

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
GÖRÜNTÜLERİNDEN ELDE EDİLEN LATERAL
SEFALOMETRİK RADYOGRAFLAR ÜZERİNDEN DERİN
ÖĞRENME YÖNTEMİYLE GELİŞTİRİLMİŞ YAPAY ZEKA
ALGORİTMALARIYLA SERVİKAL VERTEBRA
MATURASYONUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ**

İrem BALCI İNCEBEYAZ

Ortodonti Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Mehmet UĞURLU

ESKİŞEHİR

2023

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDEN
ELDE EDİLEN LATERAL SEFALOMETRİK RADYOGRAFLAR
ÜZERİNDEN DERİN ÖĞRENME YÖNTEMİYLE GELİŞTİRİLMİŞ
YAPAY ZEKA ALGORİTMALARIYLA SERVİKAL VERTEBRA
MATURASYONUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ**

İrem BALCI İNCEBEYAZ

Tez Savunma Tarihi: 10.05.2023

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Mehmet UĞURLU (Eskişehir Osmangazi Üniversitesi)

Jüri Üyesi: Prof. Dr. İbrahim Erhan GELGÖR (Uşak Üniversitesi)

Jüri Üyesi: Doç. Dr. Hasan CAMCI (Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Batu Can YAMAN

Dekan

Uzmanlık Tezi

ESKİŞEHİR-2023

UZMANLIK TEZİ BEYANNAMESİ

Uzmanlık tezi olarak sunduğum “**KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDEN ELDE EDİLEN LATERAL SEFALOMETRİK RADYOGRAFLAR ÜZERİNDEN DERİN ÖĞRENME YÖNTEMİYLE GELİŞTİRİLMİŞ YAPAY ZEKA ALGORİTMALARIYLA SERVİKAL VERTEBRA MATURASYONUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ**” başlıklı araştırmayı danışmanım **Doç. Dr. Mehmet UĞURLU**’nun rehberlik ve sorumluluğunda tamamladığımı; çalışma protokolü ve hazırlık süresince bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun davrandığımı, verilerin tarafımdan toplandığını, örneklerin tarafımda hazırlandığını; deney, analiz ve görüntüleme işlemlerinin ilgili laboratuvar ve görüntüleme merkezinde tarafımda yapıldığını/yaptırıldığını, tez metnini hazırlarken kaynakçanın eksiksiz olarak gösterildiğini, tezin yazım kılavuzu kurallarına uygun olarak hazırlandığını ve belirtilen hususların aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim.

İrem BALCI İNCEBEYAZ

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	III
ÖZET	IV
ABSTRACT.....	V
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ.....	X
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Büyüme ve Gelişim	5
2.2. Büyüme-Gelişimin Belirlenmesi	6
2.2.1. Morfolojik Yöntemler	6
2.2.2. Histolojik Yöntemler	6
2.2.3. Radyolojik Yöntemler	7
2.3. Büyüme-Gelişim Tespitinde Güncel Yaklaşımlar	32
2.4.Yapay Zeka'ya Giriş	33
2.5. Makine Öğrenmesi.....	34
2.6.Yapay sinir ağları (artificial neural network-ANN)	34
2.6.1.Yapay sinir ağlarının özellikleri	38
2.6.2 Yapay sinir ağı modelleri.....	39
2.7. Derin öğrenme ve Derin Evrişimli Sinir Ağları.....	41
2.8 Evrişimli Sinir Ağı Katmanları.....	42
2.8.1 Giriş Katmanı.....	42
2.8.2 Evrişim Katmanı	43
2.8.3 Havuzlama Katmanı	43
2.8.4 Tam bağlı Katman	44
2.8.5 Sınıflandırma Katmanı.....	44
2.9 Evrişimsel Sinir Ağlarının Eğitilmesi.....	44
2.10. Aktivasyon Fonksiyonu	45
2.11. Transfer Öğrenme	45
2.11.1.Derin Öğrenme Kütüphaneleri.....	45

2.11.2.Derin Öğrenmede Görüntü Segmentasyonu	46
2.11.3.YOLO (You Only Look Once) ve YOLOv5 (You Only Look Once version 5).	46
2.12 Diş hekimliğinde yapay zeka ve kullanım alanları	47
2.12.1 Ortodonti Alanında Yapay Zeka.....	48
3. MATERYAL VE METOT.....	50
3.2. Sefalometrik Radyograf Veri Setinin Oluşturulması.....	50
3.3. Görüntü Değerlendirmesi ve etiketlenmesi	52
3.4 Yapay Zeka Modeli ve Eğitilmesi	56
3.5. Yapay Zekanın Performansının Değerlendirilmesi	66
3.6. Performans Değerlendirme Metrikleri.....	67
4. BULGULAR.....	70
5.TARTIŞMA.....	77
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	96
KAYNAKLAR	98
EKLER	119
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	119
EK-2. ETİK KURUL ONAYI	120

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinde çok şey öğrendiğim, tez çalışmamda her daim bana yol gösteren değerli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Mehmet UĞURLU' ya,

Ortodonti uzmanlığım boyunca eğitimime önemli katkılarda bulunan hocalarım Doç. Dr. İlhan Metin DAĞSUYU ve Doç. Dr. Rıdvan OKŞAYAN'a

Benim için her birinin ayrı ayrı çok değerli olduğu ve beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum arkadaşlarım Mehmet AYDIN, Simge SOYDAN, Melek KULAK, Hüseyin KARA, Jeyhun JAFARLI, Seda Saliha KAYRAK, Gizem Gözde ÖZŞAHİN, Batuhan KULELİ, Zeki ARSLAN, Bircan KABUKÇU, Rabia TÜRK, Kerimcan AKTAŞ, İbrahim Taylan ÇELİK' e

Anabilim dalı hemşirelerimiz sevgili Meral DEMİR, Gönül ŞEN, Şemsi ARI ve sekreterimiz Nergis ERCAN' a,

Anabilim dalı teknisyenlerimiz sevgili Mehmet Şirin AKÇAY ve Sevda AKÇAY'a,

Üzerimde sonsuz emek ve destekleri olan, her zaman sevgilerini hissettiğim canım ailem Döndü BALCI, Davut BALCI, Deniz ve Betül BALCI, sevgili yeğenlerim Ahmet Yusuf ve Elif Duru' ya, beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan, desteğini ve sevgisini bir an olsun esirgemeyen, hayatımın şans, yol arkadaşım, sırdaşım, biricik eşim Burak İNCEBEYAZ' a tüm kalbimle sevgi ve saygılarımı sunarım.

ÖZET

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinden Elde Edilen Lateral Sefalometrik Radyograflar Üzerinde Derin Öğrenme Yöntemiyle Geliştirilmiş Yapay Zeka Algoritmalarıyla Servikal Vertebra Maturasyonunun Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen lateral sefalometrik görüntüler üzerinde özel bir yapay zeka algoritması kullanılarak servikal vertebra maturasyonu değerlendirilmesinde hekimin başarısını arttırmaktır.

Materyal ve Metot: Çalışmamızın veri setini 1077 hastanın ortodontik tedavi öncesi alınan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen lateral sefalometrik radyograflar üzerinde özel bir yapay zeka algoritması kullanılarak poligonal çizim yöntemiyle vertebraların çizilmesi ve sınıflandırılması oluşturmaktadır. Görüntüler üzerinde etiketlemeler CranioCatch etiketleme yazılımı (CranioCatch, Eskişehir, Türkiye) kullanılarak yapılmıştır. Yapay zeka modelinin eğitimi, PyTorch uygulanan CNN tabanlı derin öğrenme yöntemi ile 400 Epoch kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Modelin öğrenme oranı 0.01 olarak belirlenmiştir.

Bulgular: Çalışmada eğitilen yapay zeka modelinde en yüksek F1 skoru 0.9984 ile servikal vertebraların tespitinde bulunmuştur. Sınıflar içerisindeki veri dengesizliği göz önüne alındığında vertebra maturasyonu ile büyüme gelişim sınıflaması F1 skorunun 0.6946 bulunması, ROC eğrisi ve AUC değerinin 1'e yakın oluşu yapay zeka algoritmaları ile bireyin büyüme-gelişim tespiti hususunda umut vadetmektedir. En düşük F1 değeri vertebraların kendi içlerindeki maturasyon sınıflamalarında gözlemlenmiştir.

Sonuç: Çalışmamız ilerleyen zamanlarda yapılacak olan derin öğrenme tabanlı KIBT raporlama sistemlerinin gelişimi açısından çok önemlidir. Bu sistemlerin klinik rutininde hekimlere zaman kazandırarak bir karar destek mekanizması rolü göreceği düşünülmektedir. Aynı zamanda büyüme-gelişimin değerlendirilmesinde gözlemciler arasındaki farklılıkların ve gözlemcilerin farklı zamanlarda yaptığı değerlendirmelerde oluşabilecek tutarsızlıkların en aza indirilmesinde oldukça faydalı olacağı tahmin edilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Büyüme-gelişimin değerlendirilmesi, Derin öğrenme, KIBT, Yapay zeka

ABSTRACT

Detection of Cervical Vertebrae Maturation with Artificial Intelligence Algorithms Improved by Deep Learning Method on Lateral Cephalometric Images Obtained from Cone-Beam Computed Tomography Images

Aim: The aim of this study is to increase the success of the physician in the evaluation of cervical vertebra maturation by using a special artificial intelligence algorithm on lateral cephalometric images obtained from cone beam computed tomography images.

Material and Method: The data set of our study consists of drawing and classifying vertebrae with polygonal drawing method using a special artificial intelligence algorithm on lateral cephalometric radiographs obtained from cone beam computed tomography images taken before orthodontic treatment of 1077 patients. Labeling on images was done using CranioCatch labeling software (CranioCatch, Eskişehir, Turkey). The training of the artificial intelligence model was carried out using 400 Epochs with the CNN-based deep learning method applied to PyTorch. The learning rate of the model was determined as 0.01.

Results: In the artificial intelligence model trained in the study, the highest F1 score of 0.9984 was found in the detection of cervical vertebrae. Considering the data imbalance within the classes, the fact that the vertebral maturation and the growth development classification F1 score is 0.6946, the ROC curve and the AUC value close to 1 are promising for the growth-development detection of the individual with artificial intelligence algorithms. The lowest F1 value was observed in the maturation classifications of the vertebrae themselves.

Conclusion: Our study is very important for the development of deep learning-based CBCT reporting systems to be made in the future. It is thought that these systems will play a role as a decision support mechanism by saving time for physicians in their clinical routine. At the same time, it is estimated that it will be very useful in minimizing the differences between observers in the evaluation of growth-development and the inconsistencies that may occur in the evaluations made by the observers at different times.

Keywords: Artificial Intelligence, CBCT, Cephalometric point detection, Deep learning

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°	Derece
%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
≥	Büyük Eşit
≤	Küçük Eşit
kVp	Kilovolt
mA	Miliamper
μSv	Mikrosievert
mm	Milimetre
sn	Saniye
2B	İki Boyutlu
3B	Üç Boyutlu
AI	Artificial Intelligence (Yapay Zeka)
ANN	Artificial Neural Networks (Yapay Sinir Ağları)
ANS	Anterior Nasal Spine
AgNOR	Gümüş - Nodeolar Organiser Region
Ark.	Arkadaşları
BT	Bilgisayarlı Tomografi
C1	1. Servikal Vertebra
C2	2. Servikal Vertebra
C3	3. Servikal Vertebra
C4	4. Servikal Vertebra
C5	5. Servikal Vertebra
C6	6. Servikal Vertebra
C7	7. Servikal Vertebra
CVMS	Servikal Vertebra Matürasyon Evresi
CNN	Convolutional Neural Networks (Evrişimli Sinir Ağları)
DCNN	Derin Evrişimli Sinir Ağları

DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine)
DL	Deep Learning (Derin Öğrenme)
FR	Özellik İyileştirme Ağı
GP	Greulich- Pyle atlası
ISBI	Uluslararası Biyomedikal Görüntüleme Sempozyumu
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
ML	Machine Learning (Makine Öğrenmesi)
MS COCO	Microsoft Common Objects in Context
PA	Postero-Anterior
TME	Temporomandibular Eklem
TW	Tanner-Whitehouse
USG	Ultrasonografi
YOLO	You-Only-Look-Once
YOLOv5	You-Only-Look-Once version 5

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sekil No

Sayfa No

Şekil 2.1. Fishman'ın el-bilek kemiklerinde anatomik bölgeleri kullanarak ve epifiz-diafiz ilişkisine bakarak 11 basamaklı iskeletsel maturasyon sistemi	12
Şekil 2.2. Hagg ve Taranger'ın Maturasyon Değerlendirmesi.....	12
Şekil 2.3. Björk' ün metoduna göre epifiz ile diafiz ilişkisi evreleri	14
Şekil 2.4. Mendes ve ark.'nın 5 aşamalı epifiz diafiz ilişkisi	16
Şekil 2.5.El ve el bileği kemikleri	18
Şekil 2.6. El bilek radyografisi. (Soldaki Şekil: PP2= (2. parmak proksimal falanks epifiz genişliği ile metafiz genişliği eşit, sağdaki şekil : Ru (Radius alt uç epifiz kapanmıştır)).....	18
Şekil 2.7. Şekilde açıklandığı gibi sefalostat cihazı, film çekimi için konumlandırılmış ve hazır bir hasta ile gösterilmektedir.....	19
Şekil 2.8. Lamparski yöntemine göre sınıflandırma.....	22
Şekil 2.9. Hassel Farman'a Göre C3 Vertebraındaki Değişim.	24
Şekil 2.10. Bacetti'ye göre servikal vertebra maturasyon sınıflandırması.....	25
Şekil 2.11. Bacetti'ye (2005) göre servikal vertebra maturasyon sınıflandırması.	27
Şekil 2.12. A) Servikal Vertebraaların Anatomik Görünümü B) Servikal Vertebraaların Radyografik Görünümü	30
Şekil 2.13. Aksis (2. Servikal vertebra).....	31
Şekil 2.14. Biyolojik sinir hücresi ve yapay sinir ağı.....	35
Şekil 2.15. Yapay sinir ağı modeli	36
Şekil 2.16. Yapay zeka ile alt tekniklerinin ilişkisini temsil eden Venn diyagramı.....	37
Şekil 2.17. Tek katmanlı algılayıcı modeli.....	40
Şekil 2.18. Çok katmanlı algılayıcı modeli.	40
Şekil 2.19. a) Makine öğrenmesi ve b) derin öğrenme.....	42
Şekil 2.20. Evrişim işlemi	43
Şekil 2.21. Havuzlama işlemi	44
Şekil 3.1. Romexis programı ile KIBT görüntüsünün dışa aktarımı	51
Şekil 3.2. Dolphin Imaging programı ile baş pozisyonunun ayarlanması.....	52
Şekil 3.3. Dolphin Imaging programı ile sefalometrik radyograf oluşturulması.....	52

Şekil 3.4. Poligonal tarzda etiketlenen 4.servikal vertebranın görüntüsü	53
Şekil 3.5. C2, C3, C4 servikal vertebraların gelişim evrelerinin poligonal tarzda etiketlenmesi	53
Şekil 3.6. Hassel Farman’a Göre C3 Vertebrasındaki Değişim.	55
Şekil 3.7. C2,C3,C4 servikal vertebraların gövde değişimlerine dayanarak büyüme gelişim sınıflandırılması(vertebralar çerçevelenerek etiketlenmiş).....	55
Şekil 3.8. YOLOv5x-seg modeli ile gerçekleştirilen vertebra segmentasyonu modelinin diyagramı	58
Şekil 3.9. Servikal vertebraların gerçek ve tahmini segmentasyon örnekleri	58
Şekil 3.10. YOLOv5x-seg modeli ile gerçekleştirilen vertebra segmentasyonu modelinin diyagramı	60
Şekil 3.11. Gerçek ve tahmini segmentasyon örnekleri	60
Şekil 3.12. YOLOv5x-seg modeli ile gerçekleştirilen vertebra segmentasyonu modelinin diyagramı	64
Şekil 3.13. Gerçek ve tahmini segmentasyon örnekleri	64
Şekil 3.14. YOLOv5x-seg modeli ile gerçekleştirilen vertebra segmentasyonu modelinin diyagramı	65
Şekil 3.15. Gerçek ve tahmini segmentasyon örnekleri	66
Şekil 4.1. Vertebraların tespiti için ROC eğrisi.....	71
Şekil 4.2. Vertebraların kendi içlerinde maturasyonlarına göre tespiti için ROC eğrisi	73
Şekil 4.3. Hassel-Farman metodu ile servikal 2,3 ve 4. Vertebra üzerinden büyüme-gelişim sınıflaması için ROC eğrisi	76

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Biyolojik sinir hücresi ve yapay sinir ağı terminolojisi	36
Tablo 3.1. Görüntü ve etiket sayılarının dağılımı	57
Tablo 3.2. Görüntü ve etiket sayılarının dağılımı	59
Tablo 3.3. Görüntü sayılarının dağılımı	61
Tablo 3.4. Evrelerin total veri sayıları	61
Tablo 3.5. Görüntü sayılarının dağılımı	62
Tablo 3.6. Evrelerin total veri sayıları	62
Tablo 3.7. Görüntü sayılarının dağılımı	63
Tablo 3.8. Evrelerin total veri sayıları	63
Tablo 3.9. Görüntü sayılarının dağılımı	65
Tablo 3.10. İki sınıflı Karışıklık Matrisi	67
Tablo 4.1. YOLOv5x-seg modeli için TP, FP ve FN değerleri	70
Tablo 4.2. YOLOv5x-seg modeli için Doğruluk, Duyarlılık, Kesinlik ve F1 Skoru değerleri	70
Tablo 4.3. YOLOv5x-seg modeli için IoU ve mAP değerleri	71
Tablo 4.4. YOLOv5x-seg modeli için TP, FP ve FN değerleri	72
Tablo 4.5. YOLOv5x-seg modeli için Doğruluk, Duyarlılık, Kesinlik ve F1 Skoru değerleri	72
Tablo 4.6. YOLOv5x-seg modeli için IoU ve mAP değerleri	73
Tablo 4.7. YOLOv5x-cls modeli için TP, FP ve FN değerleri	74
Tablo 4.8. YOLOv5x-cls modeli için Doğruluk, Duyarlılık, Kesinlik ve F1 Skoru değerleri	74
Tablo 4.9. YOLOv5x-seg modeli için TP, FP ve FN değerleri	75
Tablo 4.10. YOLOv5x-seg modeli için Doğruluk, Duyarlılık, Kesinlik ve F1 Skoru değerleri	75
Tablo 4.11. YOLOv5x-cls modeli için IoU ve mAP değerleri	76

1. GİRİŞ

Büyüme gelişim ve kemik yaşı tespiti antropoloji, adli tıp, pediatri, ortopedi endokrinoloji ve diş hekimliği gibi pek çok bilim dalında önemli bir yere sahiptir.¹ Büyüme ve gelişim antropoloji ve tarih biliminde de önemli yere sahiptir. Adli tıp uygulamaların önemli konularından biri kimliği bilinmeyen ve yaşı ile ilgili şüphe duyulan olgular hakkında ve yasal zeminde hukuki kararlar alma noktasında yaş tespitinin istenmesidir. Pediatride tanı yapılabilmesi için öncelikle gelişimle ilgili bir probleminin olup olmadığı tespit edilmelidir. İskeletsel maturasyonun değerlendirilmesinde ve endokrinolojide bazı endokrin hastalıkların tanısında, pediatrik ortopedide ise kemik yaşı belirlenerek uygun tedavi planlaması yapılabilmektedir.² Diş hekimliğinin her alanında maturasyon ve yaş tayini büyük önem arz etmektedir. Pedodontide apeksifikasyon, amputasyon, yer tutucu uygulanmasında; protezde implant uygulanması ya da sabit protetik tedaviler gibi durumlarda hastanın yaşı göz önüne alınarak gerekli tedaviler uygulanır.

Ortodonti; sıralı olmayan ark içerisinde dağınık biçimdeki dişlerin, düzgün bir şekilde sıralanmasını ifade etmektedir. Ancak daha sonra bu tanım genişletilmiş dişlerin komşularıyla ilişkisinin düzeltilmesi yanında karşıtlarıyla ilişkisi ayrıca çenelerin birbiriyle ve kafa kaidesiyle olan konumlarının düzeltilmesi de dahil edilmiş ve dentofasial ortopediden bahsedilmeye başlanmıştır.³ Kısacası günümüzde ortodonti; dişlerin, diş kavislerinin ve çenelerin birbirlerine ve kafa kaidesine göre uyumlu olmayanları belirleyip düzelten ya da uyumsuz ilişkilerin oluşmasını önleyen diş hekimliği dalıdır.⁴ Ortodonti, dentofasial sistemde meydana gelen anomalileri tedavi ederken, büyük ölçüde hastada var olan aktif büyüme potansiyelinden faydalanmayı amaçlamaktadır.⁵ İskeletsel ve dental sapmayla karakterize anormalilerin ortopedik ve

fonksiyonel tedavilerinde, büyümenin fazla olduğu dönemlerin tespit edilmesi tedavi prognozunu belirleyen en önemli faktördür. Ortodontik tedavide çekim yapıp yapılmayacağı, kamuflej tedavilerinin endikasyonları, ortognatik cerrahinin ne zaman yapılacağı, tedavi bitiminde pekiştirme seçenekleri ve ne kadar süreyle uygulanacağı, diş yoksunluğunda implant uygulama zamanı gibi durumlarda bireyin büyüme potansiyeli büyük önem teşkil etmektedir.⁶ Bu bağlamda ortodontik planlamalarda kalan iskeletsel büyüme miktarı ve bireyin kemik yaşının değerlendirilmesi önemlidir.⁷

Yaşın belirlenebilmesi için boy, kilo, puberte belirtileri, dişlerin gelişimi ve sürme zamanları, mental gelişim, kemiklerin büyüme ve gelişimi dikkate alınmaktadır. Kemiklerde epifiz ve diafiz gelişim süreçleri, bunların kaynaşmalarının tamamlanması ve şekillerinin final haline gelmesi dönemlere ve bireylere göre değişiklik göstermektedir.¹ Kemik yaşı ve büyüme gelişim tayininde kullanılan metodlar morfolojik, histolojik ve radyolojik olarak 3 ana başlıkta incelenebilir.⁸ Kemik gelişimi, bireyler arasında görülen anatomik çeşitliliklere ve gözlemciler arası farklılıklara göre değişebilen karmaşık değerlendirme aşamaları içermektedir.⁹ Ortodontide büyüme-gelişim tayininde genellikle radyografik ölçütler kullanılmaktadır. Ortodonti pratiğinde radyografik değerlendirmeler temelde el-bilek radyografileri ve sefalometrik radyograflardır. Önceleri klinisyenler büyüme-gelişim ve kemik yaşını el bilek radyografilerinden tespit ediyorlardı. Bunun için Greulich-Pyle¹⁰ ile Tanner ve arkadaşlarının¹¹ tanımlamış oldukları atlaslar kullanılmaktaydı. Fakat radyasyon maruziyetini azaltmak ve pratikleşmek için yeni metod arayışına gidilmiştir.¹² Bunun için ortodonti hastalarından rutin olarak alınan sefalometrik radyografilerden servikal vertebraların değerlendirilmesi yapılmıştır.¹³ Bilim insanları güncel ve pratik bir yöntem olarak incelenen sefalometrik radyografilerden servikal vertebralar ile yıllardır hem tıp camiasının hem ortodontistlerin doğruluğundan emin olduğu el-bilek radyografilerinin uyumunu kanıtlamışlardır.^{6, 13, 14} Sefalometrik

radıyografı klinik ortodontide önemli bir araçtır. Sefalometrik radyografı ilk kez 1930'larda Hofrath ve Broadbent^{15, 16} tarafından tanıtıldı. Sefalometrik radyograflar, görüntüleme sırasında kafatası, film ve x-ışını demetinin sabit olarak kalmasını sağlayan bir sefalostatla elde edilir. Sefalometrik görüntülemenin amacı, yüzün majör fonksiyonel elemanları olan kafa, kafa kaidesi, maksilla, mandibula, dentisyon ve alveoler süreçlerin horizontal ve vertikal yöndeki ilişkilerini değerlendirmektir.¹⁷ Sefalometrik analiz iskelet, diş ve yumuşak dokularla ilgili ölçümlerin özel kağıtlar üzerinde önemli anatomik landmarkların belirlenmesi ve açı ölçer ve cetvel ile değerlendirilmesiyle ortaya çıkmıştır. Elde edilen ölçümler daha önce standart olarak kabul edilmiş değerlerle kıyaslanır. Tweed, Downs, Steiner, Ricketts, McNamara gibi araştırmacılar sefalometrik analiz yöntemleri ortaya koymuşlardır. Sefalometrik analizler tanı ve tedavi planlamasına yardımcı olmakla beraber büyüme ve gelişimle oluşan değişikliklerin incelenmesi, lateral sefalometrik radyografilerden servikal vertebra maturasyonu değerlendirmeleri, tedavi sonucunun değerlendirilmesi, süregelen tedavi ve pekiştirme tedavisi esnasında oluşan değişikliklerin incelenmesi, pekiştirme tedavisi sona erdikten sonraki nükslerin değerlendirilmesi gibi pek çok amaca hizmet etmektedir.³

Günümüzde artan teknolojik gelişmelerle beraber bilgisayarlar ile sefalometrik analiz yapmayı sağlayan pek çok program geliştirilmiştir. Bu sayede noktalar direkt işaretlenip, az zamanda ölçümler yapılabilir. Bu sayede anatomik noktaların belirlenmesi ve ölçüm hataları elimine edilmektedir.¹⁸ Dijital sefalometrik analiz programları ile kraniofasial değerlendirmeler ortodontik tanı ve tedavi planlamaları, ortognatik cerrahi teşhis tedavi planlamaları ile kraniofasial yapıların gelecekte alacakları son durumların tahmini yapılabilirken büyüme-gelişim tespiti yapabilen bir program henüz mevcut değildir.¹⁹ Çağımızda yaşam kalitemizde hatırı sayılır değişikliklere sebep olan teknolojik gelişmeler yaşanmaktadır. Bunların gelişmeler içinden en önemlilerden

birisi de yapay zekadır. Yapay zeka matematiksel hesaplama gücü, veri depolama kapasitesi ve farklı eylemleri gerçekleştirebilmesi ile tıpta ve diş hekimliğinde popülerlik kazanmıştır.²⁰

Tez çalışmamızın amacı servikal vertebralardan oluşan veri setiyle, yapay zekâ uygulamalarında popülerliği gün geçtikçe artan yapay sinir ağları (YSA) yardımı ile bireylerin büyüme-gelişim dönemlerinin belirlenebilmesi hedeflenmiştir. Günümüzde yaygınlaşmış olan makine öğrenmesini kullanarak büyüme-gelişim belirlenmesinde oluşabilecek gözlemciler arası değişikliklerin, hataların ve hekimlerin farklı zamanlarda yaptıkları değerlendirmelerde oluşabilecek çelişkili durumların ez az seviyeye indirgenmesi hedeflenmektedir. Lateral sefalometrik radyograflardan veri seti oluşturabilmek için daha önceden kliniğimize başvurmuş hastaların üç boyutlu radyografik arşiv kayıtlarının kullanılması planlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Büyüme ve Gelişim

Büyüme ve gelişimi ayrı ayrı düşündüğümüzde anlaşılması zor kavramlardır. Büyüme; hücre sayılarının artmasıyla vücut hacim ve kütlesinin artışıdır. Gelişim ise; büyüme sırasında organlarının vücuda nazaran oranlarının değişmesi, farklılaşması ile dil, zihinsel, motor, duygusal ve sosyal alanlardaki olgunlaşma olayıdır. Gelişim; büyüme sırasında oluşan farklılaşmadır.³

Ortodonti, anomalilerin tanısı ile nasıl ve neden meydana geldiklerinin bilinmesi ile, düzeltilmeleri açısından da büyüme ve gelişim ile yakından ilgilidir. Diş çene yüz sisteminin normal gelişim özelliklerinin, gelişim potansiyelinin, gelişim hızı ve yönünün bilinmesi tedavi planlaması ve prognozu açısından son derece önemlidir.

Ortodontik tedaviler için en uygun zamanın, hastanın büyüme atılımına başladığı adolesan çağın erken dönemi olduğu tüm ortodontistler tarafından bilinmektedir. Öncelikle dento-alveolar ve iskeletsel düzeydeki şiddetli anomalilerin fonksiyonel ve ortopedik tedavilerinde, pubertal büyüme atılımı başlangıcının ve safhalarının bilinmesi tedavi prognozu ve başarısı açısından önemli bir faktördür.²¹

2.2. Büyüme-Gelişimin Belirlenmesi

Büyüme ve gelişimin saptanmasında kullanılan yöntemler temel olarak morfolojik, histolojik ve radyolojik yöntemler olarak üç başlık altında incelenebilir. Radyolojik yöntem en çok tercih edilen yöntemdir.²²

2.2.1. Morfolojik Yöntemler

Büyüme ve gelişimin tespitinde kilo artışı, boy uzaması, kronolojik yaş ve cinsiyet göstergeleri (telarş, pubarş, adrenarş, menarş) gibi kriterlerden faydalanılmaktadır. Boy ve kilo artışı, genetik, ırk, cinsiyet ve çevresel faktörlere bağlı değişkenlik göstermesi sebebiyle yeterli değildir. Fakat büyüme ve gelişim hakkında bilgi vermesi bakımından önemli kabul edilmektedir. Takvime ait tarih ile doğum tarihi arasındaki fark kronolojik yaşı vermektedir. Kronolojik yaş büyüme ve gelişim belirlenmesi adına güvenilir bir yöntem olarak kabul edilmemektedir.⁵

Beslenme, sosyal ve ekonomik koşullar ergenlik yaşını ve kemik gelişimini etkilemektedir. Kentsel bölgelerde ve iyi sosyal ve ekonomik şartlarda büyüyen kız çocuklarında ergenliğin, düşük sosyal ve ekonomik şartlarda büyüyen kız çocuklarından daha erken gerçekleştiği bulunmuştur. Bununla beraber seconder cinsiyet karakterlerinin belirginleşmesi kızlarda erkeklere göre 2 yıl erken başlamaktadır.²³

2.2.2. Histolojik Yöntemler

Yaş tespitinde, histokimyasal ve histomorfolojik metotlar üzerinde yoğunlaşmıştır. Ancak bu metotlar postmortem olgularda kullanılmaktadır. Kemik iliğinde genç yaşlarda hematopoietik hücreler çoğunlukta iken büyüdükçe bu durum

yerini yağ dokusu artışına bırakmaktadır. Kemik iliğinde yaş artışıyla meydana gelen değişimleri inceleyen çalışmalarda; 10-12 yaşlarına kadar kemik iliği sellülarite oranı yüksek seviyelerde iken 60'lı yaşlara kadarki dönemde azalarak ilerlediği görülmektedir. Ancak kemik iliği sellülarite yüzdelerinin aynı yaş gruplarındaki kişiler arasında ve kişinin farklı kemiklerinde farklılıklar gösterdiği izlenmiştir.^{1, 24}

Histomorfolojik yöntemlerle farklı kas gruplarında kas myozin zinciri ile fiber tipleri çeşitlerinde zamanla meydana gelen farklılıklar izlenerek yaş tayini yapılmaktadır.²⁵

Cinsiyet hormonları, paratiroid hormon ve kalsitonin büyüme gelişimde ön plandaki hormonlardır. Östrojen ve androjen kemikleşme merkezlerinin ortaya çıkışını ve gelişim zamanlarını etkilemektedirler.²⁶

Histokimyasal yöntemlerle yapılan bir çalışmada, AgNOR (Gümüş - Nodeolar Organiser Region) boyama yöntemi kullanılarak hücre proliferasyonunun yaş tespitinde kullanılabileceği gözlenmiştir. Bu yöntemle kimliği belirsiz otopsi vakalarında cilt örnekleri kullanılarak yaş tayini yapılabilabilmektedir.²⁴

Histolojik yöntemler postmortem olgularda kullanılan standartizasyonu olmayan yöntemlerdir. Ayrıca klinik uygulamada kullanılabilecek kadar pratik ve kesin değildir.²⁷

2.2.3. Radyolojik Yöntemler

Radyolojik yöntemler kemik yaşını değerlendirmesi yönüyle yaş tayini konusunda en güvenilir ve en sık kullanılan yöntemlerdir. Bu hususta kemik yaşı tespitinin temelini epifiz kıkırdığının kemikleşme oranı ve büyüme plağının (epifiz hattının) kapanma durumu oluşturmaktadır. Kemik yaşı tespitinde farklı yaşlarda vücudumuzdaki çok

sayıda kemikleşme bölgelerinden yararlanabilmektedir. Radyolojik yöntemlerle bu bölgelerden alınan görüntülerde, diş ve kemiklerin her döneme ait farklılaşmaları rahatlıkla takip edilebildiğinden bahsi geçen yöntem diğer tekniklere göre daha çok tercih edilmektedir. Radyolojik yöntemler kolaylıkla ve az maliyetlerle elde edilebilir olmasıyla beraber değerlendirilmeleri sırasında kemikleşme sürecine zarar vermemektedirler. Ancak radyasyona maruz kalınması gibi bir dezavantajları da vardır. Gerekli olmadıkça radyasyon dozu en aza indirgenerek bu dezavantajın kabul edilebilirliği artırılmaktadır.^{28,}

29

Kemik yaşı tayininde farklı yaş aralıklarında vücudun farklı bölgelerindeki kemikleşme bölgelerinden yararlanılabilir.

