



T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**SEFALOMETRİK ANALİZLERDE KULLANILAN
BİLGİSAYAR DESTEKLİ YARI OTOMATİK YÖNTEMİN
YAPAY ZEKÂ TABANLI TAM OTOMATİK YÖNTEMLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Deniz KARA

UZMANLIK TEZİ

SİVAS

2023



T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**SEFALOMETRİK ANALİZLERDE KULLANILAN
BİLGİSAYAR DESTEKLİ YARI OTOMATİK YÖNTEMİN
YAPAY ZEKÂ TABANLI TAM OTOMATİK YÖNTEMLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Deniz KARA

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Cenk DORUK

Danışman Öğretim Üyesi

SİVAS

2023

ÖZET

SEFALOMETRİK ANALİZLERDE KULLANILAN BİLGİSAYAR DESTEKLİ YARI OTOMATİK YÖNTEMİN YAPAY ZEKÂ TABANLI TAM OTOMATİK YÖNTEMLE KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Deniz KARA

Uzmanlık Tezi, Ortodonti Anabilim Dalı

Sivas, 2023

Çalışmamızın amacı bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan Dolphin yazılımıyla yapılan sefalometrik analizlerin sonuçlarının, yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan WebCeph, CephNinja ve OrthoDx yazılımlarıyla yapılan sefalometrik analiz sonuçlarıyla karşılaştırılması, yapay zekâ tabanlı yazılımların güvenilirliklerinin ve kendi içlerinde tekrarlanabilirliklerinin değerlendirilmesi ve yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan yazılımların, bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan yazılıma karşı sağladığı zaman kazançlarının ayrı ayrı nicel olarak ortaya koyulmasıdır.

Bu çalışma daha önce ortodontik tedavi görmemiş 92 hastanın dijital sefalometrik radyografileri üzerinde yürütülmüştür. Çalışmamızın zemin gerçeğini yarı otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan Dolphin grubu oluştururken, çalışma gruplarını yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan WebCeph, CephNinja ve OrthoDx grupları oluşturmaktadır.

Güvenilirlik karşılaştırması için Paired-Samples t-Test ve Wilcoxon Signed-Rank sonuçlarına bakıldığında; Dolphin grubuyla WebCeph grubu karşılaştırıldığında SNB, ANB, A-NA, UEP, NAS ölçümlerinde (sırasıyla $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,012$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, SNA, PGNA, FMA, U1NA, IMPA, LEP, İNT ölçümlerinde (sırasıyla $p=0,187$, $p=0,502$, $p=0,051$, $p=0,072$, $p=0,053$, $p=0,055$, $p=0,200$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Dolphin grubuyla CephNinja grubu karşılaştırıldığında SNA, SNB, ANB, A-NA, PGNA, U1NA, UEP, LEP, NAS ölçümlerinde (sırasıyla $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,002$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,007$, $p=0,000$, $p=0,012$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, FMA, IMPA, İNT ölçümlerinde (sırasıyla $p=0,061$, $p=0,053$, $p=0,095$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Dolphin grubuyla OrthoDx grubu karşılaştırıldığında SNA, SNB, ANB, A-NA, U1NA, IMPA, UEP, LEP ölçümlerinde (sırasıyla $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,001$, $p=0,004$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, PGNA, FMA, İNT, NAS ölçümlerinde (sırasıyla $p=0,069$, $p=0,116$, $p=0,194$, $p=0,167$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Bland-Altman grafikleri incelendiğinde tüm ölçümlerin genel olarak uyum limitleri içerisinde dağıldığı görülmektedir. Ortalama farklar, Dolphin-Webceph grubunda NAS ölçümü, Dolphin-CephNinja grubunda PGNA ve U1NA ölçümü, Dolphin-OrthoDx grubunda SNB, U1NA ve IMPA ölçümleri haricindeki tüm ölçümlerde klinik anlamlılık düzeyinin altında bulunmuştur.

Tekrarlanabilirlik bulguları incelendiğinde, üç yapay zekâ tabanlı yazılımın da sınıf içi korelasyon katsayıları kabul düzeyi olan 0.75'in üzerinde bulunmuştur. Zaman kazancına dair bulgulara bakıldığında, yapay zekâ tabanlı grupların, yarı otomatik yöntemle göre sırasıyla WebCeph için 14,32 kat, CephNinja için 14,38 kat, OrthoDx için 21,89 kat daha hızlı oldukları bulunmuştur.

Sonuç olarak; yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programlarının yüksek tekrarlanabilirlik ve çok daha hızlı sonuç verebilme kapasiteleri olmasına karşın, operatörden tam bağımsız ve tamamen hatasız sonuçlar elde edilmesinin ancak yapay zekâ algoritmalarının geliştirilmesiyle mümkün olabileceği bulunmuştur.

Anahtar sözcükler: Sefalometrik Analiz; Yapay Zekâ; Dolphin Imaging; WebCeph; CephNinja; OrthoDx

ABSTRACT

COMPARISON OF THE COMPUTER AIDED SEMI-AUTOMATIC METHOD AND THE AI-BASED FULLY AUTOMATIC METHOD, USED IN CEPHALOMETRIC ANALYSIS

Dt. Deniz KARA

Thesis, Department of Orthodontics

Sivas, 2023

The aim of this study is to compare the results of cephalometric analyzes made with Dolphin software, which uses computer-assisted semi-automatic cephalometric analysis method, with cephalometric analysis results performed with WebCeph, CephNinja and OrthoDx softwares, which use artificial intelligence-based fully automatic cephalometric analysis method to evaluate the reliability and repeatability of artificial intelligence-based softwares. It is the quantitative determination of the time savings of software using intelligence-based fully automatic cephalometric analysis method versus software using computer-assisted semi-automatic cephalometric analysis method separately.

This study was conducted on digital cephalometric radiographs of 92 patients who had not received orthodontic treatment before. While the Dolphin group, which uses the semi-automatic cephalometric analysis method, constitutes the ground truth of current study, the WebCeph, CephNinja and OrthoDx groups, which use the artificial intelligence-based fully automatic cephalometric analysis method, constitute the study groups.

Considering the results of Paired-Samples t-Test and Wilcoxon Signed-Rank for reliability comparison; When the Dolphin group and the WebCeph group were compared, there was a statistically significant difference in SNB, ANB, A-NA, UEP, NAS measurements (respectively $p=0.000$, $p=0.000$, $p=0.000$, $p=0.000$, $p=0.012$), while SNA, PGNA, FMA, U1NA, IMPA, LEP, INT measurements (respectively $p=0.187$, $p=0.502$, $p=0.051$, $p=0.072$, $p=0.053$, $p=0.055$, $p=0.200$) were not statistically significant.

Comparing Dolphin group and CephNinja group, SNA, SNB, ANB, A-NA, PGNA, U1NA, UEP, LEP, NAS measurements (respectively $p=0.000$, $p=0.000$, $p=0.000$, $p=0.002$, $p=0.000$, $p=0.000$, $p=0.007$, $p=0.000$, $p=0.012$), while a statistically significant difference was found in FMA, IMPA, INT measurements (, respectively $p=0.061$, $p=0.053$, $p=0.095$).

When the Dolphin group and OrthoDx group were compared, SNA, SNB, ANB, A-NA, U1NA, IMPA, UEP, LEP measurements ($p=0.000$, $p=0.000$, $p=0.000$, $p=0.000$, $p=0.000$, $p=0.000$, $p=0.001$, respectively) , $p=0.004$), while a statistically significant difference was found in PGNA, FMA, INT, NAS measurements (respectively $p=0.069$, $p=0.116$, $p=0.194$, $p=0.167$).

When the Bland-Altman graphs are examined, it is seen that all measurements are generally distributed within the limits of agreement. The mean differences were below the clinical significance level in all measurements except NAS measurement in the Dolphin-Webceph group, PGNA and U1NA measurements in the Dolphin-CephNinja group, and SNB, U1NA and IMPA measurements in the Dolphin-OrthoDx group.

When the reproducibility findings were examined, the in-class correlation coefficients of all three artificial intelligence-based software were found above the acceptance level of 0.75. Considering the time saving findings, it was found that AI-based groups were 14.32 times faster for WebCeph, 14.38 times faster for CephNinja, and 21.89 times faster for OrthoDx, respectively, compared to the semi-automatic method.

In conclusion; although artificial intelligence-based fully automatic cephalometric analysis programs have high reproducibility and the capacity to provide much faster results, it is possible to obtain completely error-free results independent of the operator with artificial intelligence-based fully automatic cephalometric analysis programs are only possible by developing of artificial intelligence algorithms.

Keywords: Cephalometric Analysis; Artificial Intelligence; Dolphin Imaging; WebCeph; CephNinja; OrthoDx

İçindekiler

ÖZET.....	i
ABSTRACT	iii
İçindekiler	v
Şekiller Listesi	viii
Tablolar Listesi.....	x
Grafikler Listesi	xi
Kısaltma ve Simgeler Listesi	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1. Sefalometri ve Tarihçesi	6
2.2. Sefalometrinin Kullanım Alanları ve Sınırları.....	9
2.2.1. Sefalometrinin Kullanım Alanları	9
2.2.2. Sefalometrinin Sınırları	11
2.3. Sefalometrik Radyografi Çeşitleri	12
2.3.1. Geleneksel Sefalometrik Radyografi	12
2.3.2. Dijital Sefalometrik Radyografi	14
2.4. Dijital Sefalometrik Radyografi Sistemlerinin Gelişimi.....	16
2.4.1. Birinci Nesil Sistemler	16
2.4.2. İkinci Nesil Sistemler	18
2.4.3. Üçüncü Nesil Sistemler	19
2.5. Lateral Sefalometrik Analiz Yöntemleri.....	19
2.5.1. El ile Çizim Yöntemi	19
2.5.2. Bilgisayar Destekli Yarı Otomatik Yöntem	20
2.5.3. Yapay Zekâ Tabanlı Tam Otomatik Yöntem.....	21
2.6. Yapay Zekâ	21

2.6.1 Yapay Zekânın Tarihçesi	22
2.6.2. Makine Öğrenmesi ve Öğrenme Şekilleri	26
2.6.3. Öğrenme Paradigmaları	27
2.6.4. Yapay Sinir Ağları (YSA)	28
2.6.5. Yapay Sinir Ağı Modelleri	30
2.6.6. Yapay Sinir Ağlarının Avantaj ve Dezavantajları	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM	36
3.1. Etik Kurul Onayı	36
3.2. Çalışmada Kullanılan Sefalometrik Radyografiler ve Seçim Kriterleri	36
3.3. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması	37
3.4. Çalışmada Kullanılan Sefalometrik Noktalar	37
3.5. Çalışmada Kullanılan Sefalometrik Ölçümler	40
3.6. Verilerin Toplanması	45
3.6.1. Dolphin Imaging (Bilgisayar Destekli Yarı Otomatik Sefalometrik Analiz Programı)	46
3.6.2. WebCeph (Yapay Zekâ Tabanlı Tam Otomatik Sefalometrik Analiz Programı)	47
3.6.3. CephNinja (Yapay Zekâ Tabanlı Tam Otomatik Sefalometrik Analiz Programı)	48
3.6.4. OrthoDx (Yapay Zekâ Tabanlı Tam Otomatik Sefalometrik Analiz Programı)	49
3.7. İstatistiksel Analiz	49
4. BULGULAR	50
4.1. Güvenilirliğe Dair Bulgular	52
4.1.1. Paired-Samples t-Test ve Wilcoxon Signed-Rank Test Sonuçları	52
4.1.2. Bland-Altman Grafikleri	55
4.1.3. Çubuk Grafikleri	81

4.2. Metot Hatası ve Tekrarlanabilirliğe Dair Bulgular	84
4.3. Zaman Kazancına Dair Bulgular	86
5. TARTIŞMA	89
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	98
7. KAYNAKLAR	99



Şekiller Listesi

Şekil 2.1. Birinci nesil sistem örneği- (Konchak ve Koehler, 1985)’den alınmıştır..	17
Şekil 2.2. El ile çizim yöntemiyle elde edilmiş bir sefalogram- (Athanasiou, 1995b)’den alınmıştır	20
Şekil 2.3. John McCarthy yapay zekânın isim babası, bilgisayar programcısı (Childs, 2011)	23
Şekil 2.4. Basit bir yapay sinir ağının yapısı- (Öztemel, 2003)’den alınmıştır.....	30
Şekil 2.5. Tek katmanlı algılayıcı şeması- (Öztemel, 2003)’den alınmıştır.....	30
Şekil 2.6. Çok katmanlı algılayıcı şeması- (Ayşe ve Berberler, 2017)’den alınmıştır	31
Şekil 2.7. İleri beslemeli yapay sinir ağı şeması- (Öztürk ve Şahin, 2018)’den alınmıştır	31
Şekil 2.8. Geri beslemeli yapay sinir ağı şeması- (Yavuz ve Deveci, 2012)’den alınmıştır	32
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan sefalometrik noktalar.....	39
Şekil 3.2. SNA (a), SNB (b) ve ANB (c) açıları- (Jacobson ve Jacobson 2006a)’dan alınmıştır	40
Şekil 3.3. U1-NA (a) ve İnterinsizal açı (b)- (Jacobson ve Jacobson 2006a)’dan alınmıştır	41
Şekil 3.4. Nasolabial açı- (Jacobson ve Jacobson 2006b)’den alınmıştır	41
Şekil 3.5. Tweed Üçgeninde FMA (a) ve IMPA (b)- (Uzel ve Enacar, 2000b)’den alınmıştır	43
Şekil 3.6. A-NA perpendicular ölçümüne göre dengeli (a), maksiller protruziv (b), maksiller retruziv (c) profiller- (Jacobson ve Jacobson 2006b)’den alınmıştır	43

Şekil 3.7. Pog-NA Perpendicular ölçümüne göre, dengeli (a) ve şiddetli mandibular gerilik ile kombine orta derece maksiller gerilik (b)- (Jacobson ve Jacobson 2006b)'den alınmıştır	44
Şekil 3.8. Rickets analizi yumuşak doku ölçümleri. Üst dudak-E düzlemi (Ls), alt dudak-E düzlemi (Li)- (Jacobson ve Jacobson 2006c)'den alınmıştır.....	45
Şekil 3.9. Voit 8073 kronometre	46
Şekil 3.10. Dolphin Imaging programından bir görüntü.....	47
Şekil 3.11. WepCeph programından bir görüntü	47
Şekil 3.12. CephNinja programından bir görüntü.....	48
Şekil 3.13. OrthoDx programından bir görüntü	49

Tablolar Listesi

Tablo 4.1. Ölçümlere dair tanımlayıcı istatistikler (A-NA: A-Na Perpendicular, PGNA: Pog-Na Perpendicular, UEP: Üst Dudak-E Düzlemi, LEP: Alt Dudak-E Düzlemi, İNT: İnterinsizal Açısı, NAS: Nasolabial Açısı, Rakamlandırılmamış ölçümler-Dolphin, 1-WebCeph, 2-CephNinja, 3-OrthoDx)	50
Tablo 4.2. Dolphin ve yapay zekâ gruplarının ikili karşılaştırma sonuçları (A-NA: A-Na Perpendicular, PGNA: Pog-Na Perpendicular, UEP: Üst Dudak-E Düzlemi, LEP: Alt Dudak-E Düzlemi, İNT: İnterinsizal Açısı, NAS: Nasolabial Açısı, Rakamlandırılmamış ölçümler-Dolphin, 1-WebCeph, 2-CephNinja, 3-OrthoDx)....	53
Tablo 4.3. Metot hatası (Dolphin).....	85
Tablo 4.4. Yapay zekâ gruplarının sınıf içi korelasyon katsayıları	86
Tablo 4.5. Süre istatistikleri (Dolphin)	87
Tablo 4.6. Süre istatistikleri (Yapay zekâ grupları)	87

Grafikler Listesi

Grafik 4.1. SNA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)	56
Grafik 4.2. SNB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph).....	56
Grafik 4.3. ANB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph).....	57
Grafik 4.4. A-NA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph).....	58
Grafik 4.5. PGNA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph).....	58
Grafik 4.6. FMA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph).....	59
Grafik 4.7. U1-NA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)	60
Grafik 4.8. IMPA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)	61
Grafik 4.9. Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph).....	61
Grafik 4.10. Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph).....	62
Grafik 4.11. İnterinsizal açı (INT) için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph).	63
Grafik 4.12. Nasolabial açı (NAS) için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)	63
Grafik 4.13. SNA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja).....	64
Grafik 4.14. SNB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)	65
Grafik 4.15. ANB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja).....	66
Grafik 4.16. A-NA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)	66
Grafik 4.17. PGNA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)	67
Grafik 4.18. FMA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)	68
Grafik 4.19. U1-NA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)	68
Grafik 4.20. IMPA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)	69
Grafik 4.21. Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)	70

Grafik 4.22. Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)	71
Grafik 4.23. İnterinsizal açı (INT) için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)	71
Grafik 4.24. Nasolabial açı (NAS) için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)	72
Grafik 4.25. SNA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)	73
Grafik 4.26. SNB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)	74
Grafik 4.27. ANB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx).....	74
Grafik 4.28. A-NA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)	75
Grafik 4.29. PGNA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx).....	76
Grafik 4.30. FMA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)	76
Grafik 4.31. U1-NA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)	77
Grafik 4.32. IMPA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)	78
Grafik 4.33. Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)	78
Grafik 4.34. Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)	79
Grafik 4.35. İnterinsizal açı (INT) açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin- OrthoDx)	80
Grafik 4.36. Nasolabial açı (NAS) açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin- OrthoDx)	80
Grafik 4.37. Dolphin-WebCeph ölçümlerdeki farkın yüzdelik çubuk grafiği	81
Grafik 4.38. Dolphin-CephNinja ölçümlerdeki farkın yüzdelik çubuk grafiği.....	82
Grafik 4.39. Dolphin-OrthoDx ölçümlerdeki farkın yüzdelik çubuk grafiği.....	83

Kısaltma ve Simgeler Listesi

%	: Yüzde
>	: ‘den Büyüktür
±	: Artı/Eksi
≤	: ‘den Küçük veya Eşittir
°	: Derece
A	: A noktası
A’	: Yumuşak Doku A Noktası
A-NA	: A noktası- Nasion Perpendicular uzaklığı
ANB	: A noktası-Nasion-B noktası açısı
ANS	: Anterior Nasal Spin
A-Pog	: A noktası-Pog Doğrusu
Ar	: Articulare
B	: B noktası
B’	: Yumuşak Doku B Noktası
Ba	: Basion
CCD	: Charge-Coupled Device
Cm	: Columella
cm	: Santimetre
Co	: Condylion
Cor	: Coronoid
DARPA	: Defense Advanced Research Projects Agency

ENIAC	: Electronic Numerical Integrator and Computer
FHD	: Frankfurt Horizontal Düzlemi
FMA	: Frankfurt Horizontal-Mandibüler Düzlem Açısı
FMIA	: Alt Kesici-Frankfurt Horizontal Düzlem Açısı
Gn	: Gnathion
Gn'	: Yumuşak Doku Gnathion
Go	: Gonion
HD	: High Definition
IBM	: International Business Machines
Icc	: Intraclass Correlation Coefficient
IMPA	: Alt Kesici-Mandibüler Düzlem Açısı
INT	: İnterinsizal Açısı
Kvp	: Peak Kilovoltage
L1a	: Alt Santral Apex
L1i	: Alt Santral İnsizal Kenar
LEP	: Alt Dudak- E düzlemi Uzaklığı
LISP	: List Processing Language
Li	: Alt Dudak Ucu
lp	: Çizgi Çifti
Ls	: Üst Dudak Ucu
LT	: Logic Theorist
m	: Metre

ma	: Miliamper
max	: Maksimum
MD	: Mandibular Düzlem
Me	: Menton
Me'	: Yumuşak Doku Menton
MIT	: Massachusetts Institute of Technology
min	: Minimum
mm	: Milimetre
ms	: Milattan Sonra
N	: Nasion
N'	: Yumuşak Doku Nasion
NA	: Nasion-A Doğrusu
NAS	: Nasolabial Açığı
NB	: Nasion-B Doğrusu
Nt	: Burun Ucu
Occ	: Occlusal Nokta
Or	: Orbitale
p	: Probability
Perp	: Perpendecular
PGNA	: Pogonion- Nasion Perpendecular uzaklığı
PNS	: Posterior Nasal Spin
Po	: Porion

Pog	: Pogonion
Pog'	: Yumuşak Doku Pogonion
PSP	: Phosphor Plate
Ptm	: Pterygomaxiller Çentik
PTV	: Pterigoid Vertikal
R.U.R	: Rossum's Universal Robots
R1	: Ramus Point 1
R2	: Ramus Point 2
s	: Saniye
S	: Sella
Sm	: Sigmoid Çentik
SN	: Sella-Nasion Düzlemi
Sn	: Subnasale
SNA	: Sella-Nasion-A noktası açısı
SNB	: Sella-Nasion-B noktası açısı
STi	: Stomion Inferius
STs	: Stomion Superius
TCP/IP	: Transmission Control Protocol ve Internet Protocol
U1a	: Üst Santral Apex
U1i	: Üst Santral İnsizal Kenar
U1NA	: Üst kesici eksen-NA doğrusu Açısı
UEP	: Üst Dudak- E düzlemi Uzaklığı

Wits : Witwaterstrand Üniversitesi

yy : Yüzyıl

α : Alfa

β : Beta



1. GİRİŞ

Ortodonti sözcüğü, Yunanca'da düzgün anlamına gelen "ortho" ve diş anlamına gelen "odons" kelimelerinin birleşiminden meydana gelmektedir. Ortodonti, dişlerin alveolar kemik üzerinde uyumlu bir şekilde dizilmesi ve yüz ile ilgili yapısal bozuklukların tespit ve tedavisi ile ilgilenen Diş Hekimliğinin bir uzmanlık dalıdır. Her ne kadar "düzgün diş" anlamına gelse de kelime anlamını aşan ortodonti, günümüzde yalnızca dişlerin değil, iskeletsel düzensizliklerin de tanı ve tedavisi ile ilgilenmektedir. Modern ortodontinin gayesi, iyi bir yüz estetiği sağlamak ve okluzal stabiliteyle birlikte okluzal ilişkilerin normal düzeye getirilmesi olarak tanımlanabilir (Allen, 1963; Proffit ve ark., 2013).

Kusursuz bir ortodontik tedaviyi planlamak için güvenilir ve eksiksiz bir tanı konulması elzemdir. Doğru ve eksiksiz bir teşhisin anahtarı, günümüzde rutin ortodonti pratiğinde başvuru birtakım kayıtların sentezinde bulunmaktadır. Klinik muayene, alçı modeller, intraoral ve ekstraoral fotoğraf kayıtları ile panoramik ve sefalometrik röntgenler, günümüzde ortodontik teşhis ve tedavi planlaması için rutin olarak başvuru araçlarıdır (Ackerman ve ark., 2011).

Geçmiş zamanlarda tanı ve tedavi planlamaları yalnızca klinik muayene bulguları ve alçı modeller kullanılarak yapılmıştır. Buna müteakiben sadece bu yöntemlerin kullanılmasının tanı ve tedavi planlaması açısından yeterli olmadığı görülmüştür. Zaman içerisinde radyografik yöntemlerin gelişmesi hekimlere tanı kolaylığı sunarak, tanı ve tedavi planlaması konusundaki eksikliklerin azalmasını sağlamış ve daha efektif bir bakış açısı kazandırmıştır (Allen, 1963).

Radyografiler üzerinde işaretlenen anatomik noktaların yardımıyla eksenler ve düzlemler oluşturularak; mesafeler, açılar ve oranların ölçülmesiyle sefalometrik analizler yapılmaktadır. Bu sefalometrik analizlerden elde edilen sonuçlardan tanı konulması, tedavi planlamasının oluşturulması, büyüme gelişim aşamalarının takibi ve tedavi sonuçlarının değerlendirilmesi aşamalarında faydalanılmaktadır (Bishara, 2001).

Günümüzde ortodonti bilimi, her ne kadar gelişmiş olsa da hala bir sefalogram almak ve sefalometrik analizleri kullanmak tedavi prosedürlerinin değerlendirilmesi için kaçınılmazdır (Cavdar ve ark., 2011).

Sefalometrik analizlerde en sık kullanılan yöntem, elle çizim tekniği olarak da bilinen konvansiyonel yöntemdir. Bu yöntem, sefalometrik röntgen filminin üzerine yerleştirilen bir asetat kâğıdı üzerinde işaretlenen anatomik noktaların oluşturduğu eksen ve düzlemler kullanılarak, cetvel ve açıölçer vasıtasıyla sert ve yumuşak dokulara ait oransal, boyutsal ve açısal ölçümlerin yapılmasını içerir. El ile çizim tekniğinin en önemli dezavantajı vakit almasıdır (Liu ve ark., 2000). Ayrıca elle çizim tekniğinde, tüm aşamalar operatöre bağlı olduğundan sefalometrik hataların da yaygın olduğu bildirilmiştir (Chen ve ark., 2004).

Son yıllarda teknolojinin de gelişmesiyle birlikte sefalometrik analizlerin de bilgisayar kullanılarak yapılması günümüzde hızla yaygınlaşmaktadır. Ortodontistler hastaya tanı konulması aşamasında ve tedavi planlamasında kolaylık sağlaması nedeniyle bilgisayarları klinik pratiklerinde oldukça yaygın biçimde kullanmaktadırlar. Sefalometrik analizler, dijital ortama transfer edilen sefalometrik röntgenlerin üzerinde, özel sefalometrik analiz programları aracılığıyla gerçekleştirilmektedir. Teknolojideki hızlı ilerlemeyle birlikte, geleneksel sefalometrik görüntüleme ve elle çizim yönteminin yerini giderek radyasyon dozlarının azaltılması, kolay görüntü alınması, arşivlenmesi ve paylaşılması, daha hızlı ölçümler ve kolay belirlenebilen tedavi planları gibi sayısız faydaları olan dijital sefalometrik görüntüleme ve analiz yöntemleri almaktadır (Liu ve ark., 2000). Bunların dışında dijital sefalometrik görüntüleme ve analiz yöntemleri, banyo solüsyonlarından kaynaklanan çevresel tehlikelerin ortadan kaldırılması, radyografların alınması ve çakıştırılması işlemlerinin daha hızlı gerçekleştirilebilir olması ve aynı zamanda kullanıcının aynı anda birden fazla analiz elde etmesine olanak tanınması gibi avantajlara da sahiptir (Naoumova ve Lindman, 2009).

Dijital sefalometrik analiz yöntemlerinden olan bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yönteminde, sisteme aktarılan sefalometrik film üzerinde bilgisayarın mouse'u ile anatomik noktaların operatör tarafından elle işaretlenmesinin ardından yazılım, analiz sonuçlarını otomatik olarak vermektedir. Genellikle

bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yönteminde kullanılan yazılımlar, bu işlemleri operatör tarafından işaretlenen anatomik noktaların x ve y koordinatlarına olan uzaklıklarını ve bu noktaların oluşturduğu doğrular arasındaki açıları hesaplayarak yapmaktadır. Günümüzde gelişen dijital görüntüleme yöntemleriyle birlikte dijital sefalometrik analizlerin yapılması daha da kolaylaşmış ve yaygınlaşmıştır (Brennan, 2002; Quintero ve ark., 1999).

Gerek elle çizim yönteminde gerek bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yönteminde hataların büyük bir kısmı, klinisyenin tecrübesi ve elde edilen görüntünün kalitesi gibi parametrelerle ilişkili olan sefalometrik noktaların belirlenmesi aşamasında meydana gelmektedir (Cohen, 1984; Sandler, 1988). Ayrıca üç boyutlu bir yapının iki boyutlu bir yapıya çevrilerek görüntü elde edilmesi de sefalometrik analizlerin yapılmasını zorlaştıran faktörlerdendir (Santoro ve ark., 2006).

Günümüzde giderek artan internet kullanımının da bariz etkisiyle özel olarak tasarlanmış medikal ve dental uygulamalar, en hızlı büyüyen yazılım kategorilerinden biridir ve 2019 yılında belirlendiği üzere 350 ortodontik uygulama mevcut olup, bunların çoğu ücretsiz şekilde erişilebilir durumdadır (Phatak ve Daokar, 2019).

Bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yazılımlarının ortak yönü, bir bilgisayarda kullanılıp kullanılmadıklarına bakılmaksızın, tablet, akıllı telefon veya bilgisayar aracılığıyla anatomik noktaların operatör tarafından bireysel olarak işaretlenmesidir. Bu yazılımlar anatomik noktaların işaretlenmesi aşamasında hala bir operatöre ihtiyaç duyduğundan dolayı sefalometrik analizi tıpkı isimleri gibi yalnızca yarı otomatik hale getirmektedir. Bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yönteminin, geleneksel elle çizim yöntemine kıyasla klinisyene zaman kazandıracağı aşikardır (Broadbent, 1981; Celik ve ark., 2009). Ancak klinisyenler, sefalometrik analizler için daha da az zaman ayırmayı hedeflemişlerdir. Bunun ise ancak anatomik nokta işaretlemesi aşamasında insan eline ihtiyaç duyulmaması ile mümkün olabileceği düşünülmüştür. (Mosleh ve ark., 2016).

Son zamanlarda ortaya çıkmış olan yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yöntemi, anatomik noktaların işaretlenmesi için bir operatöre

ihtiyaç duymamaktadır. Lakin bu yöntem klinik pratiğimize yeni yeni entegre olmaya başladığından ve literatürde ilgili çalışmaların eksikliğinden ötürü, bu yöntemin güvenilirliğini, tekrarlanabilirliğini ve klinisyene sağlayacağı zaman kazancını değerlendirmenin ve ortaya koymanın ortodonti bilimi için önem arz ettiği düşünülmüştür.

Teknolojinin gelişmesiyle ilgi odağı haline gelen yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yönteminde kullanılan yazılım algoritmaları başlarda klinik amaçlar için yeterli görülmemiştir ve geliştirilmeye devam edilmiştir. Sefalometrik analizlerin sonuçlarının, ortodontik tedavinin hemen her aşamasında yadsınamaz gerekliliğinden ve karar verme mekanizmalarındaki önemlerinden dolayı sefalometrik analizleri yapmak için gerek bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yönteminin gerek yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yönteminin bize kesin, güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçlar vermesi gerektiği düşünülmüştür (Livas ve ark., 2019; Shettigar ve ark., 2019).

Teknolojik gelişmelerle beraber şüphesiz ki ortodonti bilimi de yeni ve dijital bir forma bürünmüştür. Yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yönteminin günlük klinik pratiğine yansımalarının, klinikte analiz ve teşhis ile geçen zamanın azalmasıyla, klinisyenin daha efektif ve daha çok hastaya ulaşan bir sağlık hizmeti verebilmesine olanak sağlayacağı düşünülmektedir. Yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yöntemi yeni bir yöntem olduğundan, yapay zekânın yapmış olduğu otomatik anatomik nokta belirlemesiyle yapılan sefalometrik analizlerin sonuçlarının, bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yönteminde klinisyenin kendisinin belirlemiş olduğu anatomik noktalarla yapılan sefalometrik analizlerin sonuçlarıyla karşılaştırılması, yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yönteminin güvenilirliğini sınamak için makul ve gereklidir. Muhtemel gelecekte yapay zekâ sistemlerinin daha da gelişmesi ve yaygınlaşmasıyla sefalometrik analizlerde anatomik nokta işaretlenmesi aşamasında operatörden kaynaklanan hata payının minimize edileceği, bununla beraber daha doğru sefalometrik analiz sonuçları elde edileceği, bunun da prognozu olumlu etkileyeceği ve klinisyenin daha kaliteli ve efektif tedaviler yapmasına olanak sağlayacağı düşünülmektedir.

Çalışmamızın amacı; bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan Dolphin yazılımıyla yapılan sefalometrik analizlerin sonuçlarının, yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan WebCeph, CephNinja ve OrthoDx yazılımlarıyla yapılan sefalometrik analiz sonuçlarıyla karşılaştırılması, yapay zekâ tabanlı yazılımların güvenilirliklerinin ve kendi içlerinde tekrarlanabilirliklerinin değerlendirilmesi ve yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan yazılımların, bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan yazılıma karşı sağladığı zaman kazançlarının ayrı ayrı nicel olarak ortaya konulmasıdır. Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz verilerle, yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yöntemi kullanan yazılımların verdikleri sonuçların doğruluğunu, klinik pratiğine uygunluğunu, yoğun hasta bakılan bir klinikte hastaya ve hekime sağlayacağı muhtemel avantajları detaylı bir biçimde ortaya koyabileceğimizi düşünmekteyiz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sefalometri ve Tarihçesi

Sefalometri; baş konumunun çeşitli yardımcı yöntemlerle standardize edilerek, X ışınlarıyla iki boyutlu görüntüsünün elde edildiği röntgen filmleri üzerinde sert ve yumuşak dokuların değerlendirilmesidir. Lateral sefalometrik radyografiler; kraniyofasiyal iskeletin, yumuşak doku profilinin, dentisyonun, farenksin ve servikal vertebraların sagittal ve vertikal yönlü ilişkilerinin birlikte değerlendirilebildiği bir ortodontik tanı aracıdır (Athanasίου, 1995a).

Radyolojide kullanılan X ışınları 8 Kasım 1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen isimli araştırmacı tarafından keşfedilmiş ve bu gelişme tıp dünyasında olduğu gibi diş hekimliğinde de yeni bir dönemin kapılarını açmıştır. Işınlar, keşiften ancak, yaklaşık bir yıl sonra dişlerin görüntülenmesi için kullanılabilmektedir (Howard R Raper, 1953).

Diş hekimliğinde X ışınlarını kullanarak dişlerin görüntülerini elde eden ilk araştırmacının Dr. Otto Walkhoff olduğu bilinmektedir (Proskauer ve Witt, 1962). C. Edmund Kells, 1896 yılında Amerika'da ağız içi röntgen filmini ilk kez kendi kliniğinde kullanmıştır. Yaptığı buluşlarla X ışınlarının dental klinik pratiğine girmesine büyük fayda sağlayan Kells, ayrıca X ışınlarının tehlikelerinden bahseden makaleler de yayınlamıştır (Kracher, 2000; H. R. Raper, 1953). Ülkemizde ise X ışınlarını tıp alanında ilk kez kullanan bilim insanı 1896 yılında bir meslektaşının elinin görüntüsünü elde eden Dr. Esat Feyzi'dir (Çelenk, 2005).

Röntgen ekipmanı, 1909 yılında ilk kez Dr. Howard Raper tarafından bir üniversiteye (Indiana Üniversitesi) kurulmuştur. Böylece Indiana Üniversitesi, röntgen ekipmanı kuran ilk diş hekimliği okulu olurken, Dr. Howard Raper ise "Radyoloji Profesörü" unvanına sahip ilk diş hekimi ve diş hekimliği fakültesi müfredatında diş hekimliği öğrencilerine radyoloji öğreten ilk kişi olmuştur (H. R. Raper, 1953).

