu şekillendirmek ve bu üç boyutlu şekillenmeyi deneysel bir artikülatör tasarımında uygulamaktır.

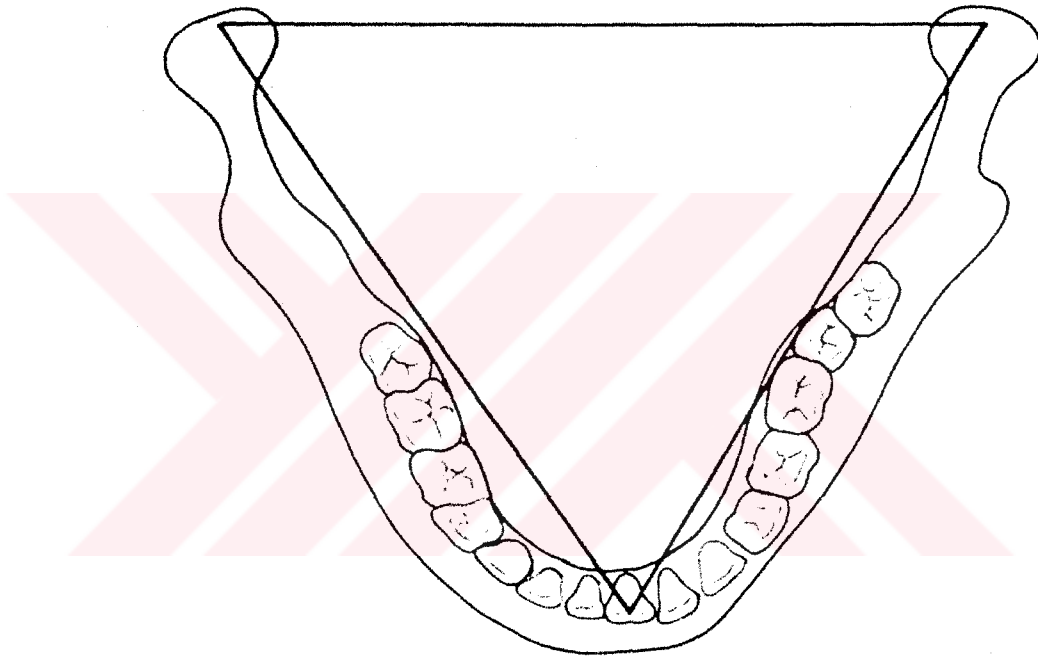


GENEL BİLGİLER

2.1. Artikalatörlerin Tasarımlarında Etkili Olan Oklüzyon Teorileri

Bonwill oklüzyon konusundaki çalışmalarına 1850'li yıllarda başlamıştır. 1885 yılında "Artikülasyonun geometrik ve mekanik kanunları" başlıklı yazısı yayınlanmıştır. Bu yazı uzunca bir süre oklüzyon konusunda geçerli olan teorilerin ana fikrini oluşturmuş ve tasarlanan bir çok artikulatörün dayanağı olmuştur.

Bonwill alt çene üzerinde yaptığı çalışmaların sonunda her iki kondil ve alt çene orta kesici dişlerin mesiallerinden geçen ve kenarları 10 cm (4 inç) olan bir üçgen tanımlamıştır (Resim 1).



Resim 1. Bonwill üçgeni

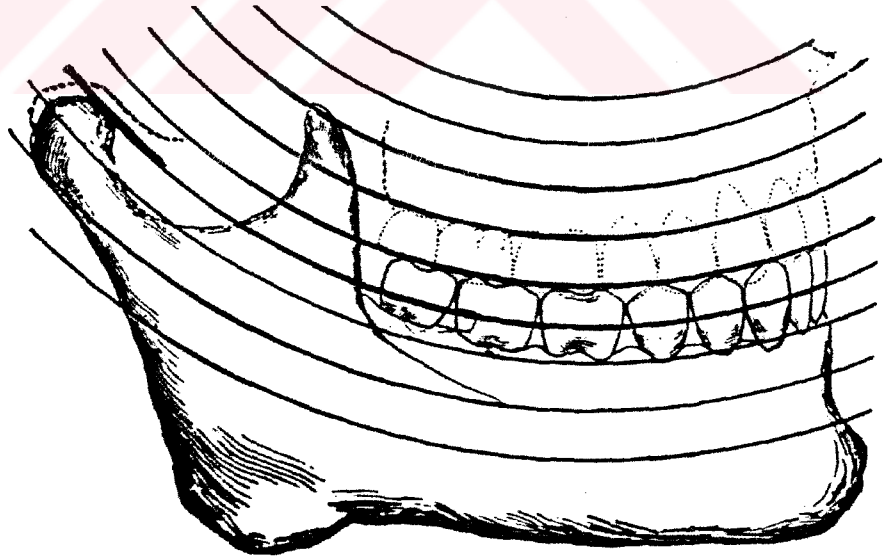
Bonwill, ismi ile anılan üçgen teorisini 6000 kafatası ve 4000 canlı denek üzerinde yaptığı ölçümler sonucunda oluşturmuştur. Bu teori birçok araştırmacı tarafından sorgulanmış ve yapılan çalışmalarda Bonwill'den farklı sonuçlar bulunması ile Bonwill'in teorisinin doğru olmadığı kanıtlanmaya çalışmıştır (3, 13, 66, 75).

Bonwill'in bu teoriyi oluştururken amacı çiğneme sırasında küçük ve büyük azı dişlerini mümkün olan en geniş yüzeyde temas ettirmek ve bu sırada tüm kesici dişleri de faaliyete sokmaktır. Sonuç olarak; balanslı bir oklüzyon elde edeceğini ve fonksiyon sırasında protezlerin ağızda yer değiştirmesini ve devrilmesini önleyeceğini düşünüyordu. Daha sonraları bu düşünce temel alınarak, tam protezlerin stabilizasyonu ile ilgili çalışmalar da yapılmıştır. Bonwill ortaya attığı

teoriye göre tasarlanmış olan artikülatörünü 1858 yılında yaptı (Resim 14). Tasarladığı artikülatörde eklemleri temsil eden parçaların eğimi 0° olduğu için kondil yolu eğimi lateral ve protruziv hareketlerde etkin değildir. Sonuç olarak Bonwill artikülatöründe hazırlanan protezler, artikülatörde gösterdikleri balansı ağızda gösterememiştir. Bu uyumsuzluk uzunca bir süre açıklanamazken bu dönemde Bonwill'in teorisine inanan araştırmacılar tarafından kondil yolu eğimi 0° olan bir çok artikülatör tasarımı yapılmıştır.

Balanslı oklüzyon tanımı Ferdinand Graf von Spee'nin adı ile anılmıştır. 1890 yılında yaptığı tanımlamalar şu şekildedir;

- 1-Alt çenedeki dişler fonksiyon sırasında üst çenedeki dişler ile temas eder ve birbirlerinin üzerinde kayarlar.
- 2-Dişlerin birbirleri ile temasta oldukları yüzeyler bir araya geldiğinde silindirik bir yüzey oluşur.
- 3-Bu silindirin merkezi horizontal yönde orbita noktasından geçer.



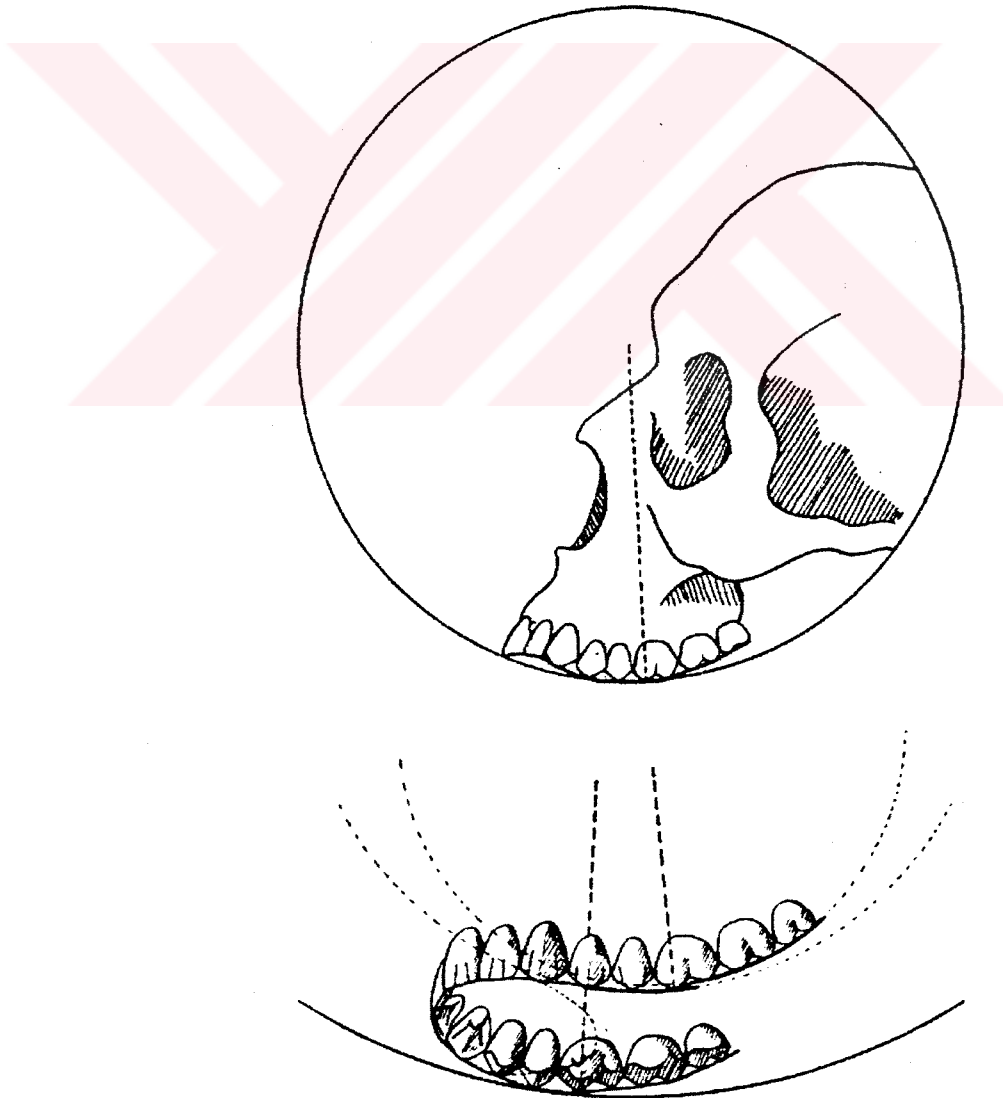
Resim 2. Spee eğrisi

Spee fonksiyon yaparken dişlerin dairesel hareketler yaptığını düşünmüştür. Bu hareketi tüm ark boyunca lateralden izlediğimizde karşımıza Spee eğrisi çıkmaktadır (Resim 2).

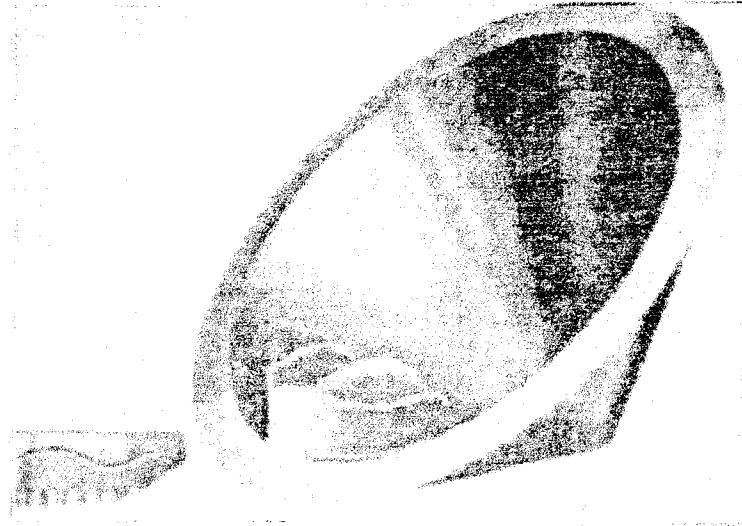
Spee'ye göre bu eğrinin başın arkasına doğru devamı, kondillerin ön kenarından geçecek biçimde olmaktadır. Spee kondil hareketlerinin de bu eğri boyunca olduğunu düşünmüştür. Spee tam protezlerde de bu eğrinin uygulanması sonucunda çiğneme kapasitesinin ve stabilitenin artacağını düşünmüştür. Bu düşünce tam protezlerde balanslı oklüzyon kavramının temellerini oluşturmuştur.

Bonwill ve Spee'nin çalışmalarını bir araya getiren George S. Monson Küre teorisini oluşturmuştur (Resim 3).

Monson'a göre üst dişlerin oklüzal yüzleri merkezi glabellada bulunan ve çapı 10 cm (4 inç) olan bir küre üzerinde hareket etmektedir. Spee eğrisi de bu kürenin bir parçasıdır. Monson dişlerin bu küreye uyumunu geometrik olarak bütünlük,



Resim 3. Monson küresi ve Monson küresine göre dişlerin dizilimi



Resim 4. Koni teorisine göre üst protezin oklüzal eğiminin 45° eğimli yapılması

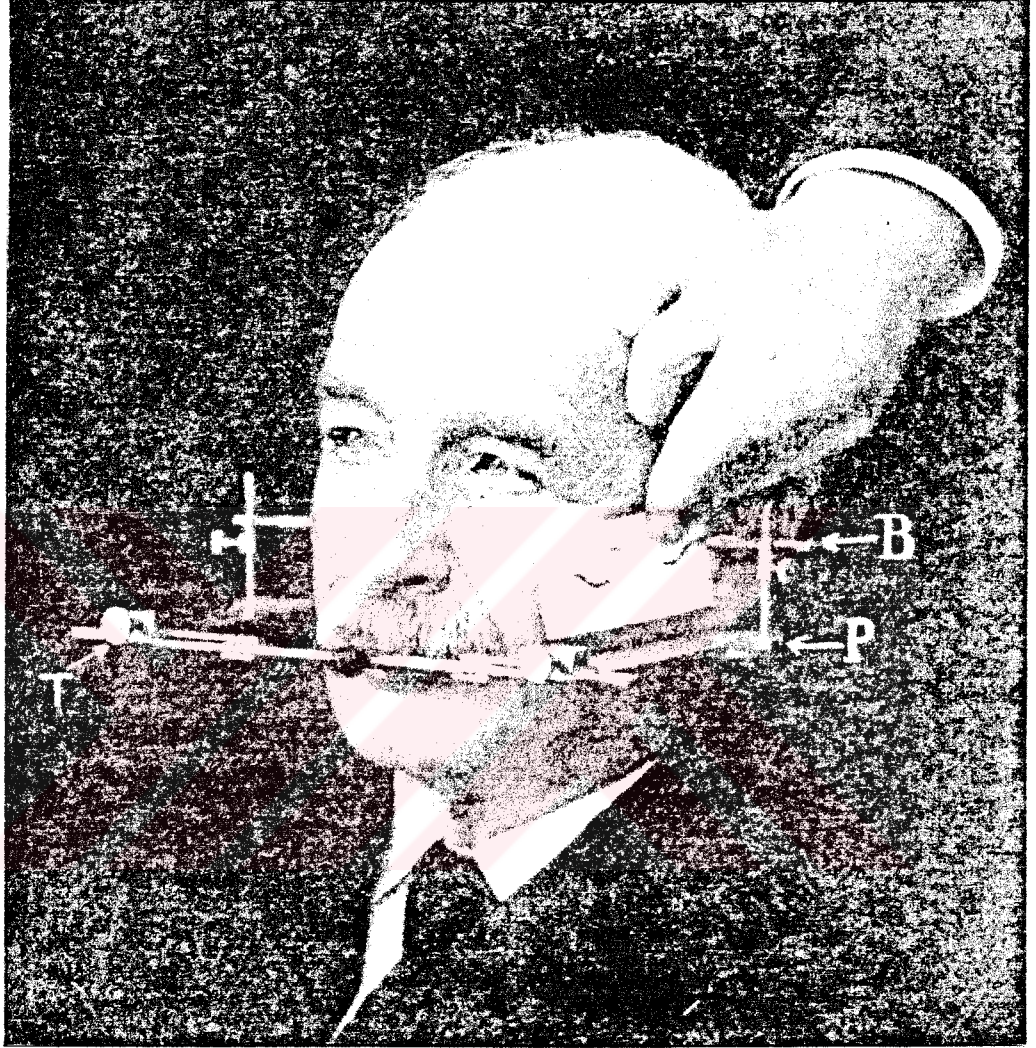
düzgün şekillenme ve güzellik olarak yorumlamıştır. Monson bu teoriye uygun olarak maksillomandibular aygıt ismini verdiği artikülatörünü tasarlamıştır (Resim 20). Bu teorinin kabul edildiği dönemlerde küre uyumuna sahip olmayan doğal dişlerin aşındırılması veya çekilmesi yoluna gidilmiştir (77, 78, 110).

Monson'un küre teorisine benzer bir diğer teori ise Rupert E. Hall tarafından 1916 yılında tanımlanan Koni teorisidir (Resim 4). Bu teori alt dişlerin, bir koni gibi olan üst dişlerin yüzeyleri üzerinde hareket ettiğini ifade eder. Koninin merkezi, oklüzal düzleme göre 45° lik bir açı yapmıştır. Rupert E. Hall bu teoriye uygun olarak otomatik artikülatör isimli bir artikülatör geliştirmiştir (Resim 21).

Yüzyılın sonundan kısa bir zaman sonra daha hassas ölçümleri İngiliz Norman G. Bennett yapmıştır. Alt çene yan hareketlerdeki sabit kondil olarak isimlendirilen rotasyon merkezinin doğru olmadığını söylemiştir. 1908 yılında ilk yayınlanan araştırmasında optik bir yöntem kullanmıştır. Kendi ağzından çıkan küçük lambaları kesici dişlerin üstüne ve temporomandibular eklemine üstüne yerleştirmiştir. Oturduğu koltuğun karşısındaki duvara kağıt ve araya bir mercek koymuş, her hareket fazında kardeşi ışığın yolunu kağıda çizmiştir. Bu diagramlar ile alt çenenin hareket yollarını net olarak belirlemiştir.

Yan hareket esnasında çalışan taraf kondilin eklem başının aşağı ve yukarı hareketini bulmuş, bu bulgu sonucunda yan hareketlerde tek bir dönme eksenine olmadığı fikrini ortaya atmıştır. Bennett 1908 yılında sabit eklem başı olarak isimlendirilen eklem başının aşağı ve dışarı hareketini bulmuş ve yayınlamıştır (2, 88). Yan

hareketlerde de sabit bir dönme ekseninin olamayacağını ve gezinen bir eksenin olması gerektiğini bulmuştur. Bu teori Gysi'nin artikülasyon teorisi ile benzeşmektedir



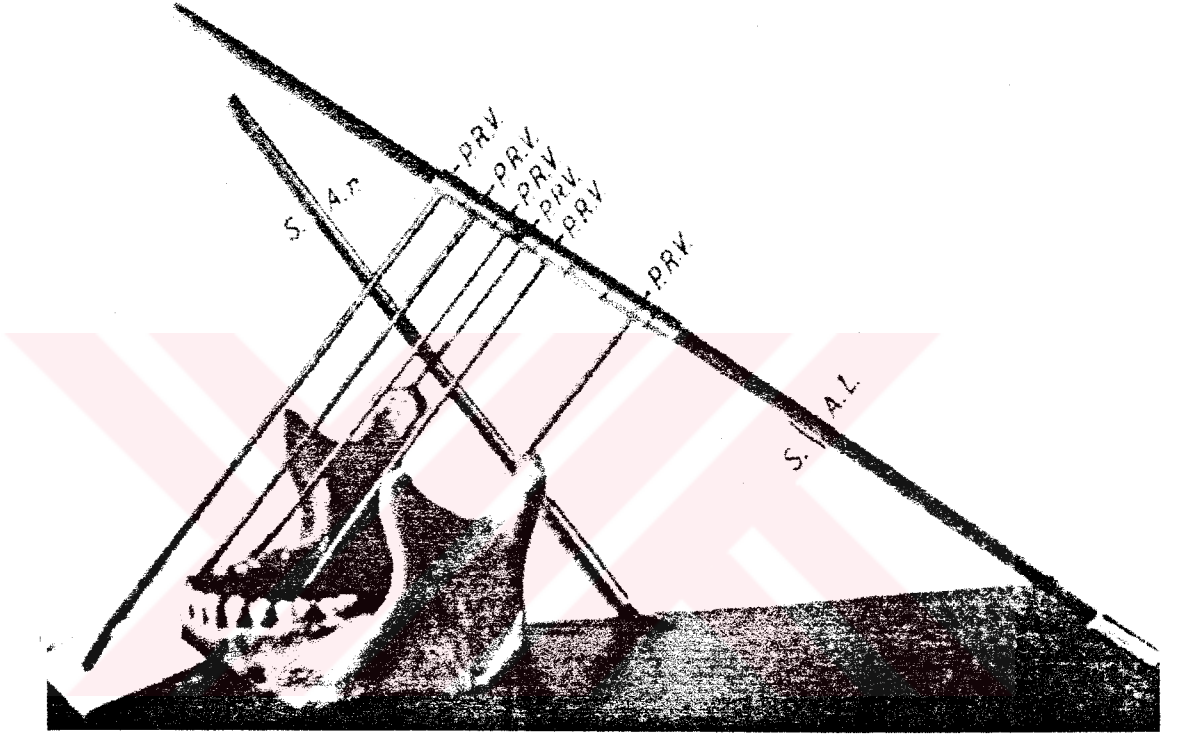
Resim 5. Gysi'nin kendi üzerinde yaptığı kondil yolu çizimi

1910 yılında Gysi sadece açma kapama hareketi yapan artikülatörleri eleştirerek kondil hareketlerini taklit edebilen artikülatör tasarımları yapmıştır. Hastalardan kayıt alabilmek için doğru çalışan ve kullanımı karmaşık olmayan kayıt araçları geliştirmiştir.

Gysi, kondil yolu eğiminin Christensen ve Walker'ın tanımlamalarındaki gibi düz olmadığını, uzun bir S şeklinde eğri (Ogee-path) olduğunu söylemiştir (Resim 5) (1910). Gysi'ye göre Christensen ve Walker'ın ölçümleri kondil yolu eğiminin başlangıç ve bitim noktaları arasındaki düz çizgiyi vermektedir (36).

Gysi alt çene hareketlerinin sadece TME hareketleri ile yönlendirilmediğini, kesici rehberliğinin de etkili olduğunu söylemiştir. Bu düşüncüyü artikulatorler tasarımlarına ayarlanabilen kesici tablası ilavesi ile aktarmıştır (36).

Gysi ayrıca, Spee' nin "alt çenenin gerçek rotasyon merkezi" fikrini kabul etmemiştir. Gysi, alt çene hareketlerinin rotasyon eksenlerini kaydedebilmek için teknikler geliştirmiştir. Fakat, rotasyon noktalarının pozisyonlarından da anlaşılabilir.



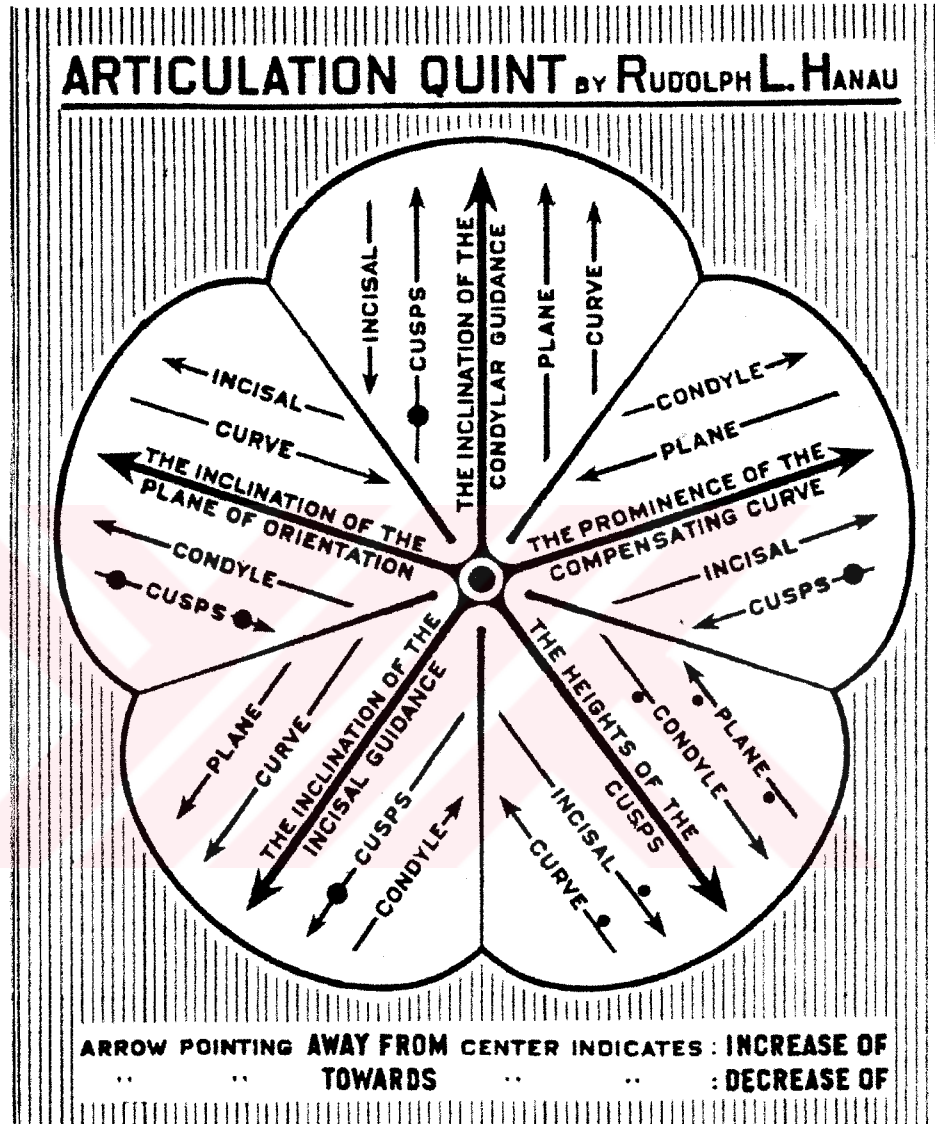
Resim 6. Gysi'nin çift eksen teorisin gösteren çizimi

ceği gibi anatomik bakımdan sabit olmayan noktalar olduğuna işaret etmiştir. Gysi bu düşüncesini çift eksen teorisi olarak isimlendirmiş ve bunu da bir ucundan mandibulaya, diğer ucundan farklı eğimlerde iki metal çubuğa bağladığı tellerle ifade etmeye çalışmıştır (Resim 6). İlk tasarladığı Adaptable artikulatoründe bu durumu, yapay eklem mekanizmasını, Bonwill üçgenine göre kondillerin olmaları gereken pozisyondan daha geriye ve aşağıya koyarak çözmüştür (25, 36).

Gysi tam protez kullanan hastaların oklüzyonunun doğal dişli kişilerden farklı olması gerektiğini düşünerek tam protez yapımında bilateral dengeli oklüzyon prensibini benimsemiştir.

Gysi'nin çalışmaları ile Hanau'nun çalışmaları aynı zamanlara denk gelmektedir. Amerika ve Avrupa kıtalarında birbirlerinden bağımsız yürüyen çalışmalarının

önemli ortak özellikleri vardır. Her ikisinin de tasarladığı artikülâtörler çift eksen teorisine göre yapılmıştır. Her ikisi de aynı dönemlerde tam ayarlanabilir artikülâtör tasarımları yapmışlardır.



Resim 7.Hanau'nun beşlisi

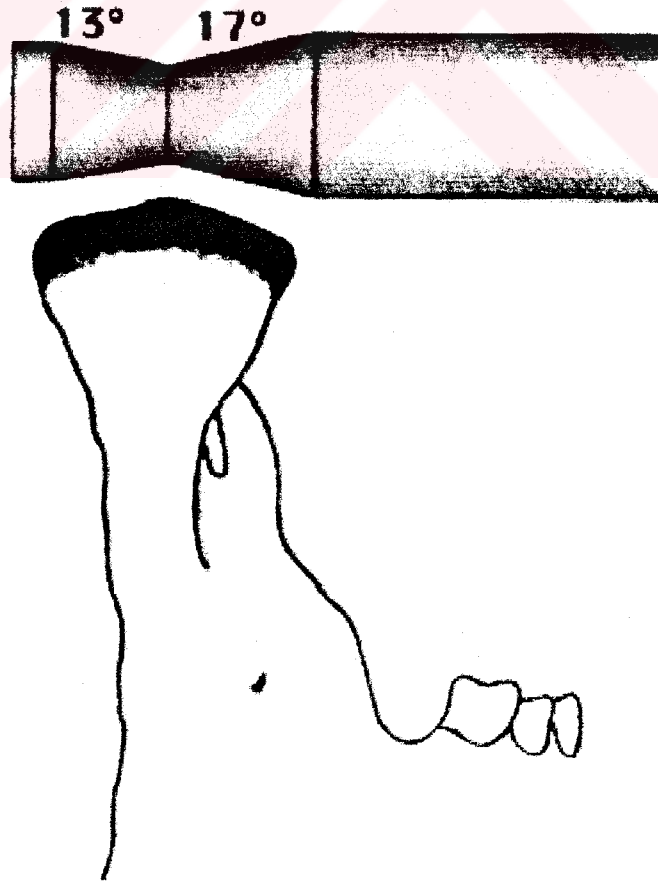
Artiklatörlerin ayarlanabilen eklem elemanlarının geliştirilmesinde ve artikülasyon kanunlarının anlaşılır hale gelmesinde Rudolf L. Hanau önemli katkılar yapmıştır. Hanau esasında bir mühendis olup artikülatör tasarımı ile ilgilenmesi Rupert Hall ile çalışmalarına dayanır. Daha sonra bu konu ilgisini çekmiş ve 30 yıl artikülatörler ve artikülasyon konusunda çalışmıştır. Artikülasyon konusunda çalışarak balanslı oklüzyonun oluşturulabilmesi için 9 maddeden oluşan faktörleri sıralamıştır. Daha sonra yaptığı çalışmalarda bu faktörlerin bazılarının gereksiz olduğuna karar vermiş ve Hanau Beşlisi'ni tanımlamıştır (Resim 7) (40).

Trapozzano (1963) Hanau Beşli'sini ve bu felsefeye uygun olarak yapılan artikülörleri incelemiş ve bu faktörlerden sadece üçünün önemli olduğunu ileri sürmüştür. Bunlar kondil rehberliği, kesici rehberliği ve tüberkül rehberliğidir.

Alfred Gerber bütün bu faktörlerin gereksiz olduğunu ve sadece doğru tanımlanmış kondil rehberliğinin ve azı dişleri rehberliğinin yeterli olduğunu söylemiştir (25, 39).

Gerber, Condylator artikülatörünü tasarlarken kondil elemanlarını normal kondilin negatifi şeklinde tasarlamıştır (Resim 8). Kondil elemanının lateral eğimini 13° , medial eğimini ise 17° olarak tasarlamıştır. Bu açısal tasarım ile yan hareketlerde immediate side-shift, Bennett ve Fischer açıları doğru taklit edilmektedir. Bu şekilde tasarlanan kondil rehberliği ile bitirilen tam protezde sentrikte serbestliğin verilmesi kolaylaşmıştır.

Gerber'in Kondiler teorisi günümüzde üretilmekte olan modern artikülatörlerde de benimsenmiştir. Bunlardan Stratos 200 tasarımında Gerber'in Kondiler teorisi esas alınmıştır (Resim 49) (33, 34).



Resim 8. Gerber'in kondiler teorisine göre hazırladığı bikonkav kondil elemanı

2.2. Artikulatorlerin Sınıflandırılması

Günümüze kadar tasarlanan artikulatorlerin sayısal çokluğu ve bu artikulatorlerin çalışma prensiplerinin çeşitliliği sınıflandırılmalarının zorlaşmasına sebep olmuştur. Artikulatorler çeşitli yazarlar tarafından farklı şekillerde sınıflandırılmıştır.

Gillis (1926) (27)

- 1- Ayarlanamayan artikulatorler
- 2- Ayarlanabilen artikulatorler

Boucher (1934)

- 1- Ayarlanamayan artikulatorler
- 2- Ayarlanabilen artikulatorler
 - a- İki boyutlu artikulatorler
 - b- Üç boyutlu artikulatorler

Kingery (1942)

- 1- Basit artikulatorler
- 2- Ayarlanabilen artikulatorler

Beck (1962) (7)

- 1- Asma artikulatorler
- 2- Eksen artikulatorler
- 3- Üç ayaklı artikulatorler

Weinberg (1963) (127, 128, 129)

- 1- İzafi artikulatorler
- 2- Konumsal artikulatorler
- 3- Yarı ayarlanabilen artikulatorler
- 4- Tam ayarlanabilen artikulatorler

Posselt (1968) (85)

- 1- Düz çizgi artikulatorler
- 2- Ortalama değerli artikulatorler
- 3- Ayarlanabilen artikulatorler

Thomas (1973) (119)

- 1- İzafi artikulatorler
- 2- Konumsal artikulatorler
- 3- Fonksiyonel artikulatorler

Sharry (1974)

- 1- Basit, menteşe tipi artikülatörler
- 2- Sabit rehberliğe sahip artikülatörler
- 3- Ayarlanabilen artikülatörler

Celenza (1979) (12)

- 1- Yan hareketleri yapabilen artikülatörler
- 2- Yan hareketleri yapamayan artikülatörler

Rihani (1980) (96)

- 1- Tam ayarlanabilen artikülatörler
- 2- Yarı ayarlanabilen artikülatörler
- 3- Ayarlanamayan artikülatörler

Heartwell ve Rahn (1974) (93)

- 1- Pantografik ve grafik kayıt alabilen artikülatörler
- 2- Pantografik ve grafik kayıt alamayan artikülatörler
 - a- Menteşe tipi artikülatörler
 - b- İzafi artikülatörler
 - c- Konumsal artikülatörler
 - d- Fonksiyonel artikülatörler

2.2.1. Artikülatörlerin Basit Sınıflandırılması

1- Sadece menteşe (Açma-Kapama) hareketi yapanlar : Gariot

2- Kesici ve kondil yolu eğimleri ortalama bir değere göre önceden ayarlanmış olanlar : Gritman, Bonwill, Gysi Simpleks

3- Şahsa göre ayarlanabilenler:

a) Yarı ayarlanabilenler : Hanau Model H, Dentatus, Gerber Condylator, Whip-Mix

b) Tam ayarlanabilenler : TMJ, Denar

2.2.2. Artikulatorlerin Çağdaş Sınıflandırılması

Bu sınıflama 1972 yılında Michigan Üniversitesinde toplanan Uluslararası Prostodonti Semineri'nde yapılmıştır (48). Bu sınıflama aletlerin özellikleri, amaçları, kayıt işlemleri ve kayıtları kabul ediş esası üzerine düzenlenmiştir. Bu sınıflamada I. ve II. sınıfa giren aletler tarihsel değeri olan aletlerdir.

Bu sınıflamada artikulatorler 4 büyük grup altında toplanmaktadır. Birinci grup dışında diğer grupların alt sınıfları vardır. Sınıflamada “artikulator” kelimesi kullanılmamıştır. Çünkü aletlerin çoğu artikulator tanımına uyacak şekilde değildir. Bu nedenle artikulator yerine “Cast Relatör” terimi kullanılmıştır. Bunun anlamı “modelleri ilişkide tutan alet” diye açıklanabilir.

2.2.2.1. Sınıf I

Sınıf I artikulatorler tek boyutta açma kapama hareketi yapabilen artikulatorlerdir. Farklı yazarların sınıflandırmalarında Basit-Çizgi artikulatorleri (Plain-Line), Basit Menteşe Tipleri (Simple Hinge Types) veya Bir Boyutlu Aletler (One-Dimensional Instruments) diye çeşitli isimleri ile anılırlar. Aletin alt ve üst çeneyi temsil eden iki parçası vardır ve bu parçalar bir menteşe ile birbirlerine bağlıdırlar. Bazen alt ve üst parça arasındaki mesafeyi ayarlayabilmek için, arada bir vida veya dikey boyut çubuğu bulunur. Bu aletin fonksiyon yapabilmesi için tek bir sentrik kayıt yeterlidir(Resim 10, 11).

Slab Artikulatorü (1756), Gario (1805), Artikulatorü (1921), Fournet Artikulatorü (1935)

2.2.2.2. Sınıf II

Bu sınıftaki aletler vertikal hareketlere ek olarak horizontal hareketler de yapabilirler. Fakat bu hareketler TME'e oryante edilemezler. Yani bu grup aletlerde yüz arkı kullanılamaz.

2.2.2.2.1. Subdivizyon A : Eksentrik hareketleri ortalama değerlidir.

Evans Artikulatorü (1840), Starr Artikulatorü (1868), Hayes Artikulatorü (1889), Bixby Artikulatorü (1894), Walker Artikulatorü (1895), Gritman Artikulatorü (1889), Christensen Artikulatorü (1901), Kerr Kardeşlerin Artikulatorü (1907), Gysi Simplex Artikulatorü (Resim 16)

2.2.2.2.2. Subdivizyon B : Eksentrik hareketleri kesin olmayan hareket teorilerine dayanır.

Bonwill Artikülatörü (1858), Schwarze Artikülatörü (1900), Monson Artikülatörü (1918), Tinker Artikülatörü (1931), Hall Artikülatörü (1916) (Resim 14, 20)

2.2.2.2.3. Subdivizyon C : Eksentrik hareketleri hastanın bizzat kendisi tarafından kazanmış yollar üzerinde yapılır

Eichentopf Artikülatörü (1914), Wustrow Artikülatörü (1934), House Artikülatörü (1940), Smith Artikülatörü (1969)

2.2.2.3. Sınıf III

Bu gruptaki aletler kondil yolu eğimini taklit edebilirler. Bu durum hareketlerin tümünün veya bir kısmının ortalama değerlere veya mekanik eşdeğerlerine göre sağlanır. Bu tür aletlerde modelleri TME'e uygun olarak bağlayabilmek mümkündür. Bu aletler arcon yada non-arcon olabilirler.

2.2.2.3.1. Subdivizyon A : Bu aletler statik protruziv kayıtları kabul edebilirler. Diğer hareketleri ise eşdeğerlerine uygun olarak yaparlar.

Christensen Artikülatörü (1901), Snow'un New Century Artikülatörü (1906), Wadsworth Artikülatörü (1919) , Hanau Model H Artikülatörü (1922), Dentatus Artikülatörü (1944), Arcon Artikülatörü (1950), Condylator (1959, 1971)(Resim 25)

2.2.2.3.2. Subdivizyon B : Bu aletler statik lateral protriziv kayıtların çoğunu kabul edebilirler. Diğer hareketleri ise eşdeğerlerine uygun olarak yaparlar. Bu aletlerin Bennett açısı, Fischer açısı ve kondillerarası mesafesi ayarlanabilir. Ancak bu gruptaki aletlerin tümünde bu kayıtların hepsinin ayarlanabilmesi söz konusu değildir.

Gysi Adaptable Artikülatörü (1908), Eltner Artikülatörü (1909), Gysi Trubite Artikülatörü (1926), Stansbery Artikülatörü (1932), Occlusoscope (1937), Mc Collum Check Bite Aleti (1951), Transograph (1952), Spence Aleti (1958), De Pietro' nun Ney Artikülatörü (1960), Whip Mix Artikülatörü (1964), Hanau University Model 130-21 (1963), Granger Simulator (1968)(Resim 33)

2.2.2.4. Sınıf IV

Bu gruptaki artikulatorler, üç boyutlu dinamik kayıtları kabul edebilirler. Bu aletlerin üzerinde de modellerin TME'e göre oryantasyonu yapılabilir.

2.2.2.4.1. Subdivizyon A : Bu aletlerde kondil yolu eğimi üç düzlemde hastanın kendisi tarafından şekillendirilir. Arcon ve non-arcon olan tipleri vardır. (Stereografik kayıtlar)

Luce Artikulatorü (1910), Hagman Balancer (1925), TMJ Instrument (1965), Lee Artikulatorü (1969) (Resim 36)

2.2.2.4.2. Subdivizyon B : Bu aletlerde eklem mekanizması hastanın üç düzlemde oluşturduğu grafik kayıtlara göre ayarlanır. Kinematik eksen transferi kabul ederler ve kondillerarası mesafeleri ayarlanabilir. Arcon tipli aletlerdir. (Pantografik kayıtlar)

Mc Collum Gnathoscope (1930), Granger's Gnatholator (1955), Denar Model D4 A ve D5 A (1966), Stuart Gnathoscope (1955)

		Gysi Adaptable	Gysi Simplex	Gysi Trubyte	Hanau Model H	Dentatus	Whip-Mix	Condylator	TMJ	Denar Mark II	SAM	Panadent (Lee)
Açma-Kapama Hareketi	Menteşe eksenini etrafında saf rotasyon hareketi	-	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+
	Ortalama		+					+			+	
	Ayarlanabilir	+		+	+	+	+	+	+	+	+	+
	Retrusiv Hareketi Taklit Kabiliyeti											
Eklem Mekanizması	Azı dişleri seviyesinde dikey boyut kaybı yok	-	-	-	-	-	-	+	+	-		
	Azı dişleri seviyesinde dikey boyut kaybı var	-	-	+	-	+	-	-	-	-		
	3 boyutlu	+	+	+				+	+	+	+	+
	2 boyutlu				+	+	+					
Bennett Açısı	Ayarlanabilir	+	-	+	+	+	+	-	-	+	+	
	Ek olarak "immediate side shift" mekanizması var	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+	
	Bireysel ayarlanabilir	-	-	-	-	-	-	-	+	+	-	
						110 mm		110 mm			110 mm	
Senirlik	Rehberlik				-	-	O	-	+	+	-	+
	Kilit				+	+	-	+	+	O	O	+
	Ortalama				+	+	+	-	+	+	+	+
	Kişisel Ayarlanabilen				+	+	O	O	+	+	O	+

Tablo1. Artikülatörlerin yapısal özellikleri

+ Var, - Yok, O Başarısız

2.3. Artikülatörlerin Fonksiyonel Tipleri (2, 17, 20, 27, 31, 32, 37, 38, 42, 45, 56)

Artikülatörlerin tarihsel gelişimleri incelendiğinde günümüze kadar çok sayıda artikülatörün tasarlandığı ve bunlardan bir çoğunun hekim ve teknisyenler tarafından kullanıldığı görülmüştür. Tasarlanan bu artikülatörler arasında 1800'lü yıllarda doğru tasarlanmış tam ayarlanabilen artikülatörler olduğu gibi 1900'lü yılların sonlarında yanlış tasarlanmış ortalama değerli artikülatörler de görülmektedir. Artikülatörlerin tasarımlarında görülen gelişmeleri daha iyi anlayabilmek için artikülatörlerin tarihsel gelişimleri, sahip oldukları özelliklere göre sınıflandırılarak yapılmıştır.

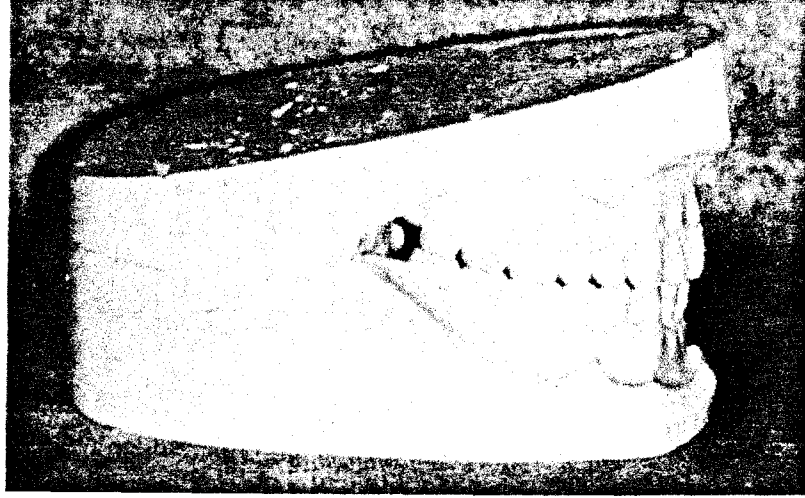
2.3.1. Alçı Artikülatörler

Alçı artikülatörler, önceden belirlenen bir dikey boyutta modelleri sabit olarak korurlar. Herhangi bir hareket kabiliyetleri yoktur. 1684 yılında Matthaeus Gottfried Purmann isimli hekim Avrupa'da mum ile diş ölçüsü alınmasından bahsetmiştir. Purmann'ın mum ile ölçü alarak dişlerin karşılıklı ilişkilerini kaydetmesi, bu ilişkileri koruyarak kullandığını düşündürmesine rağmen bu yönde bir bilgiye rastlanamamıştır.

Prusya Kralı Frederick'in hekimi olan Phillip Pfaff 1756 yılında yazdığı kitapta alçı modellerden ve dişetlerinin mum ile kopyalanmasından bahsetmiştir. Modellerin karşılıklı olarak ilişkilendirilmesinden bahsetmemesine rağmen dikey boyutun ve sentrik ilişkinin korunması için bir aygıttan faydalandığı düşünülmektedir ve artikülatörlerin tarihçesinde artikülatörü ilk kullanan kişi olarak Phillip Pfaff'ın adı geçmiştir (Resim 9).

Pfaff'dan 49 yıl sonra 1805 yılında Fransız Jean Baptiste Gariot elde ettiği alt ve üst modellerin dikey boyut ve sentrik ilişkiyi nasıl koruduğunu anlatan metodunu yayınlamıştır. Gariot mum ile aldığı ölçünün modelini dökerken modelin arkasında 5cm uzunluğunda alçı uzantılar yapıyordu. Bu uzantıların arasına izolasyon için yağlı bir tahta parçası yerleştiriyor ve daha sonra rehber görevi görmesi için parmağı ile sertleşmemiş alçının üstüne yuvalar açıyordu. Amerikada bu tip artikülatöre "yağlı tahta artikülatörü" de denmiştir.

Gariot'un artikülatöründe hastadan büyük bir mum kitlesi ile alınan ölçü model haline getirildiğinde sadece bir yönde hareketsiz olarak sabitlenebiliyordu.



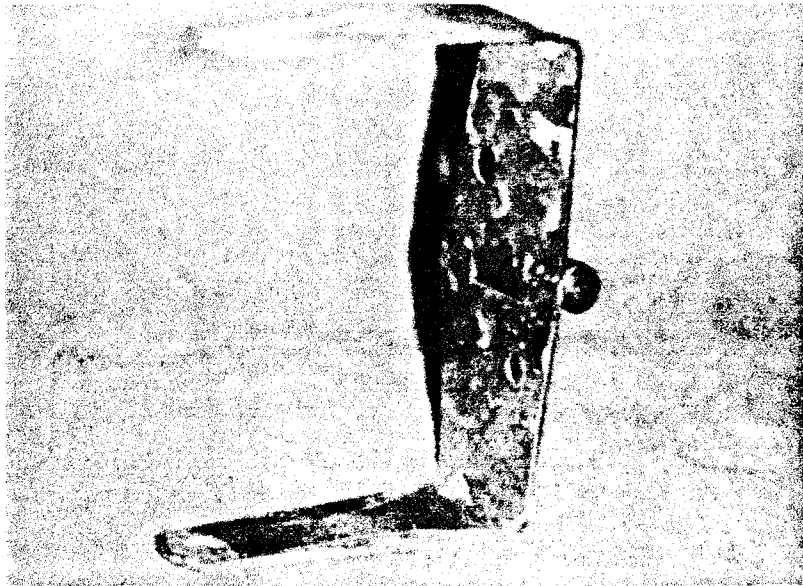
Resim 9. Phillip Pfaff'ın tanımladığı alçı artikülatör 1756.

Aynı fikrin ortaya çıkarttığı diğer bir artikülatör uygulaması ise SLAB artikülatörüdür.

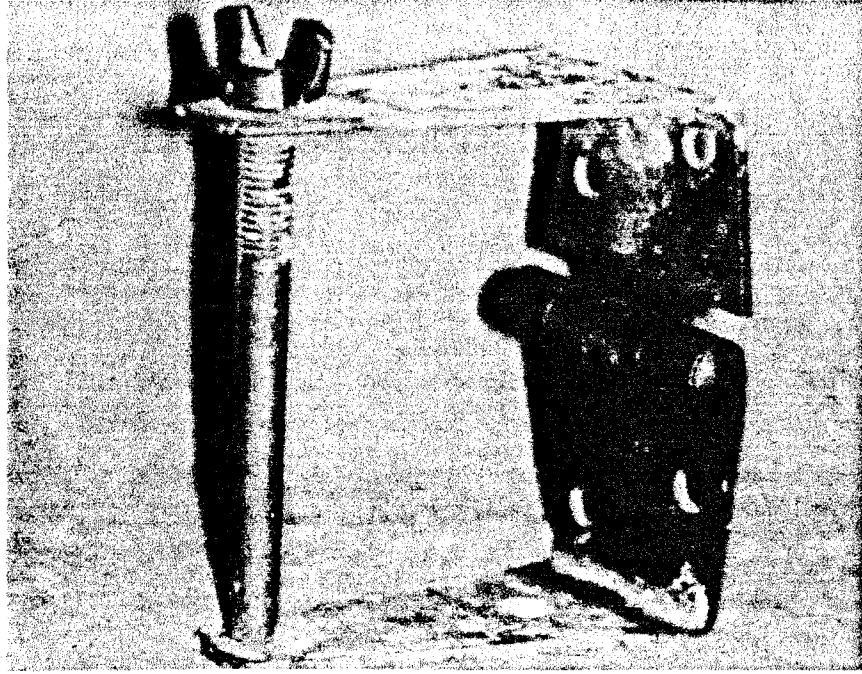
1840 yılından 1913 yılına kadar Avrupa ve Amerika'da alçı artikülatörler çok yaygın bir şekilde kullanılmıştır.

2.3.2. Kapı Menteşesi Artikülatörleri

Bu tip artikülatörlerin ilk kullanımı hakkında kesin bir bilgi yoktur. 1835 yılında Fairhust'un yazdığı bir yazıda Avrupa'da Landmore ve Howarth artikülatörlerinin kullanımına dikkat çekmiştir. Bu iki artikülatör de basit bir kapı menteşesinden oluşmaktadır. Daha sonra artikülatöre dikey boyutu koruyacak bir dikey boyut çubuğu eklenmiştir (Resim 10, 11).