1-0-22 yaş: El ve bilek ile metatarsal kemikleri, radius, ulna, ön yan dirsek grafisi, ve skapula boynunu gösteren omuz röntgen grafisi, humerus, iliak kemiği içine alan tek taraflı pelvis grafisi, üst iskiyon alt kenarı,

2-23-40 yaş: Koksiks ve sakrumun yandan grafisi,

3-40lı yaşlar: sternumun yandan grafisi,

4-45-50 yaş: göğsün önden grafisi³⁰

Radyografik tetkiklerin sadece yaş tespiti için ve klinik endikasyonu bulunmayan zamanlarda yapılması radyasyona bağlı olası zararlı etkilerle ilgili bazı kuşkular vardı.El ve el bileğinin standart radyografisinde etkin x-ray dozu 0,1 mikroSievert (μSv)’dir. Toraksın bilgisayarlı tomografisi etkin dozu ise 6,6 mSv’tir. Bilim insanları kendiliğinden oluşan ve gelişen dünyanın getirdiği moderniteler ile oluşan radyasyona maruz kalma oranı ile kıyaslandığında kemik yaş tespiti uygulamaları için maruz kalınan radyasyon dozunun önemsiz kabul edilebilirliğini savunmuşlardır.³¹

Radyograflar vasıtasıyla büyüme-gelişimin yorumlanmasında karakteristik özellikler, kemikleşme merkezlerinin görülmeye başlaması, şekli, boyutu, kıkırdağın genişliği ve şekli, epifiz-diafiz füzyonunun derecesidir.³²

Kemik yaşını değerlendirme konusunda radyolojik yöntemler arasında da en uzun süredir ve yaygın olarak kullanılan yöntem el-bilek röntgen görüntüsüdür. Bunun nedenleri arasında; elde ve el bileğinde çok sayıda kemikleşme noktası olması ile kemik yaşı karşılaştırmasına daha müsait olması, hızlı olması, düşük doz iyonize radyasyon maruziyeti, düşük maliyetli olması sayılabilir. Son zamanlarda sefalometrik görüntülerden vertebra maturasyonlarının değerlendirilmesi de yapılmaktadır.⁶

Ortodontide büyüme-gelişim tayininde tercih edilen radyolojik yöntemler sefalometrik, el-bilek ve panoramik radyografilerdir.^{10, 11, 14, 17, 33}

2.2.3.1. Panoramik Radyograflar

Panoramik radyoloji her iki dental arkın ve çevresindeki anotamik yapıların tek bir tomografik kesitinin en az sayıda distorsiyon ve süperpozisyonla görüntülenmesini sağlayan tekniktir.³⁴ Panoramik radyografi tüm dişleri ve çeneleri, maksiller sinüsleri, orbitanın 1/3 üst bölümünü kapsayacak biçimde maksiller bölgeyi, mandibulayı ve temporomandibuler eklemi gösteren görüntüleme yöntemidir³⁵. Panoramik radyografilerin en büyük avantajlarından birisi dişler ve çene kemiklerinin bir arada ve aynı anda değerlendirilebilir olmasıdır. Panoramik radyografiler temporomandibular eklem rahatsızlıkları, gag refleksi fazla olan ve intraoral radyografi alınamayan hastalar, gömülü ve süpernumere dişlerin varlıkları, dental ve osseoz lezyonların incelenmesi, travma olguları, diş gelişimi ve diş sürme aşamalarıyla büyüme-gelişimin tespiti için kullanılabılır.¹⁷ 1973 yılında Demirjian ve ark.³⁶ Demirjian metodu adı verdikleri

yöntemde dental gelişimi panoramik radyografide değerlendirdikleri dişlerin kök gelişimine göre 8 farklı döneme ayırmışlardır.

Büyüme atılımının tespitinde alt kanin ile birinci premolar dişlerin kök gelişiminin tamamlanmasının olgunlaşma indikatörü olarak kullanılabilir.³⁷ Daimî dişlerinin ark üzerinde tamamen yerleştiği yaş olan 12 yaştan sonra, mandibular üçüncü molar dişlerin oluşumuyla iskeletsel gelişim arasında kuvvetli bağlantı bulunmuştur. Bununla birlikte büyüme-gelişim tayininde yeterli bir indikatör olmadığı da belirtilmiştir.³⁸

Diş gelişimi yaşamın sadece ilk dönemlerini kapsamaktadır. Ayrıca diş sürme zamanları sistemik ve enfeksiyonel hastalıklar, yetersiz beslenme gibi pek çok faktörden etkilenmektedir. Bu gibi sebeplerden dolayı panoramik radyograflar büyüme gelişim tespitinde ortodontide kullanılmamaktadır.^{3, 41}

2.2.3.2. El-Bilek Radyografileri

El-bilek radyografilerinden iskelet gelişimini inceleyen ilk kişi Rankedir. W. Pryor⁴⁰ el-bilek bölgesinin radyografik görüntülerinden iskeletsel gelişimini incelemiş sonuçta da kızların erkeklere göre daha erken geliştiğini gözlemlemiştir. Flory 1936 yılında puberte başlangıcının tespitinde adductor sesamoid kalsifikasyonunun önemini vurgulamış, sesamoid kemiğin görülmesinden bir yıl sonra büyümenin tepe noktaya ulaştığını göstermiştir.

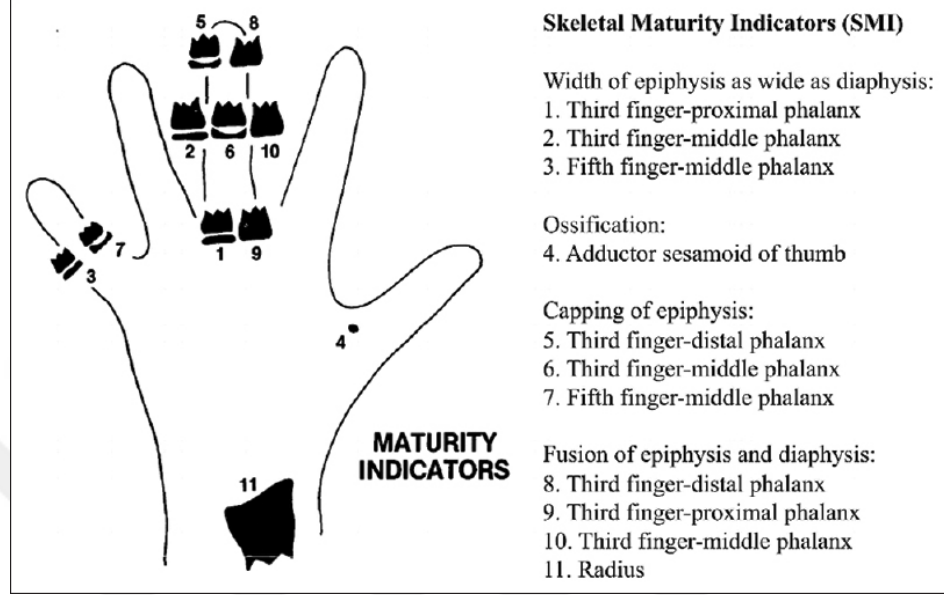
Büyüme gelişim tespitinde rehber niteliğindeki ilk çalışma 1937’de Thomas Wingate Todd¹¹ tarafından kaleme alınan “Atlas of Skeletal Maturation of The Hand” el-bilek atlasıdır. Daha sonra W. Greulich⁴¹ 1950’lerde S. Idell Pyle’in da çalışmalarına destek olması ile bir el bilek atlası hazırlamışlardır.

W. Greulich-Pyle⁴¹ 1931-1942 yılları arasında 0-18 yaş aralığında, fiziksel ve mental olarak sağlıklı, Amerika’da doğmuş genellikle Kuzey Avrupa kökenli Cleveland Ohio’da 2500 çocuktan alınan seri radyografileri araştırarak bir atlas oluşturmuştur. Greulich- Pyle atlası (GP) erkek ve kızlar arasındaki olgunlaşma yaşları farkından dolayı iki bölüme ayrılmıştır. İlk kısmında erkek, ikinci kısmında kız bireyler incelenmiştir. Çocuklar ilk yıllarda üç aylık, beş yaşına kadar kadar altı aylık ve daha sonra 1 yıl aralıklarla muayene edilmiştir. Çalışmada “olgunluk göstergeleri” ismiyle iskelet değişiklikleri belirlenerek, iki cinsiyet için listelenen olgunluk göstergelerini en iyi temsil eden 100 adet radyografi seçilmiştir. Radyografiler arasında olgunluğu en doğru şekilde gösterdiği düşünülen radyografi atlasına eklenmiştir. Bireyin el bilek radyografisi atlasındaki görüntülerden en benzeyeni ile eşleştirilerek iskelet yaş tespiti yapılabilmektedir. Ancak tek bir ırka ait olması, fazla zaman alması, sonuçların gözlemcilerle göre farklılık göstermesi gibi sebeplerle kısmen uygulanabilir bulunmuştur.^{42,43}

Tanner ve ark.⁴⁴ 2564 İngiliz çocuktan seri el-bilek radyografileri almış ve 0-100 arasından bir sayı ile numaralandırdığı 20 kemiği incelemişlerdir. Yöntemde 8-9 gelişim evresi mevcuttur. Toplama göre uygun gelişim evresi tespit edilmektedir.

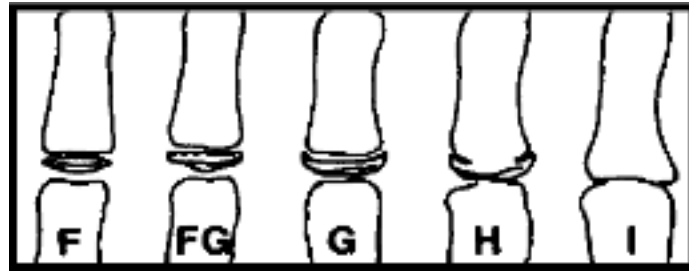
Tanner-Whitehouse 2 (TW2) metodunda, bireyden alınan radyografilere bakılıp cinsiyete göre ayrı ayrı skorlanan sekiz sınıftan birisine kemik görünümüne göre atanmaktadır. Yapılan skora radius, ulna, kısa kemikler ve karpal kemikler olarak ayrı ayrı değerlendirilmeye alınmıştır. TW2 metodu geliştirilmiş biçimde Tanner Whitehouse 3 (TW3) olarak tanıtılmıştır. TW3’te iskelet olgunlaşma skoruna ulaşanlar yaş düşmüş olarak gözlemlenmiştir.¹⁰

Fishman⁴⁵ el-bilek kemiklerinde anatomik bölgeleri kullanarak ve epifiz-diafiz ilişkisine bakarak 11 basamaklı iskeletsel maturasyon sistemi ortaya koymuş ve Şekil 2.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Fishman'ın⁴⁵ el-bilek kemiklerinde anatomik bölgeleri kullanarak ve epifiz diafiz ilişkisine bakarak 11 basamaklı iskeletsel maturasyon sistemi

Hagg ve Taranger⁴⁶, el-bilek radyografilerinden orta parmak orta falanksının (MP3) epifiz diafiz bölgesindeki olgunluk belirteçleriyle maturasyon safhalarını belirlemişlerdir. (Şekil 2.2)



Şekil 2.2. Hagg ve Taranger'ın⁴⁶ maturasyon değerlendirmesi

Elde beş adet metakarpal kemik vardır. Bu kemikler baş parmaktan başlayarak 1'den 5'e kadar numaralandırılır. Metakarpaller uzun kemikler kategorisinde yer alır ve

uzun kemiklerde diafizi ve epifiz plakları bulunur. Kemiğin olgunlaşma serüveninde epifiz ile diafizin ilişkisi;

1- Epifizin görülmesi

2-Epifizin diafize eşit olana kadar genişlemesi,

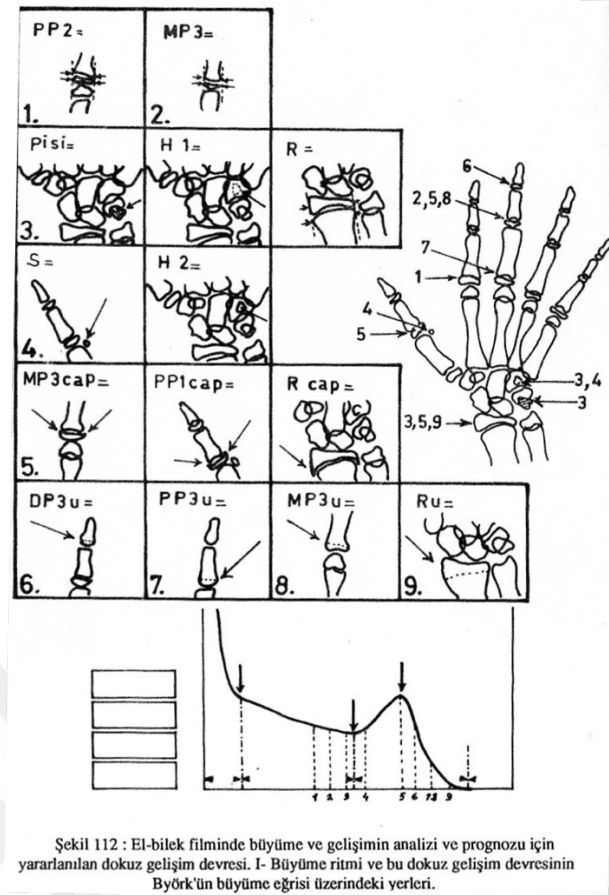
3-Epifizin yanlardan çentik oluşturarak diafizi örtmesi,

4-Epifizin diafiz ile kaynaşmaya başlaması

5-Epifiz ile diafizin kaynaşıp aralarında hiç boşluk kalmayacak biçimde kemikleşmesi olarak sıralanabilir.

Epifiz diafiz ilişkisi önce başparmağın sonra sırası ile diğer parmakların epifizleri incelenerek değerlendirilir.

Björk ve Helm⁴⁷ 9-17 yaşları arasındaki çocuklardan aldıkları el-bilek radyografileri ile kemik gelişim dönemlerini belirleyen göstergeler tanımlamışlar ve epifiz ile diafiz ilişkisini 9 evrede incelemişlerdir. (Şekil 2.3.) Büyüme gelişim atılımının sesamoid kemiğin görülmesi ile ilişkide olduğunu öne sürmüşler ve bununla birlikte bir çok çalışma da sesamoid kemiğin radyografide görülmesinden bir yıl sonra büyümenin maksimum seviyede olduğunu bildirmişlerdir.



Şekil 2.3. Björk' ün⁴⁷ metoduna göre epifiz ile diafiz ilişkisi evreleri

1. PP2 Evresi: Büyüme atılımının başlamadığı bu evrede 2. Parmakta bulunan proksimal falanksın epifiz genişliği diafizinkine eşittir.

2. MP3 Evresi: Juvenil dönemdir. 3. parmaktaki medial falanksın epifiz genişliği, diafizinkine eşittir.

3. Pisi, H1, R Evresi:

Pisi: Psiforme belirginleşmeye başlar. Pisiforme en son kalsifiye olmaya başlayan bilek kemiğidir.

H1: Hamatum çengeli ayırt edilebilecek biçimde kalsifiye olmuştur.

R: Radius epifiz genişliği diafizinkine eşittir.

Bu indikatörler büyüme atılımının başladığını ve adolesan çağa geçildiğinin göstergesidir.

4. S, H2 Evresi:

S: sesamoid kemik radyografide belirginleşmektedir.

H2: Hamatum çengeli belirginleşmiştir.

Bu evrede büyüme atılımı tepe noktaya erişmek üzeredir.

5. MP3 cap, PP1 cap, R cap Evresi:

MP3 cap: Orta parmağın medial falanksının epifizi çentik yaparak diafizi kapsül şeklinde sarmaktadır.

PP1 cap: Başparmağın proksimal falanksının epifizi diafizini kapsül şeklinde sarmaktadır.

R cap: Radiusun epifizi diafizi kapsül şeklinde sarmaktadır.

Bu indikatörler, bireyin büyüme atılımının tepe noktasında olduğunun göstergesidir.

6. DP3u Evresi: Orta parmak distal falanksı epifiz ve diafizi tamamen kaynaşmıştır.

Birey büyüme gelişim eğrisinde tepe noktayı geçmiş ve büyümesi yavaşlamıştır.

7. PP3u Evresi: Orta parmağın proksimal falanks epifiz ve diafizi tümüyle kaynaşmaktadır.

Büyüme atılımı sona ermeye başlamıştır.

8. MP3u Evresi: Orta parmağın medial falanksında epifiz ve diafiz kaynaşmıştır.

9. Ru Evresi: Radius ile ulnanın epifizleri diafiziyle kaynaşmıştır. Epifiz çizgisi görülmektedir. Birey yetişkinliğe girmek üzeredir.

Chapman⁴⁸ 1970'lerde el ve el bileği kemiklerinden periapikal radyografiler ile elde edilen görüntülerini inceleyerek addüktör sesamoid (AS) kemiğin ossifikasyon seviyelerinden yola çıkarak bir sınıflama yapmıştır.

Mendes ve ark.⁴⁹ 2010 yılında implant uygulanması öncesi iskeletsel olgunlaşmanın değerlendirilebilmesi için bilek bölgesinin altına yerleştirilen oklüzal radyografiler kullanılmıştır. Böylece radiusun diafiziyle epifizinin füzyonu görüntülenebilir hale gelmekte buna göre 5 aşamada epifiz diafiz ilişkisini sınıflandırmaktadırlar. (Şekil 2.4.)



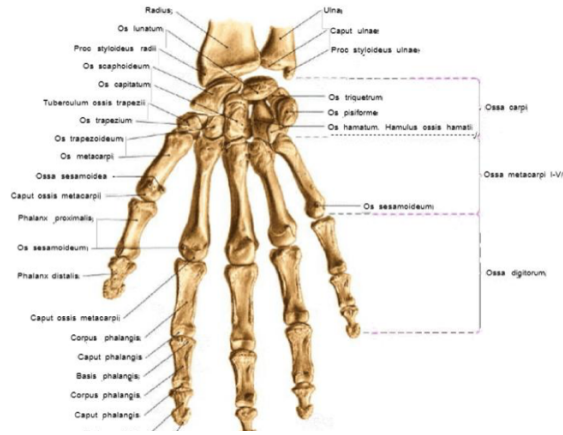
Şekil 2.4. Mendes ve ark.'nın⁴⁹ 5 aşamalı epifiz diafiz ilişkisi.

Türkiyede yapılan çalışmalarda kemik yaşı tespitinde yaygın olarak kabul gören bir atlas bulunmamaktadır. Buken ve ark. 2010 yılında yaptıkları çalışmada Türk çocuklarının kemik yaşının tespitinde TW3 atlasından yararlanabileceğini bildirmişlerdir.

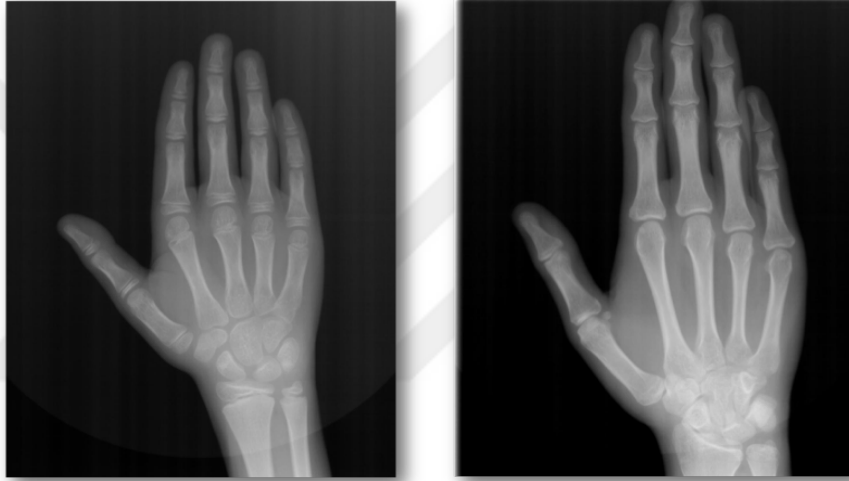
2.2.3.2.1. El-bilek Kemiklerinin Anatomisi

Bir tane primer kemikleşme merkezi içeren diafiz uzun kemiklerde korpusu oluşturur. Kemikleşme diafizden başlar ve kemiğin iki ucuna ilerlemektedir. Bu bölgeye primer kemikleşme merkezi dememizin sebebi embriyonel dönemde oluşmaya başlaması ve büyük bir kısmın buradan kemikleşmesidir. Kemiğin bir ya da iki uç kısmındaki ayrıca kemikleşen kısımlara epifiz denilmektedir. Ulna, radius gibi büyük hacimli uzun kemiklerde iki uça epifiz varken falanks, metakarpal gibi hacmi küçük uzun kemiklerde birer tane epifiz vardır. Epifizde bulunan kemikleşme merkezi postnatal oluşmaya başladığından ve kemikleşme oluşurken daha az rol aldığından dolayı sekonder kemikleşme merkezi olarak adlandırılır. Epifizde birden çok kemikleşme merkezi bulunabilirken diafizde bir tanedir. kemiğin uzadığı ve epifiz diafiz arası bölgeye metafiz denmektedir.⁵⁰⁻⁵²

27 kemikten oluşan el ve el bileği çeşitli kemiklerin bir araya gelmesiyle mükemmel bir yapı oluşturur. Parmak kemikleri 14 falankstan, tarak kemikleri 5 metakarpal kemikten bilek kemikleri 8 karpal kemikten meydana gelir. Ossa karpi yani el bilek kemikleri; proksimal ile distalde dörder adet, iki sıra şeklinde 8 adet karpal kemikten oluşur. (Şekil 2.5.) Anatomik pozisyonda distal sırada dıştan içe os trapezium, os trapezoideum, os capitatum, os hamatum bulunurken; proksimal sırada lateralden mediale; os scaphoideum, os lunatum, os triquetrum, os pisiforme bulunmaktadır. En büyük karpal kemik os capitatum en küçük karpal kemik ise os pisiformedir. Tarak kemikleri, ossa metacarpi, distal taraftaki el bileği kemikleri ile proksimal falankslar arasında bulunan beş adet uzun kemiktir. Falankslar, ossa digitorum manus , başparmakta iki, diğerlerinde üçer adettir. Proksimalden distale doğru; proksimal falanks, medial falanks ve distal falanks şeklinde isimlendirilirler. Radius ile ulna ön kolda bulunan uzun kemiklerdir. (Şekil 2.6.)⁵³



Şekil 2.5. El ve el bileği kemikleri⁵⁴



Şekil 2.6. El bilek radyografisi.⁵⁵ (Soldaki Şekil: PP2= (2. parmak proksimal falanks epifiz genişliği ile metafiz genişliği eşit, sağdaki şekil : Ru (Radius alt uç epifizini kapamıştır)).

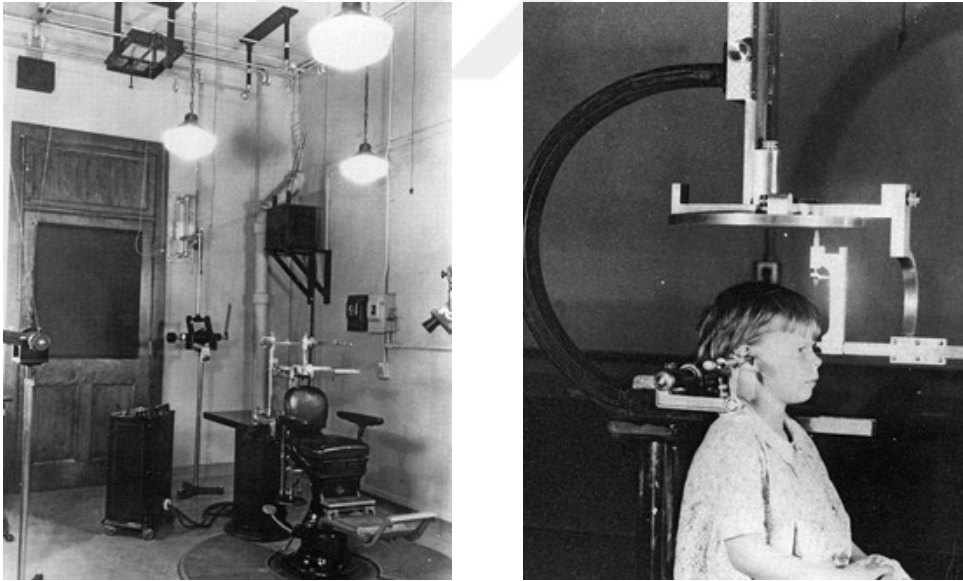
2.2.3.3. Sefalometrik Radyograflar

Kraniyofasiyal insan modellerinin incelenmesiyle ilgili bilimsel yaklaşım ilk olarak, kuru kafataslarının boyutlarını inceleyen anatomist ve antropologlar tarafından başlatılmıştır. Kemiksel anatomik noktalar belirlenerek kuru kafataslarının ölçümünün yapılmasına “kraniyometri” denmektedir. Çalışmaların güvenilirliğini yükseltmek adına kafataslarını tekrarlanabilir ve aynı pozisyonda tutabilmek için kraniyostatlar dizayn

edilmiştir. Kraniyostat, sefalostatların atası olarak sayılabilir. Sefalostat da sefalometri denilen kraniyometrinin canlı öznelerde gerçekleştirilebilir hali olan ölçüm yönteminde başı sabit pozisyonda tutmaya yarayan alettir. Ancak ölçümler cilt üzerinden yapıldığı için sefalometrik yöntem tam olarak doğru bir netice vermemektedir.

X-ışınlarının 1895 yılında Röntgen tarafından keşfedilmesi ile tıp dünyası devrim yaşamıştır. Kafanın radyografik olarak görüntülenmesi ile yanılıcı cilt ve yumuşak doku etmeni ortadan kalkmış, iki boyutta görüntüleme ile kraniyofasiyal büyüme ve gelişimin daha doğru şekilde incelenebilir hale gelmiştir.

1931 yılında Almanya’da Hofrath¹⁵ ve Amerika’da Broadbent¹⁶ aynı anda güçlü bir X-ışını makinesi ve sefalostat ile standartize bir sefalometrik teknik sundu. (Şekil 2.7.) Ve böylece gerçek anlamıyla bir sefalometri uygulamasını ilk kez ortaya koydu.



Şekil 2.7. Şekilde açıklandığı gibi sefalostat cihazı, film çekimi için konumlandırılmış ve hazır bir hasta ile gösterilmektedir.⁵⁶

Sefalometrik radyograflar morfolojinin tespiti, anomali teşhisi, dental ve kraniyal yapılar arasındaki ilişkinin belirlenmesini, büyüme gelişimin belirlenmesi, tedavi planlaması ve tedavinin sonucunun değerlendirilmesini, maloklüzyonun dişsel ve/ veya

iskeletsel yapıların anomalisi kaynaklı olduğunu sağlayan önemli bir klinik metottur. Sefalometri objektif bir yöntemdir.^{19,57}

Sefalometrik radyograflar lateral ve posteroanterior olmak üzere ikiye ayrılır. Lateral sefalometrik radyograflarla belirli anatomik yapılardan faydalanılarak nokta, doğru ve açılar elde edilmektedir. Lateral sefalometrilere kraniyofasiyal yapıların dikey yöndeki ve anteroposterior büyüme gelişimi değerlendirilebilmektedir. Elde edilen ölçümler hastanın ortodontik tedavi planlaması, tedavi sırasında meydana gelen değişiklikler ve tedavi bitiminde ortaya çıkan sonuçlar hakkında bilgi vermektedir.^{58,59} Lateral sefalometrik görüntüler ortodonti biliminin yanı sıra protetik tedavi, maksillofasial cerrahi gibi diş hekimliğinin diğer dallarında da kullanılabilir.⁶⁰ Ricketts, sefalometrinin özelliklerini şöyle maddelendirmiştir;

1. Baş boyun götüntülenmesinde patolojik, fizyolojik veya anatomik bir durum mu olduğunu morfolojik olarak tanımlamaya yarar.
2. Bir bireyin farklı yaş aralıklarında veya farklı bireylerde kıyaslama imkanı sağlamaktadır.
3. İskeletsel ve dental olarak dişler, alveoller veya çeneler seviyesinde anatomik konumları sınıflamaktadır.
4. Hekimin hasta hakkındaki tespitini hastaya, ailesine veya diğer meslektaşlarına iletmektedir.^{61,62}

Sefalometrik radyografların gelişimiyle birçok araştırmacı çok çeşitli analizler geliştirmişlerdir. Ortodontik tanıda, ortodontik tedavi sırasında, idame sürecinde ve

sonrasında değerlendirilmede, kalıtsal problemlerde sefalometrik analizler kullanılmaktadır.³

Sefalometrinin ortodontide kullanılmasıyla tanı ve tedavi planlamayla ilgili sınırlı imkanlar artmış, yumuşak doku ve çeneler ve dişler arasındaki ilişkiler derinlemesine incelenebilmiştir. Önceleri sefalometrik analiz yapılırken tüm ölçümler özel kağıtlar üzerinde anatomik noktaların belirlenmesiyle cetvel ve açıölçer yardımıyla değerlendirilmekteydi. Bilgisayarlı sefalometrinin geliştirilmesi ile noktalar kısa sürede işaretlenip saniyeler içinde de ölçümler yapılabildiği için zamandan tasarruf edilmiştir.⁶³

Sefalometrik radyograflar boyun omurlarını da içermektedir. Ruel ve Bench⁶⁴ 1963 yılında sefalometrik radyograflarda net biçimde görülen servikal vertebraların maturasyonunu incelemişlerdir. Servikal 1, 2 ve 3. vertebralar (C1, C2, C3) 2 yaşında şekillenmeye başlamış, atlas ve aksis dışında diğer vertebraların bir üsttekine nazaran daha çok büyüdüğü saptanmıştır. Ancak Ruel ve Bench vertebralardan büyüme gelişim tespiti yapmamışlardır.

İlk olarak Lamparski³³ 1975 yılında sefalometrik radyograflardaki servikal vertebralardan faydalananarak el bilek radyografları kadar güvenilir biçimde büyüme gelişim ve kemik yaşı tespit edilebileceği ortaya koymuştur. Lamparski çalışması esnasında el-bilek radyografları ve lateral sefalometrik filmleri ile el-bilek kemiklerinin ve servikal vertebraların gelişim dönemleri arasındaki bağlantıları araştırmıştır. Servikal 2. vertebradan (C2) servikal 6. vertebraya (C6) kadar kız ve erkek bireylerde bir seri standart oluşturmuştur. (Şekil 2.8.) Bu standartlara göre;

Safha 1: Tüm servikal vertebraların alt sınırları düz, üst sınırları arkadan öne bariz biçimde eğimlidir. Herhangi bir girinti yok ve şekil olarak düzdürler.

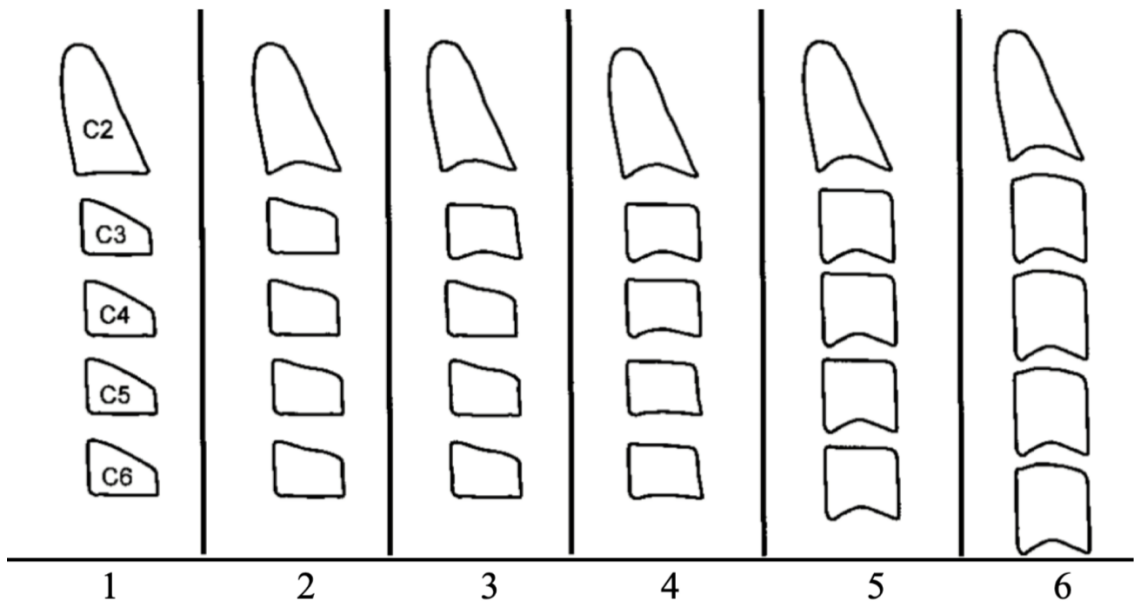
Safha 2: C2 alt sınırında içbükeylik belirmeye başlamıştır. Ön dikey yükseklikte artış vardır.

Safha 3: C2 ile benzer biçimde C3 alt sınırında da içbükeylik oluşmaya başlamıştır. Diğer servikaların vertebra alt sınırları düzdür.

Safha 4: Bu safhada vertebraalar tamamiyle dikdörtgen formuna benzer. C3 ün içbükeyliği artmıştır. C4 alt sınırında belirgin içbükeylik meydana gelmiştir. C5 ve C6 ise içbükeylik durumunda henüz başlangıç halindedir.

Safha 5: Vertebraalar neredeyse kare biçimindedirler. Vertebraalar arası mesafeler ciddi oranda azdır. C6 içbükeyliği oldukça sınırlıdır.

Safha 6: Servikal vertebraaların dikey yüksekliği artmış, yükseklikleri genişliklerinden daha fazla hale gelmiş ve içbükeylikler daha derin hale gelmiştir.