Welcker, 1918 yılında hastaların profilinden alınan kafa röntgenlerinin antropolojik değerlendirmede kullanılabileceği fikrini ortaya atmıştır. Ketchman ve Ellis, 1919 yılında yaptıkları çalışmaları ile tarihte ilk kez sefalometrik röntgenleri,

ortodontide teşhis aracı olarak kullanmaya başlamışlardır. Daha sonra Pery Browin, 1921 yılında çalışmasında aynı teknikten faydalanmıştır (Allen, 1963). Aynı yıl A.J. Pacini, profil röntgenlerinin kemiklerin gelişimi, sınıflandırılması ve varolan gelişim bozukluklarının teşhis edilmesinde önem arz ettiğini belirtmiş ve kendi yöntemini ortaya koymuştur. Pacini'nin yönteminde radyograf, planum sagittaleye paralel olacak biçimde konumlandırılmıştır. Baş, dikey yönde uzanan bir tutucu yardımıyla desteklenmekte ve bu tutucuya bağlanan bandajlar sayesinde sabit tutulmaktadır. Aynı zamanda Pacini bu yöntemle, tüp-film uzaklığını arttırarak görüntü boyutunu küçültmüştür. Fakat, yine de uzun ekspozür süresi boyunca oluşan baş hareketliliği dolayısıyla röntgen görüntüsünde bazı bozulmalar izlenmiştir. Bunların dışında Pacini, antropolojide yaygın olarak kullanılan bazı klasik işaret noktalarını tespit etmiştir. Bu işaret noktaları arasında pogonion, gonion, nasion ve spina nasalis anterior bulunmaktadır. Ayrıca gonial açı ve maksiller protrüzyon derecesi gibi açısal ölçümleri de belirlemiştir (Athanasiou, 1995a).

Charles Mc.Gow, 1923 yılında hastaların profil röntgenlerini, ortodontide sert doku ve yumuşak doku profilleri arasındaki uyumu incelemekle birlikte tedavi esnasında ve tedavi bitiminde profilde görülen değişimleri takip etmekte de kullanmıştır. Dr. Carter, Charles McCowen'in çalışmalarına karşılık, seri olarak alınan röntgenlerin birbiriyle doğru bir şekilde kıyaslanabilmesinin ancak hasta konumunun standardize edilebilmesiyle olabileceğini vurgulamıştır. Aynı yıl C.O. Simpson, profil röntgenlerinin elde edilmesinde yeni bir yöntem tanımlamıştır. Araştırmacı, tanıttığı yöntemde röntgendeki deformasyonları azaltmaya yönelik düzenlemeler getirmiş, sert ve yumuşak dokuların görüntülerini aynı film üzerinde kaydetmeye çalışmıştır. Bu yöntemde ışın kaynağı ile birey arasındaki uzaklık 4,5 m'dir. Yumuşak doku ve sert doku profillerinin ayrımı için önceleri aynı kaset içine yerleştirilmiş, farklı şiddette ışın alacak şekilde pozisyonlanmış iki ayrı filminden faydalanmıştır (Allen, 1963).

Carrea, 1924 yılında sefalometrik görüntülemeye yeni bir yöntem tanıtmıştır. Bu yöntemde ışın kaynağı ile birey arasındaki mesafe 2 m olarak belirlenmiş, böylece görüntüde meydana gelmesi olası olan bozulmalar mümkün mertebe indirgenmiştir. Araştırmacı, bu yöntemi "Teleradiofacie" olarak adlandırmıştır. Carrea, yumuşak

doku profilinin tespiti için kurşundan yapılmış ince bir tel kullanmış, porus acusticus externusun belirlenmesi için ise kulak yoluna küçük kurşun borucuklar yerleştirmiştir. Araştırmacı, normal koşullarda Frankfurt Horizontal Düzlemi (FHD), kapanış düzlemi ve palatinal düzlem arasında paralellik olması gerektiğini ve glabella noktasından FHD'ye indirilen dikmenin, menton noktasını kesmesi gerektiğini savunmuştur. Carrea, yönteminde kullanmış olduğu mandibular düzlem (MD), gonial açı, konveksite açısı, alt kesici eksen, fasiyal düzlem gibi çeşitli referanslardan faydalanmıştır (Carrea, 1924).

1925 ve 1926 yılında Birdsall Holly Broadbend'in ilk kez sefalostat kullanarak yapmış olduğu çalışmalar, standardizasyonun sağlanması adına önemli gelişmelerdendir (Ricketts, 1979). R. Waldron, 1925 yılında yüz profili ile arasında 90° açı olacak biçimde alınan röntgen filmlerinde, gonial açının ölçülmesi ile ilgili çalışmalar yapmış ve bu çalışmaları yayınlamıştır (H. R. Raper, 1953). M. Dewey ve S. Riesner, 1926 yılında, sadece alçı model ve fotoğraf kayıtlarının ortodontik tedaviyi planlamak için yeterli olmadığını savunarak, bu amaçla tedavi planlanması aşamasına profil filmlerinin de dahil edilmesi gerektiğini belirtmişler ve kendi geliştirdikleri yöntemi tanıtmışlardır (Allen, 1963). R. Schwartz, 1927'de radyoopak partiküller içeren bir jel yardımı ile sert ve yumuşak dokuların projeksiyonlarını aynı film üzerinde belirlemeye yönelik bir teknik geliştirmiştir. Ancak uygulamış olduğu çekim tekniği görüntünün boyutunun büyümesine sebep olmuş ve ciddi deformasyonlara yol açmıştır (Schwartz, 1927). M. Hofrath, 1931 yılında Almanya'da yayınladığı "Maksiller Anomalilerin Teşhisinde Teleröntgenogramların Önemi" isimli bir çalışma ile yeni bir teknikten bahsetmiştir. Araştırmacı, yüksek güce sahip bir röntgen aygıtı ve kendisinin geliştirmiş olduğu primitif bir sefalostat sistemini kullanarak oldukça duyarlı filmler elde etmeyi başarmıştır (Hofrath, 1931).

Sefalometrinin gerçek anlamda uygulanması 1931 yılında Broadbend tarafından "Yeni Bir X Işın Tekniği ve Ortodontiye Uygulanması" adlı makalenin yayınlaması ile gerçekleşmiştir. Broadbent, hastanın başını stabil hale getirip, yüksek güce sahip X ışını üreten bir makine kullanarak röntgenleri standardize etmiştir. Bu

teknikte hastaların baş pozisyonları lateral sefalometrik radyograflerinin standardizasyonu için kulak deliğinde konumlandırılan çift taraflı kulak çubukları içeren bir sefalostat sayesinde sabitlenmektedir. Hastanın oksal düzlemi X ışınlarına dik, film düzlemine paralel, hastanın Frankfurt düzlemi ise yere paralel olacak şekilde konumlandırılmaktadır. Broadbend'in tekniğiyle karşılaştırıldığında daha önceki tekniklerin özellikle standardizasyonu sağlama konusunda yetersiz olduğu görülmektedir. Broadbend'in buluşuyla sefalometrinin önemi daha iyi kavranmış, kümülatif bir gelişme ile günümüz çağdaş uygulamasına kavuşmuştur (Broadbent, 1981). İlerleyen yıllarda, Charles Henry Tweed (Tweed, 1946), Herbert Margolis (Margolis, 1947), Wendell İ. Wylie (Wylie, 1947), Downs (Downs, 1948), Cecil Steiner (Steiner, 1953), Viken Sassouni (Sassouni, 1958) ve Robert Murray Ricketts (Ricketts, 1960) kendi isimleri ile anılan sefalometrik analiz yöntemlerini geliştirmişler ve bu tekniklerde rehber olarak kullanılan açı ve ölçümlerini tanımlamışlardır.

Björk, 1968 yılında, sabit bir 5 inçlik (12,7 cm) görüntü yoğunlaştırıcı ve sefalostatlı bir araştırma ünitesi tasarlamış ve hastanın baş pozisyonunun bir televizyon ekranında izlenmesini sağlamıştır. Sefalostatlar varken ve hasta kendi kafa pozisyonunu televizyon ekranında izlerken kafa pozisyonu yüksek oranda tekrarlanabilir olmaktadır (Björk, 1968). Björk'ün bu tasarımı sefalometride standardizasyon açısından önemlidir. Bahsi geçen bütün bu yöntemler genel olarak belirli bir ortodontik tedavi felsefesini ve ideal anlayışını yansıtır. Dolayısı ile farklı analiz yöntemleri, farklı değişkenleri rehber olarak kullanacağından ideali birbirinden farklı olarak tanımlayabilmektedir.

2.2. Sefalometrinin Kullanım Alanları ve Sınırları

2.2.1. Sefalometrinin Kullanım Alanları

Ortodontik tedavilerdeki hedef; fonksiyonu, estetiği ve fonasyonu düzeltmenin yanında, daha da önemlisi ortodontik tedavilerle elde edilen sonuçların ömür boyu değişmeden kalmasını sağlamak ve tedavisi yapılmış olan ortodontik anomalinin düzeltildikten sonra nüks etmesini engelleyecek şekilde planlamalar yaparak vakayı

sonuçlandırmaktır (İşcan, 1991; Ülgen, 2000). Bütün bunları yapabilmek için eksiksiz bir tedavi planlaması yapabilmek şarttır. Eksiksiz bir tedavi planlaması yapabilmek için, sadece alçı modeller ve fotoğrafları kullanmak yetersiz kalacağından, şüphesiz ki sefalometrik analizlere başvurmak elzemdir.

Sefalometrik radyografilerde dişler; birbirleriyle, komşu yumuşak dokularla, çene kemikleriyle ve diğer yüz yapılarıyla ilişkilidir. Sefalometrik radyografiler, ortodontide tedavi planlaması oluşturmakta yardımcı olarak kullanıldığı gibi, hastanın ortodontik tedaviden önceki dişsel ilişkilerinin ve profil durumunun değerlendirilmesinde, ortodontik tedavi sırasında meydana gelen değişikliklerin tespiti ve incelenmesinde ve ortodontik tedavinin bitiminde fasiyal büyüme ve diş hareketlerini belirlemede de kullanılır (Phulari, 2013).

Tanı amacıyla kullanılan sefalometrinin bir başka faydası ise subjektif değerlendirmelerden arındırılmış, nicel gözlemlere dayalı objektif sonuçlara ulaşabilmemizi sağlamasıdır. Belirlenen anatomik noktaların birbirlerine olan uzaklıkları milimetrik değerler ile elde edilirken; düzlemler, açısal ölçümlerle incelenebilmektedir. Bu sayede rakamsal değerlerle karşılık bulan sefalometrik analizler, hekimler arasındaki yorum farklılıklarını da ortadan kaldırmaktadır. Sefalometrik analizlerin nicel değerlerle karşılık bulması aynı zamanda hekimin klinikte belirlediği durumu meslektaşlarına açık ve net bir şekilde konsülte edebilmesine imkân sağlar. Sefalometri ile tamamlanmış olan bir ortodontik tedavinin sonuçları da değerlendirilebilir. Çeşitli rehber düzlem ve eksenlerde yapılan karşılaştırmalar sayesinde sefalometrik radyografiler ile çenelerdeki, dişlerdeki ve iskelet yapıdaki veya yumuşak dokudaki değişiklikleri izlemek ve büyümenin etkilerini gözlemlemek mümkün olur. Ortognatik cerrahi planlamalarında “sefalometrik set-up” hastaya kazandırılacak yeni profil ve okluzyonun ön görülmesi açısından tedavi planlamasının kaçınılmaz bir bölümüdür. Bu kullanım alanlarının yanında ortodontistler için özellikle fonksiyonel tedavi planlamalarında büyük öneme sahip olan “yüz büyümesinin öngörülmesi” aşamasında da belirli aralıklarla çekilen seri sefalometrik radyograflara ihtiyaç duyulur (İşman ve Arun, 2010).

Seri sefalometrik radyografiler, yüz iskeletinin büyüme ve gelişimini değerlendirmenin yanı sıra tedavi öncesi ve sonrası ölçümlerle, yapılan tedavinin

aşamalarının incelenmesi ve ulaşılması öngörülen ideal değerlere ne kadar yakın ya da uzak olduğunun değerlendirilmesinde de kullanılır (Engel ve ark., 1941; Ricketts, 1981).

2.2.2. Sefalometrinin Sınırları

Sefalometrinin ortodontik tedavinin hemen hemen her safhasında büyük bir önemi olmasına karşın, yetersiz kaldığı durumlar da mevcuttur.

Sefalometrik radyografide, üç boyutlu kraniyofasiyal yapılardan iki boyutlu görüntülerin elde ediliyor oluşu, anatomik yapıların üst üste çakışmasından kaynaklan artifaktlara ve böylece görüntünün anlaşılabilirliğinin azalmasına sebep olmaktadır (Sanderink ve Miles, 2000). Yapılan diğer bir araştırmada benzer artifaktların sadece üç boyutlu yapıların iki boyuta indirgenmesinden kaynaklanmayacağı ayrıca ışın cihazıyla obje arasındaki uzaklık ya da objeyle film arasındaki uzaklık gibi iki uzaklık değeriyle de ilişkili olabileceği bildirilmiştir (Franklin, 1952). Artifaktları minimize etmek ve görüntünün anlaşılabilirliğini arttırmak için lateral sefalometrik radyografiye ek olarak frontal sefalometrik radyografi ve submentoverteks görüntünün de değerlendirilmesi gereklidir. Böylece daha kapsamlı bir analiz ile planlama yapılmış olacak ve üç boyutlu yapılar daha doğru bir şekilde değerlendirilebilecektir (Hatton ve Grainger, 1958; Houston, 1983; Houston ve ark., 1986).

Sefalometrinin yetersiz kaldığı bir diğer konu ise standardizasyon hatalarıdır. Sefalometrik radyografide standardizasyonun sağlanması, yani hasta ve radyasyon kaynağı arasındaki uzaklığın her seferinde aynı olacak şekilde ayarlanabilmesi, elde edilen radyografinin netliği açısından çok önemlidir. Aynı standardizasyon şartları altında elde edilmemiş filmlerin birbiriyle karşılaştırılması ve kıyaslanması, yapılacak analizlerin yanlış sonuçlanmasına ve hatalı sonuçlar elde edilmesine sebep olur (Hatton ve Grainger, 1958).

Lateral sefalometrik radyografiler, baş bölgesinin sağ ve sol yarısındaki anatomik yapıların midsagittal düzlem üzerinde birbirinin ayna görüntüsü olduğu ilkesine göre çekilmektedirler. Fakat, pratikte gerçek bir iskeletsel simetriden çoğu zaman bahsetmek mümkün değildir. Gerçek bir simetri mevcut olsa bile sağ ve sol tarafta bulunan işaret noktalarının ve anatomik yapıların kasete veya detektöre

uzaklıkları birbirinden farklı olacağı için radyografa farklı ölçeklerde yansıyacaklardır (McIntyre ve Mossey, 2003).

Radyografıta net seçilebilen anatomik yapıların olmayışı, ayırt etmeyi zorlaştıracak kenar ve gölgelerin bulunması, hasta pozisyonunun standardize edilememesi nedeniyle artifaktların oluşması gibi durumların varlığı klinisyeninin sefalometrik analizleri yaparken anatomik landmarkları belirlemesi aşamasında hatalar yapmasına sebep olmaktadır. Bu hatalar bazı araştırmacılar tarafından sefalometrik analizlerdeki yanlışlıkların en büyük sebebi olarak gösterilmektedir (Barrett ve ark., 1968; Baumrind ve Frantz, 1971; Houston, 1983; Houston ve ark., 1986; Midtgard ve ark., 1974; Sarı ve ark., 2002).

2.3. Sefalometrik Radyografi Çeşitleri

Sefalometrik radyografiler elde ediliş yöntemlerine göre ikiye ayrılırlar;

- Geleneksel sefalometrik radyografi
- Dijital sefalometrik radyografi

2.3.1. Geleneksel Sefalometrik Radyografi

Geleneksel sefalometrik radyografi, yüz, çene ve kranial kemiklerin lateral yönden görüntülenebildiği ağız dışı radyografi türüdür. Bu radyografi türlerinin elde edilmesi için kaset içerisine yerleştirilen röntgen filmleri kullanılmaktadır. Röntgen filmleri, kaset içerisindeki iki ranforsatör (intensifying screen) arasına konumlandırılır. Röntgen filmleri dört tabakadan oluşur ve bu tabakalar dıştan içe doğru sırasıyla;

- **Koruyucu tabaka:** Jelatin içerikli bir dış kılıf, röntgen filminin en dıştaki tabakasını oluşturmaktadır. Bu tabaka emülsiyon tabakasını dış etkenlerden korur. Röntgen filminin banyo aşamasında, banyo solüsyonlarını absorbe eder ve kimyasal maddelerin gümüş halid kristalleri ile reaksiyona girmesini sağlar.
- **Emülsiyon tabakası:** X ışınlarına duyarlı gümüş halid kristallerinin bulunduğu tabakadır. Gümüş halid kristallerinin banyo solüsyonuyla reaksiyona girmesi sonucunda görüntü bu tabakada oluşur.
- **Yapıştırıcı tabaka:** Emülsiyonun baz tabakaya yapışmasını sağlar.

- **Baz tabaka:** Yaklaşık 0.2 mm kalınlığında olup, selüloz asetat veya polyster polietilen yapısındadır.

Farklı dokuların X ışınlarına karşı oluşturduğu absorbsiyon nüansları röntgen filmi üzerinde radyoopak olarak adlandırılan açık renkteki ve radyolüsent olarak adlandırılan koyu renkteki alanların oluşmasını sağlar. Işınlama sonrasında karanlık odadaki banyo işlemleri gerçekleştirilir ve geleneksel sefalometrik radyografi elde edilmiş olur (Aydil, 2017).

Geleneksel röntgen filmlerinin uzun yıllar boyunca terk edilmemesinin sebebi ucuz ve güvenilirliklerinin yüksek olmasıdır ancak geleneksel yöntemin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar;

- Filmlerin işlenmesi ve saklanması için fazla alana ihtiyaç duyulması,
- Kimyasal film işleme sürecindeki hatalara bağlı olarak görüntü kalitesinde değişkenlik görülmesi ve standardizasyonun sağlanamaması,
- Filmlerin elde edilme sürecinin zaman alıcı olması ve
- Görüntünün, film üzerinde bir kere oluşturulduktan sonra sabit olmasından dolayı değiştirilmesinin ya da düzeltilmesinin mümkün olmamasıdır (Versteeg ve ark., 1997).

Genel görüntü kalitesi ve radyografik görüntüde gösterilen detay miktarı, çeşitli faktörlere bağlıdır. Bu faktörler;

- Görüntü geometrisi; nesne, film ve x ışını tüpünün birbirlerine göre pozisyonları,
- Kontrast; çeşitli siyah, beyaz ve gri alanlar arasındaki görsel fark,
- X ışını demetinin karakteristiği; magnifikasyonu önlemek için ışınlar birbirine paralel seyretmelidir ve objeyi geçtikten sonra filmin emülsiyon tabakası ile reaksiyona girip, farklı yapılar arasında kontrast oluşturacak yeterli penetrasyona sahip olmalıdır.
- Görüntü netliği ve çözünürlük (Whaites ve Drage, 2013).

2.3.2. Dijital Sefalometrik Radyografi

Dijital sefalometrik radyografi; özel bir sensör yardımıyla radyografik görüntü oluşturmayı, oluşturulan görüntüyü elektronik parçalara ayırmayı, bilgisayar ortamına aktarıp dijitalleştirmeyi ve depolamayı sağlayan bir görüntüleme yöntemidir. Röntgen filmleri kullanılarak elde edilen geleneksel radyografilerle dijital radyografiler karşılaştırıldığında, aralarındaki en büyük farklılık görüntü alımında kullanılan reseptörler ve görüntüyü oluşturmak için kullanılan tekniklerden kaynaklanmaktadır (Brennan, 2002).

Dijital görüntü matrisi, orijinal görüntünün ekranda yeniden oluşturulmasını sağlayacak mozaik formda bulunan bir resim elementi ya da piksellerden meydana gelmektedir. Pikseller, dijital görüntü içinde düzenli olarak dağılmıştır. Görüntüyü oluşturan piksellerin boyutları ne kadar küçülürse ve sayıları artarsa, elde edilen görüntünün çözünürlüğü ve detayları aktarma potansiyeli de o kadar artacaktır (D. B. Forsyth ve ark., 1996).

Dijital sefalometrik radyografi, gelişen teknolojiyle birlikte geleneksel röntgen filmlerinin yerini almaya başlamıştır (Santoro ve ark., 2006). Dijital sefalometrik radyografinin avantajları;

- Verilerin işlenmesi ve depolanması daha hızlı ve kolaydır.
- Kimyasalların kullanımını ortadan kaldırır ve böylece kimyasal atıkların çevreye verdiği zararı ortadan kaldırır.
- Elde edilen görüntü üzerinde değişiklik yapabilme ve görüntüyü geliştirme olanağı sunar.
- Işınlama hatalarını düzeltmesi sayesinde tekrarlayan ışınlama gerekliliğini ve hastanın alacağı tekrarlanan radyasyon dozu ihtimalini ortadan kaldırır (Carlos Quintero ve ark., 1999).
- Ek olarak seri radyografilerin çakıştırması hızlıca yapılabilir.
- Görüntünün çoğaltılması masrafsızdır (Naoumova ve Lindman, 2009).

- Dijital radyografik görüntülerin saklanması, taşınması ve farklı merkezlere gönderilmesi pratiktir.
- Ayrıca çoğu sistemde hastanın aldığı radyasyon dozu geleneksel yöntemle kıyasla oldukça azdır (Näslund ve ark., 1998).
- Dijital radyografi ile çalışma süresi önemli ölçüde azalmıştır (Brennan, 2002).

Ancak bu avantajlarının yanında;

- Dijital görüntüleme sistemlerinin başlangıç kurulum maliyetlerinin geleneksel sistemlere göre epey yüksek olması ve
- Dijital görüntünün fiziksel ortama aktarılırken baskı kalitesinin düşmesi ve görüntünün algılanabilirliğinin değişmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır.

Dijital görüntülerin avantajlarından faydalanabilmek ancak radyografi üzerindeki tüm detayların ayırt edilebilir olmasıyla mümkündür. Dijital görüntünün kalitesini etkileyen en önemli faktörler; görüntü ekranı, optik yoğunluk ve uzaysal çözünürlüktür (D. B. Forsyth ve ark., 1996).

Piksel sayıları ve kontrast düzeyleri, kabul edilebilir kalitede ve klinik olarak kullanılabilir bir görüntü elde edebilmek için gereklidir. Daha fazla detay içeren görüntüler elde etmek ise piksel sayısının çokluğuyla ilişkilidir (D. B. Forsyth ve ark., 1996).

Sefalometrik filmlerin incelendiği ekranların uzaysal çözünürlükleri, raster lines adı verilen çizgilerin yoğunluğuyla belirlenir. Dijital görüntüler sıklıkla 625 çizgiye sahip ekranlarda görüntülenirler. Görüntü kalitesinin özellikle önemli olduğu durumlarda, 2048 çizgiye sahip ekranları kullanmak, geleneksel röntgen filmleriyle karşılaştırılabilir çözünürlüğü verebilecektir (D. B. Forsyth ve ark., 1996).

Optik yoğunluk; radyografideki siyahlık miktarının ölçüsüdür ve filme düşen ışık miktarının filminden geçen ışık miktarına oranlanması ile hesaplanır. Gri tonlar arasındaki nüanslar radyografideki siyahlık oranını belirler. Dijital ortamda bilgi aktarımı en küçük birim olan “bit” ile gerçekleştirilir. Bilgisayarlar çok sayıda bit içeren parlaklık değeri kullanırlar. Örneğin, 8-bit sistemde 256 adet farklı gri değeri

vardır (0 en koyu siyaha, 255 en açık beyaza, aradaki 254 değer farklı koyuluktaki gri tonlara karşılık gelmektedir). Dijital görüntü kalitesini işte bu gri ton yelpazesinin (gri skalası) genişliği etkiler (D. Forsyth ve ark., 1996).

Uzaysal çözünürlük; radyografideki ince detayların algılanabilirliği olarak tanımlanmaktadır. Çözünürlük, genellikle 1 mm’de bulunan çizgi çifti (lp/mm) olarak tanımlanmaktadır. Çizgi ve ilişkili olduğu boşluk, çizgi çifti (lp) olarak adlandırılır. Dolayısıyla 1 çizgi çiftini görebilmek için 2 piksel sütununa (biri koyu çizgi, diğeri daha açık boşluk) ihtiyaç duyulmaktadır (Goaz, 1987).

Sağlıklı bir insan gözü 0,1×0,1 mm² büyüklüğün altındaki detayları ayırt edebilir. Orijinal görüntü kalitesine ulaşabilmek, çözünürlük değerinin yüksek olması ve dijital görüntüyü oluşturan piksel boyutlarının 0,1 mm’den küçük olmasıyla mümkün olmaktadır (D. Forsyth ve ark., 1996). Opetatör, görüntü üzerinde büyütme yapmadan 6 lp/mm’yi ayırt edebilir. İntraoral filmler çoğunlukla 20 lp/mm’den daha yüksek çözünürlüklüğe sahip olduğundan, bilgisayar üzerinde görüntülerin büyütülmesi, detayların daha iyi görüntülenmesine olanak sağlar (Goaz, 1987).

2.4. Dijital Sefalometrik Radyografi Sistemlerinin Gelişimi

Dijital ortamda bilgisayar destekli bir sefalometrik analiz yapabilmek için, öncelikle hastanın lateral sefalometrik radyografisini dijital ortama aktarmak gereklidir. Dijital sefalometrik analiz sistemleri verinin aktarılış biçimine göre üçe ayrılmaktadır.

2.4.1. Birinci Nesil Sistemler

Birinci nesil sistemlerde anatomik noktaları dijital ortama aktarmak için digitizing pad (dijitasyon tablası) ve cursor denilen cihazlara ihtiyaç duyulmaktadır.



Şekil 2.1. Birinci nesil sistem örneği- (Konchak ve Koehler, 1985)'den alınmıştır

Cursor, anatomik noktaları belirtmek için kullanılır. Dijitasyon tablası, X-Y koordinatlarına göre, anatomik noktaları koordinat sistemine aktarır. Dijitasyon tablası üzerine cursor temas ettirildiğinde tabla üzerinde oluşan elektrik akımı kablolar aracılığıyla bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Dijitasyon tablaları opak, radyolüsent veya saydam olabilirler ve çizim için asetat kağıdına ihtiyaç duyulmaz. Bu özellik sayesinde çizime bağlı oluşabilecek hatalar elimine edilmektedir. Houston, konvansiyonel çizim tekniği ile doğrudan dijitasyon tekniğini karşılaştırmış ve bu karşılaştırmanın sonucunda doğrudan dijitize edilen sefalometrik işaretleme noktalarının, konvensiyonel teknikte göre daha güvenilir olduğunu kanıtlamıştır (Houston ve ark., 1986). Dijitasyon tablaları iki tiptir:

- **Off-line Dijitasyon Tablaları:** Bu sistemde önce radyografi dijital hale getirilir. Daha sonra depolanan bilgiler sabit diske kaydedilir. Kayıt üzerinde gereken sefalometrik ölçümler yapılır.
- **On-line Dijitasyon Tablaları:** Dijital hale getirilen anatomik noktalar direkt bilgisayar ortamına aktarılır ve analiz direkt olarak bilgisayar ekranından izlenebilir.

Dijitalleştirme modeli ile elde edilen bilgiler dijitasyon tablasıyla kaydedilir. İki çeşit dijitalleştirme modeli vardır. Bunlar:

- **Point Mode Dijitalleştirme:** Bu sistemde anatomik noktalar tekil ve bağımsız şekilde belirlenir. Operatör önceden tanımlanmış anatomik noktaların konumlarını, cursor ile noktanın üzerinde tespit eder. X-Y koordinat sisteminde her bir noktanın konumu belirli olacak şekilde veriler bilgisayar ortamına taşınır. Radyografinin dijital hali, filmin orijinal konturlarına sadık kalınarak ayrı ayrı halde olan işaretleme noktalarının birleştirilmesi ile oluşur.
- **Stream Mode Dijitalleştirme:** Bu sistemde anatomik konturlar manuel olarak çizilir. Birbirine komşu noktaların büyük bir kısmı transfer edildiğinde radyografik konturlar izlenmeye başlanır. Point mode dijitalleştirmeye göre daha hızlı sonuç verir fakat; anatomik konturların doğru tespiti ve çizimi daha zor olup tecrübe gerektirir.

Stream mode dijitalleştirme ile güvenilir sonuçlar elde etmek büyük ölçüde operatörün tecrübesine bağlıdır. Dijitalleştirme modelleri, görüntünün güvenilirliğiyle doğrudan ilişkili olduğundan ve sefalometrik analiz sonuçlarını etkileyeceğinden tedavi planlamaları açısından oldukça önemlidir. Bilgisayarlı analiz sistemlerinde anatomik noktaların dijitalleştirilmesi, üzerinde en çok durulması gereken konudur. Anatomik noktaların yanlış belirlenmesi elle çizim tekniğinde olduğu gibi en sık rastlanan hatadır (Baumrind ve Miller, 1980; Prawat ve ark., 1995; Tsang ve Cooke, 1999).

2.4.2. İkinci Nesil Sistemler

İkinci nesil sistemlerde dijitalasyon tablasına olan ihtiyaç ortadan kalkmıştır. Sefalometrik radyografiler, dijital fotoğraf makineleri veya tarayıcılar yardımı ile dijital hale getirilirler (Celik ve ark., 2009). Dijital fotoğraf makinelerinin içerisinde fotositler içeren görüntü sensörleri bulunur. Fotositler ışığa duyarlı diodlardır ve ışık enerjisini elektrik enerjisine çevirerek dijital görüntü oluşturmaya yardımcı olurlar. Bir dijital fotoğraf makinesinin içerdiği fotositlerin miktarı ne kadar yoğunsa o makinenin çözünürlüğü o kadar yüksektir. Piksel terimi çözünürlükle ilgili bir göstergeç olup bize fotosit yoğunluğu hakkında bilgi vermektedir. Örneğin, 1280x720 (HD) çözünürlükteki bir dijital görüntü yatayda 1280 piksel genişlikte, dikeyde 720 piksel yükseklikte. Toplamda 921.600 adet piksel içerir. Dijital görüntünün çözünürlüğü arttıkça harddiskte kaplayacağı yerin de artacağı unutulmamalıdır. Günümüzde

üretileen dijital fotoğraf makinelerinin çözünürlükleri sefalometrik radyografileri dijital hale getirmek için fazlasıyla yeterlidir (İşman ve Arun, 2010).

2.4.3. Üçüncü Nesil Sistemler

PSP, CCD reseptör ya da direkt dijital yöntemi kullanan bu sistemler radyografileri doğrudan bilgisayara aktararak dijitalleştirirler. Dijital görüntüyü elde etmek için harici olarak tarayıcı ya da dijital fotoğraf makinesi gibi cihazlara ihtiyaç duymazlar. Direkt dijital görüntülerin kullanılmasının, görüntüyü anlık elde etme, radyasyon dozunu azaltma, klinikte zaman kazancı sağlama, görüntülerin arşivlenmesini ve paylaşılmasını kolaylaştırma gibi birçok avantajı vardır (Brennan, 2002; Carlos Quintero ve ark., 1999; Celik ve ark., 2009).

2.5. Lateral Sefalometrik Analiz Yöntemleri

Günümüzde lateral sefalometrik radyografiler, analiz ediliş yöntemlerine göre üçe ayrılırlar;

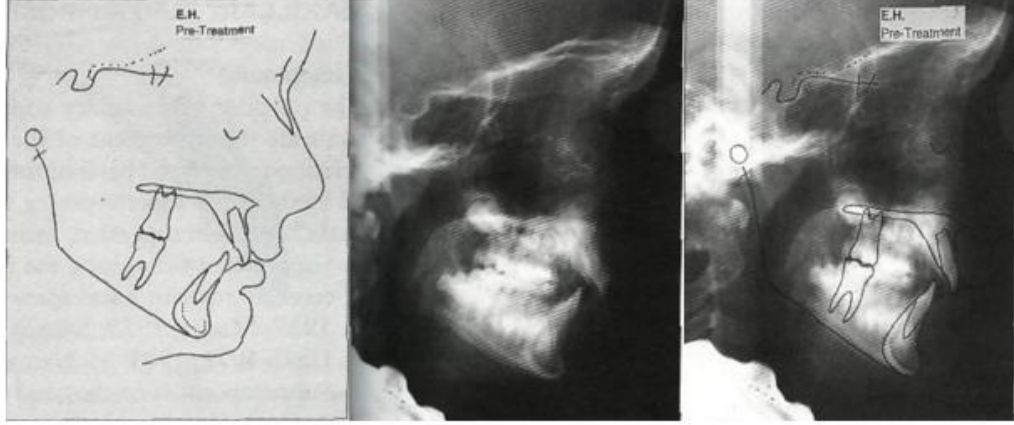
- El ile çizim yöntemi
- Bilgisayar destekli yarı otomatik yöntem
- Yapay zekâ tabanlı tam otomatik yöntem

2.5.1. El ile Çizim Yöntemi

Lateral sefalometrik radyografilerin analizleri amacıyla yıllardır kullanılan ve günümüze kadar altın standart olarak gelmiş yöntem elle çizim yöntemidir. Bu yöntemde lateral sefalometrik radyografiler fiziksel bir baskı olarak alınır ve alınan lateral sefalometrik radyografilerin üzerine asetat kâğıdı (genellikle 0,03 inç) yerleştirilerek, kayması engellenecek şekilde sabitlenir ve ince uçlu çizim kalemi (genellikle 0,1 mm ya da 0,3 mm) ile karanlık bir çizim odasında negatoskop ışığı altında belirli kurallara göre çizim gerçekleştirilir (Şekil 2.2). Ardından cetvel ve açıölçer vasıtası ile açısal ve milimetrik ölçümler yapılır (Uzel ve Enacar, 2000a).

Bu yöntem zaman alıcıdır ve lateral sefalometrik analizlerde; anatomik noktaların belirlenmesinde, radyografik ekspozürde, görüntüde ve ölçüm yönteminde hatalarla karşılaşılabilir. Hataların büyük bir kısmı, operatör deneyimi, görüntünün densitesi ve netliği gibi pek çok parametrenin etkilediği anatomik noktaların

belirlenmesi aşamasında görülmektedir (Baumrind ve Frantz, 1971; Rudolph ve ark., 1998).



Şekil 2.2. El ile çizim yöntemiyle elde edilmiş bir sefalogram- (Athanasίου, 1995b)'den alınmıştır

2.5.2. Bilgisayar Destekli Yarı Otomatik Yöntem

Günümüzde, teknolojinin gelişmesiyle birlikte bilgisayar kullanılarak sefalometrik çizim yapılabilmesi mümkün olmaktadır. Bilgisayarların tedavi planında kullanımı bireysel hata ihtimalini düşürmenin yanı sıra yüksek oranda tekrarlanabilirlikle birlikte standardize edilmiş, hızlı ve doğru değerlendirme sağlar (Polat-Ozsoy ve ark., 2009).