Resim 10. Kapı menteşesi artikülatörü

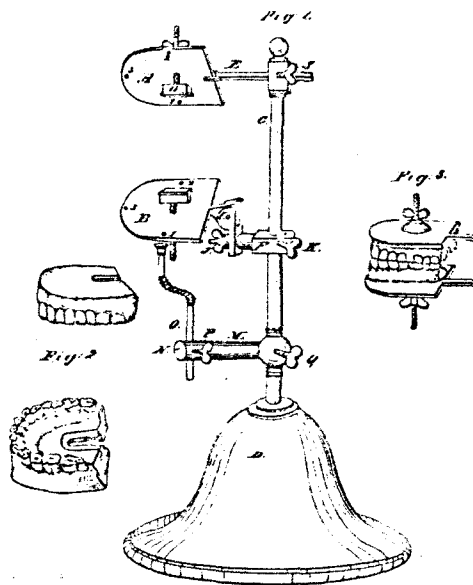


Resim 11. Dikey boyut çubuğu ilavesi yapılmış kapı menteşesi artikülatörü

2.3.3. Sentrik Ayarlamalı Artikülatörler

Bu artikülatörlerde sentrik ilişkinin yeri geçici olarak değiştirilmektedir. Bu tip bir artikülatör tasarlayarak ilk patentini alan 1840 yılında James Cameron olmuştur (Resim 12). Bu tür bir artikülatörün tasarlanmasındaki en önemli sebep ölçü alımında ortaya çıkan hatalar olmuştur. Zira ölçü maddesi olarak 1844 yılına kadar mum kullanılmıştır. Mum ile alınan ısırtma tam protez ölçülerinde hastanın nefes

*J. Cameron,
Dental Articulator.
JP 1574. Patented Apr. 30, 1840*

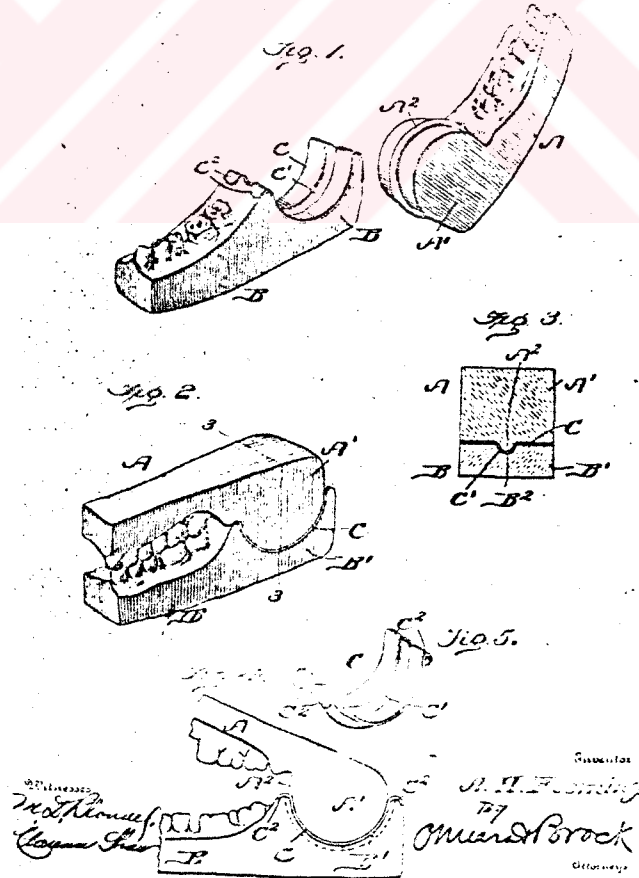


Resim 12. James Cameron'un sentrik ayarlamalı artikülatörü 1840

alamamasına ve ısırma hareketinde alt çenenin konumunu değiştirmesine bağlı olarak hatalar olmuştur. Bu hataların artikülatörde düzeltilebilmesi için bu tür bir tasarım yapılmıştır. Cameron'dan sonra Louis Hoffstadt (Philadelphia), Heinrich Ochlecker (Hamburg), George W. Simpson (California) isimli araştırmacılar da aynı prensibe dayalı artikülatörler tasarlamışlardır.

2.3.4. Kuron Köprü Artikülatörleri

Bu tip artikülatörler genellikle basit menteşe hareketi yapacak şekilde ve yarım çenenin ölçüsü bağlanacak şekilde tasarlanmıştır. 1904 yılında Arthur H. Flemming artikülatörüne patent almış ve patent mektubunda artikülatörünün kuron köprü restorasyonlarındaki pratik kullanımından bahsetmiştir (Resim 13). Arthur H. Flemming'i William Luxmore 1908 (Chicago), Harvey Raymond 1916 (New York), Leon Greenfield 1920 (New York) aynı tipteki artikülatörleri ile takip etmiştir.

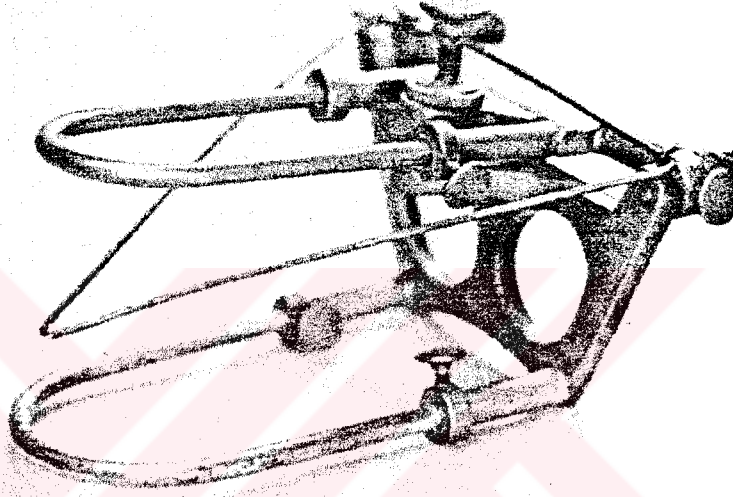


Resim 13. Arthur H. Fleming'in Kuron Köprü artikülatörü 1904.

2.3.5. Ortalama Değerli Artikülatörler

Bu tip artikülatörlerin kondil elemanları lateral ve protrusiv hareketlerin taklidini sağlamak için hareketli parçalardan oluşur. Kondil yolu eğimi 0° ile 45° arasında değişir.

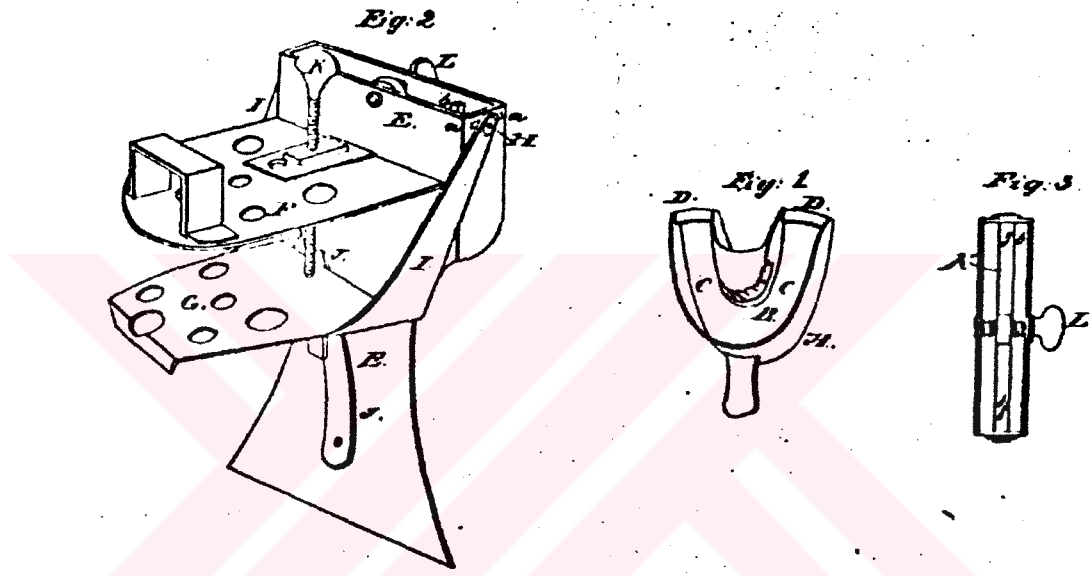
Bu artikülatör grubunun en iyi bilinen örneği Bonwill'in artikülatörüdür (Resim 14).



Resim 14. Bonwill artikülatörü ve üçgeni 1858.

Bonwill daha önceki araştırmacıların gözden kaçırdığı pek çok özelliği artikülatöründe uygulamıştır. Bonwill daha önceki araştırmacılardan farklı olarak artikülatöründe kondilin protrusiv hareketi ve sağ-sol lateral hareketlerini taklit etmiştir. Bonwill artikülatöründe uygulamalarını yaptığı bulgularını *"45 yıllık çalışma hayatımda 4000 ölü, 6000 canlı çene üzerinde ölçüm yaptım. Bu çalışmalarımın sonuçları elimdeki ölçümlerin geçerliliklerini sağlamaktadır"* şeklinde açıklamıştır. Bonwill yaptığı ölçümlerde alt çenede kondiller arası mesafenin 10cm olduğunu bulmuştur. Daha sonra alt orta kesicilerin birleştikleri nokta ile sağ-sol kondillerin arasındaki mesafeleri ölçmüş ve kenarları 10cm olan ve kendi adı ile anılan eşkenar üçgen bulmuştur. Bonwill'den sonra artikülatör tasarımı yapan birçok araştırmacı bu üçgen teorisini benimseyip artikülatörlerinde uygulamıştır. Gysi simplex, Monson, Hall, Hagman artikülatörleri bunlardan bazılarıdır (Resim 16, 20, 22).

1840 yılında Evans artikülatörünü geliştirerek patentini almıştır (Resim 15). Evans artikülatörlerin çene hareketlerini taklit edebilmeleri için her yönüyle alt ve üst çeneye benzemesi gerektiğini düşünmüştür. Bu düşünceden yola çıkarak artikülatörlerin hareket eden parçasının üst değil alt parçası olması gerektiğini öne sürmüştür. Bu düşünceleri onun hatalı bir tasarım yapmasına sebep olmuştur. Tasarladığı artikülatörün kullanılabilmesi için ya bir yere yaslanması ya da masaya yatırılması gerektiğinden artikülatörün kullanımı çok zorlaşmıştır.



Resim 15. Daniel T. Evans'ın tasarladığı ortalama değerli artikülatör 1840

1889 yılında Luce ve Bowditch gözlemleri sonucunda alt çenenin öne ve aşağıya doğru hareket ettiğini söylemişlerdir.

Bu bulguya karşılık Bonwill *"Her iki fossanın açılanması birbirinden farklıdır. Bu açılanmaların ortalama bir değer ile ifade edilmesi mümkün değildir. Tam protez kullanan bir kişinin fossalarının açısı benim için önem taşımamaktadır. Kendi sistemim ile yaptığım protezleri insanlar kullanıyorlar ve rahat ediyorlar. Bu benim 45 yıllık çalışmalarımın sonucudur"* şeklinde bir ifadeyle 0° kondil yolu eğimli artikülatörünü ve teorisini savunmuştur. Bonwill kondillerin hareketlerini incelemekten kaçınmış, daha ziyade ortalama bir değere göre hazırlanan proteze hastanın adaptasyonuna inanmıştır. Bu görüşleri de uzun yıllar destek bulmuştur.

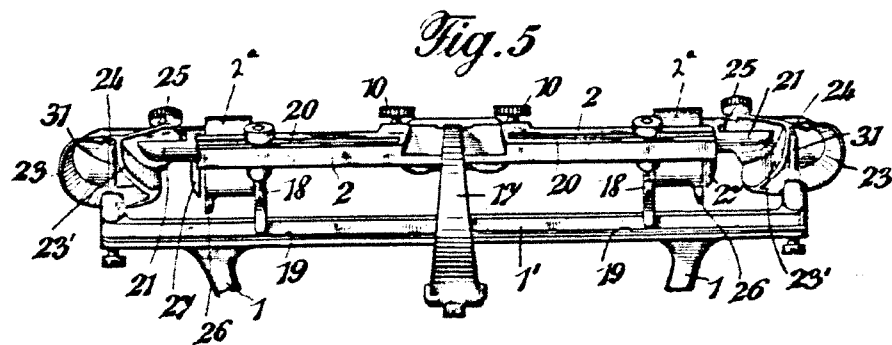
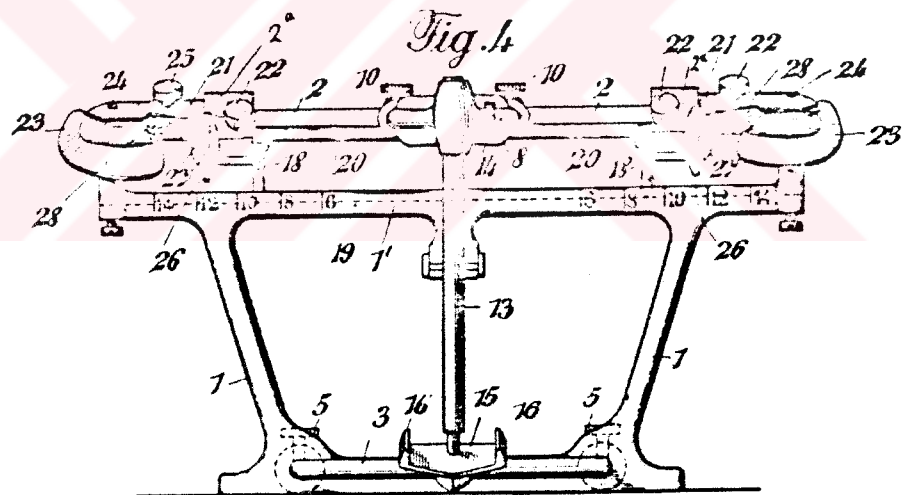
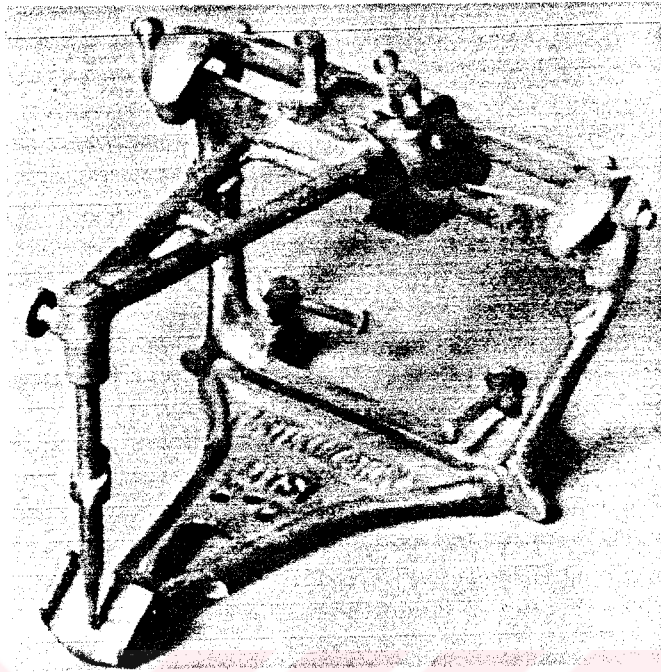
Ortalama değerli artikülatörler arasında en iyi bilineni Gysi Simlex'dir. Gysi artikülatörünün patentini 1917 yılında almıştır. Gysi ortalama değerli artikülatörden önce tam ayarlanabilen Adaptable artikülatörünü yapmış ve ticari olarak kullanıma sunmuştur. Gysi Adaptable adı verilen bu tam ayarlanabilen artikülatör Gysi'nin 16 yıllık çalışmalarının sonucu idi. Gysi 1910 yılında artikülatörünü Amerika ve Kanada'da tanıttı. Fakat beklediğinin aksine çok az hekim artikülatör ile ilgilendi. Bu hekimlerin sayısı 2 düzineyi geçmiyordu.

Tam ayarlanabilen bir artikülatöre karşı gösterilen bu ilgisizlik karşısında Gysi ortalama değerli Simplex modelini geliştirdi (Resim 16). Bu artikülatörde kondil protruziv yolu eğimi 32° olarak yapılmıştır. Gysi Zürih üniversitesi kliniklerinde yapılan çalışmalar sonucunda incelenen hastaların %50 sinin kondil yolu eğiminin 32° olduğunu ve %25'in 32° 'ye yakın değerlerde olduğunu söylemektedir. Gysi bu bulgulardan yola çıkarak tam protez hastalarının %75 gibi büyük bir çoğunluğuna Gysi Simplex artikülatörünün uygun olduğu fikrini savunmuştur.

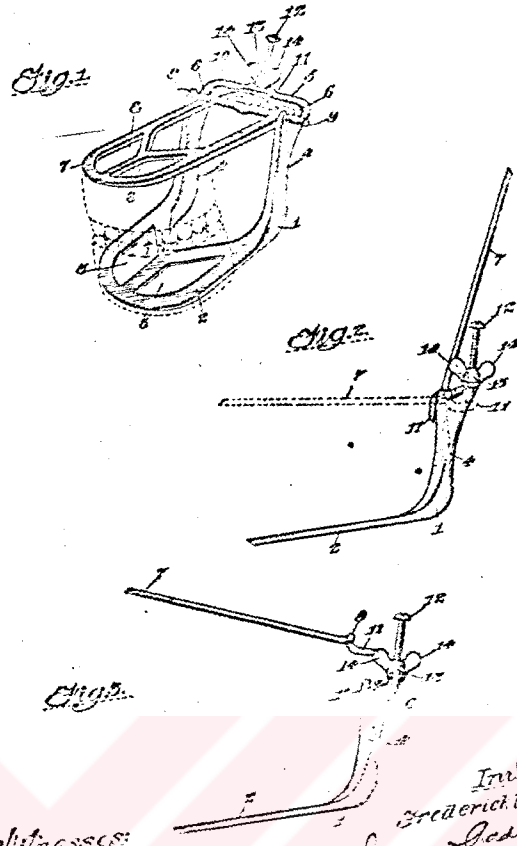
Gysi 1917 yılında ikinci bir ortalama değerli artikülatörün patentini almıştır. Bu artikülatöre "Tripod artikülatör" adını vermiştir. Tripod artikülatörünün kondil yolu eğimi 40° , kesici tablası da 45° olarak tasarlanmıştır. Gysi'nin bu değişiklikleri yaparak yeni bir artikülatör tasarlamasının amacı Gysi simplex artikülatörü ile ulaşamadığı % 25'lik tam protez hasta grubuna da hitab eden bir artikülatör yapabilmektir (Resim 35).

1906 yılında Fredric Stephan ortalama değerli artikülatörünü tasarlamış ve patentini almıştır (Resim 17). Artikülatöründe 20° protruziv kondil yolu eğimi vermiştir. Üst parça bir yay aracılığı ile alt parçaya tuturularak sentrik ilişkiyi korumuş ve yan hareketlerin kolayca yapılmasına müsaade etmiştir. Bu tasarıma sahip ortalama değerli artikülatörler günümüzde de Dişhekimliği pratiğinde kullanım alanı bulmaktadır.

1899 yılında Abel Gritman ve 1907 yılında George B. Snow benzer artikülatörler tasarlayarak patentlerini almışlardır (Resim 18, 19).



Resim 16. Gysi Simplex 1912



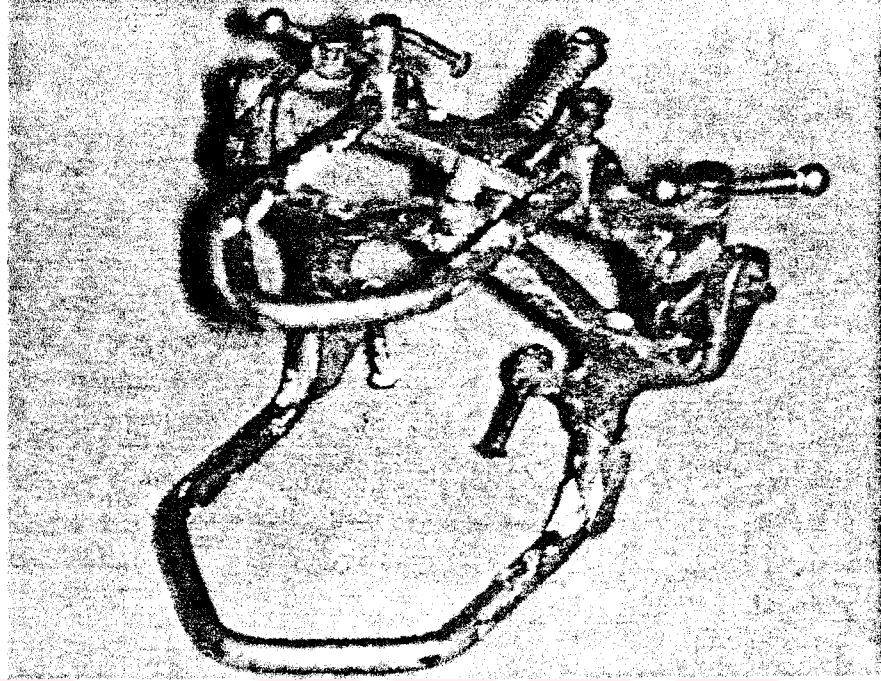
Witnesses:
Charles H. H. H.
Alvin C. H. H.

Inventor:
 Fredric M. Stephan
Fredric M. Stephan

Resim 17. Fredric Stephan'in ortalama değerli artikulatorü 1906



Resim 18. Abel Gritman'in ortalama değerli artikulatorü 1899



Resim 19. George B. Snow'un "The New Century" artikülatörü 1907

2.3.5. Tek Rotasyon Merkezli Artikülatörler

Kapı menteşesi tipindeki artikülatörlerin de bu sınıfta yer alması düşünülebilir. Fakat bu sınıfta yer alan artikülatörler kapı menteşesi tipindekilerden çok daha karmaşık yapıya sahiptir. Tasarımları "küre teorisi veya koni teorisini" temel olarak kabul etmektedir. Kesici çubuğun ucu veya dişler yan hareketlerde bir küre veya koninin yüzeyini takip etmektedir.

Von Spee küre teorisini anterior-posterior yönde tanımlamış, daha sonra gelen Monson ise lateral parçaları ekleyerek kendi adı ile anılan "Monson küresi"ni tanımlamıştır. Monson'un küre teorisine göre dişler kondillerin merkezlerinden geçen hayali bir küresel alan üzerinde yer almaktadır.

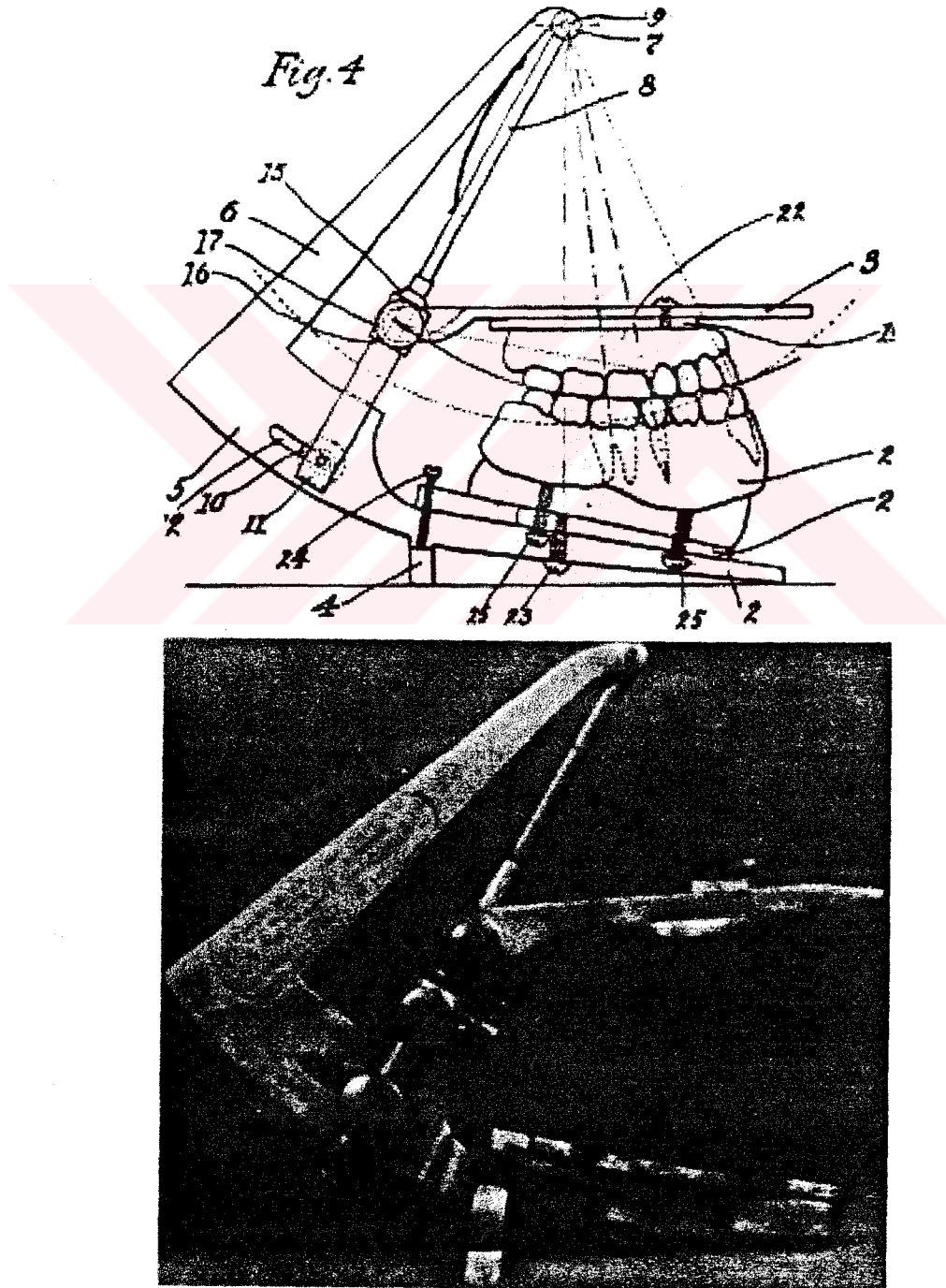
Monson dişlerin uzun eksenlerinden çıkarttığı çubukların bir noktaya gelerek kesiştiklerini görmüştür. Bu nokta küre teorisinde varlığı kabul edilen, çapı 10 cm olan hayali kürenin merkezidir.

Monson'un tasarladığı artikülatörde alt çene modeli hareketli üç vida sistemine bağlanır. Bunların amacı dişlerin okluzal ve insizal kenarlarının kürenin merkezini rehber kabul ederek kürenin yüzeyine uyumlu olmasını sağlamaktır.

Monson artikülatörünün patentini Haziran 1923'de almış ve artikülatörüne

"Maksillomandibular Aygıt" adını vermiştir (Resim 20). Monson'un artikülatörü pek çok dişhekimî tarafından başarı ile kullanılmıştır.

1918'den sonra farklı teorileri savunan araştırmacılar ortaya çıkarak artikülatörlerini geliştirmişlerdir. Bu araştırmacıların savundukları teoriler birbirlerinden çok farklı olmuştur. Hatta her biri alt çene hareketlerini kendi bulgularına göre yeniden tanımlayıp, tasarladıkları artikülatörler ile bulgularını savunmuşlardır.



Resim 20. Maksillomandibular Aygıt. George S. Monson 1923

Çok sayıda artikülatörün tasarlanarak kullanılması, bu artikülatörlerin doğruluğu konusunda sorular sorulmasına sebep olmuştur. Amerika Birleşik Devletleri'nde kurulan "Ulusal Protez Topluluğu" üyeleri yaptıkları toplantılarda bu artikülatörlerin doğruluğunu tartışıp eleştiriler yapmışlardır. Eleştirilerden en çok payını alan Monson'un artikülatörü olmasına rağmen yaygın kullanımı sürmüştür. "Ulusal Protez Topluluğu" Monson'un artikülatörünü eleştirerek iki sebepten dolayı güvenilirliğinin olmadığını ortaya koymuştur;

1. Tam protezlerin yapımında Bennett hareketlerine müsaade etmiyor.
2. Tek rotasyon merkezine sahip olduğu için kondillerin farklı açılarda hareket etmelerine olanak tanımıyor.

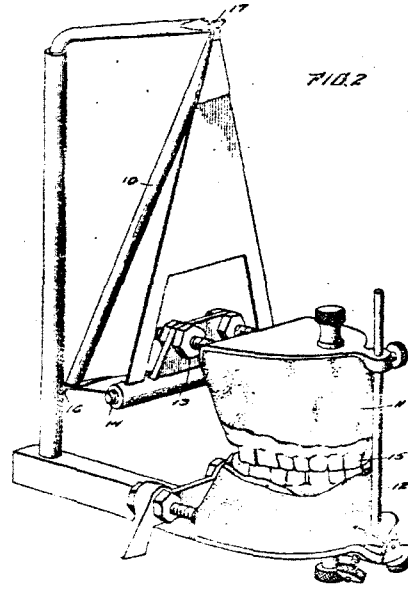
Monson artikülatörünün en çok eleştirilen özelliği olan tek rotasyon merkezi olmasına rağmen tek rotasyon merkezine sahip artikülatörlerin tasarımları da sürüyordu. Bunlardan en popüler olanları Rupert Hall'ın artikülatörü olmuştur.

Hall beş tane artikülatör tasarlamıştır. Bunlardan birincisi Gysi'nin eşkenar üçgen uygulamasına dayanmıştır. Farklı olarak Hall artikülatöründe dikey ve yatay olarak yer alan iki tane üçgen yapmıştır(Resim 21).

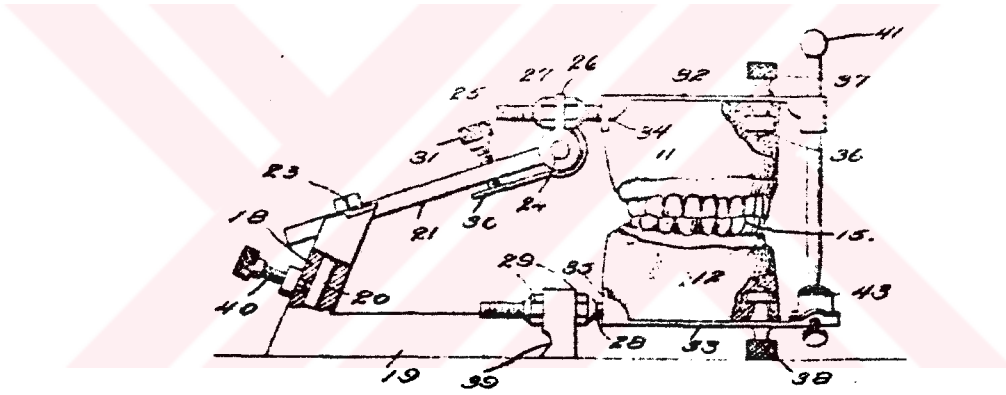
Hall bu artikülatörü *"Bir üçgen iyi ise iki üçgen daha iyidir"* şeklinde savunmuştur.

Hall birinci artikülatörünün hatalı olduğunu anlayınca ikincisinin tasarımını yapmıştır. Bu tasarım Monson'un artikülatöründeki gibi tek rotasyon merkezine sahiptir. Tasarladığı artikülatör hatalı olmasına rağmen pek çok hekim tarafından benimsenerek kullanılmıştır (Resim 22).

"Ulusal Protez Topluluğu" üyesi George W. Clapp 1920 yılında Boston'da yapılan toplantıda yaptığı konuşmada artikülatörlerin hatalı olmalarına rağmen hekimler tarafından kullanılmalarını eleştirmiştir. Bu yaygın kullanımın ise araştırmacıların tasarladıkları artikülatörleri toplantı, seminer ve benzeri organizasyonlar ile yaygın olarak tanıtmaları ve fiyatların düşük olmasına bağlı olduğunu söylemiştir. Zira Gysi'nin 1910 yılında tanıttığı Gysi Adaptable artikülatörü doğru tasarlanmış olmasına rağmen fiyatının yüksek olması sebebiyle tercih edilmemiş ve kullanılmamıştır.



Resim 21. Rupert Hall'un birinci artikulatorü 1916



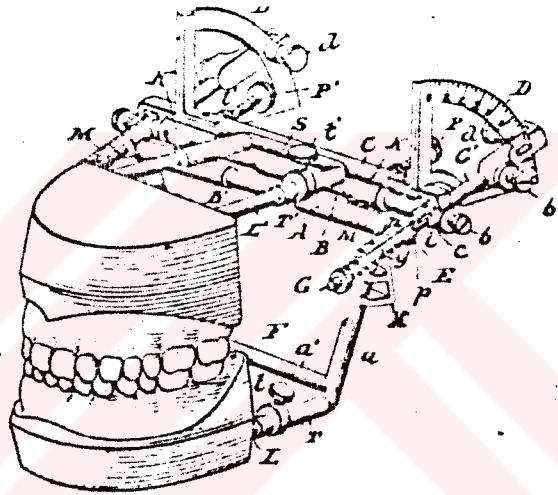
Resim 22. Rupert Hall'un ikinci artikulatorü 1916

2.3.6. Ayarlanabilen Kondil Mekanizmasına Sahip Artikulatorler

Artikulatorlerin tarihinde ilk ayarlanabilen kondil mekanizmasına sahip artikulatorü Mathew M. Kerr'in tasarladığı söylenmektedir (Resim 23). Kerr'den önce 1896 yılında William Walker (Resim 24), 1901 yılında Clements Huberty'nin tasarladıkları ayarlanabilen kondil mekanizmasına sahip artikulatorler de patent almıştır. Fakat Kerr'in artikulatorü basit ve kullanımı kolay olduğu için daha çok tanınmış ve ilk olarak adından söz ettirmiştir.



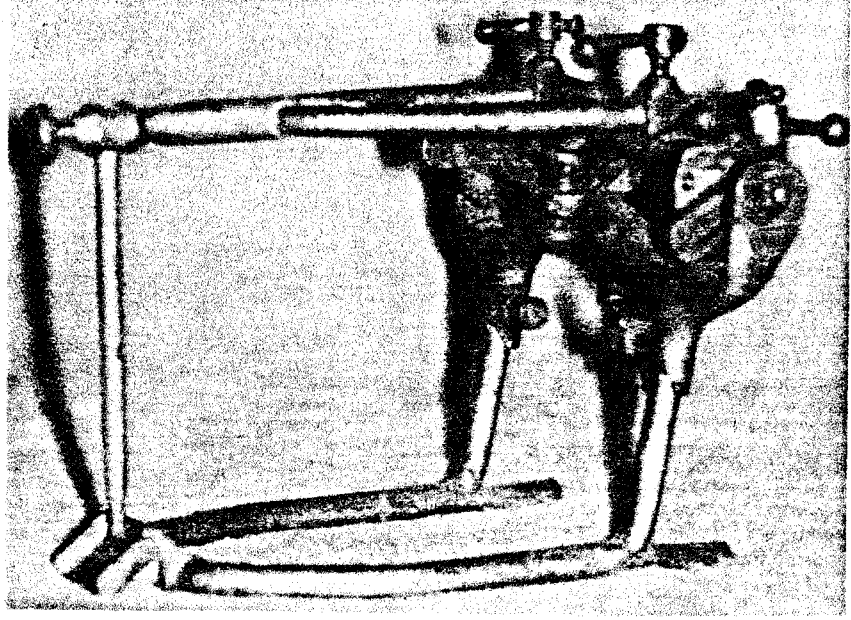
Resim 23. Kerr'in ayarlanabilen kondil mekanizmasına sahip artikülatörü 1902



Resim 24. Walker'ın ayarlanabilen kondil mekanizmasına sahip artikülatörü 1896

Kerr'in artikülatörünü Snow ve Gritman'ın tasarladıkları artikülatörler izlemiştir. Gritman artikülatörü yüz arkı transferi kabul edebiliyordu. Tasarladığı yüz arkı daha sonra Snow tarafından geliştirilerek kullanımı kolay ve doğru çalışan bir aygıt haline getirilmiştir.

Snow 1907 ile 1915 yılları arasında üç artikülatör tasarlamıştır. Bunlardan sonuncusuna "Modified New Century Articulator" adını vermiştir (Resim 25). Bu modelde, ayarlanabilen bir kesici tabla bulunuyordu. Tabla artikülatöre yumuşak bir lehim ile tutturulmuştur. Hekim bu lehim ısıtıp eriterek kesici tablayı hareket ettiriyor, ve lehimin sertleşmesi ile sabitleyordu. Kondil mekanizması, değiştirilebilen miller aracılığı ile Bennett hareketini yapabiliyordu.



Resim 25. George B. Snow'un Modified New Century Artikulatorü 1915

Bennett hareketini ilk taklit eden araştırmacı Marcelino Weiss ve ondan altı ay sonra "Gysi Adaptable" ile Gysi olmuştur.

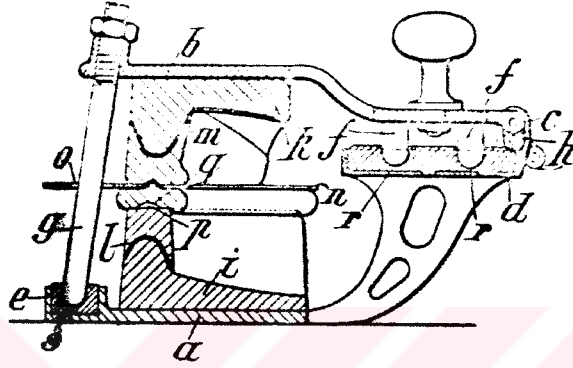
1900'lü yılların başlangıcı ile beraber artikulator kullanımı artmış ve birçok araştırmacı ve bu araştırmacıları destekleyen firma artikulatorlerini pazarlamıştır. Bu artikulatorlerin sınıflandırılması ve alt çene hareketlerine göre doğruluklarının kontrol edilmesi için 50 kişiden oluşan "Ulusal Protez Topluluğu" sürekli toplantılar yapmıştır. Bu topluluk günümüzde "Amerikan Protez Akademisi" ismi altında çalışmaya devam etmektedir.

Topluluğun yaptığı ikinci toplantıda Rudolph Hanau'da yer almaktaydı. Deneyimli bir mühendis olan Hanau artikulatorler konusu ile ilgilenmiştir. Hanau mevcut olan artikulatorlerin hiç birinin yeterli doğrulukta olmadığını öne sürmüştür. Bu sert çıkışları onun pek çok taraftar kazanmasına yardımcı olurken, düşmanlarının ve rakiplerinin de sayısını arttırmıştır. Artikulator tasarımcıları daha çok çalışıp artikulatorlerini savunmak ve hatalarını düzeltmek zorunda kalmışlardır.

Dr. W.A. Giffen Mart 1927'de Canadian Oral Health isimli dergide yazdığı bir yazıda şunları söylemiştir. *"İyi protezler yapılabilmesi için tasarlanması gereken artikulatorler basit, hassas ve hekimlerin düşünmeden alabileceği bir fiyata olması gerekmektedir"*

2.3.7. Kesici Çubuğa Sahip Artikülatörler

Artikülatörlerin ilk örneklerinden olan kapı menteşesi artikülatörlerinde kesici çubuğa rastlanmaktadır. Fakat bu çubuk sadece dikey boyutu korumak amacı ile yapılmıştır. Protruziv hareketlerde dış rehberliğini yönlendiren kesici çubuk ilk olarak Alman Charles E. Luce'nin 1911 yılında patent aldığı artikülatöründe görülmektedir (Resim 26).

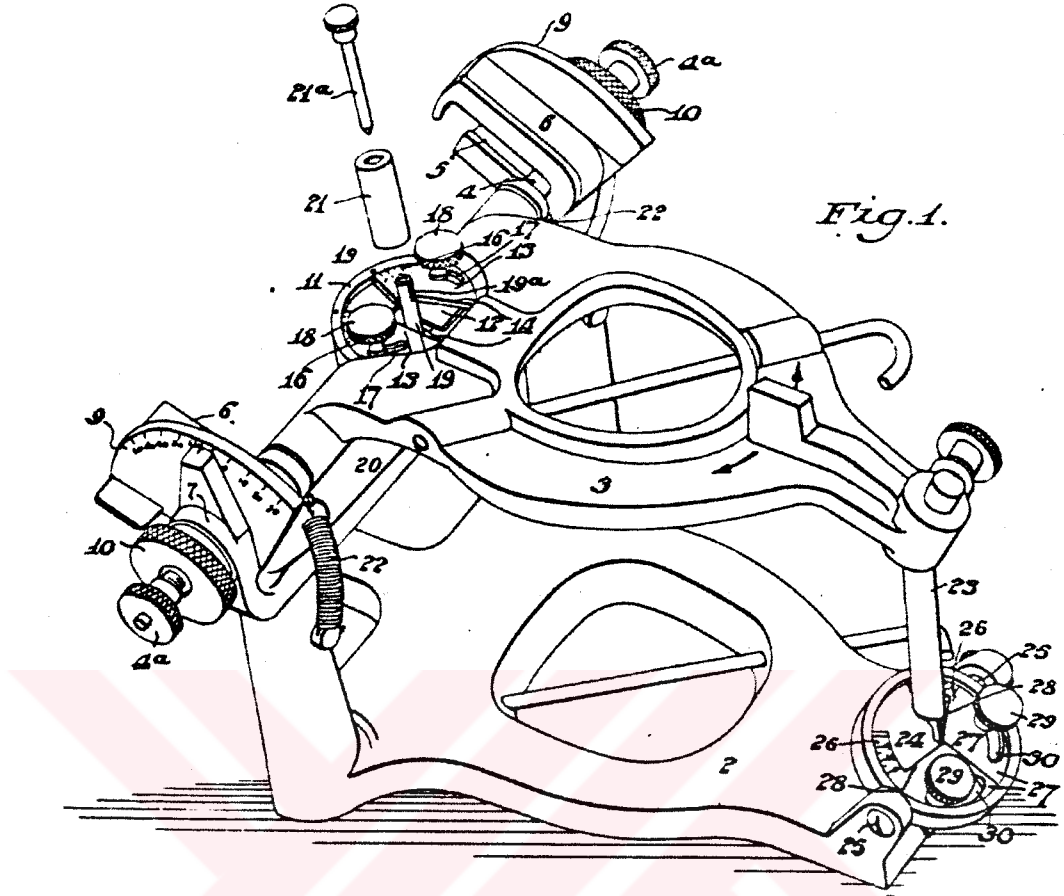


Resim 26. Charles E. Luce'nin artikülatörü 1911

Luce'yi 1912'de İsviçre'den Ernest Eltner ve Gysi Simpleks takip etmektedir. Eltner artikülatörünün patenti için Gysi'den 9 ay sonra müracaat etmesine rağmen patent hakkını 3 ay önce almıştır. Bu nedenle kronolojik sıralamada ismi Gysi'den önce anılmaktadır. Gysi'den sonra yine Avrupa'dan Ray Burch 1913 yılında ve Amerika'dan Snow 1915 yılında kesici çubuğu ayarlanabilen artikülatörlerinin patentini almışlardır.

1916 yılında Rubert Hall'un patentini aldığı "Alligator" isimli artikülatörüne kadar olanların kesici çubuğu lateral hareketlerde rehberlik yapamamıştır. Hall'un ikinci artikülatöründe 45°'lik sabit bir kesici rehberliği vardı. 1917'de patentini aldığı üçüncü artikülatöründe ise ayarlanabilen üçgen kanatlar sayesinde işlevsel bir kesici tabla tasarlamıştır. Gysi, Simplex artikülatöründe 45° eğimli kesici tabla yapmıştır. Bunu hatalı gören Dayton Dunbar Campbell 1919'da "Gysi Simplex"te kullanılmak üzere ayarlanabilen kesici tabla tasarlamıştır.

Hanau artikülatörlerinde protruziv eğim haricinde kesici tabla rehberliğine ihtiyaç duymamıştır. Gysi ise 1928 yılında patentini aldığı tam ayarlanabilen artikülatöründe ayarlanabilen bir kesici tabla tasarlamıştır (Resim 27).



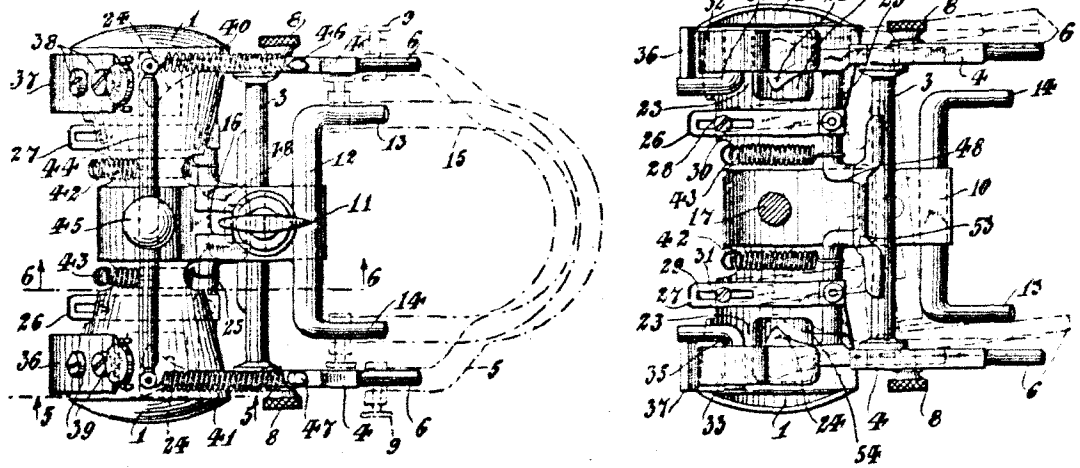
Resim 27. Alfred Gysi'nin tasarladığı tam ayarlanabilen artikülatörü 1928.

2.3.8. Bennett Hareketini Taklit Edebilen Artikülatörler

Bennett Hareketini ilk 1866 yılında F.H. Balkwill tanımlamış ve diagramlar ile açıklamıştır. Fakat bu dönemde hareketin önemi ve pratikte kullanımı anlaşılamadığı için göz ardı edilmiştir.

Bennett hareketi 1908 yılında Sir Norman Bennett tarafından yazılan bir yazıda tanımlanmıştır. Tanımlanan bu hareket hemen artikülatör tasarımcıları tarafından değerlendirilerek artikülatörlerde yerini almıştır.

Bennet hareketini artikülatöründe ilk taklit eden araştırmacı Küba'lı Marcellio Wiess'dır (Resim 28). 1912 yılında patentini aldığı artikülatöründe fossa elemanındaki vidaları açıp kapatarak Bennett hareketini taklit edebilmiştir. Alfred Gysi 1912 yılında patentini aldığı Gysi Simplex ile Bennett hareketini taklit etmiştir (Resim 16). Bunları takiben literatürde adı daha çok 1915 yılında patenti alınan Acme-Medium artikülatörü ile anılan George Snow olmuştur.



Resim 28. Marcellio Wiess'in artikulatorü 1912

İlerleyen yıllarda ölçüm metodlarının gelişmesi ve alt çene hareketlerinin daha iyi tanımlanması ile beraber tasarlanan artikulatorlerin çoğunda Bennett hareketi taklit edilmiştir.

1927 yılında "Ulusal Protez Topluluğu" yaptıkları araştırmaları ile tanınan bir grup haline dönüşmüştür. Grup araştırmalar için alt çalışma grupları kurmuştur. Bunlardan bir tanesi de Güney Kaliforniya'da kurulan "Gnatoloji Topluluğu"dur. Bu grup günümüzde halen aktif olarak çalışmaktadır. Grubun çalışmalarında B.B. McCollum, Harvey Stallard, Charles Stuart, Everret Payne, Ernest Granger, Donal MacQueen, Spencer Atkinson ve adı daha az duyulan birçok araştırmacı yer almıştır.

Bu araştırmacılardan McCollum, Stuart ve Granger patentli artikulator tasarımları yapmışlardır.

Grupta yer alan araştırmacılar alt çene hareketlerinin anlaşılması ve mekanik aygıtlar ile bu hareketlerin taklidi için çalışmalar yapmışlardır. Bennett hareketinin zamanlaması bu gruptaki araştırmacıların yaptıkları çalışmalar sonunda ortaya çıkmıştır.

Gnatoloji Topluluğu tarafından sürdürülen ve başarısızlıkla sonuçlanan bir artikulator tasarım çalışması "Kırık akslı artikulatorler"dir. Bu artikulatorlerin her iki kondil elemanı birbirinden bağımsız hareket ediyor, yukarı aşağı doğru yer değiştirebiliyordu. Bu çalışmanın amacı sağ-sol TME hareketlerinin simetrik olmadığı durumlarda bunların en doğru biçimde taklit edilebilmesini sağlamaktır. Fakat bu artikulatorlerde karşılaşılan sorun sentrik ilişkinin korunamaması olmuştur.

Kırık akslı artikülatörler çalışmaları daha önce Hall ve House, Wilford Terrell ve William VanDorn tarafından da yapılmış ve başarısızlıkla sonuçlanınca devam edilmemiştir.

Kırık akslı artikülatörler konusunda yapılan başarılı çalışmalardan bir tanesi 1961 yılında patenti alınan Harry L. Page'nin tasarladığı artikülatördür. Bu artikülatörde yaylar aracılığı ile sentrik ilişki korunabildiği gibi tüm çene hareketleri de başarı ile taklit edilebilmiştir.

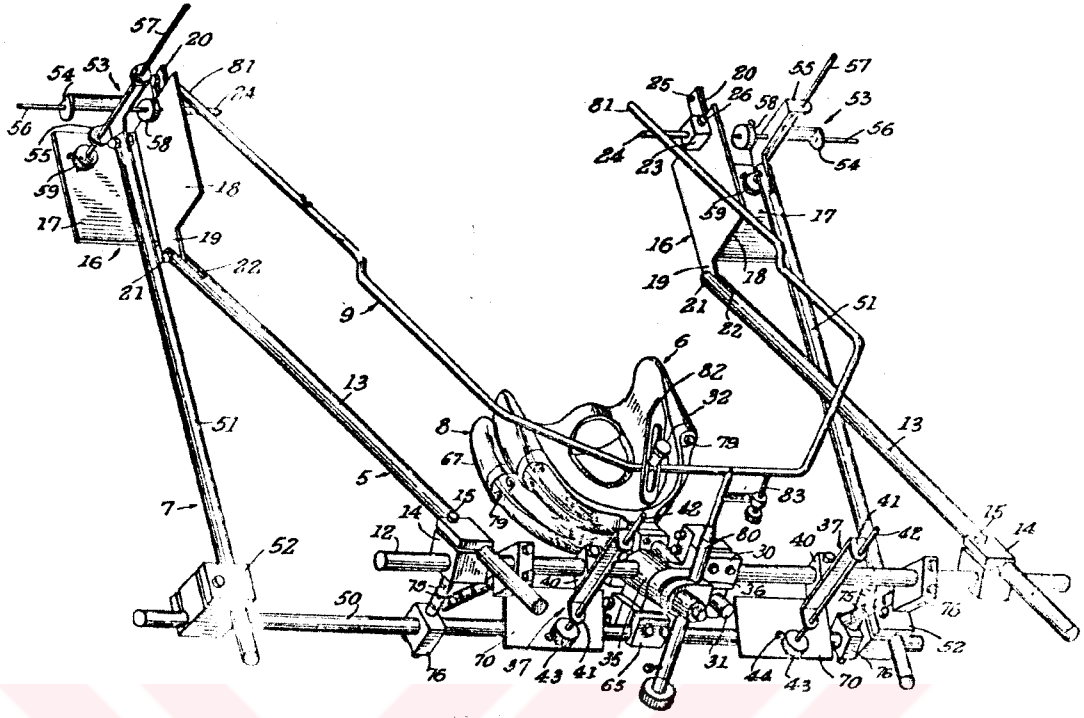
Kırık akslı artikülatörler ile elde edilen başarısızlıkların ardından Gnatoloji topluluğunda yapılan çalışmalar ile 1930'da Gnathoscope, 1933-1934'de Gnathograph, 1936'da Gyrodont, 1940'da Demonstrator artikülatörleri tasarlanmıştır.