Şekil 2.8. Lamparski³³ yöntemine göre sınıflandırma.

Lamparskiden sonra lateral sefalometrik filmlerden servikal vertebraları inceleyerek kemik yaşı tayini ve büyüme gelişim tespiti birçok araştırmacının dikkatini çekmiştir. 1995 yılında Hassel Farman¹⁴ 8-18 yaş aralığında 220 kişinin iki, üç ve dördüncü servikal vertebralarının (C2, C3 ve C4) gövdelerindeki değişimlere dayanarak iskeletsel büyüme-gelişimi tanımlayan 6 safha geliştirmişlerdir. (Şekil 2.9.)

1. Safha: Adolesan büyüme başlamaktadır. %80-100 oranında büyüme beklenir. C2, C3 ve C4 trapezoid biçimindedir, üst sınırlar arkadan öne eğimlidir.

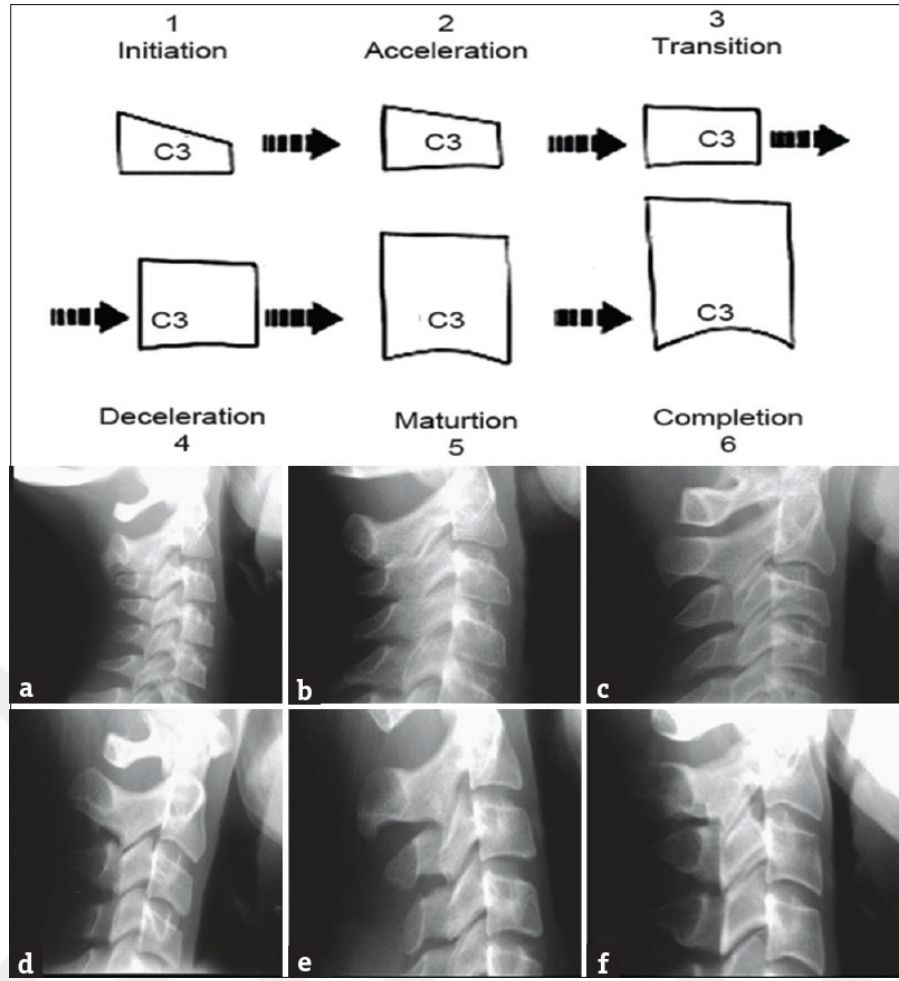
2. Safha: Adolesan büyümenin hızlanma evresidir. %65-85 oranında büyüme beklenebilir. C2 ve C3 alt sınırlarında içbükeylik başlamaktadır. C4 alt sınırı düz ve C3 ve C4 genişliği uzunluğundan fazla olan dikdörtgene benzemeye başlar.

3. Safha: Değişim evresidir. Peak düzeyine doğru adolesan büyüme hızlı bir biçimde artmaktadır. %25- 65 oranında büyüme beklenir. C2 ve C3 alt içbükeylikleri belirgindir. C4 alt sınırında ise içbükeylikler başlamıştır. C3 ve C4 dikdörtgendir.

4. Safha: Adolesan büyümenin yavaşlama evresidir. %10-25 oranında büyüme beklenir. C2, C3 ve C4'ün alt sınırlarında içbükeylikler barizdir. C3 ve C4 kareye benzemeye başlar

5. Safha: %5-10 oranında büyüme beklenir. Olgunluk evresidir. C2, C3 ve C4 alt sınırlarındaki içbükeylikler fazlaca belirginleşmiştir. C3 ve C4 kare şeklindedir.

6. Safha: Adolesan büyüme tamamlanmıştır, büyüme gerçekleşmez. C2, C3 ve C4 alt sınırlarındaki içbükeylikler daha da derindir. C3 ve C4 kare biçimde olabilir veya dikey boyutları yatay boyuttan fazladır.



Şekil 2.9. Hassel Farman'a¹⁴ Göre C3 vertebraesindeki değişim.

Servikal vertebra gelişim safhalarını Bacetti ve ark.⁶ 2002 yılında “Servikal Vertebra Gelişim Dönemleri- Cervical Vertebra Maturation Stage (CVMS)” olarak isim verdikleri 5 evrelik bir çizelgede incelemişlerdir. (Şekil 2.10.) Bu sistemde C2, C3 ve C4’ün görülebildiği lateral sefalometrik radyograflar kullanılabilmektedir. Birinci ve ikinci büyüme-gelişim safhasının ayırt edilmesinin zor olduğu ve tek bir seviye olarak değerlendirilebileceği kararına varılmıştır.

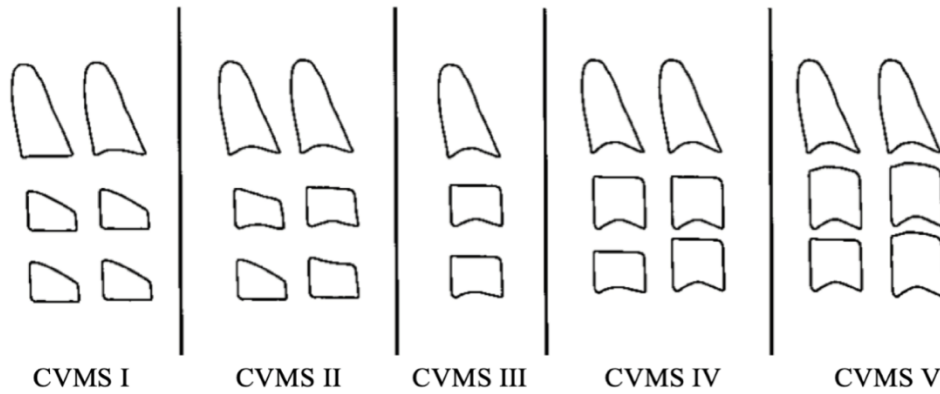
CVMS I: 2,3 ve 4. vertebra’nın alt kenarları düz bir hat şeklindeyken vakaların %50’lik kısmında 2. vertebra’nın alt sınırında içbükeylik saptanabilir. 3 ve 4. vertebra trapezoid seklindedir.

CVMS II: 2. Ve 3. vertebranın alt kenarında içbükeylik vardır. 3 ve 4. vertebra trapezoid şeklinde veya genişliği uzunluğundan fazla dikdörtgen biçimindedir.

CVMS III: 2,3 ve 4. vertebranın alt kenarı içbükeydir. 3 ve 4. vertebra horizontal yönde dikdörtgen biçimindedir.

CVMS IV: 2,3 ve 4. vertebra alt kenarı hala içbükeyken 3 ve 4. vertebranın en az biri kare şeklindedir.

CVMS V: 2,3 ve 4. vertebrada içbükeylik devam ederken 3 veya 4. vertebradan en az biri vertikal yönde dikdörtgen biçimindedir.



Şekil 2.10. Bacetti'ye⁶ göre servikal vertebra maturasyon sınıflandırması

2005 yılında Baccetti ve ark.⁶⁵ kendi çalışmalarını modifiye ederek, servikal vertebralar morfolojisi incelenerek büyüme atılımı aşağıda belirtildiği gibi 6 evrede incelemişlerdir. (Şekil 2.11)

CVMS I: 2,3 ve 4. vertebranın alt sınırı düzken, 3 ve 4.vertebra trapezoid şeklindedir. Mandibular büyümenin artışı, bu evreden en az 2 yıl sonra gerçekleşir.

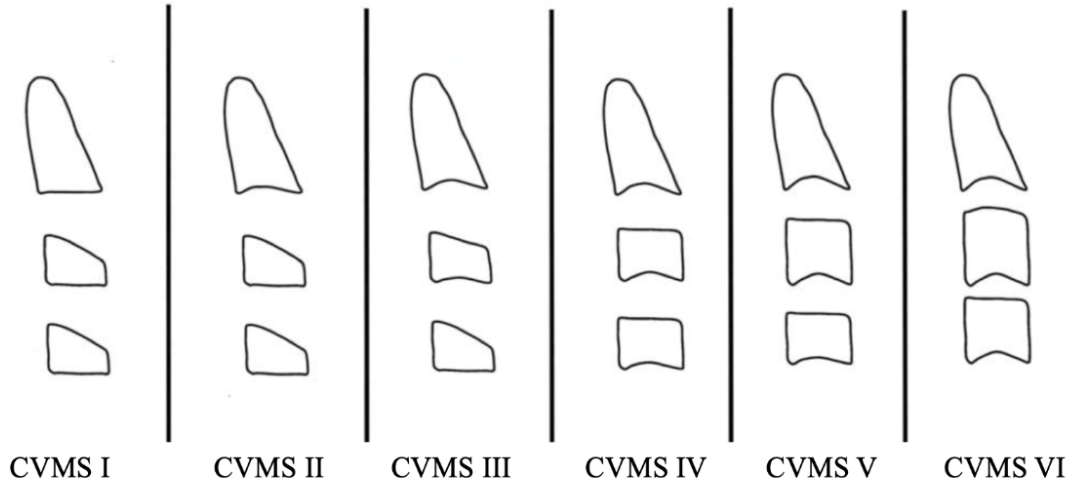
CVMS II: 2. vertebranın alt sınırında içbükeylik görülürken 3 ve 4. vertebra trapezoid biçimindedir. Bu evre fonksiyonel ortopedik tedavi için en ideal evredir. Mandibular büyümenin artışı, bu basamaktan en az 1 yıl sonra gerçekleşir.

CVMS III: 2 ve 3. vertebranın alt sınırı iç bükey iken, 3 ve 4. vertebra trapezoid veya genişliği uzunluğundan fazla olan bir dikdörtgen şeklindedir. Mandibular büyümenin artışı, bu basamaktan sonraki bir yıl içinde gerçekleşir.

CVMS IV: 2,3 ve 4. vertebranın alt sınırında içbükeylik belirginleşmiştir. 3 ve 4. vertebra hala genişliği fazla olan dikdörtgen biçimindedir. Mandibular büyümenin artışı, bu basamaktan 1 yıl önce meydana gelmiştir.

CVMS V: 2, 3 ve 4 . vertebranın alt sınırında içbükeylik devam etmektedir. 3 ve 4. vertebralardan en az birisinin şekli kare biçimindedir. Mandibular büyümenin artışı bu basamaktan en az 1 yıl önce sona ermiştir.

CVMS VI: 2, 3 ve 4. vertebranın alt sınırındaki içbükeylik derinleşmiştir. 3 ve 4. servikal vertebranın gövdelerinden en az birisi vertikal yönde dikdörtgen biçimindedir. Mandibular büyümedenin artışı bu basamaktan en az 2 yıl önce sona ermiştir.



Şekil 2.11. Bacetti'ye⁶⁵ (2005) göre servikal vertebra maturasyon sınıflandırması.

1988 yılında O'Reilly ve Yanniello⁶⁶ servikal vertebral maturasyon evrelerini en basit biçimde 6 safhada incelemişlerdir.

1. Safha: Bütün servikal vertebraların alt kenarı düzdür.
2. Safha: 2. vertebranın alt kenarında içbükeylik vardır.
3. Safha; 3. vertebranın alt kenarında içbükeylik vardır.
4. Safha: 2 ve 3. vertebranın alt sınırındaki içbükeylik artar, 4 ,5 ve 6. vertebranın alt sınırında da içbükeylik görülür.

5. Safha: Bütün servkal vertebralarda içbükeylik artar ve kare biçimini alırlar.

6. Safha: Bütün vertebralarda içbükeylik derinleşirken, uzunlukları genişliklerinden daha fazladır.

2002 yılında San Roman ve ark.⁶⁷ O'Reilly ve Yanniello'nun ⁶⁶ 1988'deki çalışmalarına benzer şekilde servikal vertebral olgunlaşma basamaklarını sınıflandırmışlardır.

2.2.3.3.1. Servikal Vertebralar:

2.2.3.3.1.1. Servikal Vertebraların Embriyolojisi:

Embriyonik dönemin 3'üncü haftasında embriyon diskinin kaudal ucunun orta kısmındaki hücrelerin ektoderm ve endoderm tabakaları arasında girinti yaparak artışı ile mezoderm tabakası oluşur. Oluşan girintinin kranial yapıya doğru ilerlemesi ile notokordal yapılar gelişir. Notokordal hücreler kalınlaşıp nöral plağı ve kıvrımlı nöral plağın uçları birleşip nöral tüpü oluştururlar.

Nöral tüpün çevresini kuşatan mezenşimal hücreler paraksiyel mezodermi oluşturur. Paraksiyel mezodermin farklılaşması ile somitler oluşur. Somitler gelişerek toraks, vertebra, başın kemik ve kas yapısına katkıda bulunur. Somitler oksipital, servikal, torakal, lumbar, sakral, koksigeal olarak farklılaşır. Somitlerin 3 ayrı bölümü vardır. Bunlar dermatom, miyotom ve sklerotomdur. Aksiyel iskelet sistemi sklerotom, sırt kasları miyotom, dermis ve hipodermis ise dermatomdan gelişmektedir.

Her vertebra bir somitin kaudal yarısı ve komşusunun kranial yarısından oluşur. Orijinal sklerotom segmentinin mezenşimal hücreleri, prolifer olmaksızın iki prekartilajinöz vertebra cismi arasındaki boşluğa dolarlar. Böylece intervertebral disklerin yapısına katılırlar.

Embriyolojik hayatın 6'ncı haftasında servikal vertebraların her iki yarımında kırıldak merkezleri, 9'uncu haftasında ossifikasyon merkezleri belirginleşmektedir. Doğum anında bütün vertebralarda kemikleşme noktaları vardır fakat kemikleşme

noktaları kıkırdak dokusuyla birbirlerinden ayrılmışlardır. Tam füzyon 25 yaşında gerçekleşir.⁶⁸

Vertebral büyümenin gerçekleştiği yer kartilajenöz tabakadır. Vertebranın superior ve inferior yüzeyinde bulunur. Kartilaj yüzeyler kemikleştiği sırada vertebra da progresif olarak kemikleşir. Bu yüzden vertebra gövdelerindeki büyümenin longitudinal olduğu, uzun kemiklere benzer büyüdükleri düşünülmektedir. Gövdelerinin alt ve üst yüzey büyüme miktarlarının eşit olduğu belirlenmiştir.⁶⁹

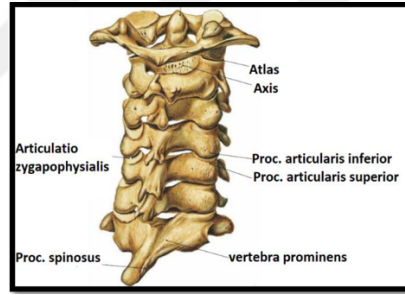
Pubertal dönemde transvers proses ve spinoz proses uçlarda sekonder kemikleşme merkezleri bulunmaktadır ve vertebral büyüme tamamlandığında kemikleşme merkezleri spinoz proses ile kaynaşır. Periostal apozisyon vertebranın gövdesel büyümesiyle endrokondral kemikleşme mekanizmasının tamamlanmasının ardından gerçekleşmektedir. Vertebra gövdelerinin şekli yaşla beraber değişmektedir. Sırayla; trapezoid, yatay dikdörtgen, kare ve dikey dikdörtgen biçimlerine değişmektedirler. İskeletsel olgunluk arttıkça vertebra gövdelerinin dikey uzunluğu genişliğinden fazla olmakta ve alt sınırlarında içbükeylik oluşmaktadır.³³

2.2.3.3.1.2. Servikal Vertebraların Anatomisi:

Columna vertebralis, kafatası ve göğüs kemikleri aksiyal iskelet sistemini oluşturur. Omurga vücut ağırlığının büyük kısmını taşır ve pelvis vasıtasıyla bu ağırlığı alt taraf kemiklerine aktarır. Destek ve hareket işlevine ek olarak, içinde barındırdığı canalis vertebralis'de omuriliği barındırır. Doğum sırasında 33 vertebradan (omur) oluşur. Daha sonra sakrum ve koksiks füzyona uğrar ve birer omur haline gelir. Böylece erişkin bir bireyde 7 servikal, 12 torakal ve 5 lumbal ,toplamda 24 adet hareketli omur ,bir sakrum ve bir koksiks bulunur. Bu 26 omur birbirlerine fibro-kartilaginöz yapılar ve

bağlarla bağlanmışlardır. Bu bağlara diskus intervertebralis denir. Vertebra ve diskler yukarıdan aşağıya doğru boyutsal olarak artar.

Yedi adet servikal vertebra başın ağırlığını taşır. Servikal vertebraların gövdeleri diğer vertebralara göre daha küçük ve incedir.⁵¹ C1 (atlas) ve C2 (axis) diğer beş (C3-C7) servikal vertebradan işlevsel ve anatomik olarak farklılıklar göstermektedir. C1 ve C2 üst, C5-C7 ise alt servikal vertebra bölgesi olarak isimlendirilir. Servikal vertebralar anatomik olarak 6 bölümden oluşmaktadır; corpus vertebrae, arcus vertebrae, processus spinosus, processus articularis, foramen vertebrae ve processus transversus. 1. servikal vertebra gövdesi bulunmamaktadır. (Şekil 2.12) C1 ve C2'nin eklem bölgesinde intervertebral disk yoktur. Tipik bir vertebrada önde bir corpus (gövde), arkada ise arcus vertebra vardır.⁷⁰



A.

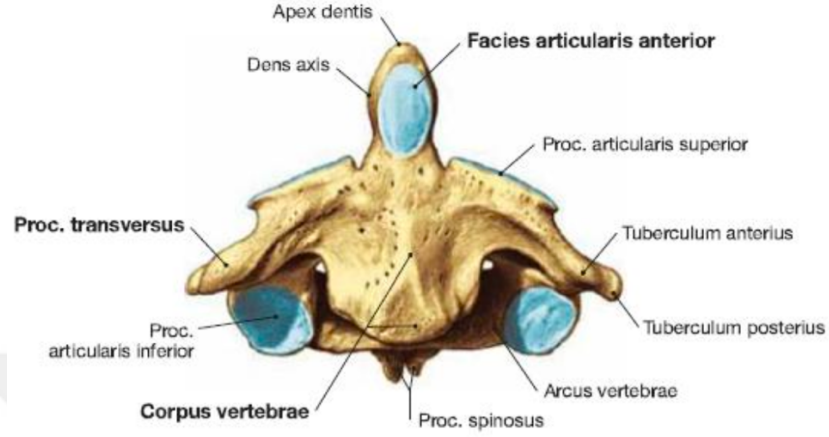


B.

Şekil 2.12. A) Servikal vertebraların anatomik görünümü⁵⁴ B) Servikal vertebraların radyografik görünümü.⁷⁰

Servikal birinci vertebraya Atlas denmektedir. Atipik bir vertebra olan Atlas anterior ve posterior arklar ve yan parçalardan oluşan bir halka şeklindedir. Vertebra başın ağırlık taşıma görevini “lateral mass” yüzeyler üstlenmiştir. Vertebra başın alt eklem yüzü oksipital kemik ile eklem yaparken alt eklem yüzü de C2 ile eklem yapar.

İkinci servikal vertebraya Axis denilmektedir. Axis oldukça geniş bir gövdeye ve yukarıya uzanan bir çıkıntıya sahiptir. Bu çıkıntıya dens axis (processus odontoideus) adı verilmektedir. Axis dens axis aracılığıyla C1 ile atlantoaksiyel eklemi yapar. (Şekil 2.13)



Şekil 2.13. Aksis (2. Servikal vertebra)⁵⁴

C3 ve C5 aralığındaki vertebralarda; birer korpus ve spinoz çıkıntı ile ikişer lamina ve pedikulus arkus vertebra bulunmaktadır. Vertebraların corpuslarının üst kenarı konkav, alt kenarı konveks biçimindedir. Bu nedenle vertebra gövdesinin kenarında yukarı doğru processus uncinatus denilen bi çıkıntı oluşur.

C7'nin spinal çıkıntısı göğüs omurlarıninkine benzer biçimde çatalsız ve uzun olarak izlenmektedir.^{51, 52} Processus spinozusun uzun ve belirgin olması nedeniyle el ile muayene edilebilen tek vertebradır.

2.2.3.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

1982'de anjiyografi için üretilen KIBT cihazı günümüzde de halen gelişimine devam etmektedir. Konik ışın tekniği, hastanın başı kafa tutucuya sabitlenerek etrafında eş zamanlı olarak dönen alan dedektörü ve X-ışını kaynağı ile yapılan 360 derecelik taramayı içerir. Flat panel sistemi hastanın başı çevresinde 360 derece dönerken incelenecek bölgenin hacimsel görüntüsü elde edilmiş olur. Bilgisayarlı tomografi ile

kıyaslandığında düşük maliyet ve dozlarda yüksek kalitede 3 boyutlu görüntüler elde etmemizi sağlar.⁷¹ Bizler ortodonti kliniğimizde düşük dozda yüksek diagnostik veri elde edebilmek adına ortodonti hastalarımızdan düşük doz tomografi almaktayız. Üç boyutlu görüntümüzü Dolphin yazılımı ile 2 boyutlu olarak lateral sefalometrik, posteroanterior sefalometrik, panoramik görüntülere dönüştürmekteyiz. Böylelikle gömülü diş varlığında da fazladan görüntü istemine gerek duymamaktayız.

2.3. Büyüme-Gelişim Tespitinde Güncel Yaklaşımlar

El-bilek radyografileri üzerinde yapılan çalışmaların yanında özellikle son dönemde tanı için alınan sefalometrik radyograflar ile görüntülenen servikal vertebralardan yapılan büyüme-gelişim incelemesinin el-bilek radyografileri kadar güvenilir olduğu saptanmıştır. El bilek graflerinin aksine fazladan röntgen almadan büyüme gelişim dönemlerinin saptanabilir olması da üstünlük sağlamaktadı.^{38, 67, 72-77}

Vertebralardan büyüme gelişim belirlenirken regresyon analiziyle yarı otomatik sistemler geliştirilmiştir. 2002 yılında Mito ve ark.⁴⁰ 7.0-14.9 yaş aralığında ve her birinde 22 kız çocuğun lateral sefalometrik görüntülerinin incelendiği 8 yaş grubu oluşturmuşlardır. 176 kız çocuktan kemik yaş tespiti yapmışlar ve sonuçlarının TW2 metoduyla yapılan el-bilek kemik yaşı tayini kadar güvenilir ve objektif olduğunu bulmuşlardır.

2013 yılında Beit ve ark.⁷⁸ 6 ve 18 yaş aralığında tedavi edilmemiş 352 erkek, 378 kız bireyin sefalometrik ve el bilek radyografilerini incelemişlerdir. El-bilek radyografileri Greulich-Pyle atlası referans alınarak incelenmiş, C2-C4 arasında bulunan vertebralar morfometrik olarak ölçülerek Greulich-Pyle yöntemi ile korelasyon testi

yapılmıştır. Ancak regresyon modelleri ve korelasyon analizleri ile servikal vertebra morfolojilerinin değerlendirilmesinin diğer iskelet yaşı değerlendirmelerin yerini alamayacağını bildirmişlerdir.

2.4.Yapay Zeka'ya Giriş

Zeka, kavramlar ile nesneler arasında ilişki kurabilme, karar verebilme, düşünüp çözüm üretebilme, yargılama ve sonuç çıkarma yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Aynı zamanda, anlama, öğrenme, uyum sağlama, analiz edebilmeyi sağlamaktadır. Özetle, zeka bireyin bağlamları algılayabilme, eylemlerle ilişkilendirebilme ve harekete geçebilme kapasitesidir. Yapay zeka ise, veriler aracılığı ile öğrenebilen makinelerin problemleri çözmeleri için geliştirilmiş sistemlerdir.⁷⁹

Yapay zekayı Richard Bellman⁸⁰ ise öğrenme, karar verebilme ve problem çözebilmeyi içeren insan zekasıyla ilişkili faaliyetlerin otomasyonu olarak tanımlamıştır.

Yapay zeka 'akıllı davranış olarak adlandırılan şeyin sayısal ifadelerle kavranabilmesiyle ve bu davranışları sergileyebilen eserlerin icat edilmesi ile ilgilenen bilim ve mühendislik dalı' olarak da tanımlanabilir.

1955'te ilk olarak yapay zeka terimini ortaya atan isim John McCarthy'dir. Yapay zeka demesinin sebebi makinelerin "akıllı" faaliyet denebilecek görevleri yapabilme becerisini açıklamaktır. Yine bu dönemde John McCarthy⁸¹ tarafından düzenlenen Dartmouth konferansı 1970'lere değin yapay zeka ile ilgili kapsamlı çalışmaların yapıldığı kritik bir dönemi başlattı.

Ülkemizde yapay zekayla ilgili 1958’de düzenlenen “Makineler Düşünebilir mi?” isimli konferansta Prof. Dr. Cahit Arf, bu fikrin uygulanabilirliğini iddia ederek kendi başına düşünebilen bir makine yaratma fikrini örneklendirmiştir.

Yapay zeka çalışmalarına İngiliz matematikçi Alan Turing⁸² ile başladığı kabul edilebilir. Alan Turing bir makinenin insan gibi düşünüp insan kadar zeki olabileceğini düşünmüş ve 1950 yılında bir çalışmasında “Makineler düşünebilir mi?” sorusunu cevaplamak için, bu soruna eşdeğer olarak tasarladığı “Taklit Oyunu”nu, günümüzdeki ismi ile “Turing Testi”ni tanımlamıştır. Bu çalışmada; insan ile bilgisayar arasındaki farkı, etkileşim esnasında insan farkında olamıyorsa bilgisayarın insan kadar akıllı olduğu varsayımında bulunulmuştur.

Yapay zekanın ortaya çıkışını takiben 1980’lerde bazı temel kavramlar da tanımlanmaya başlandı; makine öğrenmesi, yapay sinir ağları, derin öğrenme.⁸³

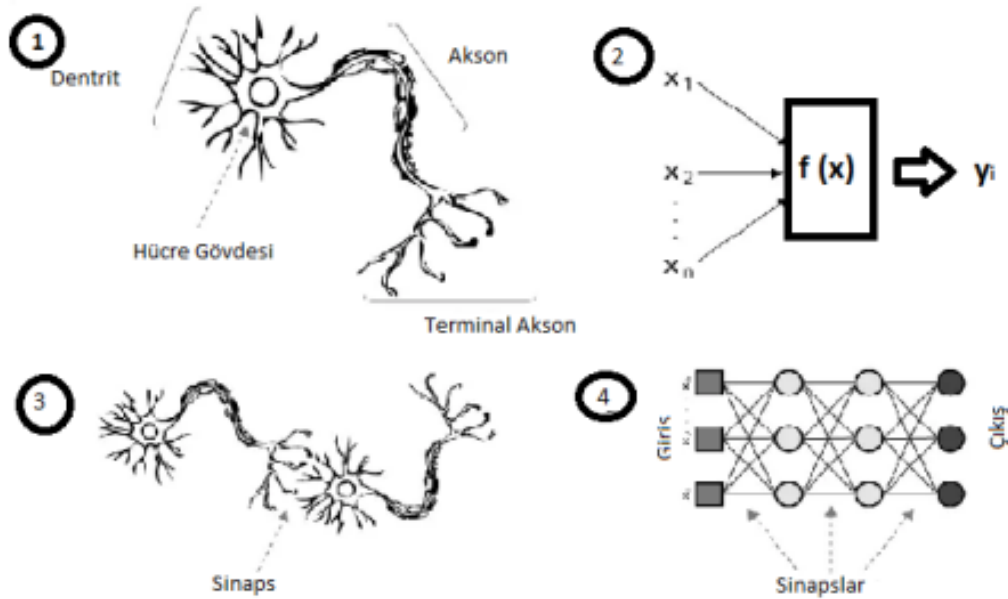
2.5. Makine Öğrenmesi

Makinelerin problemleri yüklenen mevcut veriler ile çözümlemesi yapay zeka teknolojisinin temel amacıdır. Makine öğrenimi sisteme yüklenen verilerin istatistiksel kalıplarını ve yapılarını algoritmalar aracılığıyla öğrenebilmektedir. Veri sayısı arttıkça algoritmalar gelişir daha iyi değerlendirme yapar ve özel cevaplar verebilmeyi öğrenir. Makine öğrenimi, problemleri insanlar müdahil olmadan çözümleyebilmek için verilerden öğrenimi kolaylaştırmayı amaçlar.⁸⁴

2.6.Yapay sinir ağları (artificial neural network-ANN)

Yapay sinir ağıları biyolojik sinir sistemine, insan beynindeki nöronlara benzetilerek oluşturulmuş bir sistemdir. Yapay sinir ağlarının amacı nöron denilen paralel işlem yeteneği olan birbirlerine bağlı bilgisayar işlemcileri ile insan beynini taklit eden sinir ağıları oluşturmaktır. (Şekil 2.14., Tablo 2.1.) İnsan sinir sistemi birbiriyle ilintili çok sayıda nöron barındırmaktadır.⁸⁵ Nöronu oluşturan üç temel kısım hücre gövdesi, akson bileşenleri ve dendritlerdir. Dendritlerin görevi bilgiyi aldığı bilgileri hücre gövdesine iletmektir. Bilgiyi hücre dışına taşıyanlar ise aksonlardır. İnsanlar doğumdan itibaren sürekli öğrenmektedirler. Yeni bilgiler öğrenildiğinde nöronlar arasında yeni sinaptik bağlantılar meydana gelir.⁸⁶

Karışık problemlerin modellenmesi bazen matematiksel olarak mümkün olmamaktadır. Ancak yapay sinir ağıları aracılığıyla bu mümkündür. Olayları ve olaylar arasındaki ilişkileri otomatik öğrenen yapay sinir ağıları değişen koşullara uyum sağlamakta, farklılıklar halinde ise yeniden eğitilebilmektedirler.