Dijital radyografik görüntülerin boyutları ve renk değerleri, farklı renkler ve gri tonları üreten bir piksel topluluğundan oluşur. Görüntünün son boyutu, piksellerinin sayısı ve renk değerlerine göre belirlenir (Santoro ve ark., 2006).

Bilgisayar destekli yarı otomatik sistemlerde, operatör anatomik noktaları bilgisayar faresinin imleci yardımıyla ekran üzerinde belirler. Yazılım işaretlenen noktaları referans alarak mesafeleri, oranları ve açıları ölçer. Bazı sistemler tedavinin, büyümenin ya da cerrahi girişimin sonuçlarını öngörmek amacıyla sert ve yumuşak dokuları simülasyon olarak hareket ettirme özelliğine de sahiptir (Rudolph ve ark., 1998). Bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yazılımları, yazılım geliştiricilerin yüklemiş oldukları verileri kullanarak sefalometrik analizleri

yapmaktadırlar. Yüklene veriler birçok araştırmacının analizlerini içermektedir (Athanasıou, 1995c).

Bilgisayar destekli yarı otomatik yöntemde, yazılım anatomik noktaların işaretlenmesi aşamasında hala bir operatöre ihtiyaç duymaktadır. Bu nedenle yazılım adı gibi sefalometrik analizi yalnızca yarı otomatik hale getirmektedir. Bu durum, aynı el ile çizim yönteminde olduğu gibi bir takım bireysel hata ihtimallerini meydana getirmektedir. Bu ihtimallerin değişimi operatörün tecrübesi, görüntülerin kalitesi ve operatör yorgunluğu gibi birtakım parametrelerle ilişkilidir.

Bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yönteminde de anatomik noktalar elle belirlendiğinden, ölçüm hatalarının elle çizim yöntemi ile yapılan analizlerdeki benzer olacağı bazı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (Gravelly ve Benzies, 1974).

El ile çizim yöntemiyle, bilgisayar destekli yarı otomatik yöntem arasındaki temel fark, yarı otomatik yöntemde milimetrik, açısal ya da oransal ölçümlerin yazılım tarafından otomatik yapılmasıdır.

2.5.3. Yapay Zekâ Tabanlı Tam Otomatik Yöntem

Bu teknik, ismi gibi tamamen otomatiktir. Sefalometrik radyografi bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra yazılım otomatik olarak anatomik noktaları belirleyip, istenen sefalometrik analizleri tamamlar ve saniyeler içerisinde analiz sonuçlarını verir (Midtgard ve ark., 1974).

2.6. Yapay Zekâ

Kısaca özetlemek gerekirse, yapay zekâ insan zekâsını taklit edebilmek amacıyla insana benzer biçimde akıl yürütme, anlam çıkartma, genelleme yapabilme, geçmiş deneyimlerle öğrenebilme gibi meziyetleri bir bilgisayara ya da makineye kazandırabilmektir (Yılmaz, 2017). Yapay zekâ teknikleri aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

- **Uzman sistemler:** Bilgiler arasında ilişkiler kurularak bir uzman gibi problemlerin tespit edildiği ve tespit edilen problemler için çözümlerin üretildiği sistemlerdir.

Bu sistemler uzmanlık bilgisi ile donatılır ve kararlar çıkarım mekanizmaları kullanılarak verilmektedir.

- **Makine öğrenmesi ve yapay sinir ağları:** Öğrenme merkezli sistemlerdir. Örnekler arasında ilişki kurarak öğrendikleri bilgileri daha sonra hiç karşılaşmadıkları yeni örnekler hakkında karar vermek için kullanırlar.
- **Genetik algoritmalar:** Çözümlemeyen problemleri kullandıkları geleneksel optimizasyon teknolojisiyle çözümleyen sistemlerdir. Bu sistemlerin çalışma felsefesi daha nitelikli çözümleri üretmek için farklı problemlerin çözümlerini sentezleme yöntemine dayanır.
- **Bulanık önermeler mantığı:** Mutlak rakamlar ile ifade edilmesi mümkün olmayan belirsiz bilgileri işleyerek karar vermeyi kolaylaştıran sistemlerdir.
- **Zeki etmenler:** Birden fazla yapay zekâ tekniğinin sentezinden oluşan ve bağımsız çalışabilen sistemlerdir. Programlama yapılırken esnek davranılır.

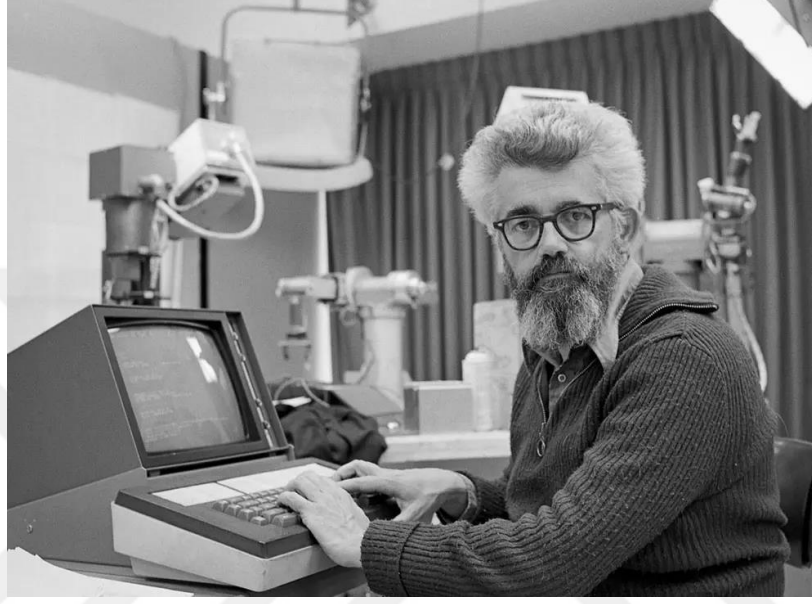
Bahsi geçen bu teknolojiler insanların gündelik hayatını kolaylaştıran, pratik ve faydalı ürünlerin oluşmasına katkı sağlamaktadırlar. Bu teknolojilerden yapay sinir ağları, bilgisayarların öğrenmesini sağlamaktadır. Makine öğrenmesi zaman geçtikçe davranışların nitelikli hale getirilmesi olarak tanımlanmaktadır (Öztemel, 2003).

2.6.1 Yapay Zekânın Tarihçesi

Yapay zekânın mantığı çok eski tarihlere dayanmaktadır. Yapay zekâ düşüncesindeki amaç, cansız nesnelere canlılık özellikleri tanımlayarak akıllı ve zeki nesneler hâline getirmektir (Aydın ve Değirmenci, 2018).

Yapay zekâ için 1884 yılı bir dönüm noktası niteliğinde olmuştur. Bu tarihte Charles Babbage, insan benzeri zeki davranışlar sergileyebilecek bir makine üzerinde çalışmalar yapmıştır. Fakat bu çalışmaların sonucunda bir makinenin bir insan kadar zeki davranışlar sergileyecek duruma getirilemeyeceği konusunda hemfikir olunmuştur. Ancak bu amaç uğruna çalışmalara devam edilmiş ve 1950 yılında Shannon, bilgisayarların satranç oynayabileceği fikrini ortaya atmıştır. Yapay zekâ konusunda çalışmalar 1960'lı yılların başlarına kadar yavaş şekilde sürmüştür (Aydın ve Değirmenci, 2018).

Yapay zekânın resmi olarak tarihte ilk kez sahneye çıkışı ise 1956 yılına dayanmaktadır. 1956'da Dartmouth College'da düzenlenen bir konferansta “Yapay Zekâ” terimi ilk defa ortaya atılmıştır (Yılmaz, 2017). Yapay zeka teriminin isim babası 31 Ağustos 1955 yılında bu terimi proje başvurusunda kullanan John McCarthy'dir (Aydın ve Değirmenci, 2018).



Şekil 2.3. John McCarthy yapay zekânın isim babası, bilgisayar programcısı (Childs, 2011)

Düşünce ve tasarı boyutundan çıkmış, yani gerçek anlamdaki yapay zekâ ise 1940'larda bilgisayarların üretilmesi ile ortaya çıkmıştır. Bilgisayarın ortaya çıkması, bu bilgisayarların zekâ ile modellenerek donatılması fikrini alevlendirmiştir. 1950 yılında Alan Turing bir makinenin zeki olup olmadığına karar veren bir test oluşturmuştur (Aydın ve Değirmenci, 2018).

1957 yılında John McCarthy, LISP (List Processing Language) isminde yapay zekâ için fonksiyonel bir programlama dili geliştirmiştir. Oldukça eski ve güçlü programlama dillerinden biri olan LISP, temel işlemleri liste yapısı ile temsil eden, esnek programlar yaratmaya imkân sağlayan bir programlamadır. 1965-1970 yılları arasında yapay zekâ için karanlık bir dönem olarak adlandırılabilir. Bu dönemde yapay zekâ konusundaki ilerlemeler neredeyse durma aşamasına gelmiştir. Bunun nedeni ortaya çıkan ve gerçekçi olmayan beklentiler sonucunda insanlığın hayal kırıklığına

uğramasıdır. Yapay zekâ 1980’li yıllarda pratik uygulamalar ile büyük projelerde de kullanılmaya başlanmıştır. Takip eden yıllardan günümüze kadar geçen sürede ise yapay zekânın gerçek hayattaki çeşitli problemlerin çözümüne uyarlanması ve odaklanması sağlanmıştır. Hatta kullanıcıların ihtiyaçları önceden geleneksel yöntemlerle karşılanıyorken, artık daha ekonomik yazılımlar ve araçlar sayesinde yapay zekânın kullanımı çok daha geniş kullanım alanlarına ulaşmıştır. Yapay zekâ tarihine kronolojik olarak bakacak olursak; (Yılmaz, 2017)

- MS 1.yy: Antik Çağda İskenderiyeli Heron’un su ve buhar gücüyle çalışan mekanik düzenekler üzerinde çalışmıştır.
- 1206: Sibernetik biliminin öncü isimlerinden olan Ebu’l İz Bin Rezzaz El Cezeri, su ile çalışan ve otomatik kontrol özelliğine sahip olan makineler üretmiştir.
- 1623: Wilhelm Schickard, analog formdaki ilk hesap makinesini icat etmiştir.
- 1672: Gottfried Leibniz 1’ler ve 0’lardan oluşan ikili sayma sistemini geliştirmiştir. Günümüzde kullanılan bilgisayarlarının soyut temelini bu sistem oluşturmaktadır.
- 1822-1859: Charles Babbage mekanik yollarla işlev gören bir hesap makinesi yapmıştır.
- 1923: Tarihte ilk kez “robot” kavramı, Karel Capek tarafından Rossum’un Evrensel Robotları (R.U.R.- Rossum’s Universal Robots) adlı tiyatro oyununda ortaya atılmıştır.
- 1931: Kurt Gödel, kendi ismiyle anılan bir teorem olan, eksiklik teoremini ortaya atmıştır.
- 1936: Konrad Zuse, 64K hafızaya sahip olan “Z1” isimli programlanabilir bir bilgisayar geliştirmiştir.
- 1946: ENIAC (Electronic Numerical Integrator And Computer) adı verilen 30 ton ağırlığa sahip ve bir oda büyüklüğünde hacme sahip olan ilk bilgisayar icat edilmiştir.
- 1948: John von Neumann, kendini dublike edebilme özelliğine sahip program fikrini ortaya atmıştır.
- 1950: Bilgisayar biliminin kurucusu olarak kabul gören Alan Turing, “Turing Testi” kavramını ortaya koymuştur.

- 1951: “Mark 1” isimli aygıt için ilk yapay zekâ programları geliştirilmeye başlanmıştır.
- 1956: Matematiksel problemlerinin çözümü için kullanılan Logic Theorist (Mantık Teorisi-LT) isimli program Neweell, Shaw ve Simon tarafından ortaya konulmuştur. Bu sistem, tarihteki ilk yapay zekâ sistemi olarak kabul edilmektedir.
- 1950’lerin sonu-1960’ların başı: Masterman ve arkadaşları tarafından makine çevirisi için şematik ağ geliştirilmiştir.
- 1958: MIT’den Mc Carty, LISP (List Processing Language) dilini oluşturmuştur.
- 1960: Licklider, çalışmasında insan ve makine ilişkisine değinmiştir.
- 1962: Unimation, endüstriyel alanda kullanılması için robot üreten ilk firma olarak kurulmuştur.
- 1965: “ELIZA” adı verilen bir yapay zekâ geliştirilmiştir.
- 1966: Stanford Üniversitesi tarafından hareket etme kabiliyetine sahip ilk robot olan “Shakey” üretilmiştir.
- 1973: DARPA’da TCP/IP olarak adlandırılan protokoller için geliştirme başlamıştır.
- 1974: İnternet terimi, tarihte ilk kez Cerf ve Kahn tarafından çalışmalarında kullanılmıştır.
- 1978: Simon, yapay zekâ ile ilgili önemli çalışmalarından olan “Sınırlı Rasyonalite Teorisi” ile Nobel Ödülü almaya hak kazanmıştır.
- 1979: Standford Arabası testi başarıyla sonuçlanmıştır.
- 1981: IBM ilk kişisel bilgisayarı üretmiştir.
- 1993: MIT’de insan görünümlü robot olan Cog’un üretimine başlanmıştır.
- 1997: IBM tarafından geliştirilen ve “Deep Blue” ismi verilen süper bilgisayar dünya satranç şampiyonu Kasparov’u yenmeyi başarmıştır.
- 1998: Yapay zekâ teknolojisine sahip ilk oyuncak olan “Furby” piyasaya sürülmüştür.
- 2000: İletişim esnasında jest ve mimiklerini kullanabilen “Kismet” isimli bir robot tanıtılmıştır.
- 2005: Yapay zekâ teknolojisini kullanan, insan özelliklerine ve becerisine en yakın robot olan “Asimo” adlı robot tanıtılmıştır.

- 2010: Asimo geliştirilmiş ve zihin gücü kullanılarak hareket etmesi sağlanmıştır.

2.6.2. Makine Öğrenmesi ve Öğrenme Şekilleri

Makine öğrenmesini tanımlayabilmek için öncelikle yalın olarak öğrenme kavramının tanımlanması gereklidir. Simon öğrenme kavramını, zaman içinde yeni bilgilerin keşfedilmesi yoluyla davranışların daha nitelikli bir hale getirilmesi olarak tanımlamaktadır (Burke ve Ignizio, 1992). Makine öğrenmesi ise bu işlemin makineler tarafından yapıldığı senaryonun vuku bulmasıdır. Diğer bir deyişle makine öğrenmesi, makinenin bir problem ile ilişkili bilgi ve tecrübeleri edinerek, gelecekte oluşacak benzer problemler hakkında kararlar verebilmesi ve problemlere çözümler üretmesi olarak tanımlanabilir. Makinenin herhangi bir şeyi öğrenebilmesi ya da bir şey hakkında tecrübe sahibi olabilmesi, ilgili olay hakkında veri girişi sağlanmasıyla mümkün olabilmektedir. Örneğin yapay sinir ağı algoritması kullanarak öğrenen makinelerin öğrenme süreci örneklerden öğrenme yolu ile sağlanmaktadır. Makine ilk karşılaştığı örnekler üzerinden defalarca analizler yaparak genelleme ile çıkarımlar yapmaktadır. Daha sonra karşılaştığı örneklerde ise bu çıkarımları kullanarak sonuç vermektedir. Başlıca öğrenme şekilleri:

- Alışkanlık yolu ile öğrenme
- Görerek öğrenme
- Talimatlardan öğrenme
- Analoji yoluyla öğrenme
- Açıklamalardan öğrenme
- Deney yolu ile öğrenme
- Keşfetmek yolu ile öğrenme
- Örneklerden öğrenme

Geliştirilen herhangi bir makine öğrenmesi sistemi yukarıdaki öğrenme şekillerinden birini ya da birkaçını birlikte kullanabilir (Öztemel, 2003).

Örneklerden Öğrenme

Öğrenme şekillerinden biri olan örneklerden öğrenme yönteminin temelinde makineye bir problem hakkındaki gerçekleşmiş vakalardan örnekler sunulması yatmaktadır. Bu durumda öğrenmenin gerçekleşmesi amacıyla makineye sunulan örneklerden girişler ile çıkışlar arasında korelasyon kurulur. Bu korelasyon sayesinde durum hakkında genelleme yapılarak daha önce karşılaşılmamış girişlere de sistem mantıklı çözümler üretebilir hâle getirilmiş olur. Genellemenin en hatasız şekilde oluşturulabilmesi için sisteme sunulacak olan giriş ve çıkış örneklerinin problemin uzayını homojen şekilde kapsaması gerekmektedir. Yani, oluşabilecek hemen her senaryodan eşit ve yeterli sayıda örneğin makineye sunulmuş olması gerekmektedir. Öğrenme işleminde sisteme vaka örnekleri dışında herhangi bir bilgi verilmesine gerek olmamasının nedeni, makine öğreniminin bu işlem için kendi algoritmasını kullanıyor olmasıdır (Yılmaz, 2017).

2.6.3. Öğrenme Paradigmaları

Makinelerin öğrenmesini sağlamak için çeşitli paradigmalar ve yaklaşımlar geliştirilmiştir. Bunlar:

- **Sembol İşleme Yöntemi:** Bu sistemler geleneksel yapay zekâ teknolojisine dayanır. Belirli formatlarda makineye sunulan talimat ve kurallar çerçevesinde muhakeme yoluyla öğrenme gerçekleştirilir.
- **Yapay Sinir Ağları:** Bu sistemler örneklerden genellemeler yaparak öğrenirler.
- **İstatistiksel Örüntü Tanıma:** Bu sistemde bir veri setinin istatistiksel özellikleri ve dağılımı incelenerek veri hakkında genellemeler yapmak söz konusudur.
- **Vaka Tabanlı Öğrenme:** Vakalar örnekler topluluğudur. Her vaka ayrı bir olayı göstermektedir. Makine, bir olay söz konusu olunca, vakalara bakarak o vakalar içerisinde verilen kararlara benzer kararlar vermektedir.
- **Genetik Algoritmalar ve Evrimsel Programlama:** Bu paradigma randomizasyon esasına göre çalışmaktadır. Makine problemin çözümü için başlangıç çözümlerini rastgele atayarak, bu çözümler üzerinden yeni çözümler üretir, sonrasında üretilen yeni çözümler üzerinden de daha yeni çözümler

üretir ve bu işlemi tekrar ettikçe sürekli daha iyi çözümlere ulaşır (Öztemel, 2003).

2.6.4. Yapay Sinir Ağları (YSA)

Yapay sinir ağları, insan beyninin muktedir olduğu öğrenme yolunu taklit ederek, yeni bilgiler sentezleyebilme ve bu bilgileri türetebilme gibi özellikleri dışarıdan bir destek almadan otomatik olarak yapabilmek amacıyla geliştirilmiş sistemlerdir. Yapay sinir ağları insan beyninin fonksiyonlarına benzer şekilde;

- Öğrenme
- İlişkilendirme
- Sınıflandırma
- Özellik belirleme
- Optimizasyon
- Genelleme

gibi konularda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. (Öztemel, 2003). Yapay zekâ sistemlerinin en temel özelliği, olaylara ve problemlere çözümler getirirken aynı zamanda karar da verebilmesidir (Yeloğlu ve Uğur, 2004). Bu karar mekanizmalarından biri de yapay sinir ağlarıdır.

Yapay sinir ağları gibi örneklerden öğrenme şekliyle beslenen sistemlerde değişik öğrenme stratejileri kullanılmaktadır. Bunlar:

- **Öğretmenli Öğrenme:** Sistemin olayı öğrenebilmesi için bir öğretmene ihtiyaç vardır. Öğretmen sisteme öğrenmesi gereken olayla ilgili örnekleri girdi ve çıktı setleri olarak verir. Sistemin ödevi, verilen girdileri öğretmenin belirlediği çıktılara haritalamaktır.
- **Destekleyici Öğrenme:** Bu stratejide de yine sisteme bir öğretmen yardımcı olmaktadır. Fakat bu kez her girdi seti için olması gereken çıktı setini sisteme vermek yerine, sistemin kendisine verilen girdilere karşı çıktı setlerini kendisinin üretmesini ister. Üretilen her çıktı için doğru veya yanlış olması durumuna göre farklı sinyaller üretilir. Sistem öğretmenden gelen bu sinyali dikkate alarak çıktı

setlerinin doğru ya da yanlış olduğunu konusundaki öğrenme sürecini devam ettirir.

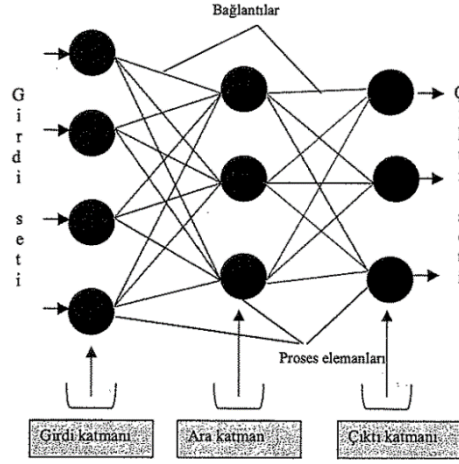
- **Öğretmensiz Öğrenme:** Bu stratejide herhangi bir öğretmen yoktur. Sisteme sadece girdiler verilir ve örneklerdeki parametreler arasındaki doğru ilişkileri kendi kendisinin öğrenmesi beklenir. Sistemin öğrenmesi bittiğinde çıktıların ne anlama geldiğinin sisteme kullanıcı tarafından bildirilmesi gereklidir.
- **Karma Stratejiler:** Yukarıdaki üç stratejiden birkaçının birlikte kullanılmasıdır (Öztemel, 2003).

Yapay sinir ağlarında hangi stratejiyle öğrenme sağlanırsa sağlansın, öğrenme işlemi bazı kurallara göre gerçekleşmektedir. Bu kurallar:

- **Çevrim İçi Öğrenme Kuralları:** Gerçek zamanlı çalışabilir. Bu kurallara göre öğrenen sistemler, gerçek zamanda çalışırken bir yandan fonksiyonlarını yerine getirmekte yani çıktı vermekte, bir yandan da oluşturdıkları girdi ve çıktı setlerini kullanarak öğrenme eylemine devam etmektedir.
- **Çevrimdışı Öğrenme Kuralları:** Bu sistemler kullanıma sunulmadan önce örnekler gösterilerek eğitilirler. Sistemler eğitimlerini tamamladıktan sonra kullanıma sunulduğunda artık öğrenme olmamaktadır. Sistem yetersiz kaldığında, kullanımdan çıkarılmakta yeniden çevrimdışı olarak eğitilmekte ve eğitim bittikten sonra tekrar kullanıma sunulmaktadır (Öztemel, 2003).

Bir yapay sinir ağının yapısı üç katmandan oluşmaktadır. Bunlar:

- **Girdi Katmanı:** Bu katmandaki işlem elemanları dış dünyadan bilgileri alarak ara katmana transfer etmekle sorumludur.
- **Ara (Gizli) Katman:** Girdi katmanından gelen bilgilerin işlendiği katmandır. Birden fazla ara katman olabilir.
- **Çıktı Katmanı:** Ara katmandan gelen bilgilerin işlendiği ve girdi katmanından sunulan girdi setlerine karşılık olarak üretilmesi gereken çıktıların üretilip, sunulduğu katmandır. Üretilen çıktı dış dünyaya sunulur (Öztemel, 2003).

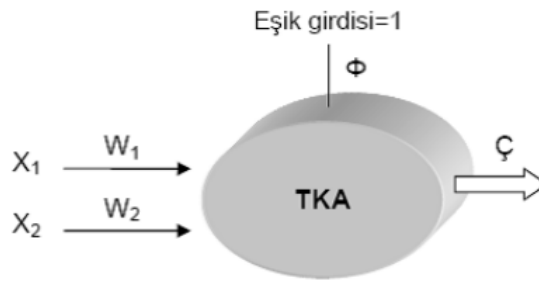


Şekil 2.4. Basit bir yapay sinir ağının yapısı- (Öztemel, 2003)’den alınmıştır

2.6.5. Yapay Sinir Ağı Modelleri

Yapay sinir ağı modelleri, tek katmanlı algılayıcılar, çok katmanlı algılayıcılar, ileri beslemeli yapay sinir ağları ve geri beslemeli yapay sinir ağları olarak dört grupta incelenebilir.

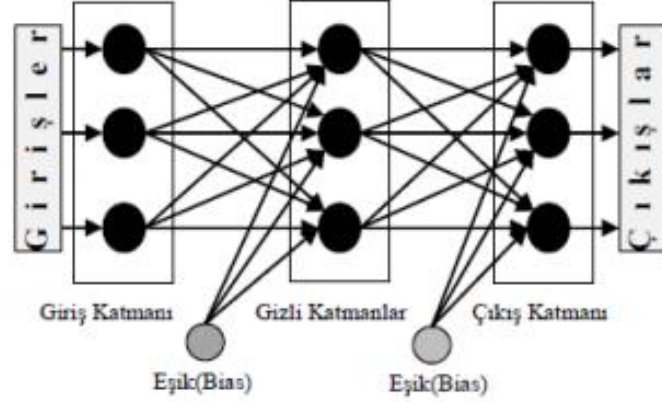
- **Tek Katmanlı Algılayıcılar:** Tek katmanlı ağlar yalnızca girdi ve çıktıdan ibaret olup, kullandıkları çıktı fonksiyonu doğrusaldır ve 1 veya -1 değerlerini almaktadır. Eğer çıktı 1 ise birinci sınıfa, -1 ise ikinci sınıfa kabul edilmektedir (Öztemel, 2003).



Şekil 2.5. Tek katmanlı algılayıcı şeması- (Öztemel, 2003)’den alınmıştır

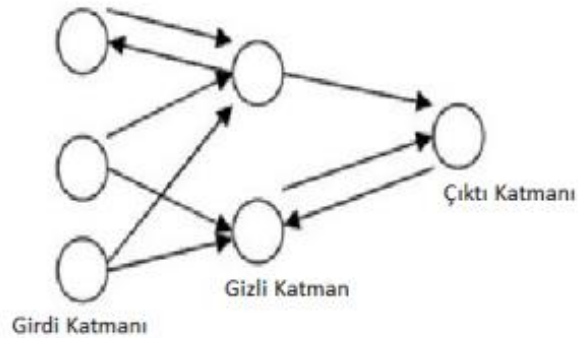
- **Çok Katmanlı Algılayıcılar:** Yapısal olarak doğrusal olmayan aktivasyon fonksiyonu olan birçok nöronun belli bir üstünlük içerisinde bağlandığı yapılar

çok katmanlı algılayıcılar denir. Çok katmanlı algılayıcılar bazı yöntemlerin etkisiz kalması sonucunda ortaya çıkmıştır (Öztürk ve Şahin, 2018).



Şekil 2.6. Çok katmanlı algılayıcı şeması- (Ayşe ve Berberler, 2017)'den alınmıştır

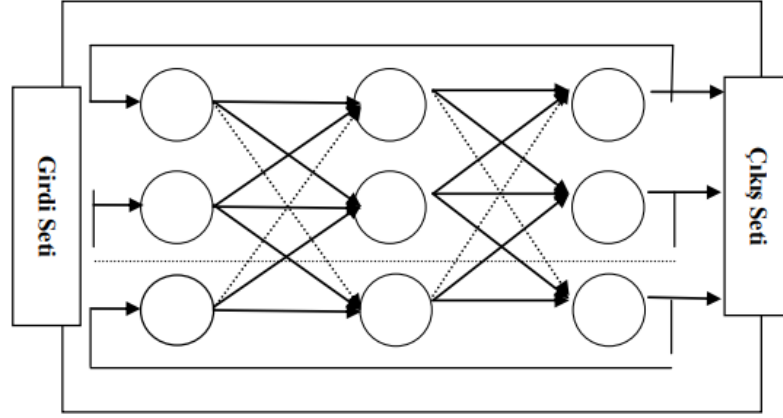
- **İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağları:** İleri beslemeli yapay sinir ağlarında nöronlar girişten çıkışa doğru düzenli katmanlar halinde bulunurlar. Bir katman sadece kendinden sonraki katmanlarla bağ yapmaktadır. Yapay sinir ağının girişine gelen bilgiler bir değişime uğratılmadan orta noktaya diğer bir deyişle gizli katmandaki hücrelere iletilir. Daha sonra sırasıyla çıkış katmanından işlenerek geçer ve dış ortama aktarılır (Öztürk ve Şahin, 2018).



Şekil 2.7. İleri beslemeli yapay sinir ağı şeması- (Öztürk ve Şahin, 2018)'den alınmıştır

- **Geri beslemeli yapay sinir ağları:** İleri beslemeli ağlardan farklı olarak, bilgi akışının tek yönde sadece ileriye doğru değil geriye doğru da gerçekleşebileceği ağ yapısıdır. Bu yapı en az bir tane geri besleme çevrimine sahiptir. Geri besleme döngüsü, aynı

yada farklı katmandaki birimler arasında meydana gelebilmektedir (Asilkan ve Irmak, 2009).



Şekil 2.8. Geri beslemeli yapay sinir ağı şeması- (Yavuz ve Deveci, 2012)'den alınmıştır

Yapay sinir ağlarının kullanıldığı sektörler ve uygulama alanları özet olarak şu şekilde sıralanabilir:

- Plaka tanıma
- Ses tanıma
- Uçuş simülasyonları, otomatik pilot uygulamaları
- Parmak izi tanıma
- Sistem modelleme
- Hava durumu tahmini
- Elektrik işareti tanıma
- Otomatik araç denetimi
- Biyomedikal ve tıp alanlarında teşhis, tahmin veya yorumlama
- Denetim
- El yazısı tanıma
- Otomatik yol takibi ve yol koşullarına göre sürüş analizi yapılması
- Banka kredisi uygulamalarının geliştirilmesi, müşteri analizi yapılması ve kredi başvurularının değerlendirilmesi işlemleri
- Görüntü ve sinyal işleme, hedef seçme
- Üretim işlem ve kalite kontrolü, dayanıklılık analizi

- Görüntü ve veri karşılama, çeşitli iletişim uygulamaları
- Sözcük tanıma, dil tercüme
- Robotik
- Retina tarama, yüz eşleştirme (Yılmaz, 2017)

2.6.6. Yapay Sinir Ağlarının Avantaj ve Dezavantajları

Yapay sinir ağlarının avantajlarını özetlemek gerekirse:

- Yapay sinir ağlarının veri işlemesi geleneksel programlama mantığından farklıdır. Bu yüzden geleneksel programlamaya ait olan dezavantajları barındırmaz.
- Sistem mimarisinde dağınık halde bulunan lineer olmayan alt birimler, lineer olmayan problemlerin de çözümüne olanak sağlar.
- Yapay sinir ağları makine öğrenmesi gerçekleştirebilir. Problemi öğrenerek benzer durumlar karşısında mantıklı kararlar verebilir.
- Yapay sinir ağları hücrelerden meydana gelir. Hücrelerin aynı anda çalışması ile karmaşık işlemler yapılmaktadır. İşlem sürerken hücrelerden herhangi birinde sorun olsa dahi sistem çalışmasına güvenli şekilde devam edebilir.
- Bilgi dağılarak tüm ağ içerisinde depolanmaktadır. Geleneksel programlamadaki gibi bilgiler lokalize olarak dosyalarda veya veri tabanlarında değil; tüm ağ içerisine dağılarak bağlantılarda depolanır. Böylece çalışan hücrelerden işlevini kaybeden olması durumunda, anlamlı bilginin kaybolmasına sebep olmaz.
- Yapay sinir ağlarını, geleneksel sistemlerden ayıran en önemli özelliklerden biri de problemi öğrenme işlemi başarıyla gerçekleştikten sonra sistemde eksik ya da kayıp veri olsa dahi sistem anlamlı çıktı üretebilir. Bu durum performans kaybı oluşturmaz. Bilgilerin önem dereceleri eğitim sırasında öğrenilir.
- Ağa eksik bilgilere sahip olan örüntüler verildiğinde yapay sinir ağları eksik bilgileri tamamlayarak örüntü tamamlaması yapabilir.
- Yapay sinir ağları eğitim esnasında daha önce hiç karşılaşmadığı örnekler hakkında da bilgi üretebilir. Bu yeteneğini, eğitim esnasında sisteme verilen örneklerden genelleme yaparak oluşturur.
- Örüntü ilişkilendirme ve sınıflandırma yapay sinir ağları ile yapılabilir. Yapay sinir ağları kendisine verilen örneklerin kümelenmesi, diğer örneklerin hangi kümeye

ait olduğuna karar verme işlemlerini örüntüleri ilişkilendirerek gerçekleştirmektedir.

- Öğrenme işlemi örnekler kullanılarak yapılır. Yapay sinir ağlarının problemi kavrayabilmesi için ilgili probleme uygun örneklerin seçilmiş olması ve bunun ardından beklenen çıktılara karşılık yapay sinir ağının sonuçlar üretebilmesi için, başka bir deyişle ağın eğitilmesi için seçilmiş olan ilgili örneklerin ağa sunulması gerekmektedir. Eğitimin başarılı sonuç vermesi, ilgili probleme uygun örneklerin doğru şekilde seçilmesi ile oldukça alakalıdır. Ağ problem ile ilgili bütün yönler ve senaryolar eksiksiz bir şekilde verilmelidir.
- Yapay sinir ağları çevrim içi olarak öğrenebilir. Bu sayede kendi kendilerine öğrenebilme ve organize etme yeteneğine sahip olurlar.
- Bellek dağıtık hâldedir. Hücrelerin bağlantı ve ağırlık değerleri ağın bilgisini göstermektedir. Bundan dolayı tek bir bağlantı yalnız başına anlamlı değildir.
- Yapay sinir ağlarının eksik verilerle çalışabilmesi ve mimarisinde bulunan hücrelerin bozulması durumunda dahi sistemin çalışması yapay sinir ağlarının hata toleransına sahip olduğunu göstermektedir.
- Yapay sinir ağları ayrı bir matematik modele ihtiyaç duymazlar (Yılmaz, 2017).

Yapay sinir ağlarının dezavantajlarına bakmak gerekirse:

- Yapay sinir ağlarının en önemli dezavantajlarından birisi donanımlara bağımlı olmasıdır. Yapay sinir ağlarının önemli özelliklerinden paralel işlem yapabilme yeteneği, paralel çalışan işlemcilerle bağımlı olarak performans sergiler.
- Ağın davranışları açıklanamamaktadır. Yapay sinir ağları bir probleme çözüm ürettiği zaman bu çözümün nasıl ve neden olduğuna dair bir bilgi vermez.
- Yapay sinir ağları sayısal verileri kullanarak hesaplama yapmaktadır. Bu yüzden ilgili problemler yapay sinir ağlarına sunulmadan önce örneklerin sayısal değer karşılıklarına çevrilmesi zorunludur. Bu çevrim için belirlenen teknik yapay sinir ağının etkinliğini doğrudan etkilemektedir.
- Yapay sinir ağları için eğitimin ne zaman sonlandırılacağına ilişkin takip edilmesi gereken belirli bir kural yoktur. Eğitimin sonlanması yapay sinir ağının örnekler üzerinde ürettiği çıktıların üzerindeki hata miktarının kabul edilebilir bir değere

indirgenmesine veya belirli sayıda eğitim turunun tamamlanmış olmasına bağlı olabilmektedir.