Mc Collum daha önce artikülatör tasarımı yapmış olan Snow, Gritman, Gysi, Hall (Resim 20), Wadsworth, Monson, Needless, Hanau (Kinescope, H2), Phillips, House, Stansberry, Lentz, Hollenback, ve Stuart'ın çalışmalarını inceleyerek 1927 yılında kendi artikülatörünün patentini almıştır.

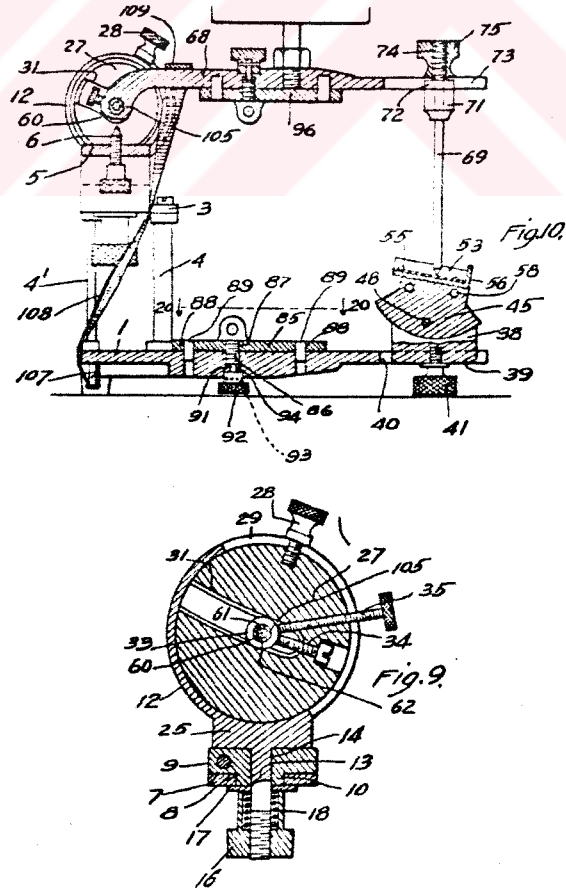
McCollum Gysi'den çok etkilenmiş olacak ki Gysi'nin yaptığı hataları artikülatöründe tekrarlamıştır. Tasarladığı artikülatör Non-arcon olduğu halde kondil yolu eğimi arcon artikülatöre göre verilmişti (Resim 27).

1880'li yıllarda ve 1900'lü yılların başında Avrupa'lı hekimler çene hareketlerini kaydetmek için ağız dışı aygıtlar kullanmışlardır. 1957 yılında Charles Stuart patentini aldığı ağız dışı kayıt aletine Horizontal yönde çizim yapabilen plakalar eklemiştir (Resim 29). Bu sayede immediate side shift ve progressive side shift hareketi çizimlerle gösterilebilmiştir .

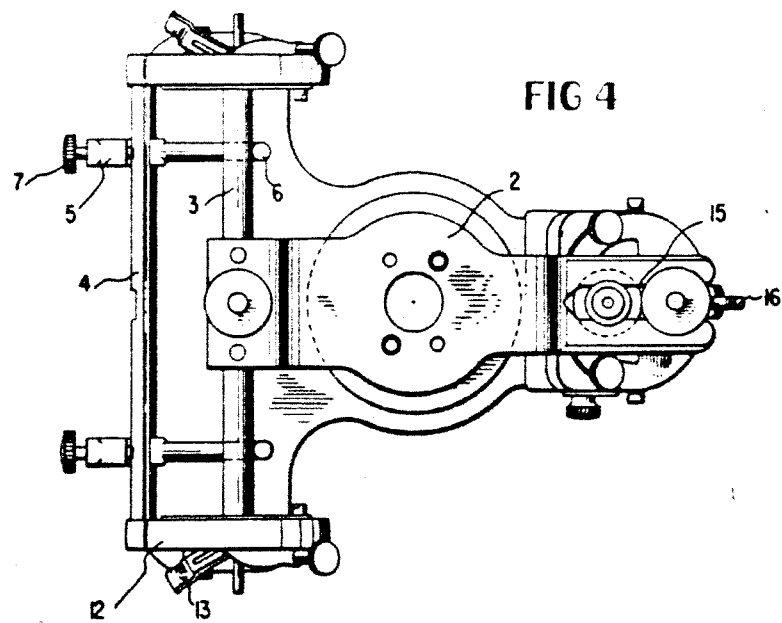
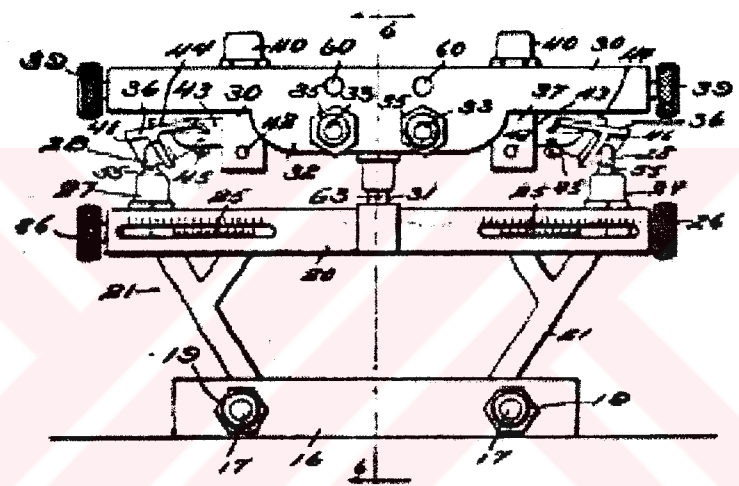
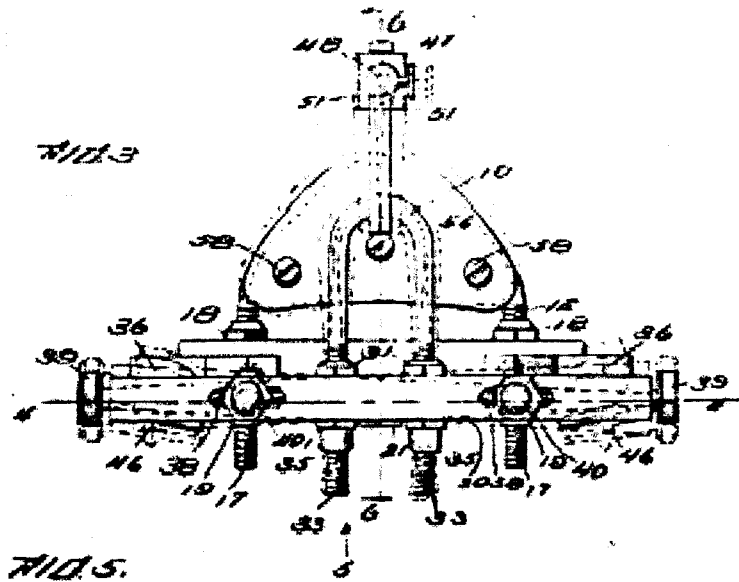
Gysi adaptable 1923'de, Hanau H2 modeli ile 1927'de, House 1928'de (Resim 31), 1927'de McCollum (Resim 30), George Phillips 1929'da, 1945'de Bodine, 1954-55'de Page Transograph isimli artikülatörü ile (Resim 32), 1956'da Bergstrom Arcon tipinde artikülatörü ile, 1957'de Stuart Arcon tipinde artikülatörü ile, Di Pietro 1965'de (Resim 33), Stuart Whip-Mix artikülatörü ile immediate side shift ve progressive side shift hareketlerini taklit etmişlerdir (Resim 30).



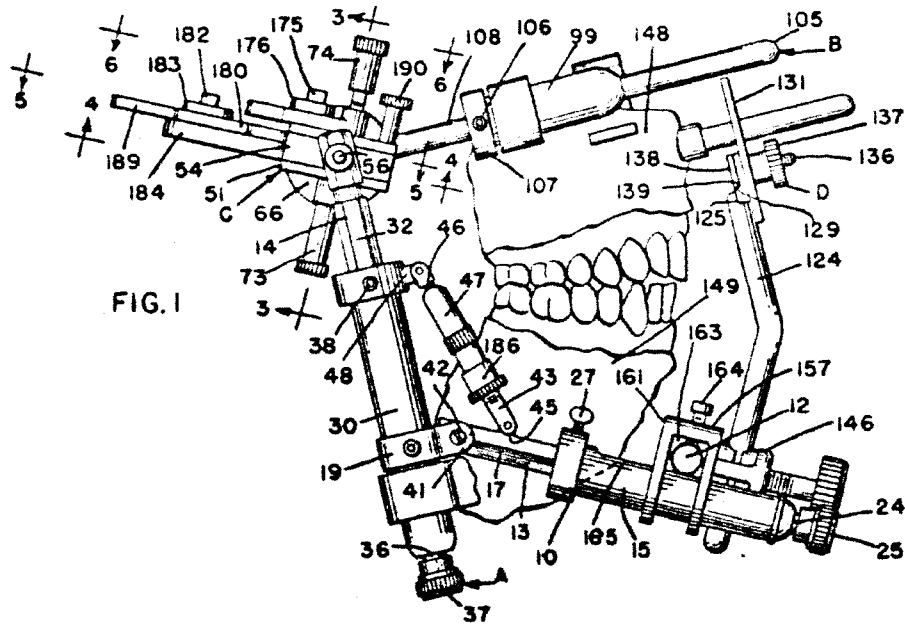
Resim 29. Charles E. Stuart'ın yüz arkı 1957



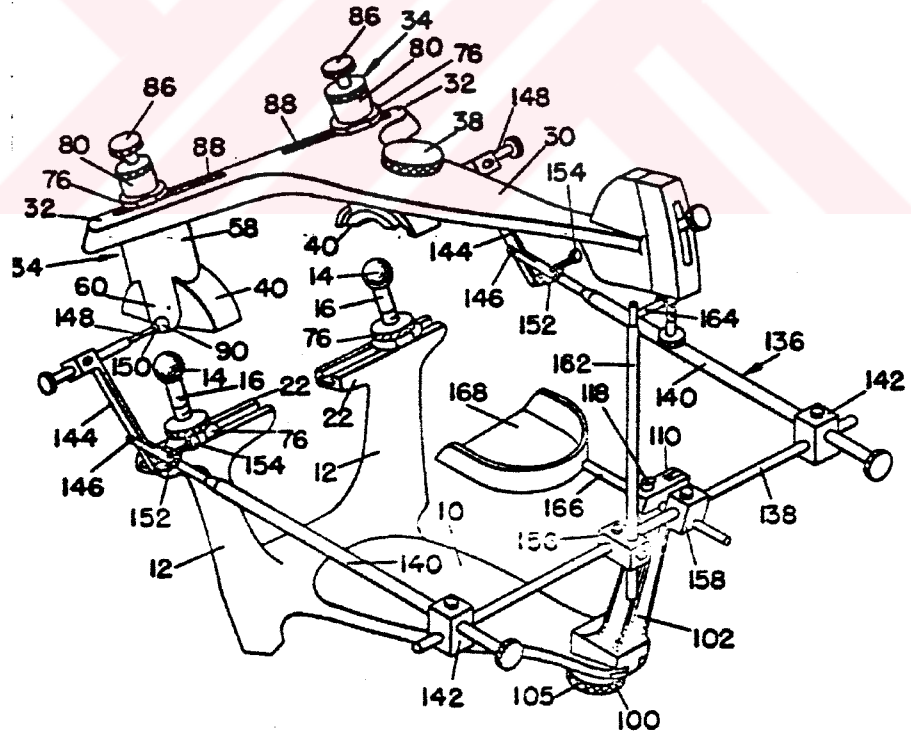
Resim 30. Beverly B. McCollum'un artikülatörü 1927



Resim 31. M. M. House Artikülatörü 1928



Resim 32. Transograf Harry L. Page



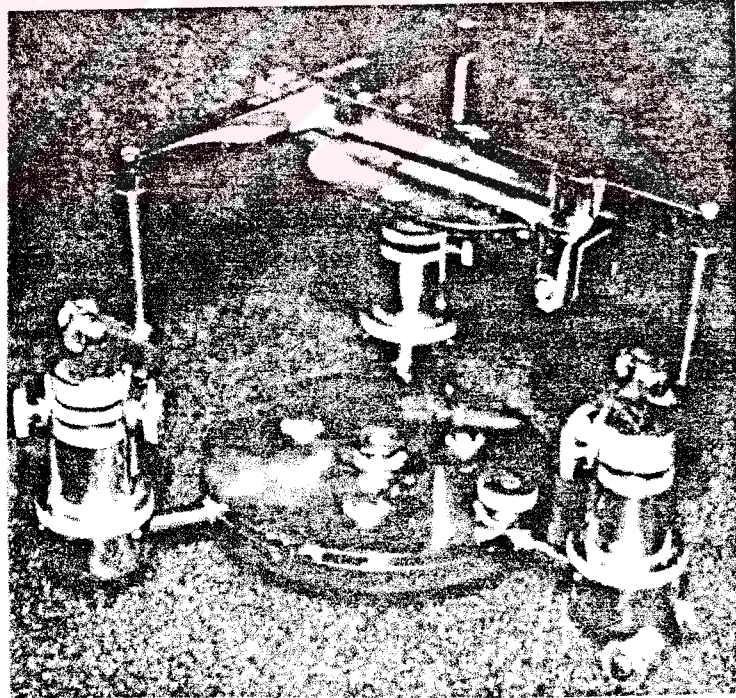
Resim 33. Anthony J. DePietro'nun artikulatorü. (Ney artikulatorü olarak da bilinir) 1965

2.3.9. Üç Ayaklı Artikülatörler

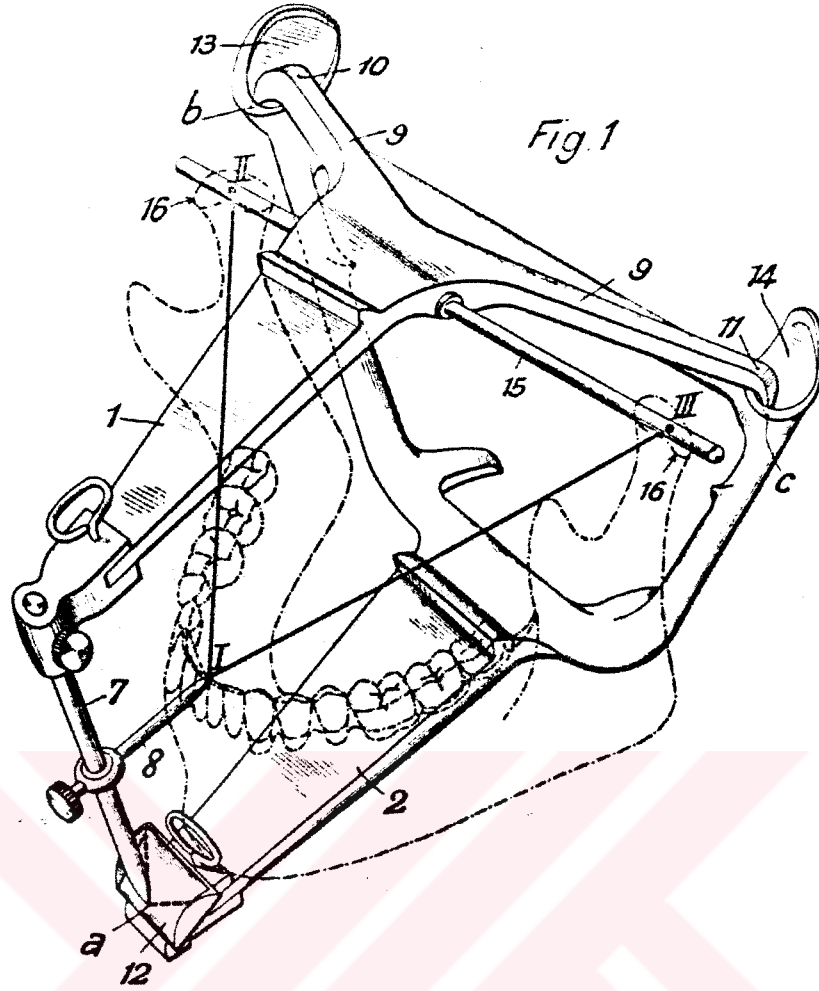
Bu terim Dişhekimliği literatüründe Lentz, Hall ve Stansbery(Resim 34) tarafından tanımlanmıştır. Bu gruptaki artikülatörlerin alt ve üst parçalarının üç noktadan birbiri ile temas etmesi istenir. Tasarlanan artikülatörlerin %75'i bu gruba girmektedir.

Bu grubun ilk başarılı örneği Gysi'nin 1917 yılında patentini aldığı ortalama değerli artikülatörüdür (Resim 35). Gysi'den dokuz yıl sonra John A Lentz 1926 yılında Ayarlanabilen düzlem artikülatörünün patentini almıştır. Artikülatöründe üst çeneye bağlı üç tane küre, alt çenedeki kanatlar üzerinde serbestce hareket edebiliyordu.

1926'da Hall Üç boyutlu artikülatör adı ile üç ayaklı artikülatörünün patentini almıştır. 1928'de Claude J. Stansbery The Dental Orient isimli artikülatörü ile patent almıştır. Stansbery artikülatöründe yüz arkı kullanılmasını tavsiye etmemiştir (Resim 34).



Resim 34. Stansbery'nin üç ayaklı artikülatörü 1928



Resim 35 . Alfred Gysi'nin üç ayaklı artikülatörü 1917

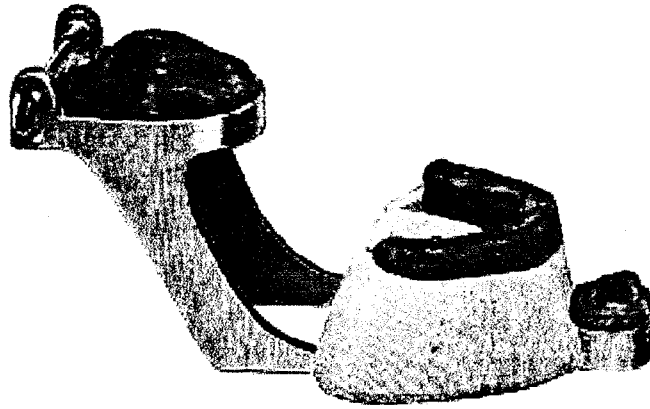
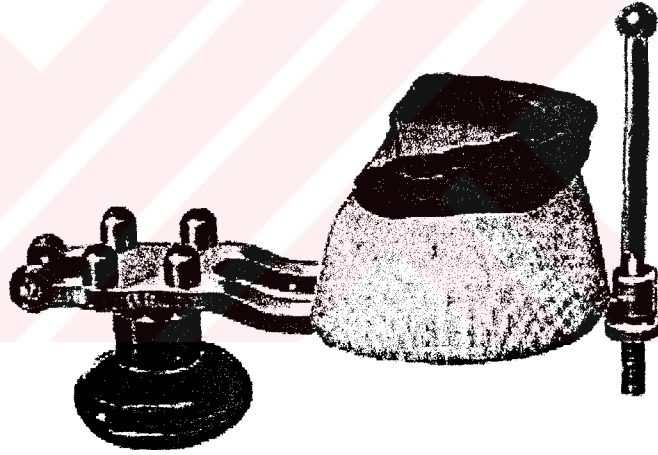
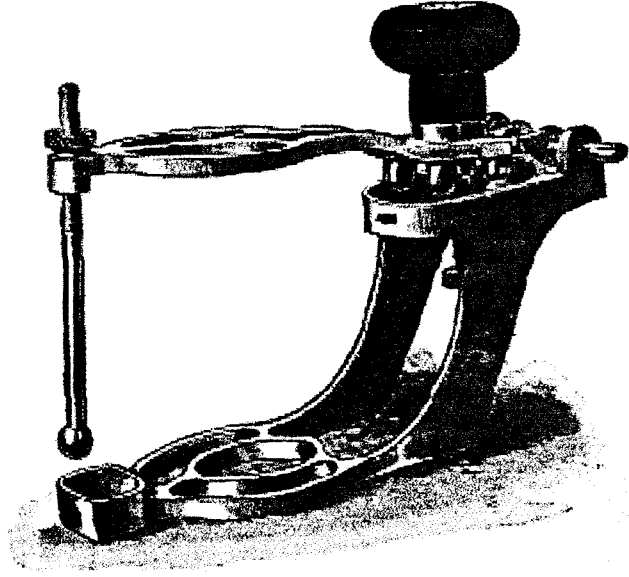
2.3.10. Stereografik Kayıt Alabilen Artikülatörler

Bu gruptaki artikülatörlerde ilk önce ağız içi ve ağız dışı aygıtlarla çene hareketleri, sertleşen bir malzeme ile şekillendirilir. Sertleşen kayıt malzemeleri artikülatöre aktarılarak çene hareketleri artikülatörde tekrarlanır. Bu sırada artikülatörün ayarlanması sağlanır. Bu ayarlama mekanik parçalar veya sertleşen bir kayıt malzemesi ile olur.

Bu gruba giren ilk patentli artikülatör 1911 yılında Alman C.E. Luce tarafından yapılmıştır (Resim 36). Luce 1911 yılında yazdığı patent mektubunda günümüzde FGP tekniği olarak bilinen sistemin tanımını yapmıştır.

Luce ağız içi kayıtları mum ile almış ve bu kayıtları artikülatöre aktarmıştır. Artikülatöründe ağız içi mum kayıtlara göre şekillenebilecek plastik özellikteki malzemeyi içeren dört tane yuva yapmıştır.

1923 yılında Joseph Homer ağız içinde ve artikülatörde şekillendirme işlemleri için alçı kullanmıştır. Sertleşmemiş alçı ile ağız dışı bölgesinden kayıtlar almıştır.



Resim 36. C.E. Luce'nin stereografik kayıt alabilen artikulatorü 1911

Homer 1924 yılında yaptığı ikinci artikülatöründe şekillendirme için kutucuklar yapmış ve bu kutulara şekillendirme malzemesi olarak da akrilik benzeri bir malzeme yerleştirmiştir.

1927 yılında yaptığı üçüncü tasarımında ise alçı ve akrilik yerine kayıtların metalden yapılmış kopyalarını kullanmış ve bu sayede aşınma problemini çözmüştür. Tasarladığı üçüncü modelde kayıtları azı dişleri ve kesici dişlerden almıştır.

1934 yılında Delbert Bennett artikülatörünün patentini almıştır. Artikülatörü Homer'in üçüncü tasarımı ile aynıydı fakat tek fark olarak ayarlanabilen dikey boyut çubuğu ve kesici tablası yapmıştır .

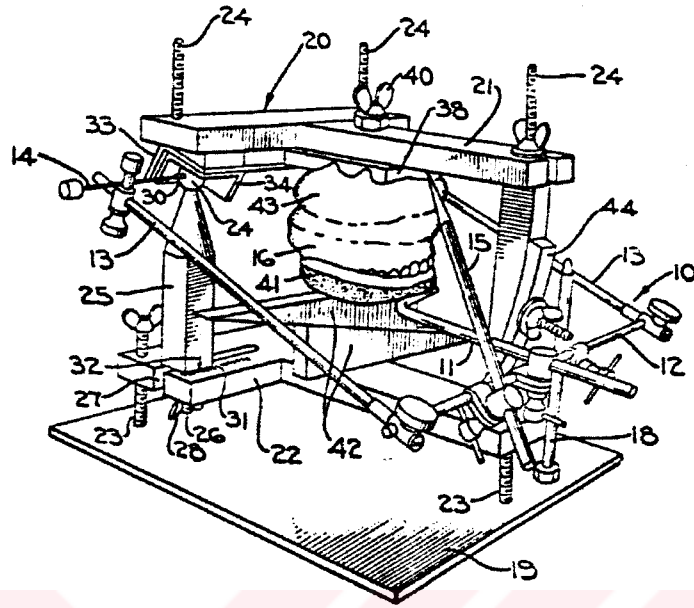
Kile'in 1948 yılında patentini aldığı artikülatörde hastadan kayıtlar yüz arkına bağlanan kazıyıcı uçlar ve mum dolu kutular ile alınmıştır. Bu mum kalıplar daha sonra alçı dublikatlar ile değiştirilmiştir.

Harr Wilkinson 1962 yılında patentini aldığı artikülatörde çene hareketlerinde hareketli olan parçanın alt çene olmasından yola çıkarak ağız içi kayıtlarda kazıyıcı uçları alt çeneye yerleştirmiştir. Artikülatöründe de aynısını taklit etmiştir.

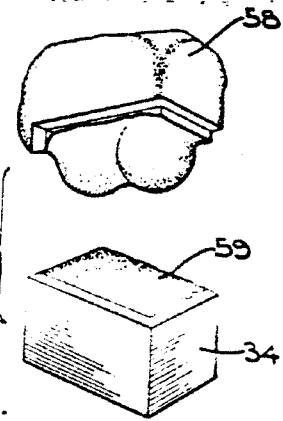
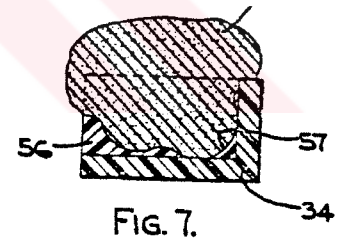
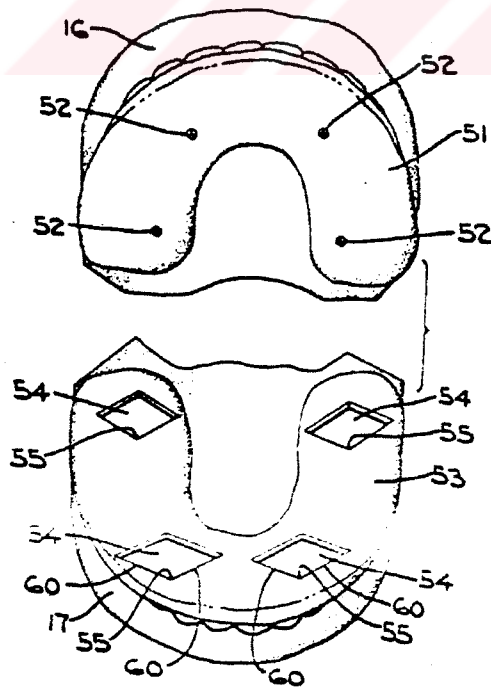
1965 yılında Kenneth Swanson artikülatörünün patentini almıştır. Bu artikülatör günümüz de başarı ile kullanılan TMJ artikülatörünün ilk modelidir (Resim 37).

Swanson stereografik kayıt alan artikülatörleri tasarlayan diğer araştırmacılardan farklı olarak artikülatörünü yüz arkı kaydı alabilecek şekilde tasarlamıştır. Swanson bir adım daha ileriye giderek artikülatöründe kondiller arası mesafeyi ayarlanabilir yapmıştır.

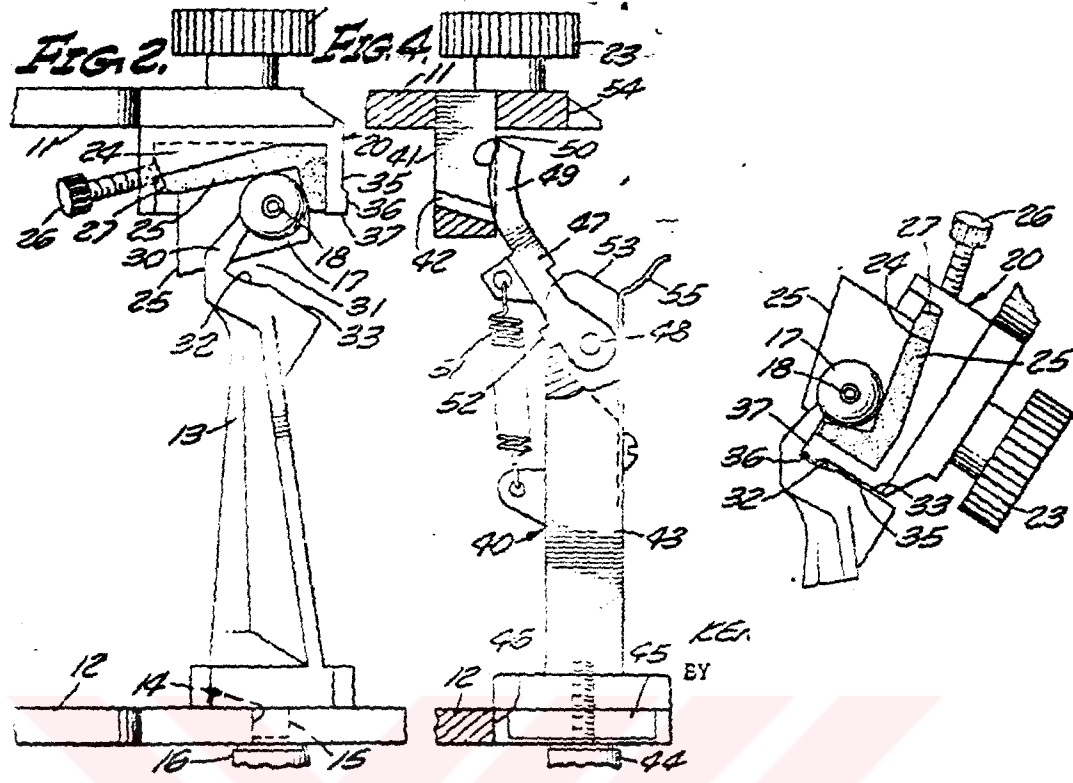
Ağız içi kayıtları üst çeneye bağlı bir plakta tutturulmuş kazıyıcı uçlar yardımı ile almıştır. Bu uçlar alt çenedeki bir plağın üzerine yerleştirilen kayıt materyalini şekillendirmiştir. Artikülatör arcon tipinde tasarlanmıştır. Kondilleri temsil eden iki tane küre ağız içi kayıtların artikülatörde şekillendirilmelerini sağlamıştır (Resim 38).



Resim 37. Kenneth Swanson'un artikulatorü 1965



Resim 38. Kenneth Swanson'un ağız içi kayıt araçları 1965



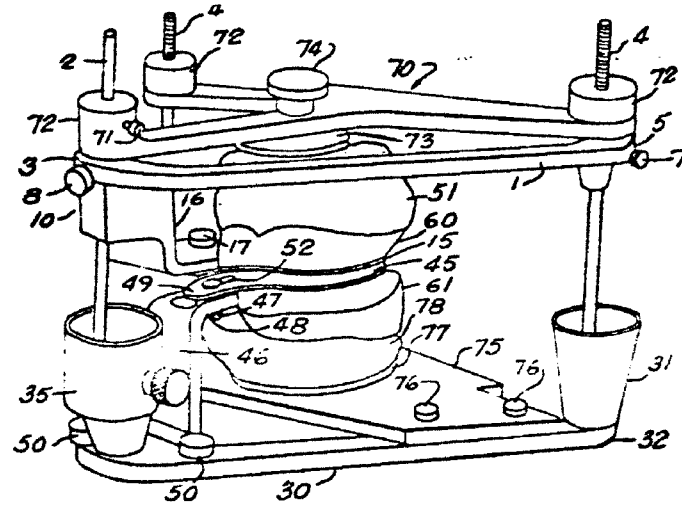
Resim 39. Kenneth Swanson'un geliştirdiği sentrik kilit mekanizması 1968

Swanson kayıt malzemesi olarak mum kullanmıştır. Bunun dezavantajlarını görünce alçı ve daha sonra otopolimerizan akrilik kullanmıştır.

Swanson 1968 yılında artikülatörüne sentrik kilit mekanizmasını eklemiştir (Resim 39).

1967 yılında Weisber TMJ artikülatörü ile kullanılmak üzere bir ağız dışı kayıt aracı geliştirmiştir. Bu araçta kazıma işlemini yapan ağız içi motorları bulunuyordu. Bu motorlar hava ile çalışıyor ve alt çene hareketlerine göre sert kayıt malzemesini kazıyarak şekillendiriyordu.

Irish 1969 yılında alt-üst çeneyi artikülatöre aktaracak bir yüz arkı geliştirmiştir (Resim 40). Kazıyıcı uçlar yüz arkının üst parçasına, içi akrilik dolu hazneler ise alt parçasına sabitlenmiştir. Hastadan mum duvarlar ile sabitlenmiş dikey boyutta yüz arkı kaydı yardımı ile stereografik kayıtları alınarak artikülatöre aktarılması sağlanmıştır.



Resim 40. Edwin F. Irish'in artikülatörü 1969

2.3.11. Aşındırma Özelliğine Sahip Artikülatörler

Bu grup artikülatörler sentrikte serbestlik düşüncesine inanan araştırmacılar tarafından geliştirilen son derece karmaşık yapıdaki araçlardır. Esas olarak artikülatörde dizilen dişlerin arasına, artikülatörün tipine göre alt veya üst çeneye yerleştirilen aşındırıcı araçlar sayesinde dişler aşındırılmıştır.

Bu sisteme karşı çıkanların başında B.B. McCollum geliyordu. Zira dişlerin herhangi bir aşındırıcı yöntem ile karşılıklı aşındırılmasına sentrik ilişkinin bozulacağı düşüncesi ile karşı çıkmıştır. Sentrikte serbestlik kavramına da bu sebepten dolayı inanmamıştır.

Karşıt düşüncelere rağmen bu sistem dişhekimliğinde 54 yıl kullanılan bir sistem olmuştur.

Bu artikülatörler ile çalışan araştırmacılar protez tamamlandıktan sonra protezin artikülatöre tekrar bağlanarak aşındırma yapılması gerektiğini savunmuşlardır. Aşındırma işleminde, büyük aşındırmaların el aletleri ile yapılması, son aşındırmanın ise artikülatörün aşındırma sistemi kullanılarak yapılması gerektiğini, bu sayede dikey boyut korunarak sentrikte serbestlik sağlanabileceğini söylemişlerdir.

Bu tür artikülatörlerde tam protez yapılırken kullanılan alt dişlerin bukkal tüberkül tepeleri ve üst dişlerin palatinal tüberkül tepeleri aşınmaya dirençli malzemeden yapılmıştır. Bu sayede tüberkül tepelerinin aşınması engellenirken fossalar aşınacak ve dikey boyut korunurken sentrikte serbestlik verilecektir. Bu

dişlerin imalatı tanımlanan biçimde yapılamamış ve sadece düşünce olarak kalmıştır.

Artikülatoörlere bağlanan aşındırma sistemleri beş grup altında toplanmıştır.

1. Artikülatoörün yanından kontrol edilen dikeş makinası benzeri sistemler.

W. Roscoe 1916, Albert Stanley 1924, Abel Gritman 1927 (Resim 41).

2. Alt ve üst çenenin karşılıklı birbirine vurmasını sağlayan sistemler.

Walter J. Wilson 1919, Manon Homer 1919, Joseph Scot 1941

3. Kesici çubuk aracılığı ile titreşim yapan sistemler.

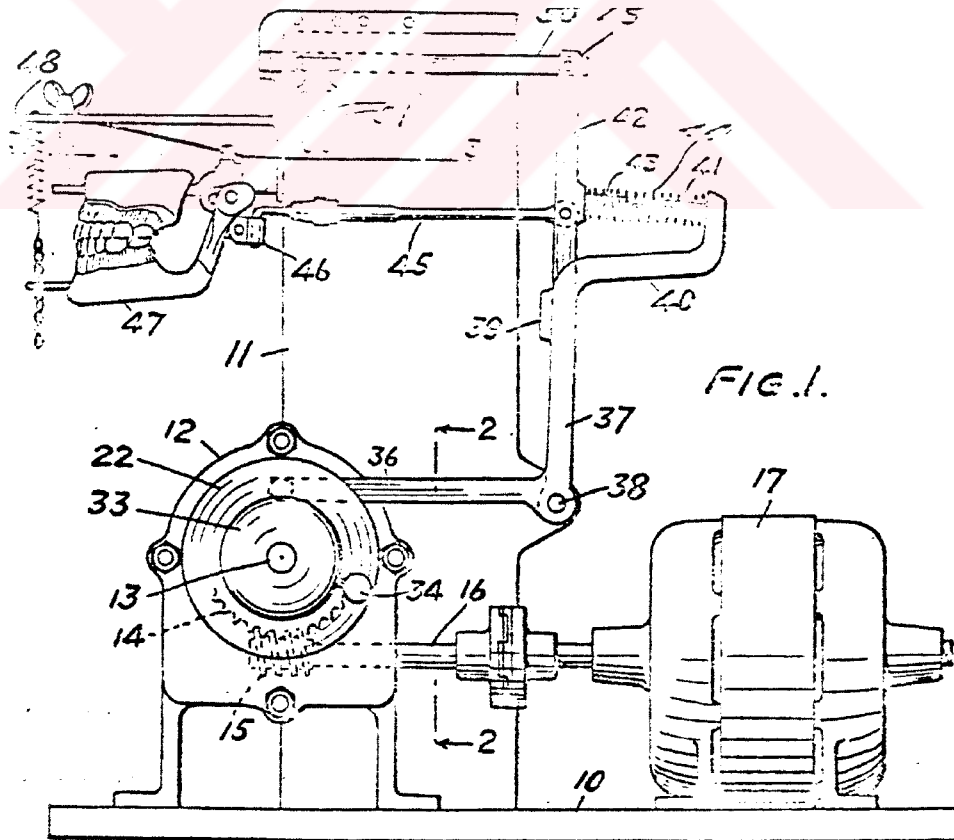
William M. Gambil 1924-1925-1927-1928-1929, Charles Priest 1927

4. Üst çeneye yan hareketler yaptıran sistemler.

Milus M. House 1927, John Needles 1927, Leslie N. Roebuck 1936-1938

5. Alt çeneye yan hareketler yaptıran sistemler.

George Hollenback 1928, Wilfred Terrell 1938, James Miller 1947, Coble 1960



Resim 41. Abel Gritman'ın artikülatoörü 1927

Coble 1960 yılında tasarladığı artikülatörüne "Çiğneme düzenleyicisi" adını vermiştir. Artikülatör alt çeneyi horizontal yönde 0,5 mm hareket ettirerek aşındırma yapıyordu. Bu sayede önden arkaya doğru düz bir yüzey elde ederek uzun sentrik özelliğine sahip oklüzal ilişki elde edilmiştir.

2.3.12. Kondiller Arası Mesafesi Ayarlanabilen Artikülatörler

Kondiller arası mesafenin ayarlanması fikri artikülatörün çene morfolojisini en iyi biçimde taklit etmesini sağlamak amacıyla ortaya çıkmıştır. Kondiller arası mesafenin ayarlanmasının gerektiği düşüncesi yüz arkı kullanan araştırmacıların gözlemleri ile ortaya çıkmıştır. Yüz arkını kullananlar hastaların yüz boyutlarının birbirinden farklı olduğunu görmüştür. Bu bulgunun ardından tasarlanan artikülatörlerin çoğunda doğal taklit ekme amacı ile kondiller arası mesafe ayarlanabilir yapılmıştır.

Hanau ve McCollum alt çene hareketlerini incelemek için yaptıkları artikülatörlerinde kondiller arası mesafeyi ayarlanabilir yapmışlardır. Fakat yaptıkları çalışmalar sonunda kondiller arası mesafenin belli bir limit aşılmadıktan sonra çok önemli olmadığını tesbit etmişlerdir.

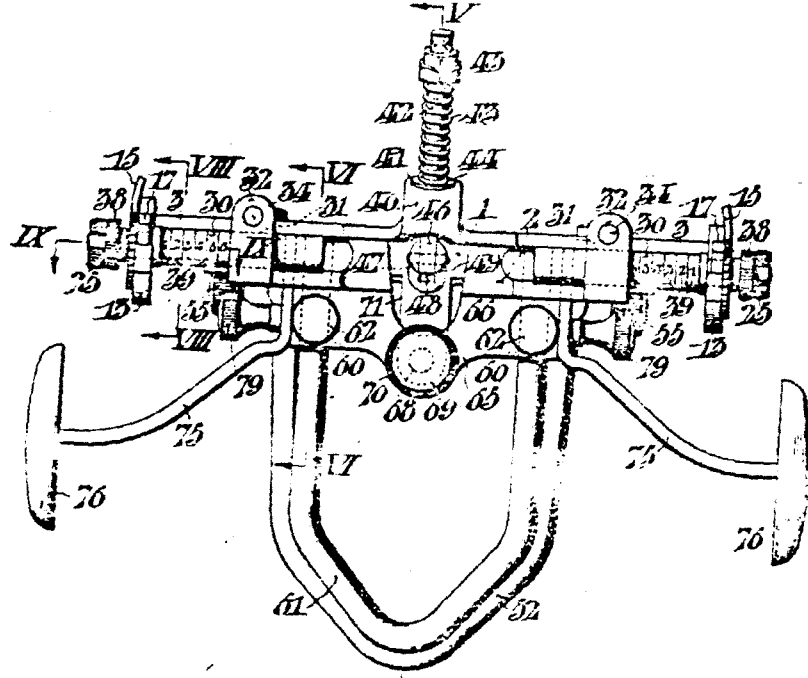
Stuart tasarladığı ilk artikülatöründe kondiller arası mesafeyi milimetrik olarak ayarlanabilir yapmasına rağmen, Whip-Mix artikülatörünü tasarlarken kondiller arası mesafenin milimetrik olarak ayarlanmasının gereksiz olduğunu düşünmüş ve kondiller arası mesafeyi Küçük-Orta-Büyük şeklinde ayarlanabilir yapmıştır (Resim 43).

Kondiller arası mesafesi ayarlanabilen ilk artikülatör 1913 yılında John Davis ve Herman Leuchsenring tarafından tasarlanmıştır (Resim 42).

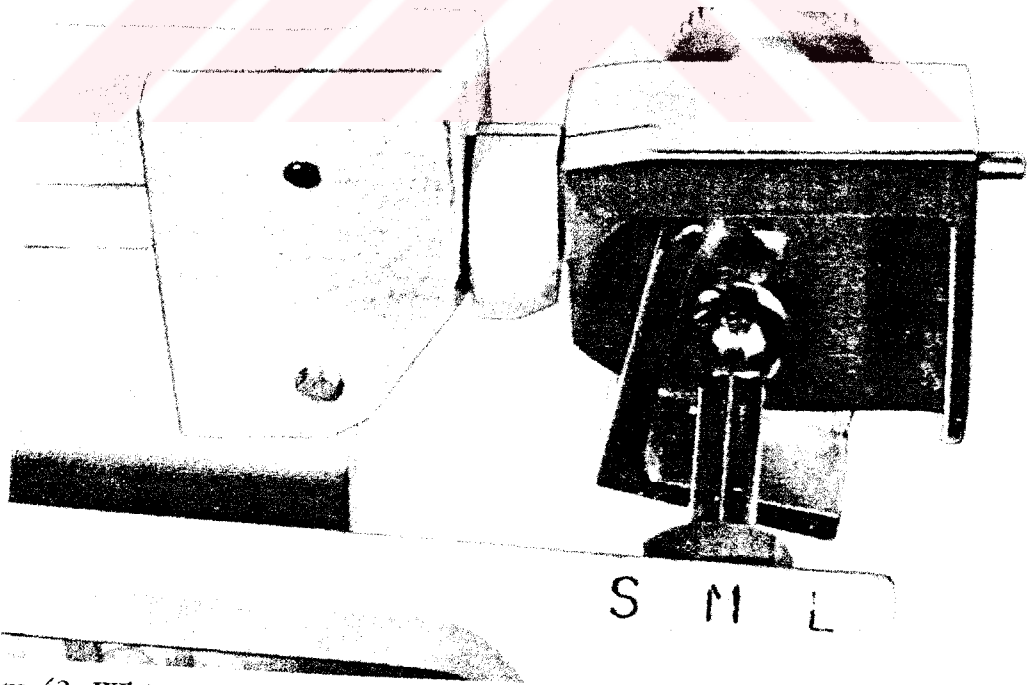
Davisden önce 1912 yılında Gysi rotasyon merkezlerinin yerini değiştirerek kondiller arası mesafeyi ayarladığı artikülatörünü geliştirmiştir (Resim 44). Fakat literatürde Davis'in adı daha önce yer almaktadır.

Bunu 1913 yılında William W. Evans izlemiştir. Ruber Hall günümüzde kullanılan modern artikülatörlere benzer, kondiller arası mesafesi ayarlanabilen bir artikülatörü 1917 yılında tasarlamıştır.

Rudolph Hanau 1923 yılında "Kinescope" adını verdiği artikülatörünü tasarlamıştır.



Resim 42. John Davis ve Herman Leuchsenring'in artikulatorü 1913



Resim 43. Whip-Mix artikulatorünün kondiller arası mesafe ayar mekanizması
S=Küçük , M=Orta, L=Büyük



Resim 44. Kondiller arası mesafe, rotasyon merkezlerinin değiştirilmesi ile ayarlanabilir

M.M. House 1927'de tasarladığı artikülatöründe rotasyon merkezlerinin yerlerini değiştirerek kondiller arası mesafeyi ayarlamıştır

McCollum ilki 1929 yılında olmak üzere altı artikülatör tasarlamıştır. Bunların hepsini kondiller arası mesafesi ayarlanabilir şekilde tasarlamıştır.

James Miller ve Carl Waller 1938'de kondiller arası mesafesi ayarlanabilen çok karmaşık bir artikülatör geliştirmiştir. Kondiller arası mesafenin ölçümü için optik yöntemler kullanılmıştır.

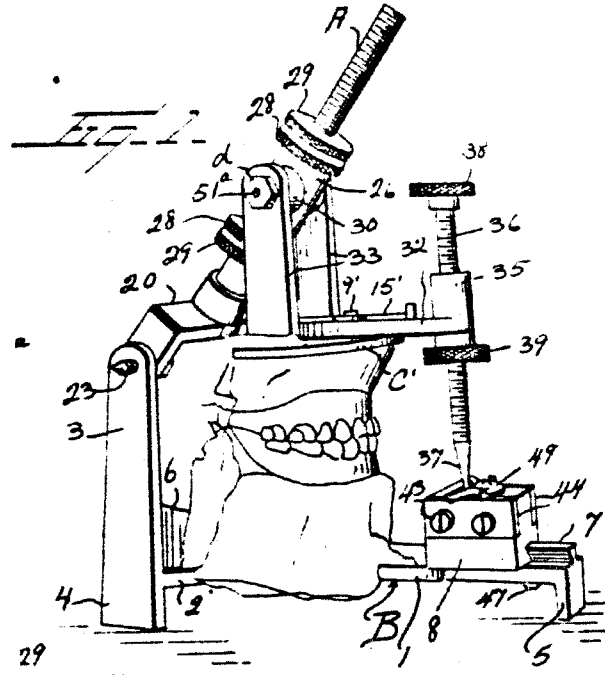
Joh Lentz 1940, Theodore Bodine 1945, Charles E. Stuart 1957, Ernest E. Granger 1958, Fred E. Spence 1962, Charles E. Stuart 1963 (Whip-Mix), Anthony J. Depietro 1964, Kenneth H. Swanson (T.M.J.), Niles Guichet (Denar) sıralaması ile kondiller arası mesafesi ayarlanabilen artikülatörler tasarlamışlardır.

2.3.13. Kondil Yüksekliği Ayarlanabilen Artikülatörler

Bu fikir Ulusal Protez Topluluğu üyeleri arasındaki rekabetin sonucunda ortaya çıktı. Araştırmacılar yüzün her iki tarafının simetrik olmadığını, dolayısı ile eklemlerin aynı yükseklikte olamayacağını öne sürdüler. John Needless ve Rudolph Hanau bu konu üzerine özellikle eğilmiştir.

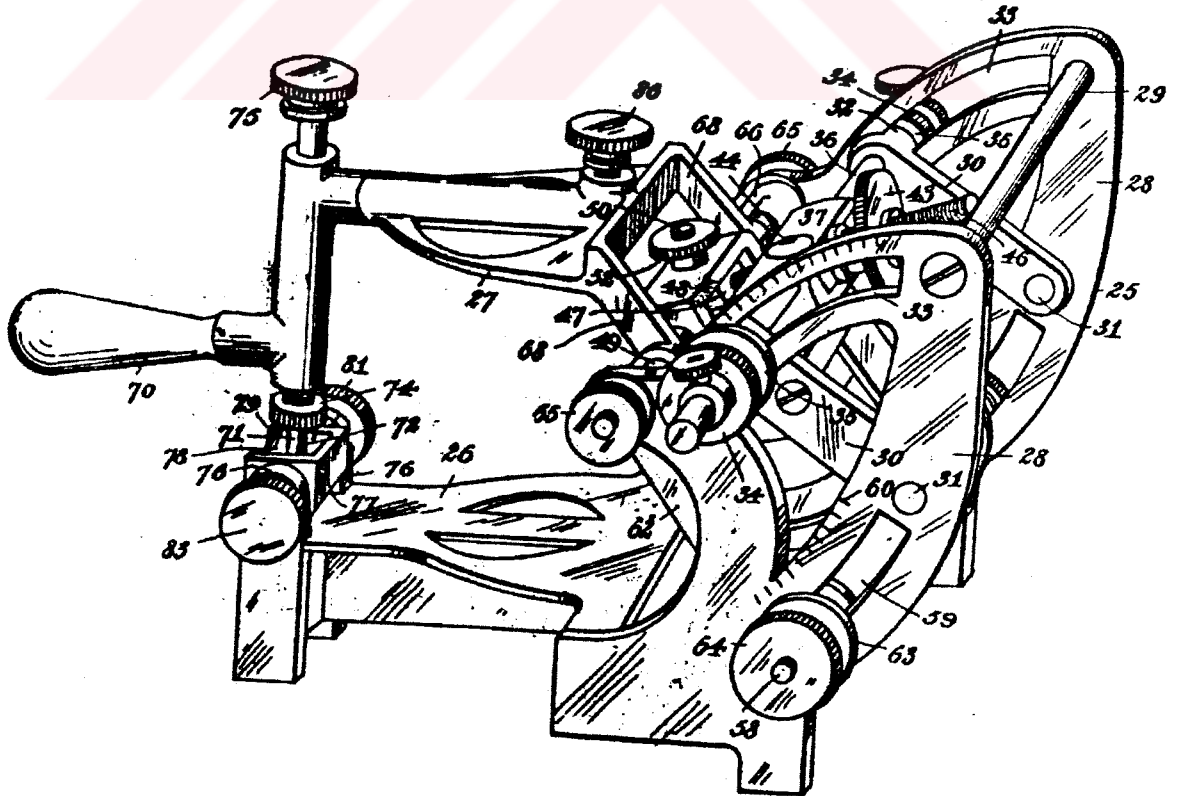
Needless kondillerin yüksekliği ayarlanabilen ve bu ayarlama ikinci bir kontrol noktası olarak kesici çubuğu kullandığı artikülatörünü 1921 yılında tasarlamıştır (Resim 45).