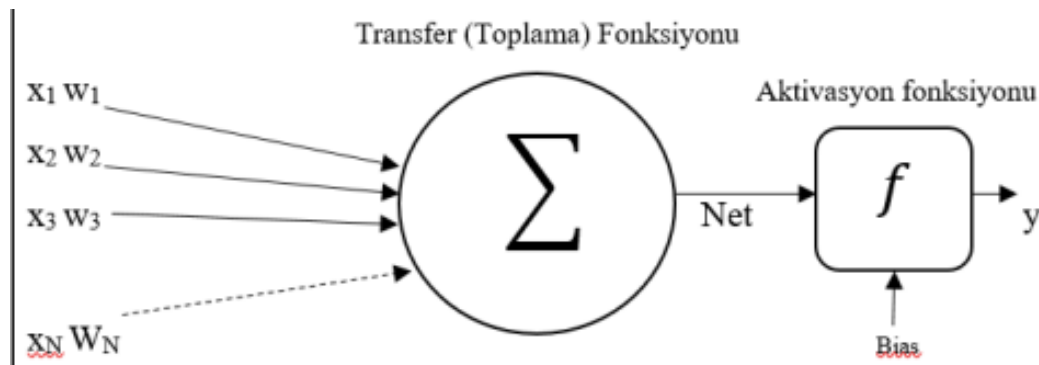


Şekil 2.14. Biyolojik sinir hücresi ve yapay sinir ağı⁸⁷

Biyolojik Sinir Sistemi	Yapay Sinir Sistemi
Nöron	İşlemci Elemanı
Dentrit	Toplama Fonksiyonu
Hücre Gövdesi	Transfer Fonksiyonu
Aksonlar	Yapay Nöron Çıkışı
Sinapslar	Ağırlıklar

Tablo 2.1. Biyolojik sinir hücresi ve yapay sinir ağı terminolojisi⁸⁷

Yapay nöron hücresine n tane veri girdisi olmaktadır ($x_1, x_2, x_3, \dots, x_N$). Bu veri girişlerine karşılık gelen ağırlık değerleri ($w_1, w_2, w_3, \dots, w_N$) ağ üzerinde bulunan etki değerleridir. Bütün girilen veriler de ağırlık değerleriyle çarpılarak transfer fonksiyonu ile birleştirilirler ve aktivasyon fonksiyonundan geçirilirler.⁸⁸ Aktivasyon fonksiyonundan elde edilen değer çıkış değeri olarak ifade edilmektedir. Bir yapay sinir hücresinin birden çok girdisi olmasına yanında tek bir çıktı değeri bulunmaktadır. (Şekil 2.15.) Girdi katmanından giren bilgiler aracılığı ile doğru çıktıların üretilebilmesi için ağırlıkların doğru değerlerde olması gereklidir. Doğru ağırlıkların bulunmasına ağıın eğitilmesi denir. Ağıın eğitilmesi yapay zekanın alt kümeleri olan makine öğrenimi, yapay sinir ağıları ve derin öğrenme tekniklerinin gelişmişliklerine bağlıdır.⁸⁹ (Şekil 2.16)



Şekil 2.15. Yapay sinir ağı modeli.⁸⁸



Şekil 2.16. Yapay zeka ile alt tekniklerinin ilişkisini temsil eden Venn diyagramı.⁸⁹

Yapay sinir ağları hesaplama modellerini biyolojik sinir sistemi sinapslarının ve nöronun mimarisini öğrenerek hesaplama birimlerini modellemektedirler.⁹⁰ Yapay sinir ağlarının hesaplama güçleri, bu bağlantıların ağırlıkların güncellenmesini sağlayacak olan eğitim veri setlerinin kalitesi ve miktarına bağlıdır.^{91, 92} Ağırlıklar veri setleri içinde en elverişli olan değeri bulmaya amaçlamaktadır. Böylece yapay sinir ağlarının eğitimi gerçekleşmiş olur.⁹³

Yapay bir nöron, doğal bir nöronun davranışını ve yapısını kopyalamaya çalışmaktadır. İnsan sinir sistemini kopyalayan sinir hücresi gibi farklı farklı katmanlar, çeşitli biçimlerde birleştirilerek yapay sinir ağı meydana getirilir. Bu katmanlar; giriş, ara (gizli) katman/katmanlar ve çıkış katmanlarıdır. Girdi katmanı verinin ağı tanıttımının yapıldığı katman olup bu katmandan sonra veri ağırlıkları ile çarpılarak gizli katmana aktarılmaktadır. Gizli katman yapay sinir ağlarının temel yapısını oluşturur ve bu katmandaki veriler de ağırlıklar ile çarpılarak çıktı katmanına aktarılır ve bu katman bir

çıkış üretir.⁸⁹ Ara katman miktarı istenen modele göre farklılık gösterebilir ve temel olarak ağırlık katsayısı verilen katmanlar bu ara katmanlardır. Sonuç ise çıktı katmanı ile alınmaktadır. İlk önce katsayı, ara katmanlara seçilmeden atanır. Öğrenme sonrası daha önceden kullanılmamış yeni bir veri grubu kullanılarak sağlama yapılır ve ardından yapay sinir ağıları kullanıma hazırdır.⁹⁴

2.6.1.Yapay sinir ağlarının özellikleri

Yapay sinir ağlarının temel özellikleri aşağıdaki gibidir:⁹⁵

Doğrusal Olmama

Paralel Çalışma

Öğrenme

Genelleme

Esneklik ve Hata toleransı

Eksik Verilerle Çalışma

Çok Sayıda Parametre ve Değişken Kullanma

Uyarlanabilirlik

Yapay sinir ağları çoğunlukla örnekleri tanıma ve tahminde bulunmada kullanılmaktadır. Bunun yanısıra sınıflandırma, veri yorumlama, veri filtreleme ve veri ilişkilendirme işlemlerinde de yapay sinir ağlarından yararlanılmaktadır.⁹⁶

Tahmin: Yapay sinir ağının, girdi değerlerinden çıktı hakkında tahminde bulunması olarak tanımlanır.

Sınıflandırma: Yapay sinir ağları, girdi değerlerini sınıflama görevini yapmaktadırlar.

Veri Yorumlama: Yapay sinir ağıının daha önceden edinilmiş bilgileri analiz ederek yeni durumları yorumlaması olarak ifade edilmektedir.

Veri Filtreleme: Yapay sinir ağıları fazla sayıda veri arasından uygun olan verileri belirlemektedirler.

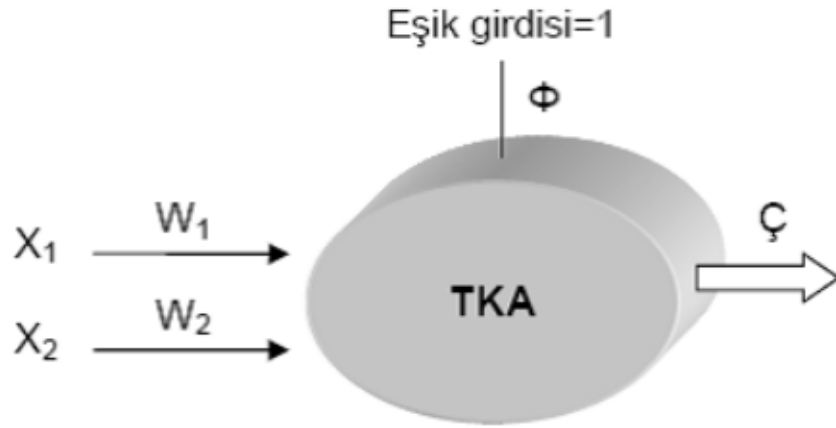
Veri İlişkilendirme: Yapay sinir ağıının önceden öğrendiği bilgileri yeni bilgileri ilişkilendirmesi, yetersiz olan bilgileri tamamlamasıdır.⁹⁵

2.6.2 Yapay sinir ağı modelleri

Yapay sinir ağı modellerini 4 gruba ayırabiliriz. Bunlar tek katmanlı algılayıcılar, çok katmanlı algılayıcılar, ileri beslemeli yapay sinir ağıları ve geri beslemeli yapay sinir ağılarıdır.⁹⁵

2.6.2.1 Tek katmanlı algılayıcılar

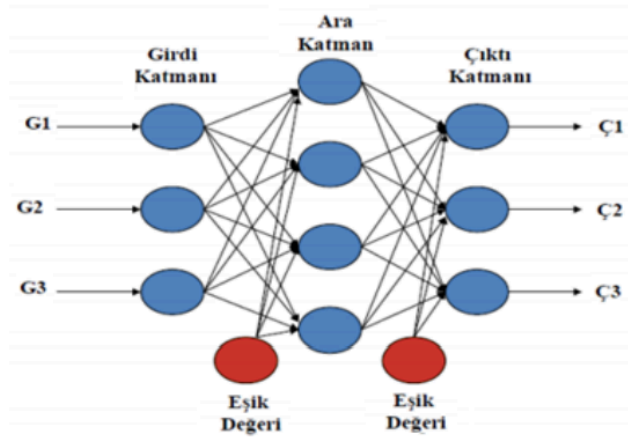
Tek katmanlı ağılar sadece girdi ve çıktıdan oluşur.⁸⁹ 1958 senesinde Frank Rosenblatt tarafından ‘perceptron’ örnekleme yapılmıştır. Perceptron modelinde birden çok temel girdi alınarak bir çıktı oluşturulur. Bu algılayıcılarda çıktı fonksiyonu doğrusal olup 1 veya -1 değerlerini alır. Tek katmanlı algılayıcılar doğrusal olmayan olayları öğrenemezler bu sebepten yeni modeller geliştirilmiştir.⁹⁵ (Şekil 2.17)



Şekil 2.17. Tek katmanlı algılayıcı modeli.⁹⁵

2.6.2.2 Çok katmanlı Algılayıcılar

Yapısal olarak doğrusal olmayan aktivasyon fonksiyonu olan çok sayıda nöronun belli bir hiyerarşi içerisinde bağlandığı yapılardır. Bu ağlar girdi katmanı, ara katmanlar ve çıktı katmanıdır.⁸⁹ (Şekil 2.18.)



Şekil 2.18. Çok katmanlı algılayıcı modeli.⁸⁹

2.6.2.3 İleri Beslemeli Yapay Sinir Ağları

İleri beslemeli yapay sinir ağlarında veriler girdi katmanından, gizli katmana iletilmektedir. Daha sonra çıktı katmanına doğru düzenli katmanlar şeklinde ilerlerler.

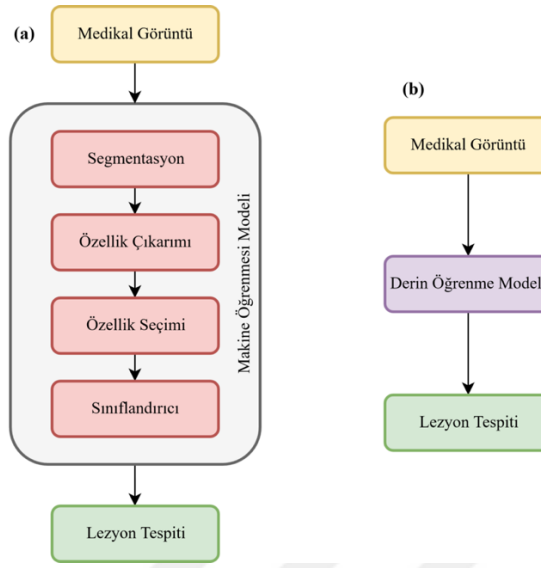
Sonuçta da dış ortama aktarılırlar.⁹⁵ Bir katmandan sonra sadece kendinden sonraki katmanlar için bağ bulunmaktadır. Bir önceki katmana ya da aynı katmandaki sinir ağları arasında bağlantı yani geri besleme durumu yoktur. Uygulamalarda genellikle tercih edilen ileri beslemeli ağ modelidir.⁹⁴

2.6.2.4 Geri beslemeli Yapay Sinir Ağları

Bu ağ modelinde sinyal iletimi ileri ve geri olarak mümkündür. Geri besleme aynı ya da farklı katmanlardaki hücreler arasında ve nöronlar arasında olabilmektedir. Geri yayılım evresinde meydana gelebilecek hataların ihtimalini azaltılabilmek için katmanlar arası bağlantı ağırlık değerleri ayarlanır. Geri beslemeli yapay sinir ağları istenen davranışa ulaşılabilmek için ayarlanabilen, eğitilebilen dinamik bir modeldir.^{95, 97}

2.7. Derin öğrenme ve Derin Evrişimli Sinir Ağları

“Derin öğrenme” terimini ilk tanımlayan isim 1986’ da Rina Dechter⁹⁸ olmuştur. 2000 li yıllarda ise Igor Aizenberg ve ark.⁹⁹ derin öğrenmeyi yapay sinir ağları bağlamında tanımlanmışlardır. Makine öğreniminin bir parçası olan derin öğrenme girdi verilerini analiz etmek amacıyla derin bir sinir ağında farklı hesaplama katmanlarına sahip ağı kullanmaktadır. Derin öğrenme, özellik algılamayı iyileştirebilmek adına kalıpları otomatik tanımlayan bir sinir ağı oluşturmayı amaçlamaktadır. Bu modelde sınıflandırılmamış, işlenmemiş ya da etiketlenmemiş verilerden denetimsiz olarak öğrenebilen ağlar bulunmaktadır. Ön-işleme aşaması olmadan sınıflandırma yapılabilmektedir. Eğitim süreci sonunda yalnızca ham veriyi işleyerek yorum yapabilmek özelliğine sahiptir. Çoğunlukla belirsiz ve karmaşık nesneler için oluşan hatalı özellik hesaplaması ve segmentasyon nedeniyle görülen hataların önüne geçebilmektedir. Makine öğrenimi ve derin öğrenme arasındaki farklar Şekil 2.19’da gösterilmiştir.



Şekil 2.19. a) Makine öğrenmesi ve b) derin öğrenme.¹⁰⁰

Derin öğrenme yapay zekanın en yeni sürümüdür. Girdiler ve çıktılar arasındaki yapay sinir ağları, katman sayısı bakımından daha önceki yapay sinir ağları ile farklılık göstermektedir. Bu katmanlar ile girdilerden veri toplar.⁹⁰ Bu fazla sayıda katmandan oluşan ağ yapılarına derin evrişimli sinir ağları adı verilmektedir. Katmanlarından çok sayıda özelliği çıkarabilen bu yapılar, aslen daha büyük ve karmaşık görüntüleri işlemek için kullanılmaktadır.¹⁰¹ Bu katmanlar sağlık alanındaki görüntülerde; hastalık teşhis etme, sınıflandırma, nesne tanımlama gibi işlemleri gerçekleştirebilirler.⁸⁸

2.8 Evrişimli Sinir Ağı Katmanları

2.8.1 Giriş Katmanı

Derin evrişimli sinir ağlarına verilen ham giriş görüntüsüdür.⁸⁸

2.8.2 Evrişim Katmanı

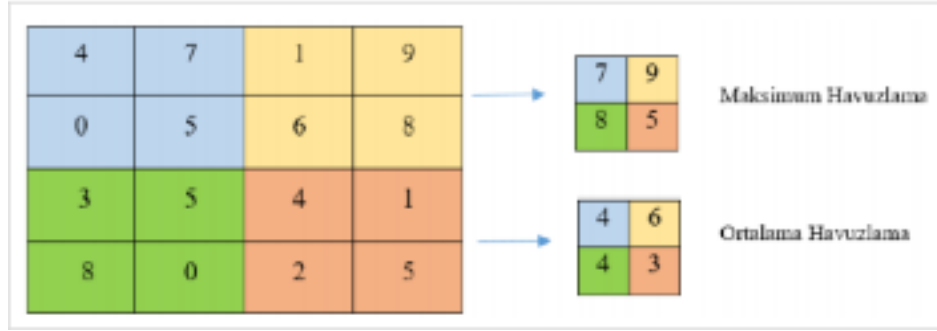
Girdiyi ilgili özellikleri çıkartarak yoğunlaştırır ve çeşitli özellik dedektörlerine cevap niteliğinde özellik haritaları üretir. Evrişim işlemi Şekil 2.20’de gösterilmiştir. İlk evrişim katmanında kenar bilgileri gibi temel özellikler belirlenirken, öteki katmanlara geçildikçe karmaşık ve üst düzey özellikler saptanabilir.¹⁰²



Şekil 2.20. Evrişim işlemi⁸⁸

2.8.3 Havuzlama Katmanı

Havuzlama katmanına alt örnekleme de denmektedir., örtüşen havuz oluşturma, genel havuz oluşturma gibi çeşitli işlem çeşitlerini içermektedir. Çoğunlukla birkaç evrişim katmanı arasında aracılık etmektedir. Havuzlama işlemi Şekil 2.21’de şematik olarak gösterilmiştir. Havuzlama, evrişimli sinir ağlarına epey faydalıdır. Yerel verileri bir havuzlama penceresiyle yoğunlaştırır böylelikle veri boyutluluğunu azaltır. Verileri tek bir değer olarak ifade etmeyi amaçlar. Bu sayede veri boyutunun azaldığı için hesaplamalar da azalmış olur.¹⁰³



Şekil 2.21. Havuzlama işlemi⁸⁸

2.8.4 Tam bağlı Katman

Çoğunlukla havuzlama katmanından sonra gelen bu katman, kendinden önceki katmanın bütün alanlarına bağlı bulunmaktadır.¹⁰⁴

2.8.5 Sınıflandırma Katmanı

Sınıflandırma katmanı tam bağlantılı katmandan sonra gelir. Derin öğrenme mimarilerinin bu bölümünde sınıflandırma işlemi yapılır. Sınıflandırma katmanındaki çıkış değeri, sınıflandırması yapılacak nesne sayısına eşittir.¹⁰⁴

2.9 Evrişimsel Sinir Ağlarının Eğitilmesi

Evrişimsel sinir ağı modeli oluşturulduktan sonra konvolüsyon katman sayısı, havuzlama katman sayısı, tam bağlantılı katman sayısı ve sınıflandırma katmanı belirlenmektedir. Model oluşturulduktan sonra başlangıç değişkenleri tanımlanmaktadır. Değişkenler filtre sayısı, filtre boyutları ve adım kaymadır. Oluşturulan modele eğitim setinden bir görüntü verilmektedir. Verilen görüntüden sonuç elde edebilmek için veri ağıdaki katmanlardan geçirilir. Bu segmente ileri besleme denilmektedir. Belirtilen her katmanda her filtrenin ağırlıkları ve görüntüdeki piksel değerleri çarpılıp bir sonraki

katmana aktarılmaktadır. Hedef sonuç ve üretilen sonuçların farkı alınır böylece hata değeri elde edilir. Bu değer ağıdaki tüm ağırlıklara dağıtılır.¹⁰⁴

2.10. Aktivasyon Fonksiyonu

Sinir ağlarında bulunan giriş değerleri ile ağırlık değerleri çarpılarak bir aktivasyon fonksiyonundan geçirilip çıktı oluşturulur. Sinir ağlarının doğrusal olan ifadelerini doğrusal olmayan ifadelere dönüştürmekte aktivasyon fonksiyonları rol almaktadır. Ayrıca aktivasyon fonksiyonları ağı optimizasyon sürecini ve öğrenmesini de etkilerler.¹⁰⁵

2.11. Transfer Öğrenme

Derin evrişimli sinir ağlarının eğitilmesinde en büyük sorun veri setinin yetersiz olduğu senaryolardır. Transfer öğrenme bu sorun minvalinde daha önce eğitilmiş bir evrişimli sinir ağları modelinin sınıflarını soruna bağlı değiştirir. Sonra da hedef veri kümesi üzerinde ince ayar yapan parametrelerin aktarımının öğrenilmesini amaçlar. Bu derin evrişimli sinir ağları modellerine örnek olarak VGGNet, GoogleNet, AlexNet ve ResNet mimarileri verilebilir.⁸⁸

2.11.1.Derin Öğrenme Kütüphaneleri

Derin Öğrenme mimarilerinin hızlı bir şekilde geliştirilebilmesinde önemli rolü bulunan derin öğrenme kütüphaneleri birbirinden farklı özelliklere sahiptirler. Derin öğrenme kütüphaneleri derin öğrenme çalışmalarını kolaylaştırarak pratikleştirme görevini üstlenmişlerdir. Böylece verimlilik artırılır. Derin öğrenme kütüphaneleri Phyton, C++, Java gibi programlama dillerinde oluşturulmuştur. Bu kütüphanelere örnek

olarak Caffe, Tensorflow, Torch, Keras, Darknet ve Pytorch adlı kütüphaneler gösterilebilmektedir.¹⁰⁶⁻¹⁰⁸

2.11.2.Derin Öğrenmede Görüntü Segmentasyonu

Yapay zeka uygulamalarında görüntü analizi amacıyla üç farklı yöntem geliştirilmiştir:

1.Sınıflandırma: Görüntüde bulunan bir öğenin hangi sınıfa ait olduğunun tahminidir.^{109, 110}

2.Nesne Algılama: Görüntüde bulunan nesnelerin tespiti ile bir dikdörtgen içine alınmasıdır.^{110, 111}

3.Segmentasyon: Görüntüde yer alan bir yapının, diğer yapılardan ayrıştırılması ve sınırları ile hangi nesnenin bir bölümü olduğunu ifade edilmesidir. Sınıflama ve nesne algılama bu yöntemden türemiştir.^{114, 116}

İki çeşit segmentasyon vardır:

Birey (Instance) segmentasyon: Aynı türe ilişkin her bir farklı bireye farklı bir sınıf etiketinin atandığı segmentasyon çeşididir.

Semantik Segmentasyon: Belirli bir nesne türüne ilişkin her ayrı bireye aynı sınıf etiketinin atandığı edildiği segmentasyon çeşididir.¹¹²

2.11.3.YOLO (You Only Look Once) ve YOLOv5 (You Only Look Once-version 5)

YOLO (You Only Look Once) seri bir nesne tanıma mimarisidir ve Evrişimli sinir ağları yapısına sahiptir. Anlamı ve açılımı Türkçe’de “Sadece bir kez bakarsın” dır. Algoritma epey hızlı ve iyi bir genelleme yeteneğine sahip olup hedefi tek seferde nesneyi tespit edebilmektedir.¹¹³

YOLO küçük yapıda bir mimaridir. Bu mimariyi hızlı kılan durum görüntünün yalnızca sinir ağına aktarılması ile nesne algılama sonucunun elde edilebilmesidir.¹¹¹

YOLOv5'te, daha önceki dört sürümden farklı olarak ana kütüphanede DarkNet'e karşılık olarak PyTorch kullanılmıştır. Yazılım dili temelde Python'dur. YOLOv5'in avantajı Python kullanılmasıdır. PyTorch kullanılması ile de daha çabuk eğitim yapılabilmektedir. YOLOv5'in son sürümü v.7.0'dir. Bu güncelleme ile transfer öğrenme tekniği kullanılmıştır. Microsoft Common Objects in Context (MS COCO) veri kümesiyle ön eğitim uygulanmış segmentasyon modelleri kullanılabilir.^{111, 114}

2.12 Diş hekimliğinde yapay zeka ve kullanım alanları

Son dönemlerde yapay zeka uygulamaları diş hekimliğinin pek çok dalı için popüler hale gelmiştir. Yapay zeka diş hekimliğinde, yüksek kalitede hasta bakılması ve uygulanan tedavilerde en iyi sonuçların elde edilmesinde büyük rol oynayan tanı sürecini mümkün olabildiğince en kısa zamanda en doğru biçimde yapabilmek amacıyla kullanılmaktadır. Yapay zekanın diş hekimlerinin hayatına girmesi ile insandan kaynaklı hataları azaltıp zaman ve maliyet açısından kazanç sağlaması amaçlanmıştır. Diş hekimlerinin teşhis açısından zorlandıkları durumlarda başarılı kararlar alabilmeleri için yönlendirici bir sistemdir.^{83, 115}

Ağız diş çene radyolojisinde; diş tespiti ve sınıflandırmasında, diş kaybının belirlenmesinde, fazladan kök ve süpernümerer diş, halitozis, apikal lezyonlarının, çene kisti ve tümörü, Sjögren sendromu tespitinde, osteoporoz teşhisi konulmasında, vertikal kök kırığı saptanmasında, ultrasonografi uygulamalarında evrimsel sinir ağlarından yararlanılmıştır.^{116, 117}

Restoratif diş hekimliğinde; çürük lezyonu ve beyaz nokta lezyonlarının tespitinde yapay zeka modellerinden faydalanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda derin öğrenme yolu

ile yapılan çürük tespitinin diş hekimlerine oranla daha fazla başarı gösterdiği görülmüştür.^{118, 119}

Ağız, diş, çene cerrahisinde; anatomik yapıların, gömülü üçüncü molar dişlerin belirlenmesinde, dişlerin komşu anatomik yapılarla olan ilişkilerinin ve çekim zorluğu açısından değerlendirilmesinde yapay zeka modelleri kullanılmaktadır.^{117, 120-122}

Periodontoloji alanında; alveoler kemik kaybının ve peri-implantitisin belirlenmesinde, implant planlamasında, periodontal hasar sebebi ile prognozu iyi olmayan dişlerin belirlenmesinde derin öğrenme yöntemlerinden yararlanılmaktadır.^{123, 124}

2.12.1 Ortodonti Alanında Yapay Zeka

Yapay zeka diş hekimliğinin ortodonti dalında gelecek vadeden bir bilim ve mühendislik dalıdır. Ortodontide alanında tanı-tedavi protokollerinde, çekimli-çekimsiz tedavi kararında, iskeletsel sınıflandırmada, landmark tespitinde, büyüme-gelişim döneminin tespit edilmesinde ve ortognatik cerrahi planlamasında yapay zeka kullanılabilmektedir.^{125, 126}

Yu ve ark.¹²⁷ evrişimli sinir ağları ile bir adımlı uçtan uca tanı sistemi kullanarak doğru iskeletsel tanı yapabilmek için çalışma yapmışlardır.bu sistem ile sagittal ve vertikal iskelet teşhiste %90 duyarlılık, doğruluk ve özgüllük sergilediğini bildirmişlerdir.

Xie ve ark.¹²⁵ maloklüzyonların tedavisinde diş çekimi gerekliliğini ölçmek için yapay zeka modeli kullanmışlardır. Yapay zeka modellemesi tedavi için diş çekimi ihtiyacı olup olmadığını %80 oranında doğru bulmuştur.

Kök ve ark.¹²⁶ sefalometrik radyografilerden servikal vertebra maturasyonu ile büyüme gelişim tespitinde diş hekimlerinin sübjektif ve doğruluğundan emin olamadıkları konusunu gündeme alarak yapay zeka modellemeleri kullanmışlardır. Bu sayede büyüme gelişim tespitinin gerektiği ortodonti, adli tıp, ortopedi gibi bütün bilim dallarında doğru teşhis için yapay zekanın kullanılabilirliği kanıtlanmıştır.

Choi ve ark.¹²⁸ yapay zeka modelleri kullanarak hastalara ortognatik cerrahi gerekip gerekmediğini araştırmışlardır ve başarılı sonuçlara ulaşmışlardır.



3. MATERYAL VE METOT

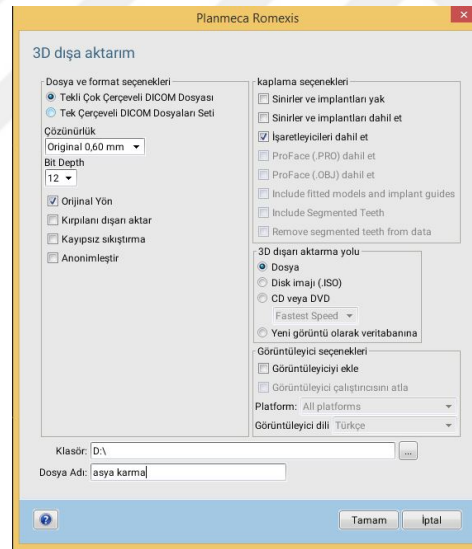
3.1. Hasta Seçimi

Çalışmamızda Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Kliniğinde tedavi edilen hastalardan alınan ultra düşük doz KIBT verileri kullanılarak elde edilen sefalometrik radyografik görüntüler kullanılmıştır. Veri seti Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı radyografi arşivinden Ocak 2013-Kasım 2022 tarihleri arasında karma veya daimi dişlenme dönemindeki 1077 ortodonti hastasından alınmış KIBT görüntülerinden elden edilen lateral sefalometrilere oluşmaktadır. Kemik gelişimini etkileyebilecek bir rahatsızlık geçirmiş, sistemik bir hastalığı ve sendromu olan, baş-boyun bölgesinde konjenital veya daha sonra gelişen bir malformasyonu, kraniofasiyal büyümeyi etkileyebilecek anomalisi olan, endokrin ya da beslenme bozukluğu gözlenen, büyüme-gelişim geriliği bulunan, uzun zamanı kapsayan enfeksiyöz hastalık geçirmiş olan, ebeveynlerinden biri veya her ikisi Türk olmayan, radyografilerinde deformasyon veya anatomik varyasyon görülen bireylerin radyografik görüntüleri ile görüntü kalitesi yetersiz radyografik görüntüler (metal artefaktı, çekim sırasında oluşan pozisyon hataları kaynaklı artefaktlar) çalışmamıza dahil edilmemiştir.

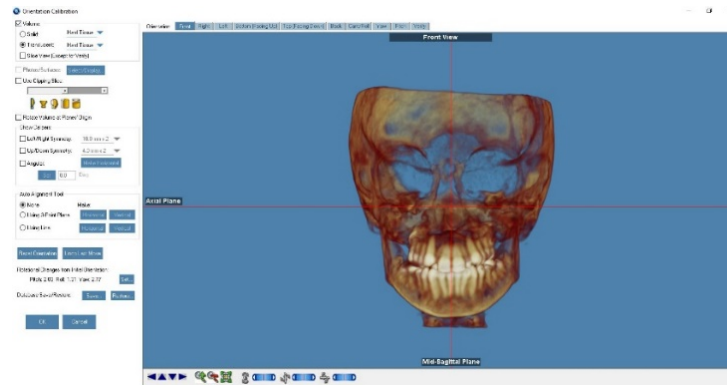
Çalışma protokolü Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Komitesi tarafından onaylanmıştır (karar tarihi ve numarası: 26.07.2022/20). Çalışma Helsinki Bildirgesi' nin prensiplerine göre yapılmıştır.

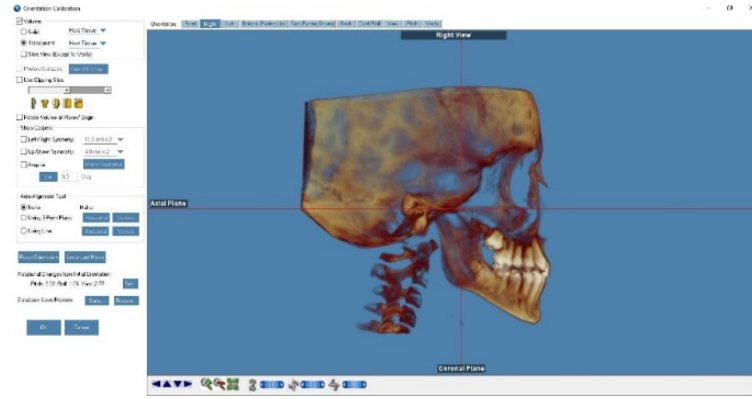
3.2. Sefalometrik Radyograf Veri Setinin Oluşturulması

Arşivdeki bulunan radyografik görüntüler tek KIBT cihazı (Promax 3D Mid; Planmeca, Helsinki, Finlandiya) kullanılarak oluşturulmuştur. tüp voltajı 94 kVp, X ışını tüp akımı 14 mA(miliamper) , 360° dönme, tarama süresi 27 sn ve voksel boyutu 0.600 mm olan görüntüleme parametreleri kullanılmıştır. KIBT görüntüleri Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) dosyaları olarak kaydedilmiştir. Çalışmada 1077 bireyin tomografi görüntülerinden kaydedilmiş DICOM dosyaları Dolphin Imaging 11.95 software (Dolphin Imaging and Management Solutions, Chatsworth, Calif) yazılımı kullanılarak Frankfort Horizontal düzlemi yere paralel olacak biçimde baş pozisyonu düzeltilmiş ve sefalometrik radyograflar oluşturulması Şekil 3.1, 3.2 ve 3.3'de gösterilmiştir. CranioCatch yazılımının 2 boyutlu etiketleme modülüne (Eskişehir, Türkiye) sefalometrik radyograflar yüklenerek proje oluşturulmuştur.

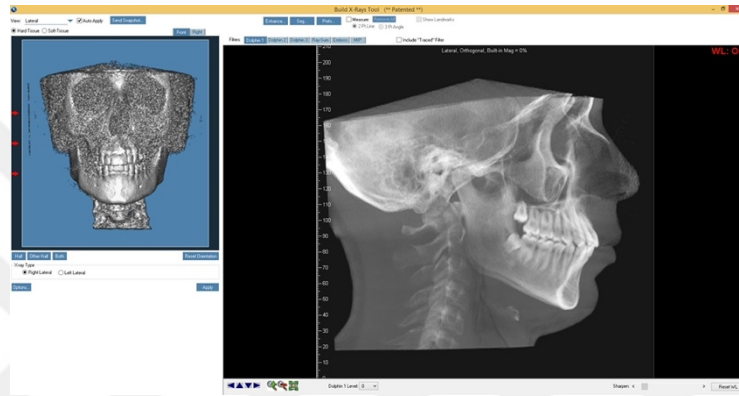


Şekil 3.1. Romexis programı ile KIBT görüntüsünün dışı aktarımı





Şekil 3.2. Dolphin Imaging programı ile baş pozisyonunun ayarlanması



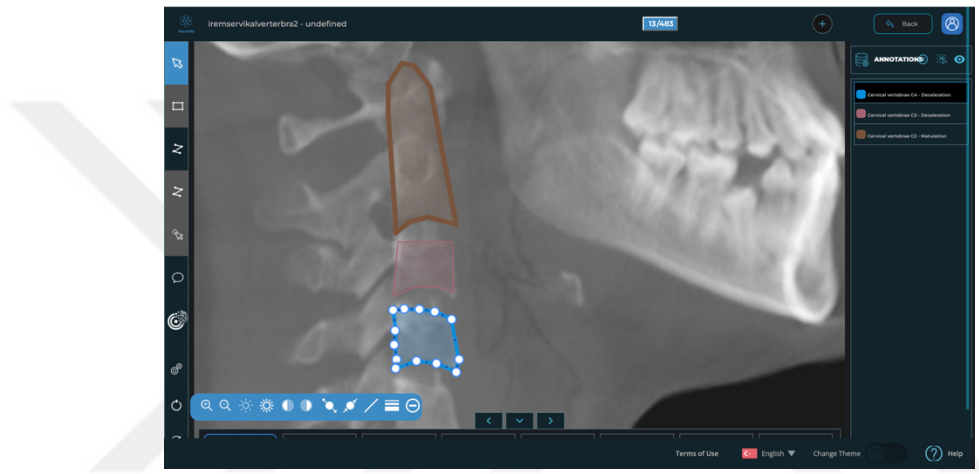
Şekil 3.3. Dolphin Imaging programı ile sefalometrik radyograf oluşturulması

3.3. Görüntü Değerlendirmesi ve etiketlenmesi

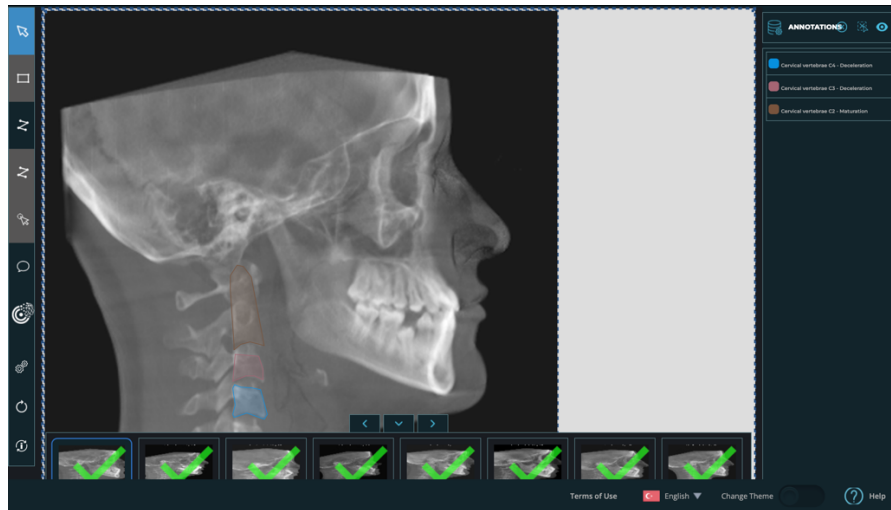
Bir görüntüdeki alanların tanımlanması ve nesnenin tanımlanan hangi bölgeye ait olduğunun belirlendiği işleme etiketleme denir. 1077 hastadan alınan KIBT görüntülerinden elde edilen sefalometrik radyograflar Cranio Catch programına yüklendi. Sefalometrik radyograf üzerinde görüntülerin değerlendirilmesi; 3.5 yıl deneyimli araştırma görevlisi ve 11 yıllık deneyimi bulunan Ortodonti uzmanı tarafından CranioCatch (Eskişehir, Türkiye) yazılımı kullanılarak Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dental AI Laboratuvarı'nda bulunan Precision 3640 Tower CTO BASE workstation (Intel(R) Xeon(R) W-1250P (6 çekirdek, 12 M önbellek, temel işlemci frekansı 4.1 GHz, Maks Turbo Frekansı 4.8 GHz) DDR4-2666, 64 GB DDR4 (4 X16GB) 2666 MHz UDIMM ECC Hafıza kapasitesi, 256 GB SSD SATA, Nvidia Quadro P620,

2 GB) (Dell, Texas, ABD) ve 27", 1920 x 1080 piksel IPS LCD monitör (Dell, Texas, ABD) kullanılarak gerçekleştirildi.

Etiketleme lateral sefalometrik radyograflar üzerinde servikal 2,3 ve 4. vertebraların dış sınırlarının serbest çizim tekniği ile belirlenerek çizilmesi şeklinde (poligon yöntemi) gerçekleştirildi. Çizim ve etiketlemeler Şekil 3.5. ve 3.6.'da gösterilmiştir.