- Yapay sinir ağı oluşturulurken tekdüze izlenmesi gereken belirli kurallar yoktur. İstenen özellikleri karşılayan ağı oluşturulması tecrübe ve deneme yanılma yolu ile belirlenmektedir.
- Yapay sinir ağlarının çoğu için kararlılık analizi yapılamamaktadır (Yılmaz, 2017).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Retrospektif olarak yürütülen çalışmamızda, bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan Dolphin yazılımıyla yapılan sefalometrik analizlerin sonuçlarının, yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan WebCeph, CephNinja ve OrthoDx yazılımlarıyla yapılan sefalometrik analiz sonuçlarıyla karşılaştırılması, yapay zekâ tabanlı yazılımların güvenilirliklerinin ve kendi içlerindeki tekrarlanabilirliklerinin değerlendirilmesi ve yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan yazılımların, bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan yazılıma karşı sağladığı zaman kazançlarının ayrı ayrı nicel olarak ortaya konulması amaçlanmıştır.

3.1. Etik Kurul Onayı

Araştırmamız için gerekli olan etik kurul onayı, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 15.12.2021 tarih ve 2021-12/17 sayılı karar (EK-1) ile alınmıştır. Başlığın değiştirilmesi için gerekli olan etik kurul onayı, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 18.01.2023 tarih ve 2023-01/46 sayılı karar (EK-2) ile alınmıştır. Araştırmada kullanılacak olan, ortodontik tedavi öncesi çekilmiş sefalometrik radyografilerin kullanabilmesi için ilgili hastalara araştırma hakkında bilgi verilmiş ve aydınlatılmış onam formları imzalatılmıştır.

3.2. Çalışmada Kullanılan Sefalometrik Radyografiler ve Seçim Kriterleri

Çalışmamızda, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Kliniği sefalometrik film sistemi arşivinden rastgele seçilen 92 adet dijital sefalometrik radyografi kullanılmıştır. Görüntülerin tamamı, Instrumentarium Ortoceph OC200D (Instrumentarium Dental, PaloDEX Group Oy, Nahkelantie 160, FI-04300, TUUSULA, Finland) cihazıyla, 85 kvp, 13 ma ayarlarında elde edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen radyografilerin hepsi ortodontik tedavi öncesi radyografiler olup, uygun olmayan örneklerin elenmesi için seçim kriterleri uygulanmıştır. Bu seçim kriterleri:

- Analiz sırasında kullanılacak sefalometrik radyografide anatomik işaret noktalarının belirlenmesini güçleştirecek bir netlik sorunu ya da artefakt bulunmamalıdır.
- Bireyler daimî dişlenme döneminde olmalıdır.
- Bireyler, kraniofasiyal defekte sahip olmamalıdır.
- Çalışmada kullanılan lateral sefalometrik radyografilerin tümü ilgili bireylerden ortodontik tedavi öncesinde alınan kayıtlar olmalıdır.
- Ortognatik cerrahi geçirmiş bireyler olmamalıdır.
- Gömük ya da eksik diş bulunmamalıdır.
- Dişler maksimum interküspidasyonda iken kayıt alınmış olmalıdır.
- Dudaklar istirahat pozisyonunda olmalıdır.
- Ağızda anatomik işaret noktalarının belirlenmesini etkileyecek metal yapı (kuron ya da köprü) bulunmamalıdır.
- Anatomik noktaların belirlenmesini etkileyecek düzeyde kalın yumuşak doku bulunmamalıdır.

3.3. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Çalışmaya başlamadan önce, çalışma gruplarının sayılarını tespit edebilmek için, “Güç Analizi” yapılmıştır. Bu analiz sonuçları doğrultusunda $\alpha=0,05$ $\beta=0,10$ ($1-\beta$) = 0,90 olarak alındığında çalışmaya toplam 92 sefalometrik radyografinin alınmasına karar verilmiş ve testin gücü $p=0,9004481$ olarak bulunmuştur. Örneklem büyüklüğünün hesaplanmasında G*Power 3.1.9.6 (ver:3.1.9.6, Franz Faul, Universität Kiel, Germany) programı kullanılmıştır.

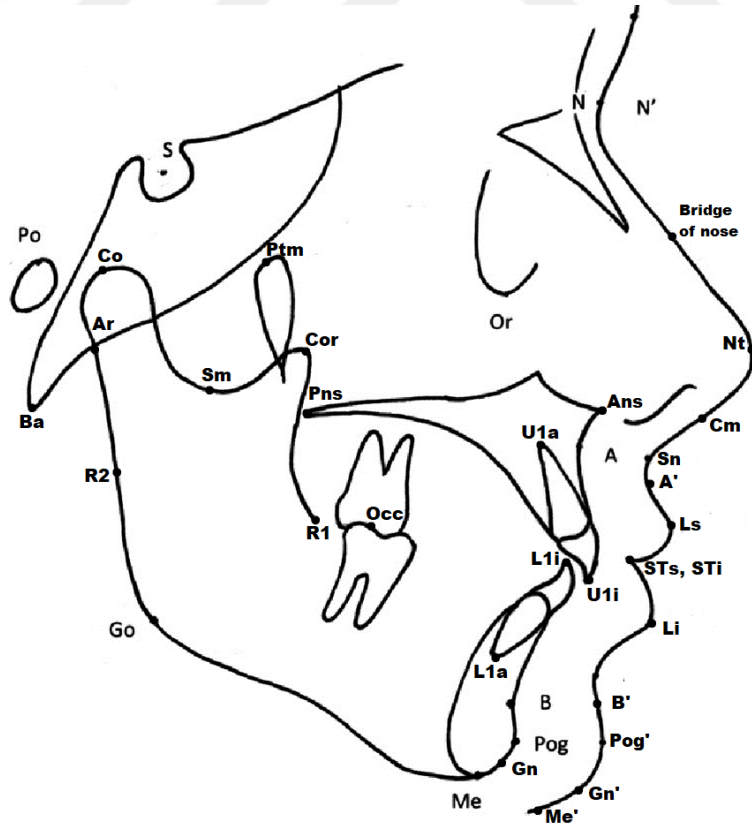
3.4. Çalışmada Kullanılan Sefalometrik Noktalar

Aşağıda açıklaması yapılan tüm sefalometrik noktalar Şekil 3.1’de gösterilmiştir.

- **Nasion (N):** Nasofrontal suturun en ön ve o bölgedeki girintinin en derin noktası.
- **Yumuşak Doku Nasion (N’):** Yumuşak doku profilinin burun köprüsündeki en içbükey noktası.
- **Sella (S):** Sella Turcica’nın merkezi.

- **Porion (Po):** Porus acusticus eksternus'un tepe noktası.
- **Orbitale (Or):** Göz çukurunun dış kenarının en alt noktası.
- **Condylion (Co):** Kondil başının en üst noktası.
- **Articulare (Ar):** Basis occipitalis'in ekzokranial yüzü ile kondilin kesişme noktası.
- **Basion (Ba):** Processus basis cranii ile clivus kranium dış kenarı ile endokranium kenarı arası birleşme noktası.
- **Sigmoid Çentik (Sm):** Kondil başı ile koronoid çıkıntı arasında kalan yarığın en derin noktası.
- **Pterygomaxiller Çentik (Ptm):** Fissura pterygomaksillaris'in en alt noktası.
- **Koronoid (Cor):** Koronoid çıkıntının tepe noktası.
- **Ramus Point 1 (R1):** Ramusun dikey bileşenin iç kenarındaki en derin nokta.
- **Ramus Point 2 (R2):** Ramusun dikey bileşenin dış kenarındaki en dışbükey nokta.
- **Gonion (Go):** Mandibular korpus ve ramusun birleşim noktası.
- **Pogonion (Pog):** Mandibular simfizin en üst en ön noktası.
- **Yumuşak Doku Pogonion (Pog'):** Midsagittal düzlemde çene yumuşak doku konturunun en belirgin veya ön noktasıdır.
- **Gnathion (Gn):** Mandibular simfizin en alt, en ön noktası.
- **Yumuşak Doku Gnathion (Gn'):** Midsagittal düzlemde çene yumuşak doku konturunun en ön ve en alt noktaları arasındaki orta noktadır.
- **Menton (Me):** Mandibular simfizin mandibula alt kenarı ile kesiştiği nokta.
- **Yumuşak Doku Menton (Me'):** Çene yumuşak doku konturu üzerindeki en alt nokta.
- **Anterior Nasal Spin (ANS):** Os palatinum'un en ön uç çıkıntısı.
- **Posterior Nasal Spin (PNS):** Os palatinum'un en arka uç çıkıntısı.
- **Occlusal Nokta (Occ):** 1.büyük azıların distal okluzal temas noktası.
- **A Noktası (A):** Orta çizgi üzerinde Spina nasalis anterior ile Prosthion arasında yer alan içbükeyliğin en derin noktası.
- **Yumuşak Doku A Noktası (A'):** Subnasale ile üst dudağın ön noktası arasındaki en içbükey nokta.
- **B Noktası (B):** Mandibular simfizin ön konturunun en içbükey noktası.

- **Yumuşak Doku B Noktası (B')**: Alt dudağın ön noktası ve çene yumuşak doku konturu arasındaki en içbükey nokta.
- **Burun Ucu (Nt)**: Burun ucundaki en ön nokta.
- **Columella (Cm)**: Burun alt yüzeyinin orta noktası.
- **Subnasale (Sn)**: Burnun columellasının, üst dudağın philtrumuyla birleştiği yer.
- **Üst Santral Apex (U1a)**: Üst orta kesici dişin kök ucu noktası.
- **Üst Santral İnsizal Kenar (U1i)**: Üst orta kesici kenar noktası.
- **Alt Santral Apex (L1a)**: Alt orta kesici dişin kök ucu noktası.
- **Alt Santral İnsizal Kenar (L1i)**: Alt orta kesici kenar noktası.
- **Stomion Superius (STs)**: Üst dudağın vermillionundaki en alt nokta.
- **Stomion Inferius (STi)**: Alt dudağın vermillionundaki en üst nokta.
- **Üst Dudak Ucu (Ls)**: Üst dudağın en ön noktası.
- **Alt Dudak Ucu (Li)**: Alt dudağın en ön noktası.
- **Bridge of Nose (Nt)**: Yumuşak doku nasion ile burun ucu arasında mesafenin orta noktası; burundaki profilin uzunluğu boyunca karşılaşılan ilk kontur.

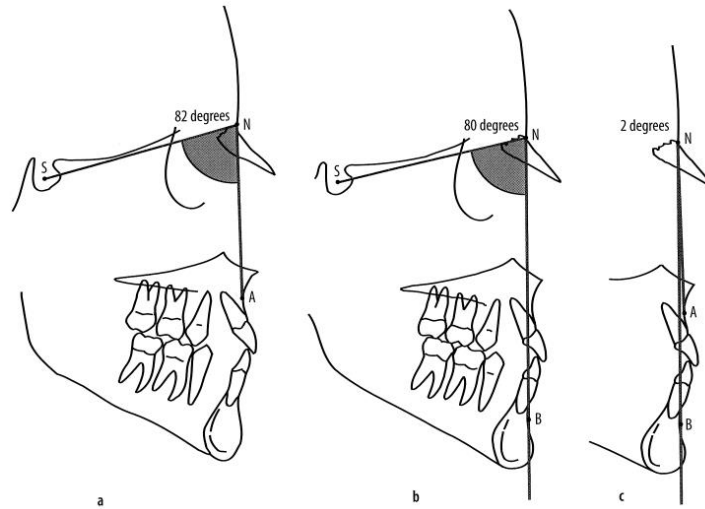


Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan sefalometrik noktalar

3.5. Çalışmada Kullanılan Sefalometrik Ölçümler

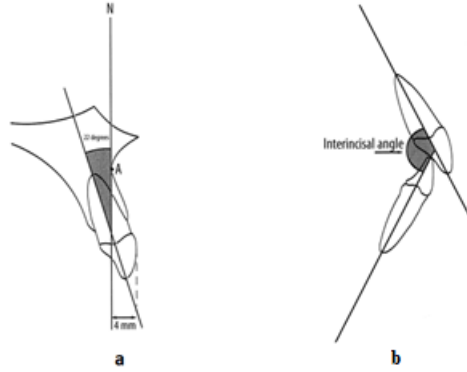
Açısal ölçümler;

- **SNA:** Sella-Nasion (SN) ile Nasion-A (NA) noktalarından geçen doğrular arasında kalan açıdır (Şekil 3.2.a). Steiner'e göre bu açının ortalama değeri 82 derecedir. Üst çenenin apikal kaidesinin kraniuma göre konumunu belirler (Uzel ve Enacar, 2000b).
- **SNB:** Sella-Nasion (SN) ile Nasion-B (NB) doğruları arasında kalan açıdır (Şekil 3.2.b). Alt çene apikal kaidesinin kraniuma göre konumu belirler. Ortalama değeri 80 derecedir. Azalması alt çene apikal kaidesinin geride, artması ileride yer aldığını gösterir (Uzel ve Enacar, 2000b).
- **ANB:** NA ve NB doğruları arasında yer alan açıdır (Şekil 3.2.c). Alt ve üst çene apikal kaidelerinin birbirlerine göre ilişkisini belirler. Normal değeri 2 derecedir. Bu değer genel olarak iskeletsel II.sınıf olgularda artar. Bu ölçümler yapılırken "A" ve "B" noktalarının alveoler noktalar oldukları ve kesici dişlerin konumundan etkilenebilecekleri göz önüne alınmalıdır. Sonuçta ANB açısının göstereceği değerde kesici konumuna bağlı azalma ya da artma saptanabilir (Uzel ve Enacar, 2000b).



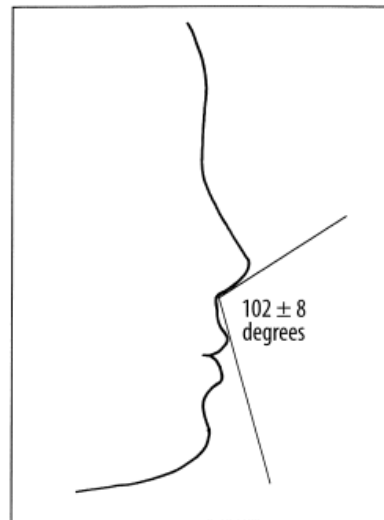
Şekil 3.2. SNA (a), SNB (b) ve ANB (c) açıları- (Jacobson ve Jacobson 2006a)'dan alınmıştır

- **U1-NA:** Üst kesici eksenini ile NA doğrusu arasında yer alan açıdır ve normal değeri 22 derecedir (Şekil 3.3.a) (Uzel ve Enacar, 2000b).
- **İnterinsizal Açı (U1-L1):** Alt ve üst kesicilerin uzun eksenleri arasında yer alan açıdır (Şekil 3.3.b). Normal değeri 131 derecedir. Alt ve üst kesicilerin labioversiyonda olduğu olgularda bu değer küçülür. Aksine kesicilerin dik olduğu olgularda bu değer büyür (Uzel ve Enacar, 2000b).



Şekil 3.3. U1-NA (a) ve İnterinsizal açı (b)- (Jacobson ve Jacobson 2006a)’dan alınmıştır

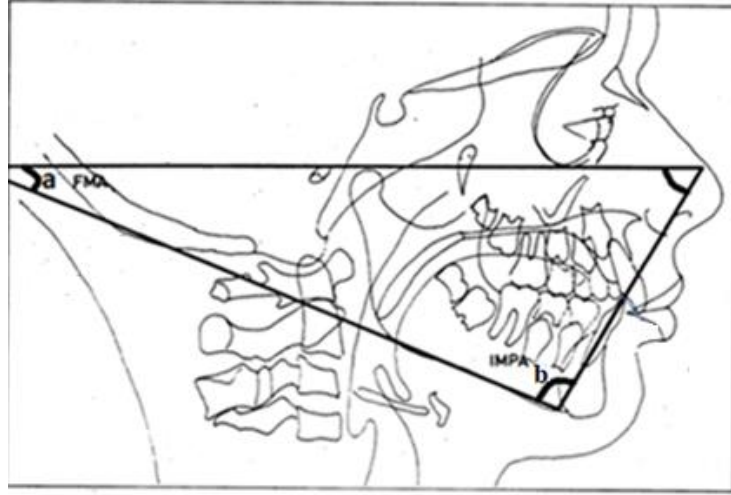
- **Nasolabial Açı (Col-Sn-UL):** Columella’ya çizilen teğetin subnasale bölgesini kestiği yerden, üst dudağa bir teğet daha çizilir ve aradaki açı ölçülür (Şekil 3.4). Bu açının norm değeri 102 ± 8 derecedir. Açının daralması, dento-alveoler protrüzyonun göstergesi olabildiği gibi, burun tabanının yöneliminden de kaynaklanabilir (McNamara Jr, 1993; Uzel ve Enacar, 2000b).



Şekil 3.4. Nasolabial açı- (Jacobson ve Jacobson 2006b)’den alınmıştır

- **FMA (Frankfurt Horizontal-Mandibular Düzlem Açısı) :** Frankfurt horizontal düzlemi ile mandibular düzlem arasında kalan açıdır (Şekil 3.5.a). Bu açının normal değeri Tweed'e göre 25 derecedir. FMA açısı olgunun vertikal gelişiminin bir göstergesidir. Tweed, dentomaksiller uyumsuzlukların bir ölçüde kondildeki "gelişim merkezlerinin" aktivitesine bağlı olduğunu düşünmektedir. FMA açısı bu uyumsuzlukların tedavi planına ne derecede yansıdığını belirleyecektir. Tweed'e göre FMA açısının 16-28 derece olduğu olgularda gelişim yönü öne ve aşağıya doğrudur ve normal sınırlar içerisindedir. Olguların prognozu iyidir. Diş-iskelet uyumsuzluğunun giderilmesi koşuluyla ortodontist sonucun estetik açıdan iyi ve stabil olacağına inanabilir. FMA açısının 28-35 derece olduğu olgularda gelişim yönü o kadar uygun değildir. Olgunun başarı şansı FMA açısının 28 dereceye yaklaşmasıyla artar. Pratik olarak bu olguların tümü çekim gerektirir. FMA açısının 35 derecenin üzerinde olduğu olgularda gelişim büyük ölçüde aşağı doğrudur. Tweed'e göre 40 derecenin üzerinde çekim, durumu daha da karmaşıktırır. Prognoz iyi değildir (Tweed, 1946).

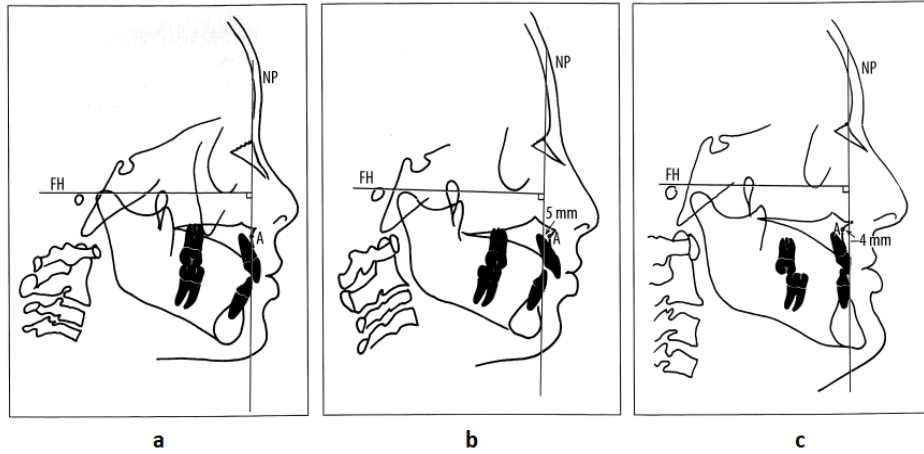
- **IMPA (Alt Kesici-Mandibular Düzlem Açısı):** Mandibular düzlem ile alt kesici eksen arasında kalan açıdır (Şekil 3.5.b). Tweed'e göre bu açının normal değeri (90 ± 5) derecedir. Bu koşulları sağlamak için çoğu kez kesici dişin linguale alınması gereklidir. Alt kesicinin linguale alınması ile alt arkta yer kaybedileceği, tersine labiale alınmasıyla yer kazanılacağı göz önüne alınmalıdır. Alt kesicinin her 2.5 derecelik hareketi arkta 2 mm'lik yer kaybına ya da kazancına neden olur (Tweed, 1946, 1966, 1969).



Şekil 3.5. Tweed Üçgeninde FMA (a) ve IMPA (b)- (Uzel ve Enacar, 2000b)'den alınmıştır

Lineer ölçümler;

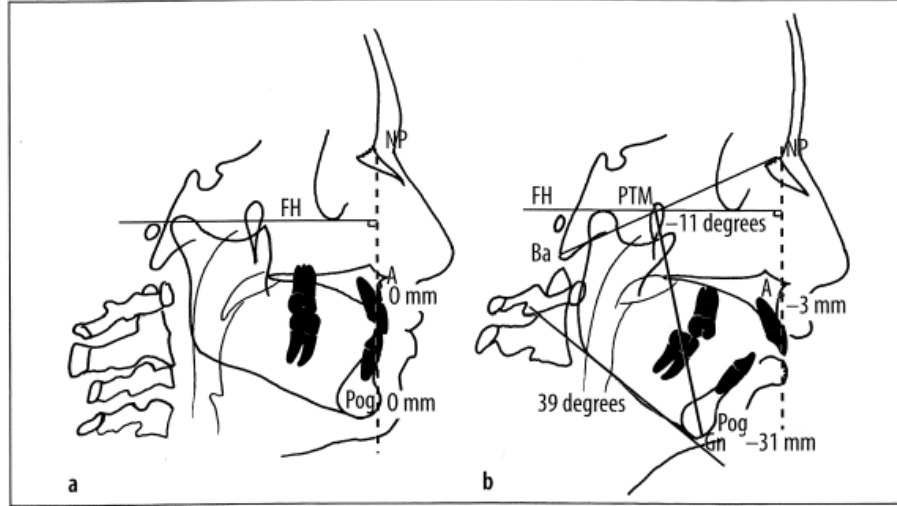
- **A-NA Perpendicular:** Maksillanın ön arka konumu esas olarak nasion dikeyine (Nasion perpendicular) göre belirlenir. A noktasının bu doğruya olan uzaklığı ölçülür (Şekil 3.6). Milimetrik bir ölçümdür. Bu ölçümün karma dentisyondaki değeri 0 mm iken yetişkinlerde 1 mm'dir (Uzel ve Enacar, 2000b).



Şekil 3.6. A-NA perpendicular ölçümüne göre dengeli (a), maksiller protruziv (b), maksiller retruziv (c) profiller- (Jacobson ve Jacobson 2006b)'den alınmıştır

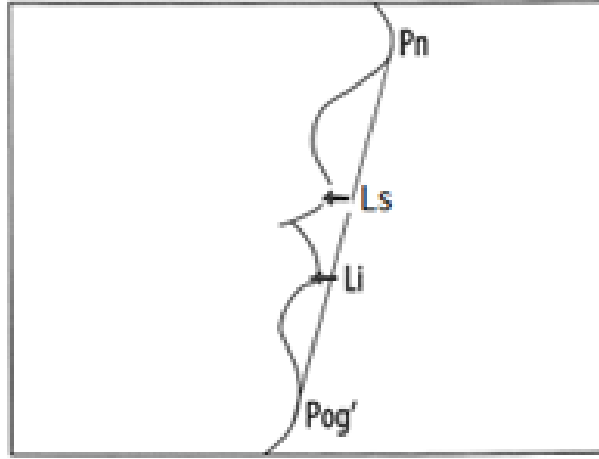
- **Pog-NA Perpendicular:** Mandibulanın kranial kaide ile ilişkisi pogonion-nasion dikeyi ölçümü ile yapılır. Karma dişlenmede pogonion, nasion

dikeyinin -8, -6 mm gerisindedir. İlerleyen büyüme ile Pog noktası, nasion dikeyine yaklaşır. Yetişkinde bu değer -4 ile 0 mm arasında saptanmıştır (Şekil 3.7) (Uzel ve Enacar, 2000b).



Şekil 3.7. Pog-NA Perpendicular ölçümüne göre, dengeli (a) ve şiddetli mandibular gerilik ile kombine orta derece maksiller gerilik (b)- (Jacobson ve Jacobson 2006b)'den alınmıştır

- **Üst Dudak-E Düzlemi:** Üst dudağın, E düzlemine olan uzaklığıdır (Şekil 3.8). E düzlemi Pn-Pog' noktaları arasında çizilir. Bu ölçüm profile üst dudak arasındaki uyumu gösterir. Ricketts İdeal bir profile ortalama olarak üst dudağın E düzleminin 4 mm gerisinde kalması gerektiğini belirtmiştir.
- **Alt Dudak-E Düzlemi:** Alt dudağın, E düzlemine olan uzaklığıdır (Şekil 3.8). E düzlemi Pn-Pog' noktaları arasında çizilir. Bu ölçüm profile alt dudak arasındaki uyumu gösterir. Dudak konumları kesici eğimlerinden etkilenmektedir ve yaşlanmayla beraber yılda ortalama 0.2 mm kadar geriye düşmektedir. (Uzel ve Enacar, 2000b). Ricketts İdeal bir profile ortalama olarak alt dudağın E düzleminin 2 mm gerisinde kalması gerektiğini belirtmiştir. Fakat bu durumun etnik köken, yaş, estetik bakış açısı ve cinsiyet gibi parametrelerden etkilenebileceğini unutmamak gerekir.



Şekil 3.8. Rickets analizi yumuşak doku ölçümleri. Üst dudak-E düzlemi (Ls), alt dudak-E düzlemi (Li)- (Jacobson ve Jacobson 2006c)'den alınmıştır

3.6. Verilerin Toplanması

Verilerin toplanması aşamasında, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Kliniği sefalometrik film sistemi arşivinden rastgele seçilen 92 sefalometrik radyografi önce zemin gerçeği olarak kullanılacak olan Dolphin Imaging Version 11.8 Cephalometric Tracing & Analysis Software (Dolphin Imaging Chatsworth, CA, ABD) yazılımıyla; daha sonra karşılaştırma grubu olarak kullanılacak WebCeph™ v1.00.00 (AssembleCircle Corp, Gyeonggi, Republic of Korea), Cephninja Version 4.17 (Cyncronus LLC, WA, USA) ve OrthoDx Version 0.7.17 (Phimentum Corp, MA, USA) yapay zekâ tabanlı yazılımlarıyla analiz edilmiştir. Manuel hata payını, operatör yorgunluğunu elimine ederek minimize etmek için zemin gerçeği olarak kullanılan Dolphin Imaging Version 11.8 programıyla günde beş adetten fazla sefalometrik çizim yapılmamıştır. Veriler toplandıktan bir ay sonra 92 sefalometrik radyografinin içerisinde rastgele 30 tane radyografi seçilmiş ve aynı şartlarda dört sefalometrik analiz yazılımıyla da tekrar analiz edilmiştir. Birinci analiz sonucu verilerle ikinci analiz sonucu veriler kullanılarak sınıf içi korelasyon katsayıları hesaplanmıştır. Yapılan hesaplama sonucunda zemin gerçeği olarak kullanılan Dolphin Imaging Version 11.8 grubuna ait analiz sonuçlarındaki operatör kaynaklı manuel hata payı ortaya çıkarılmıştır. Yapay zekâ tabanlı yazılımların ise farklı zaman dilimlerinde yapılan analizler neticesiyle tekrarlanabilirlikleri

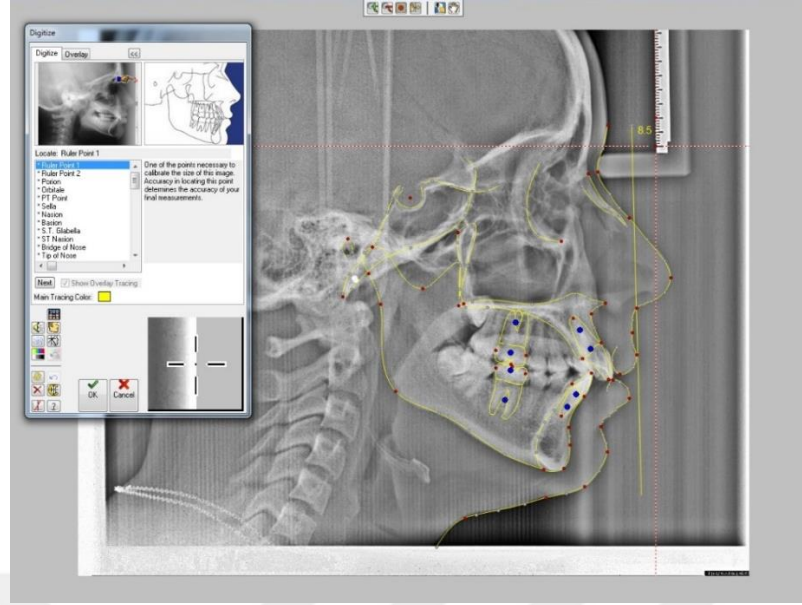
sınanmıştır. Çalışmadaki tüm gruplar için; analizler yapılırken her bir sefalometrik radyografinin ilgili yazılımının sistemine yüklendiği andan sefalometrik analiz sonuçları elde edilene kadarki zaman, Şekil 3.9’da gösterilen Voit 8073 kronometre (Industrias Voit S.A. de C.V., CDMX, Mexico) ile kayıt altına alınmış ve yapay zekâ yazılımlarında beklenen olası zaman kazancı hesaplanmıştır. Veri toplanacak olan gruplar ve veri toplama yöntemleri ayrıca aşağıda da belirtilmiştir.



Şekil 3.9. Voit 8073 kronometre

3.6.1. Dolphin Imaging (Bilgisayar Destekli Yarı Otomatik Sefalometrik Analiz Programı)

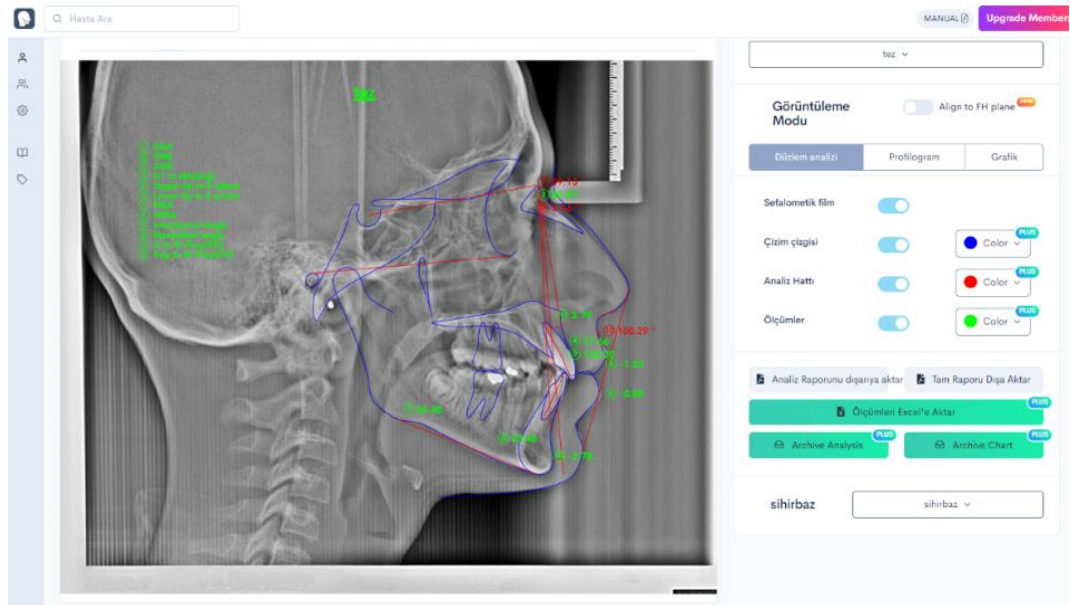
Çalışmamızda zemin gerçeğini operatör tarafından, Dolphin Imaging Version 11.8 programı kullanılarak analiz edilen grup oluşturmuştur. Analizler Dell Dekstop Computer (Intel® Core™ i3-3220 CPU @ 3.30 GHz 3.30 GHz, 4GB RAM, 64 bit Windows 7 Ultimate) ile yapılmıştır. Tüm işaretlemeler mouse ile yapılmıştır.



Şekil 3.10. Dolphin Imaging programından bir görüntü

3.6.2. WebCeph (Yapay Zekâ Tabanlı Tam Otomatik Sefalometrik Analiz Programı)

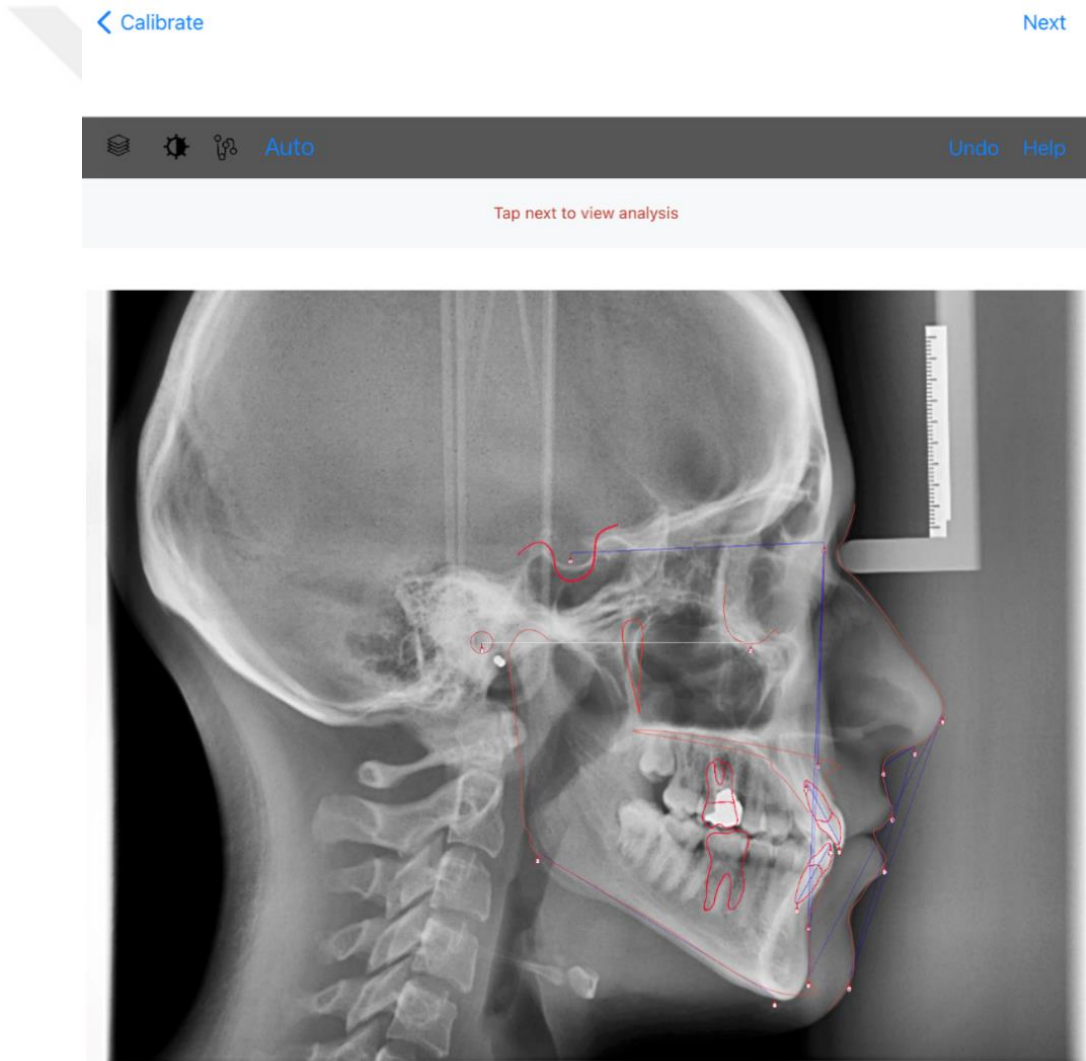
Çalışmamızda birinci çalışma gurubu WebCeph™ v1.00.00 yapay zekâ tabanlı sefalometrik analiz yazılımıyla analiz edilmiştir. Sefalometrik analizler Acer Nitro AN-515-55 Notebook (Intel® Core™ i5-10300H CPU @ 2.50 GHz 2.50 GHz, 8GB RAM, 64 bit Windows 10 Home) ile Google Chrome (104.0.5112.81, 2022 Google LLC) üzerinden yapılmıştır. Ölçeklendirme cetveli mouse ile işaretlenmiştir.