Hanau 1926 yılında tasarladığı artikülatörü kondil yükseklikleri ayarlanabilen tarzda yapmıştır (Resim 46). Önce kondillerin rotasyon merkezleri belirlenerek hastanın yüzünde işaretleniyor ve bu yükseklikler farkı artikülatöre aktarılıyordu.



Resim 45. John Needles'in artikulatorü 1921

Hanau'da ikinci kontrol faktörü olarak kesici çubuğu kullanmış fakat Needless kadar başarılı olamamıştır.



Resim 46. Rudolph Hanau'nun artikulatorü 1926

George Phillips 1928 yılında çok daha kontrollü bir artikülatör tasarlamış fakat artikülatör çok büyük ve pahalı olduğu için kullanılamamıştır.

McCollum kondillerin rotasyon aksının belirlenmesi için çalışmalar yapmıştır. Rotasyon akslarının kulaklar ile olan ilişkisini 9 ayrı grup altında sınıflandırmıştır. 1929 ve 1930 yıllarında kırık akslı artikülatör prensibi ile çalışan ve kondil yükseklikleri ayarlanabilen iki model tasarlamıştır.

Wilfred Terrell ve William Van Dorn 1938 yılında kırık akslı artikülatör prensibi ile çalışan ve kondil yükseklikleri ayarlanabilen bir artikülatör tasarlamışlardır. Artikülatörleri bir süre Kalifornia Üniversitesi'nde kullanılmış, çok geçmeden sentrik ilişkiyi koruyamadığı görülerek kullanımından vazgeçilmiştir.

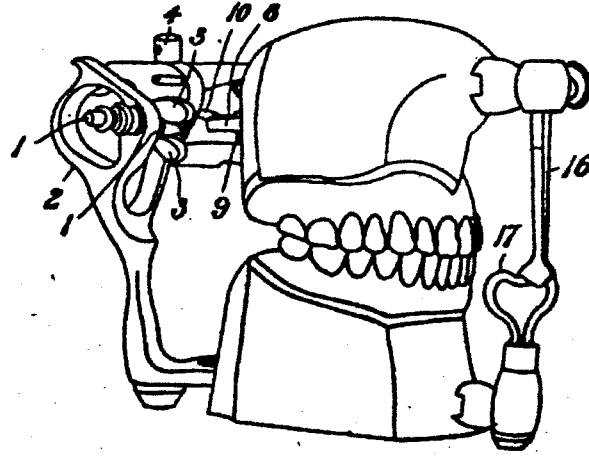
James Guinn 1939, James Miller 1940, Willaim Sanborn 1942, Benjamin Lyon 1950, Harr L. Page 1955-1961 Victor Stoll 1960, Anthony DePietro 1962, Stephen Freeman 1968, Edmunc Cayo 1968 yıllarında kondil yüksekliği ayarlanabilen artikülatörler tasarlamışlardır.

2.3.14. Arcon Artikülatörler

Arcon terimi ilk olarak Gunnar Bergstrom tarafında kullanılmış ve Heinz Beck tarafından açıklanmıştır. Articulator ve condyl kelimelerinin parçalanarak birleşmesinden oluşur. Kullanım anlamı kondil yolu elemanlarının artikülatörün üst parçasında, kondil elemanlarının ise alt parçasında olduğu tasarım şeklidir.

Arcon terimi ortaya çıkmadan önce arcon artikülatörler yapılmıştır. Bunlardan ilki Marcellio Wies'in 1912 yılında yaptığı artikülatördür (Resim 28). Diğer bir tasarım İngiltere'den David Shaw'ın 1916'da yaptığı tasarımıdır (Resim 47).

C. E. Stuart 1955 yılında tam ayarlanabilen arcon artikülatörü tasarlamıştır. Onu takiben DePietro ve Guichet çalışmalar yapmışlardır.



Resim 47. David Shaw'ın artikülatörü 1916

2.3.15. Tam Ayarlanabilen Artikülatörler

Tam ayarlanabilen artikülatörlerin çene hareketlerini vertikal, horizontal ve lateral düzlemde yani üç boyutlu olarak taklit edebilmesi gerekir.

Modelin doğru yerde konumlanabilmesi için bu artikülatörlerde "yüz arkı" kullanılarak model artikülatöre aktarılır. Yüz arkları üst ve alt çeneye bağlanmalarına göre iki gruba ayrılırlar; Alt çeneye bağlanan yüz arkları yani kinematik yüz arkları üst çeneye bağlanana göre daha hassas ve doğru kayıt verir. Fakat alt çeneye bağlanan yüz arklarının doğruluğunun korunabilmesi için diş desteğine ihtiyaç vardır. Dişsiz alt çenelerde doğru uygulanması zordur.

Alt çenenin protruziv hareketi ile elde edilen kayıtlar tam ayarlanabilen artikülatörlere olduğu gibi bir çok yarı ayarlanabilen artikülatörlere de aktarılabilir. Eğer kayıt ısırma yöntemi ile alınmışsa artikülatör sadece alt çenenin senrik ilişkiden protruziv ilişkiye olan çizgisini taklit edeceğinden düz kondil yolu eğimi olan bir artikülatör kullanılabilir. Protruziv ilişki grafik kayıt yöntemleri ile tesbit edilmişse artikülatörün grafikte gösterilen yolu tam olarak taklit etmesi istenir. Bu da her grafik kayıt için özel kondil elemanlarının oluşturulması ile mümkündür. Bu şekillendirme plastik kondil elemanlarının basit yöntemler ile şekillendirilmesi veya uygun bir kondil elemanının seçilmesi şeklinde olabileceği gibi bilgisayara bağlı karmaşık şekillendirme sistemleri ile de olabilir.

Protruziv kondil yolu eğiminin doğru şekillendirilebildiği artikülatörlere örnek olarak McCollum artikülatörünü, Hanau'nun üniversite serisini, De Pietro'nun artikülatörünü (Ney artikülatörü), Guichet'in artikülatörünü (Denar) verebiliriz.

Artikülatörlerde lateral hareketlerin kontrolü protruziv hareket veya sentrik ilişkinin kontrolünden çok daha zordur. Lateral hareketlerin artikülatöre doğru aktarılabilmesi hastadan alınan kayıtların doğru olmasına bağlıdır.

Hanau tasarladığı Model H artikülatöründe lateral hareketlerin kaydedilmesinin gereksiz olduğunu söylemiştir. Lateral hareketlerin kayıtlarının yerine protrusiv kayıtlardan elde edilecek protrusiv kondil yolu eğimi kullanılarak lateral kondil yolu eğiminin hesaplanması için bir formül önermiştir. Bu formül $L=(H/8)+12$ 'dir. Formülde L lateral kondil yolu eğimini, H ise protrusiv kondil yolu eğimini temsil etmektedir.

Ağız içi ve ağız dışı grafik yöntemler ile alınan kayıtlar alt çenenin sentrik ilişki ile sınır hareketleri arasında düz bir yüzey üzerinde hareket ettiğini kabul eder.

Alt çenenin yaptığı hareketleri düzlemlere bağlı kalmadan şekillendirebilmek için Swanson, Lee, Weisberg gibi tasarımcılar steriografik kayıt alan artikülatörleri geliştirmişlerdir.

Tam ayarlanabilen artikülatörlerin yan hareketleri taklidinde karşılaşılan iki önemli sorun daha vardır. Bunlar immediate side shift ve özellikle arcon artikülatörlerde çalışan ve çalışmayan taraf hareketlerinin birbirinden farklı olması sebebi ile artikülatörün üst parçasının artikülatör ile bütünlüğünün korunamamasıdır.

Immediate side shift hareketinin taklit edilmesi Stuart, Granger, Ney ve Denar artikülatörlerinde başarıyla taklit edilmiştir.

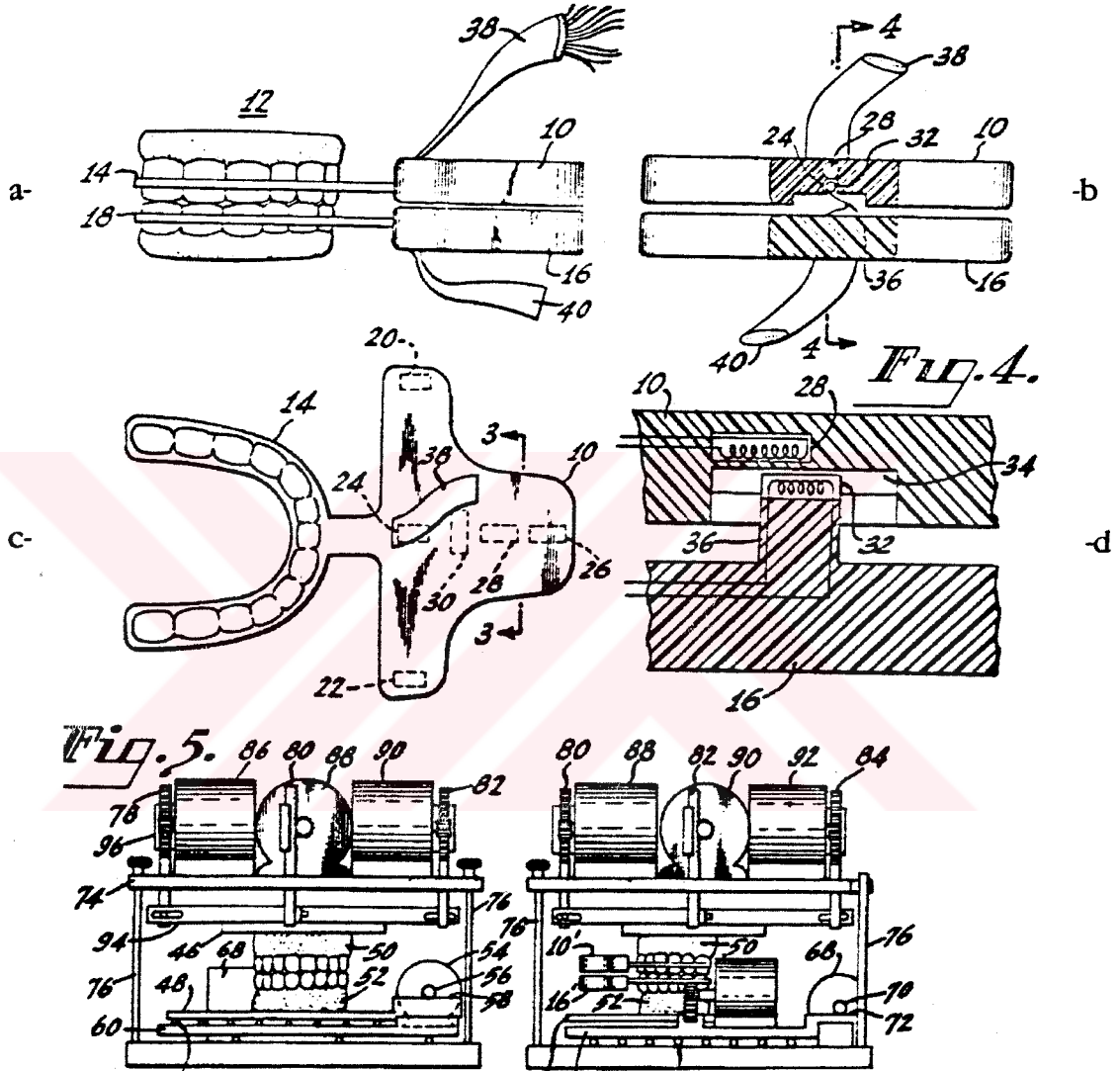
Alt çenenin yan hareketinde çalışmayan taraf yani denge tarafı kondilinde aşağı ve öne doğru yer değiştirme olur. Çalışan taraf kondili ise Bennett hareketi yaparak yana doğru ani kayma hareketi yapar.

2.3.16. Bilgisayar Kontrollü Artikülatörler

Bilgisayar kontrolünde çalışan artikülatörlerin ilk örneği 1964 yılında Theodor Messerman tarafından geliştirilmiştir. Bu artikülatörün yapılmasındaki amaç alt çene hareketlerinin deneysel olarak taklit edilmesidir.

Bilgisayar kontrolünde çalışan ikinci artikülatör ise 1966 yılında Murray Seidenberg tarafından geliştirilmiştir. Artikülatörün ağız içindeki alt ve üst parçalarında manyetik iki parça bulunmaktadır. Bu parçaların karşılıklı

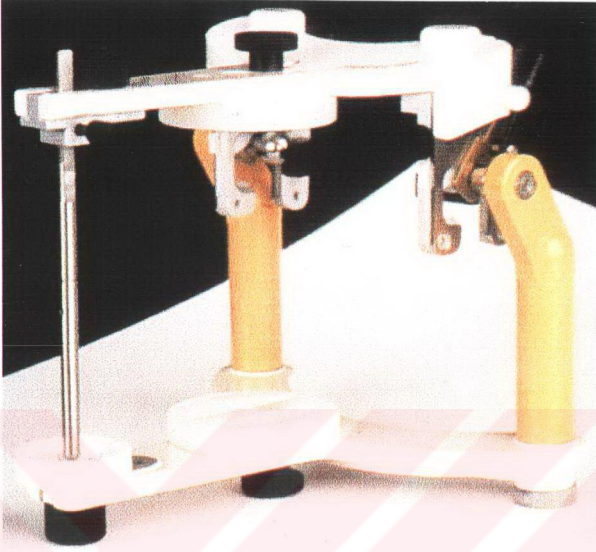
etkileşimleri bilgisayar tarafından algılanmaktadır (Resim 48. a, b, c, d). Bu hareketler bilgisayar tarafından yorumlanarak artikülatör sistemine bağlı motorlar tarafından taklit edilmektedir (Resim 48. e, f).



Resim 48. Murray Seidenberg'in bilgisayar kontrollü artikülatörü 1966.

Günümüzde üretilen modern artikülatörlerde bilgisayar destekli sistemler ile alt çene hareketlerinin kayıtlarının alınması ve bunların artikülatöre doğru aktarılması mümkün olmaktadır.

Ivoclar firmasının 1993 yılında ürettiği Stratos 200 gerektiğinde bilgisayar destekli sistemler ile alınan kayıtlar aktarılabilir kullanılabilen artikülatörlerdendir (Resim 49).



Resim 49. Stratos 200

Ivoclar firması bir piyasa araştırması yaptırarak dişhekimi ve diş teknisyenlerinin artikülatörlerin ne yönde geliştirilmesini istediklerini araştırmıştır. Araştırmanın sonucunda kullanıcıların en çok istedikleri gelişme artikülatörlerin kullanım kolaylığının artırılması, en az istedikleri gelişme ise yapılan her iş için çok sayıda aksesuar kullanılmasıdır. Yapılması istenen diğer gelişmeler sırası ile her endikasyonda kullanılabilirlik, eklem elemanlarının geliştirilmesi, artikülatörün doğruluğu, kalite, tasarım, renk gibi faktörlerdir (20).

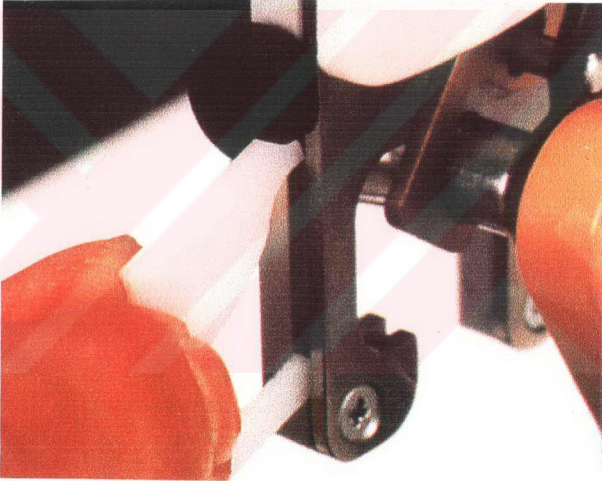
Artikülatörlerin kullanım kolaylığı açısından vidalarla ayarlanabilen ve hastanın kendi şekillendirdiği eklem mekanizmasına sahip artikülatörler değil, değiştirilebilen parçalarla ayarlanabilen eklem mekanizmasına sahip artikülatörler tercih edilmektedir.

Bu eğilimden yola çıkan artikülatör tasarımcıları yaptıkları artikülatörün çok basit değişiklikler ile ortalama değerli, yarı ayarlanabilir ve tam ayarlanabilir artikülatör şekline dönüştürülmesini sağlamıştır.

Stratos 200 artikülatörün ortalama değerli kullanımı için istenilen değere uygun teflondan yapılmış değiştirilebilir parçalar mevcuttur (Resim 50). Bu plakalar

yerleştirildikten sonra artikülatör başka hişbir ayarlama yapılmadan ortalama değerler ile kullanılabilir.

Stratoss 200 artikülatörünü tam ayarlanabilir özellikte kullanmak için Condylcomp RL3 (Kavo) isimli bilgisayara bağlı yüz arkı sistemi kullanılır (Resim 51). Bu sistem ile elde edilen ayıtlar, bilgisayara bağlı aşındırıcı sistem ile teflon kalıplardan aşındırılmak suretiyle şekillendirilir. Elde edilen parçaların artikülatöre bağlanması ile artikülatör kişisel değerlere göre ayarlanmış olur.



Resim 50. Stratos 200 artikülatörünün protruziv kondil yolu parçası



Resim 51. Condylcomp yüz arki

2.4. Arcon - Non-Arcon Tasarım

Arcon kelimesi ilk olarak Gunnar Bergstrom tarafından 1950 yılında kullanılmıştır. Daha sonra Heinz Beck tarafından açıklaması yapılmıştır. *Articulator ve condyl* kelimelerinin birleştirilmesi ile oluşan bir kelimedir. Bu kelime artikülatorlerde kondili temsil eden parçanın artikülatorün alt parçasında, fossa ve tuberculum articulareyi temsil eden parçanın ise artikülatorün üst parçasında yer aldığı durumu tanımlar. Arcon kelimesi ortaya atılmadan çok önce Arcon tipi artikülatorler kullanılmıştır. Bunların ilk örneği Küba'lı Marcelio Weiss'in 1912 yılında tasarladığı artikülatorüdür (Resim 28).

Arcon tip artikülatorler artikülator tasarımında alt çenenin aynen taklit edilmesi gerekliliğini düşünen araştırmacıların yaptıkları tasarımlarda sıklıkla kullanılmıştır.

Beck (7) arcon tipli artikülatorlerde ve üst çenenin herhangi bir pozisyonunda, oklüzal düzlem ile aletin arcon rehberleri arasında sabit bir ilişkinin bulunduğunu ve bunun sonucu olarak alt çene hareketlerinin daha doğru ve gerçeğe daha yakın olacağını ifade etmişlerdir.

Weinberg'in (128, 129) görüşleri ise şu şekildedir : *Gerek arcon gerekse non-arcon artikülatorler hep aynı hareketi yaparlar. Çünkü kondil rehberliği, eğik bir düzlemle küre arasındaki etki sonucudur. Biri, diğeri olmaksızın etkili değildir. Bu karşılıklı ilişkinin non-arcon artikülatorlerde olduğu gibi tersine olması (yani kondil başının üst parçada, kondil eğiminin ise alt parçada olması) meydana gelen hareketi değiştirmez. Sonuç olarak matematik kanıtlar herhangi bir artikülatorün diğerinden spesifik bir avantajının olmadığını göstermiştir.*

Tanaka (116) arcon artikülatorlerde fossa elemanlarının artikülatorün üst parçasında olduğu için kondil rehberliğinin daha doğru yapılabileceğini bildirmiştir.

Beck (7) arcon ve non-arcon tasarımlı artikülatorlerin birbirlerine üstün olduğuna dair kesin kanıtlar bulamadığını söylemiştir.

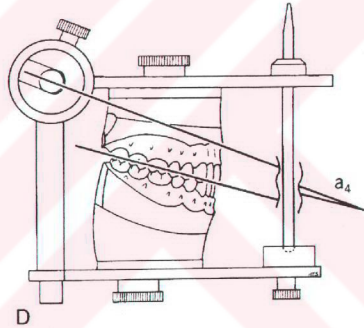
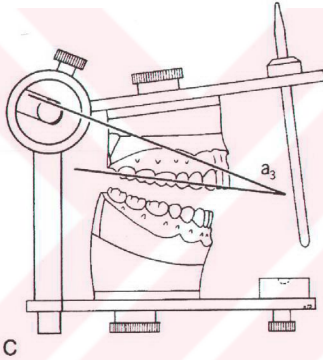
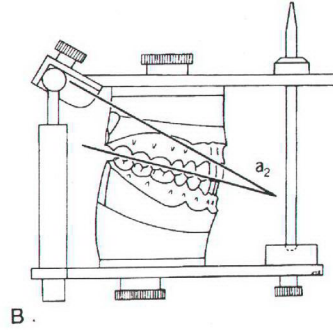
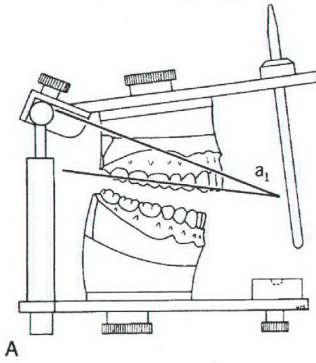
2.4.1. Arcon ve Non-Arcon Artikülatörlerin Avantaj ve Dezavantajları

1- Arcon aletler demonstratiftirler. İnsan eklemi ile aynı mekanizmaya sahip olduklarından öğrenciler, artikülatör mekanizmasının nasıl çalıştığını ve özellikle interoklüzal kayıtlara göre yapılan ayarlamaları daha kolay anlarlar. Ayrıca öğrencilerin non-arcon bir aletle çalışırken sağ ve sol lateral hareketleri karıştırmaları sık rastlanan bir durumdur. Arcon artikülatörlerin demonstratif olma özelliklerinden dolayı böyle bir sorun ortaya çıkmaz.

2- Modeller artikülatöre aktarılırken interoklüzal kayıtların alınabilmesi için 3-5 mm kalınlığında kayıt malzemesi kullanılır. Bu, artikülatörde dikey boyutun kayıt malzemesinin kalınlığı kadar artırıldığı anlamına gelir. Arcon artikülatörlerde kayıt materyali çıkartılıp dikey boyut olması gereken haline getirildiğinde kondil yolu eğiminde dişlerin konumuna göre herhangi bir değişiklik olmaz. Halbuki non-arcon artikülatörlerde kondil yolu eğimi değişerek dişlerin konumuna göre daha dik olur (Resim 52).

3- Özellikle sabit protezlerin laboratuvar çalışmalarında, arcon aletlerin alt ve üst parçalarının birbirlerinden kolayca ayrılabilmesi teknisyenlere büyük kolaylık sağlar. Non-arcon artikülatörlerde bu kolaylık yoktur. Alt ve üst parçasının ayrılmasındaki kolaylık ve çalışma hassasiyetinin daha çok olmasından dolayı sabit protez çalışmalarında arcon tip artikülatörler daha çok tercih edilir.

4- Arcon artikülatörlerde alt ve üst parçaların bu kadar kolay birbirlerinden ayrılması, sentrik ilişki kaydının korunmasında sorunlara sebep olabilir. İşte bu yüzden arcon aletlerde sentrik kilit mekanizması kullanılma zorunluluğu vardır. Oysa non-arcon artikülatörler kompakttır ve sentrik kilit mekanizmaları çok daha basit ve güvenilirdir. Dolayısıyla sentrik ilişki kaydını da çok daha güvenli bir şekilde koruyabilirler. Tam protez çalışmalarında alt ve üst parçanın birbirinden ayrılması sıklıkla gerekmediği için ve arcon tip artikülatörlerde azı dişleri dizildikten sonra eğer sentrik kilit mekanizması kapalı değilse artikülatörün üst parçası setrik ilişkiyi korumada yeterince güvenli olmadığından non-arcon artikülatörler tercih edilir.



Resim 52. Arcon ve Non-Arcon artikülatörlerin arasındaki açı farkları

Arcon artikülatörlerde üst çenenin oklüzyon düzlemi ile kondil eğimi arasındaki açı artikülatörün açık (A) ve kapalı (B) olduğu durumlarda değişmez.

Non-Arcon artikülatörlerde, artikülatör açık (C) ve kapalı (D) olduğunda üst çenenin oklüzyon düzlemi ile kondil eğimi arasındaki açı ortalama 8°'lik değişir.

2.5. Artikülatörlerde Fossa ve Kondil Elemanları

İnsanda kondil rehberliği "tuberculum articulare"nin posterior eğimi ile belirlenir. Kondil bu eğimli yüzeyde sinovial membran ve disk ile birlikte kayarak hareket eder. Bu hareket yapılırken alt çene karşılıklı dişlerin üzerinde hareket etmektedir. Kondil rehberliğinde yapılan bu hareket dişlerin birbiri üzerinde kayan yüzeylerinin birbirleri ile uyumlu olarak şekillenmesini

sağlamakta, diğer bir deyimle kondil yolu eğiminin değişmesi tüberkül açılarını düzenlemektedir. Kondil yolu eğiminin dik olması alt çenenin protruziv ve lateral hareketlerinde azılar bölgesinde dişlerde temassızlık oluşmasına sebep olur. Böyle bir durumda yapılan restorasyonun tüberkül eğimlerinin dik olması ve fossaların derin olması gerekmektedir. Üst kesici dişlerde palatinal iç büküyleliklerin azalmasına neden olur. Kondil yolu eğiminin dikliğinin az olması tüberkül eğiminin az, fossaların sıkı olmasına, üst kesici dişlerde ise palatinal iç büküyleliklerin artmasına neden olur (1, 4, 13, 14, 57, 123, 124).

Artikülatörlerin kondili temsil eden parçaları çok farklı şekillerde olabilir. Bu şekil farkları artikülatör tasarlanırken temel alınan teori veya arcon, non-arcon olmasına bağlı olarak ortaya çıkar. Bu farklılığa karşı artikülatörlerin yapıldığı malzeme ne olursa olsun fossa ve kondil elemanları aşınmaya karşı dirençli malzemelerden yapılmalıdır. Zira artikülatörün devamlı hareket halinde olan tek parçası fossa ve kondili taklit eden parçasıdır. Kondil elemanları çoğunlukla sert metallerden yapılmasına rağmen fossa elemanlarının yapımında alçı, mum, silikon , akrilik, sertleştirilmiş teflon, plastik gibi metal haricindeki malzemelerin de kullanıldığı görülmüştür. Mum ve alçı gibi aşınmaya dayanıksız malzemeler artikülatörlerin ilk örneklerinde kullanılmış ve yerlerini aşınmaya karşı dayanıklı sert malzemelere bırakmıştır.

Modern bir artikülatörün fossa elemanı protruziv hareketi, Bennett hareketini ve retruziv hareketi taklit edebilecek parçalardan oluşmalıdır. Doğal olarak bu hareketler taklit edilirken sentrik ilişkinin korunması ön şarttır. Birbirinden farklı bu hareketlerin oluşturulması için araştırmacılar farklı yöntemler kullanmışlardır. Vidalar ile ayarlanabilen kanatcıklar, takılıp çıkartılabilen parçalar veya fossa mekanizmasında yönleri değiştirilerek ayarlanabilen parçalar .

Stratoss 200 Artikülatörünün tasarımcıları metalin metal ile olan temasının mutlak suretle aşınma ile sonuçlandığını savunmuş ve metal yüzeyin karşısında metal olmayan bir yüzey olması gerektiğini ileri sürmüşlerdir. Bu aşınmayı engellemek için metal kondil kürelerinin karşısına teflon fossa elemanları yerleştirmişlerdir. Stratos 200 artikülatöründe protruziv kondil yolu eğimini veren parçalar teflondan yapıp değiştirilebilen parçalardır (Resim 50). Ayrıca bu parçalar yenileri ile değiştirildiğinde maliyetleri metal eşdeğerlerine göre çok daha düşük olmaktadır. Arzu edildiği takdirde hekim tarafından aşındırılarak şekillendirilebiliyor olmaları da bir avantajdır (20, 33, 34).

Non-arcon tasarımı Condylator artikülâtörünün fossa elemanları iç içe geçmiş metal plakalardan oluşur. Bu plakalar dönmesi veya birbiri üzerinde kayması ile artikülâtörün sentrik kilit, protruziv kondil yolu eğimi ve retrüzyon mekanizmaları ayarlanabilir (Resim 53 a,b,c).

SAM 2 artikülâtörünün fossa elemanları tamamen teflon malzemeden yapılmıştır. Protruziv kondil yolu eğimi içiçe geçmiş parçaların hareketi ile ayarlanabildiği gibi Bennett açısı değiştirilebilen parçalar ve içiçe geçmiş parçaların hareketi ile de ayarlanabilmektedir (Resim 54 c,d,e,f) (97).

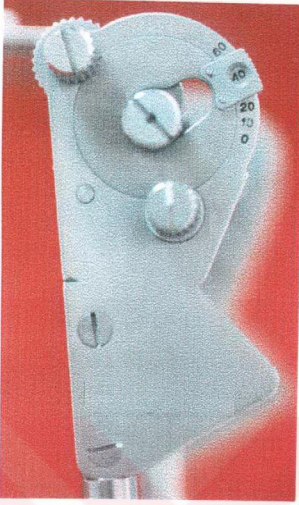
Protruziv kondil yolu eğimini oluşturan mekanizmanın şekli, düz ve eğimli olabilir. Protruziv kondil yolu eğimi düz olanların ülkemizde en çok bilinen örneği Dentatus artikülâtörüdür. Dentatus artikülâtörünün fossa elemanında retrüzyon mekanizması gibi bir çok artikülâtörde bulunmayan özellikler bulunmasına rağmen protruziv kondil yolu eğimi düz bir çizgi şeklinde tasarlanmıştır (Resim 55 a,b,c,d).

Gysi yaptığı protruziv kondil yolu çizimlerinden yola çıkarak protruziv kondil yolu eğiminin uzatılmış S harfi şeklinde (Ogee path) olması gerektiğini söylemiş ve tasarladığı artikülâtörlerde de bunu uygulamıştır (36).

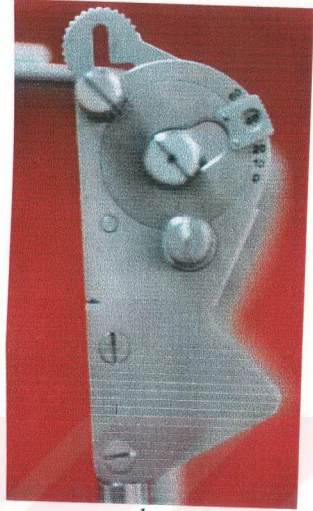
Hobo ve Takayama (44) ortalama değerli artikülâtörlerde protruziv kondil yolu eğiminin uzatılmış S harfi şeklinde (Ogee path) olmasının gereksiz olduğunu söylemiştir. Bu düşüncelerini de şu şekilde açıklamışlardır.

"İnsanda sagittal kondil yolu aşağı doğru eğimli dış bükey S harfi şeklindedir. Sagittal kondil yolunun eğiminin artikülâtörlerde taklit edilebilmesi için pantografik çizimler yapılmıştır. Pantografik çizimlerde 5-10 mm uzunluğunda çizim yaptırıldığında sagittal kondil yolunun eğimli olarak şekillendiği görülmüştür. 2-3mm uzunluğunda yapılan çizimlerde sagittal kondil yolunun çoğunlukla düz bir çizgi olarak şekillendiği görülmüştür.

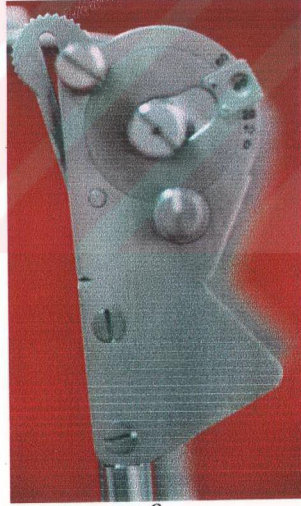
Çapı 10mm, uzunluğu ise 3mm olan bir kondil yolu incelendiğinde sagittal kondil yolunun düz olması ile eğimli olması arasında 5° açı farkı olduğu görülmüştür. Bu açı farkının bu kadar az olması sagittal kondil yolu eğiminin ortalama değerli bir artikülâtörde taklit edilirken düz bir çizgi olarak şekillendirilebileceği sonucunu ortaya çıkarmaktadır".



a



b



c

Resim 53. Condylator artikulatorünün sentrik kilit ve fossa-kondil elemanları

a. Sentrik kilit mekanizması kapalı.

b. Sentrik kilit mekanizması açık, protruziv, laterotrusiv, Bennett ve tüm sınır hareketleri yapılabilir.

c. Sentrik kilit mekanizması açık, retruziv hareket yapılabilir.



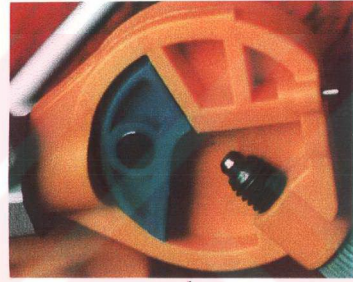
a



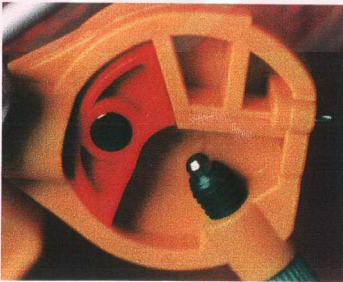
b



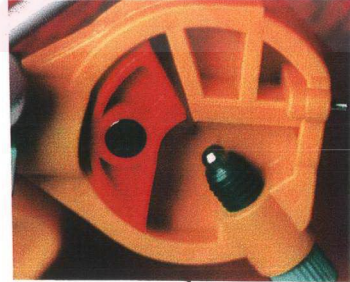
c



d



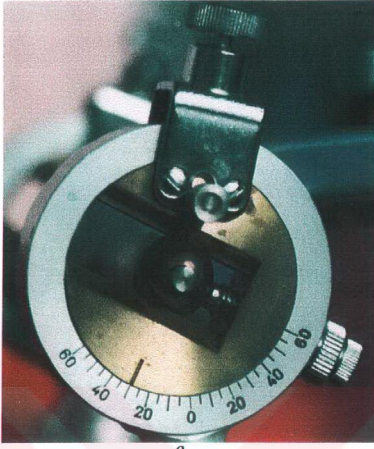
e



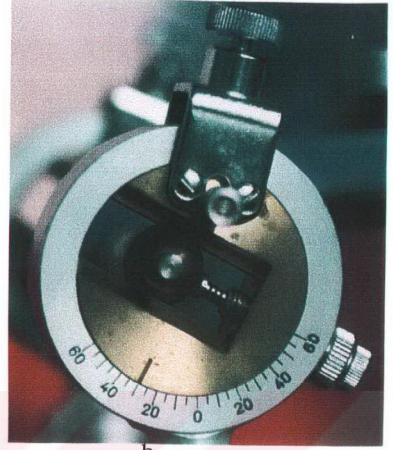
f

Resim 54. SAM 2 artikulatorünün sentrik kilit ve fossa-kondil elemanları

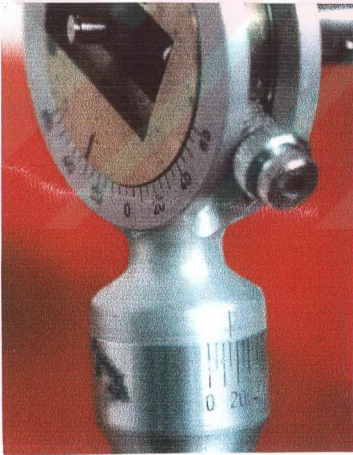
- a. Protruziv kondil yolu ve Bennet açısı ayarları.
- b. Metal kondil, teflon fossa elemanları.
- c, d. Değiştirilebilen Bennett ve immediate side shift mekanizmaları.
- e, f. Bennet açısının değiştirilmesi.



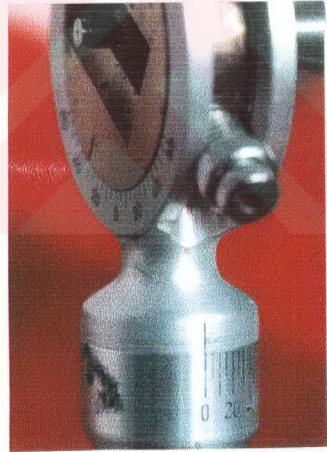
a



b



c



d

Resim 55. Dentatus artikulatorünün sentrik kilit ve fossa-kondil elemanları

- a. Retrüzyon vidası kapalı
- b. Retrüzyon vidası açık
- c. Bennett açısının ayarlanması
- d. Bennett açısının ayarlanması

2.6. Alt Çene Hareket Yollarının ve Temporomandibular Eklem Yapılarının Morfolojik Ölçümleri

Artikülâtörlerin tarihsel gelişimleri incelendiğinde artikülâtör tasarımcılarının alt çene ve TME'i morfolojik olarak taklit etmeye çalıştıkları görülmüştür. Bu tasarım çalışmaları için canlı deneklerde, kadvralarda, kafataslarında morfolojik ve fonksiyonel ölçümler yapmışlardır (11, 14, 15, 17, 21, 22, 24, 26, 28, 35, 41, 52, 59, 60, 61, 63, 75, 76).

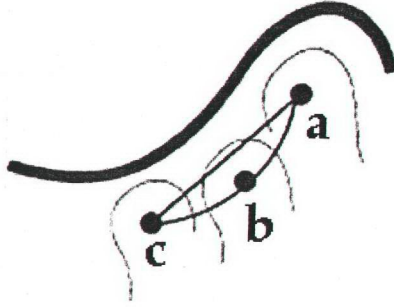
Yapılan bu ölçümler ve bu ölçümlerin sonucunda ortaya çıkan yeni metodlar alt çene hareketlerinin artikülâtörlere aktarılması için kullanılan yöntem ve araçların gelişmesini sağlamıştır.

Alt çene hareketleri tam ayarlanabilen ve yarı ayarlanabilen artikülâtörlere iki yöntem ile aktarılır. Bunlar; statik yöntemler ve grafik yöntemlerdir.

Statik yöntemler interoklüzal kayıt yöntemleri olarak da adlandırılır. Yöntemde alt çenenin protruziv veya lateral hareketlerinde bir kayıt malzemesi ile konumu tesbit edilir. Bu konum artikülâtöre yüz arkı ile aktarılan modellere aktarılarak artikülâtörün ayarlamaları yapılır. Bu ayarlamalarda artikülâtörün yapımından veya mekanik özelliklerinden kaynaklanan hatalar ortaya çıkabilir. Kayıt alınması için kullanılan malzemenin özellikleri de sonucu etkileyen faktörlerdendir (3). Yöntemin uygulanmasının kolaylığı sıklıkla kullanılmasını sağlamıştır.

İnteroklüzal kayıt yönteminde en önemli sorun kayıt malzemesinin yaptığı kalınlık olarak bildirilmiştir (74, 103). Mohl ve arkadaşları (74), Bauer ve Gutowski (5), McNeil (71) alt ve üst çenede azılar bölgesinde dişlerin arasındaki açıklık 17mm-19mm oluncaya kadar kondilin saf rotasyon hareketi yaptığını bildirmişlerdir. 19 mm'den daha ince olması beklenen interoklüzal kayıt malzemelerinin modellerin artikülâtörde karşılıklı ilişkilerini etkilemediği düşünülmektedir.

Grafik kayıt yöntemleri ise pantografik ve stereografik olarak ayrılır. Her iki yöntem de alt çene hareketlerinin takip ettiği yolları iki veya üç boyutlu olarak gösterir. Grafik kayıt yöntemleri uygulamalarındaki zorluk nedeniyle genellikle akademik çalışmalarda kullanılırlar. Grafik yöntemlerin geliştirilmiş şekillerinde alt çene kayıtları bilgisayarlar yardımı ile yorumlanmakta, hatta artikülâtörlerin kişisel olarak ayarlanabilmesi için rehber yüzeyleri üretebilmektedir (20).



Resim 56. Kondilin protruziv harekette izlediği yol

İnteroklüzal kayıt yönteminde elde edilen kayıt kondilin harekete başladığı konum ile hareketi bitirdiği konum arasındaki yolun artikülâtörde sayısal yorumlanmasıdır (Resim 56 a-c). Halbuki kondilin, hareketin başlangıç ve bitiş noktaları arasında takip ettiği eğimli bir yol vardır ve bu yolun eğimi yapılacak olan restorasyonun özelliklerini değiştirecektir. Grafik yöntem bu eğimli yolu çizim veya kazıma şeklinde tam olarak gösterir (Resim 56 a-b-c).

Lundeen ve arkadaşları (63, 64, 65, 66) Lee (60, 61) tarafından geliştirilen pantograf sistemi ile 163 denekten alt çene kayıtları almıştır. Bu kayıtlar üst kenarı eksen-orbita düzlemine paralel yerleştirilmiş plastik blokların alt çene hareketlerine göre airatör ile aşındırılması sonucunda elde edilmiştir. Sonuçlar McCoy'un geliştirdiği bilgisayar analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda protruziv kondil yolu eğimini 45° bulmuşlardır. Deneklerin %80'inin protruziv kondil yolu eğimi 30° - 70° arasında dağılmıştır. Deneklerin ortalama Bennett hareketi miktarı 0.75mm olarak bulunmuştur. Deneklerin %80'inin Bennett hareketi miktarı 1.50mm ve altındaki değerler olduğu görülmüştür.

El-Gheriani ve Winstanley (22) Condylator artikülâtörünün yüz arkını kullanarak on kişilik gruplardan oluşan Arap, Beyaz Irk ve Malezyalı üç grup denegin protruziv kondil yolu eğimlerini çizdirmiştir. Yapılan gruplar arası karşılaştırmada Arap ve Kafkas deneklerin çizimleri arasında benzerlik bulunurken Malezyalı grubun çizimlerinde farklılık bulunmuştur.

Pipko (83) 22-24 yaşlarında tam dişli ve ortodonti tedavi görmemiş 10 öğrencinin kondil yolu eğimlerini incelemiştir. Deneklerden alt çenenin sentrik ilişkiden protrüzyona getirildiği dört safhada lateral sefalometrik radyografiler alarak radyografilerde kondilin her safhadaki konumu çizilmiştir. Kondil çizimlerinin izlediği yol Ney'in farklı çaptaki halkalardan oluşan ölçüm aaseti ile karşılaştırılarak en uygun çaptaki halka bulunmuştur. Protruziv kondil yolu çapını bulmak için ikinci yöntem olarak deneklerden checkbite yöntemi ile kayıtlar alınmış ve bu kayıtlar kullanılarak modeller Ney artikülâtörüne aktarılmıştır. Kondil yolu eğimleri Ney'in tanımladığı yöntemle göre belirlenmiştir. Protruziv kondil yolu eğiminin çapını bulmak için üçüncü yöntem olarak deneklerden Denar Pantograf ile kayıtlar alınmıştır. Protruziv kondil yolu çapını bulmak için dördüncü yöntem olarak Pipko ve arkadaşları tarafından geliştirilen protruzograph isimli elektronik üç boyutlu kayıt cihazı ile deneklerden kayıtlar alınmıştır. Bu dört yöntemin sonucunda radyografik olarak belirlenen çap ölçümleri sağ 14.2mm, sol 17.4mm, diğer yöntemlerde ise sağ sol 15.8mm bir de 14.2mm bulunmuştur.

Ichikawa ve Laskin (46) 100 Hintli kafatasında lateral ve santral kesitlerde protruziv kondil yolu eğimini ölçmüşlerdir. Kafatasları Frankfort horizontal düzlemi referans alınarak sabitlenmiş ve fossanın üstüne Frankfort horizontal düzleminin referans alındığı bir cetvel sabitlenmiştir. Fossa ve tüberculum articularenin lateral ve santral çizgisi boyunca bir periodontal sonda kullanılarak cetvel ile kemik yüzeyi arasındaki mesafe ölçülmüştür. Değerler koordinat sisteminde birleştirildiğinde fossa ve tüberculum articularenin iki kesitteki çizimleri elde edilmiştir. Protruziv kondil yolu eğiminin ölçümü için tüberculum articularenin distal eğiminin tanjantı çizilmiş ve Frankfort horizontal düzlemi ile yaptığı açı ölçülmüştür. Protruziv kondil yolu eğimi lateral kesitte $41.2^{\circ} \pm 10.7^{\circ}$, santral kesitte ise $54.2^{\circ} \pm 11.4^{\circ}$ bulunmuştur.

Quirch ve arkadaşları (92) 95 denekten Camper düzlemi yer düzlemine paralel olacak şekilde sağ ve sol oblik TME radyografileri almışlardır. Radyografilerde fossa ve tüberculum articularenin sınırları çizilmiş ve görüntüler 4.1 defa büyütülmüştür. Protruziv kondil yolu eğimi tüberculum articularenin distal eğimine teğet Camper düzlemine göre ölçülmüş, fossanın derinliği ise tüberculum articulare ile fossanın en derin noktası arasındaki mesafe ölçülerek hesaplanmıştır. Araştırmacılar protruziv kondil yolu eğimini 17° - 81° arasında , fossa derinliğini ise 12mm-35mm arasında tesbit etmiş ve protruziv kondil yolu

eğimi ile fossa derinliği arasında da pozitif korelasyon bulmuşlardır.

Fletcher (23) Çinli ve Beyaz ırk deneklerin Frankfort horizontal düzlemine göre protruziv kondil yolu eğimlerini ve Balkwill açılarını ölçmüştür. Fletcher çalışmasında deneklerden interoklüzal mum kayıtlar alarak bunları artikülatöre aktarmış ve protruziv kondil yolu eğimini ölçmüştür. Beyaz ırka mensup grubun eksen orbita düzlemine göre protruziv kondil yolu eğimi sağda 25.30°, solda 24.90°, °Balkwill açısı 21.90°, Çinli grubun protruziv kondil yolu eğimi sağda 11.30°, solda 11.70°, °Balkwill açısı 22.20° çıkmıştır. Yapılan istatistiksel incelemede iki grup arasında anlamlı fark görölmüştür.

Arat (3) 300 kadın, 300 erkek denekte kondiller arası mesafeyi ve protruziv kondil yolu eğimini ölçmüştür. Protruziv kondil yolu eğiminin sağ sol eklemelerde farklılık göstermediğini bulmuştur. Arcon artikülatörde akrilik ile alınan interoklüzal kayıtları kullanarak ortalama 36° mum kayıtlar kullanarak 32,3° bulunmuştur. Non-arcon artikülatörde akrilik ile alınan interoklüzal kayıtları kullanarak ortalama 42.4° mum kayıtlar kullanarak 39,5° bulunmuştur. Çalışmanın sonucunda arcon artikülatörlerin ve akrilik interoklüzal kayıt malzemesinin kullanılması önerilmiştir.

Isberg ve Westeson (51) sağlıklı deneklerde yaptıkları MR çalışmasında kondil disk sisteminin hareketini ve bu hareketin tuberculum articularenin distal eğimi ile olan ilişkisini incelemişlerdir. Çalışmalarında MR görüntülerini kullanarak fossanın tepe noktasını belirlemişler ve tuberculum articularenin distal eğiminden geçen teğet ile Frankfort horizontal düzlem arasındaki açıyı tuberculum articularenin distal eğimi olarak kaydetmişlerdir. Kondilin izlediği yolun eğimini bulmak için kondilin tuberculum articulareye en yakın olan tepe noktası ağız açıklığının belli safhalarında işaretlenmiş ve bu noktaların birleştirilmesi ile ortaya çıkan çizginin Frankfort horizontal düzlem ile yaptığı açı kondil yolu eğimi olarak kaydedilmiştir. Araştırmacılar kondil yolu eğimini 61.1 ° olarak bulurken tuberculum articularenin distal eğimini 68.7° bulmuşlardır.

Beyli ve arkadaşları (9) 30 kafatasında tuberculum articularenin distal eğimini ve fossanın transversal açılanmasını ölçerek aralarındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Frankfort horizontal düzlem referans alınarak alınan ölçülerden elde edilen alçı modeller uzun ekseninde en derin noktası santral olarak işaretlenmiştir. Santral kesitten eşit aralıklar ile lateral ve medial kesitler işaretlenmiştir. Lateralden başlayarak alçı aşındırılmış ve her üç kesittin istampa yardımı ile izi kağıtlara

çıkartılmıştır. Bu izler bilgisayara aktararak 4 defa büyütülmüş ve milimetrik kağıtlara basılarak tuberculum articulare ve fossaya Baldiaceda'nın halkaları karşılaştırılmıştır. Halkaların kesişim noktalarından geçen teğet ile Frankfort horizontal düzlemin yaptığı açı Tuberculum articularenin distal eğimi olarak kabul edilmiştir (89, 90, 91). Tuberculum articularenin distal eğimi lateral kesitte $58.26^{\circ} \pm 8.6^{\circ}$, santral kesitte $60.33^{\circ} \pm 10.19^{\circ}$, medial kesitte $58.28^{\circ} \pm 10.1^{\circ}$ bulunmuştur.

Sülün ve arkadaşları (111) 56 semptomatik hasta ve 25 asemptomatik denekten bilateral sagittal açık ve kapalı ağız MR Görüntüleri almıştır. MR görüntülerinde tuberculum articularenin distal eğiminin Frankfort horizontal düzlemi ile yaptığı açı, glenoid fossa ve tuberculum artiküarenin genişlik ve yükseklikleri bilgisayar destekli metod yardımıyla hesaplanmıştır. Sağlıklı deneklerde tuberculum articularenin distal eğimi santral kesitte $60.02^{\circ} \pm 14.35$; medial kesitte $53.57^{\circ} \pm 15.52$ bulunmuştur.

Beard ve arkadaşları (6) 86 denekte pantografik ölçümler yapmışlardır. Deneklerin ortalama immediate side shift miktarı 0.36mm, progressive side shift miktarı 5.15mm ve protruziv kondil yolu eğimi 36.8° olarak bulunmuştur. Sonuçlar cinsiyet ve yaş ayrımı yapılarak incelendiğinde kadın ve erkek deneklerin değerleri arasında ve yaş ile herhangi bir korelasyon görülemediği. Yaşın ilerlemesi ile immediate side shift miktarının düşük bir oranda arttığı görülmüştür.

Pullinger ve arkadaşları (89, 90, 91) kadavradan alınan örneklerde kondil morfolojisi, fossa ve tuberculum articularenin morfolojisi, protruziv kondil yolu eğimi ve TME yumuşak dokularının kalınlığını araştıran bir dizi çalışma yapmıştır. Çalışmalarında kondil, fossa ve tuberculum articularenin morfolojisini incelemek için Baldiaceda'nın MS tezinde kullandığı halka karşılaştırma yöntemini kullanmışlardır. Baldiaceda eğimleri 0.0025mm^{-1} (1/r) aralığı ile büyüyen bir halkalar dizisi hazırlamıştır. Halkaların çapları 20mm ile 400mm arasında değişmektedir. Yöntemde asetat üzerine basılı olan halkalar ölçüm yapılmak istenen kemik veya yumuşak dokuların sınırları ile karşılaştırılarak en uygun halka seçilir.

Sülün ve arkadaşları (112), Baldiaceda'nın halkaları karşılaştırma yöntemini ve Pullinger'in tuberculum articularenin distal eğimini hesaplama yöntemini geliştirdikleri bilgisayar destekli görüntü analiz yöntemi ile karşılaştırmışlardır. İki

metod uygulanarak yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçların arasında istatistiksel olarak fark görülememiştir.