Şekil 3.4. Poligonal tarzda etiketlenen 4.servikal vertebranın görüntüsü



Şekil 3.5. C2, C3, C4 servikal vertebraların gelişim evrelerinin poligonal tarzda etiketlenmesi

Vertebraların büyüme evrelendirilmesi Hassal- Farman yöntemindeki vertebral olgunlaşma evrelendirilmesinden faydalanılarak 2,3 ve 4. servikal vertebranın her biri için 6 adet olacak şekilde 18 farklı etiket belirlenerek yapılmıştır. Sonrasında aynı görüntü için iki, üç,ve dördüncü servikal vertebralarının (C2, C3 ve C4) gövdelerindeki değişimlere dayanarak iskeletsel büyüme-gelişimi tanımlayan 6 safhadan uygun olanı seçilerek sınıflandırılmıştır. Hassel-Farman sınıflaması Şekil 3.4.'de gösterilmiştir.

1- 1. Safha: Adolesan büyüme başlamaktadır. %80 -100 oranında büyüme beklenir. C2, C3 ve C4 trapezoid biçimindedir, üst sınırlar arkadan öne eğimlidir.

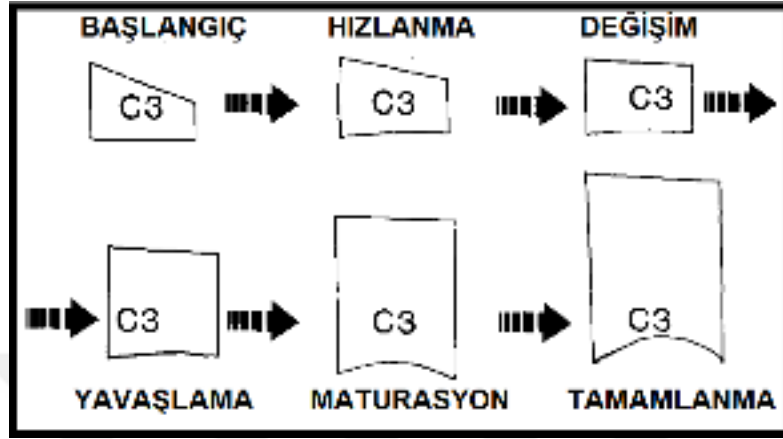
2- 2. Safha: Adolesan büyümenin hızlanma evresidir. %65-85 oranında büyüme beklenebilir. C2 ve C3 alt sınırlarında içbükeylik başlamaktadır. C4 alt sınırı düz ve C3 ve C4 genişliği uzunluğundan fazla olan dikdörtgene benzemeye başlar.

3-3. Safha: Değişim evresidir. Pik düzeyine doğru adolesan büyüme hızlı bir biçimde artmaktadır. %25-65 oranında büyüme beklenir. C2 ve C3 alt içbükeylikleri belirgindir. C4 alt sınırında ise içbükeylikler başlamıştır. C3 ve C4 dikdörtgendir.

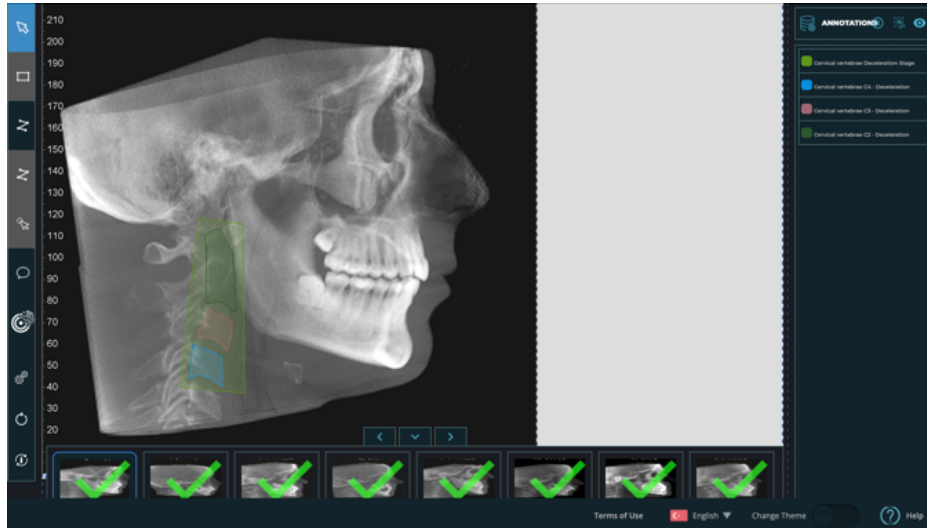
4 - 4. Safha: Adolesan büyümenin yavaşlama evresidir. %10-25 oranında büyüme beklenir. C2, C3 ve C4'ün alt sınırlarında içbükeylikler barizdir. C3 ve C4 kareye benzemeye başlar.

5-5. Safha: %5-10 oranında büyüme beklenir. Olgunluk evresidir. C2, C3 ve C4 alt sınırlarındaki içbükeylikler fazlaca belirginleşmiştir. C3 ve C4 kare şeklindedir.

6-6. Safha: Adolesan büyüme tamamlanmıştır, büyüme gerçekleşmez. C2, C3 ve C4 alt sınırlarındaki içbükeylikler daha da derindir. C3 ve C4 kare biçimde olabilir veya dikey boyutları yatay boyuttan fazladır.¹⁴



Şekil 3.6. Hassel Farman'a¹⁴ Göre C3 vertebraındaki değişim.



Şekil 3.7. C2, C3, C4 servikal vertebraların gövde değişimlerine dayanarak büyüme gelişim sınıflandırılması (vertebralar çerçevelenerek etiketlenmiş).

3.4 Yapay Zeka Modeli ve Eğitilmesi

Çalışmamızda, PyTorch kütüphanesi ve Python açık kaynaklı kodlama dilini kullanan, transfer öğrenme tekniğinden yararlanılarak YOLOv5 mimarisinin YOLOv5x-seg ve YOLOv5x-cls modelleri ile transfer öğrenme teknikleri kullanılmıştır. Modellerin eğitimi, NVIDIA Tesla V100 ekran kartı ve 16 GB RAM'e sahip bir bilgisayarda gerçekleştirildi.¹¹⁴

1077 KIBT görüntüsünden elde edilen 1077 lateral sefalometrik radyografi; YOLOv5x-seg modeli ile servikal 2, 3 ve 4. vertebra segmentasyon modülüne göre eğitilmiştir. Segmentasyon modülü ile bahsi geçen her vertebra'nın 6 adet gelişim safhası 18 sınıf olacak şekilde de eğitildi. Daha sonra 1077 görüntü içinden 4. vertebra'nın alt sınırının net olmadığı 5 görüntü çıkarılarak 1072 görüntüde C2, C3 ve C4 YOLOv5x-cls modeli ile kendi içlerinde 6 'şar adet gelişim evrelerine ayrılıp eğitilmiştir. Son olarak YOLOv5-cls ile sefalometrik görüntünün tamamı olacak şekilde C2, C3 ve C4 gövde şekil değişiklikleri ve konkavitetlerine bakılarak 1'den 6'ya kadar Hassel-Farman iskeletsel olgunlaşma evrelendirme yöntemine göre altı farklı grup olarak eğitildi. Ayrıca C2, C3 ve C4 'ü içeren poligonal serbest çizim tekniği kullanılarak anlamlı kısım kutu için alındı ve bu şekilde eğitildi.

Çalışmamızda veri setleri eğitim, test ve doğrulama olarak 3 bölüme ayrılmıştır:

Eğitim veri seti: Modelin eğitimini sağlamak için kullanılan veri setini oluşturmaktadır.

Doğrulama veri seti: Modelin eğitiminden bağımsız olan ve bu süreçte modelin görmemesi gereken örnekleri oluşturmaktadır.

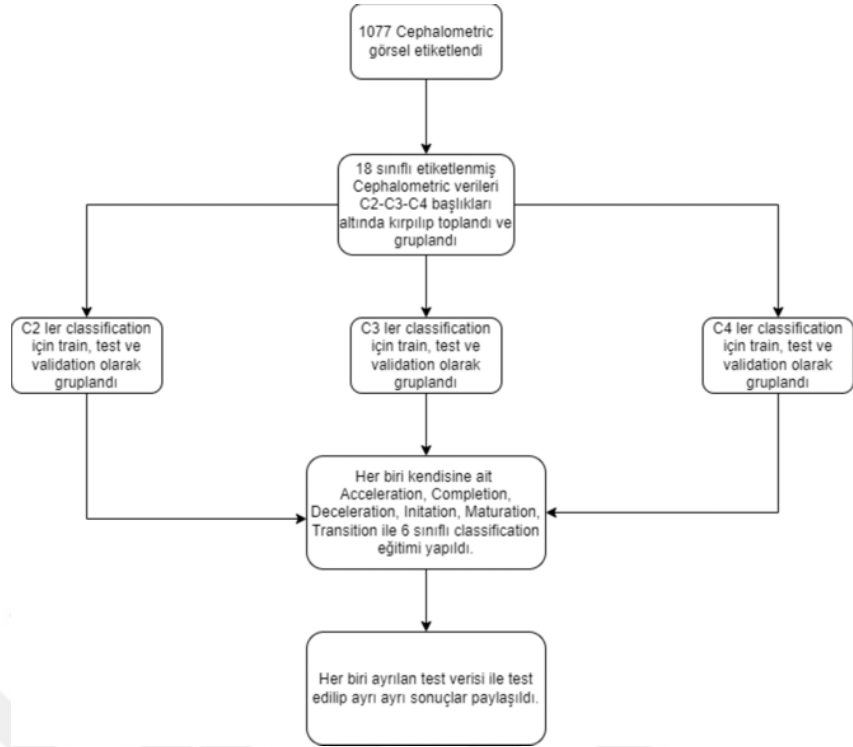
Test veri seti: Eğitim ve doğrulama verileri kullanılarak eğitilen modelin denemesinin yapıldığı veri setini oluşturmaktadır.

YOLOv5x-seg modeli ile C2, C3 ve C4 servikal vertebralarının segmentasyonu ile ilgili olarak eğitim veri seti tüm görüntülerin % 80'ini oluşturan 862 lateral sefalometri görüntüsünden, doğrulama veri seti tüm görüntülerin % 10'unu oluşturan 108 lateral sefalometri görüntüsünden ve test veri seti tüm görüntülerin % 10'unu oluşturan 107 lateral sefalometri görüntüsünden oluşmaktaydı. Görüntü ve etiket sayılarının dağılımı Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

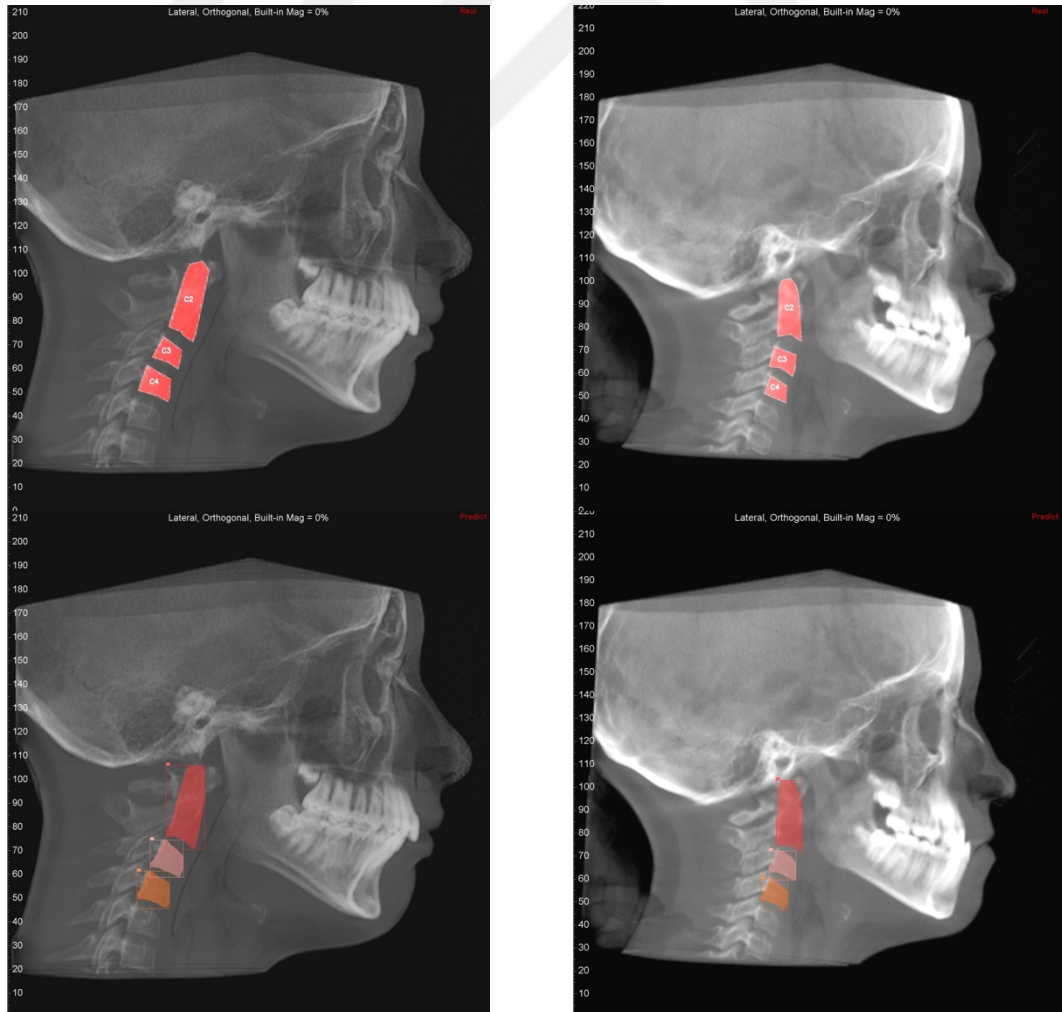
Tablo 3.1. Görüntü ve etiket sayılarının dağılımı

	Görüntü Sayısı	Etiket Sayısı
eğitim veri seti	862	2547
doğrulama veri seti	108	317
test veri seti	107	312

Model içerisinde görseller 640x640 olarak yeniden boyutlandırıldı. YOLOv5x-seg modeli aracılığıyla 400 epoch (eğitim turu) yapılarak eğitim yapıldı. Öğrenme hızı (learning rate) 0.01'di. Şekil 3.8.'de YOLOv5x-seg modeliyle yapılan servikal vertebra segmentasyonu modelinin diyagramı, Şekil 3.9.'da sırası ile gerçek ve tahmini segmentasyon örnekleri gösterilmiştir.



Şekil 3.8. YOLOv5x-seg modeli ile gerçekleştirilen vertebra segmentasyonu modelinin diyagramı



Şekil 3.9. Servikal vertebaların gerçek ve tahmini segmentasyon örnekleri

YOLOv5x-seg modeli ile C2, C3 ve C4 servikal vertebalarının Hassel-Farman metoduna göre kendi içlerinde vertebral gelişimlerinin etiketlenmesi segmentasyonu ile ilgili olarak eğitim veri seti tüm görüntülerin %80'ini oluşturan 863 lateral sefalometri görüntüsünden, doğrulama veri seti tüm görüntülerin %10'unu oluşturan 107 lateral sefalometri görüntüsünden ve test veri seti tüm görüntülerin %10'unu oluşturan 107 lateral sefalometri görüntüsünden oluşmaktaydı. Görüntü ve etiket sayılarının dağılımı Tablo 3.2.'de gösterilmiştir.

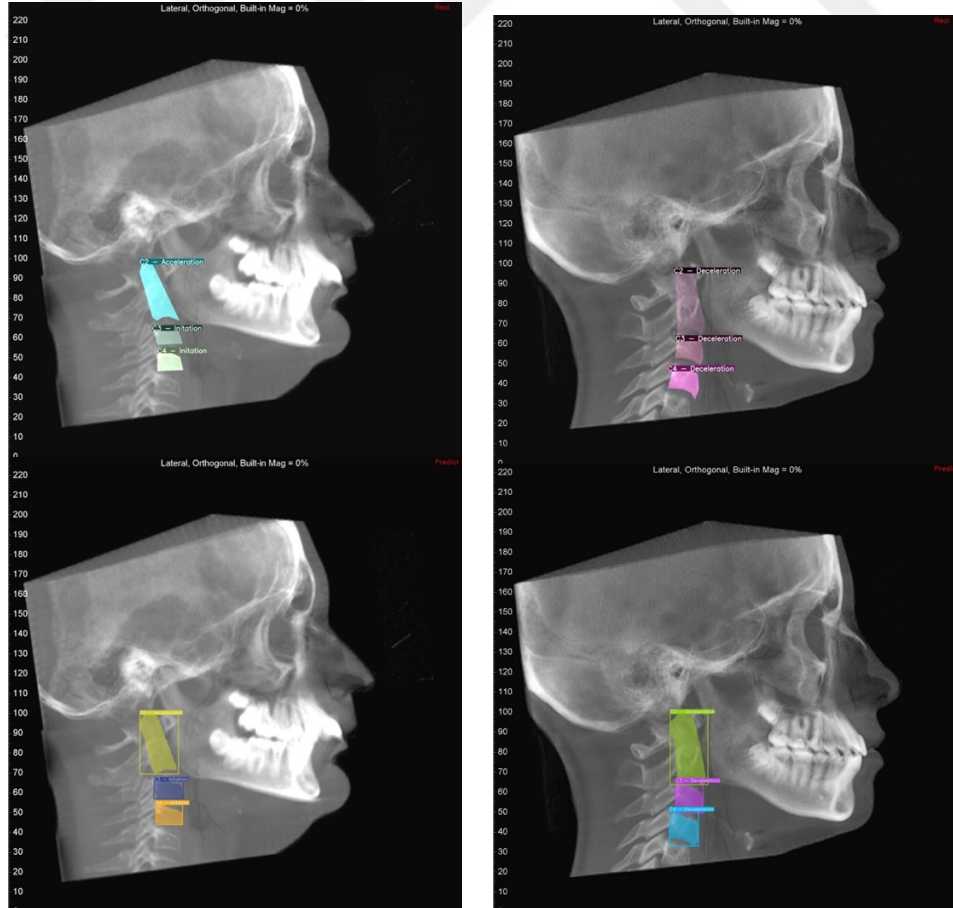
Tablo 3.2. Görüntü ve etiket sayılarının dağılımı

	Görüntü Sayısı	Etiket Sayısı
eğitim veri seti	863	2547
doğrulama veri seti	107	318
test veri seti	107	311

Model içerisinde görseller 640x640 olarak yeniden boyutlandırıldı. YOLOv5x-seg modeli aracılığıyla 400 epoch (eğitim turu) yapılarak eğitim yapıldı. Öğrenme hızı (learning rate) 0.01'di. Şekil 3.10.'da YOLOv5x-seg modeliyle yapılan servikal vertebaların kendi içlerindeki maturasyon evresi segmentasyonu modelinin diyagramı, Şekil 3.11.'da sırası ile gerçek ve tahmini segmentasyon örnekleri gösterilmiştir.



Şekil 3.10. YOLOv5x-seg modeli ile gerçekleştirilen vertebra segmentasyonu modelinin diyagramı



Şekil 3.11. Gerçek ve tahmini segmentasyon örnekleri

YOLOv5x-cls modeli ile C2 ‘nin Hassel-Farman metoduna göre kendi içlerinde vertebral gelişimlerinin sınıflaması ile ilgili olarak eğitim veri seti tüm görüntülerin % 80’ini oluşturan 864 lateral sefalometri görüntüsünden, doğrulama veri seti tüm görüntülerin % 10’unu oluşturan 105 lateral sefalometri görüntüsünden ve test veri seti tüm görüntülerin % 10’unu oluşturan 105 lateral sefalometri görüntüsünden oluşmaktaydı. Görüntü sayılarının dağılımı Tablo 3.3. ve Tablo 3.4’de gösterilmiştir

Tablo 3.3. Görüntü sayılarının dağılımı

Total görüntü sayısı 1074

Görüntü Sayısı	
eğitim veri seti	864
doğrulama veri seti	105
test veri seti	105

Tablo 3.4. Evrelerin total veri sayıları

İnitiation	207 Görüntü
acceleration	236 Görüntü
transition	140 Görüntü
deceleration	172 Görüntü
Maturation	58 Görüntü
completion	261 Görüntü

YOLOv5x-cls modeli ile C3 'nin Hassel-Farman metoduna göre kendi içlerinde vertebral gelişimlerinin sınıflaması ile ilgili olarak eğitim veri seti tüm görüntülerin % 80'ini oluşturan 864 lateral sefalometri görüntüsünden, doğrulama veri seti tüm görüntülerin % 10'unu oluşturan 105 lateral sefalometri görüntüsünden ve test veri seti tüm görüntülerin % 10'unu oluşturan 105 lateral sefalometri görüntüsünden oluşmaktaydı. Görüntü ve etiket sayılarının dağılımı Tablo 3.5. ve Tablo 3.6.'da gösterilmiştir.

Tablo 3.5. Görüntü sayılarının dağılımı

Total görüntü sayısı 1074

	Görüntü Sayısı
eğitim veri seti	864
doğrulama veri seti	105
test veri seti	105

Tablo 3.6. Evrelerin total veri sayıları

Initiation	213 Görüntü
Acceleration	154 Görüntü
Transition	261 Görüntü
Deceleration	231 Görüntü
Maturation	172 Görüntü
Completion	58 Görüntü

YOLOv5x-cls modeli ile C4 'nin Hassel-Farman metoduna göre kendi içlerinde vertebral gelişimlerinin sınıflaması ile ilgili olarak eğitim veri seti tüm görüntülerin % 80'ini oluşturan 825 lateral sefalometri görüntüsünden, doğrulama veri seti tüm görüntülerin % 10'unu oluşturan 100 lateral sefalometri görüntüsünden ve test veri seti tüm görüntülerin % 10'unu oluşturan 100 lateral sefalometri görüntüsünden oluşmaktaydı. Görüntü ve etiket sayılarının dağılımı Tablo 3.7. ve 3.8.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.7. Görüntü sayılarının dağılımı

Total görüntü sayısı 1025

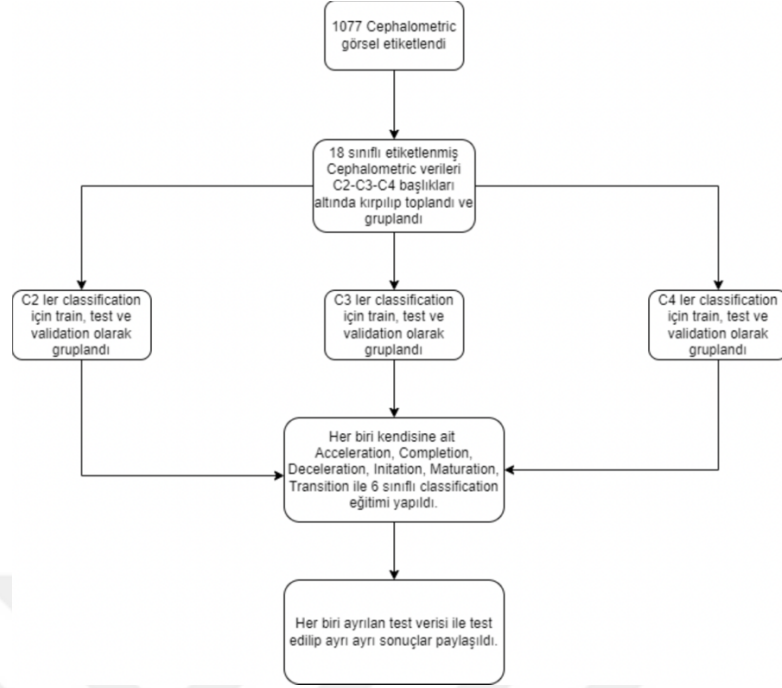
	Görüntü Sayısı
eğitim veri seti	825
doğrulama veri seti	100
test veri seti	100

Tablo 3.8. Evrelerin total veri sayıları

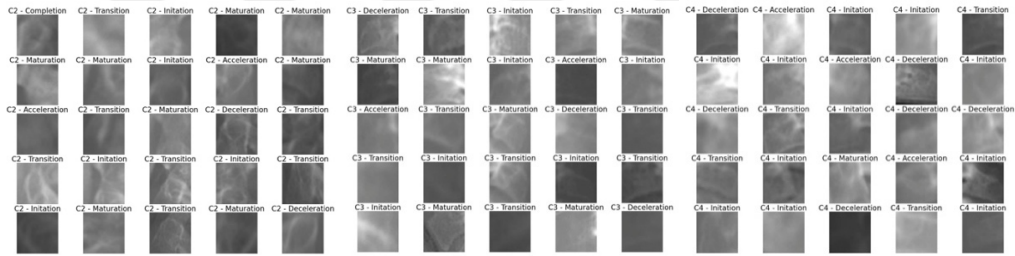
İnitiation	310 Görüntü
acceleration	77 Görüntü
transition	275 Görüntü
deceleration	130 Görüntü
Maturation	130 Görüntü
completion	46 Görüntü

Model içerisinde görseller 224x224 olarak yeniden boyutlandırıldı. YOLOv5x-cls modeli aracılığıyla 300 epoch (eğitim turu) yapılarak eğitim yapıldı. Öğrenme hızı (learning rate) 0.01'di.

Şekil 3.12.de YOLOv5x-cls modeli ile C2, C3 ve C4 'nın Hassel-Farman metoduna göre kendi içlerinde vertebral gelişimlerinin sınıflaması modelinin diyagramı, Şekil 3.13.'de sırası ile gerçek ve tahmini segmentasyon örnekleri gösterilmiştir.



Şekil 3.12. YOLOv5x-seg modeli ile gerçekleştirilen vertebra segmentasyonu modelinin diyagramı



Şekil 3.13. Gerçek ve tahmini segmentasyon örnekleri

YOLOv5x-cls modeli ile kutu içerisine alınan vertberal maturasyon evrelerine göre polgional metodla çizilen C2, C3 ve C4 kutu içerisine alınıp detection modülü ile Hassel-Farman metoduna göre vertebra ların gövde şekil ve konkavite değişikliklerine bakılarak büyüme gelişim evrelendirilmesi yapılmış ve 6 safhada sınıflama yapılmıştır. Bununla ilgili olarak eğitim veri seti tüm görüntülerin %80'ini oluşturan 862 lateral sefalometri görüntüsünden, doğrulama veri seti tüm görüntülerin %10'unu oluşturan 107 lateral sefalometri görüntüsünden ve test veri seti tüm görüntülerin % 10'unu oluşturan

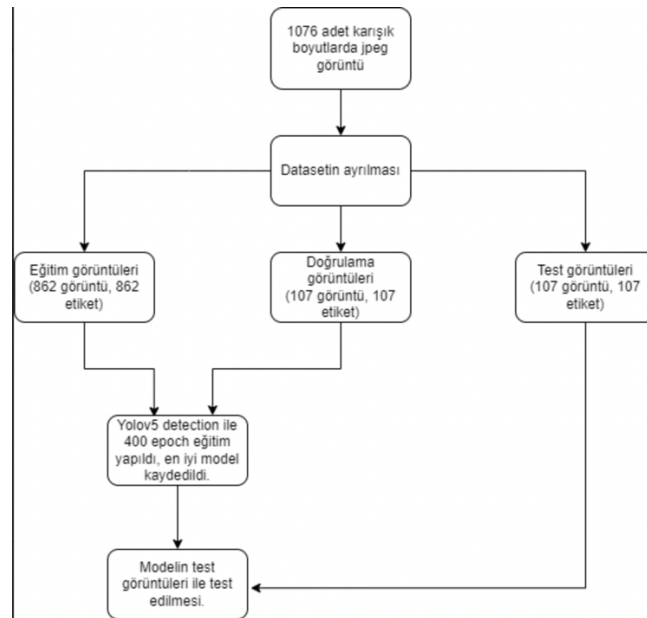
107 lateral sefalometri görüntüsünden oluşmaktaydı. Görüntü ve etiket sayılarının dağılımı Tablo 3.9.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.9. Görüntü sayılarının dağılımı

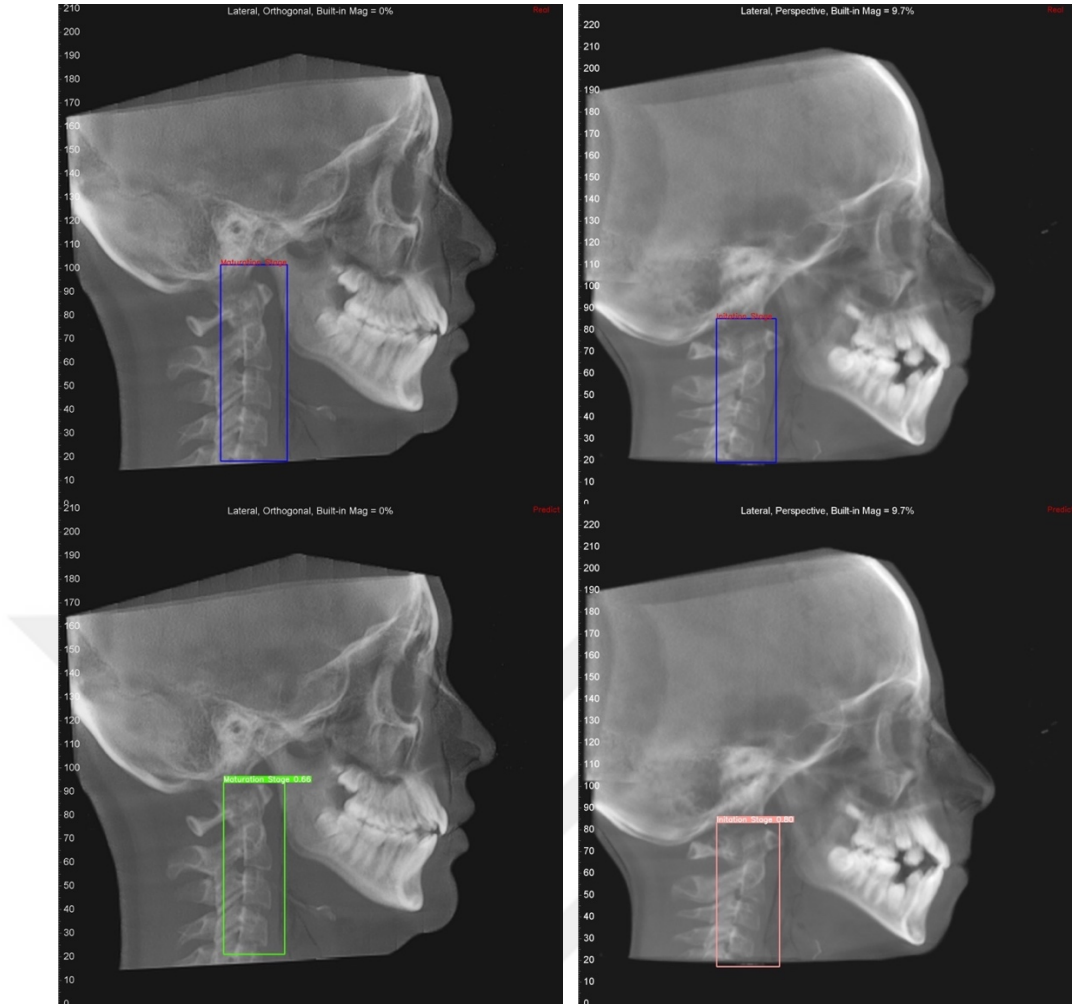
Total görüntü sayısı 1076

Görüntü Sayısı	
eğitim veri seti	862
doğrulama veri seti	107
test veri seti	107

Model içerisinde görseller 640x640 olarak yeniden boyutlandırıldı. YOLOv5x-cls modeli aracılığıyla 400 epoch (eğitim turu) yapılarak eğitim yapıldı. Öğrenme hızı (learning rate) 0.01'di. Şekil 3.14.'de YOLOv5x-cls modeliyle yapılan büyüme gelişim evresi sınıflaması modelinin diyagramı, Şekil 3.15.'de sırası ile gerçek ve tahmini sınıflama örnekleri gösterilmiştir.