Şekil 3.11. WepCeph programından bir görüntü

3.6.3. CephNinja (Yapay Zekâ Tabanlı Tam Otomatik Sefalometrik Analiz Programı)

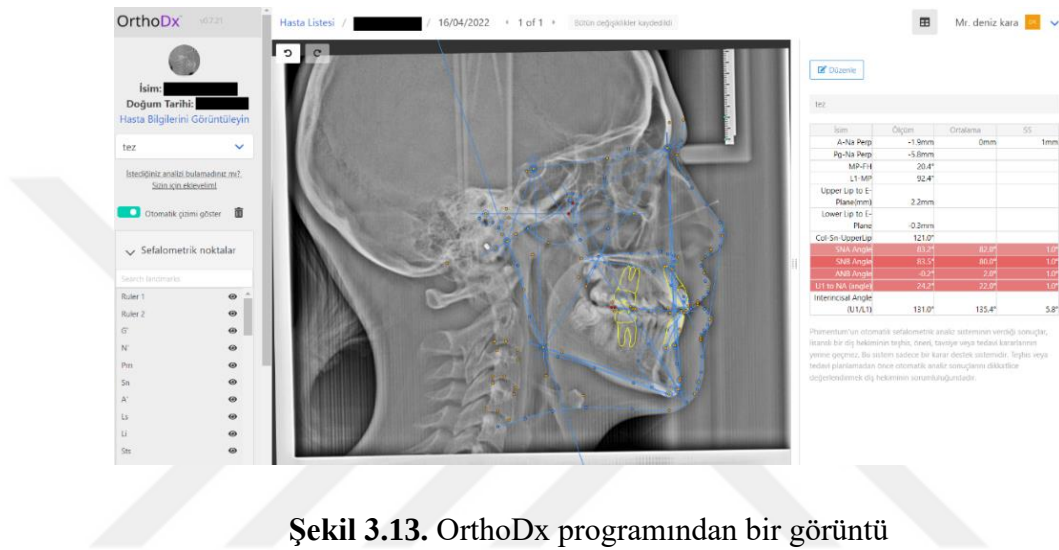
Çalışmamızda ikinci çalışma gurubu CephNinja Version 4.17 yapay zekâ tabanlı sefalometrik analiz yazılımıyla analiz edilmiştir. Sefalometrik analizler İpad Air (4. Nesil, Apple Inc, One Apple Park Way, Cupertino, CA 95014 USA) tablet ile yapılmıştır. Ölçeklendirme cetveli Apple Pencil (2. Nesil, Apple Inc, One Apple Park Way, Cupertino, CA 95014 USA) ile işaretlenmiştir.



Şekil 3.12. CephNinja programından bir görüntü

3.6.4. OrthoDx (Yapay Zekâ Tabanlı Tam Otomatik Sefalometrik Analiz Programı)

Çalışmamızda üçüncü çalışma gurubu OrthoDx Version 0.7.17 yapay zekâ tabanlı sefalometrik analiz yazılımıyla analiz edilmiştir. Analizler Acer Nitro AN-515-55 Notebook (Intel® Core™ i5-10300H CPU @ 2.50 GHz 2.50 GHz, 8GB RAM, 64 bit Windows 10 Home) ile Google Chrome (104.0.5112.81, 2022 Google LLC) üzerinden yapılmıştır. Ölçeklendirme cetveli mouse ile işaretlenmiştir.



Şekil 3.13. OrthoDx programından bir görüntü

3.7. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS 23 (ver:23.0, SPSS Inc., Chicago, IL, Amerika) programı ile değerlendirilmiştir. Bland-Altman grafikleri MedCalc 20 (ver:20.0, MedCalc Software Ltd., Acaciaalan 22, 8400 Ostend, Belgium) programı ile oluşturulmuştur. Verilerin normalliğine Kolmogorov-Smirnov testi ile bakılmıştır. Dört ölçüm hariç (sırasıyla IMPA1, PGNA2, İNT2, UEP3) verilerin hepsi normal dağılım göstermiştir. Normal dağılım gösteren verilerin istatistiksel analizinde Paired-Samples t-Test, normal dağılım göstermeyen verilerin istatistiksel analizinde Wilcoxon Signed-Rank Test kullanılmıştır. Her iki testte de yanılma düzeyleri 0,05 alınmıştır. Metot hatası ve tekrarlanabilirlik bulguları için sınıf içi korelasyon katsayıları hesaplanmıştır. Tanımlayıcı istatistiklerden aritmetik ortalama, standart sapma, min ve max değerleri verilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen 92 adet sefalometrik radyografinin 33 tanesi erkek, 59 tanesi kadın katılımcıya aittir. Dört grupta da yapılan ölçümlerle ilgili tanımlayıcı istatistikler Tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1. Ölçümlere dair tanımlayıcı istatistikler (A-NA: A-Na Perpendicular, PGNA: Pog-Na Perpendicular, UEP: Üst Dudak-E Düzlemi, LEP: Alt Dudak-E Düzlemi, İNT: İnterinsizal Aç, NAS: Nasolabial Aç, Rakamlandırılmamış ölçümler-Dolphin, 1-WebCeph, 2-CephNinja, 3-OrthoDx)

Değişkenler	N	Min	Max	Ortalama	Standart Sapma
SNA	92	73,80	89,20	81,9196	3,47801
SNB	92	69,30	89,00	79,1870	4,31751
ANB	92	-2,10	8,10	2,7370	2,47198
A-NA	92	-7,70	4,20	-1,2576	2,62043
PGNA	92	-22,70	5,50	-5,2652	5,44923
FMA	92	13,60	42,40	25,2359	5,64087
U1NA	92	11,00	45,90	25,2565	6,77802
IMPA	92	79,80	109,60	92,5576	6,71376
UEP	92	-8,00	1,40	-3,1054	2,23446
LEP	92	-6,50	4,80	-0,7609	2,35517
İNT	92	105,40	158,20	128,3815	9,41250
NAS	92	84,50	132,30	109,2511	9,69295
SNA1	92	72,82	91,04	82,2693	3,35459
SNB1	92	66,65	86,74	77,6521	3,35459
ANB1	92	-0,66	14,86	4,6171	2,58970
A-NA1	92	-5,80	11,53	0,5161	2,93916
PGNA1	92	-17,14	6,56	-5,5180	4,92407
FMA1	92	12,26	41,96	24,4243	5,51045

Tablo 4.1. (Devam). Ölçümlere dair tanımlayıcı istatistikler (A-NA: A-Na Perpendicular, PGNA: Pog-Na Perpendicular, UEP: Üst Dudak-E Düzlemi, LEP: Alt Dudak-E Düzlemi, İNT: İnterinsizal Açı, NAS: Nasolabial Açı, Rakamlandırılmamış ölçümler-Dolphin, 1-WebCeph, 2-CephNinja, 3-OrthoDx)					
U1NA1	92	6,23	46,56	24,0748	8,17664
IMPA1	92	74,36	113,48	93,4650	6,99455
UEP1	92	-7,92	2,43	-2,4527	2,37881
LEP1	92	-6,67	5,16	-1,0335	2,60074
İNT1	92	109,37	151,38	129,0113	9,06414
NAS1	92	62,18	161,20	105,5812	17,82239
SNA2	92	72,88	88,10	81,1604	3,59978
SNB2	92	67,27	87,03	77,8898	3,97780
ANB2	92	-2,21	9,24	3,2707	2,50276
A-NA2	92	-15,57	9,91	-2,3507	4,19777
PGNA2	92	-34,97	2,44	-10,8021	6,56058
FMA2	92	10,70	42,22	26,1768	6,79133
U1NA2	92	4,34	35,67	20,8590	6,82542
IMPA2	92	75,95	107,52	93,4161	6,68497
UEP2	92	-8,28	2,43	-2,8750	2,55786
LEP2	92	-7,21	4,43	-1,2850	2,47315
İNT2	92	108,58	154,92	129,3236	9,15890
NAS2	92	73,69	135,33	107,8512	10,93912
SNA3	92	72,80	89,50	80,3304	3,58096
SNB3	92	68,10	87,30	76,6413	4,19047
ANB3	92	-2,40	10,40	3,6946	2,71893
A-NA3	92	-5,70	13,30	0,3793	3,27755
PGNA3	92	-25,30	13,00	-4,3685	6,29210
FMA3	92	7,90	54,40	24,7022	6,68510

Tablo 4.1. (Devam). Ölçümlere dair tanımlayıcı istatistikler (A-NA: A-Na Perpendicular, PGNA: Pog-Na Perpendicular, UEP: Üst Dudak-E Düzlemi, LEP: Alt Dudak-E Düzlemi, İNT: İnterinsizal Açı, NAS: Nasolabial Açı, Rakamlandırılmamış ölçümler-Dolphin, 1-WebCeph, 2-CephNinja, 3-OrthoDx)					
U1NA3	92	2,10	37,80	19,8804	7,26065
IMPA3	92	81,70	114,40	98,5370	6,25161
UEP3	92	-8,20	1,50	-2,8685	2,45370
LEP3	92	-6,50	5,30	-0,9554	2,55254
İNT3	92	105,40	147,80	127,6620	9,10157
NAS3	92	83,30	142,10	108,0707	10,69933

* N örneklem sayısı **Min Minimum ***Max maksimum

Çalışmamızda zemin gerçeği olarak alınan bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yazılımıyla, çalışma grupları olarak alınan 3 ayrı yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yazılımı karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma parametreleri

- Güvenilirlik
- Tekrarlanabilirlik
- Zaman Kazancı

olarak belirlenmiştir.

4.1. Güvenilirliğe Dair Bulgular

Güvenilirliğe dair bulgular Paired-Samples t-Test, Wilcoxon Signed-Rank Test, Bland-Altman grafikleri ve çubuk grafikleriyle elde edilmiştir.

4.1.1. Paired-Samples t-Test ve Wilcoxon Signed-Rank Test Sonuçları

Yapay zekâ gruplarının yaptığı ölçümler, zemin gerçeği olarak alınan Dolphin grubunun yaptığı ölçümlerle ayrı ayrı ikili gruplar halinde karşılaştırılmıştır. İlgili testlere ait bulgular Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Dolphin ve yapay zekâ gruplarının ikili karşılaştırma sonuçları (A-NA: A-Na Perpendicular, PGNA: Pog-Na Perpendicular, UEP: Üst Dudak-E Düzlemi, LEP: Alt Dudak-E Düzlemi, İNT: İnterinsizal Açı, NAS: Nasolabial Açısı, Rakamlandırılmamış ölçümler-Dolphin, 1-WebCeph, 2-CephNinja, 3-OrthoDx)

Değişkenler	N	Ortalama Farklar			P
			Alt Limit	Üst Limit	
SNA-SNA1	92	-0,34978	-0,87292	0,17335	0,187 ^a
SNB-SNB1	92	1,53489	1,00671	2,06308	0,000 * ^a
ANB-ANB1	92	-1,88011	-2,22692	-1,53330	0,000 * ^a
A-NA-A-NA1	92	-1,77370	-2,35411	-1,19328	0,000 * ^a
PGNA-PGNA1	92	0,25283	-0,49201	0,99767	0,502 ^a
FMA-FMA1	92	0,81152	-0,00216	1,62521	0,051 ^a
U1NA-U1NA1	92	1,18174	-0,10819	2,47167	0,072 ^a
IMPA-IMPA1	92	-0,94696	-2,02519	0,13128	0,053 ^b
UEP-UEP1	92	-0,65272	-0,88302	-0,42242	0,000 * ^a
LEP-LEP1	92	0,27261	-0,00605	0,55127	0,055 ^a
İNT-İNT1	92	-0,62978	-1,59793	0,33837	0,200 ^a
NAS-NAS1	92	3,66989	0,81569	6,52410	0,012 * ^a
SNA-SNA2	92	0,75913	0,34991	1,16835	0,000 * ^a
SNB-SNB2	92	1,29717	0,88517	1,70918	0,000 * ^a
ANB-ANB2	92	-0,53370	-0,80771	-0,25968	0,000 * ^a
A-NA-A-NA2	92	1,09304	0,41684	1,76925	0,002 * ^a
PGNA-PGNA2	92	5,53685	4,71515	6,35855	0,000 * ^b
FMA-FMA2	92	-0,94098	-1,92793	0,04598	0,061 ^a
U1NA-U1NA2	92	4,39750	3,46910	5,32590	0,000 * ^a
IMPA-IMPA2	92	-0,85848	-1,72944	0,01248	0,053 ^a

Tablo 4.2. (Devam). Dolphin ve yapay zekâ gruplarının ikili karşılaştırma sonuçları (A-NA: A-Na Perpendicular, PGNA: Pog-Na Perpendicular, UEP: Üst Dudak-E Düzlemi, LEP: Alt Dudak-E Düzlemi, İNT: İnterinsizal Açık, NAS: Nasolabial Açık, Rakamlandırılmamış ölçümler-Dolphin, 1-WebCeph, 2-CephNinja, 3-OrthoDx)					
UEP-UEP2	92	-0,23043	-0,39523	-0,06564	0,007^{*a}
LEP-LEP2	92	0,52413	0,41349	0,63477	0,000^{*a}
İNT-İNT2	92	-0,94207	-2,09493	0,21080	0,095 ^b
NAS-NAS2	92	1,39989	0,31499	2,48479	0,012^{*a}
SNA-SNA3	92	1,58913	1,09822	2,08004	0,000^{*a}
SNB-SNB3	92	2,54565	2,06277	3,02853	0,000^{*a}
ANB-ANB3	92	-0,95761	-1,26858	-0,64664	0,000^{*a}
A-NA-A-NA3	92	-1,63696	-2,23452	-1,03939	0,000^{*a}
PGNA-PGNA3	92	-0,89674	-1,86559	0,07211	0,069 ^a
FMA-FMA3	92	0,53370	-0,13442	1,20181	0,116 ^a
U1NA-U1NA3	92	5,37609	4,51475	6,23742	0,000^{*a}
IMPA-IMPA3	92	-5,97935	-6,72603	-5,23267	0,000^{*a}
UEP-UEP3	92	-0,23696	-0,40891	-0,06501	0,001^{*b}
LEP-LEP3	92	0,19457	0,06200	0,32713	0,004^{*a}
İNT-İNT3	92	0,71957	-0,37238	1,81151	0,194 ^a
NAS-NAS3	92	1,18043	-0,50455	2,86542	0,167 ^a

*p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı **istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar koyu renk ve yıldız (*) ile gösterilmiştir ***Paired-Sample t-test (^a), Wilcoxon Signed-Rank Test (^b) ***** N örneklem sayısı

Testlerin sonuçları incelendiğinde;

Dolphin grubuyla WebCeph grubu karşılaştırıldığında SNB, ANB, A-NA, UEP, NAS ölçümlerinde (sırasıyla p=0,000, p=0,000, p=0,000, p=0,000, p=0,012) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, SNA, PGNA, FMA, U1NA, IMPA, LEP, İNT ölçümlerinde (sırasıyla p=0,187, p=0,502, p=0,051, p=0,072, p=0,053, p=0,055, p=0,200) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Dolphin grubuyla CephNinja grubu karşılaştırıldığında SNA, SNB, ANB, A-NA, PGNA, U1NA, UEP, LEP, NAS ölçümlerinde (sırasıyla $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,002$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,007$, $p=0,000$, $p=0,012$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, FMA, IMPA, İNT ölçümlerinde (sırasıyla $p=0,061$, $p=0,053$, $p=0,095$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

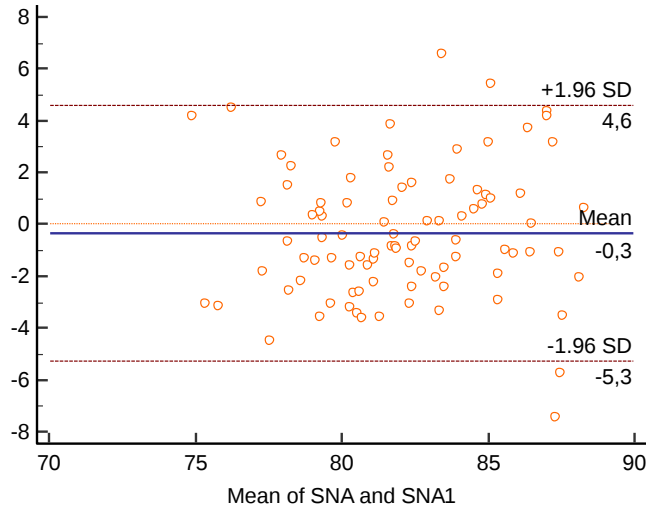
Dolphin grubuyla OrthoDx grubu karşılaştırıldığında SNA, SNB, ANB, A-NA, U1NA, IMPA, UEP, LEP ölçümlerinde (sırasıyla $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,000$, $p=0,001$, $p=0,004$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, PGNA, FMA, İNT, NAS ölçümlerinde (sırasıyla $p=0,069$, $p=0,116$, $p=0,194$, $p=0,167$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

4.1.2. Bland-Altman Grafikleri

Her ikili grup için ayrı ayrı Bland-Altman grafikleri oluşturulmuş ve ortalama fark, alt kabul değeri ve üst kabul değeri gösterilmiştir. Farkların ortalaması değerlendirilirken, literatürde kabul gören klinik olarak anlamlılık değeri olan ± 2 °/mm dikkate alınmıştır (Chen ve ark., 2004; Gregston ve ark., 2004).

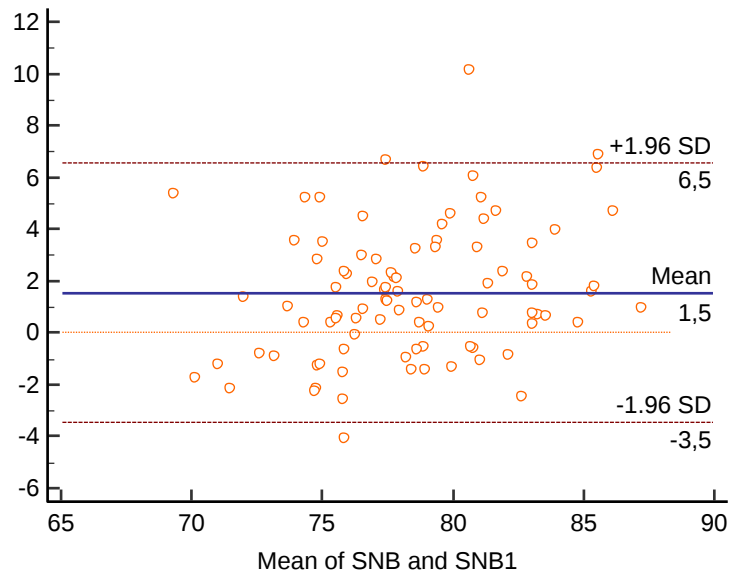
I. Dolphin-WebCeph için Bland-Altman Grafikleri

Bütün grafiklerde, x eksenini ölçümler arası farkı, y eksenini, ölçümlerin ortalamasını, Mean değeri ölçümler arası farkın ortalamasını, üst yatay kesikli çizgi Bland-Altman analizine göre üst uyum limitini, alt yatay kesikli çizgi Bland-Altman analizine göre alt uyum limitini gösterirken, numaralandırılmamış ölçümler Dolphin grubunu, “1” ile numaralandırılmış ölçümler WebCeph grubunu temsil etmektedir. SNA açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.1’de verilmiştir.



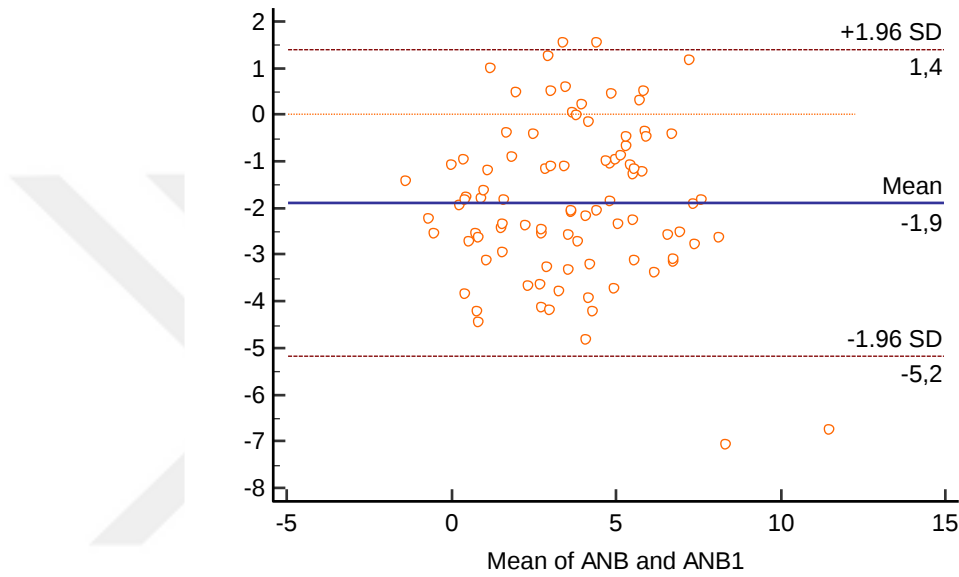
Grafik 4.1. SNA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.1 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -0,3 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre SNA açısını ortalama 0,3 derece düşük ölçme eğilimindedir. Dört örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. SNB açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.2’de verilmiştir.



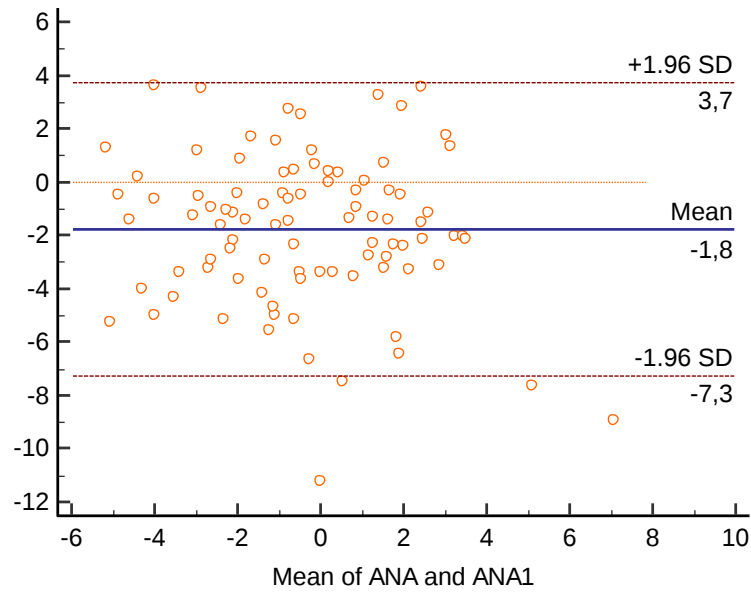
Grafik 4.2. SNB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.2 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 1,5 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre SNB açısını ortalama 1,5 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Dört örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. ANB açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.3'te verilmiştir.



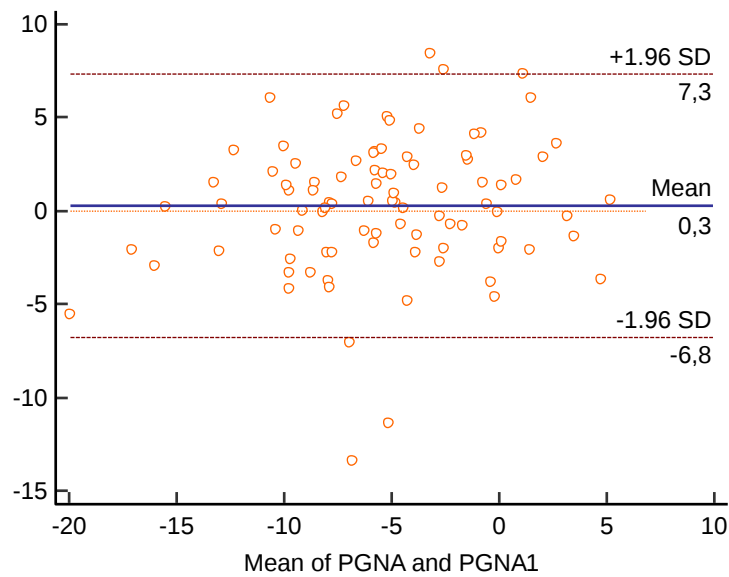
Grafik 4.3. ANB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.3 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -1,96 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altında olmakla beraber sınıra yakın seyretmiştir. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre ANB açısını ortalama 1,96 derece düşük ölçme eğilimindedir. Dört örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. A-NA ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.4'te verilmiştir.



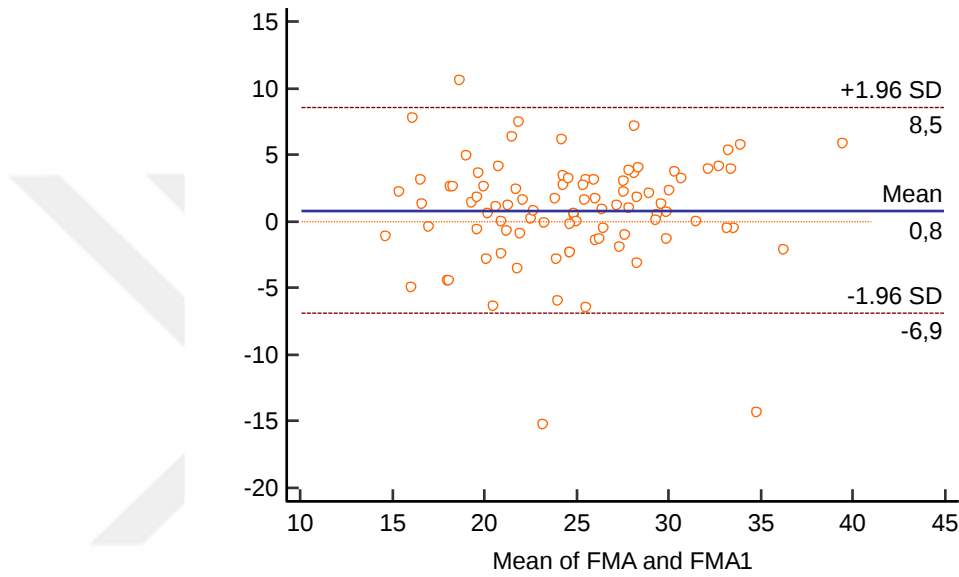
Grafik 4.4. A-NA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.4 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -1,8 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre A-NA ölçümünü ortalama 1,8 mm düşük ölçme eğilimindedir. Dört örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. PGNA ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.5'te verilmiştir.



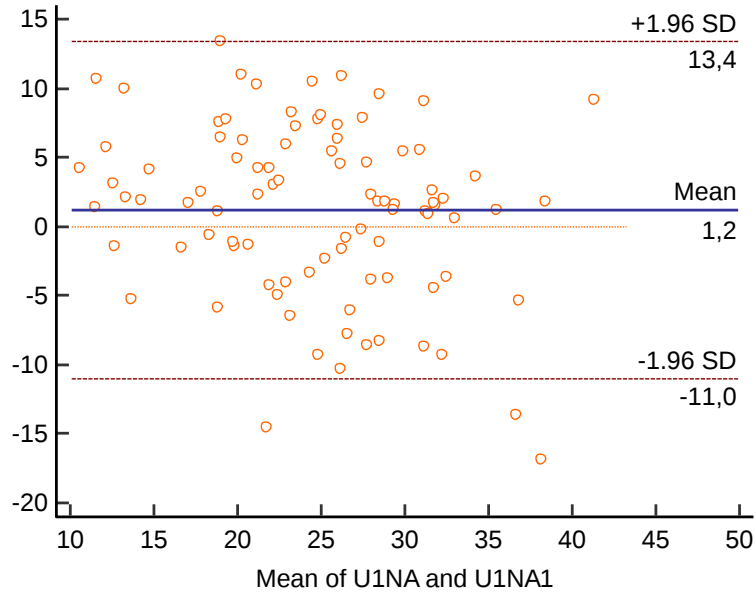
Grafik 4.5. PGNA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.5 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 0,3 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre PGNA ölçümünü ortalama 0,3 mm yüksek ölçme eğilimindedir. Altı örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. FMA açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.6’da verilmiştir.



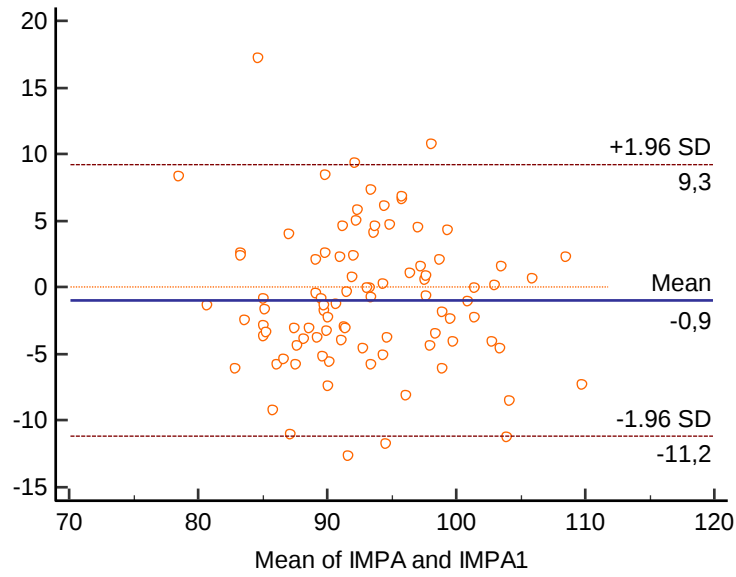
Grafik 4.6. FMA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.6 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 0,8 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre FMA açısını ortalama 0,8 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Üç örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. U1-NA açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.7’de verilmiştir.



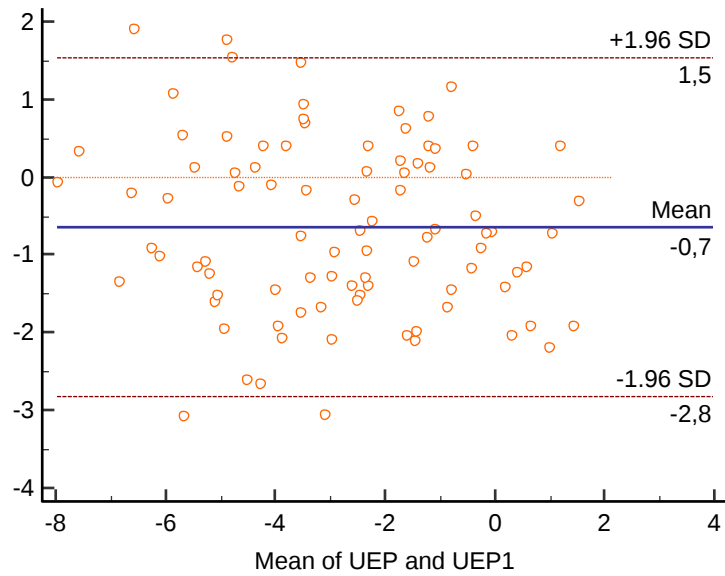
Grafik 4.7. U1-NA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.7 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 1,2 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre U1-NA açısını ortalama 1,2 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Dört örneklem hariç bütün örneklem uyum limitleri arasında dağılmıştır. IMPA açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.8’de verilmiştir.



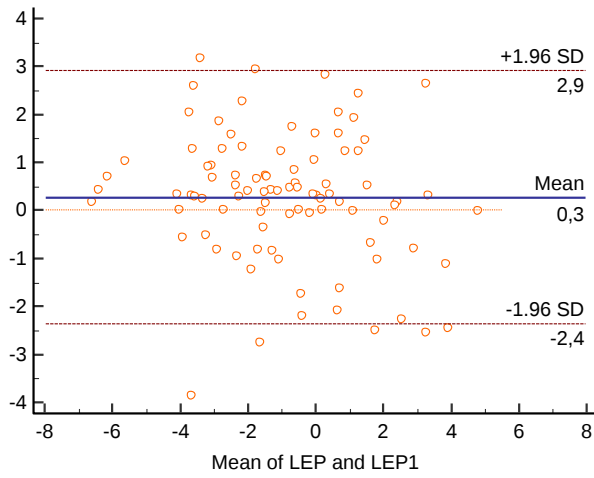
Grafik 4.8. IMPA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.8 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -0,9 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre IMPA açısını ortalama 0,9 derece düşük ölçme eğilimindedir. Altı örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.9’da verilmiştir.



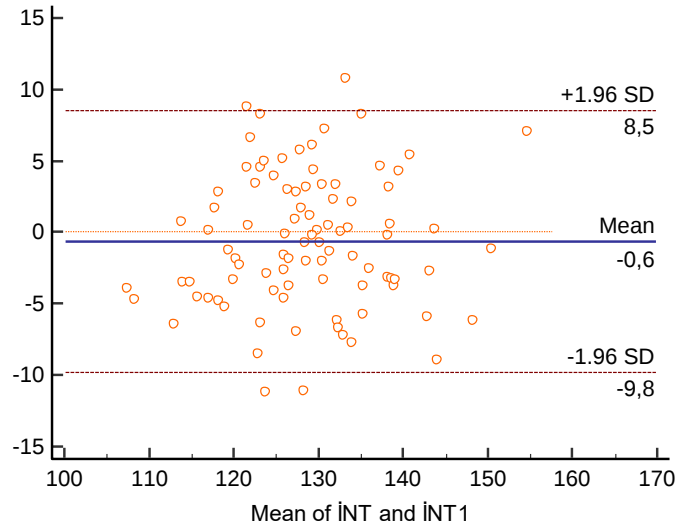
Grafik 4.9. Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.9 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın $-0,7$ olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümünü ortalama $0,7$ mm düşük ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.10'da verilmiştir.