Lunden ve Mendoza (66) immediate side shift ölçüm yöntemlerinden ağız içi interoklüzal yöntem ile ağız dışı yöntemi karşılaştırmıştır. Ağız dışı yöntemin rakamsal sonuçları ağız içi yöntemden istatistiksel olarak büyük çıkmıştır. Araştırmacılar ağız dışı yöntemin uygulanmasının zor ve zaman alıcı olduğunu belirtmiştir.

Le Pera ve Cantore (59) Kondil yolu çizimlerinde sağ ile sol eklem arasında fark olup olmadığını incelemiştir. Camper düzlemi referans alınarak çizimler yaptırılan çalışmalarında sağlıklı deneklerde sağ TME ile sol TME'de yaptırılan çizimlerde gerekli çalışma hassasiyeti gösterilirse fark görülmeyeceğini bildirmişlerdir. Çizimlerde görülebilecek farkın patolojik bir durumu ifade ettiği ve tanı için kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Price ve arkadaşları (86, 87) Denar SE artikülütörünü kullanarak yaptıkları çalışmalarda artikülütörün progressive side shift miktarının artırılmasının çalışmayan taraf tüberkül ve oluklarını mesiale kaydardığını ve tüberküllerin yüksekliklerinin azaldığını, protruziv kondil yolu eğiminin artırıldığı durumda ise çalışmayan taraf tüberkül yüksekliklerini artırdığını bildirmiştir.

Watchel ve Curtis (124) yarı ayarlanabilen artikülütörlerde 45°'lik protruziv kondil yolu eğimi ve 0.75mm'den az immediate side shift kullanılmasını önermiştir.

Coye (15) tam ayarlanabilen artikülütörlere aktarılan pantografik kayıtların tekrarlanabilir olduğunu, ortaya çıkan hataların yanlış uygulamalar sonucu ortaya çıktığını bildirmiştir.

Richards (95) Avusturalya yerlilerinin kafatasları üzerinde yaptığı ölçümlerde kondil morfolojilerini incilemiş ve protruziv kondil yolu eğimlerini ölçmüştür. protruziv kondil yolu eğimi ölçümü için üç boyutlu nesnelerin sınırlarının çiziminde kullanılan bir araç ile Frankfort horizontal düzlemi referans alınarak fossanın en derin ön arka yönde fossa ve tuberculum articulare çizimleri yapılmıştır. Çizimlerde protruziv kondil yolu eğimi tuberculum articularenin distal sırtının Frankfort horizontal düzlemine yaptığı açı ölçülerek bulunmuştur.

2.7. Kesici Rehberliği

Dişli ağızda azı dişlerinin oklüzal yüzey morfolojisini etkileyen iki faktör vardır. Bunlardan birincisi kondil yolu eğimi ve kondiller arası mesafe, ikincisi ise kesici dişlerin oluşturduğu kesici rehberliğidir. Hastanın kondiller arası mesafesi ve kondil yolu eğimleri değıştirilemeyeceğine göre kesici eğimleri değıştirilerek yapılacak olan protetik restorasyonun tüberkül eğimleri değıştirilebilir (14, 55, 69, 101).

Kesici rehberliği protruziv, sağ lateral , sol lateral olmak üzere üç bileşenden oluşur. Kesici rehberliği artikülatörlerin büyük bir bölümünde bu üç bileşenin sadece protruziv yönde olanı taklit edilmiştir.

Çalışan tarafta üst çenede bukkal tüberkül eğimlerini, alt çenede ise lingual tüberkül eğimlerini, kesici rehberliğinin lateral yöndeki bileşenleri ile Bennett hareketi şekillendirir. Denge tarafında üst çenede lingual alt çenede ise bukkal tüberkül eğimlerini, glenoid fossanın ön ve orta eğimleri ile kesici rehberliğinin lateral yöndeki bileşenleri belirler.

Kesici rehberliği, artikülatörlerde kesici tablası ve kesici çubuğu ile temsil edilir. McCollum ve Stuart yaptıkları çalışmalarda kondil rehberliğini alt çene hareketlerinin yönlendiricisi olarak görmüşler ve kesici rehberliğini göz ardı etmişlerdir (5).

Artikülatörlerde kesici rehberliğinin taklit edilebilmesi için kesici tabla mekanizması kullanılmaktadır. Kesici tabla mekanizmaları; ortalama değerli, ayarlanabilen ve kişisel olarak şekillendirilen olarak sınıflandırılabilir.

Ortalama değerli tablalarda, kesici tabla mekanizması yerinden çıkartılarak önceden fabrikasyon olarak hazırlanmış ve istenilen eğime sahip tablalardan biri yerleştirilebilir. Bu tablalarının eğimleri çoğunlukla 15° - 20° - 25° - 30° - 45° olarak hazırlanır.

Ayarlanabilen tablalarda ise tabla protruziv yönde ve lateral yönde kanatlar aracılığı ile ayarlanabilir. Artikülatörün maliyetini arttıran bir faktör olması yanında kullanımı çok pratik değildir.

Kesici çubuğu artikülatörün dikey boyutunu koruduğu gibi kesici rehberliğinin oluşturulmasında alt dişlerin görevini üstlenir. Kesici çubuğu bazı artikülatörlerde düz bir çubuk şeklinde planlanırken (WhipMix, Condylator, Mini

TMJ), bazı artikülatörlerde eğimli bir yüzeyde hareket eder (Dentatus, TMJ). Kesici çubuğu düz olan artikülatörlerde artikülatörün dikey boyutu artırıldığında kesici çubuğun ucu yer değiştirerek kesici tablasının ortasındaki yerini kaybeder. Böyle bir durumda eğer kesici tabla eğimli ve hareket edebiliyorsa , tablanın tekrar ortalanması gerekir. Kesici çubuğu eğimli bir yüzeyde hareket eden artikülatörlerde bu sorun görülmez (Resim 57 a,b,c,d).

Kişisel olarak şekillendirilen kesici tablalarında ise sabit bir yüzey üzerinde kendi kendine sertleşebilen ve boyutsal stabilitesi iyi olan bir akrilik ile şekillendirme yapılır. Bu şekillendirme dişlerin veya kayıt malzemelerinin birbirleri ile olan temasına göre yapılır. Daha çok sabit protezlerin yapımında tercih edilmektedir (106).

Colaizzi ve arkadaşları (14) tam protez kullanan ve kesici rehberliği hatalı olan hastaların lateral side shift miktarlarının fazla olduğunu bulmuştur.

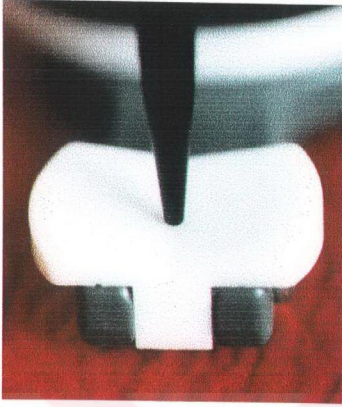
Hobo ve Takayama (44) yaptıkları çalışmalarda kesici rehberliğinin birinci ve ikinci büyük azı dişi morfolojisinde kondil rehberliğinden çok daha etkili olduğunu bulmuştur.

Hobo ve Takayama ; artikülatörlerde kişisel olarak şekillendirilebilen kesici tablaların kullanımının doğru olmadığını savunmaktadırlar. Bu düşüncelerini de şu şekilde açıklamışlardır.

"Artikülatöre aktarılan dişli modeller kullanılarak akrilikten şekillendirilen kesici tablası incelendiğinde tablanın bir kase şeklinde şekillendiği görülür. Yapılan çalışmalar sonunda bu şekillenmenin kesici yolunu temsil etmediği görülmüştür. Alt çene hareketlerini elektronik olarak kaydedebilen araçlar ile yapılan çalışmalarda kesici dişlerin rehberliği gotik arka benzer ok şeklinde bir çizim olarak çıkmaktadır. Bu çizim maksimum diş teması ile başlamakta ve 2-3mm'lik düz bir çizgi şeklinde devam etmektedir.

Eğer artikülatörlerde kullanılan kesici çubuğunun ucu sivri bir iğne şeklinde olsaydı yapılan kişisel kesici tabla şekillendirmelerinde tablanın düz bir yüzey şeklinde şekillendiği görülebilirdi.

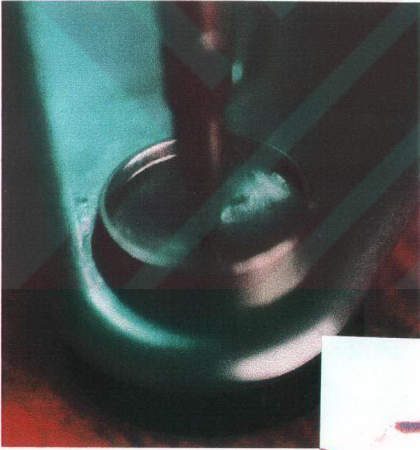
Artikülatörlerde kesici tablası olarak kase şeklinde eğimli yüzeyler yerine düz ve lateral eğimleri kanatlar aracılığı ile ayarlanabilen kesici tablaların kullanılması tercih edilmelidir".



a. LaboMate 90 artikülâtörünün lateral bileşenleri çizgisel ortalama değerli kesici tablası

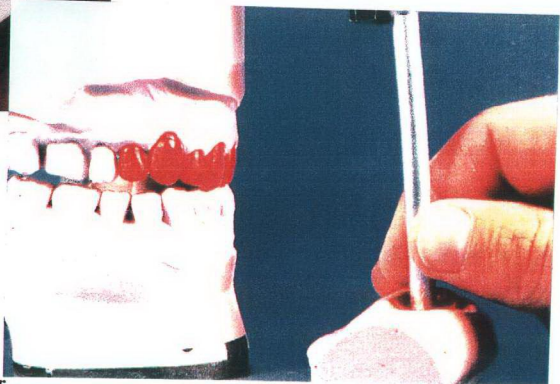


b. Dentatus artikülâtörünün lateral bileşenleri çizgisel ayarlanabilen kesici tablası



c. Condylator artikülâtörünün lateral bileşenleri eğrisel ortalama değerli kesici tablası

d. TMJ artikülâtörünün kişisel olarak şekillendirilmiş kesici tablası



Resim 57. Kesici tablalar

2.8. Kondiller Arası Mesafenin Ayarlanması

Artikülatörlerin tarihsel gelişimleri incelendiğinde ortalama değerli artikülatörlerden tam ayarlanabilen artikülatörlere kadar her hassasiyetteki artikülatörün kondiller arası mesafesinin ayarlanabilen veya ayarlanamayan şekilde yapıldığı görülebilir.

Kondiller arası mesafe ile artikülatörün kondilleri temsil eden rotasyon merkezlerinin arasındaki mesafe tanımlanmaktadır.

Kondiller arası mesafe az olunca daha geniş açılı bir gotik ark, kondiller arası mesafe daha fazla olunca daha dar açılı bir gotik ark meydana gelmektedir.

Kondiller arası mesafe arttıkça, alt çene molar dişlerin tüberkül eğimleri ve oluk pozisyonları daha distale kayacak, çalışmayan taraftaki tüberkül yükseklikleri biraz artacaktır. Çalışan taraftaki fosanın derinliği ise azalacaktır. Üst kesici dişlerde ise, dişlerin palatinal iç bükeyliği artacaktır (3, 5, 103, 113).

Kondiller arası mesafenin tek taraflı olarak 5 mm değiştirilmesi çalışan taraftaki tüberkül eğimleri ve oluk pozisyonlarında 0.26 mm'lik değişmeye neden olur, çalışmayan tarafta ise tüberkül yüksekliğinde 0.24mm'lik değişim olur.

Artikülatörün kondiller arası mesafesi hastaninkinden büyükse artikülatörün yaptığı protruziv hareket miktarı hastaya göre daha fazla olacaktır. Artikülatörün kondiller arası mesafesi hastaninkinden küçükse artikülatörün yaptığı protruziv hareket miktarı hastaya göre daha az olacaktır.

Price ve arkadaşları (87) kondiller arasındaki tek taraflı 5mm'lik bir değişme çalışan taraftaki dişlerin tüberkül eğimi ve oluk pozisyonlarında 0.26mm'lik bir değişmeye, denge tarafındaki dişlerin tüberkül eğimi ve oluk pozisyonlarında da 0.25mm'lik bir değişmeye ve 0.24mm'lik yükselmeye neden olduğunu belirtmişlerdir.

Bonwill (88) 6000 kafatası ve 4000 canlı deneğin kondiller arası mesafesini ölçmüş ve ortalama 10cm bulmuştur.

Arat (3) 300 kadın, 300 erkek denekte kondiller arası mesafeyi ve protruziv kondil yolu eğimini ölçmüştür. Kondiller arası mesafe kadınlarda 105.5mm, erkeklerde ise 115.2mm bulunmuştur.

Tradowsky (120) 130 kadın ve 130 erkek denegin kondiller arası mesafesini ölçmüştür. Erkeklerin kondiller arası mesafesini 108 mm, kadınların kondiller arası mesafesini 102 mm olarak bulmuştur. Erkek ve kadın deneklerin kondiller arası mesafelerinin arasındaki fark ileri derecede anlamlı çıkmıştır.

Gysi (36) tasarladığı ortalama değerli New Simpleks modelinde kondiller arası mesafeyi ayarlanabilir yapmıştır.

Swanson (113) kondiller arası mesafenin milimetrik olarak ayarlanması gerektiğini düşünerek bunu TMJ artikülatöründe uygulamıştır.

Stuart (45) ise bu kondiller arası mesafenin ayarlanmasının bu kadar hassas olmasına gerek görmemiş ve Whip Mix artikülatörünün kondiller arası mesafesini "Küçük, Orta, Büyük" şeklinde ayarlanabilir yapmıştır.

Shillinburg ve arkadaşları (103) Whip Mix artikülatöründe "Küçük, Orta, Büyük" şeklinde tasarlanan kondiller arası ayar mekanizmasının tek kuron ve küçük sabit restorasyonların yapılmasında sorun çıkartmayacağını bildirmişlerdir

Kafandaris ve arkadaşları (54) Whip Mix artikülatöründeki kondiller arası mesafenin üç kademeli ayar mekanizmasını yetersiz bulmuş ve artikülatörün kondiller arası mesafesini kişisel verilere göre ayarlayabilecek bir yöntem geliştirmişlerdir.

2.9. Referans Düzlemler

Artikülatör tasarımları yaygın olarak iki referans düzleme göre yapılır. Bunlar Camper düzlemi ve Eksen-orbita düzlemidir (Resim 58). Yüz arkı transferinde ve kondil yolu eğiminin hesaplanmasında bu düzlemler esas alınır. Aynı referans düzleme göre tasarlanmış artikülatörlerin yüz arkları birbirlerinde kullanılabilir. Farklı referans düzlemlerine göre tasarlanan artikülatörlerin yüz arklarının birbirlerinde kullanılması hatalı sonuçlar verir (19, 56).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan Eksen-orbita düzlemine göre tasarlanmış artikülatörler:

Hanau, Dentatus, WhipMix, Stuart, SAM, TMJ, Kavo Protar

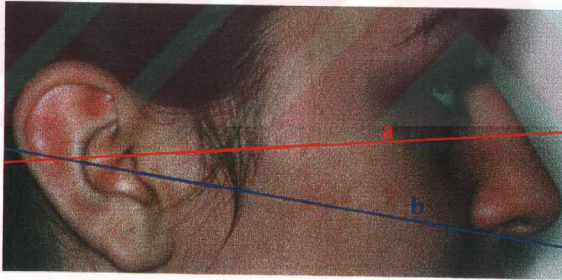
Günümüzde yaygın olarak kullanılan Camper düzlemine göre tasarlanmış artikülatörler:

Kavo Protar, Stratos 200, Condylator, SS Multi

DiPietro ve Moergelli (19) Fronkfort-Mandibular düzlemlerin yaptığı açılara göre protetik sınıflandırmalar yapmıştır. Fronkfort-Mandibular açığı $25^{\circ} \pm 5^{\circ}$ normal kabul etmişlerdir. Araştırmacılar Fronkfort-Mandibular açısı normal değer in üstünde ve altında kalan hastalar için protetik işlemler için bir öneri tablosu hazırlamıştır. Araştırmacılar Fronkfort-Mandibular açısı yüksek olan hastaların glenoid fossalarının daha yukarıda ve geride olacağını, düşük olanların daha aşağıda ve önde olacağını bildirmiştir.

Lauciello ve Appelbaum (58) 60 denekte üst dişlerin kesici çizgisi ile infraorbital nokta arasında kalan mesafeyi ölçmüş ve 47mm bulmuştur. Ortalama değerler ile model bağlantısı yapılabilen 145 serisi Hanau artikülöründe bu mesafe 30 mm olarak ölçülmüştür. Araştırmacıların bulguları 145 serisi Hanau artikülörüne ölçüm yapılan denek gurubunun üst çene modelleri ortalama değerli olarak doğru konumlandırılmaz. Üst çene modelleri aşağıya doğru sarkacağından artikülörün dikey yüksekliğinin artırılması gerekmektedir.

Şakar (115) 123 sağlıklı denekte pupillalardan geçen çizgi ile çene ucu arasındaki mesafeyi ölçmüş ve 10.6cm olarak bulmuştur.



Resim 58. Referans düzlemleri

- a.Eksen-orbita düzlemi
- b.Camper düzlemi

2.10. Fisher Açısı

Fisher açısı ortalama 5° 'dir. Hobo ve arkadaşları (43) yaptıkları bilgisayar destekli çalışmalarda protruziv ve çalışmayan taraf kondil yolunun eğimini sagittal düzlemde 40° olarak bulmuşlardır. Bu çalışmalarda Fisher açısı -1.5° - 1.4°

arasında çıkmıştır.

Hobo ve arkadaşları (44) Fisher açısının eksi ve artı değerlerde olabileceğini ve alt çene hareketlerinin taklidinde kondil yolu eğimi gibi etkin öneme sahip olmadığı için 0° olarak kabul edilmesini önermişlerdir.

2.11. Sentrik Kilit Mekanizması

Artikülatör ile çalışan hekim veya teknisyen artikülatörü en çok sentrik ilişki konumunda kullanır. Yani sentrik kilit mekanizması kapalı olduğu halde kullanılır. Günümüzde üretilen modern artikülatörler 1970'li ve önceki yıllarında ortaya atılan oklüzyon kavramlarını esas alarak üretilmektedirler. Bu artikülatörlerin patent hakkı almak için kullandıkları özelliklerden biri de sentrik kilit mekanizmalarına getirdikleri yeniliklerdir (34).

Sentrik kilit mekanizmalarının arcon ve non-arcon artikülatörlerde farklı görevleri vardır. Non-arcon artikülatörlerin büyük bir bölümünün alt ve üst parçaları birbirlerinden ayıramadığı için sentrik kilit mekanizması fossa ve kondil elemanlarını sentrik ilişkide tutmaya yaramaktadır. Non-arcon tasarıma sahip Condylator ve Dentatus artikülatörlerinde sentrik kilit mekanizması vidalar aracılığı ile sabitlenmektedir (Resim 55). Vidalar açık olduğunda artikülatörün özelliklerine göre lateral, protruziv ve retruziv hareketlerin yapılmasına müsaade etmektedir.

Arcon artikülatörlerin çoğunda alt ve üst parça birbirinden ayrılabilirdiği için alt ve üst parça bir arada tutulması sentrik kilit mekanizması görevlerine eklenmiştir. Arcon artikülatörün sentrik kilit mekanizması açılıp yan hareketler yaptırıldığında artikülatörün alt ve üst parçasının bir arada tutulması elastik bir mekanizma ile olur. Bu mekanizma çoğunlukla sentrik kilit mekanizmasının bir parçasıdır.

*Bu mekanizma artikülatörlerde alt ve üst parçayı birbirine bağlayan bir yay şeklinde olabilir.

*Alt veya üst parçanın altına girdiği zemberek sistemi şeklinde olabilir.

*Alt ve üst parçanın bağlandığı bir lastik sistemi şeklinde olabilir.

*Alt ve üst parçanın birbirine vidalanması şeklinde olabilir.

Stratos 200 artikülatörü üretilirken yapılan testlerde bütün bu mekanizmaların test edildiği ve metalden yapılan mekanik sistemlerin bir süre sonra metal yorgunluğuna bağlı olarak deforme olduğu bulunmuştur. Ayrıca metal kullanılan mekanik sistemlerin büyük bir bölümünün kullanımının pratik olmadığı görülmüştür. Metal yorgunluğunun önüne geçebilmek için Stratos 200 artikülatöründe sentrik kilit mekanizması artikülatörün alt ve üst parçalarını bir arada tutan lastik bant şeklinde tasarlanmıştır. Bu lastik bant deforme olduğu zaman kopmakta ve yenisi ile değiştirilerek sentrik kilit mekanizmasının doğruluğu korunmaktadır(20).

WhipMix artikülatöründe ise sentrik kilit mekanizması açılıp yan hareketler yaptırırken artikülatörün alt ve üst parçalarının bütünlükleri korunamamaktadır. Bu, alt ve üst parçayı bir arada tutan mekanizmanın yetersiz olduğunu göstermektedir. Aynı sorun TMJ artikülatöründe de görülmektedir.

2.12. Model Bağlantı Mekanizmaları

Alt ve üst modeller artikülatöre ara parçalar yardımı ile veya direkt olarak bağlanırlar. Modeller, bağlanma yöntemine göre gerektiğinde artikülatörden ayrılabilir ve tekrar aynı konumda monte edilebilir veya ayrılamazlar.

Günümüz dişhekimliği ve diş teknisyenliği pratiğinde modellerin artikülatörden kolayca ayrılabilmesi ve aynı konumda artikülatöre bağlanabilmesi istenir. Sabit veya hareketli protezlerin yapımı sırasında modeller ele alınıp çeşitli işlemlerden geçirilmekte ve tekrar artikülatöre bağlanıp karşıt model ile uyumluluğu kontrol edilmektedir. Bu işlemler sırasında modelin ayrılabilirliğinin çabukluğu, tekrar bağlanmasındaki hassasiyet ve bu bağlantı sisteminin maliyeti artikülatörün kullanım kolaylığı yönünden önemlidir.

Modellerin artikülatörden ayrılabilirdiği sistemleri genel olarak vidalı, mıknatıslı (Resim 59 b, d), birbirine mekanik olarak geçmeli sistemler şeklinde sınıflandırılabiliriz.

Vidalı sistemlerde artikülatörün gövdesine vida ile tuturulan bir tabla veya bir civata mevcuttur. Model bu ara parçaya alçı ile bağlanır ve bu parça yerinden vidanın açılması ile çıkartılır. Bu sistemde kullanılan ara parçalar metal veya plastikten yapılabilir. Standart plastik parçalar bir çok artikülatörde kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Metal parçalar zamanla deforme olması, temizlenmesi için zamana ihtiyaç duyulması ve birden çok hasta için fazla sayıda temin edilme

zorunluluğu şeklinde dezavantajlara sahiptirler. Tek kullanımlık plastik parçalar ise her protezde ek maliyet getirirler (Resim 59 a, d).

Mıknatıslı sistemlerde, artikülatörün alt ve üst parçasında birer adet kuvvetli mıknatıs ve modelin her seferinde aynı yönde oturmasını sağlamak için açılmış yuvalar vardır. Model direkt artikülatörün üstüne alçı ile bağlanır. Bu bağlanma sırasında mıknatıs ile model arasına ferromanyetik bir parça yerleştirilir. Bu parçanın mıknatıs ile olan tutuculuğundan yararlanılarak model istendiği anda artikülatörden ayrılabilir. Eğer artikülatördeki yuvalar yeterince derin ve doğru şekillerde hazırlanmışsa modelin artikülatöre tekrar bağlanmasında herhangi bir hata oluşmaz. Bu sistemin maliyeti çok düşüktür. Herhangi bir metal parçası ferromanyetik parça olarak kullanılabilir (Resim 59 b).

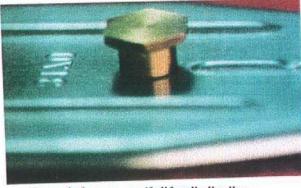
Mekanik olarak geçmeli sistemlerde ise birbiri içine geçip kilitlenen iki parça vardır. Bu parçalardan biri artikülatörde sabittir veya alçı ile bağlanır (Resim 59 e). Diğeri ise modele alçı ile bağlanır. Bu parçalar birbirlerine yivler aracılığı ile her seferinde aynı yerden bağlanabildiği gibi modeller splitcast yöntemi ile de dökülebilir.

Teşhis amaçlı kullanılmak üzere alçı kullanılmadan modellerin bağlanabildiği artikülatörler geliştirilmiştir. Bu tür artikülatörlerde modeller vidalar kullanılarak artikülatörün alt ve üst parçalarına sıkıştırılır. Alçının sertleşmesi düzeltilmesi gibi faktörler ortadan kalktığı için zamandan tasarruf sağlar. Bu tür artikülatörler, modellerin hareket etmesi söz konusu olabileceği için uzun süreli işlemler gerektiren restoratif uygulamaların yapılmasında tercih edilmezler (Resim 59 b).

2.13. Artikülatörün Yapıldığı Malzeme

Tarihsel gelişimleri incelendiğinde artikülatörlerin alçı, plastik ve metallerden yapıldığı görülmektedir. Artikülatörlerin boyutsal stabilitelerinin önemi ortaya çıkınca artikülatör yapımında sadece metal alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde üretilen modern artikülatörlerde ise metal alaşımları ve teflon gibi sert plastik malzemeler kullanılmaktadır.

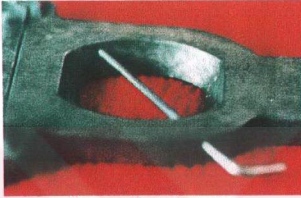
Artikülatörlerde metal alaşımı olarak alüminyum kullanılmıştır. Alüminyum şekillendirilmesi kolay ve ucuz bir metal olmasına rağmen kolaylıkla aşınmaktadır. Bu aşınma artikülatörün devamlı hareket eden parçaları olan fossa-kondil elemanlarının çok çabuk deforme olmasına sebep olmaktadır. Bunu engellemek için alüminyumdan yapılan artikülatörlerde fossa-kondil elemanları



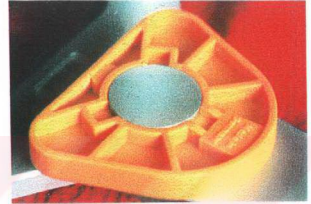
a. Condylator artikülatörünün model bağlantı elemanı



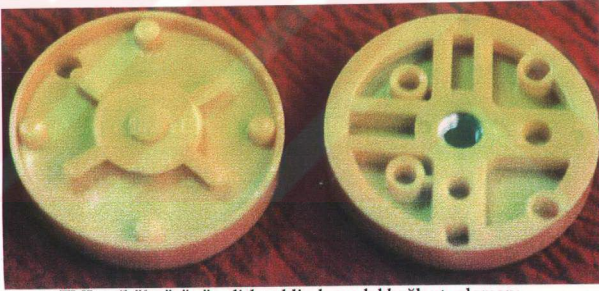
b. LaboMate 90 artikülatörünün model bağlantı elemanı



c. Gysi 2000 artikülatörünün model bağlantı elemanı



d. SAM 2 artikülatörünün model bağlantı elemanı

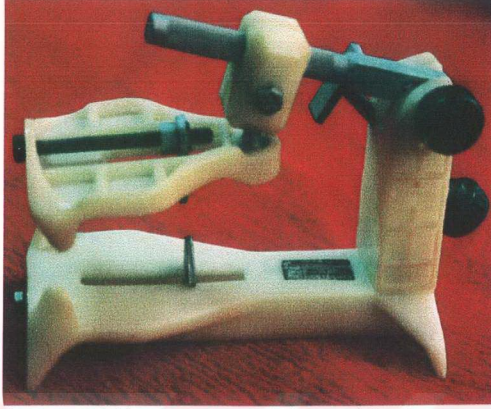


e. TMJ artikülatörünün disk şeklindeki model bağlantı elemanı



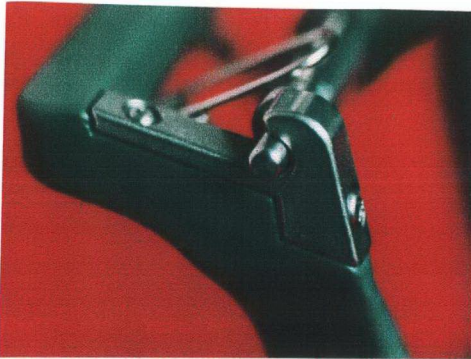
f. İç içe geçmeli model bağlantı elemanı

Resim 59. Model bağlantı elemanları



Resim 60. Alçısız model bağlantısı yapabilen artikülatör veya kesici tabla gibi hareketli parçalar sert metallere yapılmıştır (Resim 61).

Stratos 200 artikülatörünün tasarım çalışmalarında yapılan testlerde hangi sertlikte olursa olsun karşılıklı hareket eden iki metalin aşındığı görülmüştür. Bu sonuçtan yola çıkan araştırmacılar Stratos 200 artikülatöründe metal kondil elemanlarının karşısına teflondan yapılmış protruziv kondil yolu ve lateral hareket elemanları yerleştirmişlerdir. Aynı şekilde SAM artikülatöründe fossa-kondil elemanları, TMJ artikülatöründe de kondil elemanları metal, fossa elemanları teflondan yapılmıştır. Bu üç artikülatörün kesici tablaları da teflondur (20).



Resim 61. Labo Mate 90 artikülatörünün fossa-kondil elemanları

Günümüzde hijyenik koşulların oluşturulabilmesi için tek kullanımlık artikülatörler yapılmıştır. Bu artikülatörler maliyetinin düşük olması için ve defalarca kullanılıp deforme olma riski olmadığı için plastikten yapılmıştır (53).

2.14. Artikülatörün Boyutları

Artikülatörün boyutları kullanım amacı ile orantılı olarak değişmektedir. Çene yüz protezleri ve ortognatik cerrahi için kullanılan artikülatörlerin dikey yüksekliklerinin artırılmış olması gerekmektedir.

Hareketli protezlerin yapımında kullanılan artikülatörlerin model bağlantı elemanları split cast yönteminde kullanılamıyorsa model ile artikülatörün tablası arasına kalınlığı en az 1 cm olan alçıdan yapılmış iki split cast tabakası daha eklenmelidir. Bu da artikülatörün dikey yüksekliğinin artmasını gerektirir.

Artikülatörlerin boyutlarını üretildiği ülkede yaşayan ırkların anatomik yapıları da etkilemektedir. Bir Japon firması olan TED firmasının ürettiği ortalama değerli Labo-Mate90 artikülatörünün model bağlantı tablalarının arasındaki mesafesi 70mm, kondiller arası mesafesi 100mm, protruziv kondil yolu eğimi 20°'dir.

İsviçre yapımı ortalama değerli Simplex 2000 artikülatörünün model bağlantı tablalarının arasındaki mesafesi 85mm, kondiller arası mesafesi 110mm, protruziv kondil yolu eğimi 45°'dir.

İsviçre yapımı yarı ayarlanabilen Condylator artikülatörünün model bağlantı tablalarının arasındaki mesafesi 100mm, kondiller arası mesafesi 110mm, protruziv kondil yolu eğimi 0°-60° arasında ayarlanabilir.

Fransız yapımı ortalama değerli Quick 40/15 artikülatörünün model bağlantı tablalarının arasındaki mesafesi 85mm, kondiller arası mesafesi 110mm, protruziv kondil yolu eğimi 45°'dir.

Alman yapımı SAM 2 protetik modelinin artikülatörünün model bağlantı tablalarının arasındaki mesafesi 150mm, kondiller arası mesafesi 110mm, protruziv kondil yolu eğimi 0°-40° arasında ayarlanabilir.

İsveç yapımı Dentatus artikülatörünün ARL modelinin artikülatörünün model bağlantı tablalarının arasındaki mesafesi 90mm, kondiller arası mesafesi 110mm, protruziv kondil yolu eğimi 0°-60° arasında ayarlanabilir.

Artikülatör üreten firmalar artikülatörlerine uyguladıkları bu değerlerin hepsinin

yapılan araştırmalar sonucunda ortaya çıktığını söylemişlerdir. Fakat literatür taraması yapıldığında sözü geçen bu çalışmalara çok az rastlanmaktadır. Firma yetkilileri bu çalışmaların firmalar tarafından desteklenen i çalışmalar olduğunu ve sadece yapılacak olan tasarım için veri toplamak amacı ile yapıldığını söylemişlerdir (8, 10, 32, 34).

2.15. Renk

Stratos 200 artikülatörü tasarlanırken firma artikülatörün renkleri için renk konusunda uzman bir kadro ile çalışmıştır. Renk uzmanları beyaz rengin artikülatörün üzerinde kalan alçı artıklarını gstermiyeceğini, bu da daha temiz bir görüntüyü ortaya çıkartacağını ve artiklatrde kullanılacak ikinci bir renk olarak sarının artiklatre büyüklük ve derinlik görüntüsü vereceğini söylemişlerdir. Bu alışma sonunda artikülatörün gövdesinin beyaz, dikey yksekliliğini oluşturan çubukların ise sarı renge boyanması kararlaştırılmıştır.

Artiklatrlerde kullanılan boyaların akrilik likidi gibi çözücü malzemelere karşı dayanıklı olduğu söylense bile bir süre sonra artikülatörün üzerindeki boya akrilik likidi ve diğer çözücü malzemelerin etkisi ile kalkmaktadır. . Bu durum artikülatörün metal yapısının oksitlenmesine ve artikülatörün çirkin görünmesine sebep olmaktadır.

Condylator, TMJ, SAM gibi artiklatrler tamamen el işçiliği ile üretilmektedir. Bu artiklatrlerin metal parçalarında boya kullanılmamakta ve metal yüzeyleri el işçiliği ile parlatılarak bitirilmektedir. Bu işlem her artiklatrde tek tek yapıldığı için, artiklatrlerin fiyatlarının ykseک olmasına sebep olmaktadır.

2.16. TMJ Artikülâtörü

2.16.1. TMJ Artikülâtörünün ve Stereografik Kayıt Yönteminin Geliştirilmesi (99, 113, 133)

İlk defa 1892 Alman Dr W. Warnekros alt çene hareketlerinin stereografisinden bahsetmiştir. Bu yöneme kazıma yöntemi ile diş artiklasyonunun kazıma yöntemi adını verdi. Amerika Birleşik Devletleri'nde bu yöneme "Chew in" method adı verilmiştir. Dr. J.V Needles ve Dr. Meirles, M.House bu yöntemi geliştirmiştir. Needles 3 engramlı çiğneme yolu yöntemini geliştirmiştir. Bu yöntem Dr. House tarafından geliştirilerek, çizimleri kontrollü aktarabilmek için 4 engram yöntemine dönüştürülmüştür. House'nin öğrencisi Swanson ve Stuartın öğrencisi Wiph o güne kadar tasarlanmış olan çiğneme yolu çizim tekniğini modern gnatolojik konseptler ile kombine etmiş ve bu kombinasyondan anatomik olarak oriente edilmiş bir enstruman sistemi geliştirmişlerdir. Yaptıkları çalışmalarda dikey boyutu belirlemek ve sabit tutmak için central bearing point gerekliliğini görmüşlerdir.

Fonksiyonel hareketler stenç kullanılarak kazıma yolu ile şekillendiriliyordu. Bu hareketlerin kazınması için stenç kırılğan yapıdaydı ve stabil değildi. Stenç stereografinin 5-6 mm'si ile uyumluluk gösteriyor daha sonra distale doğru kayboluyordu. Bu olumsuz özelliklerinden dolayı stenç, kullanımda otopolimerizan akrilik ile yer değiştirmiştir. stereografik çizim aleti ilk olarak ağız dışı olarak tasarlanmıştır. İlk tasarlanan ağız dışı kayıt aleti Stuart'ın pantografinin modifikasyonu şeklinde olmuştur. Ağız dışı stereografik kayıtlar alt çenenin kas hareketlerine göre yönlendirilmiştir. Devam eden çalışmalarda stereografik kayıt alınırken ağız dışı kayıt aletlerinde esneme ve bunun sonucu olarak kayıtların hassasiyetinin bozulması şeklinde sorunlar ile karşılaşmıştır. Bu durum ağız içi kayıt sistemine geri dönmeyi gerektirmiştir. Bundan sonra kontrollü ve daha doğru hareketleri taklit etmek mümkün olmuştur.

Pantografik kayıt yöntemi ile stereografik kayıt yöntemi temelde aynıdır. stereografik kayıt yöntemi ağız dışı kayıt sisteminin güvenilirliği yeterli görülmediği için ağız içi kayıt yöntemleri kullanılır. Pantografik kayıt yönteminde ise ağız dışı kayıt yöntemi kullanılır ve en az 6 hareket yolu çizimi yaptırılmalıdır. Bunların 4'ü vertikal 2'si horizontal plağın üstüne çizilir. Bu hareket yolu çizimlerinde, pantografin yön değiştirmesi ile zamanlama hataları ortaya çıkar. Bu zamanlama hatası pantografik kayıt yönteminin bilinen bir yanısıdır. stereografinin ilk ağız dışı kayıt sisteminde karşılaşılan, kayıt aletinin kollarının esnemesi sorunu pantografik kayıt yönteminde de vardır. Pantografin üstünde çok fazla sayıda vida vardır. Bu vidaların her biri ayrı ayarlamalar gerektirir. Bu da hastadan alınan kayıtların artikülâtöre nakledilmesinde sentrik ilişkisinin

korunmasını zorlaştırır.

Pantografta yapılan hareket iki çizgi ile kaydedilir. Halbuki stereografide kayıt dört kazıyıcı uç ile oluşturulan yollar ile elde edilir ve daha güvenlidir.

Pantografik kayıt yöntemi ile ortaya çıkan problemlerden biri ekstraoral çizimlerin, alt çene hareketlerinin gerçek hallerinin büyümüş olmasıdır.

İntraoral stereografide ise sabit bir hareketin izi vardır. Kayıt aletlerinin esnemesi, dış hareket kolu olmadığı için ortaya çıkmaz.

Ağız içi kayıt yönteminde kullanılan akriliğin bir miktar büzülmesi özelliği vardır. Büzülme göz önünde bulundurularak ağız içi şekillendirme iki basamaklı olarak yapılmalıdır. İlk önce plastik formundaki akrilik şekillendirilir. Akrilik tamamen sertleştikten sonra hareketler kenarları keskin uçların kazıma yapması ile tekrarlanır.

2.16.2. TMJ Artikülâtörünün ve Stereografik Kayıt Yönteminin Güvenilirliği

Prof. Yasusi Nakasava (99) TMJ sisteminin tekrarlanabilirliğini incelemiştir. Karşılaştırma Trident bilgisayar sistemi kullanılarak yapılmıştır. Araştırmada klinik doğruluğun testi için:

- 1- Farklı hekimlerce alınan kayıtlar ve fonksiyonel şekillendirme arasındaki farklar
- 2- Aynı hekim tarafından alınan kayıtlar ve fonksiyonel şekillendirme arasındaki güne bağlı farklar incelenmiştir.

Araştırmanın sonucunda artikülâtörü ilk defa kullanan araştırmacılar ile tecrübeli kullanıcılar arasında fark çıkarken aynı araştırmacının güne bağlı kullanımında fark çıkmamıştır.

Otsubo (99),

- 1- Fonksiyonel olarak şekillendirilmiş eklem yuvalarındaki değişikliklerin dış bükey, iç bükey ve düz merkezi destek plağı ile değişimine,
- 2- TMJ artikülâtörünün tekrarlanabilirliğine,
- 3- En geri temas noktasının 2mm civarını fonksiyonel hareketin başlangıcı olarak kabul etmiş ve hareket yolunun farklarına bakmıştır.

Araştırmacının elde ettiği sonuçlara göre;

- 1- Fonksiyonel şekillendirmede fossa merkezi destek plağının tipinden etkilenmemiştir,
- 2- Fonksiyonel hareket yolları göz önünde bulundurularak TMJ artikülâtörünün

tekrarlanabilir olduğu görülmüştür,

3- Şekillendirilmiş fossa yuvalarının ölçümlerinde aralarındaki farkın sentrik ilişki civarında 4µ, en geri temas noktasının 2mm civarında 50µ olduğu bulunmuş ve bu değerler istatistiksel olarak anlamsız çıkmıştır

Araştırmacının elde ettiği bu bulgular sistemin tekrarlanabilir olduğunu göstermiştir.

Solberg ve Clark (108, 109) 1974 ve 1975 yıllarında yayınladıkları iki çalışmalarında TMJ artikülatörü ile alınan standart kayıtların bir çok defa şekillendirilmesi ile artikülatörün fossa şekillendirme mekanizmasının tekrarlanabilirliğine ve aynı hastadan, tecrübesiz, tecrübeli ve ileri derecede tecrübeli olarak sınıflandırılan farklı hekimler tarafından alınan kayıt ve şekillendirmelerin karşılaştırmasını yapmışlardır.

Çalışmanın sonuçlarında TMJ artikülatörü ile alınan standart kaydın bir çok defa şekillendirilmesinde ve artikülatörde yapılan şekillendirmeler arasında anlamlı fark olmadığı görülmüştür.

Tecrübesiz, tecrübeli ve ileri derecede tecrübeli olarak sınıflandırılan farklı hekimlerin yaptıkları kayıtlar ve şekillendirmeler incelendiğinde üç grupta da protruziv ve laterotruziv hareketlerde fark görülmezken, tecrübesiz grupta tecrübeli ve ileri derecede tecrübeli gruba göre fark görülmüştür.

Manary ve Holland (68) 1984 yılında yaptıkları çalışmada Denar artikülatörünün pantografik kayıt sistemi ile TMJ artikülatörünün stereografik kayıt sistemini birleştirmiş ve TMJ artikülatörü ile alınan kayıtların doğruluğunu Pantografik kayıtları kullanarak incelemişlerdir.

Çalışmanın sonucunda;

1-TMJ artikülatörü ile alınan kayıtlarda şekillenen artiküler eminensin eğiminin deneklerdeki anatomik eğimden daha düz olduğu görülmüştür.

2-TMJ artikülatörünün immediat side shift miktarını doğru taklit ettiği görülmüştür.

3-Bennet hareketinin miktarında klinik olarak önemsenmeyecek miktarda azalma görülmüştür.

Araştırmacılar görülen bu farklılıkların anlamsız olduğunu ve TMJ artikülatörünün klinik olarak kullanılabilir olduğunu söylemişlerdir.

Tupac (121) 136 denek ile yaptığı pantografik çalışmada deneklerin hekim tarafından yönlendirildiğinde daha fazla Bennett hareketi yapabildiğini bildirmiştir. Yönlendirilen Bennett hareketinin immediate side shift bileşeni daha ağırlıklı olarak ortaya çıkmıştır.

Chou ve Pameijer (99) deneklerin kayıtları ile denklere ait verilere göre ayarlanan artikülatörlerin kayıtlarının farklı olup olmadığını incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada sadece horizontal düzlemdeki kayıtları göz önünde bulundurmışlardır. Çalışmanın sonucunda TMJ ve Denar D4-A artikülatörlerinin deneklerdeki verileri taklit edebildiğini bildirmişlerdir.

Hobo ve arkadaşları (43) tam ağız sabit ve hareketli restorasyonların yapılması ve gnatolojik tetkik ve tedavi yöntemleri için TMJ artikülatörünün uygun olduğunu bildirmişlerdir.

2.16.3. TMJ Artikülatörünü ve Stereografik Kayıt Sistemini Oluşturan Parçalar (Resim 62, 63)

TMJ artikülatörü Swanson ve Wipf tarafından ilk olarak 1965 yılında tasarlanmış ve 1968 yılında günümüzde kullandığımız modeli tasarlanmıştır.

TMJ artikülatörü basit ayarlamalar ile

- a- Menteşe hareketi yapan basit artikülatör (Sentrik kilit kapalı konumda)(Resim 64 a).
 - b- Sabit kondil yoluna sahip ortalama değerli artikülatör (Sentrik kilit açık konumda)(Resim 64 b).
 - c- Yarı ayarlanabilen artikülatör
 - d- Tam ayarlanabilen artikülatör
- olarak kullanabilecek şekilde tasarlanmıştır.

TMJ artikülatörü arcon tasarımı sahip, kondiller arası mesafesi ayarlanabilen bir artikülatördür. Delux ve Mini TMJ olarak iki modeli vardır. Bu iki model aynı özelliklere sahip olup tek farkları boyutlarıdır. Mini TMJ artikülatörünün kondiller arası mesafesi 110-150mm arasında ayarlanabilmektedir.

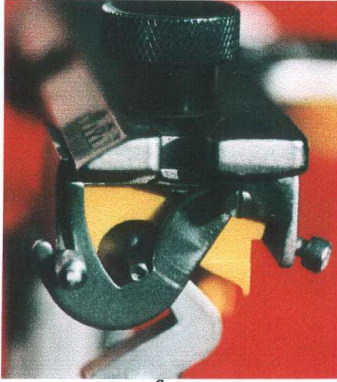
2.16.3.1 Fossa Elemanları

TMJ artikülatörünün üç çeşit fossa elemanı vardır.

- a- Önceden şekillendirilmiş plastik fossa elemanları (Resim 65 e)

Önceden şekillendirilmiş fossa elemanları axis - orbita düzlemine göre 5 farklı açıda ve renk kodlu olarak hazırlanmıştır. Bunlar; Siyah 28°, Mavi 35°, Beyaz 40°, Sarı 45°, Yeşil 50°'dir.

Swanson ve Wipf şekillendirilmiş fossa elemanlarının açısal değerlerini sınıflandırabilmek için yüzlerce hastadan kayıt almış ve bu beş şekillendirmeyi yapmışlardır (113, 133).



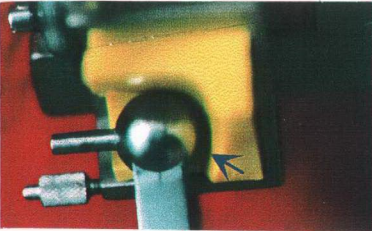
a



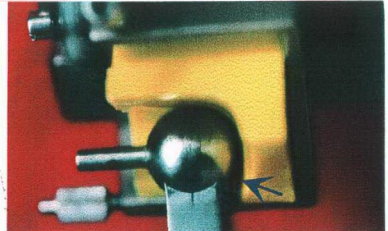
b



c



d



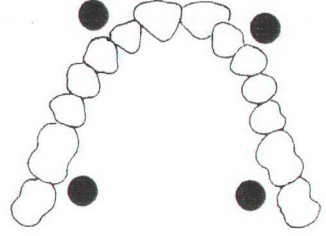
e

Resim 64. Mini TMJ artikülörünün sentrik kilit ve fossa-kondil elemanları

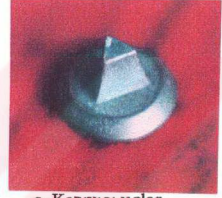
- a. Sentrik kilit mekanizması kapalı.
- b. Sentrik kilit mekanizması açık.
- c. Immediate side shift mekanizması.
- d. Immediate side shift yok.
- e. Immediate side shift var.



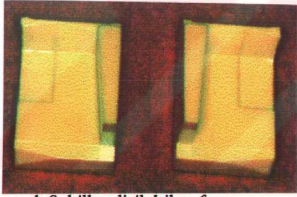
a. TMJ artikulatorünün ağız içi kayıt ekipmanı



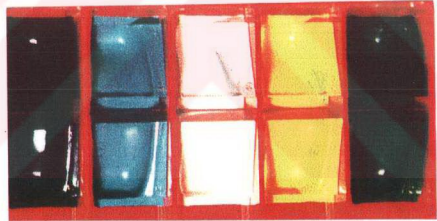
b. Kazıyıcı uçların yerleştirilmesi



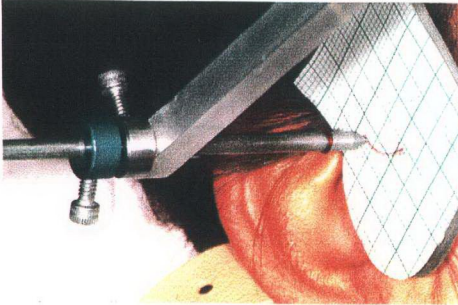
c. Kazıyıcı uçlar



d. Şekillendirilebilen fossa elemanları



e. Önceden şekillendirilmiş fossa elemanları



d. TMJ artikulatorünün kinematik yüz arka kullanarak side shift miktarının belirlenmesi

Resim 65. TMJ artikulatorünün kayıt elemanları

Önceden şekillendirilmiş fossa elemanlarının tümü eğimli protruziv kondil yoluna (Ogee path) sahiptir ve tümüne 0.5mm immediate side shift, 2mm progressive side shift ve 7° Bennett açısı verilmiştir. Side shift miktarı artırılmak istendiğinde şekillendirilmiş fossa elemanlarını taşıyan yuvalar hareket ettirilerek hareket miktarı milimetrik olarak ayarlanabilir (Resim 64 c,d,e).

TMJ artikülatörü, şekillendirilmiş fossa elemanları kullanılarak ortalama değerli artikülatör olarak kullanılabilir.

b- Mekanik olarak ayarlanabilen fossa elemanları

Mekanik olarak ayarlanabilen fossa elemanında protruziv kondil yolu eğimi ve Bennett açısı hareketli kanatlar yardımı ile ayarlanır. Mekanik fossa elemanı sabit 3°'lik Fisher açısına sahiptir.

TMJ artikülatörü, mekanik fossa elemanı kullanılarak yarı ayarlanabilen artikülatör olarak kullanılabilir. Mekanik fossa elemanının hareketli parçalarının zaman zaman yağlanması gerektiği üretici firma tarafından belirtilmiştir.

c- Kişisel olarak şekillendirilebilen fossa elemanları

Kişisel olarak şekillendirilebilen fossa elemanları stereografik kayıtların şekillendirilmesi için kullanılırlar. Artikülatörde boş fossa yuvalarına yerleştirilirler (Resim 65 d). Eksen-orbita düzlemine göre 10° düz eğime sahiptirler. Şekillendirilebilen fossa elemanları, kişisel şekillendirme yapılmadan sadece sentrik kilit mekanizması kapalı olduğu halde artikülatörün menteşe hareketinde kullanılabilir.

Stereografik şekillendirme öncesinde gerekirse aşındırılabilirler. TMJ akriliği kullanarak kişisel şekillendirme yapıldıktan sonra uygun görülen diğer hastalarda da ortalama değerli fossa elemanı olarak kullanılabilirler.

TMJ artikülatörü, kişisel olarak şekillendirilmiş fossa elemanları kullanılarak tam ayarlanabilen artikülatör olarak kullanılabilir.

2.16.3.2 Kesici Tablası

TMJ artikülatörünün kesici tablası gerektiğinde kişisel şekillendirmeyi sağlayan düz plaka şeklinde plastikten yapılmıştır (Resim 62-63). TMJ artikülatörüne Whip-Mix ve Hanau artikülatörlerinin mekanik kesici tablaları da bağlanabilir.