Şekil 3.14. YOLOv5x-seg modeli ile gerçekleştirilen vertebra segmentasyonu modelinin diyagramı



Şekil 3.15. Gerçek ve tahmini segmentasyon örnekleri

3.5. Yapay Zekanın Performansının Değerlendirilmesi

Karışıklık ya da Hata Matrisi istatistiksel bir araçtır. Yapılan gözlem sonuçlarını analiz etmede kullanılmaktadır. Çalışmamızda, Karışıklık Matrisi kullanılmış ve gerçek ve tahmini değerler birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Bu şekilde yapay zekanın performansı değerlendirilmiştir. Ortalama kesinlik değerlerinin ortalaması (mAP, Mean Average Precision), Birleşim üzerinden ortalama kesişim (IoU, Intersection over Union), Alıcı işlem karakteristiği (ROC, Receiver Operating Characteristic) ve ROC eğrisinin altında kalan alan (AUC, Area Under Curve) da hesaplanmıştır. ^{129,130}

3.6. Performans Değerlendirme Metrikleri

Sınıflandırma amacı ile kullanılan modellerin performans değerlendirilmelerinde kullanılan metrikler Karışıklık Matrisi adlı tablodan ortaya çıkmaktadır.^{131,132} Matrisin satırları gerçek değerleri, sütunları tahmin edilen değerleri göstermektedir.¹³³

İki sınıflı bir Karışıklık Matrisi Tablo 3.10.'da gösterilmektedir.

Tablo 3.10. İki sınıflı Karışıklık Matrisi

		Tahmin Edilen Değer	
		Pozitif	Negatif
Gerçek Değer	Pozitif	TP(Gerçek Pozitif)	FN(Yanlış Negatif)
	Negatif	FP(Yanlış Pozitif)	TN(Gerçek Negatif)

Modellerin sırasıyla vertebra tespiti, vertebral maturasyon tespiti, vertebral maturasyon sınıflaması ve büyüme-gelişim sınıflamasındaki başarısını değerlendirmek için kullanılan matrisler aşağıdaki gibidir:

Gerçek Pozitif (TP): Vertebra doğru bulundu/ vertebranın maturasyonu doğru bulundu/ vertebranın kendi içerisindeki maturasyonu doğru sınıflandırıldı/ vertebralar üzerinden büyüme gelişim doğru sınıflandırıldı.

Yanlış Negatif (FN): Vertebra doğru bulunamadı/ vertebranın maturasyonu doğru bulunamadı/ vertebranın kendi içerisindeki maturasyonu doğru sınıflandırılmadı/ vertebralar üzerinden büyüme gelişim doğru sınıflandırılmadı.

Yanlış Pozitif (FP): Vertebralar yanlış tespit edildi./ Vertebranın maturasyonu yanlış bulundu. /Vertebralar bulundu ancak vertebranın kendi içerisindeki maturasyonu yanlış sınıflandırıldı / vertebralar üzerinden büyüme gelişim yanlış sınıflandırıldı.

TP, FN, FP doğruluk, duyarlılık, kesinlik ve F1skorunun hesaplanabilmesi için yapılan ön hesaplamalardır.¹³⁴

Accuracy (Doğruluk): Toplam doğru tahmin edilen örneklerin oranıdır . Formülizasyonu $(TP + TN) / (TP + TN + FP + FN)$ 'dir.¹³⁴

Duyarlılık (Sensitivity, Recall): Doğru pozitif ve doğru negatif değerlerin pozitiflik derecesini ifade etmektedir. Formülizasyonu $TP / (TP + FN)$ 'dir.¹³⁴

Kesinlik (Precision): Pozitif olarak tahmin edilmiş verilerin doğruluk oranını ifade eder. Formülizasyonu $TP / (TP + FP)$ 'dir.¹³⁴

F1 skoru: Bir segmentasyon metriği olan F1 skoru kesinlik ve duyarlılık oranlarının harmonik ortalamasıdır. Tahmini ve gerçek değerlerin çakışan piksellerini yorumlamaktadır. Test aşamasındaki modelin etkinliği, F1 skorunun yüksek olmasına tabidir. Formülizasyonu $2TP / (2TP + FP + FN)$ 'dir. Kesinlik, duyarlılık, F1 skoru segmentasyon performansını ölçmede kullanılabilir.¹³⁴

IoU (Birleşim üzerinden ortalama kesişim): Tahmin edilen ve gerçek değerlerin kesişiminin toplam birleşimine oranlanması ile elde edilir. Çakışma bölgesi büyüdükçe IoU değeri 1'e yaklaşır. Genellikle IoU değeri 0.5'e eşit ve büyük olduğunda doğru tahmin yapıldığı başka bir ifade ile TP olduğu varsayımı yapılır. Bu çalışmada eşik IoU değeri 0.5 olarak kabul edildi. Bu 0.5'in altındaki değerler başarısız kabul edildi. IoU: $TP / (TP + FN + FP)$ olarak formülize edilir.¹³⁴

mAP (Ortalama kesinlik değerlerinin ortalaması): Her sınıfa ait ortalama kesinliğin (AP, average precision) ortalaması ile elde edilen değerdir. Nesne algılayabilen modellerde doğruluğun saptanmasını sağlar. 0 ile 1 arasında değişen bir değer elde edilir ve sonucun 1'e daha yakın olması istenir.¹³⁵

ROC (Alıcı işlem karakteristiği): Duyarlılığın kesinliğe oranının alınması ile elde edilir. Böylece bu iki kavram arasındaki denge değerlendirilir böylece testin ayırt edebilme gücü tespit edilir. Ayrıca test etkinliklerinin ve gözlemcilerin tanı etkinliklerinin karşılaştırılmasında da kullanılmaktadır.¹³⁶

AUC (ROC eğrisinin altında kalan alan): ROC eğrisinin altında kalanın hesaplanması ile bulunur. Bu değerin 1'e yakın olması istenir. Çünkü bu değerin yüksekliği tahmin doğruluğunu ifade eder.¹³⁷



4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında YOLOv5x-seg model derin öğrenme algoritmasının C2, C3 ve C4 vertebralarının tespiti ve vertebraların kendi içlerindeki maturasyonlarının tespiti ile YOLOv5x-cls model derin öğrenme algoritmasının vertebraların kendi içlerindeki maturasyon sınıflamaları ve Hassel-Farman metodu ile servikal 2, 3 ve 4. vertebralar üzerinden büyüme-gelişim sınıflaması tespitindeki performansı incelendi. Modelin başarısı Karışıklık Matrisi kullanılarak değerlendirildi.

YOLOv5x-seg model derin öğrenme algoritmasının C2, C3 ve C4 vertebralarının tespiti için TP, FP ve FN değerleri Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. YOLOv5x-seg modeli için TP, FP ve FN değerleri

TP (Doğru bulunan)	312
FP (Yanlış bulunan)	1
FN (Bulunamayan)	0

YOLOv5x-seg modelinin vertebra tespiti için duyarlılık, kesinlik ve F1 skoru değerleri Tablo 4.2.'de gösterilmiştir. F1 skorunun 0.9984 olarak bulunması test aşamasında modelin etkin bir şekilde çalıştığını gösterir.

Tablo 4.2. YOLOv5x-seg modeli için Doğruluk, Duyarlılık, Kesinlik ve F1 Skoru değerleri

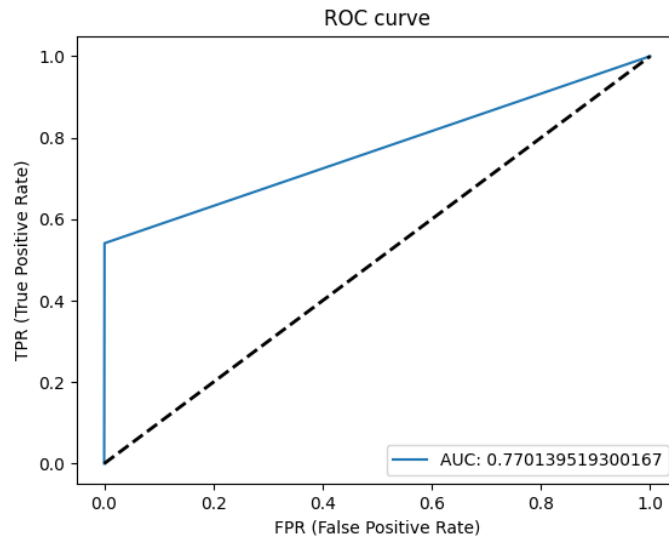
Doğruluk	0.9968
Duyarlılık	1
Kesinlik	0.9968
F1 Skoru	0.9984

YOLOv5x-seg modelinin vertebra tespiti için ortalama IoU ve mAP (IoU değeri eşik değeri olan 0.5 iken) değerleri Tablo 4.3.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3. YOLOv5x-seg modeli için IoU ve mAP değerleri

IoU Thresold (%50 için Doğru Bulunan(TP)	312
IoU Thresold: %50 için Yanlış Bulunan(FP)	1
IoU Thresold: %50 için Bulunamayan(FN)	0
mAP	0.9888

YOLOv5x-seg modelinin vertebra tespiti AUC değerleri 0.7701 bulunmuştur. ROC eğrisi Şekil 4.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Vertebraların tespiti için ROC eğrisi

YOLOv5x-seg model derin öğrenme algoritmasının vertebraların kendi içlerindeki maturasyonlarının tespiti için TP, FP ve FN değerleri Tablo 4.4.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.4. YOLOv5x-seg modeli için TP, FP ve FN değerleri

TP (Doğru bulunan)	174
FP (Yanlış bulunan)	146
FN (Bulunamayan)	0

YOLOv5x-seg modelinin vertebraların kendi içlerindeki maturasyonlarının tespiti için duyarlılık, kesinlik ve F1 skoru değerleri Tablo 4.5.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.5. YOLOv5x-seg modeli için Doğruluk, Duyarlılık, Kesinlik ve F1 Skoru değerleri

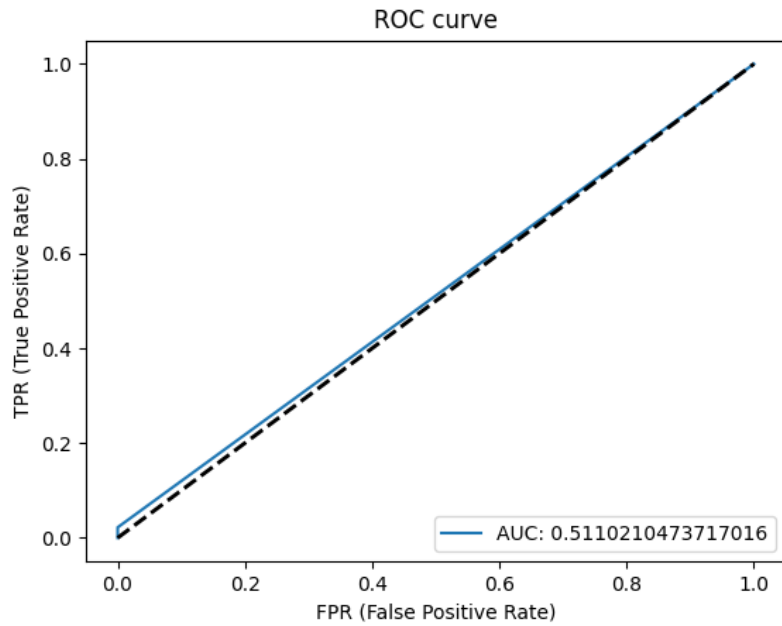
Doğruluk	0.5437
Duyarlılık	1
Kesinlik	0.5437
F1 Skoru	0.7044

YOLOv5x-seg modelinin vertebraların kendi içlerindeki maturasyonlarının tespiti için ortalama IoU ve mAP (IoU değeri eşik değeri olan 0.5 iken) değerleri Tablo 4.6.'da gösterilmiştir.

Tablo 4.6. YOLOv5x-seg modeli için IoU vee mAP değerleri

IoU Thresold (%50 için Doğru Bulunan(TP)	174
IoU Thresold: %50 için Yanlış Bulunan(FP)	146
IoU Thresold: %50 için Bulunamayan(FN)	0
mAP	0.6770

YOLOv5x-seg modelinin vertebraların kendi içlerindeki maturasyonlarının için AUC değerleri 0.5110 olarak bulunmuştur. ROC eğrisi Şekil 4.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Vertebraların kendi içlerinde maturasyonlarına göre tespiti için ROC eğrisi

YOLOv5x-cls model derin öğrenme algoritmasının vertebraların kendi içlerindeki maturasyonlarının sınıflaması için TP, FP ve FN değerleri Tablo 4.7.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. YOLOv5x-cls modeli için TP, FP ve FN değerleri

	C2	C3	C4
TP (Doğru bulunan)	33	55	57
FP (Yanlış bulunan)	68	40	42
FN (Bulunamayan)	4	10	1

YOLOv5x-cls modelinin vertebraların kendi içlerindeki maturasyonlarının sınıflandırılması için doğruluk, duyarlılık, kesinlik ve F1 skoru değerleri Tablo 4.8.'de gösterilmiştir. C2 için total doğruluk oranı 0.3267, C3 için total doğruluk oranı 0.5789, C4 için total doğruluk oranı 0.5758 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.8. YOLOv5x-cls modeli için Doğruluk, Duyarlılık, Kesinlik ve F1 Skoru değerleri

	C2				C3				C4			
Sınıf	Doğruluk	Kesinlik	Duyarlılık	F1 Score	Doğruluk	Kesinlik	Duyarlılık	F1 Score	Doğruluk	Kesinlik	Duyarlılık	F1 Score
Acceleration	76.24	0.39	0.35	0.37	84.21	0.43	0.83	0.57	84.21	0.43	0.83	0.57
Completion	95.05	0.0	0.0	0.0	93.68	0.50	0.17	0.25	93.68	0.50	0.17	0.25
Deceleration	53.47	0.29	0.74	0.42	81.05	0.59	0.59	0.59	81.05	0.59	0.59	0.59
Initiation	83.17	0	0	0	90.53	0.83	0.71	0.77	90.53	0.83	0.71	0.77
Maturation	85.15	0.38	0.23	0.29	85.26	0.50	0.36	0.42	85.26	0.50	0.36	0.42
Transition	72.28	0.35	0.26	0.30	81.05	0.55	0.55	0.55	81.05	0.55	0.55	0.55

YOLOv5x-cls modelinin Hassel-Farman metodu ile servikal 2, 3 ve 4. vertebra üzerinden büyüme-gelişim sınıflandırılması için TP, FP ve FN değerleri Tablo 4.9.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.9. YOLOv5x-seg modeli için TP, FP ve FN değerleri

TP (Doğru bulunan)	58
FP (Yanlış bulunan)	51
FN (Bulunamayan)	0

YOLOv5x-cls modelinin Hassel-Farman metodu ile servikal 2, 3 ve 4. vertebra üzerinden büyüme-gelişim sınıflandırılması için doğruluk, duyarlılık, kesinlik ve F1 skoru değerleri Tablo 4.10.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.10. YOLOv5x-seg modeli için Doğruluk, Duyarlılık, Kesinlik ve F1 Skoru değerleri

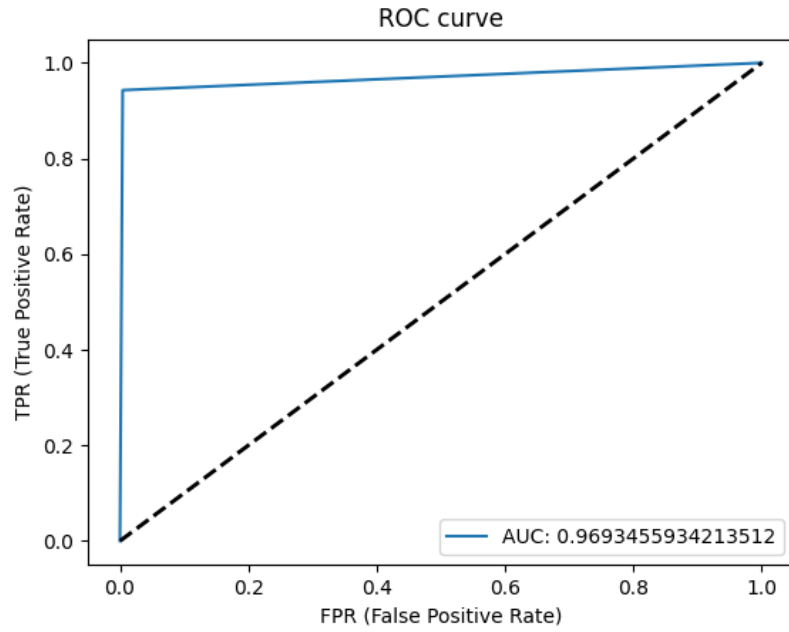
Doğruluk	0.5321
Duyarlılık	1
Kesinlik	0.5321
F1 Skoru	0.6946

YOLOv5x-seg modelinin Hassel-Farman metodu ile servikal 2, 3 ve 4. vertebra üzerinden büyüme-gelişim sınıflaması için ortalama IoU ve mAP (IoU değeri eşik değeri olan 0.5 iken) değerleri Tablo 4.11.'de gösterilmiştir. mAP değeri 0.625 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.11. YOLOv5x-cls modeli için IoU ve mAP değerleri

IoU Thresold (%50 için Doğru Bulunan(TP)	58
IoU Thresold: %50 için Yanlış Bulunan(FP)	51
IoU Thresold: %50 için Bulunamayan(FN)	0
mAP	0.625

YOLOv5x-seg modelinin Hassel-Farman metodu ile servikal 2, 3 ve 4. vertebra üzerinden büyüme-gelişim sınıflaması için AUC değeri 0.9693 bulunmuştur. ROC eğrisi Şekil 4.3.'de gösterilmiştir. ROC eğrisinin sol üst köşeye yakın olması ve AUC değerinin 1'e yakın olması modelin performansının yüksek olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.3. Hassel-Farman metodu ile servikal 2,3 ve 4. vertebra üzerinden büyüme-gelişim sınıflaması için ROC eğrisi

5.TARTIşMA

Büyüme ve gelişim antropoloji ve tarih biliminde de önemli yere sahiptir. Gençler Eski Roma’da orduya alınmadan önce 2. molar dişlerinin tamamen sürüp sürmediğine bakılmıştır. 2. molar dişi süren gençler yeterli olgunluğa erişmiş kabul edilmiştir. 9 yaşından küçüklerin işçi olarak çalıştırılmasının yasak olduğu 1883 yılı İngiltere’inde, ceza ehliyeti yaşı 7 olduğu için yaş tespitinde diş hekimleri görevlendirilmiştir. Bu tarihten önce ise herhangi bir doğum kaydı bulunmadığından yaş tespiti için genellikle boy uzunluğu kriter alınmıştır.¹³⁸

Tedavi planlamasının yapılabilirliğı söz konusu olduğunda büyüme-gelişimin tespiti çok önem taşımaktadır. Büyümenin ne zaman başlayacağı, devam edip etmiyor oluşu, kalan büyüme potansiyeli, büyümenin yönü ortodontistlerin tedavi planlarının gerçekleştirilebilirliğı açısından mühimdir. Bireyin var olan ve arda kalan büyüme potansiyeli ile tedavi biçiminin ortognatik cerrahi mi fonksiyonel ortodopedik apareyler mi olacağına karar verilmektedir.¹³⁹⁻¹⁴²

Puberte dönemi veya adolesan dönem bireyin, çocukluk ile yetişkinlik süreci arasındaki geçiş sürecidir. Puberte döneminin ardından ortognatik cerrahi dışında yapılan ortodontik tedaviler ile istenilen iskeletsel etki yakalanamamaktadır. Fonksiyonel apareyler ile ekstraoral kuvvetler pubertal büyümenin tepe noktaya ulaşmasından hemen önce ve büyüme potansiyelinin yüksek olduğu zamanlarda uygulanırsa işe yaramaktadır. Büyüme modifikasyonu için puberte döneminin öncesi, erken fazları veya geç puberte dönemleri farklı anomalilerde farklı sonuçlar vermektedir. Sınıf II iskeletsel anomalilerde

uygulanacak faz 1 tedavinin puberte öncesi dönemde, sınıf III iskeletsel bozukluklarda ise geç puberte döneminden önce yapılmasının daha stabil ve etkili olduğu düşünülmektedir. Büyüme modifikasyonu kullanılarak uygulanan ortodontik tedavilerde en uygun zaman dilimine karar verebilmek adına büyüme gelişim zamanını en doğru karşılayan kemik yaşı dikkate alınmaktadır.^{12, 143}

Kemik yaşı ve kronolojik yaş her zaman birbiri ile uyumlu değildir. Kemik yaşının doğru belirlenmesi; pediatri, ortopedi, endokrinoloji, ortodonti, adli tıp gibi bilim dallarında tıbbi ve hukuki durumlarda ciddi önem taşımaktadır. Bu yüzden birçok biyolojik indikatör ile büyüme-gelişimin değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Kemik yaşının tespiti için histolojik, morfolojik ve radyolojik yöntemler keşfedilmiş ve kullanılmaktadır. Radyolojik yöntemler en sık kullanılan yöntemlerdir. Bunun sebebi hiç şüphesiz net sonuçlar vermesi ve uygulama kolaylığıdır. Koksiks, scapula, humerus, sternum kemikleri radyolojik olarak değerlendirilebilmektedir. Radyografik görüntüleme ile büyüme gelişim tespitinde çabuk sonuçlar vermesi, değerlendirme kolaylığı ile doğru sonuçlar verebilmesi açısından el-bilek radyografisi en yaygın biyolojik indikatördür.^{22,}
¹⁴⁴ El bilek grafisi avantajlarından birisi o bölgede tiroid gibi radyasyona duyarlı organların olmaması sayılabilir.¹² Ancak fazladan röntgen gerekmesinin radyasyon dozunu artırması, kompleks kemik yapısı, bu sebepten yorumlanma hatalarına yol açabilmesi, bölgenin korunmadığı durumlarda adli tahlil yapılamaması, gp atlasındaki rehber görüntülerle eşleştirmede yaşanabilecek zorluklar el bilek grafilerinin dezavantajlarından sayılabilir.^{12, 145, 146} Kemik yaşı tespiti için el bilek radyografisi alınması, İngiliz Ortodonti Cemiyeti tarafından kontrendike sayılmıştır.^{75, 145}

Alışlagelmiş biçimde tanı amacıyla alınan lateral sefalometrik radyografilerde gözlemlenebilen servikal vertebralardan büyüme gelişimin hangi evrede olduğunun

yorumlanabilmesi ve el bilek gelişim dönemleri kadar güvenilir olmasının çalışmalarla kanıtlanması ortodontistlerin dikkatini cezbetmiştir.^{14, 37, 72} El bilek bölgesinin travmaya açık olmasının yanında servikal vertebra korpusunda tümör, travma, inflamasyon, deformasyon gibi yapısal farklılıklara sebebiyet verecek durumlara daha az rastlanması yöntemin avantajlarındanır.^{38, 147}

Servikal vertebra maturasyonun değerlendirilmesi görsel olarak yapıldığı için sübjektif sayılmaktadır.^{65, 146} GP atlası gibi El bilek grafisi değerlendiren atlasların kullanılmasında değerlendirmelerin objektif ve detaylı olmayacağı ve fazlaca tecrübe gerektiği bildirilmektedir.^{147, 148}

Anteroposterior sefalometrik, lateral sefalometrik, lateral, oblik grafiiler ile servikal vertebralar ilk olarak Lamparski tarafından görüntülenebilmiştir.¹³ Ancak anteroposterior sefalometrik radyografilerde süperpozisyonlar nedeniyle servikal vertebra görüntülemeye önerilmemektedir.^{5, 14, 29}

Elsberg ve Dyke¹⁴⁹ (1934), yaptıkları çalışmada 186 bireyden alınan anteroposterior sefalometride servikal dört tane vertebrayı incelemişler ve vertebra gövdelerinin hudutlarının belirgin olmaması nedeniyle doğru ve pratik bir büyüme-gelişim tespiti yapılamayacağını belirtmişlerdir. Tüm bu sonuçlar minvalinde çalışmamızda lateral sefalometrik radyografiler tercih edilmiştir.

Franchi ve Baccetti¹⁵⁰ çalışmalarda, puberte döneminde servikal verterba maturasyonunun mandibular büyüme ile pozitif bağlantı gösterdiğini belirtmişlerdir. Servikal vertebraların gövdeleri en fazla pubertal dönemde değişiklik göstermekte ,hasta yetişkinliğe geçtikten sonra bu değişiklik miktarı azalmaktadır.

Baccetti ve ark.³ 2005 yılında yaptıkları çalışmada servikal vertebral maturasyonunun birinci ve ikinci aşama arasındaki farkın sadece ikinci servikal vertebranın alt kenar içbükeyliğindeki değişime bakarak ayırt edilebileceğini belirtmişlerdir.⁶⁵

Chen ve ark.³⁹, C2 konkavite ve iskeletsel maturasyon evrelendirmeleri ve Bacetti ve ark.⁶ ile Lamparski'nin³³ sonuçlarına benzerdir. Çalışma sonuçlarına göre maturasyon seviyesi arttıkça C2'nin içbükeyliği artmaktadır. Olgunlaşmanın ilk evresinde vertebra gövdesi arkadan öne doğru yamuk biçimde, devam eden safhalarda vertebra korpusu yatay dikdörtgen, kare ve dikey dikdörtgen biçimindedir.

Piotr Fudalej ve ark.¹⁵¹ yaptıkları çalışmada servikal vertebra maturasyon evrelerini vertebra gövdelerindeki şekil değişiklikleri ve alt sınırlarındaki konkavitelere bakarak değerlendirmişler ve keser dişlerin hizalanmasındaki bozulmayla ilişkilerini tespit etmeyi amaçlamışlardır. Bu çalışmaya göre vertebra gövdelerinin alt kenarlarındaki 1mm'den küçük konkavite değerlerini düz olarak tanımlamıştır.

Uysal ve ark.³⁷ (2006) 503 Türk bireyde servikal vertebra ve el-bilek kemiklerinin büyüme gelişim evrelerini kıyaslamış ve yüksek oranda bağlılışım tespit etmişlerdir.

Altan ve ark.¹⁵³ (2015) 141 bireyde Fishman⁴⁵ yöntemine göre el bilek grafilerini; Hassel ve Farman yöntemine göre sefalometrik radyografileri incelemişlerdir. Sefalometrik radyografiler ve el bilek radyografileri arasında yüksek bağlılışım bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda büyüme-gelişim dönemlerinin tespiti için servikal vertebralar tercih edilmiştir. Çalışmamızda değerlendirme metodu olarak doğruluğu yüksek olan bir yöntem olan ve Türklerde kullanılabilen Hassel ve Farman (1995) kullanılmıştır.

Szemraj ve ark.¹⁵² yaptıkları derlemede on literatürden sekizinde servikal vertebra maturasyon metodunun el bilek metodu yerine kullanılabileceği; iki makalede servikal vertebra maturasyon değerlendirilmesinin kullanılabilir olduğu fakat sadece diğer yöntemleri destekleyen metod olarak kullanılabileceği belirtilmiştir.

Cericato ve ark.¹⁵³ yaptıkları sistematik derlemede, Hassel ve Farman (1995) ve Baccetti (2002) servikal vertebraların gövdelerindeki değişimlerden yapılan büyüme gelişim değerlendirme metdolarının el bilek grafilerinden yapılan değerlendirmelerin yerini alabilecek güvenilirlikte olduğunu bildirmişlerdir.

Demirtürk ve ark.¹⁵⁴ yaptıkları çalışmada 116 Türk hastanın kronolojik yaş ve servikal vertebra maturasyon düzeyi ile mandibular üçüncü molar mineralizasyonunu ve sfeno-oksipital sinkondrozis füzyonu arasında iyi düzeyde korelasyon olduğunu belirtmişlerdir.

Turkoz ve ark.¹⁴⁶ yaptıkları çalışmada 324 Kafkasya'lı hastanın büyüme gelişim dönemini saptamak için geliştirdikleri yöntemin el bilek metodu yerine kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Wong ve ark.⁷⁵ Kuzey Çin halkında yaptıkları çalışmada Servikal vertebra maturasyonu el bilek maturasyon metodu yerine kullanılabilirliğini kanıtlamışlardır.

Kama ve ark.³⁸ yaptıkları çalışmada 150 erkek birey için Servikal vertebra metodunun el bilek grafilerinin değerlendirilmesi kadar güvenilir olduğunu belirtmişlerdir.

Mito ve ark.¹⁴⁷ servikal verterbra maturasyon değerlendirmek için buldukları metodun el bilek maturasyon değerlendirmeleri kadar güvenilir olduğunu bulmuşlardır.

Hoseini ve ark.¹⁵⁵ 133 bireyin görüntülerinde yaptıkları çalışmada el bilek maturasyonu ve servikal vertebra maturasyonu analizlerinde iki metodun uyumunun düşük olduğunu ve birbiri yerine kullanılamayacağını belirtilmiştir.

Jaqueira ve ark.¹⁵⁶ bir radyolog ve üç ortodontist ile servikal vertebra maturasyon değerlendirilmesinde daha sık kullanılan üç farklı yöntemi kıyaslamıştır. Sonuç olarak en iyi sonuçların sırasıyla Bacetti ve ark., Hassel-Farman ve Seedat-Forsberg yöntemi ile elde edildiği bildirilmiştir.

Nestman ve ark.¹⁵⁷ 2011 yılında yaptıkları çalışmada 10 ortodonti asistanı servikal vertebra maturasyonunu 30 lateral sefalometrik radyografiyi değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak servikal vertebra maturasyonu üzerinden büyüme gelişim değerlendirilmesini düşük tekrarlanabilirliği olduğu için kesin bir klavuz olarak göremediklerini ifade etmişlerdir.

Gabriel ve ark.¹⁵⁸ benzer bir çalışma ile buldukları sonuçlarla servikal vertebra metodunu mandibuler büyümenin ve ortodontik tedavi zamanlamasının rehberi niteliğinde kullanılamayacaklarını belirtmişlerdir. Biz çalışmamızda poligonal çizim, etiketleme ve sınıflama işlemini, klinisyenler arası oluşan değerlendirme farkını engellemek için tek bir ortodonti araştırma görevlisi ile yaptık.

Hassel ve Farman'ın 1995 yılında buldukları yöntem, her iki cinsiyette de kullanılabilir olması ve her safhanın ayrıntılı tanımlanabilirliğiyle servikal vertebra maturasyon değerlendirilmesinde tercih sebebidir. Bu metotta özellikle C2'nin alt sınırı, erken dönemlerde dahi kurvatürlü gözlenebilmektedir. Hassel farman metodunda 6 safha vardır ve 2., 5. ve 6. büyüme-gelişim safhaları hassasiyetle ölçülmeli ve değerlendirilmelidir. Bu sebeplerden ötürü biz de çalışmamızda Hassel farman metodunu

kullandık. Çizimler yapılırken %150 büyütme sağlayarak gözlemcinin noktalama ve doğrusal ölçümlerinin hassasiyetini arttırdık.

Baccetti ve ark.⁶ servikal vertebra maturasyon evrelerini 6 safhada incelemişlerdir. Safha 1’de C2 alt kenarının %23’ünde girinti mevcut olup tüm vertebralar trapezoid biçimindedir. Safha 2’de C2 ve C3 alt kenarında konkavite olup C3 ve C4 korpusu trapezoid ya da horizontal dikdörtgen biçimindedir. Üçüncü maturasyon safhasında C2, C3 ve C4 alt kenarlarında konkavite mevcut olup C3 ile C4 horizontal dikdörtgen biçimindedir. Dördüncü evrede C2, C3 ve C4 alt kenarlarında konkavitenin derinleşmektedir ve şekillerinden en az birinin şekli karedir. Beşinci maturasyon evresinde C2, C3 ve C4 alt sınırlarındaki girintiler artmıştır. En az birisi dikey dikdörtgendir. Diğer ikisi kare biçimindedir. Altıncı vertebral maturasyon evresinde C2, C3 ve C4 vertebralarda konveksite artmıştır ve istatistiksel olarak yarısı dikey dikdörtgen yarısı kare biçimdedir. Baccetti yaptığı çalışmada maturasyon safhalarının ilk iki aşamasının birbirinden farklı bir büyüme-gelişim safhası olarak görülmemesini bununla beraber 5. ve 6. maturasyon safhalarının da ayırdının güç olduğunu ifade etmişlerdir.

Baccetti⁶ çalışmalarında 1 ve 2 ile 5 ve 6. Büyüme evrelerinin birbirinden ayırdının güç olduğunu ve aynı evrelemeye sokulabileceğini belirtmişlerdir. Biz yaptığımız çalışmada ise Hassel-Farman metodunu kullanarak servikal vertebra maturasyonlarını konkavite ve şekil değerlendirmesi ile yaptık ve büyüme-gelişimi 6 safhada tanımladık. Çalışmamızda tüm vertebral büyüme-gelişim evrelerinde 6 safha için eşit miktarda veriye ulaşamadık. Bunun sebepleri arasında kliniğimize başvuran hastaların yaş aralıklarının geniş olamaması kısıtlı bir yaş aralığında çalışmamız sayılabilir. Bu durum bazı safhalarda yapay zekanın başarısının az olmasına sebebiyet vermiş olabilir.

Elle yapılan ölçümlerin doğruluğu ve stabilizasyonu konusunda kararsızlıklar yaşandığı için servikal vertebra maturasyonu sayısallaştırılarak daha objektif ve otomatik olarak ölçülebilen nesnel bir hale getirilmeye çalışılmıştır.