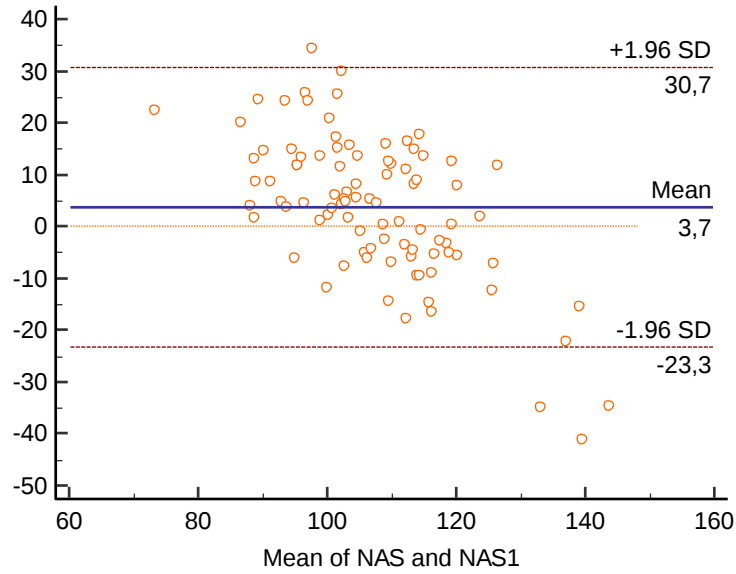
Grafik 4.10. Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.10 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın $0,3$ olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümünü ortalama $0,3$ mm yüksek ölçme eğilimindedir. Yedi örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. İnterinsizal açı (INT) için Bland-Altman grafiği Grafik 4.11'de verilmiştir.



Grafik 4.11. İnterinsizal açı (INT) için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.11 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -0,6 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre. İnterinsizal açı (INT) ölçümünü ortalama 0,6 derece düşük ölçme eğilimindedir. Dört örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. Nasolabial açı (NAS) için Bland-Altman grafiği Grafik 4.12’de verilmiştir.



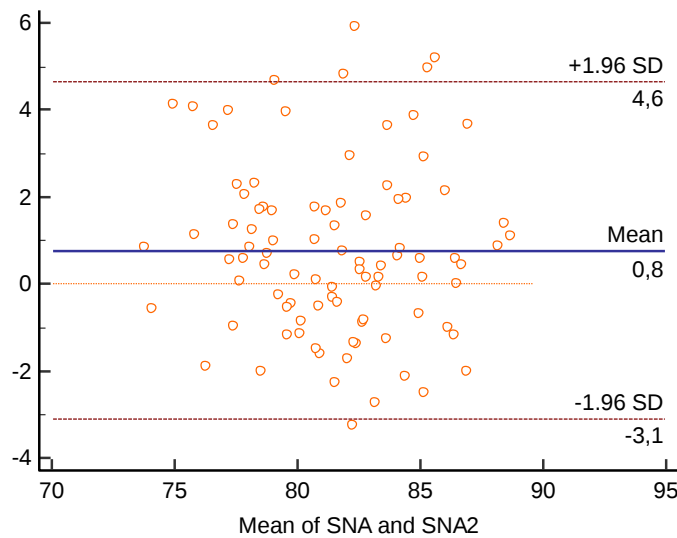
Grafik 4.12. Nasolabial açı (NAS) için Bland-Altman grafiği (Dolphin-WebCeph)

Grafik 4.12 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 3,7 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin üstündedir. WebCeph grubu Dolphin grubuna göre Nasolabial açı (NAS) ölçümünü ortalama 3,7 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Dört örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır.

Tüm ölçümler için uyum limitlerinin genişlikleri incelendiğinde sıralamanın büyükten küçüğe NAS, U1-NA, IMPA, İNT, FMA, PGNA, A-NA, SNB, SNA, ANB, LEP, UEP şeklinde olduğu görülmektedir. WebCeph programı, en geniş uyum limitini NAS ölçümünde gösterirken, en dar uyum limitini UEP ölçümünde göstermiştir. Veriler değerlendirildiğinde WebCeph programının LEP, UEP ve iskeletsel ölçümlere kıyasla NAS ve dişsel ölçümlerde daha düşük doğrulukla çalıştığı yorumu yapılabilir.

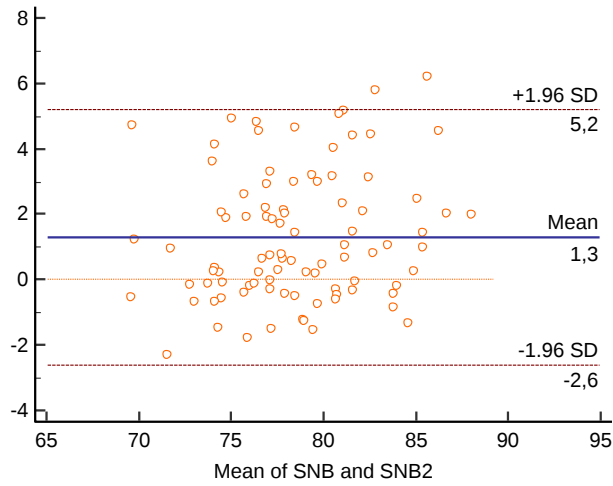
II. Dolphin-CephNinja için Bland-Altman Grafikleri

Bütün grafiklerde, x eksenini ölçümler arası farkı, y eksenini, ölçümlerin ortalamasını, Mean değeri ölçümler arası farkın ortalamasını, üst yatay kesikli çizgi Bland-Altman analizine göre üst uyum limitini, alt yatay kesikli çizgi Bland-Altman analizine göre alt uyum limitini gösterirken, numaralandırılmamış ölçümler Dolphin grubunu, “2” ile numaralandırılmış ölçümler CephNinja grubunu temsil etmektedir. SNA açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.13’te verilmiştir.



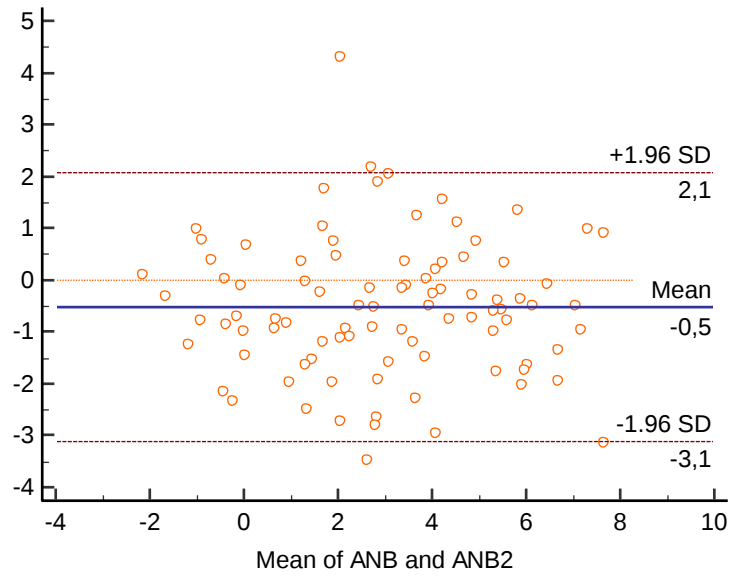
Grafik 4.13. SNA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

Grafik 4.13 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 0,8 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre SNA açısını ortalama 0,8 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Altı örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. SNB açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.14'te verilmiştir.



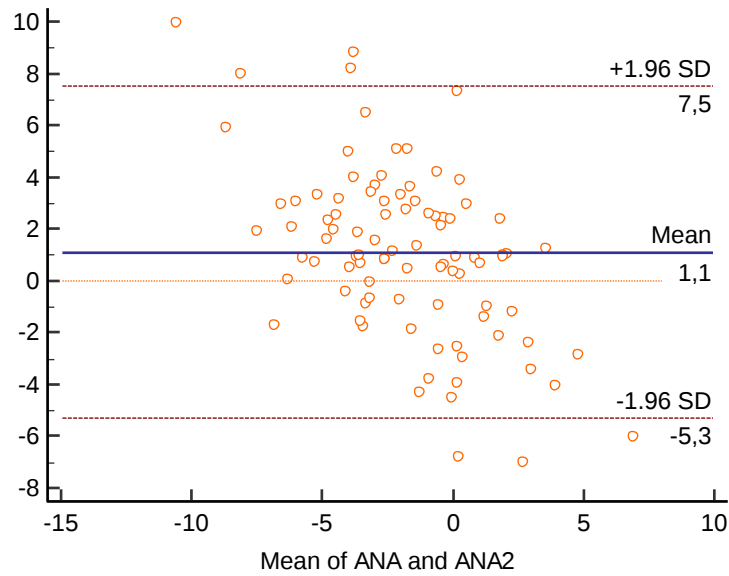
Grafik 4.14. SNB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

Grafik 4.14 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 1,3 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre SNB açısını ortalama 1,3 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Üç örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. ANB açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.15'te verilmiştir.



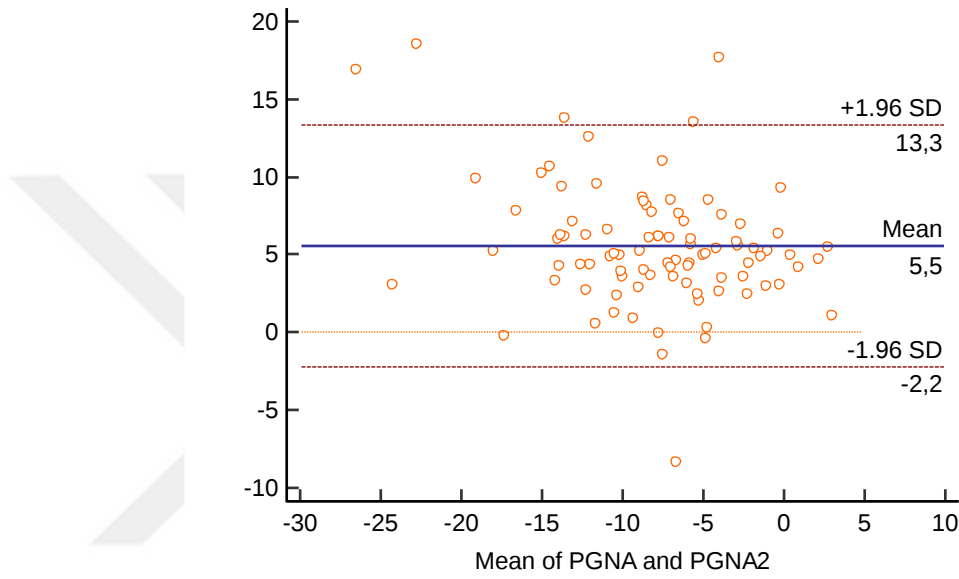
Grafik 4.15. ANB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

Grafik 4.15 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -0,5 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre ANB açısını ortalama 0,5 derece düşük ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. A-NA ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.16’da verilmiştir.



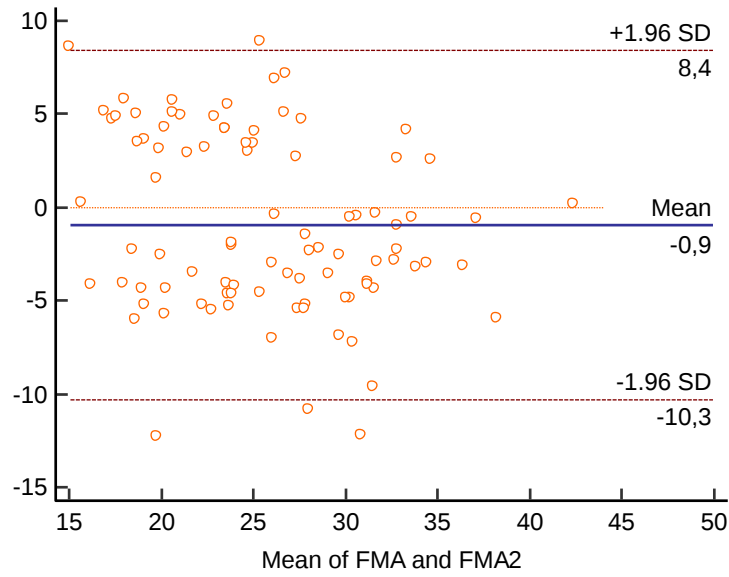
Grafik 4.16. A-NA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

Grafik 4.16 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 1,1 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre A-NA ölçümünü ortalama 1,1 mm yüksek ölçme eğilimindedir. Yedi örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. PGNA ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.17’de verilmiştir.



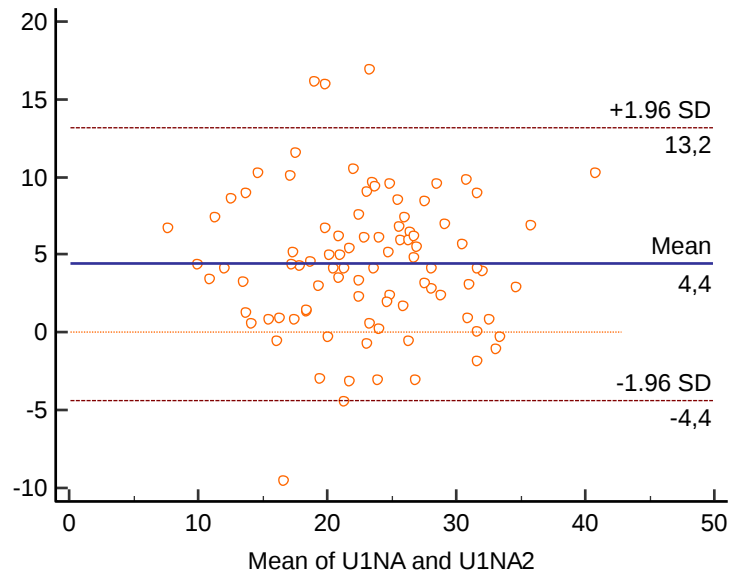
Grafik 4.17. PGNA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

Grafik 4.17 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 5,5 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin üstündedir. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre PGNA ölçümünü ortalama 5,5 mm yüksek ölçme eğilimindedir. Altı örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. FMA ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.18’de verilmiştir.



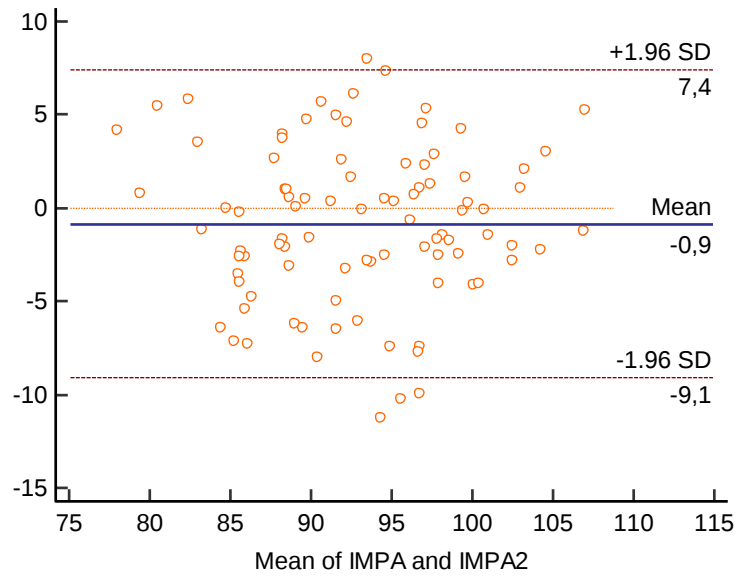
Grafik 4.18. FMA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

Grafik 4.18 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -0,9 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre FMA açısını ortalama 0,9 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. U1-NA ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.19’da verilmiştir.



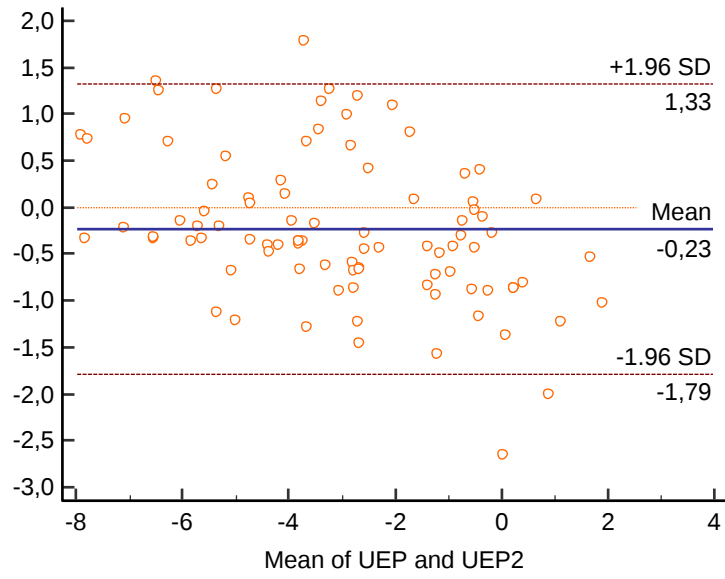
Grafik 4.19. U1-NA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

Grafik 4.19 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 4,4 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin üstündedir. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre U1-NA açısını ortalama 4,4 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklem uyum limitleri arasında dağılmıştır. IMPA ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.20’de verilmiştir.



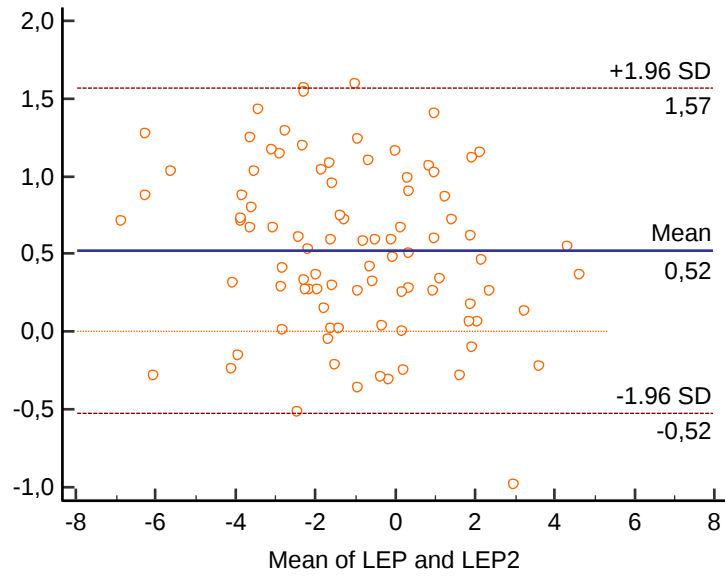
Grafik 4.20. IMPA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

Grafik 4.20 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -0,9 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre IMPA açısını ortalama 0,9 derece düşük ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklem uyum limitleri arasında dağılmıştır. Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.21’de verilmiştir.



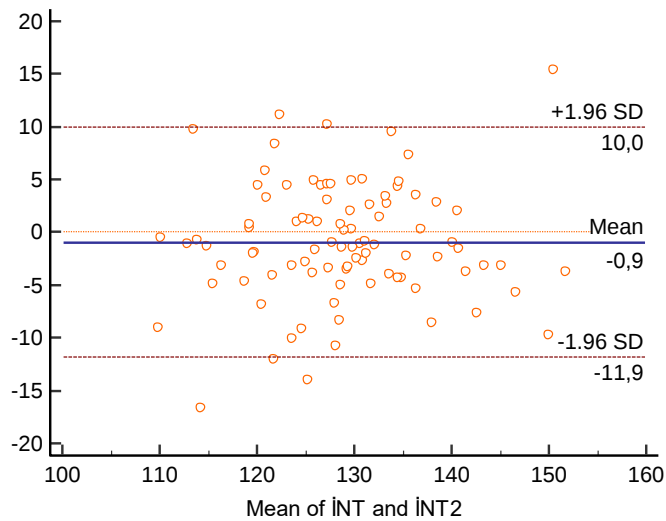
Grafik 4.21. Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

Grafik 4.21 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -0,23 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümünü ortalama 0,23 mm düşük ölçme eğilimindedir. Dört örneklem hariç bütün örneklem uyum limitleri arasında dağılmıştır. Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.22’de verilmiştir.



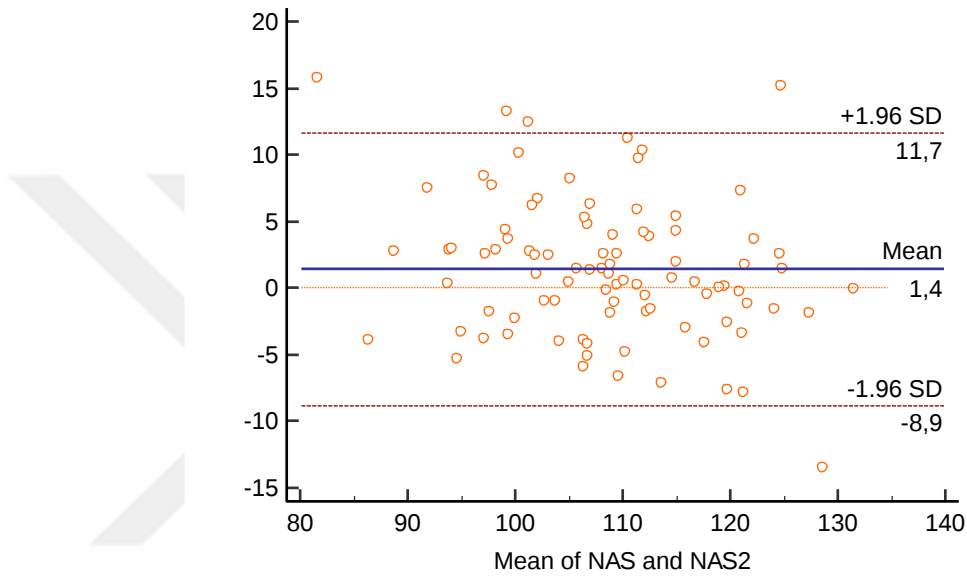
Grafik 4.22. Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

Grafik 4.22 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 0,52 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümünü ortalama 0,52 mm yüksek ölçme eğilimindedir. Dört örneklem hariç bütün örneklem uyum limitleri arasında dağılmıştır. İnterinsizal açı (INT) için Bland-Altman grafiği Grafik 4.23'te verilmiştir.



Grafik 4.23. İnterinsizal açı (INT) için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

Grafik 4.23 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -0,9 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre İntersizal açı (INT) ölçümünü ortalama 0,9 derece düşük ölçme eğilimindedir. Altı örneklem hariç bütün örneklem uyum limitleri arasında dağılmıştır. Nasolabial açı (NAS) için Bland-Altman grafiği Grafik 4.24'te verilmiştir.



Grafik 4.24. Nasolabial açı (NAS) için Bland-Altman grafiği (Dolphin-CephNinja)

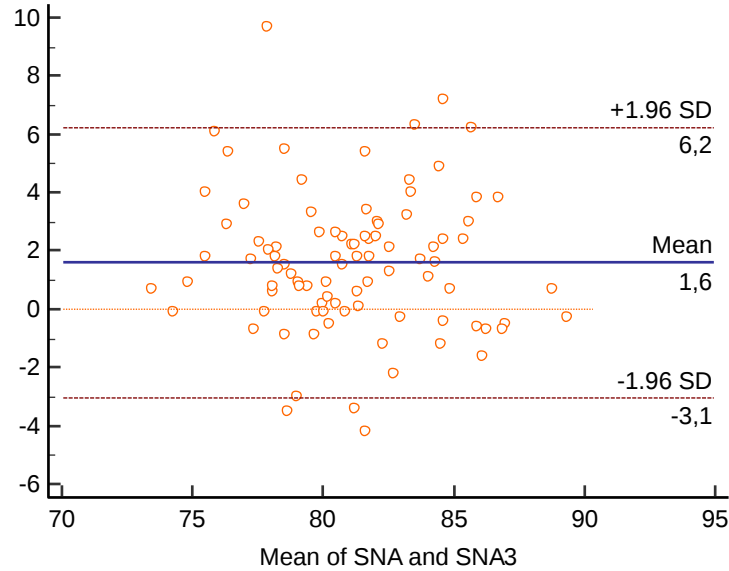
Grafik 4.24 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 1,4 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. CephNinja grubu Dolphin grubuna göre Nasolabial açı (NAS) ölçümünü ortalama 1,4 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklem uyum limitleri arasında dağılmıştır.

Tüm ölçümler için uyum limitlerinin genişlikleri incelendiğinde sıralamanın büyükten küçüğe İNT, NAS, FMA, U1NA, IMPA, PGNA, A-NA, SNB, SNA, ANB, UEP, LEP şeklinde olduğu görülmektedir. CephNinja programı en geniş uyum limitini İNT ölçümünde gösterirken, en dar uyum limitini LEP ölçümünde göstermiştir. Veriler değerlendirildiğinde CephNinja programının LEP, UEP ve FMA haricindeki

iskeletsel ölçümlere kıyasla NAS ve dişsel ölçümlerde daha düşük doğrulukla çalıştığı yorumu yapılabilir.

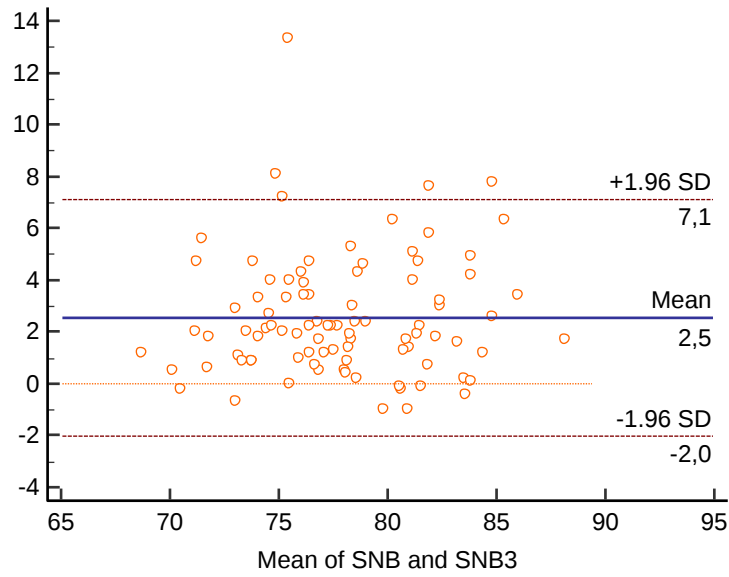
III. Dolphin-OrthoDx için Bland-Altman Grafikleri

Bütün grafiklerde, x eksenini ölçümler arası farkı, y eksenini, ölçümlerin ortalamasını, Mean değeri ölçümler arası farkın ortalamasını, üst yatay kesikli çizgi Bland-Altman analizine göre üst uyum limitini, alt yatay kesikli çizgi Bland-Altman analizine göre alt uyum limitini gösterirken, numaralandırılmamış ölçümler Dolphin grubunu, “3” ile numaralandırılmış ölçümler OrthoDx grubunu temsil etmektedir. SNA açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.25’te verilmiştir.



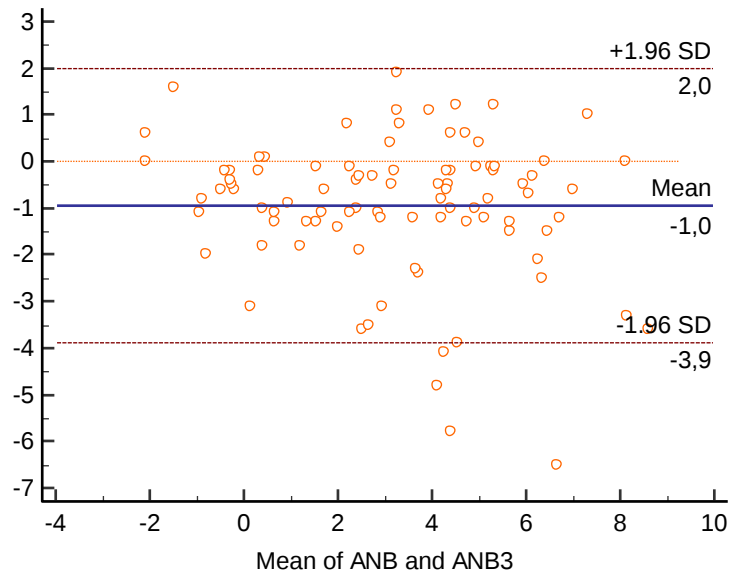
Grafik 4.25. SNA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.25 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 1,6 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre SNA açısını ortalama 1,6 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Yedi örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. SNB açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.26’da verilmiştir.



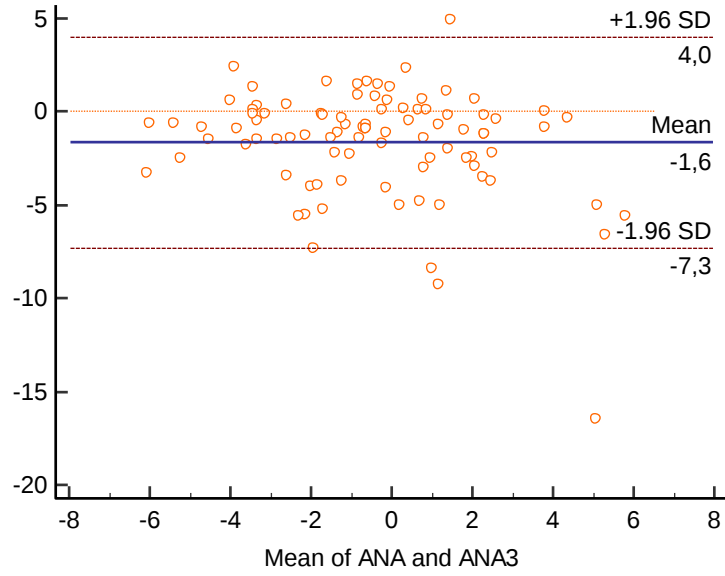
Grafik 4.26. SNB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.26 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 2,5 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin üstündedir. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre SNB açısını ortalama 2,5 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. ANB açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.27’de verilmiştir.



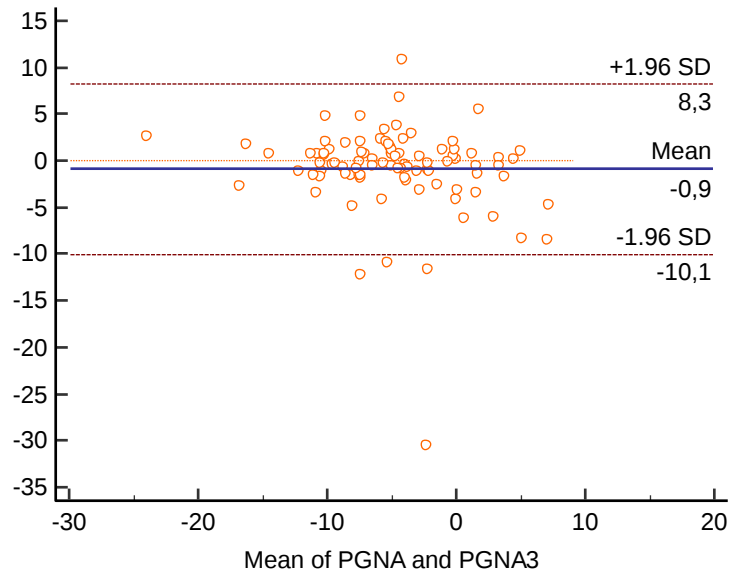
Grafik 4.27. ANB açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.27 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -1 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre ANB açısını ortalama 1 derece düşük ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklem uyum limitleri arasında dağılmıştır. A-NA ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.28’de verilmiştir.



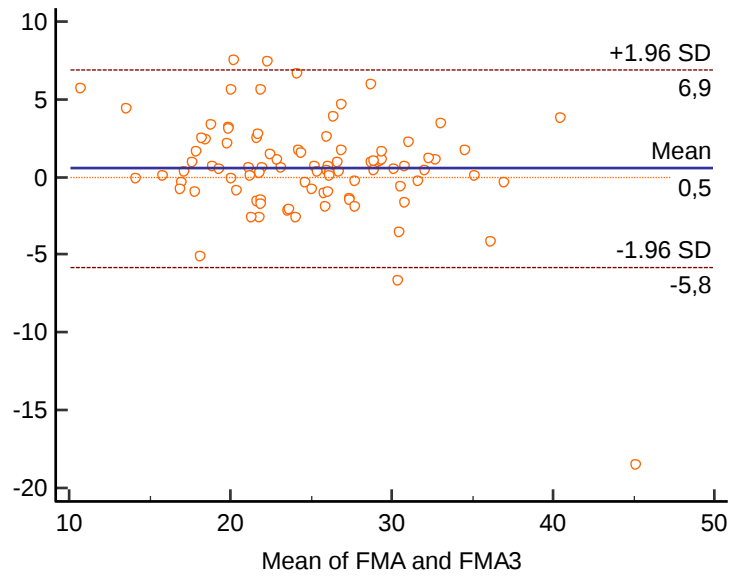
Grafik 4.28. A-NA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.28 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -1,6 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre A-NA ölçümünü ortalama 1,6 mm düşük ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklem uyum limitleri arasında dağılmıştır. PGNA ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.29’da verilmiştir.



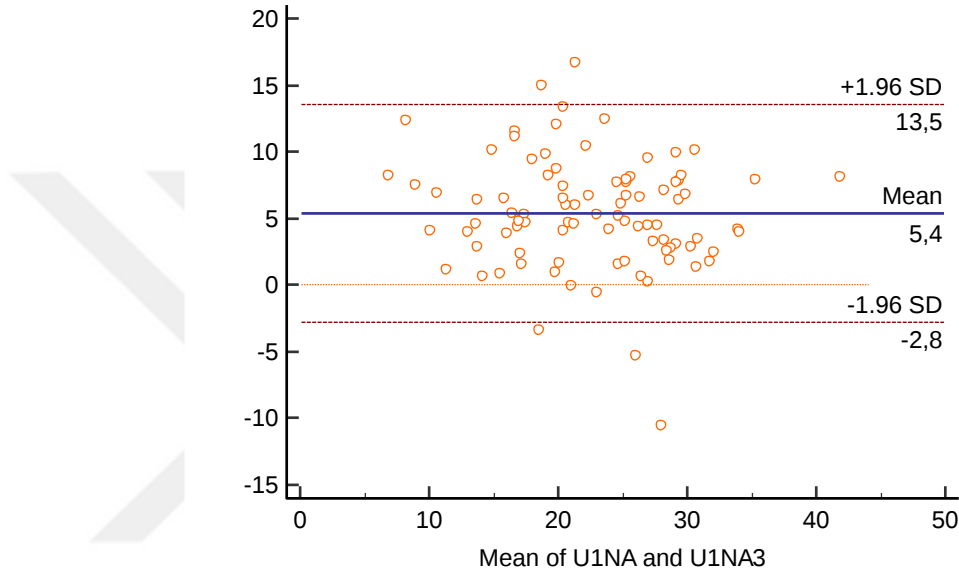
Grafik 4.29. PGNA ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.29 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -0,9 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre PGNA ölçümünü ortalama 0,9 mm düşük ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. FMA açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.30’da verilmiştir.