2.16.3.3 Model Bağlantı Elemanları

TMJ artikülatörüne alçı modellerin bağlanmasında iki çeşit tabla kullanılır. Bunlar,

a-Genel amaçlı bağlantı tablası

Plastikten yapılan tabla TMJ artikülâtörü ve Whip-Mix, Dentatus, Hanau, Denar artikülâtörleri ile de kullanılabilir. Artikülâtöre bir vida ile bağlanır. Rotasyonu engellemek için artikülâtörde bulunan iki çıkıntı tabladaki delik ve oluğa oturur (Resim 59 e).

b- Split Cast yöntemine uygun bağlantı tablası

Genel amaçlı bağlantı tablasının üzerine takılan bir ara parçadır. Sürgü şeklindeki kollar aracılığı ile modelin artikülâtörden kolayca ayrılmasını sağlar. Tam protezlerin akrilik burajından sonra artikülâtöre yeniden bağlanması için uygundur.

2.16.3.4 Kinematik Yüz Arkı

TMJ artikülâtörünün setinde kinematik yüz arkı bulunmaktadır. Yüz arkı modellerin artikülâtöre aktarılmasında kullanılmasının yanı sıra gerekli ekipmanı ile birlikte protruziv kondil yolu eğimi çizimi de yapabilir, kondiller arası mesafeyi artikülâtöre aktarabilir ve hastanın alt çenesinin side shift miktarını ölçebilir (Resim 65 d). Yana kayma miktarının ölçümü için hastaya protruziv kondil yolu eğimi çizdirilir. Çizim yapılan uç yüz arkından çıkartılır ve yerine metal analog yerleştirilir. Metal analogun ucuna ise mavi bir halka takılarak yüz arkının dikey çubuğu ile birleştirilir. Hastanın alt çenesi sentrik ilişkiden başlayarak mediotruziv yönde hareket ettirilir. Bu hareket sırasında mavi halka metal analog üzerinde sürtünmek suretiyle hareket eder ve yana kayma miktarını gösterir.

Wipf yüz arkının kullanımını kolaylaştırabilmek için kondilin rotasyon eksenine yerine dış kulak yolunu referans alan parçalar tasarlanmıştır.

TMJ artikülâtörüne Whip-Mix Quick Mount, Hanau, Denar, Almor, Centrix, Dentatus yüz arkları da bağlanabilmektedir (118).

2.16.3.5 Stereografik Kayıt Sistemi

TMJ firması stereografik kayıtların alınabilmesi için ağız içi kayıt kaşığı, kazıyıcı uçlar, central bearing point ve tablası, TMJ akriliği ve şekillendirilebilen fossa elemanlarını kullanarak uygulanabilen yöntemler tarif etmiştir.

Ağız içi kayıt kaşığı doğrudan stereografik kayıtların alınması için kullanılabildiği gibi artikülâtörde kayıt plakalarının hazırlanması için de kullanılabilmektedir. Doğrudan stereografik kayıtların alınması için kullanıldığında yüz arkına bağlanabilmesi için tasarlanmış bir uzantısı vardır. Kaşığın üst yüzeyinde kazıyıcı uçları yerleştirmek için 6 tane yuva, merkezi destek vidası için 2 tane dişli yuva hazırlanmıştır (Resim 65 a). Kazıyıcı uçlar yerleştirilirken öndeki uçların kesici dişlerin dışına arkadaki uçların ise azı dişlerinin içine yerleştirilerek plakaların karşılıklı dengesi sağlanmalıdır (Resim 65 b).

stereografik kayıtların alınması için kullanılan plaklar TMJ akriliğinden hazırlanabileceği gibi herhangi bir kaşık akriliğinden de hazırlanabilir. Plaklar şekillerinin bozulmaması için yeterli olan en az kalınlıkta olmalıdır.

stereografik kayıt ve fossa şekillendirmesi için kullanılan TMJ akriliği polimerizasyon büzülmesi düşük olan ve hamur kıvamında plastik özelliklere sahip olan bir otopolimerizan akriliktir. Polimerizasyon süresi ağız ısısında ortalama 1.5-2 dakika olup stereografik şekillendirme için yeterlidir.

Kazıyıcı uçlar üçgen kesitli ve kenarları keskin metal parçalardır. TMJ akriliği plastik kıvamda olduğu zaman alt çenenin hareket yollarını akrilikte şekillendirirler. Akrilik setleştikten sonra da polimerizasyon büzülmesini gidermek için keskin kenarları ile kazıma yaparlar(Resim 65 c).



GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Deneklerin Seçimi

Araştırmamızda 54 denek kullanılmıştır. Deneklerin 34'ü erkek, 20'si kadın olup yaş ortalamaları 26.5'dir.

Denek seçiminde aşağıdaki unsurlar göz önünde bulundurulmuştur:

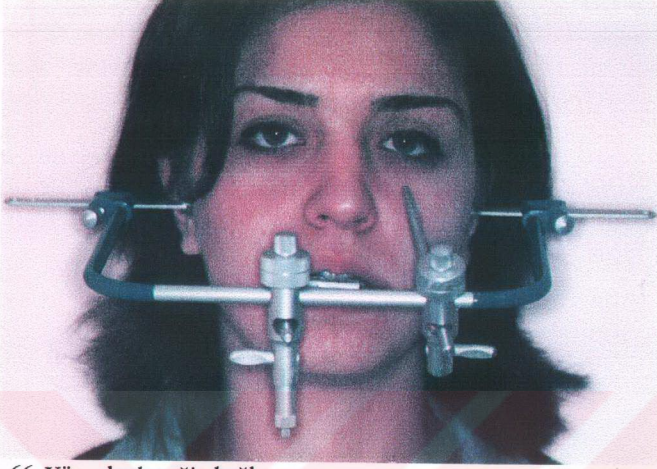
- 1- Tüm dişlerin var olması (3. Büyük azı dişleri dikkate alınmamıştır)
- 2- Artı veya süt dişlerinin bulunmaması.
- 3- Dişlerde kuron veya köprü restorasyonlarının olmaması.
- 4- Dişlerde var olan konservatif restorasyonların oklüzyonu ve diş dizisinin yapısını bozmamış olması.
- 5- İskeletsel birinci sınıf içinde bulunması.
- 6- Ortodontik tedavi geçirmemiş ve maloklüzyonu olmaması.
- 6- Temporomandibular rahatsızlığı olmaması

Her deneğe 01-54 arasında bir numara verilmiş ve denekler araştırma süresince numaraları ile tanımlanmıştır.

3.2. Deneklerden Kayıtların Alınması

3.2.1. Modellerin Oluşturulması ve Artikülatöre Nakli

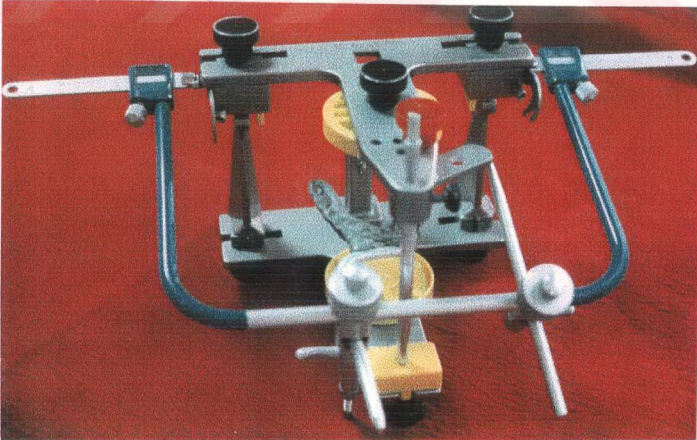
Deneklerden aljinat ölçü maddesi kullanılarak alınan alt ve üst çeneye ait ölçüler sert alçı kullanılarak dökülmüştür. Yüz arki kaydı için Dentatus firmasının yüz arki kullanılmıştır. Dentatus yüz arkının TMJ artikülatörü ile kullanılabileceği TMJ artikülatörünün üretici firması tarafından artikülatörün kullanım kılavuzunda belirtilmiştir. Kondilin rotasyon eksenini tragus-orbita çizgisinde taragustan 12mm ortalama değer kullanılarak belirlenmiştir (47). Isırma çatalının ağızda sabit olarak durması ve daha sonra modellerin ısırma çatalına bağlanabilmesi için ısırma çatalının her iki yüzü alüminyumlu mum ile kaplanmıştır. Isırma çatalı denegin ağzına orta hat dikkate alınarak yerleştirilmiştir. Ağız sentrik ilişkide kapatılıp ısırma çatalı sabitlendikten sonra yüz arki ısırma çatalının uzantısına bağlanmıştır. Yüz arki denegin yüzünde ortalanmış ve infraorbital çubuk infraorbital çentiğe temas edecek biçimde ayarlanmıştır (Resim 66). Tüm ayarlama işlemleri bittikten sonra yüz arkının bütün vidaları sıkıştırılıp kondillerin rotasyon eksenine temas eden çubukları tutan vidalar gevşetilmiştir. Yüz arki denekten ayrılmıştır.



Resim 66. Yüz arkı deneğin bağlanmış

Yüz arkı TMJ firması tarafından kullanım kılavuzunda belirtilen biçimde TMJ artikülatörüne bağlanmıştır (Resim 67). Yüz arkının artikülatöre nakli sırasında artikülatörün fossa kutularına şekillendirilebilen fossa elemanları takılmış ve sentrik kilit mekanizması kapatılmıştır.

Üst ve alt alçı modeller yüz arkı kaydına uygun olarak artikülatöre bağlanmıştır. Alçılar sertleştikten sonra ısırma çatalı çıkartılmış ve modellerin karşılıklı ilişkileri

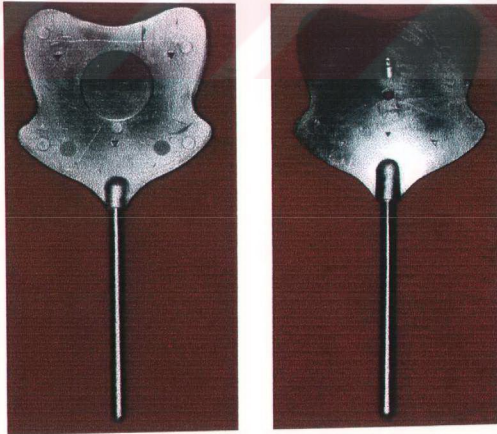


Resim 67. Yüz arkı artikülatöre bağlanmış

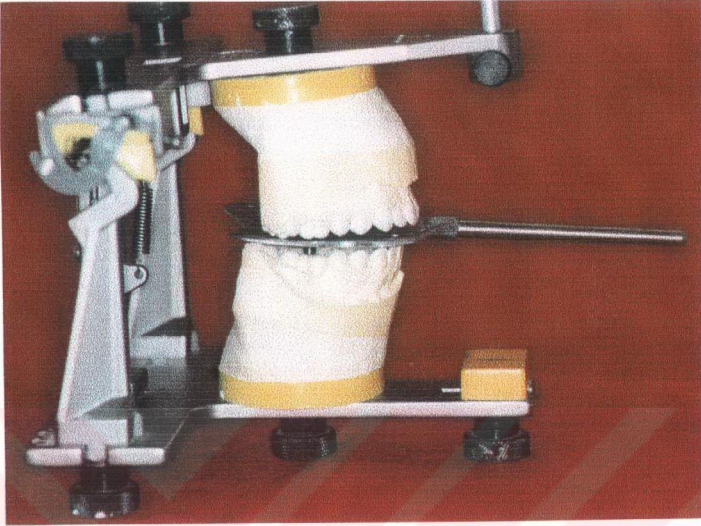
kontrol edilmiştir.

3.2.2. Ağız İçi Kayıt Plaklarının Hazırlanması

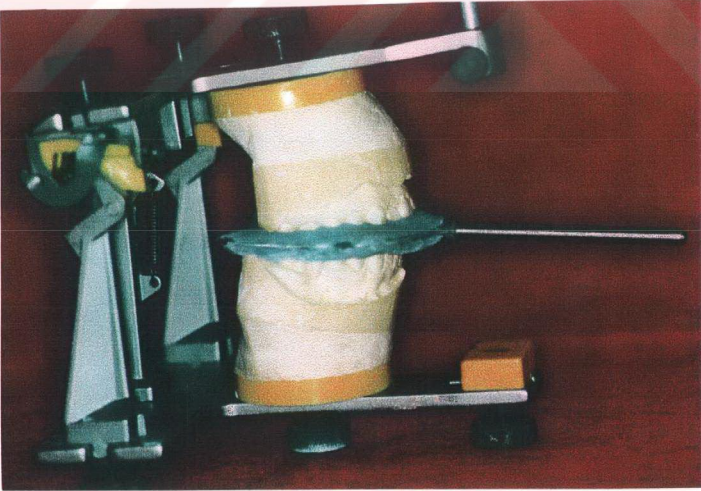
Alçı modellerin yüzeyleri akriliğin yapışmasını engellemek için lak ile izole edilmiştir. Kayıt plaklarının hazırlanması için TMJ artikülatörü setinde yer alan kayıt kaşığı (Intraoral Clutch) kullanılmıştır (Resim 68). Kayıt kaşığı akriliğin yapışmasını engellemek için silikon yağı ile izole edilmiştir. Kaşığın alt çeneye bakan bölümüne merkezi kayıt vidası yerleştirilmiştir. Kaşığın üst çeneye bakan bölümüne ise kazıyıcı uçlar ve merkezi kayıt vidasının karşısına gelecek şekilde metal disk yerleştirilmiştir. Kaşığın alt ve üst çeneye bakan yüzüne 2-3mm kalınlığında kaşık akriliği yerleştirilmiştir. Bu işlem yapılırken üst yüzde metal diskin oynamamasına ve kazıyıcı uçların yuvarlak bölümlerinin akriliğin içinde kalmasına, alt yüzde ise merkezi kayıt vidasının akriliğin içinde ve tepesinin açıkta kalmasına özen gösterilmiştir. İki yüzü akrilik ile kaplanan kayıt kaşığı orta hatta dikkat edilerek alt ve üst modellerin arasına yerleştirilmiştir (Resim 69, 70). Akrilik plakaların polimerizasyonu tamamlandıktan sonra modellerden ve kayıt kaşığından ayrılmıştır. Plakaların fazlalıkları möl ile düzeltilerek kenarları iyuvurlaklaştırılmıştır (Resim 71).



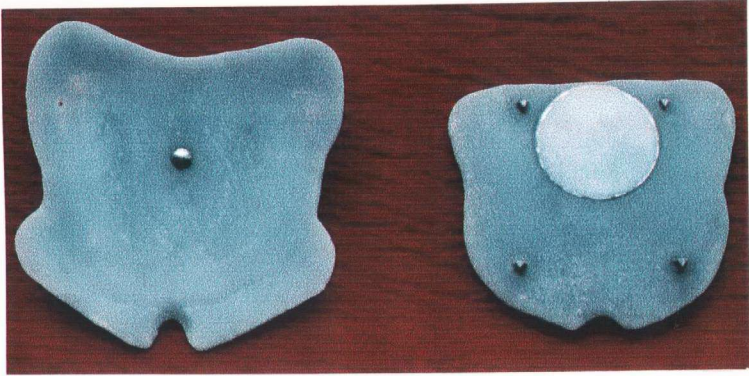
Resim 68. Ağız içi kayıt kaşığının (intraoral clutch) alt ve üst yüzü



Resim 69. Ağız içi kayıt kaşığının artikülatörde yerleştirilmiş hali



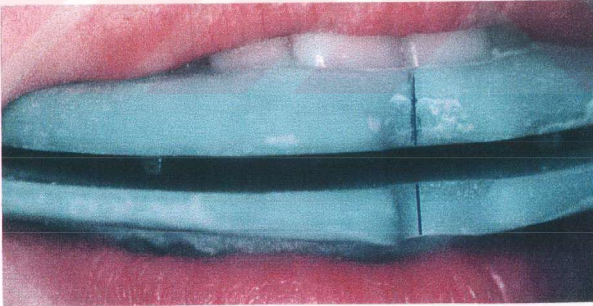
Resim 70. Ağız içi kayıt kaşığının kaşık akrilikleri ile yerleştirilmiş hali



Resim 71. Şekillendirilmiş akrilik ağız içi kayıt plakları

3.2.3. Ağız İçi Kayıtların Alınması

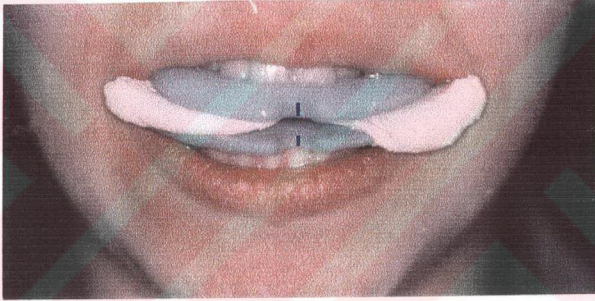
Üst ve alt çene için hazırlanan kayıt plakları denneğin ağzına yerleştirilerek uyumları kontrol edilmiştir. Alt çene plağında bulunan merkezi kayıt vidası çevrilerek dikey boyut yükseltilmiştir. Dikey boyutun merkezi kayıt vidası ile artırılan yüksekliği alt çene sınır hareketlerini yaparken plakların birbirine temas etmeyeceği en az yükseklik olarak ayarlanmıştır (Resim 72) (113, 118, 133).



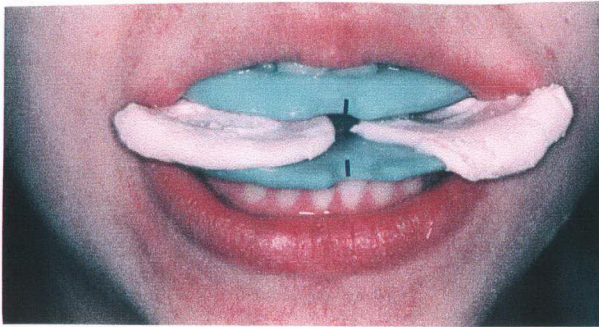
Resim 72. Akrilik ağız içi kayıt plakları ve kazıyıcı uçlar ağızda

Deneklere uygun dikey boyutta yapmaları istenen alt çene hareketleri anlatılmış ve kayıt akrilikleri yerleştirilmeden önce kayıt plakları ağıza yerleştirilerek dengeye alt çenenin sınır hareketleri yaptırılmıştır. Alt kaide plağında, kazıyıcı uçların karşısına denk gelen bölgelere TMJ firmasının tarifine uygun olarak hazırlanan TMJ akriliği yerleştirilerek denneğin ağzına kayıt plakları

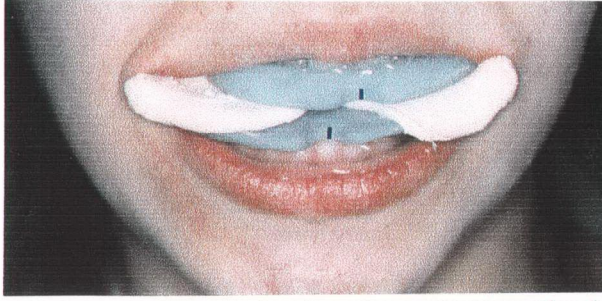
yerleştirilmiştir. Akriliğin üst çeneye bağlı plağa yapışmasını engellemek için plağın yüzeyine çok ince bir tabaka silikon yağı sürülmüştür. Deneğin alt çenesi sentrik ilişki konumuna getirilerek kapatılmıştır. Deneğe ilk önce alt çenenin sınır hareketleri yaptırılmıştır (Resim 73, 74, 75, 76). Denek sağ ve sol lateral hareketleri yaparken alt çenenin sağ ve sol tarafında korpus bölgesinden basınç uygulanarak her iki tarafta da sınır hareketlerinin tam olarak yapılması sağlanmıştır (Resim 77). Alt çene hareketleri TMJ akriliğinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra da yaptırılmaya devam edilmiştir. Kazıyıcı uçların kenarlarının keskin olması, polimerize olmuş akrilikte kalan pürüzlü yüzeylerin düzeltilmesini sağlanmış ve akriliğin polimerizasyon büzülmesi telafi etmiştir. Alt ve üst kaide plakları hastanın ağzından çıkartılarak steriografik şekillenme kontrol edilmiştir. TMJ akriliğinin taşan parçaları aşındırılmıştır (Resim 78).



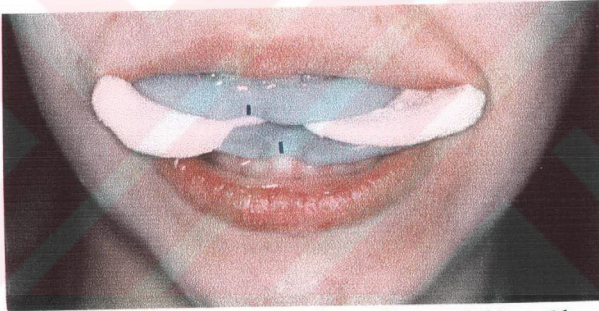
Resim 73. TMJ akriliği ile ağız içi kayıtların alınması. Sentrik ilişki konumu



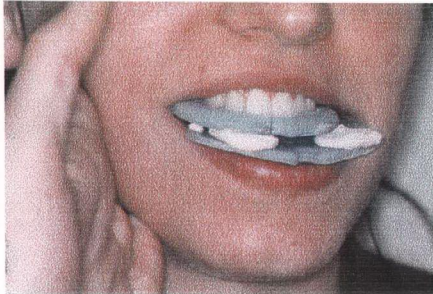
Resim 74. TMJ akriliği ile ağız içi kayıtların alınması. Protruziv hareket



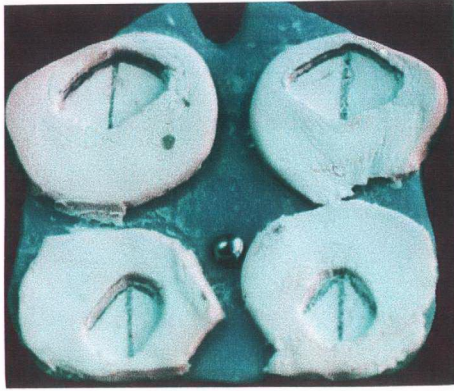
Resim 75. TMJ akriliği ile ağız içi kayıtların alınması. Sağ lateral hareket



Resim 76. TMJ akriliği ile ağız içi kayıtların alınması. Sol lateral hareket



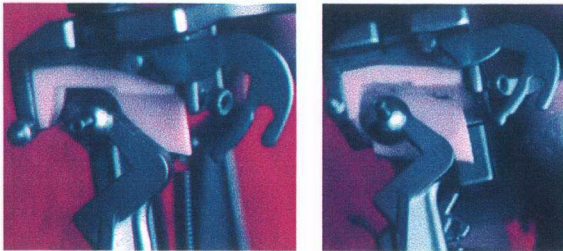
Resim 77. Lateral hareket sırasında alt çenenin yönlendirilmesi



Resim 78. Kazıyıcı uçlar ile şekillendirilen ağız içi kayıtlar

3.3. Artikülatörde Fossaların Şekillendirilmesi

Kaide plakları TMJ artikülatöründeki modellere oturtulmuştur. Artikülatörün entrik kilit mekanizması açılarak kazıyıcı uçların rehberliğinde artikülatörün alt ve üst parçalarının hareketleri kayıt plaklarının rehberliğinde kontrol edilmiştir. Alt ve üst parça hareket ettirilerek kondil kürelerinin fossa elemana çarpıp çarpmadığı kontrol edilmiştir. Çarpma olan yerler çarpma ortadan kalkıncaya kadar aşındırılmıştır (Resim 79).

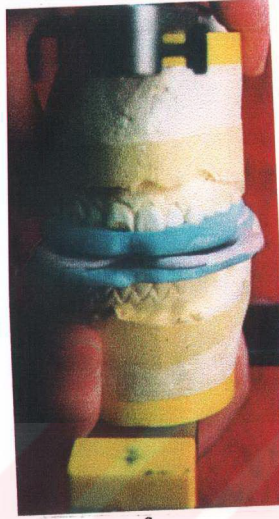


Resim 79. Şekillendirilebilen fossa elemanının kontrolü

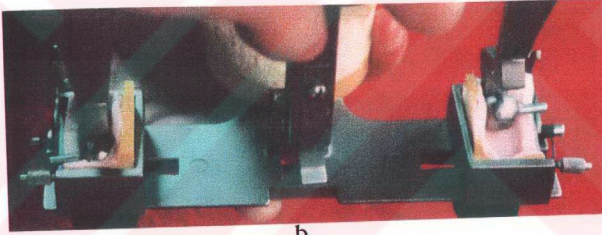
Artikülâtörün üst parçası ayrılarak fossa elemanlarının içine üretici firmanın tarifine uygun olarak hazırlanan TMJ akrilği yerleştirilmiştir. Kondil elemanları silikon yağı ile izole edilerek artikülâtörün üst parçası yerine kazıyıcı uçların rehberliğinde kondil küreleri fossa elemanlarının içine girecek şekilde yerleştirilmiştir. Kazıyıcı uçlar ağız içinde kazıdıkları hareket yolları içinde kalacak şekilde artikülâtörün alt ve üst parçası hareket ettirilmiştir. Artikülâtörün alt ve üst parçalarının hareketleri fossa elemanlarını dolduran akrilğin polimerizasyonu tamamlanıncaya kadar sürdürülmüştür (Resim 80, 81, 82, 83). Bu sürede hareket yollarındaki bütün sınır hareketleri kazıyıcı uçların rehberliğinde tekrarlanmıştır. İçinde polimerize olmuş akrilik bulunan fossa elemanları yerinden çıkartılarak kontrol edilmiştir. Akrilğin sıyrılarak alttan sarı plastiğin görülmesi durumunda fossa elemanlarındaki akrilik çıkartılıp gerekli aşındırmalar yapılmış ve fossa elemanı tekrar şekillendirilmiştir. Şekillendirilmesi tamamlanan fossa elemanlarının akrilik fazlalıkları möl ile aşındırılmıştır. Tekrar artikülâtöre bağlanan fossa elemanları alt çene hareketleri tekrar yaptırılarak kontrol edilmiştir. Kontrolleri tamamlanan fossa elemanları sağ - sol ve denek numarası ile numaralandırılmıştır.



Resim 80. Fossa elemanlarının şekillendirilmesi. Sentrik ilişki konumu



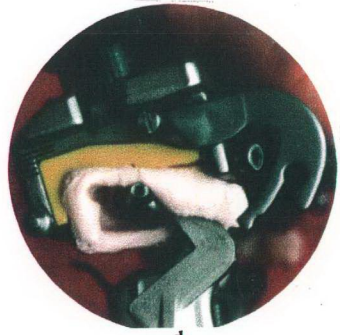
a



b

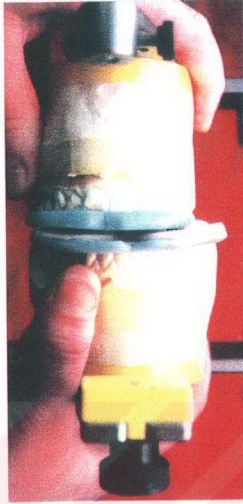


c

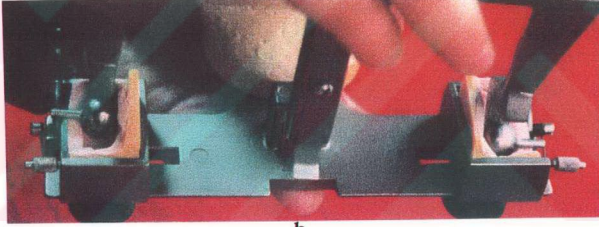


d

Resim 81 Fossa elemanlarının şekillendirilmesi. Protruziv hareket
a. Cepheden görünüm b. Alttan görünüm c,d. Sağ ve sol görünüm



a



b



c

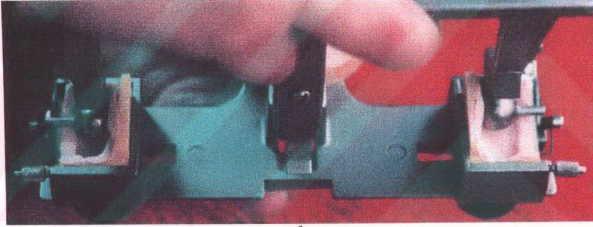


d

Resim 82. Fossa elemanlarının şekillendirilmesi. Sağ lateral hareket
a. Cepheden görünüm b. Alttan görünüm c,d. Sağ ve sol görünüm



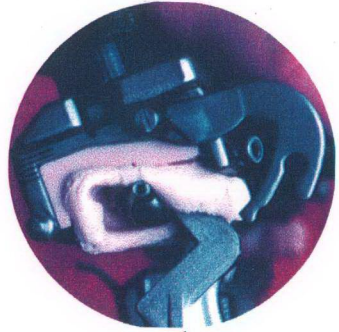
a



b



c

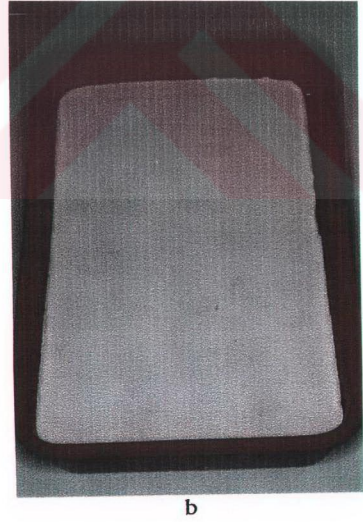


d

Resim 83. Fossa elemanlarının şekillendirilmesi. Sol lateral hareket
a. Cepheden görünüm b. Alttan görünüm c,d. Sağ ve sol görünüm

3.4. Fossa Elemanlarının oğaltılması ve Kesitlerin Milimetrik Kağıt Üzerine Aktarılması

Fossa elemanları eksen orbita düzlemine paralel olan üst kenarları alta gelecek şekilde kendinden yapışkanlı bir etiketin yapışkanlı yüzeyine eşit aralıklar ile yapıştırılarak dizilmiştir (Resim 84 a). Dizilen fossaların hangi sıra ile hangi etikete dizildiğini gösteren tablolar hazırlanmıştır. Etiketler üzerlerinde fossa elemanları olduğu halde plastik kutuların içine yerleştirmiştir. Üretici firma tarafından tarif edilen oranda aktivatör ile karıştırılan RTV silikonu kutuların içine doldurulmuştur (Resim 84 b). Doldurma işlemine ilk olarak fossaların içine şırınga ile RTV silikonunun doldurulması ile başlanmıştır. RTV silikon bütün kutu doluncaya kadar ufak parçalar ilave edilerek doldurulmaya devam edilmiştir. Silikon kalıpların sertleşmesi için 24 saat beklenmiştir. Sertleşen silikon kalıplar plastik kutulardan basınçlı hava yardımı ile ayrılmıştır. Üzerinde yapışık halde bulunan fossaların tuturulduğu etiket çıkartılmış ve fossa elemanları tek tek basınçlı hava yardımı ile silikon kalıplardan çıkartılmıştır (Resim 85, 86).



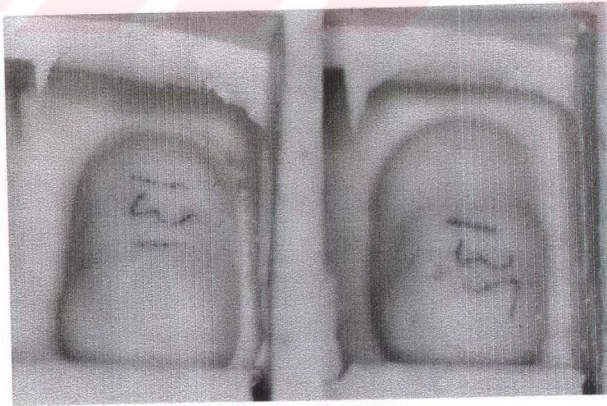
Resim 84. Fossa şekillendirmelerinin silikon ölçülerinin alınması

- Fossa elemanlarının dublikatlarını çıkartmak için plastik kutuya sırası ile dizildi
- Plastik kutu içinde fossa elemanları olduğu halde kalıp silikonu ile dolduruldu

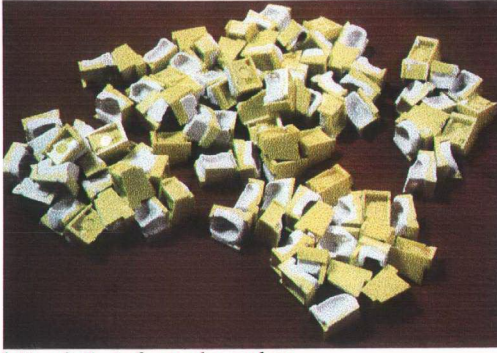
Fossa elemanlarının alçıdan kopyalarının elde edilebilmesi için silikon kalıpların içine ufak parçalar halinde beyaz alçı doldurulmuştur (Resim 88). Alçı kalıpların üst yüzeyleri silikon kalıbın rehberliğinde düzleştirilmiştir. Alçı modeller sertleştikten sonra her alçı modelin üst yüzüne daha önce hazırlanan yerleştirme listesindeki numaralar kazınarak yazılmıştır. Alçı kalıplar basınçlı hava yardımı ile silikon kalıptan çıkartılmıştır (Resim 89). Tüm alçı modeller çıkartıldıktan sonra aynı işlem her modelin ikinci kopyasının elde edilebilmesi için tekrarlanmıştır.



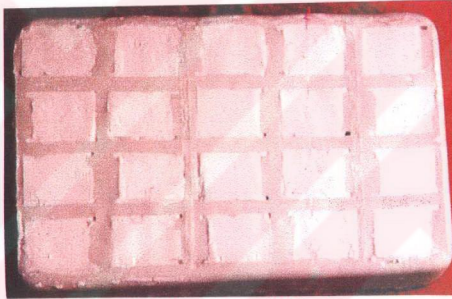
Resim 85. Fossa elemanlarının silikon ölçüleri



Resim 86. Silikon ölçülerin yakından görüntüsü



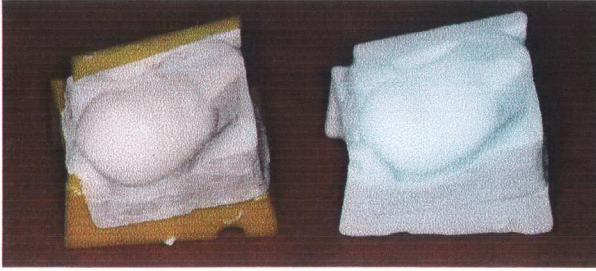
Resim 87. Şekillendirilmiş fossa elemanları



Resim 88. Silikon kalıplara dökülen alçı dublikatlar



Resim 89. Silikon kalıplardan çıkartılan alçı dublikatlar

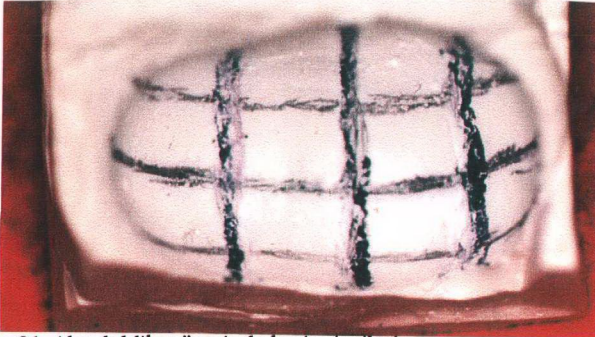


Resim 90. Fossa elemanı ve alçı dublikatı

Alçı modellerin birinci kopyası tek göz ile yukarıdan bakılarak fossanın önden arkaya uzunlmasına en derin noktasından kurşun kalem ile çizilmiştir. Bu çizgi daha sonra alınacak olan kesitlerdeki sagittal yönde santral kesitin yerini göstermektedir. Daha sonra aynı yöntem ile bu çizgiye paralel ve iki tarafında eşit mesafelerde iki çizgi daha çizilmiştir (Resim 91). Bu çizgiler de medial ve lateral kesitlerin yerini temsil etmektedir. Tüm birinci kopya alçı modellerde bu işlem tekrarlanmıştır.

İkinci kopya alçı modellerde ise aynı yöntem kullanılarak lateralden mediale uzanan ve fossanın en derin noktalarından geçen frontal kessitte bir çizgi çizilmiştir

Birinci kopya alçı modelleri lateralden başlamak üzere alçı kesme motoru ile tabanları alçı motorunun tablasına paralel ilerletilerek lateral çizgiye kadar aşındırılmıştır. Alçı model kurulanmış ve ıstampa mürekkebi ile boyanarak mürekkebi hızla emebilen bir saman kağıt üzerine boyalı yüzey bastırılmıştır. Elde



Resim 91. Alçı dublikat üzerinde kesit çizgileri



Resim 92. Kesilen alçı fossalar

edilen kesitin ismi ve fossa elemanının numarası belirtilerek numaralandırılmıştır. Aynı işlem sentrik ve medial kesitler için tekrarlanmış ve kağıt üzerinde her bir kesitin görüntüsü elde edilmiştir. Aşındırma ve kesitlerin görüntüsünün kağıt üzerinde elde edilmesi işlemi bütün birinci kopya alçı modellerde tekrarlanmıştır. İkinci kopya alçı modellerde ise aynı yöntem fossanın frontal kesiti için tekrarlanmıştır (Resim 92).

Elde edilen kağıt üzerindeki görüntüler Umax Astra 600S opak görüntü tarayıcı ile optik olarak 4 defa büyütülerek 256 gri skala ile taranarak pict formatında Apple Macintosh 6400/180 bilgisayara aktarılmıştır. Her görüntü için ayrı tarama işlemi yapılmış ve her kesit, numarası ile adlandırılarak bilgisayara ayrı bir dosya olarak kaydedilmiştir. Kaydedilen görüntüler Adobe Photoshop 4.0 yazılımı ile açılmıştır. Görüntülerde fossanın altında kalan düz kenar horizontal düzlemine paralel olacak şekilde döndürme işlemi yapılmıştır.

Elde edilen görüntülerin herbiri A4 boyutlarında milimetrik kağıtlara Apple Macintosh 1200 mürekkep püskürtmeli yazıcı kullanılarak basılmıştır. Baskı işleminde her çıkışa dosya adının bilgisayar tarafından yazılması komutu verilmiştir.

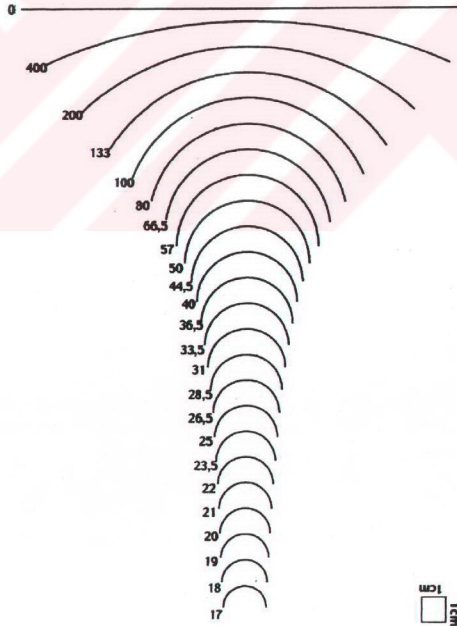
3.5. Sagittal ve Frontal Kesitlerin Ölçümü

Sagittal kesitler fossa, tuberculum articulare ve eğim olarak üç bölüme incelenmiştir. Pullinger'in yöntemine göre farklı çaplarda hazırlanan halkalar iki kopya olarak asetata basılmıştır. Asetat kesitlerin çıkışlarının üstüne yerleştirilmiş

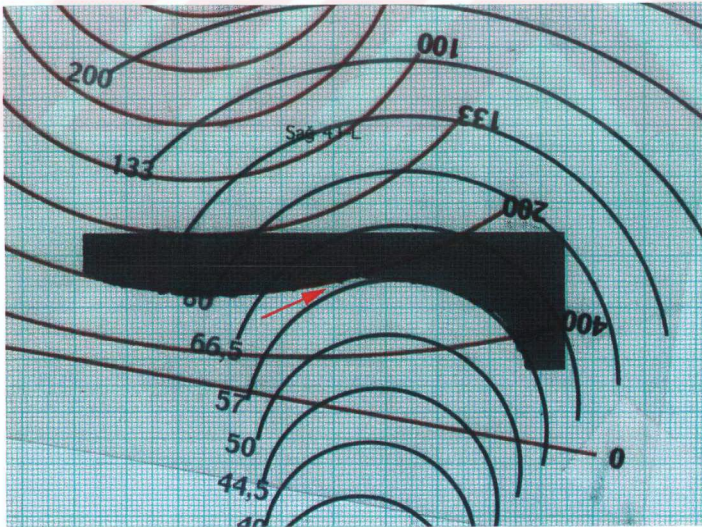
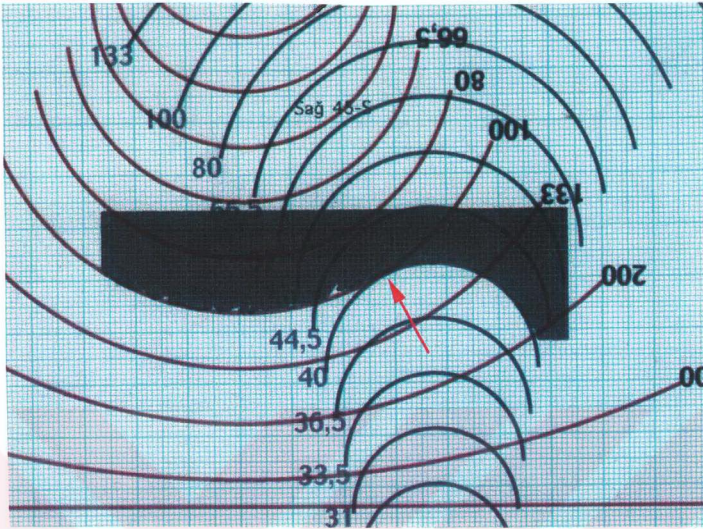
yerleştirilmiş ve fossa ile tuberculum articulareye en iyi uyan halka seçilmiştir. Halkaların kesiştikleri nokta işaretlenerek kesişim noktası bulunmuştur (Resim 94). Protruziv kondil yolu eğiminin çok sık olduğu kesitlerde halkaların çakışmadığı görülmüştür. Bu durumda halkaların ortasında kalan bir nokta kesişim noktası olarak işaretlenmiştir (Resim 95). Bu ölçümler her eklem elemanının sagittal yönde alınan lateral, santral, medial kesitleri için tekrarlanmış ve elde edilen değerler tablo halinde düzenlenmiştir. Frontal düzlemde alınan tek santral kesit içinde aynı aasetat kullanılarak tek bir uygun halka çakıştırılmıştır. Elde edilen değerler tabloya eklenmiştir.

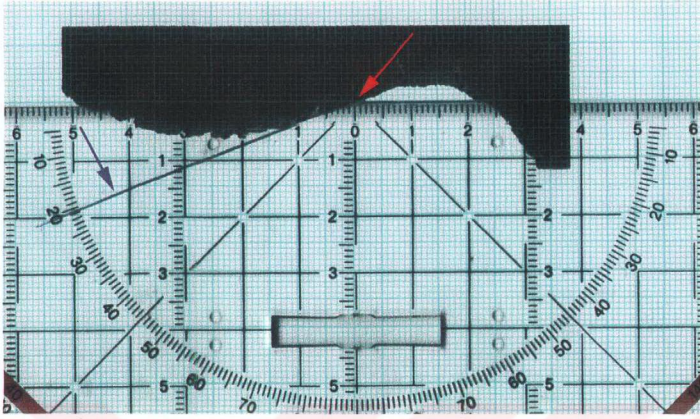
3.6. Protruziv Kondil Yolu Eğiminin Ölçümü

Pullinger'in yöntemine göre sagittal yönde alınan lateral, santral ve medial kesitlerde kesişim noktasından geçen ve protruziv kondil yolu eğimi üzerinde en çok noktaya temas eden eğriler çizilmiştir (Resim 96, 97). Bu çizginin horizontal düzlem ile yaptığı açı ölçülerek Protrusiv kondil yolu eğimi olarak tabloya eklenmiştir.

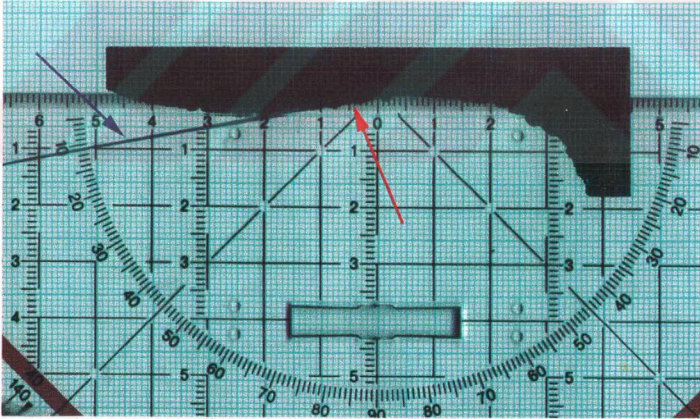


Resim 93. Pullinger'in yönteminde kullandığı halkalar





Resim 96. Protruziv kondil yolu eğiminin ölçümü.
Kırmızı ok Kesişim noktası, Mor ok kesişim noktasından geçen teğet.



Resim 97. Protruziv kondil yolu eğiminin ölçümü.
Kırmızı ok Kesişim noktası, Mor ok kesişim noktasından geçen teğet.



BULGULAR

Araştırmamızda elde ettiğimiz bulgular kaydedilerek ölçüm gruplarına göre tablolar hazırlanmıştır (Tablo 6, 7, 8, 9, 10, 11).

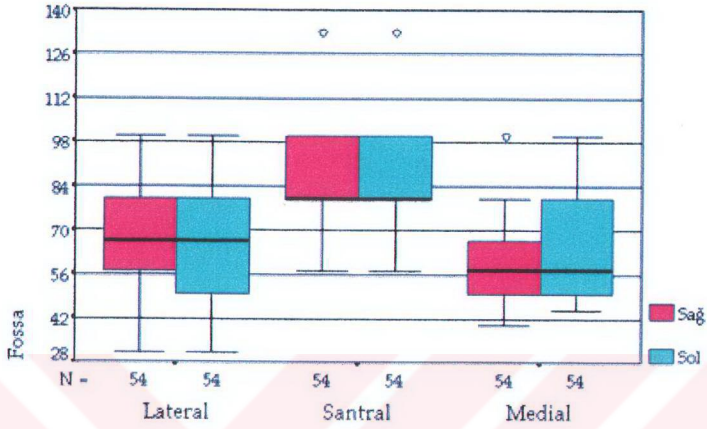
Bulgularımızda erkek denek - kadın denek ve her deneğin sağ - sol fossa elemanı kesitlerinin şekil olarak ve eğim olarak birbirlerinden farklı olup olmadıklarını görmek için çift kuyruklu Mann-Whitney U istatistik test yöntemi kullanılmıştır. Uygulanan test yöntemleri Macintosh 6400/180 ve Powerbook 1400/133 bilgisayarları ile SPSS 6.1.1 yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Test sonuçları Tablo 2-5'de ve Grafik 1-13'de gösterilmiştir.

		n	Ortalama	Std. Sapma	p
Fossa	Erkek	204	71.62mm	16.56mm	0.322
	Kadın	120	73.85mm	15.33mm	
Tuberculum Articulare	Erkek	204	73.14mm	17.55mm	0.628
	Kadın	120	71.41mm	15.16mm	
Eğim	Erkek	204	53.32°	7.15°	0.198
	Kadın	120	56.88°	7.22°	

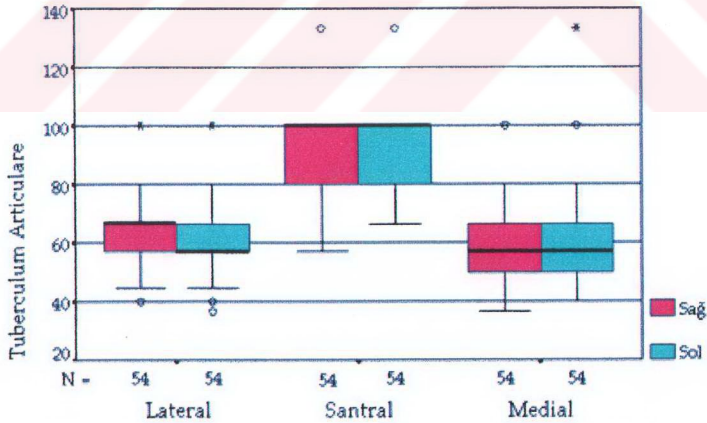
Tablo 2. Fossa, tuberculum articulare eğrilerinde ve protruziv kondil yolu eğiminde kadın erkek karşılaştırması

		n	Ortalama	Std. Sapma	p
Fossa	Sağ	162	73.56mm	18.74mm	0.379
	Sol	162	71.33mm	21.48mm	
Tuberculum Articulare	Sağ	162	73.05mm	22.74mm	0.871
	Sol	162	72.2mm	21.21mm	
Eğim	Sağ	162	54.65°	6.32°	0.634
	Sol	162	54.6°	7.89°	

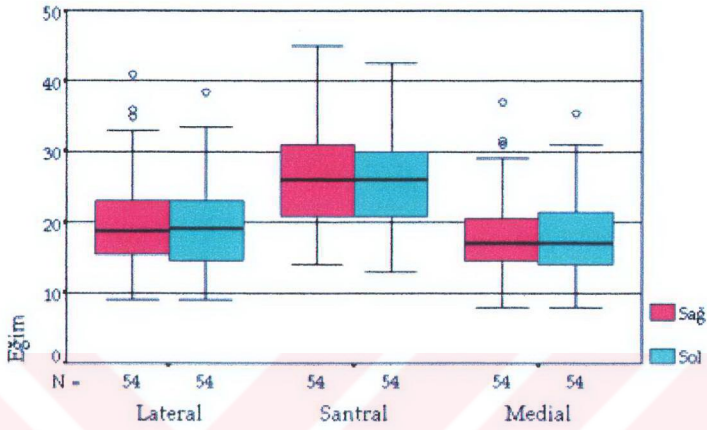
Tablo 3. Fossa, tuberculum articulare eğrilerinde ve protruziv kondil yolu eğiminde sağ-sol karşılaştırması



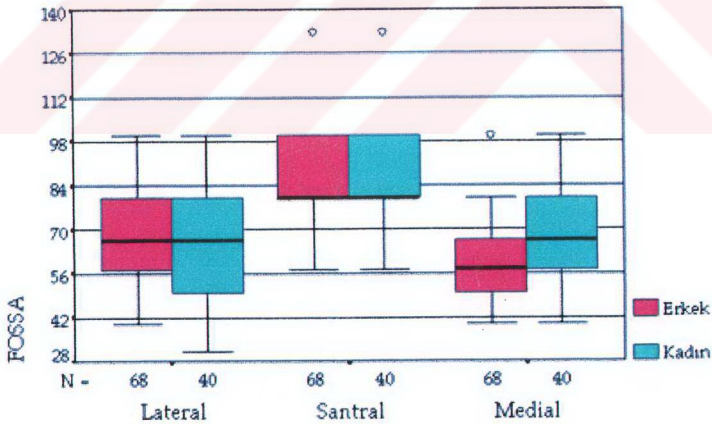
Grafik 1. Fossanın üç kesitte sağ sol karşılaştırması



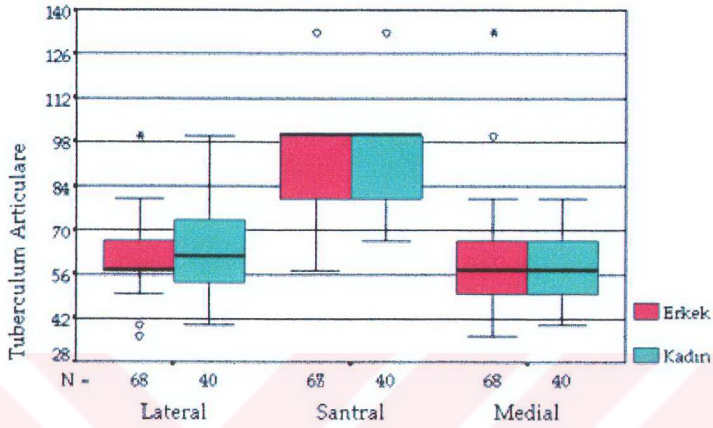
Grafik 2. Tuberculum articularenin üç kesitte sağ sol karşılaştırması



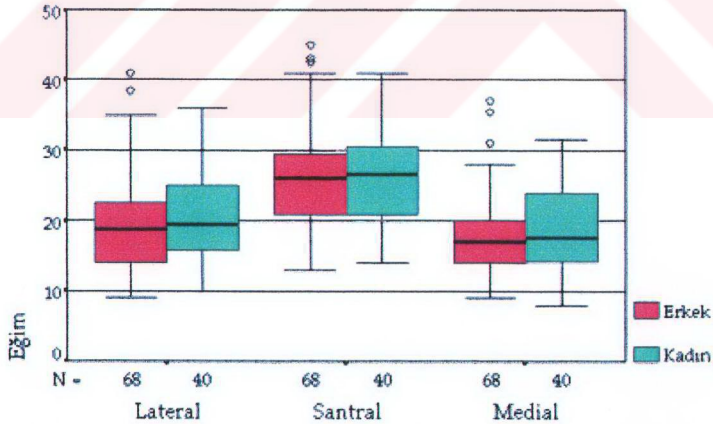
Grafik 3. Protruziv kondil yolu eğiminin üç kesitte sağ sol karşılaştırması



Grafik 4. Fossanın üç kesitte kadın erkek karşılaştırması



Grafik 5. Tuberculum articularenin üç kesitte kadın erkek karşılaştırması



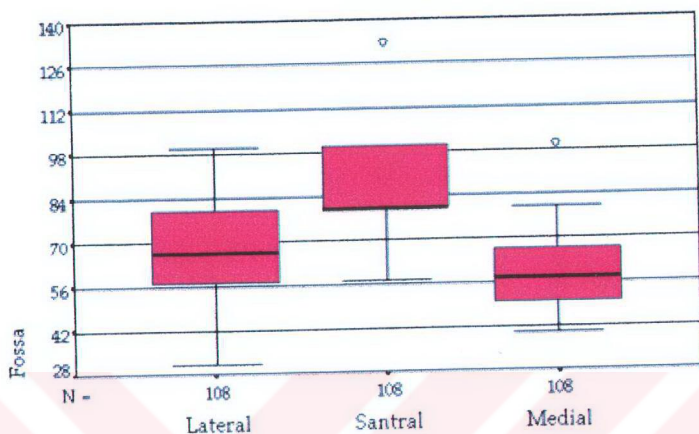
Grafik 6. Protruziv kondil yolu eğiminin üç kesitte kadın erkek karşılaştırması

Tablo2, 3 ve grafik 1, 2, 3, 4, 5, 6 incelendiğinde erkek denek - kadın denek ve her denneğin sağ - sol fossa elemanı kesitlerinin şekil olarak ve eğim olarak karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Bu bulgudan yola çıkarak yapılan diğer testlerde karşılaştırılan değerlerde erkek - kadın ve sağ - sol ayrımı yapılmadan değerler birleştirilmiştir.