Bu konuyla ilgili olarak 1991 yılında Eva Hellsing¹⁵⁹ ortodontik tedavi görmemiş 8,11,15 yaşlarında 107 çocuk ve 22 yetişkin bireyin lateral sefalometrik radyografide vertebraların yüksekliklerini sayısallaştırmışlardır.

Baccetti ve ark.^{6, 65} 12 kadın ve 18 erkek bireyin farklı 6 zaman diliminde alınmış lateral sefalometrilerini niceliksel ve görsel olarak değerlendirmişlerdir.

Mito ve ark.¹⁴⁷ yaşları 7 ile 15 arasındaki 176 kız çocuğun lateral sefalometrik röntgenlerinden niceliksel ölçümler yapmış bu sayede servikal vertebra yaşı elde etmek için bir regresyon formülü ortaya koymuşlardır.

Kama ve ark.³⁸ yaşları 10 ile 18 arasındaki 150 erkek bireyin lateral sefalometrik görüntülerinde sayısal ölçümler ile servikal vertebra yaşını belirleyen regresyon formülü ortaya koymuşlardır.

Caldas ve ark.¹⁶⁰ servikal vertebralardan yaptıkları ölçümlerden Brezilyalı bireyler için bir regresyon formülü geliştirmişlerdir.

Alhadlaq ve Al-Maflehi¹⁶¹ yaptıkları bir çalışmada servikal vertebralardan yaptıkları ölçümler ve kronolojik yaş arasındaki ilişkiyi belirlemek için çoklu regresyon analizi geliştirmişlerdir.

Emir Sokic ve ark.¹⁶² yaşları 8 ile 16 arasında değişen 211 çocuktan alınan lateral sefalometrik radyografilerde görsel olarak değerlendirilen servikal vertebra maturasyonu ile servikal vertebralarda uzunluk ve konveksite parametreleri ile sayısal sınıflandırma tekniği (Fuzzy C-means clustering algoritması) üzerinden ortaya çıkan sonuçları karşılaştırmışlardır. Kullanılan Fuzzy C-means clustering algoritması %70 uyum göstermiş, bazı durumlarda bu oranın %99'a ulaştığı bildirilmiştir.

Baptista ve ark.¹⁶³ yarı otomatik yönteminde 188 hastadan elde edilen lateral sefalometrik radyografileri iki uzman tarafından Naive Bayes sınıflandırıcı kullanılarak değerlendirilmiştir.

Perinetti ve ark.¹⁶⁴ yaşları 10-16 aralığında değişen 32 bireyin 7 yıl boyunca her yıl alınan lateral sefalometrik görüntülerinden 2, 3 ve 4. servikal omurların maturasyonunu değerlendirmek adına morfolojik bir kod sistemi kullanmışlardır.

Padalino ve ark.¹⁶⁵ Baccetti ve ark. (2002) tarafından belirlenen servikal vertebra maturasyon evrelendirmesini kullanarak 100 lateral sefalometrik filmi hem asetat kağıda çizerek hem de bilgisayar destekli analiz etmişlerdir. İki analiz biçimi arasında %94 oranına kadar bağlulaşım bulunmuştur.

Santiago ve ark.¹⁶⁶ servikal vertebra maturasyonu ile el bilek maturasyon evrelerini kıyaslamıştır. Multinomial lojistik regresyon modeli kullanarak 236 lateral sefalometrik görüntüyü dört kategoride sınıflandırdığı çalışmada sonuçların el bilek radyografileri kıyaslamış ve ağırlıklı kappa analizi sonucunu 0.832 olarak bildirmiştir.

Dzemidzic ve ark.¹⁶⁷ Hassel-Farman metodunu kullanarak 99 lateral sefalometrik görüntüyü Cephalometar HF V1 yazılımının ve araştırmacıların görsel analizleri arasında Cohen kappa uyumu 0.985 olarak bildirilmiştir.

Yapılan bu çalışmalar sayesinde servikal vertebra maturasyonu değerlendirilmesi tekrarlanabilir, daha nesnel ve şeffaf hale gelmektedir.

Teknolojinin gelişmesiyle beraber yapay zekâ, tıp alanından askeriye ve istihbarata, bilgisayar bilimlerinden, finans sektörüne, psikoloji biliminden felsefeye çeşitli disiplinlerde kullanılmaktadır. Mantıksal programlama tekniği de denilen yapay zeka birçok problemin çözümünde ve analizinde kullanılmaktadır. Yapay zeka dış hekimliğinde de sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır.^{168, 169}

Veri sayılarının arttığı günümüz koşullarında yapay zeka kullanımı ile yanlış teşhis oranının düşürülmesi ile hekimlerin iş yükünün azaltılması önerilmektedir. Bu durumla beraber, yapay zeka kullanılarak insan gözüne göre daha detaylı analiz yapılabilmektedir.¹¹⁰ Yapay zeka algoritmaları ile dental işleyişin hızlanması, daha objektif ve tekrarlanabilir analizler yapılabilmesi, iş yükünün azaltılmaya çalışılmaktadır. Servikal vertebralar üzerinden konik ışınli bilgisayarlı tomografi sayesinde detaylı görüntüleme sağlanarak elde edilen iki boyutlu lateral sefalometrik görüntüler sayesinde daha doğru ve tutarlı büyüme gelişim evrelendirilmesi yapılabilmektedir.¹⁷⁰ Çalışmamızda da konik ışınli bilgisayarlı tomografi verileri iki boyutlu lateral sefalometrik görüntülere çevrilmiş ve yapay sinir ağlarını kullanarak örneklemeler arasındaki bağlantıları öğrenerek yeni örneklemeler için tahmin yapabilmeyi, hatanın nerede yapıldığını, hangi bireyde yapıldığını bulabilmeyi amaçladık. Yapay zekanın geliştirilebilir olması önemli bir potansiyeli gösterir. Ancak yapay zeka teknolojileri aşılması gereken pek çok da zayıflığı da bünyesinde barındırır. Makine öğrenmesinin biyolojik insan zekasının tersine dar bir görev odaklanması olması buna örnektir. Yapay zekanın performansını etkileyen en önemli unsur veri sayısı ve verinin kalitesidir. Çalışmamızda ortodonti kliniğimize başvuran 1077 hastanın KIBT görüntülerinden elde edilen 2 boyutlu lateral sefalometrikler kullanılmıştır. Bu durum bazı yaş aralıklarındaki verilerin daha az olması ve kalitenin azalmasını beraberinde getirmiştir.

Yapay zeka makine öğrenmesinde ortodontist gibi eğitim aldırılarak ve deneyim kazandırılarak öğrenebilir.¹⁷¹ Ancak yapay zeka hekimin aklındaki subjektif çağrışımlara sahip değildir ve hastanın bir bütün olarak değerlendirilme işlemini de gerçekleştiremez.¹⁷² Zamanla yapay zeka sistemleri daha güvenilir, hassas, hızlı ve akıllı sistemler olmaktadır.¹⁶⁸ Çalışmamızda yapay zekanın bahsi geçen potansiyel faydaları göz önüne alınmış, eksik yanlarını giderilebilmesi için geliştirilmesinin gerekli olduğu da

düşünülmüş ve yapay zeka performansının değerlendirilmesi planlanmıştır. Bunun için yapay zeka mimarisi olarak segmentasyon için YOLOv5x-seg ve sınıflandırma için de YOLOv5x-cls algoritmalarının kullanılması tercih edildi.

Wang ve ark.¹⁷³ YOLOv5 bazlı YOLO-OCv2 algoritmasını tanıtmışlardır. Çalışmada 5100 radyografik görüntü kullanarak segmentasyon ve nesne algılama işlemlerini eş zamanlı yapabilen bir model geliştirilmiştir. Segmentasyon ve nesne algılama görevlerini farklı mimariler ile de değerlendirmişlerdir. Segmentasyon işlemini SegNet, U-Net, FCN, Deeplabv2 mimarileriyle karşılaştırmışlar ve mIoU ve mAP değerlerini diğer mimarilerden daha yüksek bulmuşlardır. Tanıtılan YOLOv5 algoritması semantik segmentasyon için önerilmektedir. Ancak teknik olarak YOLOv5 algoritmasının instance segmentasyonda da kullanılabileceğini bildirilmişlerdir. YOLOv5 kullanılarak ulaşılan sonuçlarda YOLOv5'in nesne algılama işleminin yanında segmentasyon işlemini de başarılı gerçekleştirebilmiştir. Bu hususta YOLOv5'in son sürümüyle gelen segmentasyon özelliğinin test edilmesi açısından da tez çalışmamızda YOLOv5 ile segmentasyon ve sınıflama işlemi uygulanmıştır ve sonuçları başarılı bulunmuştur.

Hwang ve ark.⁹¹ 1028 sefalogramda 80 yer işaretini algılamak için özelleştirilmiş YOLOv3 algoritmasını ve arka plan bilgisini kullanarak nesneyi algılayan algoritma olan Single Shot Multibox Detector (SSD) 'yi kıyaslamış ve YOLOv3 'ü daha başarılı bulmuşlardır.

Jiang ve ark.¹¹³ yaptıkları çalışmada YOLO algoritmaları kullanmış ve bu algoritmaların hızına dikkat çekmiştir. Biz de çalışmamızda bu algoritmanın segmentasyon ve sınıflandırma işleminde de daha kısa sürede doğru sonuçlar elde edilmesini sağlayabileceğini düşünmekteyiz.

Giordano ve ark.'nın¹⁷⁴ 2007 yılında yapay sinir ağları kullanılarak yapılan bir çalışmada, gri seviye analizleri kullanılarak epifiz ve metafiz alanları belirlenmiştir.

Hasaltın ve Beşdok¹⁷⁵ yapay sinir ağlarını kullanarak yaşları 2 ile 9 arasında değişen 307 bireyin radyografilerinden karpal kemik alanlarının incelendiği yarı otomatik bir sistem geliştirmişlerdir.

Chang ve ark.¹⁷⁶ çalışmalarında 824 bireyden elde edilen görüntülerle falankslar üzerinden yapılan bilgisayar destekli büyüme gelişim evrelemesi tanımlamışlar ve geriye yayımlı yapay sinir ağları kullanılmıştır. Bu çalışmada %77.69 sınıflandırma başarısına belirtilmiştir.

Miki ve ark.¹⁷⁷ 52 hastanın konik ışınlı bilgisayarlı tomografiden elde edilen aksiyel kesitler üzerinden AlexNet yapay zeka mimarisi kullanarak dişleri ayrı ayrı ve kalan alanları içerecek şekilde 2 farklı sınıflama yapmak amacıyla dikdörtgen şekiller manuel olarak çizilerek diş tespit ve segmentasyonunu yapmışlardır. Sonuç olarak diş tespitinde %77.4, diş tiplerinin sınıflandırması için %77.1 oranında başarı saptanmıştır. Kök ve ark.¹²⁶ 8-17 yaş aralığında 300 bireyin lateral sefalometrik radyografileri ile yaptıkları çalışmada 2., 3. ve 4. Boyun omurlarında 19 nokta ve 20 lineer ölçüm belirlemiş ve yapay zekanın sınıflandırma algoritmaları olan *K-En Yakın Komşular* (k-NN), karar ağacı (Tree), yapay sinir ağları (ANN), Naive Bayes(NB), destek vektör makinesi (SVM), rastgele orman (RF) ve lojistik regresyonu(Log. Regr.) karşılaştırmışlardır. Servikal vertebra evrelendirmesi için hassel-farman metodunu kullanmışlardır. Sonuç olarak Log.Regr. ve kNN algoritmalar en az doğruluğa sahipti. Yapay sinir ağları algoritması ise servikal vertebra maturasyon sınıflarını tahmin etmede en kararlı algoritma olmuştur.

Amasya ve ark.¹⁷⁸ 647 bireyin dijital lateral sefalometrik radyografisi içinden 100 radyografin değerlendirilmesiyle geliştirilen bütünleşmiş Clinical decision support

systems (CDSS) yazılımı örneklerin manuel etiketlenmesinde kullanılmıştır. Sınıflama algoritmalarından lojistik regresyon (LR), rastgele orman, yapay sinir ağı (YSA), destek vektör makinesi ve karar ağacı (DT) modelleri kullanılmıştır. Sonuç olarak servikal vertebra maturasyonu değerlendirilmesinde aşamalı sınıflandırıcı modellerinden en iyisi YSA modeli olarak belirlenmiştir.

Kök ve ark. ve Amasya ve ark. servikal verterba maturasyon değerlendirmesinde yapay sinir ağlarının uygulamalarına öncülük etmişlerdir. Ancak söz konusu iki çalışmada sırasıyla 300 ve 647 görüntüye yer vermişlerdir. Bununla birlikte veri setinin dağılımını listelememişlerdir.

Zhao ve ark.¹⁷⁹ ilk ziyaretleri 9 yaşından başlayan 18 hastadan belirli zamanlarda elde edilen 86 lateral sefolagramda yapılan çalışmada mandibulanın büyümesi ile servikal vertebra maturasyonu arasındaki ilişki gözlemlenmiştir. sonuç olarak gözlemci içi tutarlılık geniş aralıkta bulunmuş bu yüzden servikal vertebralardan yapılan büyüme gelişim evrelemesinin diğer yöntemlerle desteklenmesi gerekli olarak görülmüştür.

Tajmir ve ark.¹⁸⁰ tarafından yapılan çalışmada yaşları 5 ile 18 arasında değişen bireylerden elde edilen 280 el bilek radyografları pediatrik endokrin ve metabolik bozuklukların değerlendirilmesinde evrişimli sinir ağları algoritması kullanmışlar ve hekimlerin gözle yaptıkları değerlendirmeleri karşılaştırmışlar ve yapay zekanın tahmin oranı hekimlere yakın bulunmuştur.

Beit ve ark.⁷⁸ C2, C3, C4 üzerinden 10 lineer ölçüm ve Chen ve ark.¹⁴⁷ sekiz lineer ölçüm yapmışlardır. Mito ve ark.¹⁶⁰, Alhadlaqand ve Al-Maflehi ve Caldas ve ark.¹⁶¹ C3 ve C4 için sekiz lineer ölçüm gerçekleştirmiştir. Bunun sebebini C1 ve C5 'in gövdelerinin net izlenmemesi ve C2'nin de 1. Evrede dahi hafif konveksiteye sahip olması daha sonrasında da minimal değişim göstermesi olarak belirtmişlerdir. Biz çalışmamızda C2 verilerinin dahil edilmesini gerekli gördük. Sonuç olarak, C2–C3 ve

C4'te serbest çizim yoluyla veriler alındı. Daha sonra vertebraların maturasyonu kendi içlerinde ayrı ayrı ve toplu olarak değerlendirilip sınıflamalar yapılmış ve büyüme-gelişim evrelemesi hakkında bilgi sahibi olmak amaçlanmıştır. Yapılan araştırmalar neticesinde segmentasyon ve poligonal çizim ile elde edilen servikal vertebra maturasyon değerlendirmesi ve sınıflaması yapan bir çalışma bulunamamıştır. Literatürde ortodonti biliminde kullanılmak üzere yapay sinir ağının YOLOv5 mimarisini kullanılarak yapılmış servikal vertebra maturasyon evrelendirmesi yapılan bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Makaremi ve ark.¹⁸¹ Lamparski metodunu kullanarak servikal vertebra değerlendirilmesi yapmak için derin öğrenme ve beş katmanlı evrişimli sinir ağlarını kullanarak 2000 lateral sefalometrik radyografiyi değerlendirmişler ve sonuçta %90 oranında doğruluk tespit edilmiştir.

Radwan ve ark.¹⁸² yaptıkları çalışmada 1501 lateral sefalometrik görüntü üzerinden toplanan verileri Baccetti metodunu kullanarak incelemişler ve olgunlaşma aşamalarındaki örnek sayıları arasında büyük fark olduğundan iki ardışık olgunlaşma sınıfını tek bir sınıf haline getirmişlerdir. Puberte öncesi dönem (CVM1 ve CVM2) puberte dönemi (CVM3 ve CVM4) puberte sonrası dönem (CVM5 ve CVM 6). Vertebra sınırlarını poligonal çizim yöntemi ile segmentasyon ile belirlemişler ve olgunlaşma aşamalarını sınıflandırma işlemi yapmışlardır. Segmentasyon için U-Net sınıflama için Alex-Net'in Python uygulamasını kullanmışlardır. Veri seti Eğitim (%80), Doğrulama (%10) ve Test gruplarına (%10) bölünmüştür. Tüm bu çalışmalar sonucunda yapay zeka algoritmaları tedavi planlamasını etkileyen yanlış kararların verilme oranını azaltırken hızlı bir biçimde servikal vertebra maturasyonunu belirlemeyi sağlamaktadır. Eğitim veri setinin örneklem sayısının fazla oluşu derin öğrenme yöntemlerinde önemli bir konudur. Yapay zekânın öğrenim seviyesi eğitim veri setinin örneklem sayısı çoğaldıkça bir

noktaya kadar hızla yükselir daha sonra ise öğrenim artışı bir plato çizer.¹⁸³ Bizim çalışmamızda segmentasyondaki başarısının yüksek olmasını veri miktarının yeterli olmasına bağlayabiliriz. Fakat sınıflamadaki başarımızın fazla yüksek olmamasını da bazı sınıflardaki veri azlığına bağlamaktayız.

Bizim çalışmamızda 6 sınıf halinde yaptığımız evreleme yönteminde bazı safhalardaki veri eksikliği ileride yapılacak çalışmalarda evrelerin birleştirilmesi ile çözümlenebilir.

Zhou ve ark.¹⁸⁴ 2021 de yaptıkları çalışmada örneklem boyutu sınırlamasını ortadan kaldırmak için 1080 lateral sefalometrik görüntüde çalışmışlardır Zhou, servikal vertebrde evrelemesini otomatik belirlemeyi amaçlayan bir yapay zeka algoritması geliştirmiştir. Verileri 980 tanesini eğitim grubu 100 tanesini test grubu olarak iki gruba ayırmıştır. Çalışma Python programlama dili kullanılarak Pytorch derin öğrenme kütüphaneleri ile geliştirilmiştir. Amasya ve ark. ve Kök ve ark. çalışmalarında yapay zeka performansını değerlendirmemişlerdir, fakat Zhou, F1 puanını kullanarak elde ettikleri analiz sonucunda yapay zeka performansının CS6'da en iyi olduğunu ortaya koydu (F1 puanı: %85). Diğer bulgular CS1 (F1 puanı: %77) ve CS3'ün en düşük F1 puanına sahip olduğunu kanıtladı (F1 puanı: %31)

Seo ve ark.¹⁸⁵ 6-19 yaş aralığındaki çocuklardan alınan 600 adet lateral sefalometrik radyografi Baccetti metoduna uygun biçimde her servikal vertebra maturasyon aşamasından 100 adet olacak şekilde Yapay sinir ağı tabanlı altı derin öğrenme modelini(ResNet18, MobileNet-v2, ResNet-50, ResNet-101, Inception-v3 ve Inception-ResNet-v2) değerlendirip performansını karşılaştırmıştır. Tüm derin öğrenme modelleri %90'dan fazla doğruluk göstermiştir ve aralarında Inception-ResNet-v2 nispeten en iyi performansı göstermiştir. Sonuç gösterir ki klinik uygulamalarda diş

hekimlerinin doğru teşhis ve planlama yapmalarına yardımcı olmak için derin öğrenme modelleri kullanılabilir.

Bayraktar ve ark.¹⁸⁶ yaptıkları çalışmada PyTorch (sürüm 1.4.0) ile uygulanan semantik segmentasyon atamaları için kullanılan U-Net derin öğrenme mimarisi ile oluşturdukları segmentasyon modeli kullanmışlardır. Duyarlılık, kesinlik ve F1 skoru değerleri %70 bulunmuştur. IoU değeri sırasıyla 0.92, 0.84 ve 0.88 bulunmuştur.

Orhan ve ark.¹¹⁷ KIBT kullanarak yaptıkları çalışmada 109 hastadan alınan 153 periapikal lezyonun görüntülerini 2 uzman tarafından manuel ve U-net derin öğrenme mimarisi kullanarak serbest çizim metodu ile belirlemişlerdir. Yapay zeka sistemi, 153 periapikal lezyondan 142'sini tespit edebilmiştir. Periapikal bir lezyonu doğru tespit etme güvenilirliği ise %92.8 çıkmıştır. Periapikal lezyonların manuel ve evrişimli sinir ağı tespiti arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($P > 0.05$).

Shokri ve ark.¹⁸⁷ yaptıkları çalışmada KIBT ve geleneksel posteroanterior sefalogramlarda kafa pozisyonunun değiştirilmesinin maksillofasiyal bölgedeki transversal ölçümler üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Baş konumunun değiştirilmesi sonucu KIBT ile yapılan ölçümler konvansiyonel posteroanterior sefalogramlarda yapılan ölçümlere göre daha fazla etkilenmiştir. Çalışmamızda 1077 hastanın KIBT görüntülerinden kaydedilmiş DICOM dosyalarından Dolphin Imaging 11.95 software (Dolphin Imaging and Management Solutions, Chatsworth, Calif) yazılımı kullanılarak baş pozisyonu Frankfort Horizontal düzlemi yere paralel olacak şekilde ayarlanıp daha sonrasında sefalometrik radyograflar oluşturulmuştur, bu sayede kafa pozisyonu değişiklikleri sonucu ortaya çıkabilecek tutarsızlıkların en aza indirgenmesi amaçlanmıştır.

Kim ve ark.¹⁸⁸ posteroanterior görüntülerde sefalometrik nokta tespitinde, KIBT ile sentezlenmiş posteroanterior sefalogramları konvansiyonel posteroanterior sefalogramlara göre daha güvenilir bulmuşlardır.

Shim ve ark.¹⁸⁹ 2021 yılında yaptıkları çalışmada 2 araştırmacı ile konvansiyonel metodları 3 boyutlu görüntülere uyarlamak amacıyla 18 aylık süreçte 11 ile 17 yaş aralığındaki bireylerden elde ettikleri 98 lateral sefalogram ve KIBT görüntülerinden servikal vertebraları kullanarak büyüme gelişim evrelemesi yapmışlardır. KIBT görüntülerini 7 sagittal kesitte incelemişlerdir. KIBT'den ölçülen servikal vertebra maturasyon evreleri lateral sefalometrik radyografiler ile ölçülen değerlerle ortalama olarak aynı çıkmıştır. Araştırmacılar arası güvenilirlik katsayısı zayıf bulunmuştur. Sonuç gösterir ki KIBT'de servikal vertebra maturasyon evrelemesinin, lateral sefalometrik görüntülerle yapılan evrelemeye uyumlu ve güvenilir bir yöntem haline gelmesi için daha fazla açıklamaya veya modifikasyona ihtiyaç vardır. Buna alternatif olarak 3 boyutlu görüntülemeye uygun olgunlaşma belirteçlerinden oluşan tamamen yeni bir yöntem geliştirilebilir.

Makine öğrenmesinin başarısı eğitim veri setlerinin kalitesinden etkilenmektedir. Çalışmamızda 3 boyutlu KIBT görüntülerini kullanma amacımız üst üste binen ve katmanlı bilateral yapıları en aza indirmek ve servikal vertebraların gövdelerinin en iyi biçimde görünmesini sağlayarak örneklem kalitesini artırmaktır.¹⁹⁰

Yapay zekayı içeren 2 boyutlu ve 3 boyutlu çalışmaların sayısı hızla artarken sonuçların tutarlılığı belirsizliğini korumaktadır. Biz çalışmamızda 3 boyutlu görüntülerden elde ettiğimiz 2 boyutlu sefalogramlardaki yapay zeka performansını araştırarak belirsizliğin giderilmesine yardımcı olmaya çalışmaktayız.

Tarih boyunca yapılan kemik yaşı tespiti çalışmaları, el bilek atlasları, servikal vertebra büyüme gelişim evreleme metodları iki boyutlu görüntüler üzerinden

değerlendirilmiştir. Biz de bu yüzden mevcut araştırmaya dayalı analizleri kullanabilmek için hastalardan elde edilen 3 boyutlu görüntüleri 2 boyutlu görüntülere dönüştürdük.¹⁹¹,¹⁹² Çalışmamız 3 boyutlu servikal vertebra maturasyon tespiti ve 3 boyutlu görüntüler ile büyüme gelişim tespiti için öncül çalışmalardan biri sayılabilir.

Çalışmamızda artefaktlı görüntüler, kraniofasial sendromu, dudak damak yarığı, kraniofasial bölge kemik hastalıkları olan hastalar, protetik restorasyon ve dental implanta sahip hastalar ve ortognatik cerrahi görmüş hastaların görüntüleri veri setine dahil edilmemiştir. Bu yüzden çalışmamızın popülasyonu daralmıştır.

Çalışmamızda veri setini oluşturan görüntülerin tümü tek bir KIBT cihazında, aynı parametrelerle çekilen görüntülerden oluşmaktadır. Görüntülerin oryantasyonları da Dolphin programında aynı şekilde yapılmıştır. Farklı cihazlar, farklı voksel boyutlarına sahip görüntüler ve farklı çekim parametreleri uygulanarak elde edilecek görüntülerle yapılacak olan çalışmalar ile daha etkin yapay zeka modelleri elde edilebilir. Ayrıca elde edilen yapay zeka modellerinin başarısının daha iyi değerlendirilebilmesi için eksternal test veri seti kullanılması önerilmektedir.

Çalışmamızda görüntülerin değerlendirilmesi bir ortodonti uzmanı ile bir araştırma görevlisi tarafından yapılmıştır. Gözlemci sayısı arttırılarak ve farklı anabilim dallarından farklı deneyimlere sahip diş hekimleri seçilerek başarı karşılaştırılması yapılabilir.

Çalışmamızda örneklem sayısı her ne kadar fazla olsa da her büyüme gelişim evresi için eşit sayıda görüntü bulunamamıştır. Bunun sebebi ortodontik tedavi için kliniğimize başvuran ve KIBT kayıtları alınan hastaların çoğunun büyüme atılım döneminde olmasıdır. Her büyüme gelişim evresi için eşit ve daha fazla sayıda görüntü bulunarak yapay zekanın performansı artırılabilir ve daha iyi sonuçlar elde edilebilir. Bu

Çalışmada etiketleme için mouse ile poligon başka bir deyişle serbest çizim tekniğinin kullanılmıştır. Daha gelişmiş çizim cihazları ve teknikleri, etiketleme performansını arttırabilir.

Çalışmamızda lateral sefalogramlar insan gözüyle etiketlenmiştir. Dijital radyografi sistemleri 16.384 farklı gri tonu algılayabilirken insan gözü sadece 32 farklı gri tonu algılayabilmektedir. Bizler gözlerimiz ile 200 μm 'ye kadar ufak cisimleri seebilirken dijital sistemlerde bu boyut 62.5 μm 'dir.¹⁹³ İnsan gözü ve yapay zeka ile yapılan bu çalışmamız daha yeni ve gelişmiş teknikler ile insan gözünden kaçan detaylar saptanıp geliştirilebilir.

Çalışmamızda YOLOv5x-seg ve YOLOv5x-cls yapay zeka modellerinin performansı ölçölmeye çalışılmıştır. Gelecekte yapılacak çalışmalarda birden fazla yapay zeka algoritmaları kullanılıp kıyaslanabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, 1077 görüntüsü üzerinde YOLOv5x-seg algoritması kullanılarak C2, C3 ve C4 tespiti ve her bir vertebranın kendi içerisinde maturasyon evresine göre tespiti için segmentasyonu gerçekleştirildi. YOLOv5x-cls ile vertebraların kendi içlerinde vertebra maturasyon sınıflaması ve her üç vertebra birlikte değerlendirilerek büyüme-gelişim durumu değerlendirildi. Ayrıca bu çalışma KIBT görüntülerinden elde edilen 2 boyutlu görüntülerden vertebraların poligonal biçimde etiketlenerek yapay zeka ile değerlendirildiği ilk çalışma olma özelliğini taşımaktadır.

Çalışmanın sonuçlarına göre doğruluk, duyarlılık, kararlılık, f1 skoru değerleri;

Vertebraların tespiti için sırasıyla 0.9968, 1, 0.9968, 0.9984 olarak, vertebraların maturasyon evrelerine göre tespiti için sırasıyla 0.5437, 1, 0.5437, 0.7044 olarak, vertebraların kendi içlerinde maturasyon evrelerine göre sınıflandırılması için sırasıyla C2 total doğruluk oranı 0.3267, C3 total doğruluk oranı 0.5789, C4 total doğruluk oranı 0.5758 bulunurken üç vertebra birlikte değerlendirilerek yapılan büyüme-gelişim sınıflandırılması için sırasıyla 0.5321, 1, 0.5321, 0.6946 olarak bulunmuştur. Bu değerler incelendiğinde vertebraların tespitinde YOLOv5x-seg modelinin başarısının mükemmel yakın ve üç vertebranın birlikte değerlendirilmesi ile yapılan büyüme-gelişim sınıflamasında YOLOv5-cls modelinin başarısının yüksek olduğu söylenebilir.

MAP ve AUC değerleri ise; vertebraların tespiti için sırasıyla 0.9888, 0.7701, vertebraların maturasyon evrelerine göre tespiti için sırasıyla 0.6770, 0.5110, üç vertebra birlikte değerlendirilerek yapılan büyüme-gelişim sınıflandırılması için sırasıyla 0.625, 0.9693 olarak bulundu. Sefalometri görüntülerinde YOLOv5x-seg modelinin ayrı ayrı

vertebraların maturasyonuna göre tespitinde daha az veri seti ile eğitildiğinde tespitin zorlaşıp, tahmin doğruluğunun daha azalmış olduğu söylenebilir. YOLOv5x-cls modelinin üç vertebraya 6 safha üzerinden büyüme-gelişim sınıflamasında ve daha az veri seti ile eğitildiğinde bile, gayet başarılı ve kabul edilebilir sınırların üzerinde bir tahmin doğruluğu elde ettiğini düşünmekteyiz.

YOLOv5x algoritmasının KIBT görüntülerinde vertebra ve büyüme-gelişim sınıflama durumunun tespitinde oldukça başarılı bir yapay zeka modeli olduğu görülmüştür. İleri çalışmalarla geliştirildiğinde, klinik olarak da kullanılabilir hale gelebileceğini ve bu sayede daha az deneyime sahip hekimler için oldukça yardımcı olabileceğini düşünmekteyiz.

Temelde nesne algılama algoritması olan YOLOv5 algoritmasının segmentasyon özelliği, yeni geliştirilmesine rağmen oldukça başarılı sonuçlara ulaştığı ancak geliştirilmeye açık olduğunu ve umut vadettiğini düşünmekteyiz. İleri çalışmalarda servikal vertebralardan faydalanılarak büyüme-gelişim sınıflandırmasının yapay zeka ile değerlendirilmesinin hedeflenebileceğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Demirkıran DS, Çelikel A, Zeren C, Arslan MM. Methods for age estimation. J Dicle Med. 2014;41(1):238-43.
2. Yarımoğlu BH, Alper B, Meral D, Çekin N. Yaş tayini uygulamalarında epifiz plağı kapanma derecelerinin incelenmesi. Adli Tıp Bül. 2005;10(3):84-9.
3. ÜLGEN M. Anomaliler, Sefalometri, Etiyoloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı. ANKARA. Ankara Üniversitesi Basımevi; 2000.
4. ÖZDİLER E. Güncel Bilgiler Işığında Ortodonti. ANKARA. Gümüş Kitabevi; 2015.
5. Uğurlu M, Ceylan İ. Pubertal Büyüme Atılımı Evrelerinin Belirlenmesinde Servikal Vertebra Maturasyonlarının Değerlendirilmesi. Atatürk Üniv Diş Hekim Fak Derg. 2018;28(4):457-61.
6. Baccetti T, Franchi L, McNamara JA. An Improved Version of the Cervical Vertebral Maturation (CVM) Method for the Assessment of Mandibular Growth. Angle Orthod. 2002; 72 (4):316–23.
7. Brugnolo E, Mazzoco C, Cordioli G, Majzoub Z. Clinical and radiographic findings following placement of single-tooth implants in young patients--case reports. Int J Periodontic Restorative Dent. 1996;16(5).
8. Banerjee KK, Agarwal BBL. Estimation of age from epiphyseal union at the wrist and ankle joints in the capital city of India. Forensic Sci Int. 1998;98(1-2):31-9.
9. Demirel O, Sonuç E. Yapay Zeka Teknikleri Kullanılarak Kemik Yaşı Tespiti. Türkiye Sağlık Enst Başkanlığı Derg. 2021;4 (3):17-30 .

10. Malina RM, Beunen GP. Assessment of skeletal maturity and prediction of adult height (TW3 method). 2002.
11. Greulich WW, Pyle SI. Radiographic atlas of skeletal development of the hand and wrist. California. Stanford University Press; 1959.
12. Kasimoglu Y, Tuna-Ince E. Diş hekimliğinde kemik yaşı tayininde kullanılan yöntemler. Acta Odontol Turc. 2016;33(1):39-46.
13. Lamparski DG. Skeletal age assessment utilizing cervical vertebrae [master's thesis]. Pittsburgh, Penn: Department of Orthodontics, The University of Pittsburgh.1972.
14. Hassel B, Farman AG. Skeletal maturation evaluation using cervical vertebrae. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995;107(1):58-66.
15. Hofrath H. Importance of X-ray remote and distance recording for the diagnosis of jaw anomalies. Fortschr Orthod. 1931.
16. Broadbent BH. A new x-ray technique and its application to orthodontia. Angle Orthod.1931; 1(2):45-66.
17. White SC, Pharoah MJ. Oral radiology: principles and interpretation. St. Louis, MO: Mosby. Elsevier. 2009;6:70-73.
18. Athanasiou AE. Orthodontic Cephalometry. 7nd ed. London. Mosby-Wolfe; 1995.
19. Eser C, Gencel E, Gokdogan M, Kesiktaş E, Yavuz O. Comparison of autologous and heterologous bone graft stability effects for filling maxillary bone gap after Le Fort I osteotomy. Adv Clin Exp Med. 2015;24(2).