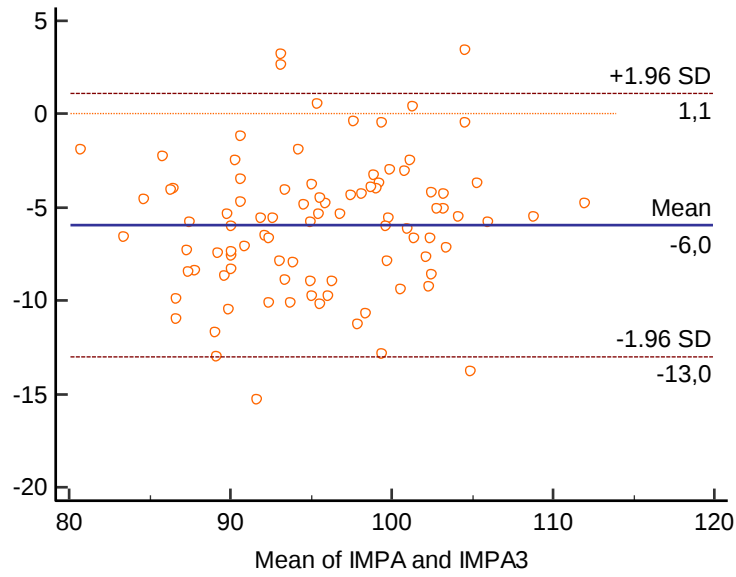
Grafik 4.30. FMA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.30 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 0,5 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre FMA ölçümünü ortalama 0,5 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Dört örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. U1-NA açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.31’de verilmiştir



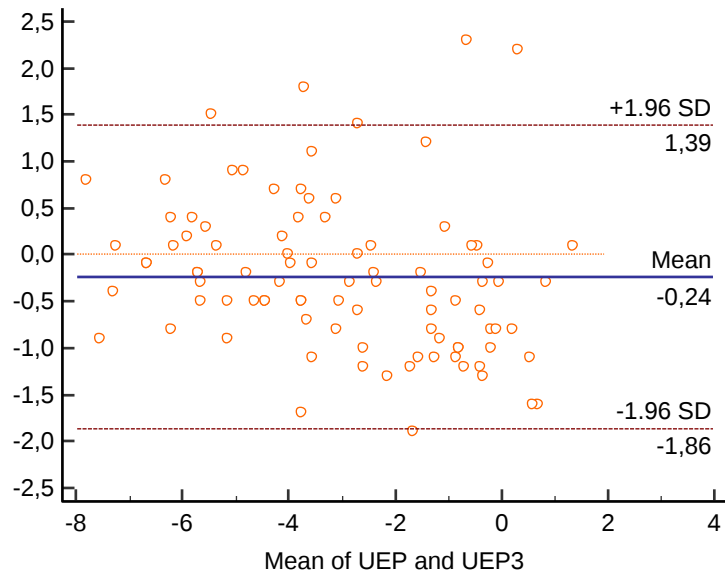
Grafik 4.31. U1-NA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.31 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 5,4 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin üstündedir. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre U1-NA ölçümünü ortalama 5,4 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. IMPA açısı için Bland-Altman grafiği Grafik 4.32’de verilmiştir.



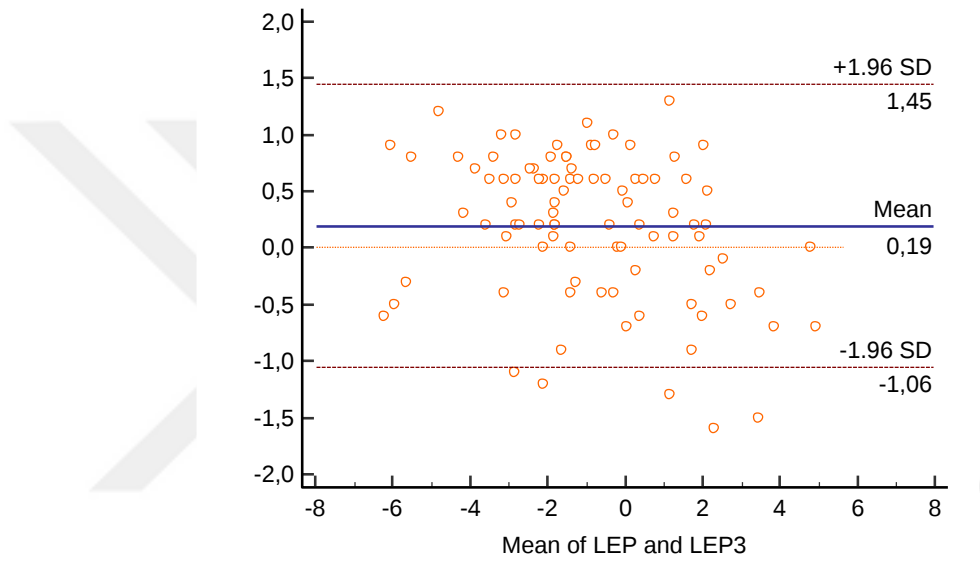
Grafik 4.32. IMPA açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.32 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -6 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin üstündedir. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre IMPA açısını ortalama 6 derece düşük ölçme eğilimindedir. Altı örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.33'te verilmiştir.



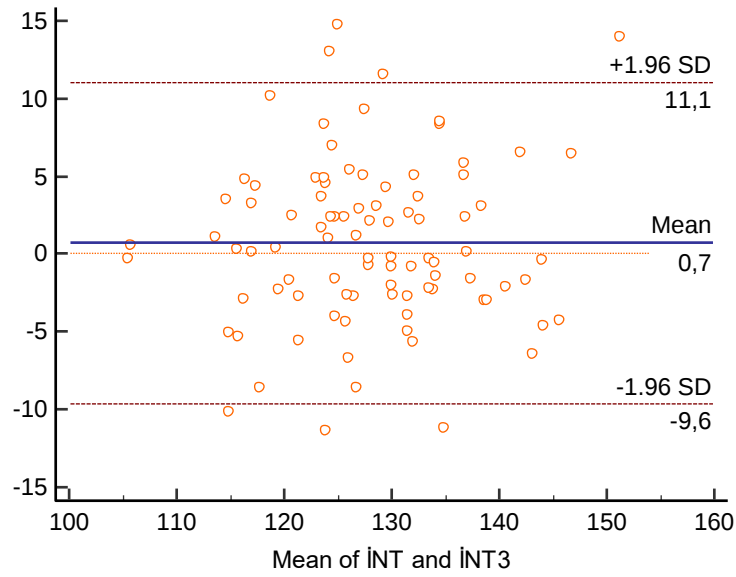
Grafik 4.33. Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.33 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın -0,24 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre Üst Dudak-E Düzlemi (UEP) ölçümünü ortalama 0,24 mm düşük ölçme eğilimindedir. Altı örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği Grafik 4.34'te verilmiştir.



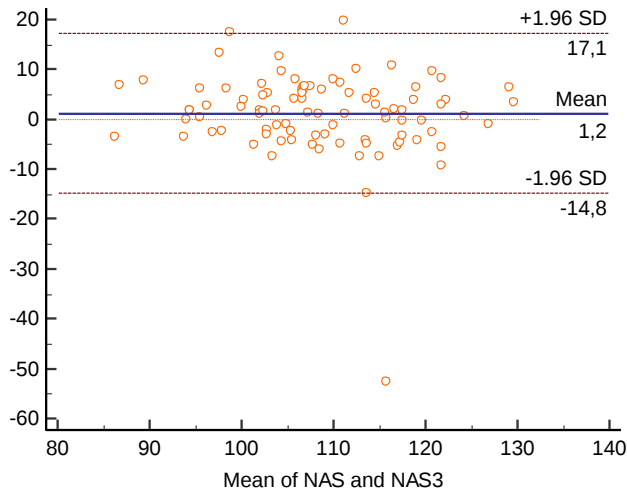
Grafik 4.34. Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümü için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.34 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 0,19 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre Alt Dudak-E Düzlemi (LEP) ölçümünü ortalama 0,19 mm yüksek ölçme eğilimindedir. Beş örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. İnterinsizal açı (INT) için Bland-Altman grafiği Grafik 4.35'te verilmiştir.



Grafik 4.35. İnterinsizal açı (INT) açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.35 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 0,7 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre İnterinsizal açı (INT) ölçümünü ortalama 0,7 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Yedi örneklem hariç bütün örneklemeler uyum limitleri arasında dağılmıştır. Nasolabial açı (NAS) için Bland-Altman grafiği Grafik 4.36’da verilmiştir.



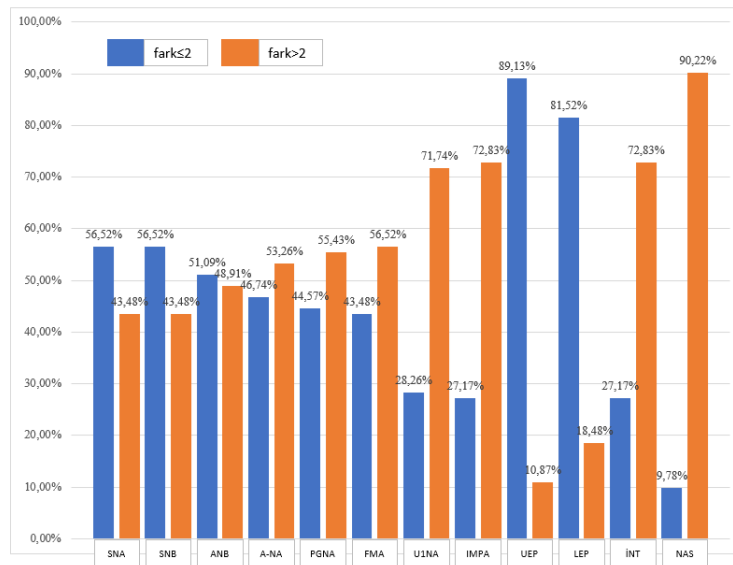
Grafik 4.36. Nasolabial açı (NAS) açısı için Bland-Altman grafiği (Dolphin-OrthoDx)

Grafik 4.36 incelendiğinde ölçümler arası ortalama farkın 1,2 olduğu bulunmuştur. Bu değer klinik anlamlılık düzeyinin altındadır. OrthoDx grubu Dolphin grubuna göre Nasolabial açısı (NAS) açısını ortalama 1,2 derece yüksek ölçme eğilimindedir. Üç örneklem hariç bütün örneklem uyum limitleri arasında dağılmıştır.

Tüm ölçümler için uyum limitlerinin genişlikleri incelendiğinde sıralamanın büyükten küçüğe NAS, İNT, PGNA, U1NA, IMPA, FMA, A-NA, SNA, SNB, ANB, UEP, LEP şeklinde olduğu görülmektedir. OrthoDx programı en geniş uyum limitini NAS ölçümünde gösterirken, en dar uyum limitini LEP ölçümünde göstermiştir. Veriler değerlendirildiğinde OrthoDx programının LEP, UEP ve iskeletsel ölçümlere kıyasla NAS ve dişsel ölçümlerde daha düşük doğrulukla çalıştığı yorumu yapılabilir.

4.1.3. Çubuk Grafikleri

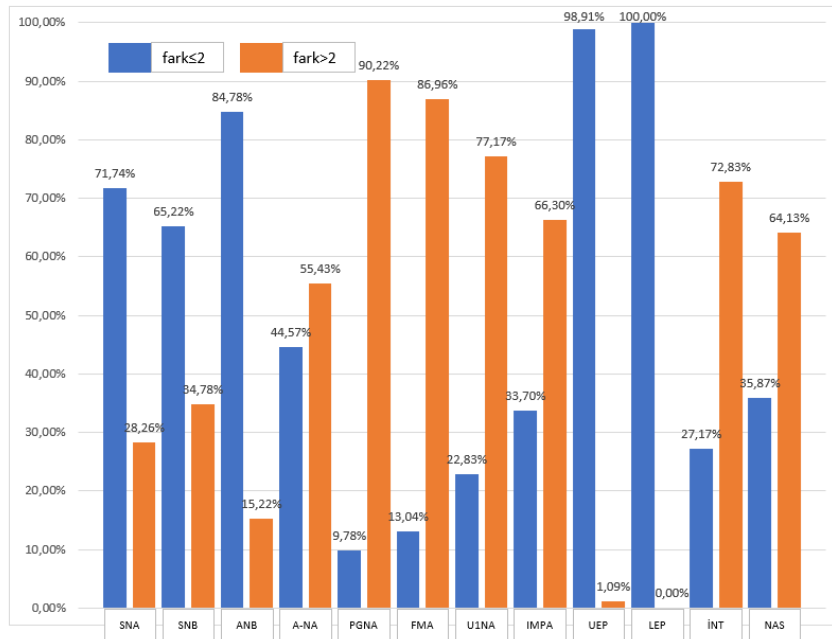
Her ikili grup için ayrı ayrı çubuk grafikleri oluşturulmuş ve ölçümlerin fark değerlerinin yüzde dağılımı gösterilmiştir. Farklar değerlendirilirken, literatürde kabul gören klinik olarak anlamlılık değeri olan ± 2 °/mm dikkate alınmış ve hesaplama kolaylığı için farkların mutlak değerleri üzerinden işlem yapılmıştır (Chen ve ark., 2004; Gregston ve ark., 2004). Grafiklerdeki mavi sütunlar ilgili ölçümde klinik olarak kabul edilebilir kısmı, turuncu sütunlar ise kabul edilemeyen kısmı göstermektedir. Dolphin-WebCeph için çubuk grafikleri Grafik 4.37’de verilmiştir.



Grafik 4.37. Dolphin-WebCeph ölçümlerindeki farkın yüzdelik çubuk grafiği

Grafik incelendiğinde ölçüm farklarının;

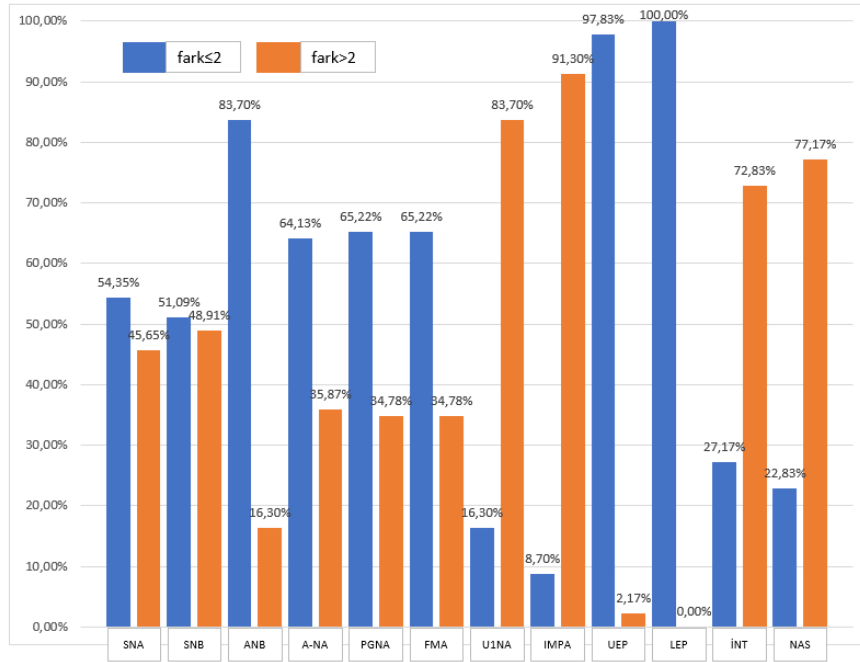
SNA açısında %56,52'si klinik olarak kabul edilebilirken, %43,48'i kabul sınırlarının dışında kalmıştır. SNB açısında %56,52'si klinik olarak kabul edilebilirken, %43,48'i kabul sınırlarının dışında kalmıştır. ANB açısında %51,09'u klinik olarak kabul edilebilirken, %48,91'i kabul sınırlarının dışında kalmıştır. A-NA ölçümünde %46,74'ü klinik olarak kabul edilebilirken, %53,26'sı kabul sınırlarının dışında kalmıştır. PGNA ölçümünde %44,57'si klinik olarak kabul edilebilirken, %55,43'ü kabul sınırlarının dışında kalmıştır. FMA açısında %43,48'i klinik olarak kabul edilebilirken, %56,52'si kabul sınırlarının dışında kalmıştır. U1NA açısında %28,26'sı klinik olarak kabul edilebilirken, %71,74'ü kabul sınırlarının dışında kalmıştır. IMPA açısında %27,17'si klinik olarak kabul edilebilirken, %72,83'ü kabul sınırlarının dışında kalmıştır. UEP ölçümünde %89,13'ü klinik olarak kabul edilebilirken, %10,87'si kabul sınırlarının dışında kalmıştır. LEP ölçümünde %81,52'si klinik olarak kabul edilebilirken, %18,48'i kabul sınırlarının dışında kalmıştır. INT açısında %27,17'si klinik olarak kabul edilebilirken, %72,83'ü kabul sınırlarının dışında kalmıştır. NAS açısında %9,78'i klinik olarak kabul edilebilirken, %90,22'si kabul sınırlarının dışında kalmıştır. Dolphin-CephNinja için çubuk grafikleri Grafik 4.38'de verilmiştir.



Grafik 4.38. Dolphin-CephNinja ölçümlerdeki farkın yüzdelik çubuk grafiği

Grafik incelendiğinde ölçüm farklarının;

SNA açısında %71,74'ü klinik olarak kabul edilebilirken, %28,26'sı kabul sınırlarının dışında kalmıştır. SNB açısında %65,22'si klinik olarak kabul edilebilirken, %34,78'i kabul sınırlarının dışında kalmıştır. ANB açısında %84,78'i klinik olarak kabul edilebilirken, %15,22'si kabul sınırlarının dışında kalmıştır. A-NA ölçümünde %44,57'si klinik olarak kabul edilebilirken, %55,43'ü kabul sınırlarının dışında kalmıştır. PGNA ölçümünde %9,78'i klinik olarak kabul edilebilirken, %90,22'si kabul sınırlarının dışında kalmıştır. FMA açısında %13,04'ü klinik olarak kabul edilebilirken, %86,96'sı kabul sınırlarının dışında kalmıştır. U1NA açısında %22,83'ü klinik olarak kabul edilebilirken, %77,14'ü kabul sınırlarının dışında kalmıştır. IMPA açısında %33,40'ı klinik olarak kabul edilebilirken, %66,30'u kabul sınırlarının dışında kalmıştır. UEP ölçümünde %98,91'i klinik olarak kabul edilebilirken, %1,09'u kabul sınırlarının dışında kalmıştır. LEP ölçümünde %100'ü klinik olarak kabul edilebilirken, kabul sınırlarının dışında kalan veri yoktur. INT açısında %27,17'si klinik olarak kabul edilebilirken, %72,83'ü kabul sınırlarının dışında kalmıştır. NAS açısında %35,87'si klinik olarak kabul edilebilirken, %61,13'ü kabul sınırlarının dışında kalmıştır. Dolphin-OrthoDx için çubuk grafikleri Grafik 4.39'da verilmiştir.



Grafik 4.39. Dolphin-OrthoDx ölçümlerdeki farkın yüzdelik çubuk grafiği

Grafik incelendiğinde ölçüm farklarının;

SNA açısında %54,35'i klinik olarak kabul edilebilirken, %45,65'i kabul sınırlarının dışında kalmıştır. SNB açısında %51,09'u klinik olarak kabul edilebilirken, %48,91'i kabul sınırlarının dışında kalmıştır. ANB açısında %83,7'si klinik olarak kabul edilebilirken, %16,30'u kabul sınırlarının dışında kalmıştır. A-NA ölçümünde %64,13'ü klinik olarak kabul edilebilirken, %35,87'si kabul sınırlarının dışında kalmıştır. PGNA ölçümünde %65,22'si klinik olarak kabul edilebilirken, %34,78'i kabul sınırlarının dışında kalmıştır. FMA açısında %65,22'si klinik olarak kabul edilebilirken, %34,78'i kabul sınırlarının dışında kalmıştır. U1NA açısında %16,30'u klinik olarak kabul edilebilirken, %83,70'i kabul sınırlarının dışında kalmıştır. IMPA açısında %8,70'i klinik olarak kabul edilebilirken, %91,30'u kabul sınırlarının dışında kalmıştır. UEP ölçümünde %97,83'ü klinik olarak kabul edilebilirken, %2,17'si kabul sınırlarının dışında kalmıştır. LEP ölçümünde %100'ü klinik olarak kabul edilebilirken, kabul sınırlarının dışında kalan veri yoktur. INT açısında %27,17'si klinik olarak kabul edilebilirken, %72,83'ü kabul sınırlarının dışında kalmıştır. NAS açısında %22,83'ü klinik olarak kabul edilebilirken, %77,17'si kabul sınırlarının dışında kalmıştır.

4.2. Metot Hatası ve Tekrarlanabilirliğe Dair Bulgular

Sefalometrik analizler gerçekleştirildikten bir ay sonra 92 adet sefalometrik radyografinin içerisinde rastgele 30 tane radyografi seçilmiş ve aynı şartlarda dört sefalometrik analiz yazılımıyla da tekrar analiz edilmiştir. Her grup için birinci analiz sonucu verilerle ikinci analiz sonucu veriler kullanılarak sınıf içi korelasyon katsayıları (Icc) hesaplanmıştır. Yapılan hesaplama sonucunda zemin gerçeği olarak kullanılan Dolphin Imaging Version 11.8 grubuna ait analiz sonuçlarındaki operatör kaynaklı manuel hata payı yani metot hatası ortaya çıkarılmıştır. Korelasyon katsayıları her ölçüm için 0.9'un üzerinde bulunmuş ve kabul düzeyi olan 0,75'in (Mahto ve ark., 2022) üzerinde olduğu gözlenmiştir. Dolphin Imaging grubuna dair veriler Tablo 4.3'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Metot hatası (Dolphin)

Dolphin İmaging		
Ölçümler	Icc	%95
SNA	0,944	0,883-0,974
SNB	0,982	0,963-0,992
ANB	0,961	0,919-0,982
A-NA	0,942	0,879-0,973
PGNA	0,966	0,930-0,984
FMA	0,973	0,944-0,987
U1-NA	0,941	0,875-0,972
IMPA	0,973	0,943-0,987
UEP	0,992	0,984-0,996
LEP	0,992	0,984-0,996
INT	0,968	0,933-0,985
NAS	0,975	0,947-0,988

* Icc Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı **%95 Güven Aralığı

Yapay zekâ yazılımlarının ise farklı zaman dilimlerinde yapılan sefalometrik analizler neticesiyle tekrarlanabilirlikleri sınanmıştır. Üç grubun da korelasyon katsayıları kabul düzeyi olan 0,75'in (Mahto ve ark., 2022) üzerinde olup, CephNinja grubundaki iki ölçüm haricinde her ölçüm için katsayılar 0.9'un üzerinde bulunmuştur. CephNinja grubundaki 0.9'un altında seyreden korelasyon katsayıları A-NA ölçümü için 0,883 ve U1-NA ölçümü için 0,892 olarak bulunmuştur. Tekrarlanabilirlik açısından en düşük değerler CephNinja grubundadır. CephNinja grubuna ait A-NA ölçümü tekrarlama katsayısı en düşük olan ölçümdür. Korelasyon katsayılarına ilişkin bulguların tamamı Tablo 4.4'te gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Yapay zekâ gruplarının sınıf içi korelasyon katsayıları

	WEBCEPH		ORTHODX		CEPHNİNJA	
Ölçümler	Icc	%95	Icc	%95	Icc	%95
SNA	1	1-1	1	1-1	0,950	0,895-0,976
SNB	1	1-1	1	1-1	0,982	0,963-0,992
ANB	1	1-1	1	1-1	0,920	0,833-0,962
A-NA	1	1-1	1	1-1	0,883	0,755-0,944
PGNA	0,999	0,998-1	1	1-1	0,965	0,927-0,983
FMA	1	1-1	1	1-1	0,978	0,953-0,989
U1-NA	1	1-1	1	1-1	0,892	0,774-0,949
IMPA	1	1-1	1	1-1	0,938	0,870-0,971
UEP	1	0,999-1	1	1-1	0,993	0,985-0,996
LEP	1	0,999-1	1	1-1	0,994	0,987-0,997
INT	1	1-1	1	1-1	0,927	0,848-0,965
NAS	1	1-1	1	1-1	0,945	0,883-0,974

* Icc Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı **%95 Güven Aralığı

4.3. Zaman Kazancına Dair Bulgular

Tüm sefalometrik analiz yazılımlarıyla, analizler yapılırken her bir sefalometrik radyografinin ilgili analiz yazılımının sistemine yüklendiği andan analiz sonuçları elde edilene kadar ki zaman, yani çizim süresi Voit 8073 kronometre (Industrias Voit S.A. de C.V., CDMX, Mexico) ile kayıt altına alınmış ve yapay zekâ

sistemlerinde beklenen olası zaman kazancı hesaplanmıştır. Yarı otomatik yöntemi kullanan Dolphin grubunda bütün analizlerin gerçekleştirilmesi toplamda 6 saat 38 dakika 15 saniye sürmüştür. Yarı otomatik sefalometrik analiz metoduyla yapılan çizimlerde ortalama harcanan süre $259,72 \pm 34,44$ saniye olarak bulunmuştur. Yarı otomatik yöntemle dair ortalama süre, standart sapma, min ve max değerleri Tablo 4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Süre istatistikleri (Dolphin)

Çalışma Grubu	N	Min (saniye)	Max (saniye)	Ortalama (saniye)	Standart Sapma (saniye)
Dolphin Imaging	92	187,00	329,00	259,7283	34,44062

* N örneklem sayısı **Min Minimum ***Max maksimum

Yapay zekâ tabanlı tam otomatik yazılımlarla yapılan çizimlerde ortalama harcanan süreler WebCeph için $18,13 \pm 2,26$ saniye, CephNinja için $18,05 \pm 3,97$ saniye OrthoDx için $11,86 \pm 2,77$ saniye olarak bulunmuştur. Yapay zekâ tabanlı tam otomatik yazılımlara dair ortalama süre, standart sapma, min ve max değerleri Tablo 4.6'da gösterilmiştir.

Tablo 4.6. Süre istatistikleri (Yapay zekâ grupları)

Çalışma Grubu	N	Min (saniye)	Max (saniye)	Ortalama (saniye)	Standart Sapma (saniye)
WebCeph	92	15,00	21,00	18,1304	2,26399
CephNinja	92	13,00	25,00	18,0543	3,97620
OrthoDx	92	9,00	17,00	11,8696	2,77832

* N örneklem sayısı **Min Minimum ***Max maksimum

Bulgular değerlendirildiğinde yapay zekâ tabanlı grupların, yarı otomatik yöntemle göre sırasıyla WebCeph için 14,32 kat, CephNinja için 14,38 kat, OrthoDx için 21,89

kat daha hızlı olduklarını söylemek mümkündür. Yapay zekâ tabanlı gruplar arasında en hızlı çizimi yapan grup OrthoDx olmuştur.



5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz yöntemini kullanan Dolphin yazılımıyla üç farklı yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yazılımı karşılaştırılmıştır. Çalışmamızdaki karşılaştırma parametreleri; güvenilirlik, tekrarlanabilirlik ve zaman kazancı olarak belirlenmiştir. Bu konuda yapılan çalışmalarla kıyaslandığında, çalışmamız incelenen parametrelerin farklılığı, verilerin üç yönlü değerlendirilmesi ve kullanılan yapay zekâ algoritmalarının çeşitliliği bakımından literatürdeki çalışmalardan ayrılmaktadır. Literatüre bu konuda katkı sağlamayı düşündüğümüz çalışmamızda amacımız, yapay zekâ algoritmasını kullanarak tam otomatik sefalometrik işaretleme ve analiz yapabilen programların, günümüzde sık kullanılan bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz programları kadar doğru sonuçlar verip vermediğini, tekrarlanabilir olup olmadığını gözlemlemek ve tam otomatik işaretlemenin sağlayacağı zaman kazancını nicel olarak ortaya koymaktır. Literatürde çalışmamız gibi tescilli yapay zekalar üzerine yapılan araştırmalar son derece sınırlıdır (Alqahtani, 2020; Anuwongnukroh ve ark., 2018; Çoban ve ark., 2022; Hemeda ve ark., 2022; Jeon ve Lee, 2021; Kılınç ve ark., 2022; Mahto ve ark., 2022; Meriç ve Naoumova, 2020; Moreno ve Gebeile-Chauty, 2022; Ristau ve ark., 2022; Shin ve Kim, 2022; Sommer ve ark., 2009; Yassir ve ark., 2022).

Çalışmamızda 92 adet lateral sefalometrik radyografi kullanılmıştır. Literatürde yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programlarının araştırıldığı çalışmalara bakıldığında Sommer ve ark. (Sommer ve ark., 2009) yaptıkları çalışmada 72, Anuwongnukroh ve ark. (Anuwongnukroh ve ark., 2018) yaptıkları çalışmada 108, Alqahtani (Alqahtani, 2020) yaptığı çalışmada 30, Meriç ve Naoumova (Meriç ve Naoumova, 2020) yaptıkları çalışmada 40, Çoban ve ark. (Çoban ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada 105, Jeon ve Lee (Jeon ve Lee, 2021) yaptıkları çalışmada 35, Yassir ve ark. (Yassir ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada 50, Kılınç ve ark. (Kılınç ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada 110, Ristau ve ark. (Ristau ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada 2020-2021 yılları arasında kaydı oluşturulmuş 60, Shin ve Kim (Shin ve Kim, 2022) yaptıkları çalışmada 30 karma dentisyon, 30 daimî dentisyon olmak üzere toplam 60, Moreno ve Gebeile-Chauty (Moreno ve Gebeile-Chauty, 2022) yaptıkları çalışmada 68, Hemeda ve ark. (Hemeda ve ark., 2022) yaptıkları

çalışmada 50, Mahto ve ark. (Mahto ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada 30 hastanın lateral sefalometrik radyografilerini kullanmıştır.

Çalışmamızda 8 açısal, 4 lineer olmak üzere toplam 12 adet sefalometrik ölçüm yapılmıştır. Hangi ölçümlerin çalışmamıza dahil olacağına karar verirken, çalışmamızda kullanılan dört sefalometrik analiz programında da mevcut olan ölçümler arasından klinik pratiğimizde en çok başvurduğumuz ölçümler seçilmeye özen gösterilmiştir. Seçtiğimiz ölçümlerin içerisinde hem iskeletsel ölçümlerin hem dişsel ölçümlerin hem de yumuşak doku ölçümlerinin bulunmasına dikkat edilmiştir. Literatürdeki benzer çalışmalar incelendiğinde, Yassir ve ark. (Yassir ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada 6 açısal, 5 lineer olmak üzere toplam 11, Kılınç ve ark. (Kılınç ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada 7 açısal, 4 lineer olmak üzere toplam 11, Shin ve Kim (Shin ve Kim, 2022) yaptıkları çalışmada 16 açısal, 6 lineer olmak üzere toplam 22, Hemeda ve ark. (Hemeda ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada 17 açısal, 5 lineer olmak üzere toplam 22, Çoban ve ark. (Çoban ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada 12 açısal, 10 lineer olmak üzere toplam 22, Sommer ve ark. (Sommer ve ark., 2009) yaptıkları çalışmada tamamı açısal olmak üzere toplam 12, Mahto ve ark. (Mahto ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada 8 açısal, 4 lineer olmak üzere toplam 12, Meriç ve Naoumova (Meriç ve Naoumova, 2020) yaptıkları çalışmada 8 açısal, 4 lineer olmak üzere toplam 12, Alqahtani (Alqahtani, 2020) yaptığı çalışmada 8 açısal, 8 lineer olmak üzere toplam 16, Anuwongnukroh ve ark. (Anuwongnukroh ve ark., 2018) yaptıkları çalışmada 9 açısal, 8 lineer olmak üzere toplam 17, Jeon ve Lee (Jeon ve Lee, 2021) yaptıkları çalışmada 17 açısal, 9 lineer olmak üzere toplam 26 sefalometrik ölçüm kullanmıştır. Bunun yanında bazı araştırmacıların da yapay zekâ tabanlı tam otomatik programların yaptığı sefalometrik ölçümler yerine, otomatik sefalometrik nokta işaretlemesinin doğruluğuyla alakalı çalışmalar yaptığı görülmektedir. Ristau ve ark. (Ristau ve ark., 2022) toplam 13 adet sefalometrik noktanın koordinatlarını, Moreno ve Gebeile-Chauty (Moreno ve Gebeile-Chauty, 2022) toplam 22 adet sefalometrik noktanın koordinatlarını kullanmış ve otomatik sefalometrik nokta işaretlemesinin doğruluğuyla ilgili çalışmalar yapmışlardır.

Çalışmamızda yarı otomatik sefalometrik analiz programı Dolphin üç farklı yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programı olan Webceph,

CephNinja ve OrthoDX ile karşılaştırılmıştır. Literatürdeki benzer çalışmalar incelendiğinde araştırmacıların çalışmalarında kullandığı programlara bakıldığında çok çeşitli kombinasyonlar olduğu görülmektedir.

Yassir ve ark. (Yassir ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada yarı otomatik sefalometrik analiz programı olan Autocad ile WebCeph yarı otomatik sefalometrik analiz modunu ve Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modunu karşılaştırmıştır. Çalışmanın bulguları incelendiğinde, yarı otomatik sefalometrik analiz programı olan Autocad ile Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modu karşılaştırılmasında SNB, ANB, SN-MP, U1-MaxP, L1-MP, N-Me, U Lip-E line ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, SNA, U1-NPog, L1-NPog, L Lip-E line ölçümlerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmalardaki ortak ölçümlere bakıldığında, bizim çalışmamızda yarı otomatik sefalometrik analiz programı Dolphin ile Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modu karşılaştırılmasında SNB, ANB, U Lip-E line ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken, SNA ve L Lip-E line ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sonuçlar çalışmamızın bulguları ile uyumludur.

Kılınç ve ark. (Kılınç ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada konvansiyonel el ile çizim yöntemi, CephNinja yarı otomatik sefalometrik analiz modu ve Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modunu karşılaştırmıştır. Çalışmanın bulguları incelendiğinde, CephNinja yarı otomatik sefalometrik analiz modu ve Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modu karşılaştırılmasında, SNA, SNB, SN-MP, U1 –SN, L1-NB, U-E-Line ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken, ANB, FMA, U1–NA, L1–MP, L-E-Line ölçümlerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmalardaki ortak ölçümlere bakıldığında, bizim çalışmamızda yarı otomatik sefalometrik analiz programı Dolphin ile Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modu karşılaştırılmasında SNB, ANB, U-E-Line ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, SNA, FMA, L-E-Line, ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bulgularımız SNB, FMA, U-E-Line, L-E-Line ölçümlerinde benzerlik gösterirken, SNA, ANB ölçümlerinde farklılık

göstermektedir. Bunun nedeni karşılaştırmada kullanılan yarı otomatik sefalometrik analiz programlarının (ilgili çalışmada CephNinja, bizim çalışmamızda Dolphin) farklı olması olabilir.