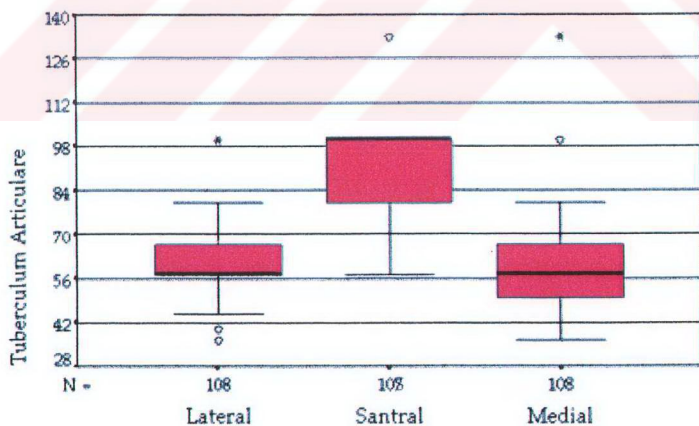
Fossa, Tuberculum articulare ve protrusiv kondil yolu eğimi için yapılan lateral, santral ve medial kesit ölçümlerinin grup içi karşıştırmaları için eşleştirilmiş Wilcoxon testi kullanılmıştır. Test sonuçları tablo 4'de ve grafik7, 8, 9'da gösterilmiştir.

	Kesitler	Ortalama	Std. Sapma	p
Fossa	Lateral n:108	66.1mm	16.05mm	0.011
	Medial n:108	61.88mm	13.93mm	
	Lateral n:108	66.1mm	16.05mm	<0.001
	Santral n:108	88.76mm	17.81mm	
	Medial n:108	61.88mm	13.93mm	<0.001
	Santral n:108	88.76mm	17.81mm	
Tuberculum Articulare	Lateral n:108	64.69mm	15.45mm	0.004
	Medial n:108	59.75mm	13.94mm	
	Lateral n:108	64.69mm	15.45mm	<0.001
	Santral n:108	93.24mm	19.87mm	
	Medial n:108	59.75mm	13.94mm	<0.001
	Santral n:108	93.24mm	19.87mm	
Eğim	Lateral n:108	19.68°	7.08°	<0.001
	Medial n:108	18.12°	6.07°	
	Lateral n:108	19.68°	7.08°	<0.001
	Santral n:108	26.56°	7.01°	
	Medial n:108	18.12°	6.07°	<0.001
	Santral n:108	26.56°	7.01°	

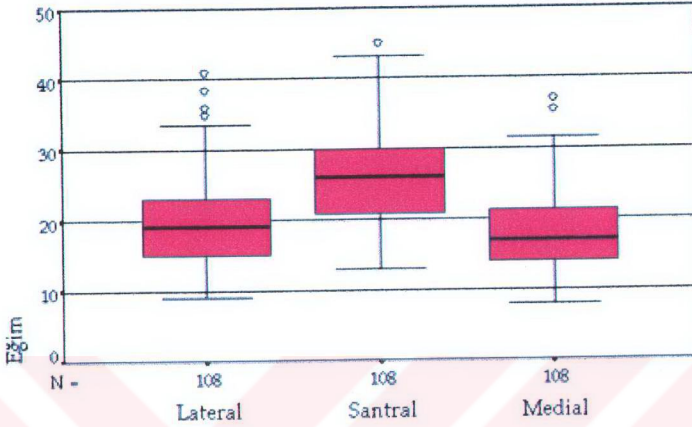
Tablo 4. Fossa, tuberculum articulare eğrilerinden ve protrusiv kondil yolu eğiminden ölçülen lateral, santral ve medial kesit değerlerinin karşılaştırılması



Grafik 7:Fossadan alınan lateral, santral ve medial kesit değerlerinin karşılaştırılması



Grafik 8. Tuberculum articulare den alınan lateral, santral ve medial kesit değerlerinin karşılaştırılması



Grafik 9. Protruziv kondil yolu eğiminden alınan lateral, santral ve medial kesit değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4 ve grafik 7 incelendiğinde fossanın lateral, santral ve medial kesitlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı ve ileri derecede anlamlı fark görülmüştür. Ortalamalar incelendiğinde fossanın şeklinin santral kesitte en büyük, lateral kesitte ise medialden daha büyük olduğu görülmüştür.

Tablo 4 ve grafik 8 incelendiğinde tuberculum articularenin lateral, santral ve medial kesitlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı ve ileri derecede anlamlı fark görülmüştür. Ortalamalar incelendiğinde tuberculum articularenin şeklinin santral kesitte en büyük, lateral kesitte ise medialden daha büyük olduğu görülmüştür.

Tablo 4 ve grafik 9 incelendiğinde protruziv kondil yolu eğiminin lateral, santral ve medial kesitlerinin arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark görülmüştür. Ortalamalar incelendiğinde protruziv kondil yolu eğiminin santral kesitte en büyük, lateral kesitte ise medialden daha büyük olduğu görülmüştür.

Fossa elemanlarının sagittal kesitte fossa, tuberculum articulare, frontal kesit, protruziv kondil yolu eğimi ve yaş değişkenlerinin aralarındaki ilişkiyi görmek için Spearman korelasyon testi yapılmıştır. Testin sonuçları korelasyon tablosu ve grafikleri hazırlanarak tablo 5 ve grafik 10, 11, 12, 13, 14'de gösterilmiştir.

	Eğim	Fossa	Tuberculum Articulare	Yaş
Fossa	n=234 r=0.1980 p<0.001			
Tuberculum Articulare	n=234 r=0.2377 p<0.001	n=234 r=0.6003 p<0.001		
Yaş	n=54 r=0.2382 p=0.083	n=54 r=0.0999 p=0.472	n=54 r=0.0987 p=0.478	
Frontal	n=108 r=0.0717 p=0.463	n=108 r=0.1295 p=0.184	n=108 r=0.1981 p=0.041	n=54 r=0.1176 p=0.402

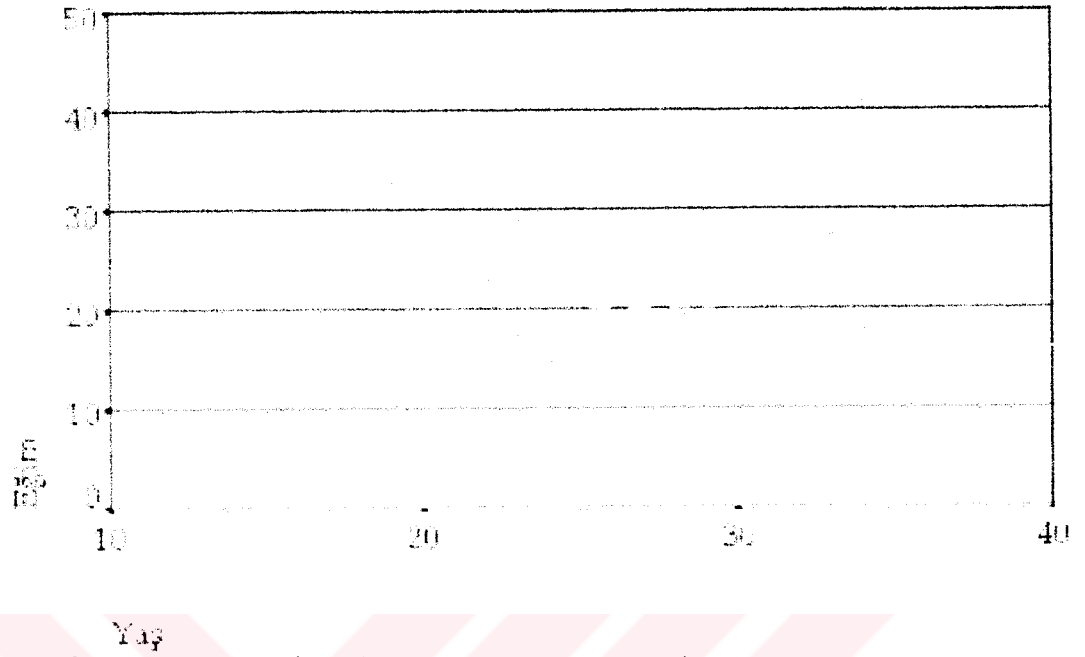
Tablo 5. Fossa eğrisi, tuberculum articulare eğrilerisi ve protruziv kondil yolu eğimi, frontal kesitin şekli ve yaş arasındaki korelasyonun incelenmesi

Tablo 5 incelendiğinde yaş ile fossa ve tuberculum articularenin şekli arasında doğru orantılı olarak büyüyen anlamlı bir ilişki görülmüştür.

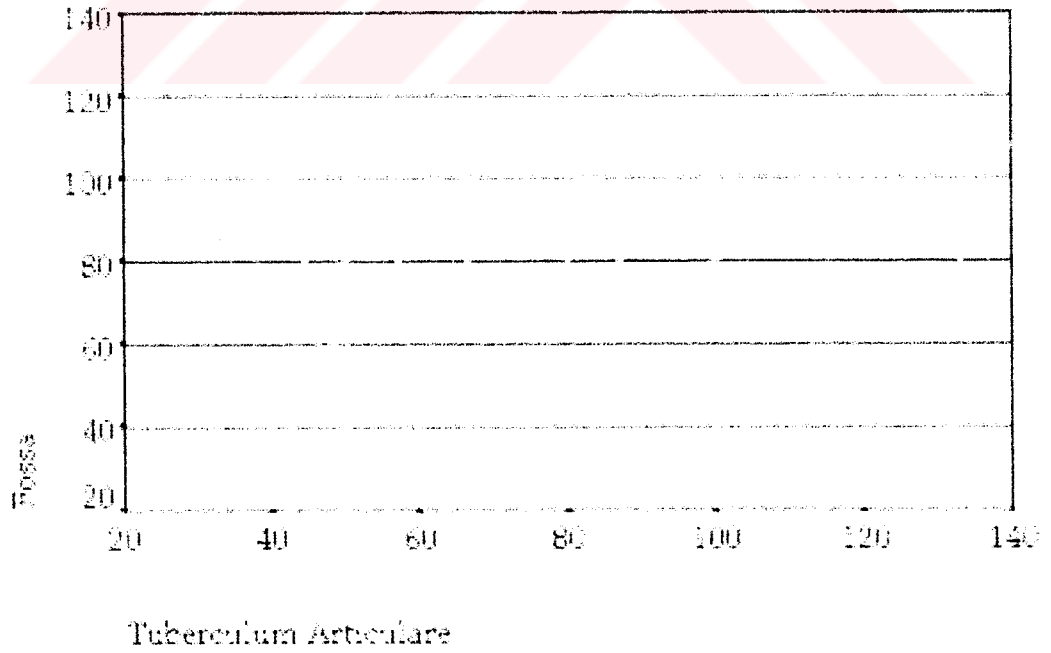
Fossa ve tuberculum articulare ile eğim arasında ise doğru orantılı olarak büyüyen ve ileri derecede anlamlı bir ilişki görülmüştür.

Fossa ve tuberculum articulare arasında da doğru orantılı olarak büyüyen ve ileri derecede anlamlı bir ilişki görülmüştür.

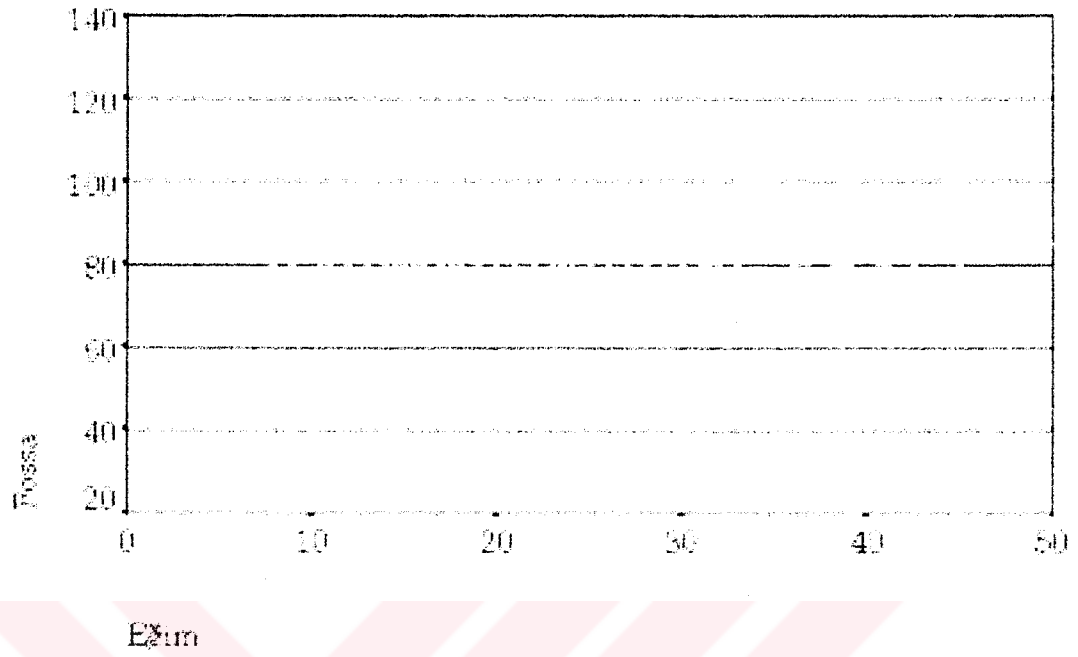
Frontal kesitte ise sadece tuberculum articularenin şekli arasında doğru orantılı olarak büyüyen anlamlı bir ilişki görülmüştür.



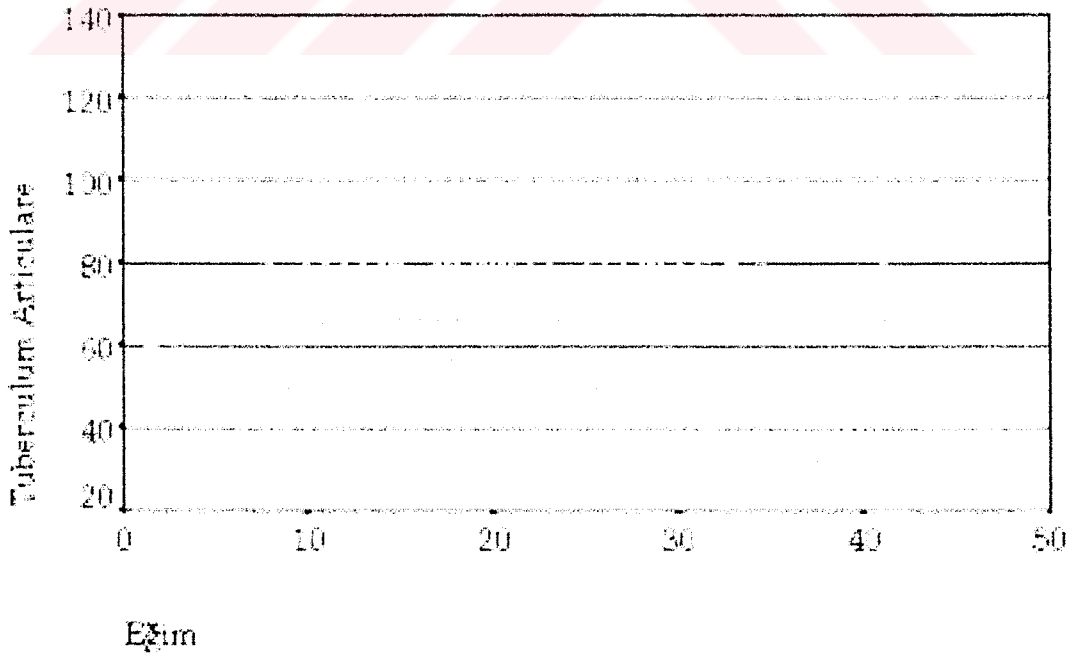
Grafik 10. Protruziv kondil yolu eğimi ile yaşı korelasyon grafiği



Grafik 11. Tuberculum articulare eğrisi ile fossa eğrisinin korelasyon grafiği



Grafik 12. Fossa eğrisi ile protruziv kondil yolu eğiminin korelasyon grafiği



Grafik 13. Tuberculum articulare eğrisi ile protruziv kondil yolu eğiminin korelasyon grafiği



TARTIŞMA

Günümüzde üretilen ortalama değerli ve yarı ayarlanabilen artikülatörlerin tümü kondiller arası mesafe, protruziv kondil yolu eğimi gibi sabit veya önceden belirlenmiş değerler ile ayarlanabilen ölçülere sahiptir. Tüm bu değerlerin çeşitli toplumlar üzerinde yapılmış olan ölçümler sonucunda ortaya çıktığı bilinmektedir (45). Fakat artikülatör tasarımcıları ve üretici firmalar ile yapılan görüşmelerde bu çalışmalarda uygulanan metod ve sonuçlar hakkında herhangi bir bilgi edinilememiştir. Artikülatör tasarımcıları ve üretici firmalar artikülatörün tasarımı için toplumsal ölçüm çalışmalarının yapıldığını fakat bu çalışmaların kendi iç çalışmaları olduğunu ve bu çalışmaların sonuçlarının artikülatörün tasarımında uygulandığını söylemişlerdir (8, 11, 43).

Yapılan toplumsal ölçüm çalışmalarının açıklanmak istenmemesinin bir sebebi de çalışmalarda kullanılan ekipmandır. Zira artikülatör tasarlayan bir araştırmacı tasarlayacağı artikülatörün verilerini bir başka firmanın artikülatörünü veya kayıt sistemini kullanarak elde etmek zorundadır.

Araştırmamızda denekler üzerinde yapmayı planladığımız ortalama değer çalışmaları için TMJ artikülatörünü ve stereografik kayıt sistemini tercih ettik. TMJ artikülatörünü tercih etmemizin nedeni artikülatörün fossa şekillendirmelerini üç boyutlu olarak yapabilmesi ve yöntemin güvenilirliğinin yapılan araştırmalar ile kanıtlanmış olmasıdır (14, 55, 91, 132).

Yapılan araştırmalar, TMJ artikülatörünün denegin protruziv kondil yolu eğimini olması gerekenden ihmal edilebilecek oranda düşük kaydettiğini göstermiştir. Araştırmacılar, tarafından bu durumu negatif hata olarak kabul etmiş ve TMJ artikülatörünün güvenilirliğini etkilemeyeceğini bildirmişlerdir (14, 55, 91, 132).

TMJ artikülatörü'nün kullanım kılavuzunda ağız içi kayıtların alınması için iki yöntemden bahsedilmiştir. Bu yöntemlerden birincisinde akrilik kayıt plakları doğrudan hastanın ağzında polimerize edilmektedir. Bu yöntemin avantajı ağız içi kayıtların ve yüz arki kaydının tek seansta alınabilmesidir.

Bu çalışmada, denekleri kaşık akriliğinden açığa çıkan artık monomerden korumak için, akrilik kaşıkların model üzerinde şekillendirildiği ikinci yöntem tercih edilmiştir. Deneklerden ağız içi kayıtları alırken, alt çene korpus bölgesinden hareketin yapıldığı yönde itirilerek lateral hareketlerde alt çenenin yönlendirilmesi sağlanmıştır. TMJ artikülatörünün güvenilirliğini inceleyen

araştırmacılar da bu manipölasyonların artikülâtörün hata payını azalttığını bildirmişlerdir (55, 91, 132.).

Yapılan anket çalışmalarında dişhekimlerinin ve teknisyenlerin protetik uygulamalarda çoğunlukla ortalama değerli artikülâtörleri tercih ettikleri görülmüştür (23, 39, 96). Japonya'da hekim ve teknisyenlerin büyük bölümünün Hundy isimindeki ortalama değerli bir artikülâtörü kullandıkları bildirilmiştir Bir de Almanya'da hekimlerin %90'ının tam ayarlanabilen artikülâtörleri ortalama değerler ile kullandıkları bildirilmiştir (42).

Hekim ve teknisyenlerin ortalama değerli artikülâtörleri kullanmayı tercih etmelerindeki en önemli sebep kullanım kolaylığı ve artikülâtörün maliyetinin düşük olmasıdır. Bu durumda toplumsal değerlere göre tasarlanmış ortalama değerli artikülâtörlerin yapılması, bu artikülâtörleri kullanırken ortaya çıkacak olan hata payını azaltacaktır.

Canlı deneklerde, ırklar arasında protruziv kondil yolu eğimini karşılaştıran en önemli çalışma Fletcher'in çalışmasıdır (23).

Fletcher çalışmasında deneklerden mum ile aldığı interoklüzal kayıtları yarı ayarlanabilen Dentatus ARL artikülâtörüne aktarmıştır. Fletcher beyaz ırk ile Çinli ırkın protruziv kondil yolu eğimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuştur. Fletcher'in kayıtlarını aldığı beyaz ırk İngiltere'de yaşayan bir denek grubudur. Fletcher bu grubun kökenleri incelenirse farklı ırkların da bulunabileceğini fakat hiç birisinin Çinli ırk gibi Mongoloid ırktan gelmediğini bildirmiştir. Fletcher Çinli ırkın kayıtlarını alırken zorluklar ile karşılaştığını Dentatus artikülâtörünün yüz arkı sisteminin Çinli ırktan kayıt alırken yeterli olmadığını bildirmiştir. Fletcher'in bulguları şu şekildedir;

Beyaz ırk: Sağ 25.30°, Sol 24,90

Çinli ırk: Sağ 11.30°, Sol 11,70°

Tasarlanan birçok ortalama değerli artikülâtörün protruziv kondil yolu eğiminin 30°-45° arasında olduğu düşünülürse , bu artikülâtörlerin Çinli ırk için yapılan protetik restorasyonlarda kullanılmasının doğru olmadığı görülebilir. Fletcher'da beyaz ırk için tasarlanmış olan artikülâtörlerin Çinli ırk için kullanılmasının yapılan protetik restorasyonlarda hatalı sonuçlar ortaya çıkartacağını bildirmiştir.

Fletcher ile kullandıkları yöntemin aynı olması nedeniyle Arat'ın (3) çalışması da

karşılaştırma açısından önemlidir. Arat 300 denekten mum ve akrilik kayıtlar olarak arcon ve non arcon artikülatörlerde protruziv kondil yolu eğimini kaydetmiştir. Bulguları şu şekildedir;

Arcon artikülatör,	akrilik kayıt 36°	mum kayıt 32,3°
Non-arcon artikülatör,	akrilik kayıt 42.4°	mum kayıt 39,5°

Arat ve Fletcher'ın çalışmaları karşılaştırıldığında mum kayıt malzemesi ve non-arcon artikülatörler kullanılarak elde edilen beyaz ırk, Çinli ırk ve Arat'ın grubu arasında önemli farklar vardır.

Bulunan bu farkların ölçüm yapılan ırkların antropolojik yapılarının birbirlerinden farklı olması nedeniyle olduğu düşünülebilir.

Bu çalışmada bulduğumuz protruziv kondil yolu eğimleri ile Fletcher ve Arat'ın çalışmalarının sonuçlarını karşılaştırdığımızda, Fletcher'ın beyaz ırktan elde ettiği veriler ile yakınlık görülmüştür. Arat, çalışmasında aynı denek grubunda uygulanan farklı yöntemlerin, farklı sonuçların çıkmasına neden olduğunu bildirmiştir. Arat çalışmasındaki yöntemler arasındaki farklılıkları, mum kayıt malzemesinin yeterli boyutsal stabilite de olmamasına ve artikülatörlerin sürtünme gibi standart olmayan özelliklerine bağlanmıştır.

Bu çalışma ile Arat'ın çalışmasının sonuçlarının farklı olması yöntem farklılıklarına bağlıdır. Posselt ve Bauer interoklüzal kayıt yönteminin protruziv kondil yolu eğiminin belirlenmesinde tekrarlanabilen bir yöntem olmadığını bildirmiştir. Grafik yöntemde kayıtların doğru alınabilmesi için alt çene, en az 5mm en fazla 8mm protrüzyona getirilerek kayıt alınmalıdır. Bu protruziv hareket sırasında saf kondil rehberliği söz konusu olmayıp, tüberkül rehberliği de kayıtları etkilemektedir. Ayrıca deneklerin protrüzyon miktarlarının standardize edilmesi mümkün değildir. Bu sakıncalarından dolayı araştırmacılar grafik yöntemler kullanılarak protruziv kondil yolu eğiminin belirlenmesini tavsiye etmişlerdir.

El-Gheriani ve Winstanley (22) yaptıkları çalışmada protruziv kondil yolu eğiminin ırklar arasında farklılık gösterdiğini bulmuşlardır. El-Gheriani ve Winstanley Arap, beyaz ırk ve Malezyalı deneklerin protruziv kondil yolu eğimlerinin Camper düzlemi ile yaptığı açıyı incelemişlerdir. Çalışmalarında Condylator artikülatörünün yüz arkı sistemini kullanmışlar ve farklı araştırmacıların grafik kayıt yöntemlerini yorumlamalarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda Arap, Beyaz ırk ve Malezyalı denekler için araştırmacılara ve grafik yöntemin yorumlanmasına bağlı olarak birbirinden farklı sonuçlar çıkmıştır. Tüm sonuçlar incelendiğinde Arap ve Beyaz ırkın protruziv kondil yolu eğimlerinin birbirinden farklı fakat istatistiksel olarak anlamsız, Arap ve beyaz ırkın protruziv kondil yolu eğimlerinin Malezyalı deneklerden anlamlı olarak farklı

olduğu görülmüştür.

El-Gheriani ve Winstanley'in çalışması da ortalama değerlerli artikülatörlerin farklı antropolojik özelliklere sahip toplumlarda kullanılmasının hatalı restorasyonlar yapılmasına neden olacağını düşündürmektedir.

Pipko (83) yaptığı çalışmada protruziv kondil yolu eğimini bulmak için uyguladığı radyografik yöntem ile Protrusograph isimli pantografik kayıt yönteminin verileri arasındaki farkı; "radyografik yöntemde kondil yolunun dış faktörlerin etkisi olmadan kaydedildiği, grafik yöntemde ise yöntemin hata payını arttıracak dış faktörlerin etkisinin bulunduğu " şeklinde tanımlamıştır. Pantografik kayıt yöntemlerinde kullanılan ağız dışı kayıt sistemleri metal kollar ve kayıt uçlarından oluşur. Tüm bu sistemin ağırlığının hastanın alt çene hareketlerini etkilediği bilinmektedir. Ayrıca ağız dışı kayıt sisteminin uzun kayıt kollarından oluşması, kayıt sisteminin stabilitesini bozmaktadır. Kayıt kollarının esnekliği de grafik yöntemlerin verdiği sonuçları etkileyen faktörlerdendir.

TMJ artikülatörü geliştirilirken ilk önce ağız dışı kayıt sistemleri kullanılmıştır. Ağız dışı kayıt sisteminin bahsedilen sakıncaları görülerek ağız içi kayıt sistemine geçilmiştir. Bu sayede pantografik yöntemlerde görülen hatalar ortadan kaldırılmıştır.

Beyli ve arkadaşlarının (9) çalışmasında ölçüm yapılan kafataslarına ait tuberculum articulare'nin posterior eğimlerinin (a) yaptığımız çalışmada elde ettiğimiz değerlerden (b) büyük olduğu görülmüştür.

a: Lateral $58.26^{\circ} \pm 8.60^{\circ}$ Santral $60.33^{\circ} \pm 10.19^{\circ}$ Medial $58.28^{\circ} \pm 10.1^{\circ}$

b: Lateral $19.68^{\circ} \pm 7.08^{\circ}$ Santral $26^{\circ}.56^{\circ} \pm 7.01^{\circ}$ Medial $18.12^{\circ} \pm 6.07^{\circ}$

Beyli ve arkadaşlarının çalışmasında tuberculum articulare'nin posterior eğimlerinin morfolojik olarak eğimi hesaplanmıştır. Halbuki yaptığımız çalışmada kaydedilen protruziv kondil yolu eğimi; kondil, disk ve eklem sıvısının birlikte yaptığı hareketin yoludur. Bu hareket kondilin ve alt çenenin bağlı olduğu kas ve bağları da etkilemektedir.

Isberg ve Westeson'un çalışmaları da bu düşüncemizi desteklemektedir. Araştırmacılar sinematik MR kesitlerinde yaptıkları çalışmada tuberculum articulare'nin posterior eğimini 68.7° , kondil yolu eğimini 61.1° olarak bulmuşlardır.

Gysi 219 denekte yaptığı ölçümler ile eksen orbita düzlemine göre protruziv kondil yolu eğimini 33° bulmuştur.

Lundeen ve arkadaşları protruziv kondil yolu eğimini eksen-orbita düzlemine

45° bulmuşlardır. Deneklerin %80'inin protruziv kondil yolu eğimi 30°-70° arasında dağılmıştır.

Isaacson 36 denekte protruziv kondil yolu eğimini Frankfort horizontal düzleme göre 35.6° bulmuştur.

Ichikawa ve Laskin (63) 100 Hintli kafatasında Frankfort horizontal düzleme göre tuberculum articularenin posterior eğimini lateral kesitte $41.2^{\circ} \pm 10.7^{\circ}$, santral kesitte ise $54.2^{\circ} \pm 11.4^{\circ}$ bulmuştur.

Lundeen başka bir çalışmasında 50 denekte protruziv kondil yolu eğimini Frankfort horizontal düzleme göre 40° bulmuştur.

Zamacona ve arkadaşları 56 tam dişsiz deneğin Condylator kinematik yüz arkı ile protruziv kondil yolunun Camper düzlemi ile yaptığı açıyı ölçmüşlerdir. Deneklerin protruziv kondil yolu eğimleri Camper düzlemine göre sağ 36.6° sol 35.75° bulunmuştur.

Quirch ve arkadaşları protruziv kondil yolu eğimini Camper düzlemine göre 17°-81° bulmuşlardır.

Yukarıda sıralanan çalışmalarda Gysi, Lundeen ve arkadaşları protruziv kondil yolu eğiminin eksen-orbita düzlemine göre yaptığı açıyı, Isaacson, Lundeen tuberculum articularenin posterior eğiminin Frankfort horizontal düzleme göre yaptığı açıyı, Zamacona ve arkadaşları, Quirch ve arkadaşları protruziv kondil yolu eğiminin Camper düzlemine göre yaptığı açıyı bulmuşlardır. Eksen-orbita düzlemi ve Camper düzlemi protetik uygulamalar için önemlidir. Eksen orbita düzlemi bir çok kayıt sistemi için yüz arkı kayıtlarının alınmasında rehber düzlemdir. Eksen-orbita düzlemine göre ayarlanan kayıt sistemlerini kullanan artikülatörlerin fossa elemanları bu düzleme göre açıldırılmıştır. Aynı şekilde Camper düzlemine göre ayarlanan kayıt sistemlerini kullanan artikülatörlerin fossa elemanları bu düzleme göre açıldırılmıştır. Bu iki düzlem arasındaki açısall ilişki kişisel olarak değişmesine rağmen ortalama 5°'lik bir fark olduğu bildirilmiştir (4).

Eksen-orbita ve Camper düzlemleri ile ilgili olarak dikkat edilmesi gereken en önemli konu; artikülatörün ve kayıt sisteminin hangi düzleme göre ayarlandığının bilinmesi gerektirir.

Günümüzde kullanılan artikülatörlerin büyük bir bölümü Eksen-orbita düzlemine göre tasarlanmıştır. Camper düzlemi oklüzyon düzlemine paralel olduğu için tam protez çalışmalarında Camper düzlemine göre ayarlanan artikülatörlerin kullanılması tercih edilmektedir. Bu düşünceden yola çıkan Kavo firması ürettiği "Protar" artikülatörünün fossa mekanizmasını ve yüz arkı sistemini hem Eksen-

orbita hem de Camper düzlemine göre ayarlanabilir yapmıştır.

Frankfort horizontal düzlemi ise protetik uygulamalarda kullanılmayıp daha çok ortodontide sefalometrik ölçümlerde ve antropolojide kullanılan ve bir referans düzlemdir. Eksen orbita düzlemi ile çakışmakta olup tek farkı kemik düzeyinde tanımlanmış olmasıdır.

Bir çok araştırmacı (24, 63, 65, 95) *eminencia articularis*'in eğiminin horizontal düzlemle yaptığı açıyı kemik sınırları çizerek ve sonrasında da *tuberculum articulare*nin posterior kenarından geçen ve en çok noktaya temas eden teğeti çizerek hesaplamıştır. Oysa *eminencia articularis*in şekli bir sigmoid eğri olarak tanımlanmış ve buradan geçecek teğetin yalnızca en çok noktaya temas etmesi değil aynı zamanda kesişim noktasından da geçmesi gerektiği belirtilmiştir (117, 118, 120). Fossa ve kondil elemanlarının morfolojileri ve aralarındaki ilişkilerinin incelenmesi Temporomandibular eklem rahatsızlıklarında *tuberculum articulare*nin posterior eğimi ve Fossa ve kondil elemanlarının ilişkilerinin hazırlayıcı faktör olması düşüncesi ile ortaya çıkmıştır. Pullinger, Temporomandibular Eklemin temporal bölümünü geometrik olarak tanımlayabilmek için temporal kemiği dört bölüm halinde incelemiştir. Bunlar

- Fossa eğrisi
- Tuberculum articulare* eğrisi
- Tuberculum articulare*nin posterior eğimi
- Fossanın parasagittal kesitte uzunluğudur

Pullinger ve arkadaşları bu dört değişkenin histolojik kesitlerden elde edilen görüntülerini matematiksel olarak incelemiş ve bu yapıların sinüzoidal eğrinin formuna uygunluk gösterdiğini bildirmişlerdir. Pullinger ve arkadaşları sinüzoidal eğriyi oluşturan iki yarım eğrinin bir kesişim noktası olduğunu ve bu kesişim noktasının fossa ile *tuberculum articulare*nin birleştiği nokta olması nedeniyle *tuberculum articulare*nin posterior eğiminin hesaplanmasında referans nokta olması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu fikir ilk defa Pullinger ve arkadaşları tarafından ortaya atılmış ve *tuberculum articulare*nin posterior eğimini belirlemek için Baldioceda'nın halka çakıştırma yöntemini de kullanarak geometrik bir yöntem tanımlamışlardır.

Beyli ve arkadaşlarının çalışması ile Sülün ve arkadaşlarının çalışması (149) Pullinger ve arkadaşlarının tanımladığı yöntemin güvenilirliğini kanıtlamıştır.

Bu çalışmada da Pullinger'in yöntemi kullanılmıştır. Pullinger yönteminde fossa eğrisi ve *tuberculum articulare* eğrisini temsil eden halkaların kesişme noktasının, *tuberculum articulare*nin posterior eğiminin dikliğinden etkilendiğini bildirmiştir. *Tuberculum articulare*nin posterior eğiminin çok dik olduğu durumlarda halkalar

iki noktadan kesişmekte, eğimin çok sık olduğu durumlarda halkaların kesişmediği görülmüştür. Bu durum Beyli ve arkadaşlarının çalışmasında da bildirilmiştir.

Bu çalışmada protruziv kondil yolu eğiminin çok sık olduğu deneklerde halkaların çakışmaması durumu ile karşılaşılmıştır. Bu durumda Pullinger, Beyli ve arkadaşlarının da bildirdiği gibi halkaların arasında kalan çizginin orta noktası kesişim çizgisi olarak kabul edilmiştir. Bu çalışmada protruziv kondil yolu eğiminin çok dik olduğu ve eğrilerin iki noktada kesiştiği durumla karşılaşılmamıştır.

Bu çalışmada protruziv kondil yolu eğimi, tuberculum articulare'nin eğrisi ve fossa eğrisi fossanın uzun eksenini paralel, sagittal üç kesitte ölçülmüştür. Fossa elemanlarında aynı yöntem ile frontal düzlemde üç kesit alınmıştır. Bu kesitler sadece üç boyutlu modellemenin yapılması için kullanılmıştır. Sagittal kesitler, frontal kesitlerin rehberliğinde bir araya getirildiğinde protruziv kondil yolu eğimi, tuberculum articulare'nin ve fossanın üç boyutlu şekillenmesi karşımıza çıkmaktadır.

Bu üç boyutlu şekillenme kondil hareketlerini taklit edilebilmesi için çok önemlidir. Pantografik yöntemlerde alt çenenin protruziv hareketinin kaydı yapılırken sadece bir hareket yolu çizdirilmektedir. Bu hareket yolunun fossanın santral, medial veya lateral kesitinde olup olmadığı bilinmemesine rağmen hareket yolu artikülatöre aktarılırken santral kesitte olmuş gibi düşünülmektedir. Kondilin simetrik olmayan ve hayat boyunca değişim gösterebilen morfolojisi düşünüldüğünde protruziv hareket, kondilin herhangi bir kesitin etkisinde olabilir. Bu çalışmada kondilin hareket ettiği üç kesitteki hareket yolları bulunmuş ve bu yolları oluşturan kesitlerin ilişkileri gösterilmiştir.

Bu çalışmada protruziv kondil yolu eğimi, tuberculum articulare'nin eğrisi ve fossa eğrisi incelendiğinde her değişkenin kendi içinde üç kesitte istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür. Farklılık ölçüm yapılan üç değişkenin de santral kesitte daha büyük, medial ve lateral kesitlerde daha küçük olması şeklindedir. Aynı şekilde lateral kesitler değerleri de medial kesit değerlerinden büyük çıkmıştır. Bu bulgumuz alt çenenin yan hareketlerinin taklidinde önemlidir. Alt çene yan hareket yaparken çalışan taraf kondili lateral kesitteki eğriye doğru yani büyük eğriye doğru hareket edecektir. Denge tarafındaki kondil ise fossanın medialine doğru yani küçük eğriye doğru hareket edecektir. Bu farklı büyüklükteki eğrilere doğru yapılan yan hareketler tüberkül eğimlerinde etkili olacaktır.

Protruziv kondil yolu eğimi, tuberculum articulare eğrisi ve fossa eğrisinden

alınan üç kesitin birbirinden farklı olması artikülatorlerde fossa elemanının üç boyutlu olarak şekillendirilmesinin gerekliliğini göstermiştir.

Beyli ve arkadaşları kafataslarında Pullinger'in yöntemini ve bilgisayar destekli bir yöntemi kullanarak tuberculum articulare ve fossa eğrilerin ve tuberculum articularenin posterior eğiminin santral kesitte en büyük, lateral ve medialde daha küçük olduğunu bulmuşlardır. Sülün ve arkadaşları yaptıkları MR çalışmasında tuberculum articularenin posterior eğiminin santral kesitte lateralden daha büyük olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmada elde ettiğimiz kesitlerin eğri ve eğim farklarına ait bulgular Beyli ve arkadaşlarının kafatası çalışması, Sülün ve arkadaşlarının MR çalışması ile de desteklenmiştir.

Protruziv kondil yolu eğimi, tuberculum articulare eğrisi ve fossa eğrisinin kesit ayrımı yapılmadan aralarındaki ilişki incelendiğinde tuberculum articulare eğrisi ve fossa eğrisi ile eğim arasında doğru orantılı bir ilişki olduğu görülmüştür. Aynı doğru orantı tuberculum articulare eğrisi ve fossanın eğrisi arasında da görülmüştür.

Bu doğru orantıya göre tuberculum articulare eğrisi büyürse fossa eğrisi de büyüyecektir. Bu iki değişkenden herhangi birisinin büyümesi veya ikisinin birden büyümesi protruziv kondil yolu eğiminin de büyümesine neden olacaktır.

Ölçüm yaptığımız toplumun bulgularına sahip bir kişi için yarı ayarlanabilen bir artikülator kullanmamız gerekirse; protruziv kondil yolu eğiminde yapılacak olan değişikliğin, tuberculum articularenin ve fossa elemanının boyutunda da yapılması gerekecektir.

Lundeen ve arkadaşları (63, 64, 65), El-Gheriani ve Winstanley (22), Ichikawa ve Laskin (46), Quirch ve arkadaşları (92), Isberg ve Westeson (51), Beyli ve arkadaşları (9), Sülün ve arkadaşları (111), Beard ve arkadaşları (6) yaptıkları protruziv kondil yolu eğimi ve tuberculum articularenin posterior eğimi ölçümlerinde sağ eklem ile sol eklem arasında fark bulamamışlardır.

Zamacona ve arkadaşları sağ ve sol eklem protruiziv kondil yolu eğimleri arasında istatistiksel olarak fark bulamamalarına rağmen deneklerde yapılan ölçümlerin dağılımları arasında farklılıklar görmüşlerdir. Araştırmacılar sağ eklem protruiziv kondil yolu eğimini 23° - 55° arasında bulurken sol eklem protruiziv kondil yolu eğimini 10° - 62° arasında bulmuşlardır.

Isaacson 37 hastanın protruiziv kondil yolu eğimini ve Bennett açısını ölçmüştür. Protruiziv kondil yolu eğiminde 40 yaşının altındaki deneklerde sağ-sol eklemde ve cinsiyete bağlı farklılık bulamamıştır.

Bu çalışmada Bennett açısının tesbiti ile ilgili herhangi bir ölçüm yapmadık.

Bunun sebebi şekillendirilmiş fossa elemanlarında Bennet açısını ve hareketinin miktarını ölçmek için bildirilen yöntemlerin standardizasyonunun mümkün olmamasıdır.

Aull ve arkadaşları 25-75 yaşları arasındaki 50 denneğin protruziv kondil yolu eğimini ölçmüş ve sağ-sol eklemden ve cinsiyete bağlı farklılık bulamamıştır.

Bu çalışmada deneklerin sağ ve sol eklemlerinin ölçümleri arasında ve cinsiyete bağlı fark görülmemiştir. Sağ ve sol eklem bulguları arasında fark olmamasını deneklerin hepsinin genç erişkin grupta olmasına ve tüm deneklerin herhangi bir temporomandibular rahatsızlığının , ortodontik rahatsızlığının bulunmamasına bağlıyoruz.

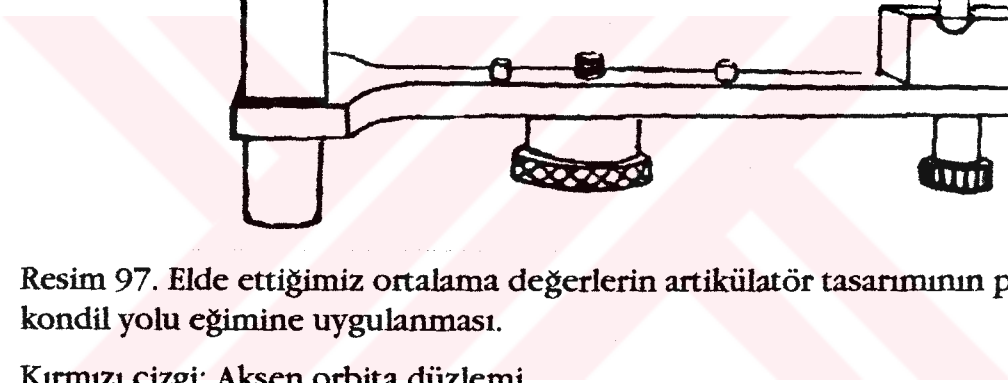
Deneklerde yapılan ölçümlerin yaş ile olan ilişkisi incelendiğinde yaş ile tuberculum articulare ve fossa eğrilerinde doğru orantılı bir ilişki görülmüştür. Deneklerin yaş gruplarında büyüme ve gelişmenin tamamlandığı düşünülürse bu ilişki patolojik olmayan bir remodeling olabilir.



SONUÇLAR

Bu çalışmada 54 sağlıklı denegin sağ sol temporomandibular eklem şekillendirmeleri yapılmıştır ve bu şekillendirmeler üç kesitte ölçülmüştür.

- 1- Deneklerin sağ ve sol temporomandibular eklemlerinde fossa eğrisi, tuberculum articulare eğrisi ve protruziv kondil yolu eğimi farklılığı yoktur.
- 2- Deneklerin temporomandibular eklemlerinde cinsiyete bağlı olarak fossa eğrisi, tuberculum articulare eğrisi ve protruziv kondil yolu eğimi farklılığı yoktur.
- 3- Fossa eğrileri çapı lateral kesitte $66.1\text{mm} \pm 16.05\text{mm}$, santral kesitte $88.76\text{mm} \pm 17.81\text{mm}$, medial kesitte $61.88\text{mm} \pm 13.93\text{mm}$ olan halkalar ile uygunluk göstermiştir
- 4- Tuberculum articulare eğrileri çapı lateral kesitte $64.69\text{mm} \pm 15.45\text{mm}$, santral kesitte $93.24\text{mm} \pm 19.87\text{mm}$, medial kesitte $59.75\text{mm} \pm 13.94\text{mm}$ olan halkalar ile uygunluk göstermiştir
- 5- Protruziv kondil yolu eğimi lateral kesitte $19.68^\circ \pm 7.08^\circ$, santral kesitte $26.56^\circ \pm 7.01^\circ$, medial kesitte $18.12^\circ \pm 6.07^\circ$ 'dir
- 5- Fossa eğrileri ve Tuberculum articulare eğrileri arasında her kesitte istatistiksel farklılık vardır. Eğrilerin arasında pozitif korelasyon vardır.
- 6- Protruziv kondil yolu eğimi ile fossa eğrileri ve tuberculum articulare eğrileri arasında pozitif korelasyon vardır.
- 7- Yaş ile fossa eğrileri ve tuberculum articulare eğrileri arasında negatif korelasyon vardır.
- 8- Bu veriler ortalama değerli bir artikulator tasarımına aktarıldığında ölçüm yaptığımız denek grubunun protruziv kondil yolu eğimini doğru olarak taklit edebiliriz.