Sommer ve ark. (Sommer ve ark., 2009) yaptıkları çalışmada konvansiyonel el ile çizim yöntemi, Orthometric yarı otomatik sefalometrik analiz modu ve Orthometric yapay zeka tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modunu karşılaştırmıştır. Çalışmanın bulguları incelendiğinde, Orthometric yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modu ile çalışmanın zemin gerçeği olan konvansiyonel el ile çizim yöntemi karşılaştırmasında, yapay zekâ grubunun ölçtükleri tüm açılarda kabul edilebilir hata sınırlarını ($\pm 2^\circ/\text{mm}$) aştığını bulmuşlardır. En yüksek fark buldukları ölçüm interinsizal açı olmuş ve ortalama mutlak fark 15 derece olarak rapor edilmiştir. Tüm sapmaların ortalaması ise tam otomatik yöntem için 8 derece olarak bulunmuş ve bunun kabul sınırlarının dışında olduğunu belirtmişlerdir. T-test sonuçlarına bakıldığında, yapay zekâ tabanlı tam otomatik yöntem ve yarı otomatik yöntem karşılaştırmasında H açısı ve nasolabial açı hariç bütün ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da benzer olarak üç yapay zekâ grubunda da interinsizal açı ölçümünde hata yüzdelerinin yüksek olduğu görülmektedir. Sommer ve ark. (Sommer ve ark., 2009) yaptıkları çalışmanın sonucunda yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz yönteminin güvenilir olmadığını, hatasız ölçümler yapılması için operatör müdahalesinin gerektiğini buna karşın konvansiyonel el ile çizim yöntemiyle yarı otomatik yöntemin birbirine yakın sonuçlar verdiğini ve yarı otomatik yöntemin gerekli koşullar sağlandığında konvansiyonel el ile çizim yöntemi yerine kullanılabileceğini rapor etmişlerdir.

Shin ve Kim (Shin ve Kim, 2022) yaptıkları benzer bir çalışmada yarı otomatik sefalometrik analiz programı olan V-Ceph ile Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programını karşılaştırmıştır. Çalışmanın bulguları incelendiğinde, yarı otomatik sefalometrik analiz programı olan V-Ceph ile Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programı karşılaştırmasında, karma dentisyon grubunda APDI, SNA, SNB, Mandibular düzlem açısı, LAFH (mm), fasiyal-oran (PFH/AFH), U1-SN, U1-A-Pg (mm) ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken, fasiyal açı, konveksite açısı, FMA, ODI, ANB, Wits, SN-

OP, U1-Na ($^{\circ}$), U1-Na (mm), interinsizal açı, IMPA, L1-NB ($^{\circ}$), L1-NB (mm), L1-A-Pg (mm) ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmamışlardır. Çalışmalardaki ortak ölçümlere bakıldığında, bizim çalışmamızda yarı otomatik sefalometrik analiz programı Dolphin ile Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modu karşılaştırmasında SNB, ANB ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken, SNA, U1-NA ($^{\circ}$), interinsizal açı, IMPA, FMA ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmalardaki bulgular SNB, U1-NA ($^{\circ}$), interinsizal açı, IMPA, FMA ölçümlerinde benzerlik gösterirken, SNA, ANB ölçümlerinde farklılık göstermektedir.

Shin ve Kim (Shin ve Kim, 2022) daimi dentisyon grubunda ODI, Wits, fasiyal-oran (PFH/AFH), U1-A-Pg (mm) ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulurken, fasiyal açı, konveksite açısı, FMA, ANB, SN-OP, U1-NA ($^{\circ}$), U1-NA (mm), interinsizal açı, IMPA, L1-NB ($^{\circ}$), L1-NB (mm), L1-A-Pg (mm), APDI, SNA, SNB, mandibular düzlem açısı, LAFH (mm), U1-SN ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulmamıştır. Çalışmalardaki ortak ölçümlere bakıldığında, bizim çalışmamızda yarı otomatik sefalometrik analiz programı Dolphin ile Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modu karşılaştırılmasında SNB, ANB ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken, SNA, U1-NA ($^{\circ}$), interinsizal açı, IMPA, FMA ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmalardaki sonuçlar SNA, U1-NA ($^{\circ}$), interinsizal açı, IMPA, FMA ölçümlerinde benzerlik gösterirken, SNB, ANB ölçümlerinde farklılık göstermektedir. Her iki çalışma grubundaki sonuçların farklılıklarının nedeni karşılaştırmada kullanılan yarı otomatik sefalometrik analiz programlarının (ilgili çalışmada V-Ceph, bizim çalışmamızda Dolphin) farklı olması olabilir.

Mahto ve ark. (Mahto ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada konvansiyonel el ile çizim yöntemi ile WebCeph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programını karşılaştırmıştır. Çalışmanın bulguları incelendiğinde, konvansiyonel el ile çizim yöntemi ile WebCeph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programı karşılaştırmasında tüm ölçümler yüksek korelasyon göstermiş ve kabul değeri olan 0.75'in üzerinde seyretmiştir. Mahto ve ark. (Mahto ve ark., 2022) istatistiksel yöntem olarak sadece korelasyon hesabı kullanmışlar ve çalışmanın

sonucunda konvansiyonel el ile çizim yöntemi ile WebCeph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programı arasında iyi bir uyum olduğunu rapor etmişlerdir.

Meriç ve Naoumova (Meriç ve Naoumova, 2020) yaptıkları çalışmada konvansiyonel el ile çizim yöntemini, Dolphin yarı otomatik sefalometrik analiz programını, Cephinja yarı otomatik sefalometrik analiz modunu ve CephX yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programını karşılaştırmıştır. Çalışma bulguları incelendiğinde, çalışmadaki diğer yöntemlere kıyasla CephX yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz grubunda daha fazla istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu bildirmişlerdir. GoGn-SN (°), I-NA (°), I-NB (°), I-NA(mm) ve I-NB (mm) ölçümlerindeki farklılıklar CephX grubunda hem istatistiksel olarak hem de klinik olarak anlamlı bulunmuştur. En kısa analiz süresi CephX grubunda ölçülmüştür. Çalışmanın sonucunda bizim çalışmamızla benzer olarak, yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analizin daha güvenilir hale getirilmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Buna karşın çalışmalarındaki yarı otomatik sefalometrik analiz gruplarıyla çalışmanın zemin gerçeği olarak alınan konvansiyonel el ile çizim yöntemini karşılaştırdıklarında sonuçların kıyaslanabilir olduğunu ve yarı otomatik yöntemin klinik uygulama için ümit verici olduğunu da rapor etmişlerdir.

Hemeda ve ark. (Hemeda ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada konvansiyonel el ile çizim yöntemi ile Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programı ve Romexis yarı otomatik sefalometrik analiz programını karşılaştırmıştır. Çalışma bulguları incelendiğinde, konvansiyonel el ile çizim yöntemi ile Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programı karşılaştırmasında SNA (°), ANB (°), gonial (°), üst Gonial (°), alt Gonial (°), saddle (°), wits (mm), U1-SN (°), U1-FH (°), U1-NA (°), U1-NA (mm), U1-A (mm), FMA (°), IMPA (°) ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, SNB (°), Articular (°), Y aksı (°), interinsizal (°), L1-NB (°), L1-NB (mm), L1-APog (mm), FMIA (°) ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Çalışmalardaki ortak ölçümlere bakıldığında, bizim çalışmamızda yarı otomatik sefalometrik analiz programı Dolphin ile Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modu karşılaştırmasında SNB, ANB ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark

bulunurken, SNA, FMA, interinsizal açı, U1-NA, IMPA ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmalardaki sonuçlar ANB, interinsizal açı ölçümlerinde benzerlik gösterirken, SNA, SNB, U1-NA, FMA, IMPA ölçümlerinde farklılık göstermektedir. Bunun nedeni çalışmalardaki zemin gerçeği olarak alınan sefalometrik analiz yöntemlerinin (ilgili çalışmada konvansiyonel el ile çizim yöntemi, bizim çalışmamızda yarı otomatik sefalometrik analiz programı Dolphin) farklı olması olabilir.

Alqahtani (Alqahtani, 2020) yaptığı çalışmada yarı otomatik sefalometrik analiz programı olan FACAD ile yapay zeka tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programı olan CephX'i karşılaştırmıştır. Çalışmanın bulguları incelendiğinde, yarı otomatik sefalometrik analiz programı olan FACAD ile yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programı olan CephX karşılaştırmasında, SNA, FMA ve Pog-NB ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, diğer tüm ölçümlerde fark olmadığını ve CephX ile yapılan bütün ölçümlerin klinik olarak kabul edilebilir hata sınırları ($\pm 2^\circ/\text{mm}$) içerisinde olduğunu bildirmiştir. Çalışmanın sonucunda hem FACAD hem de CephX 'in yüksek oranda tekrarlanabilir olduğu ve CephX'in klinik olarak kullanılabilecek pratik ve verimli bir program olduğunu söylemiştir.

Çoban ve ark. (Çoban ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz programı Dolphin ile WebCeph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programını karşılaştırmıştır. Çalışmanın bulguları incelendiğinde, bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz programı Dolphin ile WebCeph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programı karşılaştırmasında SNA ($^\circ$), ANB ($^\circ$), NA (mm), Y-axis($^\circ$), SN-GoGn ($^\circ$), SN-PP ($^\circ$), ANS-Me(mm), CoA (mm), CoGn (mm), U1-PP ($^\circ$), U1-NA (mm), U1-NA ($^\circ$), IMPA ($^\circ$), L1-NB (mm), L1-NB ($^\circ$), NLA ($^\circ$), ULE (mm) ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken, SNB ($^\circ$), NPog (mm), U1-SN ($^\circ$), L1-APog(mm), I/I ($^\circ$), LLE (mm) ölçümlerinde anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmalardaki ortak ölçümlere bakıldığında, bizim çalışmamızda yarı otomatik sefalometrik analiz programı Dolphin ile Webceph yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz modu karşılaştırılmasında SNB ($^\circ$), ANB ($^\circ$), ULE (mm) ölçümlerinde istatistiksel

olarak anlamlı bir fark bulunurken, SNA (°), U1-NA (°), IMPA (°), LLE (mm) ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmalardaki sonuçlar ANB (°), ULE (mm), LLE (mm) ölçümlerinde benzerlik gösterirken, SNA(°), SNB (°), U1-NA (°), IMPA (°) ölçümlerinde farklılık göstermektedir.

Anuwongnukroh ve ark. (Anuwongnukroh ve ark., 2018) yaptıkları çalışmada konvansiyonel el ile çizim yöntemi ile Carestream yapay zeka tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programını karşılaştırmışlar ve çalışmaya dahil edilen 17 ölçümün 13'ünde istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuşlardır. Bu farklılıkların, büyük olasılıkla yazılım tarafından hatalı sefalometrik nokta belirlenmesinin bir sonucu olduğunu bildirmişlerdir. Yapay zekâ tabanlı tam otomatik yazılımın bilateral yapılar, Po, alt ve üst kesici diş insizal kenarı, alt ve üst kesici diş kök ucu, molar dişlerin sınırları, burun ucu, alt dudak ucu ve yumuşak doku pogonion gibi yapıları tanımlarken hatalarla karşılaştığını ve tam otomatik yazılımın, manuel analiz kadar güvenilir olmadığını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamız ile paralel olarak özellikle alt ve üst kesici diş insizal kenarı, alt ve üst kesici diş kök ucu gibi noktaları içeren açıların ölçümlerinde hatalar olduğu bildirilmiştir. Anuwongnukroh ve ark. (Anuwongnukroh ve ark., 2018) çalışmalarının sonucunda tam otomatik yazılımın bir teşhis aracı olarak değil, yalnızca teşhisi desteklemek için kullanılmasını ve operatörün, sefalometrik analiz tamamlanmadan önce yazılım tarafından tespit edilen tüm sefalometrik noktaları kontrol etmesini tavsiye etmişlerdir.

Jeon ve Lee (Jeon ve Lee, 2021) yaptıkları çalışmada yarı otomatik sefalometrik analiz programı olan V-Ceph ile, yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programı olan CephX'i karşılaştırmışlardır. Çalışmanın bulguları incelendiğinde, yarı otomatik sefalometrik analiz programı olan V-Ceph ile yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programı olan CephX karşılaştırmasında saddle açısı, U1-NA, L1-NB ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulduklarını ve Bland-Altman grafiklerinde bütün ölçümlerin alt-üst kabul değerleri içerisinde dağıldığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da Bland-Altman bulguları Jeon ve Lee (Jeon ve Lee, 2021) çalışmasındaki bulgulara benzer seyretmiştir. Jeon ve Lee Bland-Altman grafiklerindeki uyum limitlerini değerlendirdiklerinde bizim çalışmamız ile benzer olarak limitlerin dişsel ölçümlerde iskeletsel ölçümlere kıyasla

daha geniş olduğunu görmüş ve yapay zekâ tabanlı programın dişsel yapıları daha zor tespit ettiği yorumunu yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programlarının klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar sunabileceğini rapor etmişlerdir ve yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programlarının teşhis performansını arttırmak için diş yapılarıyla ilgili dental ölçümlerin dikkatli değerlendirilmesini ve gerekirse sefalometrik noktaların operatör tarafından düzeltilmesini tavsiye etmişlerdir.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda sefalometrik analizlerde kullanılan bilgisayar destekli yarı otomatik yöntem ile yapay zekâ tabanlı tam otomatik yöntem karşılaştırılmış ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

- Bilgisayar destekli yarı otomatik sefalometrik analiz programı olan Dolphin ile üç ayrı yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programının karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur.
- Bland-Altman grafikleri incelendiğinde ölçümler üç yapay zekâ tabanlı program için de genel olarak uyum limitleri arasında seyretmiştir.
- Bland-Altman grafiklerindeki uyum limitlerinin genişlikleri göz önünde bulundurulduğunda yapay zekâ tabanlı programların genel olarak nasolabial açı ve dişsel ölçümlerde daha düşük doğrulukla çalıştığı sonucuna varılmıştır.
- Çubuk grafikleri incelendiğinde üç farklı yapay zekâ tabanlı programın da benzer olarak U1-NA, IMPA, interinsizal açı ve nasolabial açı ölçümlerinde hata yüzdelerinin yüksek olduğu görülmektedir.
- Otomatik sefalometrik nokta işaretlemesinin üst-alt kesici diş insizal kenar, üst-alt kesici diş kök ucu gibi ayırt edilmesi görece zor olan noktaları tespit etmede başarısız olduğu ve tüm bulgular değerlendirildiğinde yapay zekâ tabanlı programların en doğru sonuçları vermesinin ancak operatör müdahalesiyle gerçekleşebileceği sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızın sonuçları, yapay zekâ tabanlı tam otomatik sefalometrik analiz programlarının yüksek tekrarlanabilirliğe ve yarı otomatik yönteme göre çok daha hızlı sonuç verebilme kapasitelerine sahip olmalarına karşın tam otomatik yöntem ile operatörden tam bağımsız ve tamamen hatasız sonuçlar elde edilmesinin ancak yapay zekâ algoritmaların geliştirilmesiyle mümkün olabileceğini göstermektedir.

7. KAYNAKLAR

- Ackerman, J. L., Nguyen, T. ve Proffit, W. R. (2011). The decision-making process in orthodontics. Graber LW, Vanarasdall RL, Vig KWL (ed). *Current principles and techniques*. (5. baskı). The decision-making process in orthodontics içinde. (s. 3-58). St. Louis: Mosby.
- Allen, W. I. (1963). Historical aspects of roentgenographic cephalometry. *American Journal of Orthodontics*, 49, 451-459.
- Alqahtani, H. (2020). Evaluation of an online website-based platform for cephalometric analysis. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 121(1), 53-57.
- Anuwongnukroh, N., Dechkunakorn, S., Damrongsri, S., Nilwarat, C., Pudpong, N., Radomsutthisarn, W. ve Kangern, S. (2018). Assessment of the reliability of automatic cephalometric analysis software. *International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research*, 7(1).
- Asilkan, Ö. ve Irmak, A. G. S. (2009). İkinci el otomobillerin gelecekteki fiyatlarının yapay sinir ağları ile tahmin edilmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Dergisi*, 14(2), 375-391.
- Athanasiou, A. (1995a). Athanasiou AE (Ed). *Orthodontic Cephalometry*. Chapter 1, (s. 9-21). London: Mosby-Wolfe.
- Athanasiou, A. (1995b). Athanasiou AE (Ed). *Orthodontic Cephalometry*. Chapter 4, (s. 111). London: Mosby-Wolfe.
- Athanasiou, A. (1995c). Athanasiou AE (Ed). *Orthodontic Cephalometry*. Chapter 12, (s. 231-239). London: Mosby-Wolfe.
- Aydil, B. (2017). *Farklı iskeletsel maloklüzyonlara sahip bireylerde bilgisayar programları ile yapılan sefalometrik analizlerin doğruluğunun ve tekrarlanabilirliğinin değerlendirilmesi*, [Uzmanlık Tezi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilimdalı], (s. 5). https://acikbilim.yok.gov.tr/bitstream/handle/20.500.12812/140208/yokAcikBilim_10146552.pdf?sequence=-1&isAllowed=y
- Aydın, İ. H. ve Değirmenci, C. H. (2018). *Yapay zekâ*. (s. 1-15). Girdap Kitap.
- Ayşe, A. ve Berberler, M. E. (2017). Yapay sinir ağları ile tahmin ve sınıflandırma problemlerinin çözümü için arayüz tasarımı. *Acta Infologica*, 1(2), 55-73.
- Barrett, M., Brown, T. ve McNulty, E. C. (1968). A computer-based system of dental and cranio-facial measurement and analysis. *Australian Dental Journal*, 13(3), 207-212.
- Baumrind, S. ve Frantz, R. C. (1971). The reliability of head film measurements: 1. Landmark identification. *American Journal of Orthodontics*, 60(2), 111-127.
- Baumrind, S. ve Miller, D. M. (1980). Computer-aided head film analysis: the University of California San Francisco method. *American Journal of Orthodontics*, 78(1), 41-65.
- Bishara, S. E. (2001). *Textbook of orthodontics*. (s. 113-125). WB Saunders company. United States of America.
- Björk, A. (1968). The use of metallic implants in the study of facial growth in children: method and application. *American Journal of Physical Anthropology*, 29(2), 243-254.
- Brennan, J. (2002). An introduction to digital radiography in dentistry. *Br J Orthod*. 29: 66 – 69

- Broadbent, B. H. (1981). A new X- ray Technique and its application to orthodontia: The Introduction of Cephalometric Radiography. *Angle Orthodontist*, 51, 147-153.
- Burke, L. I. ve Ignizio, J. P. (1992). Neural networks and operations research: an overview. *Computers & operations research*, 19(3-4), 179-189.
- Carlos Quintero, J., Trosien, A., Hatcher, D. ve Kapila, S. (1999). Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod*, 69(6), 491-506.
- Carrea, G. (1924). Les radiofacies a profile delinee en orthodontometrie. *Semaine Dent*, 6, 416-419.
- Cavdar, K., Ciger, S. ve Oz, Z. (2011). Comparison of conventional and computerized cephalometric methods. *Clin Dent Res*, 35(1), 33-40.
- Celik, E., Polat-Ozsoy, O. ve Toygar Memikoglu, T. U. (2009). Comparison of cephalometric measurements with digital versus conventional cephalometric analysis. *Eur J Orthod*, 31(3), 241-246. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjn105>
- Chen, Y. J., Chen, S. K., Yao, J. C. ve Chang, H. F. (2004). The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry. *Angle Orthod*, 74(2), 155-161.
- Childs, M. (2011). *John McCarthy: Computer scientist known as the father of AI*. Eriřim adresi : <https://www.independent.co.uk/news/obituaries/john-mccarthy-computer-scientist-known-as-the-father-of-ai-6255307> (Eriřim Tarihi 05.04.2022).
- Cohen, A. M. (1984). Uncertainty in cephalometrics. *Br J Orthod*, 11(1), 44-48. <https://doi.org/10.1179/bjo.11.1.44>
- Çelenk, D. E. M. C. (2005). Dünyada ve Türkiye'de Diş Hekimliği Radyolojisinin Gelişimi. *Turkiye Klinikleri Journal of Medical Ethics-Law and History*, 13, 48-54.
- Çoban, G., Öztürk, T., Hashimli, N. ve Yaęci, A. (2022). Comparison between cephalometric measurements using digital manual and web-based artificial intelligence cephalometric tracing software. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 27.
- Downs, W. B. (1948). Variations in facial relationships: their significance in treatment and prognosis. *American Journal of Orthodontics*, 34(10), 812-840.
- Engel, M. B., Bronstein, I., Brodie, A. G. ve Wespke, P. (1941). IX. A Roentgenographic Cephalometric Appraisal of Untreated and Treated Hypothyroidism. *American Journal of Diseases of Children*, 61(6), 1193-1214.
- Forsyth, D., Shaw, W., Richmond, S. ve Roberts, C. (1996). Digital imaging of cephalometric radiographs, Part 2: Image quality. *Angle Orthod*, 66(1), 43-50.
- Forsyth, D. B., Shaw, W. C. ve Richmond, S. (1996). Digital imaging of cephalometric radiography, Part 1: advantages and limitations of digital imaging. *Angle Orthod*, 66(1), 37-42.
- Franklin, J. B. (1952). Certain factors of aberration to be considered in clinical roentgenographic cephalometry. *American Journal of Orthodontics*, 38(5), 351-368.
- Goaz, P. (1987). *Oral Radiology Principles and Interpretation*. (2. baskı). (s. 587-608). 5The CV, MOSby Co.

- Gravely, J. ve Benzie, P. M. (1974). The clinical significance of tracing error in cephalometry. *Br J Orthod*, 1(3), 95-101.
- Gregston, M. D., Kula, T., Hardman, P., Glaros, A. ve Kula, K. (2004). A comparison of conventional and digital radiographic methods and cephalometric analysis software: I. hard tissue. *Seminars in Orthodontics*, 10(3), 204-211.
- Hatton, M. ve Grainger, R. (1958). Reliability of measurements from cephalograms at the Burlington Orthodontic Research Centre. *Journal of dental research*, 37(5), 853-859.
- Hemeda, M. G., Refai, W. M., Elshal, M. G., Mohammed, M. A. ve Abdelhameed, A. N. (2022). Effect of Artificial Intelligence versus guided Landmarks identification on the accuracy of the Lateral Cephalometric Analysis. *Egyptian Orthodontic Journal*, 61(6), 46-59.
- Hofrath, H. (1931). Die bedeutung der röntgenfern-und abstandsaufnahme für die diagnostik der kieferanomalien. *Fortschritte der Orthodontik in Theorie und Praxis*, 1(2), 232-258.
- Houston, W. (1983). The analysis of errors in orthodontic measurements. *American Journal of Orthodontics*, 83(5), 382-390.
- Houston, W., Maher, R., McElroy, D. ve Sherriff, M. (1986). Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *The European Journal of Orthodontics*, 8(3), 149-151.
- İşcan, H. (1991). *Ortodontik muayene ve ortodontik tedaviler*. (s. 9-167). Ankara: GÜ Diş Hek. Vakfı GÜİV yayınları.
- İşman, O. ve Arun, T. (2010). *İki Farklı Sefalometrik Çizim Tekniğinin Sert ve Yumuşak Doku Analiz Sonuçlarının Karşılaştırılması [Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilimdalı]*, s. (22-23) https://acikbilim.yok.gov.tr/bitstream/handle/20.500.12812/340449/yokAcikBilim_361635.pdf?sequence=-1&isAllowed=y
- Jacobson, A. ve Jacobson, R. L. (2006a). *Radiographic cephalometry : from basics to 3-D imaging*, Chapter7, (s. 71-79). Chicago. Quintessence Pub.
- Jacobson, A. ve Jacobson, R. L. (2006b). *Radiographic cephalometry : from basics to 3-D imaging*, Chapter10, (s.113-125). Chicago. Quintessence Pub.
- Jacobson, A. ve Jacobson, R. L. (2006c). *Radiographic cephalometry : from basics to 3-D imaging*. Chapter8. (s.79-99). Chicago. Quintessence Pub.
- Jeon, S. ve Lee, K. C. (2021). Comparison of cephalometric measurements between conventional and automatic cephalometric analysis using convolutional neural network. *Progress in Orthodontics*, 22(1), 1-8.
- Kılınç, D. D., Kırçelli, B. H., Sadry, S. ve Karaman, A. (2022). Evaluation and comparison of smartphone application tracing, web based artificial intelligence tracing and conventional hand tracing methods. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 123(6), e906-e915.
- Konchak, P. ve Koehler, J. (1985). A Pascal computer program for digitizing lateral cephalometric radiographs. *American Journal of Orthodontics*, 87(3), 197-200.
- Kracher, C. M. (2000). C. Edmund Kells (1856-1928). *J Hist Dent*, 48(2), 65-69.
- Liu, J. K., Chen, Y. T. ve Cheng, K. S. (2000). Accuracy of computerized automatic identification of cephalometric landmarks. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 118(5), 535-540. <https://doi.org/10.1067/mod.2000.110168>
- Livas, C., Delli, K., Spijkervet, F. K. L., Vissink, A. ve Dijkstra, P. U. (2019). Concurrent validity and reliability of cephalometric analysis using smartphone

- apps and computer software. *Angle Orthod*, 89(6), 889-896. <https://doi.org/10.2319/021919-124.1>
- Mahto, R. K., Kafle, D., Giri, A., Luintel, S. ve Karki, A. (2022). Evaluation of fully automated cephalometric measurements obtained from web-based artificial intelligence driven platform. *BMC Oral Health*, 22(1), 1-8.
- Margolis, H. I. (1947). A basic facial pattern and its application in clinical orthodontics. I. The maxillofacial triangle. *American journal of orthodontics and oral surgery*, 33(10), 631-641.
- McIntyre, G. T. ve Mossey, P. A. (2003). Size and shape measurement in contemporary cephalometrics. *The European Journal of Orthodontics*, 25(3), 231-242.
- McNamara Jr, J. A. (1993). Soft tissue evaluation of individuals with an ideal occlusion and a well-balanced face. *Esthetics and the treatment of facial form*, 115-146.
- Meriç, P. ve Naumova, J. (2020). Web-based fully automated cephalometric analysis: comparisons between app-aided, computerized, and manual tracings. *Turkish journal of orthodontics*, 33(3), 142.
- Midtgard, J., Björk, G. ve Linder-Aronson, S. (1974). Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. *Angle Orthod*, 44(1), 56-61.
- Moreno, M. ve Gebeile-Chauty, S. (2022). Étude comparative de deux logiciels de détection de points de repère céphalométriques par intelligence artificielle. *Orthodontie Française*, 93(1).
- Mosleh, M. A. A., Baba, M. S., Malek, S. ve Almaktari, R. A. (2016). Ceph-X: development and evaluation of 2D cephalometric system. *BMC Bioinformatics*, 17(19), 499. <https://doi.org/10.1186/s12859-016-1370-5>
- Naumova, J. ve Lindman, R. (2009). A comparison of manual traced images and corresponding scanned radiographs digitally traced. *Eur J Orthod*, 31(3), 247-253. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjn110>
- Näslund, E., Kruger, M., Petersson, A. ve Hansen, K. (1998). Analysis of low-dose digital lateral cephalometric radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*, 27(3), 136-139.
- Öztemel, E. (2003). *Yapay sinir ağları*. (s. 15-59). PapatyaYayincilik. İstanbul.
- Öztürk, K. ve Şahin, M. E. (2018). Yapay sinir ağları ve yapay zekâ'ya genel bir bakış. *Takvim-i Vekayi*, 6(2), 25-36.
- Phatak, S. ve Daokar, S. (2019). Orthodontic apps: A stairway to the future [Review Article]. *International Journal of Orthodontic Rehabilitation*, 10(2), 75-81. https://doi.org/10.4103/ijor.ijor_10_19
- Phulari, B. (2013). *An atlas on cephalometric landmarks*. Chapter1. (s. 3-7). JP Medical Ltd.
- Polat-Ozsoy, O., Gokcelik, A. ve Toygar Memikoglu, T. U. (2009). Differences in cephalometric measurements: a comparison of digital versus hand-tracing methods. *The European Journal of Orthodontics*, 31(3), 254-259.
- Prawat, J. S., Nieberg, L., Cisneros, G. J. ve Acs, G. (1995). A comparison between radiographic and sonically produced cephalometric values. *Angle Orthod*, 65(4), 271-276.
- Proffit, W. R., Fields, H. W. ve Sarver, D. M. (2013). *Contemporary Orthodontics*. (s. 3). Elsevier/Mosby.

- Proskauer, C. ve Witt, F. H. (1962). *Bildgeschichte der Zahnheilkunde: Zeugnisse aus 5 Jahrtausenden*. (s. 216). DuMont Schauberg.
- Quintero, J. C., Trosien, A., Hatcher, D. ve Kapila, S. (1999). Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod*, 69(6), 491-506.
- Raper, H. R. (1953). Notes on the early history of radiodontia: With special attention to its relation to the Indiana university school of dentistry. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 6(1), 70-81.
- Raper, H. R. (1953). Notes on the early history of radiodontia; with special attention to its relation to the Indiana University School of Dentistry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 6(1), 70-81. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(53\)90144-3](https://doi.org/10.1016/0030-4220(53)90144-3)
- Ricketts, R. M. (1960). A foundation for cephalometric communication. *American Journal of Orthodontics*, 46(5), 330-357. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0002-9416\(60\)90047-6](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0002-9416(60)90047-6)
- Ricketts, R. M. (1979). *Bioprogressive Therapy*. (s. 55-69). USA Rocky Mountain.
- Ricketts, R. M. (1981). Perspectives in the clinical application of cephalometrics: the first fifty years. *Angle Orthod*, 51(2), 115-150.
- Ristau, B., Coreil, M., Chapple, A., Armbruster, P. ve Ballard, R. (2022). Comparison of AudaxCeph®'s fully automated cephalometric tracing technology to a semi-automated approach by human examiners. *International Orthodontics*, 20(4), 100691.
- Rudolph, D., Sinclair, P. ve Coggins, J. (1998). Automatic computerized radiographic identification of cephalometric landmarks. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113(2), 173-179.
- Sanderink, G. ve Miles, D. A. (2000). Intraoral detectors. CCD, CMOS, TFT, and other devices. *Dental Clinics of North America*, 44(2), 249-255, v.
- Sandler, P. J. (1988). Reproducibility of cephalometric measurements. *Br J Orthod*, 15(2), 105-110. <https://doi.org/10.1179/bjo.15.2.105>
- Santoro, M., Jarjoura, K. ve Cangialosi, T. J. (2006). Accuracy of digital and analogue cephalometric measurements assessed with the sandwich technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129(3), 345-351. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.12.010>
- Sarı, Z., Başçiftçi, A., Uysal, T. ve Malkoç, S. (2002). Üç farklı sefalometrik film çizim yönteminde araştırmacılar ve tekniklerin karşılaştırılması. *Türk Ortod Derg*, 15(2), 99-107. <https://doi.org/10.13076/1300-3550-15-2-99>
- Sassouni, V. (1958). Diagnosis and treatment planning via roentgenographic cephalometry. *American Journal of Orthodontics*, 44(6), 433-463.
- Schwartz, R. (1927). Cephalometric method and Orthodontics. *J Am Dent Ass*, 14, 22-35.
- Shettigar, P., Shetty, S., Naik, R., Basavaraddi, S. ve Patil, A. (2019). A Comparative Evaluation of Reliability of an Android-based App and Computerized Cephalometric Tracing Program for Orthodontic Cephalometric Analysis. *Biomedical and Pharmacology Journal*, 11, 341-346. <https://doi.org/10.13005/bpj/1645>
- Shin, S. ve Kim, D. (2022). Comparative Validation of the Mixed and Permanent Dentition at Web-Based Artificial Intelligence Cephalometric Analysis. *Jorunal of the Korean Academy of Pediatric Dentistry*, 49(1), 85-94.

- Sommer, T., Ciesielski, R., Erbersdobler, J., Orthuber, W. ve Fischer-Brandies, H. (2009). Precision of cephalometric analysis via fully and semiautomatic evaluation of digital lateral cephalographs. *Dentomaxillofacial Radiology*, 38(6), 401-406.
- Steiner, C. C. (1953). Cephalometrics for you and me. *American Journal of Orthodontics*, 39(10), 729-755.
- Tsang, K. H. ve Cooke, M. S. (1999). Comparison of cephalometric analysis using a non-radiographic sonic digitizer (DigiGraph™ Workstation) with conventional radiography. *The European Journal of Orthodontics*, 21(1), 1-13.
- Tweed, C. H. (1946). The Frankfort-mandibular plane angle in orthodontic diagnosis, classification, treatment planning, and prognosis. *American journal of orthodontics and oral surgery*, 32(4), 175-230.
- Tweed, C. H. (1966). *Clinical orthodontics*. Part1, (s. 2-82). CV Mosby. St. Louise, USA.
- Tweed, C. H. (1969). The diagnostic facial triangle in the control of treatment objectives. *American Journal of Orthodontics*, 55(6), 651-667.
- Uzel, I. ve Enacar, A. (2000a). *Ortodontide Sefalometri*. (2.baskı). 1.bölüm. (s. 3-17). Çukurova Üniversitesi Basımevi.
- Uzel, I. ve Enacar, A. (2000b). *Ortodontide Sefalometri*. (2.baskı). 3.bölüm. (s. 99-200). Çukurova Üniversitesi Basımevi.
- Ülgen, M. (2000). *Ortodonti Anomaliler, sefalometri, etioloji, büyüme ve gelişim, tanı*. (s. 2-3). Yeditepe Üniversitesi Yayınları, İstanbul.
- Versteeg, C., Sanderink, G. ve Van Der Stelt, P. (1997). Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. *Journal of dentistry*, 25(3-4), 215-224.
- Whaites, E. ve Drage, N. (2013). *Essentials of dental radiography and radiology*, Part1, (s.3-15), Elsevier Health Sciences.
- Wylie, W. L. (1947). The assessment of anteroposterior dysplasia. *Angle Orthod*, 17(3), 97-109.
- Yassir, Y. A., Salman, A. R. ve Nabbat, S. A. (2022). The accuracy and reliability of WebCeph for cephalometric analysis. *Journal of Taibah University Medical Sciences*, 17(1), 57-66.
- Yavuz, S. ve Deveci, M. (2012). İstatiksel Normalizasyon Tekniklerinin Yapay Sinir Ağı Performansına Etkisi. *Erciyes Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Dergisi*(40), 167-187.
- Yeloğlu, Ö. ve Uğur, A. (2004). Modern Programlama Platformlarında Yapay Sinir Ağı Yazılımlarının Geliştirilmesi. *Bilgi Teknolojileri Kongresi III (Bilgitek 2004)*, Pamukkale Üniversitesi. Denizli, 1-8.
- Yılmaz, A. (2017). *Yapay Zeka*. (s. 1-69). KODLAB Yayınevi.