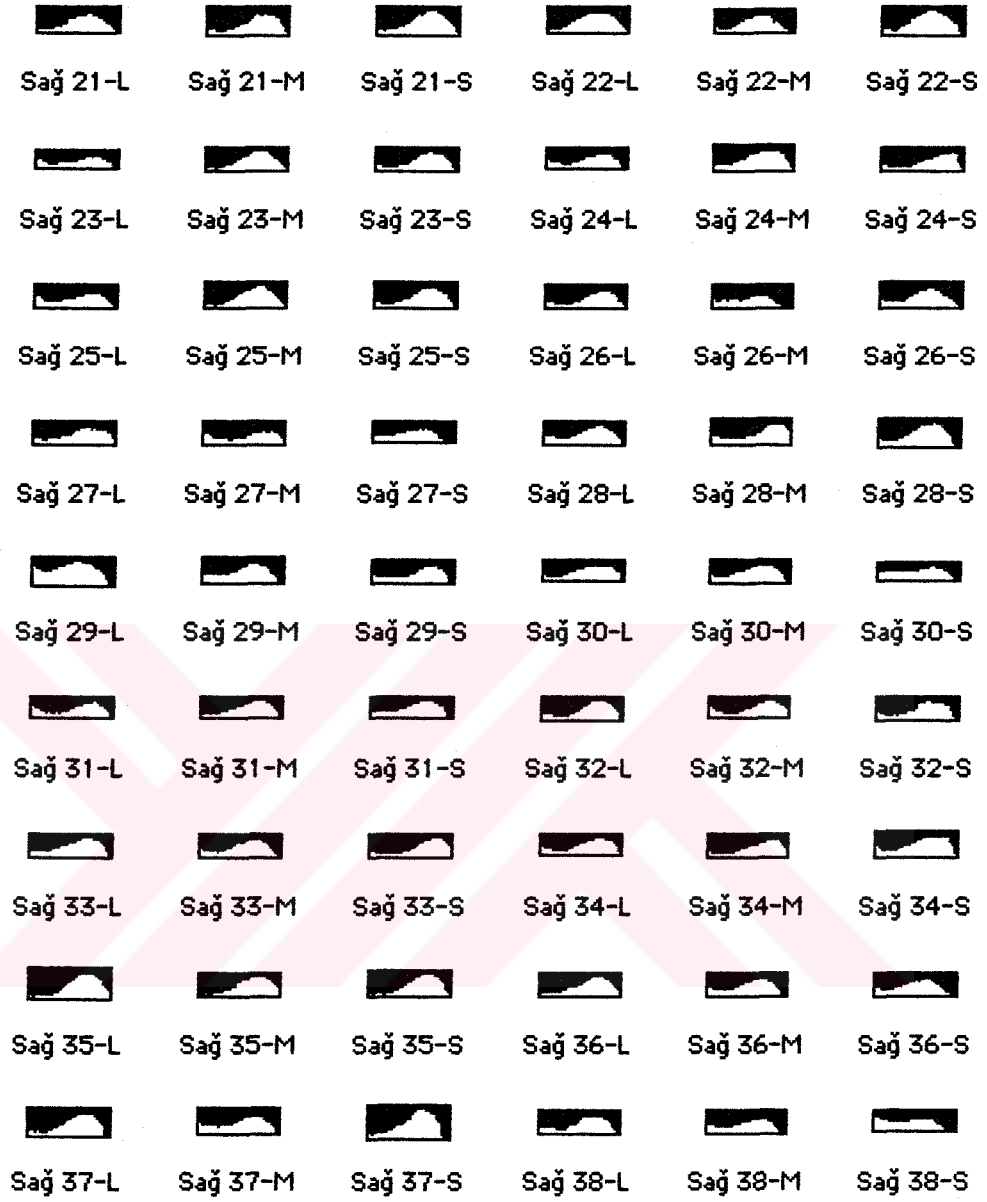
Kırmızı çizgi: Aksen orbita düzlemi
Mavi çizgi: Protruziv kondil yolu eğimi=27°



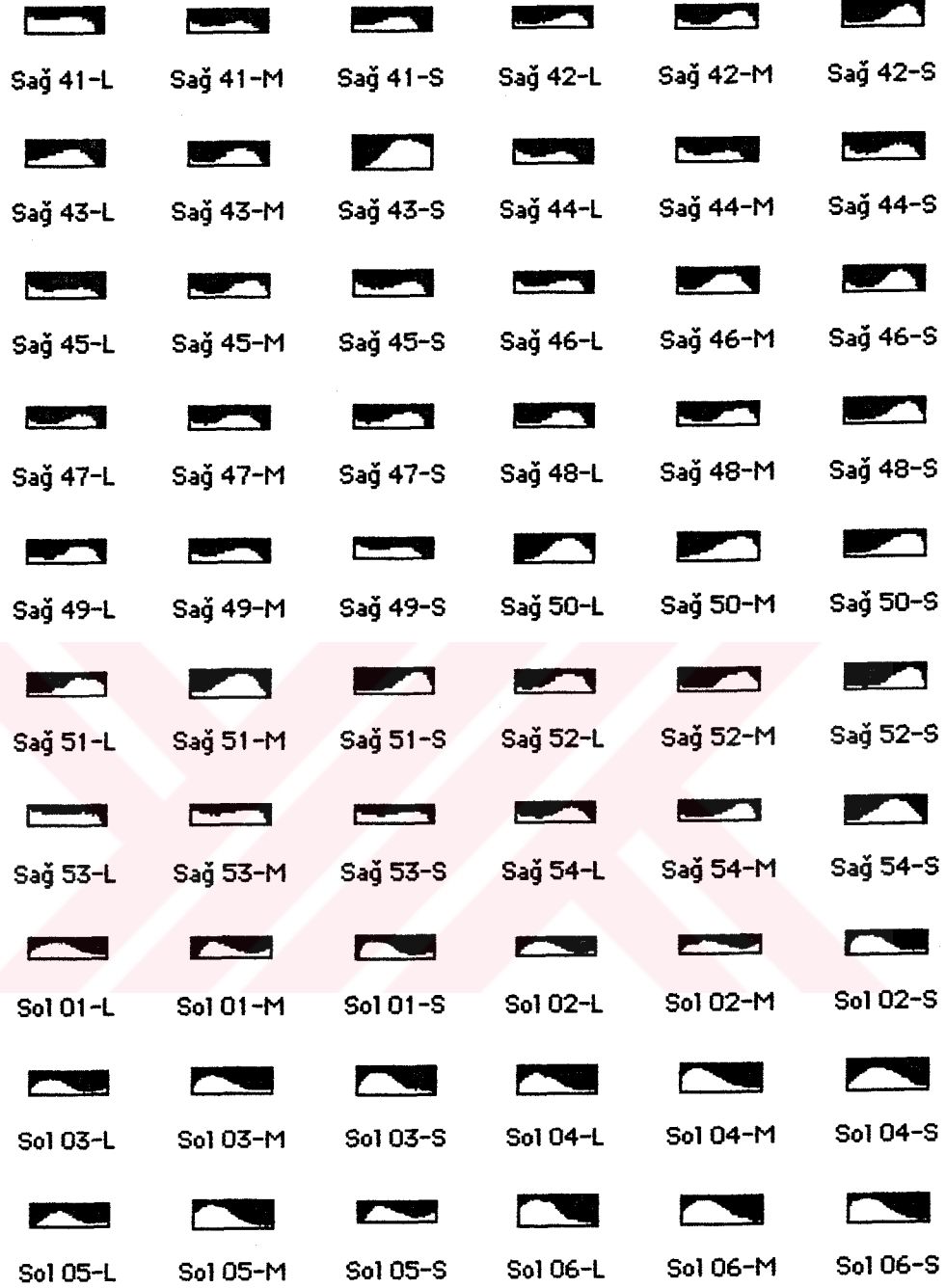
Ek Resim ve Tablolar



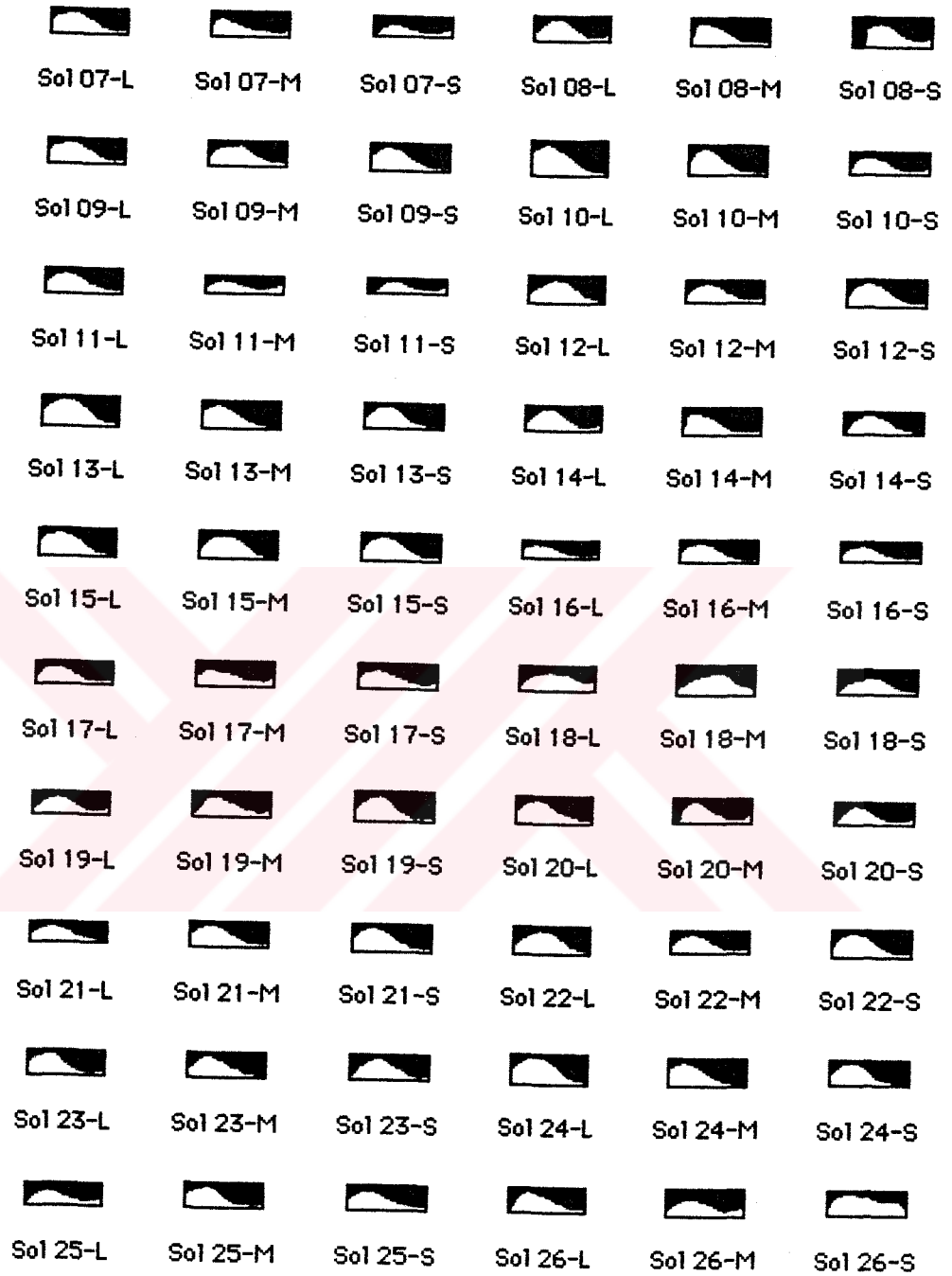
Resim 98. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri



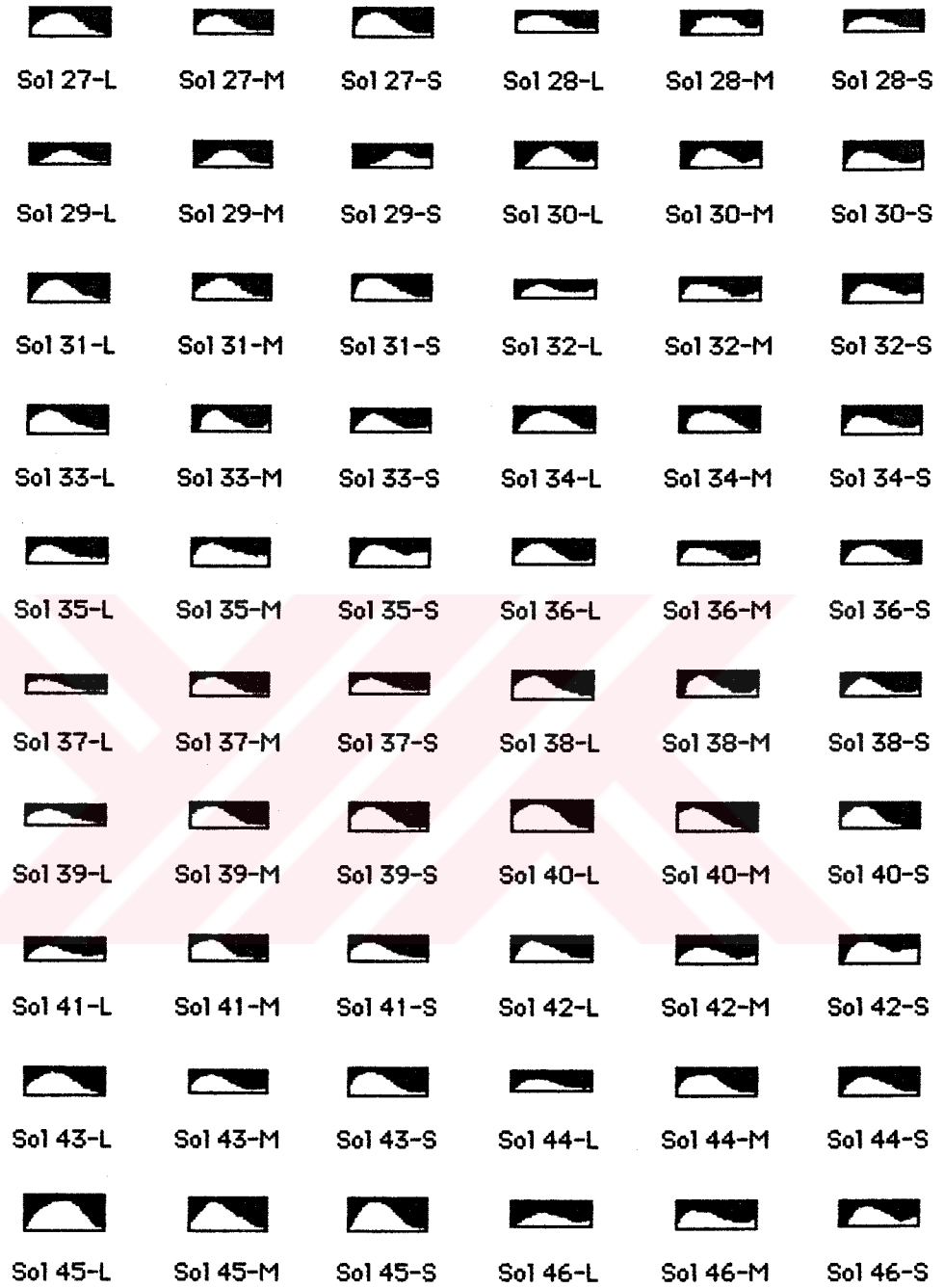
Resim 99. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri



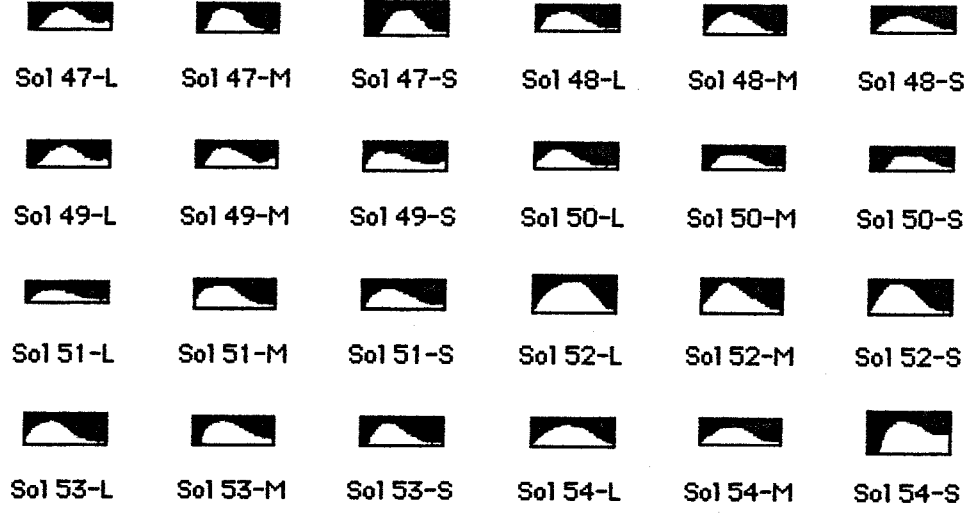
Resim 100. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri



Resim 101. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri



Resim 102. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri



Resim 103. Deneklerde yapılan şekillendirmelerin kesitler halindeki görüntüleri

DENEK	Cinsiyet	Yaş
1	♂	19
2	♂	21
3	♂	19
4	♀	33
5	♂	34
6	♂	22
7	♀	23
8	♀	23
9	♂	31
10	♀	35
11	♂	34
12	♂	28
13	♂	26
14	♂	24
15	♂	27
16	♂	35
17	♂	34
18	♀	19
19	♂	21
20	♀	29
21	♂	28
22	♂	35
23	♀	33
24	♂	34
25	♂	23
26	♀	29
27	♀	31

DENEK	Cinsiyet	Yaş
28	♀	31
29	♂	29
30	♀	27
31	♂	23
32	♂	19
33	♂	22
34	♀	32
35	♂	19
36	♂	25
37	♀	27
38	♂	29
39	♂	21
40	♂	28
41	♀	18
42	♂	25
43	♀	29
44	♂	33
45	♀	24
46	♀	25
47	♂	18
48	♀	33
49	♂	31
50	♂	29
51	♀	24
52	♂	28
53	♀	22
54	♀	19

Tablo 6. Deneklerin cinsiyet ve yaş dağılımı

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
01	57	57
02	50	57
03	57	66.5
04	57	57
05	66.5	66.5
06	57	66.5
07	66.5	66.5
08	50	66.5
09	50	57
10	66.5	57
11	50	66.5
12	80	80
13	80	66.5
14	80	80
15	66.5	57
16	50	57
17	66.5	66.5
18	80	100
19	80	66.5
20	80	80
21	80	66.5
22	80	80
23	80	80
24	66.5	80
25	80	57
26	66.5	57
27	66.5	100

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
28	80	66.5
29	50	57
30	50	50
31	57	57
32	57	66.5
33	66.5	66.5
34	57	50
35	66.5	66.5
36	100	100
37	66.5	66.5
38	66.5	57
39	57	66.5
40	66.5	66.5
41	80	100
42	66.5	100
43	80	57
44	66.5	57
45	66.5	57
46	33.5	66.5
47	66.5	57
48	80	50
49	57	40
50	100	57
51	31	44.5
52	100	57
53	31	40
54	50	57

Tablo 7. Sağ eklem elemanının sagittal yönde lateral kesit değerleri

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
01	100	100
02	100	100
03	80	100
04	80	100
05	66.5	57
06	66.5	100
07	66.5	80
08	100	100
09	100	80
10	80	100
11	80	100
12	80	100
13	100	80
14	80	133
15	100	100
16	66.5	80
17	80	80
18	133	133
19	100	80
20	57	80
21	100	133
22	80	100
23	100	100
24	100	100
25	80	100
26	100	100
27	66.5	80

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
28	66.5	80
29	80	66.5
30	100	100
31	100	133
32	100	100
33	100	133
34	133	80
35	80	66.5
36	80	133
37	80	100
38	80	66.5
39	80	100
40	80	80
41	80	80
42	66.5	80
43	133	100
44	80	80
45	80	100
46	100	100
47	66.5	80
48	66.5	100
49	80	80
50	100	66.5
51	100	100
52	80	66.5
53	100	66.5
54	80	100

Tablo 8. Sağ eklem elemanının sagittal yönde santral kesit değerleri

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
01	50	57
02	66.5	66.5
03	50	50
04	66.5	40
05	50	50
06	66.5	50
07	66.5	57
08	57	44.5
09	40	40
10	44.5	44.5
11	50	40
12	50	57
13	80	66.5
14	57	80
15	57	50
16	50	50
17	80	66.5
18	100	66.5
19	80	57
20	66.5	66.5
21	66.5	50
22	80	57
23	100	66.5
24	66.5	66.5
25	50	66.5
26	57	50
27	40	50

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
28	50	66.5
29	57	57
30	66.5	57
31	80	66.5
32	57	57
33	57	57
34	66.5	66.5
35	57	57
36	50	36.5
37	57	66.5
38	57	50
39	50	66.5
40	57	57
41	50	66.5
42	57	80
43	80	57
44	50	50
45	66.5	44.5
46	80	44.5
47	57	57
48	44.5	50
49	50	80
50	44.5	40
51	50	66.5
52	80	100
53	66.5	66.5
54	57	50

Tablo 9. Sağ eklem elemanının sagittal yönde medial kesit değerleri

DENEK	LATERAL	SANTRAL	MEDIAL
01	25	33	22
02	35	40.5	31
03	26.5	29	23
04	27.5	30	24
05	41	43	37
06	23	28	20
07	29	33	29
08	36	41	31
09	13	18	9
10	12	15	9
11	22	32	18
12	12	21	15
13	9	19.5	9
14	11	22	13
15	19	27	19
16	10	17.5	13
17	18.5	29	15
18	10.5	17	8
19	21	28	18
20	22	31	25
21	23	25	19
22	22	31	19
23	17	21	14.5
24	17	28	14
25	17.5	23	20
26	20	23	18
27	13	21	15

DENEK	LATERAL	SANTRAL	MEDIAL
28	17	21	12
29	17	25	16
30	19	24.5	15.5
31	18	26	19
32	12	23	15
33	17	26	17
34	16.5	23	16
35	33	45	19.5
36	23	28	20.5
37	25	29	18
38	21	26	22
39	19.5	31.5	15
40	12	20	13
41	21	30	17
42	32.5	40.5	28
43	17	23	14
44	10.5	14	9
45	15	23	13
46	15.5	20	16
47	13	19	15
48	17.5	28	19
49	16	21	13
50	20	24	15
51	35	39	31.5
52	17	25	14.5
53	25.5	33	23
54	29	36	25.5

Tablo 10. Sağ eklem elemanının üç kesitte axis orbita düzlemine göre protrusiv kondil yolu eğimi

DENEK	FRONTAL
01	66.5
02	57
03	50
04	66.5
05	50
06	57
07	66.5
08	50
09	57
10	57
11	66.5
12	50
13	66.5
14	50
15	57
16	66.5
17	50
18	44.5
19	50
20	57
21	66.5
22	57
23	50
24	50
25	50
26	50
27	57

DENEK	FRONTAL
28	57
29	50
30	66.5
31	44.5
32	57
33	44.5
34	66.5
35	50
36	50
37	57
38	57
39	57
40	44.5
41	50
42	57
43	50
44	40
45	66.5
46	66.5
47	50
48	57
49	50
50	44.5
51	50
52	57
53	57
54	50

Tablo 11. Sağ eklem elemanının frontal kesit değerleri

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
01	50	57
02	44.5	50
03	50	50
04	80	80
05	66.5	40
06	66.5	66.5
07	50	50
08	50	44.5
09	44.5	57
10	80	50
11	66.5	66.5
12	66.5	80
13	66.5	36.5
14	40	100
15	57	66.5
16	50	57
17	80	80
18	100	100
19	100	57
20	80	66.5
21	80	57
22	80	100
23	66.5	100
24	80	80
25	100	57
26	80	66.5
27	80	80

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
28	80	66.5
29	80	66.5
30	66.5	66.5
31	50	57
32	57	50
33	66.5	57
34	50	66.5
35	57	66.5
36	57	57
37	80	66.5
38	80	57
39	50	57
40	66.5	57
41	66.5	57
42	80	57
43	80	100
44	66.5	100
45	100	57
46	66.5	57
47	66.5	57
48	40	66.5
49	80	57
50	66.5	50
51	57	40
52	100	57
53	31	40
54	50	57

Tablo 12. Sol eklem elemanının sagittal yönde lateral kesit değerleri

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
01	80	80
02	133	133
03	100	100
04	80	80
05	57	66.5
06	80	100
07	80	66.5
08	80	80
09	100	100
10	100	133
11	80	133
12	66.5	100
13	100	100
14	100	100
15	133	133
16	80	100
17	80	100
18	100	100
19	80	66.5
20	66.5	66.5
21	133	100
22	80	80
23	80	80
24	100	100
25	100	80
26	80	80
27	80	100

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
28	57	100
29	100	80
30	80	100
31	100	133
32	100	133
33	100	100
34	100	80
35	80	66.5
36	66.5	133
37	100	80
38	100	66.5
39	66.5	80
40	80	100
41	100	66.5
42	80	66.5
43	133	80
44	80	80
45	66.5	133
46	133	100
47	80	100
48	80	80
49	100	100
50	100	80
51	100	80
52	80	80
53	100	66.5
54	80	100

Tablo 13. Sol eklem elemanının sagittal yönde santral kesit değerleri

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
01	50	57
02	80	66.5
03	44.5	57
04	66.5	44.5
05	50	50
06	57	50
07	80	57
08	57	40
09	44.5	40
10	50	50
11	50	44.5
12	50	57
13	80	66.5
14	57	80
15	50	50
16	57	50
17	66.5	66.5
18	80	80
19	100	57
20	80	66.5
21	57	57
22	80	57
23	80	66.5
24	57	66.5
25	50	57
26	57	50
27	44.5	50

DENEK	FOSSA	TUB. ART.
28	50	57
29	66.5	66.5
30	66.5	57
31	100	80
32	57	66.5
33	66.5	66.5
34	80	80
35	50	66.5
36	50	44.5
37	57	66.5
38	57	50
39	80	66.5
40	57	66.5
41	66.5	57
42	66.5	133
43	80	57
44	50	66.5
45	66.5	50
46	80	50
47	57	66.5
48	50	57
49	50	80
50	50	44.5
51	44.5	80
52	80	100
53	66.5	57
54	80	66.5

Tablo 14. Sol eklem elemanının sagittal yönde medial kesit değerleri

DENEK	LATERAL	SANTRAL	MEDIAL
01	23	33	20
02	33	38	31
03	26	29	24
04	25	30	24
05	45	45	35.5
06	20	27	18
07	23	33	26
08	33.5	41	30
09	12	18	10
10	10.5	14	9
11	19	31	16
12	10	21	14
13	9	17	11
14	11.5	22	15
15	21	25	17
16	12	19	14
17	17	29	16
18	10	18	8
19	23	28	20
20	20	28.5	25
21	20	26	19
22	24	30	19
23	15.5	21	14.5
24	14	26	14
25	16	23	21
26	17	20	19
27	14	21	14

DENEK	LATERAL	SANTRAL	MEDIAL
28	14.5	21	13.5
29	15	23	16
30	20	30	17
31	19.5	26	18
32	15	34	15
33	19	26	19
34	16	26	14
35	31	42.5	23
36	20	28	22
37	23.5	27	21
38	19	26	22
39	17	33	14
40	11	18	10
41	21	25	15
42	32	36	25
43	16	20.5	12
44	10	13	9
45	14	20	15
46	16	22	13
47	14	17	18
48	19	28	20
49	15.5	19	13
50	19	23	17
51	33	28.5	31
52	19	25	15
53	24	33	21.5
54	27.5	39	24

Tablo 15. Sol eklem elemanının üç kesitte axis orbita düzlemine göre protrusiv kondil yolu eğimi

DENEK	FRONTAL
01	57
02	57
03	57
04	50
05	50
06	44.5
07	66.5
08	50
09	50
10	66.5
11	57
12	57
13	50
14	50
15	50
16	57
17	50
18	50
19	44.5
20	57
21	57
22	50
23	50
24	50
25	57
26	50
27	57

DENEK	FRONTAL
28	66.5
29	44.5
30	80
31	50
32	50
33	50
34	66.5
35	57
36	50
37	57
38	66.5
39	66.5
40	50
41	57
42	57
43	44.5
44	44.5
45	66.5
46	57
47	57
48	50
49	50
50	50
51	57
52	57
53	57
54	50

Tablo 16. Sol eklem elemanın frontal kesit değerleri



KAYNAKLAR

1. Alsawaf MM, Garlapo DA.
Influence of tooth contact on the path of condylar movements.
J Prosthet Dent 1992 Mar;67(3):394-400
2. Antony LP.
Prosthetic Dentistry.
Lea-Febiger; Philadelphia 1943
3. Arat E.
Diş eksikliği olmayan bireylerde kondiller arası mesafenin ve kondil yolu eğiminin açısal değerinin araştırılması
Doktora tezi İstanbul 1993
4. Aull AE.
Condylar determinants of occlusal patterns. Part 1. Statistical report on condylar path variations.
J Prosthet Dent 1965;25:826-846
5. Bauer A, Gutowski A.
Gnathology. Introduction to theory and practice.
Quintessence Publishing CO Berlin 1976
6. Beard CC, Donaldson K, Clayton JA.
A comparison of articulator settings to age and sex.
J Prosthet Dent. November 1986; 56: 551-554
7. Beck HO.
Jaw registrations and articulators.
JADA. Oct 1966; 73: 863-862
8. Bernd Schmidt KaVo EWL
Kişisel Görüşme
27. Internationale Dental-Schau April 8-12 1997 Köln
9. Beyli M, Bilgin T, Sülün T, Kursoğlu P, Ergin U.
Evaluation of Various Slopes in Different Slices of Eminencia Articularis Related to Transversal Angulation of Fossa Glenoidales in Anatolian Population.
Int J of Prosthodont 1998;11:90 (abstract)
10. Boshart M.
Kişisel Görüşme
1996 İsviçre
11. Carl O. Boucher.
Swenson's complete dentures. Sixth Edition.
The C.V. Mosby Company Saint Louis 1970
12. Celenza FV.
An analysis of articulators.
Dent Clin North Am. 1979 Apr;23(2):305-26

13. Christensen FT.
Cusp angulation for complete dentures.
J Prosthet Dent. Nov-Dec 1958; 8: 910-923
14. Colaizzi FA, Michael CG, Javid NS, Gibbs CH.
Condylar and incisal border movements: A comparative study of complete denture wearers and natural dentition subjects.
J Prosthet Dent. April 1988; 59:453-459
15. Coye RB.
A study of the variability of setting a fully adjustable gnathologic articulator to a pantographic tracing.
J Prosthet Dent. April 1977; 37: 460-465
16. Curtis DA, Watchel HC.
Limitations of semiadjustable articulators. Part II: Straight line articulators with provision for immediate side shift.
J Prosthet Dent. November 1987; 58: 569-573
17. Çalikkocaoglu S.
Tam Protezler Cilt 1-2.
Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayını 3. Baskı İstanbul 1998
18. Deane HD.
Articulators, academics and attitudes.
J Prosthet Dent. January 1974; 31: 88-90
19. Dipietro GJ, Moergeli JR.
Significance of the Frankfort-mandibular plane angle to prosthodontics.
J Prosthet Dent. December 1976; 36: 624-635
20. Dorsch P.
Stratos 200: New possibilities in biogenic prosthetics. Ivoclar-Vivadent Report.
September 1993 Schaan, Liechtenstein
21. Ebner KA, Otis LL, Zakhary R, Danforth RA.
Axial temporomandibular joint morphology: A correlative study of radiographic and gross anatomic findings.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol. February 1990; 69: 247-25
22. El-Gheriani AS, Winstanley RB.
Graphic tracings of condylar paths and measurements of condylar angles.
J Prosthet Dent.. January 1989; 61: 77-87
23. Fletcher AM.
Ethnic variations in sagittal condylar guidance angles.
J of Dent. 1985; 13:

24. Galante G, Paesani D, Tallents RH, Katzberg RW, Murphy W.
Angle of the articular eminence in patients with temporomandibular joint dysfunction and asymptomatic volunteers.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1995 Aug;80(2):242-9
25. Gerber A.
Condylator Model 4.
Der Zahntechniker 959; 6(Suppl): 1-19.
26. Gerber A.
Kiefergelenk und Zahnokklusion.
DZZ 1971; 26:119-141.
27. Gillis RR.
Articulator development and the importance of observing the condyle paths in full denture prosthodontics.
JADA January 1926;13:3-25
28. Gordon SR, Stoffer WM.
Technique for transferring information from a pantograph tracing to semiadjustable articulators.
J Prosthet Dent. October 1985; 54: 503-507
29. Graber G.
Removable Partial Dentures.
Thieme Medical Publishers, Inc. 1988 New York
30. Gross M, Gazit E.
Articulators used in North American Dental Schools.
J of Dental Education 1985;49:710-714
31. Gross MD, Mathews JD.
Occlusion in Restorative Dentistry.
Churchill Livingstone. New York 1982; 11-50
32. Grumling L. TMJ Instruments
Kişisel Yazışma
1997
33. Grünenfelder R.
Der neue "Stratos 200" Background zu einem Artikulator-System.
Dental-Labor. XLII, Heft 1994;6:835-842
34. Grünenfelder R. Ivoclar AG.
Kişisel görüşme
1996 İsviçre
35. Guichet NF.
The denar system and its application in everyday dentistry.
Dent Clin North Am. April 1979. 23: 243-257

36. Gysi A.
Practical application of research results in denture construction.
JADA. February 1929; 16: 199-223
37. Hall RE
Full Denture Costruction.
JADA. July 1929; 16: 1157-1199
38. Hall RE.
An analysis of the development of the articulator.
JADA. January 1930; 17: 3-51
39. Hampson EL, Askew PA, Tanner AN, White GE.
A technique for constructing full dentures using Gerber articulator and condyloform teeth
Quintessence International April Mai 1973 ,4:1-17
40. Hanau RL.
Articulation defined, analyzed and formulated.
JADA. December 1926; 1694-1709
41. Hickey JC, Lundeen HC, Bohannon HM.
A new articulator for use in teaching and general dentistry.
J Prosthet Dent. November 1967;18: 425-437
42. History of Dental articulators. Dental education resources on the web.
<http://www.derweb.ac.uk/main/artics.html>
43. Hobo S, Shillingburg HT, Whitsett LD.
Articulator selection for restorative dentistry.
J Prosthet Dent. 1976 Jul; 36: 35-43.
44. Hobo S, Takayama H.
Oral Rehabilitation
Quintessence Publishing CO. 1997 Tokyo
45. House JE.
The design and use of dental articulators in the United States From 1840-1970
MS Tezi Indiana 1970
46. Ichikawa W, Laskin DM.
Anatomic study of the angulation of the lateral and midpoint inclined planes of the articular eminence.
Cranio 1989 Jan;7(1):22-6
47. Instructions for use of the Dentatus articulator. Type ARH, ARL.
Stockholm 1974
48. International Prosthodontic Workshop on Complete Denture Occlusion, June 12-15, 1972. The Uni. of Michigal, School of Dentisty, Ann Arbor, Michigan.

49. Isaacson D.
A clinical study of the Bennett movement.
J Prosthet Dent 1958;8:641-648
50. Isaacson D
Clinical study of the condyle path
J Prosthet Dent 1959;9:927-935
51. Isberg A, Westesson PL.
Stepness of articulator eminence and movement of the condyle and disk in asymptomatic temporomandibular joints.
Oral Surg., Oral Med., Oral Path. August 1998; 86: 152-157
52. Johnson A, Winstanley RB.
Recording sagittal condylar angles using a mandibular facebow.
J Oral Rehabil 1997 Dec;24(12):904-8
53. Jones ML.
At last- A disposable articulator.
BJO.1990; 70: 55-56
54. Kafandaris NM, Theodorou PT.
Modification of a semiadjustable articulator to accept the patient's intercondylar width.
J Prosthet Dent. October 1982; 48: 385-387
55. Kaiser D, Schelb E.
Geometric study of incisal guide pin opening.
J Prosthet Dent. 1985 Apr;53:495-497
56. Kamura Dental Office.
<http://www.f-arts.co.jp/komura/english/index%7Ee.html>
57. Kurth LE.
Balanced Occlusion.
J Prosthet Dent. March 1954; 4: 150-167
58. Lauciello FR, Appelbaum M.
Anatomic comparison to arbitrary reference notch on Hanau articulators.
J Prosthet Dent. Dec 1978; 40: 676-681
59. Le Pera F, Cantatore SC.
Condylar trajectories.
J Prosthet Dent.. August 1974; 24: 203-212
60. Lee RL.
Jaw movements engraved in solid plastic for articulator controls.
Part I. Recording apparatus.
J Prosthet Dent. August 1969; 22: 209-224

61. Lee RL.
Jaw movements engraved in solid plastic for articulator controls.
Part II. Transfer apparatus.
J Prosthet Dent. November 1969; 22: 513-527
62. Lucia VO.
Principles of Articulation.
Dent Clin North Am. April 1979; 23: 199-211
63. Lundeen HC, Shryock EF, Gibbs CH.
An evaluation of mandibular border movements: Their character and significance.
J Prosthet Dent. October 1978; 40: 442-452
64. Lundeen HC, Wirth CG.
Condylar movement engraved in plastic blocks
J Prosthet Dent. December 1973; 30: 866-875
65. Lundeen HC.
Mandibular Movement Recordings and Articulator Adjustments Simplified.
Dent Clin North Am. April 1979; 23: 231-241
66. Lundeen TF, Mendoza F.
Comparison of Bennett shift measured at the hinge axis and an arbitrary hinge axis position.
J Prosthet Dent. March 1984; 51: 407-410
67. Mack PJ.
A computer analysis of condylar movement as determined by cuspal guidances.
J Prosthet Dent. May 1989; 61: 628-633
68. Manary DG, Holland GA.
Evaluation of mandibular movement recording and programming procedures for a molded condylar articulator system.
J Prosthet Dent. August 1984; 52: 275-280
69. Mansueto MA, Trebilcock CE.
Evaluation of incisal guide calibrations.
J Prosthet Dent. April 1985; 53: 490-494
70. Mc Phee ER.
The simple class II non-adjustable articulator: limitations, errors and compensating procedures.
J Michigan Dent Association. March 1974; 56: 68-73
71. McNeill C.
Science and practice of occlusion
Quintessence Publishing Co. Chicago 1997

72. Mitchell DL, Wilkie ND.
Articulators through the years. 1940-1970 Part I- II
J Prosthet Dent. March 1978; 39: 330-458, 451-458
73. Mohamed SE, Schmidt JR, Harrison JD.
Articulators in dental education and practice.
J Prosthet Dent. September 1976; 36: 319-325
74. Mohl ND, Zarb GA Carlsson GE Rugh JD.
A Textbook of Occlusion.
Quintessence Publishing CO Chicago 1988
75. Mongini F, Capurso U.
Factors influencing the pantographic tracing of mandibular border movements.
J Prosthet Dent 1982 Nov;48(5):585-98
76. Mongini F.
Relationship between the temporomandibular joint and pantographic tracings of mandibular movements.
J Prosthet Dent 1980 Mar;43(3):331-7
77. Monson GS.
Occlusion as Applied to crown and bridge-work.
J of National Dental Association. May 1920; 7: 399-413
78. Monson GS.
Applied mechanics to the theory of mandibular movements,
Dent. Cos 1932, 11: 1039-1053
79. Moon MG.
Modification of the centric lock assembly of a semiadjustable articulator.
J Prosthet Dent 1997 Jan;77(1):103
80. Needles JW.
Mandibular movements and articulator design.
JADA. August 1922; 927-935
81. Oral K.
Kişisel görüşme
İstanbul 1997
82. Pereira FJ, Lundh H, Westesson PL.
Morphologic changes in the temporomandibular joint in different age groups.
Oral Surg., Oral Med., Oral Path September 1994; 78: 279-287
83. Pipko DJ.
Evaluation of validity of condylar path curvature.
J Prosthet Dent. 1969 Jun;21(6):626-38

84. Pitchford JH.
A reevaluation of the axis-orbital plane and the use of orbitale in a facebow transfer record.
J Prosthet Dent 1991 Sep;66(3):349-55
85. Posselt U.
Physiology of Occlusion and Rehabilitation. Second Edition.
Blackwell Scientific Publications Oxford 1968
86. Price RB, Kolling JN, Clayton JA.
Effects of changes in articulator settings on generated occlusal tracings.
Part I: Condylar inclination and progressive side shift settings.
J Prosthet Dent. February 1991; 65: 237-243
87. Price RB, Kolling JN, Clayton JA.
Effects of changes in articulator settings on generated occlusal tracings.
Part II: Immediate side shift, intercondylar distance, and rear and top wall settings.
J Prosthet Dent. March 1991; 65: 377-382
88. Prothero JH.
Prosthetic Dentistry.
Medico-Dental Publishing Company; USA 1928
89. Pullinger AG, Bibb A, Ding X, Baldiaceda F.
Relationship of articular soft tissue contour and shape to the underlying eminence and slope profile in young adult temporomandibular joints.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol November 1993;76:647-654
90. Pullinger AG, Bibb A, Ding X, Baldiaceda F.
Contour mapping of the TMJ temporal component and the relationship to articular soft tissue thickness and disk displacement.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol November 1993;76:636-646
91. Pullinger AG, Baldiaceda F, Bibb CA.
Relationship of TMJ Articulator Soft Tissue to Underlying Bone in Young Adult Condyles.
J Dent Res. August 1990; 69: 1512-1518
92. Quirch JS, Carraro JJ, Itoiz ME.
Correlation between articular eminence and the depth of glenoid fossa.
J Periodont Res. 1966; 1: 227-232
93. Rahn AO, Heartwell CM.
Textbook of Complete Dentures.
Lea-Febiger, Philadelphia 1993

94. Isberg A, Westesson PL.
Steepness of the articular eminence in the temporomandibular joint.
Tomographic comparison between asymptomatic volunteers with normal
disk position and patients with disk displacement
Oral Surg., Oral Med., Oral Path 1995 Sep;80(3):258-66
95. Richards LC.
Temporomandibular joint morphology in two Australian Aboriginal
Populations.
J Dent Res. October 1987; 66: 1602-1608
96. Rihani A.
Classification of articulators.
J Prosthet Dent. March 1980; 43: 344-347
97. SAM 2 Kullanım kılavuzu SAM Prazisionstechnik 1998
98. Santos JD, Ash MM.
A comparison of the equivalence of jaw and articulator movements. J
Prosthet Dent. January 1988; 59: 36-42
99. Schmidseder J, Motsch A,
Registrierung der Unterkieferbewegung.
Quintessenz Verlags-GmbH 1982 Berlin
100. Schulz D, Winzen O.
Von der behandlungsplanung zur natur-und funktionsgerechten
Rekonstruktion.
Dental Spectrum II, 1;1997:11-16
101. Schuyler CH.
The function and importance of incisal guidance in oral rehabilitation.
J Prosthet Dent. Nov-Dec 1963; 13: 1011-1029
102. Schweitzer JM.
An evaluation of 50 years of reconstructive dentistry. Part I: Jaw relations
and occlusion.
J Prosthet Dent. April 1981; 45: 383-388
103. Shillenburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett SE. .
Fundamental of Fixed Prosthodontics Third Edition
Quintessence Publishing CO. Chicago 1997
104. Silvey RG.
The effect of condylar inclination on the occlusal morphology of an
estimated first molar area: An articulator study
MS Tezi Michigan 1975

105. Smith DE.
Does one articulator meet the needs of both fixed and removable prosthodontics?
J Prosthet Dent. August 1985; 54: 296-302
106. Smith GMcR, Sharkey SW.
An alternative incisal guidance table.
Dent Lab Prac. April 1987; 10-11
107. Solberg WK, Clark GT.
Reproducibility of molded condylar controls with an intraoral registration method. Part II. Human jaw movement.
J Prosthet Dent. January 1975; 33: 60-66
108. Solberg WK, Clark GT.
Reproducibility of molded condylar controls with an intraoral registration method. Part I. Simulated movement.
J Prosthet Dent. November 1974; 32: 520-528
109. Solberg WK, Hansson TL, Nordström B.
The temporomandibular joint in young adults at autopsy: a morphologic classification and evaluation.
J of Oral Rehab. 1985; 12: 303-321
110. Stein R.
Is spheric theory a myth.
Dental Cosmos November - September; 34: 871-878
111. Sülün T, Cemgil T, PhoDuc JM, Rammelsberg R, Jäger L, Gernet W.
Morphology of the mandibular fossa and inclination of the articular eminence in patients with internal derangement and asymptomatic volunteers. .
Oral Surg., Oral Med., Oral Path. 1999 (baskıda)
112. Sülün T, Ergin U, Bilgin T, Cemgil T, Kursoğlu P, Beyli M.
Comparison of two methods for evaluating of various slopes in eminentia articularis
3rd Congress of the Balkan Stomatological Society April 2-5 1998 Sofia
113. Swanson KH.
Complete dentures using the TMJ articulator.
J Prosthet Dent. May 1979; 41: 497-506
114. Sweijid F.
An articulator recording tridimensional condyle movements using impression materials.
J Prosthet Dent. August 1980; 44: 156-160

115. Şakar O.
Tam ve bölümlü protezlerde başarılı bir estetiğin sağlanmasında etkili olan faktörler
Doktora Tezi İstanbul 1995
116. Tanaka H, Finger IM.
A new semiadjustable articulator. Part IV: An investigation of three semiadjustable articulators.
J Prosthet Dent. September 1978; 40: 288-293
117. The Glossary of Prosthodontic Terms 7. Edition
Mosby Inc St Louis 1999
118. The TMJ Instrument System. Procedure Manual 4th Edition.
TMJ Instrument Company California
119. Thomas CJ.
A classification of articulators.
J Prosthet Dent. July 1973; 30: 11-14
120. Tradowsy M.
Sex difference in intercondylar distance.
J Prosthet Dent. March 1990; 63: 301-302
121. Tupac RG.
Clinical importance of voluntary and induced Bennett movement.
J Prosthet Dent 1978 Jul;40(1):39-43
122. Villa HA.
Requirements of Articulators for Protrusive Movements.
J Prosthet Dent. March-April 1959; 9: 215-219
123. Villa HA.
Factors that determine cusp angulation.
J Prosthet Dent. May 1970; 23: 522-524
124. Wachtel HC, Curtis DA.
Limitations of semiadjustable articulators. Part I: Straight line articulators without setting for immediate side shift.
J. Prosthet Dent. October 1987; 58: 438-442
125. Washburn HB.
The application of the monson spherical principle to full dentures.
JADA. April 1927; 648-655
126. Weinberg LA.
An Evaluation of basic articulators and their concepts Part III. Fully Adjustable Articulators.
J Prosthet Dent. September-October 1963; 13: 873-888

127. Weinberg LA.
An Evaluation of basic articulators and their concepts Part IV. Fully Adjustable Articulators.
J Prosthet Dent. November-December 1963; 13: 1038-1054
128. Weinberg LA.
An Evaluation of basic articulators and their concepts Part II. Arbitrary, Positional, Semiadjustable Articulators.
J Prosthet Dent. July-August 1963; 13: 645-663
129. Weinberg LA.
An Evaluation of basic articulators and their concepts Part I. Basic Concepts.
J Prosthet Dent. July-August 1963; 13: 622-644
130. Weiner S.
Biomechanics of occlusion and the articulator
Dent Clin North Am. April 1995; 39: 257-284
131. Whittaker DK, Davies G, Brown M.
Tooth loss, attrition and temporomandibular joint changes in a Romano-British population.
J of Oral Reh. 1985; 12: 407-419
132. Whittaker DK, Jones JW, Edwards PW.
Studies on the temporomandibular joint of an eighteenth-century London population(Spitalfields).
J Prosthet Dent 1990; 17: 89-97
133. Wipf H H.
Pathways to occlusion: TMJ Stereographic analog and mandibular movement indicator.
Dent Clin North Am. April 1979; 23: 271-287
134. Zürcher A.
Zielvorstellung und realisation im artikulatorenbau.
Doktora tezi Zurich 1976
135. Zwemer TJ.
Clinical Dental Terminology; Glossary of Accepted Terms in All Disciplines of Dentistry. 3th Edition.
Mosby St Louis 1982

Özet

Dişhekimliği teknolojisindeki gelişmeler, alt çene hareketlerinin yeni yöntemler ile kaydedilmesi daha doğru çalışan artikülatörlerin yapılmasını sağlamıştır. Fakat tasarlanan artikülatörler daha karmaşık, kullanımı zor hale gelmektedir. Artikülatör üreten firmaların yaptırdıkları piyasa araştırmaları dişhekimlerinin ve teknisyenlerinin daha çok ortalama değerli artikülatörleri tercih ettiklerini veya ellerindeki yarı ayarlanabilen, tam ayarlanabilen artikülatörleri ortalama değerler ile kullandıklarını göstermiştir.

Ortalama değerli artikülatörler belli bir toplumun ortalama değerlerine göre tasarlanırlar. Toplumlar arası anatomik farklılıklar göz önünde bulundurulursa her toplumun kendi değerlerine göre tasarlanmış ortalama değerli artikülatörleri kullanması daha doğru olur.

Toplumumuzdan ortalama bir temporomandibular eklem yapısı değeri elde ederek deneysel bir tasarım yapabilmek için bu çalışmayı planladık. Çalışmamızda tam ayarlanabilen Mini TMJ artikülatörünü kullanarak 54 denegin temporomandibular eklem şekillendirmesini yaptık. Bu şekillendirmelerden lateral, santral ve medial kesitler alarak fossa eğrisi, tuberculum articulare eğrisi ve protruziv kondil yolu eğimlerini ölçtük.

Yapılan ölçümleri sonuçlarında;

Fossa eğrileri lateral kesitte $66.1\text{mm} \pm 16.05\text{mm}$, santral kesitte $88.76\text{mm} \pm 17.81\text{mm}$, medial kesitte $61.88\text{mm} \pm 13.93\text{mm}$ olan halkalar ile uygunluk göstermiştir

Tuberculum articulare eğrileri çapı lateral kesitte $64.69\text{mm} \pm 15.45\text{mm}$, santral kesitte $93.24\text{mm} \pm 19.87\text{mm}$, medial kesitte $59.75\text{mm} \pm 13.94\text{mm}$ olan halkalar ile uygunluk göstermiştir

Protruziv kondil yolu eğimi lateral kesitte $19.68^\circ \pm 7.08^\circ$, santral kesitte $26.56^\circ \pm 7.01^\circ$, medial kesitte $18.12^\circ \pm 6.07^\circ$ 'dir

Elde edilen değerler yapılan deneysel ortalama değerli artikülatör tasarımına uygulanmıştır.

Summary

Advances at dental technology and condylar movement recording methods made it possible to design more precise dental articulators. But these precise articulators became more complicated and difficult to use. Developers of articulators are investigating the tendency of the market about the articulators. It is found that most of the dentists and dental technicians prefer to use average value articulators or they use semi-adjustable or full adjustable articulators at average values.

Average value articulators are designed according to values of the societies that they are designed. But there are anatomic differences between societies. So different articulators must be designed for the average values of different societies

This study is planned to find an average value from our society so as to design an average value articulator. In this study we used Mini TMJ dental articulator so as to form temporomandibular joint at 54 volunteers. We measured the arc of fossa, tuberculum articulare and the slope of protrusive condyle path at lateral, central and medial sections.

In this study we found no difference between the values of right and left temporomandibular joints, and between male and female volunteers. The values of the arc of fossa was $66.1\text{mm} \pm 16.05\text{mm}$, at lateral slice, $88.76\text{mm} \pm 17.81\text{mm}$ at central slice, $61.88\text{mm} \pm 13.93\text{mm}$ at medial slice. The values of the arc of tuberculum articulare was $64.69\text{mm} \pm 15.45\text{mm}$, at lateral slice, $93.24\text{mm} \pm 19.87\text{mm}$ at central slice, $59.75\text{mm} \pm 13.9\text{mm}$ at medial slice. The slope of protrusive condyle path was $19.68^\circ \pm 7.08^\circ$, at lateral slice, $26.56^\circ \pm 7.01^\circ$ at central slice, $18.12^\circ \pm 6.07^\circ$ at medial slice.

At the conclusion of this study we carried our results to the design of an average value dental articulator.

ÖZGEÇMİŞ

1696 Erzurum doğumluyum. 1987 yılında Nişantaşı Anadolu Lisesi'nden mezun oldum.1992 yılında İ.Ü. Dişhekimliği Fakültesi'nden mezın oldum. Aynı yıl İ.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Kuron-Köprü Protezi Bilim Dalı'nda doktora programına başladım. 1995 yılında total-Par-siyelprotez Bilim Dalı'na doktora programına geçtim. Evli ve iki çocuk babasıyım.

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