20. Allen JrB, Seltzer SE, Langlotz CP, Dreyer KP, Summers RM, Petrick N, Kandarpa KA. Road Map For Translational Research On Artificial Intelligence In Medical Imaging: From The 2018 National Institutes Of Health/RSNA/ACR/The Academy Workshop. J Am Coll Radiol. 2019;16(9):1179-1189.
21. Singer J. Physiologic timing of orthodontic treatment. Angle Orthod. 1980;50(4):322-333.
22. Panchbhai AS. Dental radiographic indicators, a key to age estimation. Dentomaxillofac Radiol. 2011;40(4):199-212.
23. Neyzi O, Alp H, Orhon A. Sexual maturation in Turkish girls. Ann. Hum. Biol. 1975;2(1):49-59.
24. Isır AB, Bakır K, Uçak R, Dülger HE. AgNOR Yöntemi ile İnsan Epidermisinden Yaş Tespiti. Fırat Tıp Derg. 2004;9(3):75-78.
25. Kirkeby S, Garbarsch C. Histochemical studies of the masseter, the temporal and small zygomaticomandibular, and the temporomandibular masticatory muscles from aged male and female humans. Fiber types and myosin isoforms. Cranio .2001;19(3):174-182.26.
26. Ganong W. Review of Medical Physiology. 15nd ed. Beirut; 1991.
27. Karasu M, Isır AB, Aydın N, Dülger HE. Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi Adli Tıp Anabilim Dalınca 1998-2005 Yılları Arasında Düzenlenen Adli Raporların Değerlendirilmesi. Gaziantep Tıp Derg. 2009;15(1):10-15.
28. Blenkin MR, Evans W. Age estimation from the teeth using a modified Demirjian system. J Forensic Sci. 2010;55(6):1504-1508.
29. Atasaral N. El-bilek kemiklerine ve servikal vertebralara göre pubertal büyüme atılım evreleri arasındaki geçiş sürelerinin belirlenmesi ve bunların karşılaştırılması. Sağlık

Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2007.

30. Yıldırım A, Çetin İ, Özer E, Gümüş B. Adli Tıp Anabilim Dalına 2006-2010 Yılları Arasında Yaş Tayini İçin Başvuran Olguların Değerlendirilmesi. Çağdaş Tıp Derg. 2011;1(2):56-61
31. Akkoyun M. Adli Tıp Açısından Yaş Tayini İstenen Olguların Değerlendirilmesi. Akdeniz Üniv Adli Tıp Bül. 2017;22(1):34-9
32. Gilsanz V, Ratib O. Hand bone age: a digital atlas of skeletal maturity. 1nd ed. Berlin. Springer; 2005.
33. Lamparski DG, Nanda SK. Skeletal age assessment utilizing cervical vertebrae. Craniofacial growth series. Am J Orthod. 2002;39:171-84.
34. Farman AG. Panoramic radiology. Getting the most out of Panoramic Radiographic Interpretation. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag. 2007;1-14.
35. Çağıl H. Serbest Çalışan Diş Hekimlerinin Kullandıkları Radyografik Teknik ve Ekipmanları. Diş Hekimliği Fakültesi, Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Erzurum: Atatürk Üniversitesi Ege Üniversitesi, 2009.
36. Demirjian A, Goldstein H. New systems for dental maturity based on seven and four teeth. Ann Hum Biol. 1976;3(5):411-21.
37. Uysal T, Ramoglu SI, Basciftci FA, Sari Z. Chronologic age and skeletal maturation of the cervical vertebrae and hand-wrist: is there a relationship? Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;130(5):622-8.
38. Kama JD, Aslan SG, Darı O, Özer T. Erkek Bireylerde Servikal Vertebra Kemik Yaşının Kronolojik Ve İskelet Yaş İle Karşılaştırılması. Dicle Tıp Derg. 2006;33(1):36-41.

39. Chen J, Hu H, Guo J, Liu Z, Liu R, Li F, Zou S. Correlation between dental maturity and cervical vertebral maturity. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(6):777-83.
40. Flory CD. Osseous development in the hand as an index of skeletal development. *Monogr Soc Res Child.* 1936;1(3):i-141.
41. Greulich WW. A comparison of the physical growth and development of American-born and native Japanese children. *Am J Phys Anthropol.* 1957;15:489-515.
42. Kim JR, Shim WH, Yoon HM, Hong SH, Lee JS, Cho YA, Kim S. Computerized Bone Age Estimation Using Deep Learning Based Program: Evaluation Of The Accuracy And Efficiency. *AJR Am J Roentgenol.* 2017;209(6):1374-1380.
43. Hsieh CW, Jong TL, Tiu CM. Bone Age Estimation Based On Phalanx Information With Fuzzy Constrain Of Carpals. *Med Biol Eng Comput.* 2007;45:283-295.
44. Tanner J, Oshman D, Bahhage F, Healy M. Tanner-Whitehouse bone age reference values for North American children. *J Pediatr.* 1997;131(1):34-40.
45. Fishman LS. Maturational patterns and prediction during adolescence. *Angle Orthod.* 1987;57(3):178-193.
46. Hägg U, Taranger J. Maturation indicators and the pubertal growth spurt. *Am J Orthod.* 1982;82(4):299-309.
47. Björk A, Helm S. Prediction of the age of maximum puberal growth in body height. *The Angle Orthodontist.* 1967;37(2): 134-43.
48. Chapman S. M.Ossification of the adductor sesamoid and the adolescent growth spurt. *Angle Orthod.* 1972;42(3):236-44.

49. Bitencourt Emílio Mendes Y, Roderjan Bergmann J, Fonseca Pellissari M, Paulo Hilgenberg S, Coelho U. Analysis of skeletal maturation in patients aged 13 to 20 years by means of hand wrist radiographs. *Dental Press J Orthod.* 74(1):74–9.
50. Erkoç R. İnsan Anatomi ve Fizyolojisi. İstanbul. Milli Eğitim Basımevi; 1967.
51. Arıncı KEA. Anatomi. 1nd ed. Ankara. Güneş Kitapevi; 1993.
52. Drake R, Vogl A, Mitchell A. Gray's Anatomi. İstanbul. Güneş Kitapevi; 2011.
53. Gökçen F. Adolesan bireylerde, pubertal büyüme atılımı ile büyüme ve kemik metabolizma hormonları arasındaki ilişkinin incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2013.
54. Sobotta J. Sobotta Atlas Of Human Anatomy. Elsevier; 2013.
55. Acungil İ. Yaş tayininde el-bilek radyografilerinin geçerlilik ve değeri ile ilgili kör bir çalışma. Tıp Fakültesi, Adli Tıp Anabilim Dalı. Uzmanlık Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2014.
56. Broadbent BH, Golden WH, BROWN RG. Bolton standards of dentofacial developmental growth. *Plast Reconstr Surg.* 1975;59(1):115.
57. Junqueira CHZ, Janson G, Junqueira MHZ, Mendes LM, Favilla EE, Garib DG. Comparison between full face and hemifacial CBCT cephalograms in clinically symmetrical patients: a pilot study. *Dental Press J Orthod.* 2015;20(2):83-89.
58. Ortiz MH, Brodie AG. On the growth of the human head from birth to the third month of life. *Anat Rec.* 1949;103(3): 311-33.
59. Akın M, Tezcan M, İleri Z. Konvansiyonel ve dijital sefalometrik ölçüm yöntemlerinin karşılaştırılması. *Süleyman Demirel Üniv Sağlık Bilim Enst Derg.* 2014;5(3).

60. Gaddam R, Shashikumar HC, Lokesh NK, Suma T, Arya S, Shwetha GS. Assessment of image distortion from head rotation in lateral cephalometry. *J Int Oral Health*.2015;7(6):35-61
61. Ricketts RM. A foundation for cephalometric communication. *Am J Orthod*. 1960;46(5):330–57.
62. Turhan NA. Normal okluzyona sahip Ankara bölgesi çocuklarında yaşa ve cinsiyete göre sefalometrik normlar. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2009.
63. Uzel I, Enacar A. Ortodontide Sefalometri. 1. Baskı. Ankara. Yurtmim Yayıncılık; 2000.
64. Bench R. W. Growth of the cervical vertebrae as related to tongue, face, and denture behavior. *Am J Orthod*. 1963;49(3):183-214.
65. Baccetti T, Franchi L, McNamara Jr JA. The cervical vertebral maturation (CVM) method for the assessment of optimal treatment timing in dentofacial orthopedics. *Semin Orthod*. 2005;11(3):119-129.
66. O'Reilly MT, Yanniello GJ. Mandibular Growth Changes and Maturation of Cervical Vertebrae: A Longitudinal Cephalometric Study. *Angle Orthod*. 1988; 58(2):179-184.
67. Román PS, Palma JC, Oteo MD, Nevado E. Skeletal maturation determined by cervical vertebrae development. *Eur J Orthod*. 2002;24(3):303-311.
68. Sadler T. Hanrahan S. Langman's medical embryology. 15nd ed. Mexico. Lippincott Williams & Wilkins; 2018.
69. Vilman H. The growth of the first cervical vertebra in the rat. *Am J Orthod*.1983;84(2):160-5.

70. Meseke CA, Duray SM, Brillon SR. Principal components analysis of the atlas vertebra. *J Manipulative Physiol Ther.* 2008;31(3):212-216.
71. Aksoy S. Konik ışınli komputize tomografi kullanılarak üç boyutlu olarak paranasal sinüs ve varyasyonlarının üst havayolu anatomisi ile birlikte incelenmesi. *Yakın Doğu Üniv Sağlık Bilim Enst;* 2013.
72. Gandini P, Mancini M, & Andreani F. A comparison of hand-wrist bone and cervical vertebral analyses in measuring skeletal maturation. *Angle Orthod.* 2006;76(6):984-989.
73. Al Khal HA, Wong RW, Rabie ABM. Elimination of hand–wrist radiographs for maturity assessment in children needing orthodontic therapy. *Skeletal Radiol.* 2008;37:195-200.
74. Chatzigianni A, Halazonetis DJ. Geometric morphometric evaluation of cervical vertebrae shape and its relationship to skeletal maturation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2009;136(4):481-e1.
75. Wong RW, Alkhal HA, Rabie ABM. Use of cervical vertebral maturation to determine skeletal age. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(4):484-e1.
76. Sachan K, Sharma VP, Tandon PA. Correlative study of dental age and skeletal maturation. *Indian Journal of Dental Research.* 2011;22(6):882.
77. Durka-Zajac M, Marcinkowska A, Mituś-Kenig M. Bone age assessment using cephalometric photographs. *Pol J Radiol.* 2013;78(2):19.
78. Beit P., Peltomäki T., Schätzle M., Signorelli L., Patcas R. Evaluating the agreement of skeletal age assessment based on hand-wrist and cervical vertebrae radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(6):838-847.
79. Yılmaz A. *Yapay Zeka. İnkılap Yayınevi;* 2020.

80. Bellman RE. Introduction to Artificial Intelligence: Can Computers Think? San Francisco: Boyd & Fraser Publishing Company. 1978.
81. McCarthy J. What is artificial intelligence. California. Stanford Universty; 2007.
82. Turing AM. Computing Machinery and Intelligence. Creative Computing. 1980;6(1):44-53.
83. Khanagar SB, Al-Ehaideb A, Maganur PC, Vishwanathaiah S, Patil S, Baeshen HA, Bhandi S. Developments, application, and performance of artificial intelligence in dentistry–A systematic review. J Dent Sci. 2021;16(1):508-522.
84. Samuel AL. Some Studies in Machine Learning Using the Game of Checkers. II-Recent Progress. J Res Dev. 2010;11(6):601–17.
85. Dongare AD, Kharde RR, Kachare AD. Introduction to artificial neural network. Int J Engineering Innovative Technology. 2012;2(1):189-194.
86. Yasav M. Yapay sinir ağlarıyla yüz mimiklerinin tanınması. Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul: Yıldız Teknik Üniversitesi, 2008.
87. Öztürk K, Şahin ME. A general view of artificial neural networks and artificial intelligence. Takvim-i Vekayi. 2018;6(2):25-36.
88. Başaran E. Timpanik Membran Görüntü Analizi ve Yapay Zeka Kullanılarak Sanal Otitis Media Tanı Sisteminin Geliştirilmesi. Lisansüstü Eğitim Enstitüsü. Doktora Tezi, Karabük: Karabük Üniversitesi, 2020.
89. Öztemel E. Yapay Sinir Ağları. 3. Baskı. İstanbul. Papatya Yayıncılık; 2012.

90. Lee JG, Jun S, Cho YW, Lee H, Kim GB, Seo JB, Kim N. Deep learning in medical imaging: general overview. *Korean J radiol.* 2017;18(4):570-584.
91. Hwang JJ, Jung YH, Cho BH, Heo MS. An overview of deep learning in the field of dentistry. *Imaging Sci Dent.* 2019;49(1):1-7.
92. Burt JR, Torosdagli N, Khosravan N, RaviPrakash H, Mortazi A, Tissavirasingham F, Bagci U. Deep learning beyond cats and dogs: recent advances in diagnosing breast cancer with deep neural networks. *Br J Radiol.* 2018;91(1089):20170545.
93. Aminoshariae A, Kulild J, Nagendrababu V. Artificial intelligence in endodontics: current applications and future directions. *J Endod.* 2021; 47(9):1352-1357.
94. Serhatlıoğlu S, Hardalaç F. Yapay zekâ teknikleri ve radyolojiye uygulanması. *Fırat Tıp Derg.* 2009;14(1):1-6.
95. Öztürk K, Şahin ME. Yapay sinir ağları ve yapay zekaya genel bir bakış. *Takvim-i Vekayi.* 2018;6(2):25-36.
96. Ağyar Z. Yapay sinir ağlarının kullanım alanları ve bir uygulama. *Mühendis Makine Derg.* 2015;56(662):22-23.
97. Asilkan Ö, Irmak AGS. İkinci el otomobillerin gelecekteki fiyatlarının yapay sinir ağları ile tahmin edilmesi. *Süleyman Demirel Üniv İkt İd Bilim Fak Derg.* 2009;14(2):375-391.
98. Deng L. Deep learning: methods and applications. *J. Signal Process. Syst.* 2014;7(3–4):197–387.
99. Suzuki K. Overview of deep learning in medical imaging. *Radiol Phys Technol.* 2017;10(3):257-273.

100. Baydilli YY. Derin Öğrenme Yöntemleri ile Periferik Yayma Görüntülerinin Analizi Ve Sınıflandırılması. Lisansüstü Eğitim Enstitüsü. Doktora Tezi, Karabük: Karabük Üniversitesi, 2020.
101. Brothie P. Machine learning in radiology. J Med Imaging Radiat Oncol. 2019; 63(1): 25–26.
102. Liu YH. Feature extraction and image recognition with convolutional neural networks. J Phys Conf Ser. 2018;1087:062032.
103. Kim S. MATLAB Deep Learning With Machine Learning. Koera. National Rehabilitation Research Institute; 2017.
104. İnik Ö, Ülker E. Derin Öğrenme ve Görüntü Analizinde Kullanılan Derin Öğrenme Modelleri. Gaziosmanpaşa Bilim Derg. 2017;6(3): 85-104.
105. ZahediNasab R, Mohseni H. Neuroevolutionary based convolutional neural network with adaptive activation functions. Neurocomputing. 2020;381: 306-313.
106. Shi S, Wang Q, Xu P, Chu X. Benchmarking state-of-the-art deep learning software tools. IEEE Int. Conf. Cloud Comput. 2016;99-104.
107. Gündüz G, Cedimoğlu İH. Derin öğrenme algoritmalarını kullanarak görüntüden cinsiyet tahmini. Sakarya Üniv J Comp Inf Sci.2019;2(1):9-17.
108. Tuğçe U. YAPAY ZEKA VE SAĞLIK UYGULAMALARI. İzmir Katip Çelebi Üniv İkt İd Bilim Fak Derg. 2020;3(1):80-92.
109. Chollet F. Xception: Deep learning with depthwise separable convolutions. Proc. IEEE Comput. Soc. Conf. Comput. Vis. Pattern Recognit. 2017;1251-1258.

110. Yaji A, Prasad S, Pai A. Artificial intelligence in dento-maxillofacial radiology. *Acta Sci Dent Sci.* 2019;3(1):116-21.
111. Redmon J, Farhadi A. YOLO9000: better, faster, stronger. *arXiv preprint.* 2017;7263-7271.
112. Garcia-Garcia A, Orts-Escolano, S, Oprea S, Villena-Martinez V, Garcia-Rodriguez J.A review on deep learning techniques applied to semantic segmentation. *arXiv e-prints.* 2017; 1704.06857.
113. Jiang P, Ergu D, Liu F, Cai Y, Ma B. A Review of Yolo algorithm developments. *Procedia Computer Sci.* 2022;199:1066-1073.
114. Jocher G, Stoken A, Borovec J, Changyu L, Hogan A, Chaurasia A, Yu L. ultralytics/yolov5: v4. 0-nn. SiLU () activations, Weights & Biases logging, PyTorch Hub integration. *Zenodo.* 2021.
115. Khanna S. Artificial intelligence: contemporary applications and future compass. *Int Dent J.* 2010;60(4), 269-272.
116. Krois J, Ekert T, Meinhold L. Deep Learning for the Radiographic Detection of Periodontal Bone Loss. *Sci Rep.* 2019;9:8495.
117. Orhan K, Bayrakdar IS, Ezhov M, Kravtsov A, Özyürek T. Evaluation of artificial intelligence for detecting periapical pathosis on cone-beam computed tomography scans. *Int endod J.* 2020;53(5):680-689.
118. Cantu AG, Gehrung S, Krois J, Chaurasia A, Rossi JG, Gaudin R, Schwendicke F. Detecting caries lesions of different radiographic extension on bitewings using deep learning. *J dent.* 2020;100:103425.

119. Askar H, Krois J, Rohrer C, Mertens S, Elhennawy K, Ottolenghi L, Schwendicke F. Detecting white spot lesions on dental photography using deep learning: A pilot study. *J dent.* 2021;107:103615.
120. Ruppin J, Popovic A, Strauss M, Spüntrup E, Steiner A, Stoll C. Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(7):709-716.
121. Widmann G. Image-guided surgery and medical robotics in the cranial area. *Biomed Imaging Interv J.* 2007;3(1).
122. Yoo JH, Yeom HG, Shin W, Yun JP, Lee JH, Jeong SH, Kim BC. Deep learning based prediction of extraction difficulty for mandibular third molars. *Sci Rep.* 2021;11(1):1954.
123. Furman E, Jasinevicius TR, Bissada NF, Victoroff KZ, Skillicorn R, Buchner M. Virtual reality distraction for pain control during periodontal scaling and root planing procedures. *J Am Dent Assoc.* 2009;140(12):1508-1516.
124. Lee JH, Kim DH, Jeong SN, Choi SH. Diagnosis and prediction of periodontally compromised teeth using a deep learning-based convolutional neural network algorithm. *J Periodontal Implant Sci.* 2018;48(2):114-123.
125. Xie X, Wang L, Wang A. Artificial neural network modeling for deciding if extractions are necessary prior to orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 2010;80(2):262-266.
126. Kök H, Acilar AM, İzgi MS. Usage and comparison of artificial intelligence algorithms for determination of growth and development by cervical vertebrae stages in orthodontics. *Prog Orthod.* 2019;20:1-10.

127. Yu HJ, Cho SR, Kim MJ, Kim WH, Kim JW, Choi J. Automated skeletal classification with lateral cephalometry based on artificial intelligence. *J Dent Res.* 2020;99(3):249-256.
128. Choi HI, Jung SK, Baek SH, Lim WH, Ahn SJ, Yang IH, Kim TW. Artificial intelligent model with neural network machine learning for the diagnosis of orthognathic surgery. *J Craniofac Surg.* 2019;30(7):1986-1989.
129. Lopez AR, Giro-i-Nieto X, Burdick J, Marques O. Skin lesion classification from dermoscopic images using deep learning techniques. *Bio Med.* 2017;49-54.
130. Deng X, Liu Q, DengY, Mahadevan S. An improved method to construct basic probability assignment based on the confusion matrix for classification problem. *Inf Sci.* 2016;340:250-261.
131. Japkowicz N, Shah M. Evaluating learning algorithms: a classification perspective. Cambridge Univ Press. 2011.
132. Han J, Pei J, Tong H. Data mining: concepts and techniques. 4nd ed. USA. Morgan kaufmann. 2022.
133. Alan A, Karabatak M. Veri Seti - Sınıflandırma İlişkisinde Performansa Etki Eden Faktörlerin Değerlendirilmesi. *Fırat Üniv Müh Bilim Derg.* 2020;32(2): 531-540.
134. Lee JH, Han SS, Kim YH, Lee C, Kim I. Application of a fully deep convolutional neural network to the automation of tooth segmentation on panoramic radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2020;129(6):635-642.
135. Ucuzal H. Yapay zekâya dayalı anlamsal video işleme yöntemlerinin tıpta kullanılabilirliğinin araştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yazılım Mühendisliği Anabilim dalı. Doktora Tezi, Malatya: İnönü Üniversitesi 2020.

136. Dirican A. Tani Testi Performanslarının Değerlendirilmesi ve Kiyaslanması. Cerrahpaşa Tıp Derg. 2001;32(1).
137. Tomak L, Yüksel BEK. İşlem karakteristik eğrisi analizi ve eğri altında kalan alanların karşılaştırılması. J Exp Clin Med. 2009;27(2).
138. Schmeling A, Reisinger W, Geserick G, Olze A. Forensic age estimation of live adolescents and young adults. Acad Forensic Pathol. 2008;269-288.
139. Sassouni V. Diagnosis and treatment planning via roentgenographic cephalometry. Am. J. Orthod. 1958;44(6):433-463.
140. Grave KC. Timing of facial growth: a study of relations with stature and ossification in the hand around puberty. Aust Orthod J. 1973;3(4):117-122.
141. Kumar V, Venkataraghavan K, Krishnan R, Patil K, Munoli K, Karthik S. The relationship between dental age, bone age and chronological age in underweight children. J Pharm Bioallied Sci. 2013; 5(1):73.
142. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM, Ackerman JL. Contemporary Orthodontics. 3rd ed. St. Louis. Mosby; 2000;276-77.
143. Korde SJ, Daigavane P, Shrivastav S. Skeletal Maturity Indicators-Review Article. Int. J. Sci. Res. 2015;6:361-70.
144. Ioi H, Nakata S, Nakasima A, Counts AL. Comparison of cephalometric norms between Japanese and Caucasian adults in antero-posterior and vertical dimension. Eur J Orthod. 2007;29(5):493-99.
145. Altan B, Kocasarac HD, SİNANOĞLU E, MUTAF H. Türk bireylerde çeşitli maturasyon indikatörleri arasındaki ilişkilerin değerlendirilmesi. Cumhuriyet Dent J. 2015;18(3):235-48.

146. Türkoğlu Ç, Kaygısız E, Ulusoy Ç, Ateş C. A practical formula for determining growth. *Diagn Interv Radiol*. 2017;23(3):194–98.
147. Mito T, Sato K, Mitani H. Cervical vertebral bone age in girls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002;122(4):380-85.
148. Baldin CC, Kitt M, Costa ALF, Yasuda CL, Cendes F, Nahás-Scocate ACR. Evaluation of the skeletal maturation of cervical vertebrae with magnetic resonance imaging: a pilot study. *Braz J Oral Sci*. 2017;16:1-8.
149. Elsberg CA. The diagnosis and localization of the spinal cord by means of measurements made on the X-ray films of the vertebrae, and the correlation of clinical and X-ray findings. *Bull. neurol. Inst*. 1934;3:359-94.
150. Franchi L, Baccetti T, McNamara JrJA. Mandibular growth as related to cervical vertebral maturation and body height. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;118(3):335-40.
151. Fudalej P, Rothe LE, Bollen AM. Effects of posttreatment skeletal maturity measured with the cervical vertebral maturation method on incisor alignment relapse. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(2):238-44.
152. Szemraj A, Wojtaszek-Słomińska A, Racka-Pilszak B. Is the cervical vertebral maturation (CVM) method effective enough to replace the hand-wrist maturation (HWM) method in determining skeletal maturation? A systematic review. *Eur J Radiol*. 2018;102:125-28.
153. Cericato GO, Bittencourt MAV, Paranhos LR. Validity of the assessment method of skeletal maturation by cervical vertebrae: a systematic review and meta-analysis. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(4):20140270.

154. Demirturk Kocasarac H, Altan AB, Yerlikaya C, Sinanoglu A, Noujeim M. Correlation between spheno-occipital synchondrosis, dental age, chronological age and cervical vertebrae maturation in Turkish population: is there a link? *Acta Odontol Scand.* 2017;75(2):79-86.
155. Hoseini M, Zamaheni S, Bashizadeh Fakhar H, Akbari F, Chalipa J, Rahmati A. Comparative Evaluation of the Efficacy of Hand-Wrist and Cervical Vertebrae Radiography for the Determination of Skeletal Age. *Iran J Radiol.* 2016;13(3).
156. Hoseini M, Zamaheni S, Fakhar HB, Akbari F, Chalipa J, Rahmati A. Comparative evaluation of the efficacy of hand-wrist and cervical vertebrae radiography for the determination of skeletal age. *Iran J Radiol.* 2016;13(3).
157. Nestman TS, Marshall SD, Qian F, Holton N, Franciscus RG, Southard TE. Cervical vertebrae maturation method morphologic criteria: poor reproducibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(2): 182-8.
158. Gabriel DB, Southard KA, Qian F, Marshall SD, Franciscus RG, Southard TE. Cervical vertebrae maturation method: poor reproducibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(4):478-e1.
159. Hellsing E. Cervical vertebral dimensions in 8-, 11-, and 15-year-old children. *Acta Odontol Scand.* 1991;49(4):207-13.
160. Caldas MDP, Ambrosano GMB, Haiter Neto F. New formula to objectively evaluate skeletal maturation using lateral cephalometric radiographs. *Braz Oral Res.* 2007;21:330-35.
161. Alhadlaq AM, Al-Maflehi NS. New model for cervical vertebral bone age estimation in boys. *J. King Saud Univ. Sci.* 2013;4(1):1-5.

162. Sokic E, Tiro A, Sokic-Begovic E, Nakas E. Semi-automatic Assessment of Cervical Vertebral Maturation Stages using Cephalograph Images and Centroid-based Clustering. *Acta Stomatol. Croat.* 2012;46(4).
163. Baptista RS, Quaglio CL, Mourad LM, Hummel AD, Caetano CAC, Ortolani CLF, Pisa IT. A semi-automated method for bone age assessment using cervical vertebral maturation. *Angle Orthod.* 2012; 82(4):658-62.
164. Perinetti G, Bianchet A, Franchi L, Contardo L. Cervical vertebral maturation: An objective and transparent code staging system applied to a 6-year longitudinal investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017;151(5): 898-906.
165. Padalino S, Sfondrini MF, Chenuil L, Scudeller L, Gandini P. Reliability of skeletal maturity analysis using the cervical vertebrae maturation method on dedicated software. *Int Orthod.* 2014;12(4):483-93.
166. Santiago RC, Cunha AR, Júnior GC, Fernandes N, Campos MJS, Costa LFM, Bolognese AM. New software for cervical vertebral geometry assessment and its relationship to skeletal maturation—a pilot study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014;43(2):20130238.
167. Dzemic V, Sokic E, Tiro A, Nakas E. Computer based assessment of cervical vertebral maturation stages using digital lateral cephalograms. *Acta Inform Med.* 2015;23(6):364.
168. ÖZKESİCİ MY, YILMAZ S. Oral ve Maksillofasiyal Radyoloji’de Yapay Zeka. *Sağlık Bilim Derg.* 2021;30(3):346-51.
169. FIRAT M., Güngör M. Askı madde konsantrasyonu ve miktarının yapay sinir ağları ile belirlenmesi. *Teknik Derg.* 2004;15(73).

170. Mureşanu S, Almaşan O, Hedeşiu M, Dioşan L, Dinu C, Jacobs R. Artificial intelligence models for clinical usage in dentistry with a focus on dentomaxillofacial CBCT: a systematic review. *Oral Radiol.* 2023;39(1):18–40.
171. Kohli M, Prevedello LM, Filice RW, Geis JR. Implementing machine learning in radiology practice and research. *Am J Roentgenol.* 2017;208(4):754-60.
172. Noguerol TM, Paulano-Godino F, Martín-Valdivia MT, Menias CO, Luna A. Strengths, weaknesses, opportunities, and threats analysis of artificial intelligence and machine learning applications in radiology. *J Am Coll Radiol.* 2019;16(9):1239-47.
173. Wang X, Li H, Zheng P. Automatic Detection and Segmentation of Ovarian Cancer Using a Multitask Model in Pelvic CT Images. *Oxid Med Cell Longev.* 2022;6009107.
174. Giordano D, Leonardi R, Maiorana F, Scarciofalo G, Spampinato C. Epiphysis and metaphysis extraction and classification by adaptive thresholding and DoG filtering for automated skeletal bone age analysis. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2007;6551-56.
175. Hasaltin Çataloğlu E. El-bilek röntgen görüntülerinden kemik yaşı tespitinde esnek hesaplama tekniklerinin kullanımı Fen Bilimleri Enstitüsü, Bilgisayar mühendisliği anabilim dalı. Yüksek Lisans Tezi, Kayseri: Erzurum Üniversitesi, 2004.
176. Chang CH, Hsieh CW, Jong TL, Tiu CM. A fully automatic computerized bone age assessment procedure based on phalange ossification analysis. *Proc IPPR.* 2003;16:463-8.
177. Miki Y, Muramatsu C, Hayashi T, Zhou X, Hara T, Katsumata A, Fujita H. Classification of teeth in cone-beam CT using deep convolutional neural network. *Comput Biol Med.* 2017;80:24-29.

178. Amasya H, Cesur E, Yıldırım D, Orhan K. Validation of cervical vertebral maturation stages: Artificial intelligence vs human observer visual analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012;158(6):173-9.
179. Zhao XG, Lin J, Jiang JH, Wang Q, Ng SH. Validity and reliability of a method for assessment of cervical vertebral maturation. *Angle Orthod*. 2012;82(2):229-234.
180. Tajmir SH, Lee H, Shailam R, Gale HI, Nguyen JC, Westra SJ, Do S. Artificial intelligence-assisted interpretation of bone age radiographs improves accuracy and decreases variability. *Skeletal Radiol*. 2019;48:275-283.
181. Makaremi M, Lacaule C, Mohammad-Djafari A. Deep learning and artificial intelligence for the determination of the cervical vertebra maturation degree from lateral radiography. *Entropy*. 2019; 21(12):1222.
182. Radwan MT, Sin Ç, Akkaya N, Vahdettin L. Artificial intelligence-based algorithm for cervical vertebrae maturation stage assessment. *Orthod Craniofac Res*. 2022.
183. Cho J, Lee K, Shin E, Choy G, Do S. How much data is needed to train a medical image deep learning system to achieve necessary high accuracy? *arXiv e-prints*. 2015;1511.06348
184. Zhou J, Zhou H, Pu L, Gao Y, Tang Z, Yang Y, You M, Yang Z, Lai W, Long H. Development of an Artificial Intelligence System for the Automatic Evaluation of Cervical Vertebral Maturation Status. *Diagnostics*. 2021;11(12):2200.
185. Seo H, Hwang J, Jeong T, Shin J. Comparison of Deep Learning Models for Cervical Vertebral Maturation Stage Classification on Lateral Cephalometric Radiographs. *J Clin Med*. 2021;10(16).

186. Bayrakdar IS, Orhan K, Çelik Ö, Bilgir E, Sağlam H, Kaplan FA, Różyło-Kalinowska I. A U-Net approach to apical lesion segmentation on panoramic radiographs. *Biomed Res Int*. 2022.
187. Shokri A, Miresmaeili A, Farhadian N, Falah-Kooshki S, Amini P, Mollaie N. Effect of changing the head position on accuracy of transverse measurements of the maxillofacial region made on cone beam computed tomography and conventional posterior-anterior cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol*. 2017;46(5):20160180.
188. Kim MJ, Liu Y, Oh SH, Ahn HW, Kim SH, Nelson G. Evaluation of a multi-stage convolutional neural network-based fully automated landmark identification system using cone-beam computed tomography-synthesized posteroanterior cephalometric images. *Korean J Orthod*. 2021;51(2):77-85.
189. Shim JJ, Heo G, Lagravère MO. Assessment of skeletal maturation based on cervical vertebrae in CBCT. *Int orthod*. 2012;10(4):351-362.
190. Litjens G, Kooi T, Bejnordi BE, Setio AAA, Ciompi F, Ghafoorian M, Sánchez CI. A survey on deep learning in medical image analysis. *Med Image Anal*. 2017;42:60-88.
191. Park CS, Park JK, Kim H, Han SS, Jeong HG, Park H. Comparison of conventional lateral cephalograms with corresponding CBCT radiographs. *Imaging Sci Dent*. 2012;42(4):201-205.
192. Gribel BF, Gribel MN, Manzi FR, Brooks SL, McNamara Jr JA. From 2D to 3D: an algorithm to derive normal values for 3-dimensional computerized assessment. *Angle Orthod*. 2011;81(1):3-10.
193. Bushong SC. *Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection*. 10nd ed. 2013.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı: İrem Balcı İncebeyaz

2. EĞİTİM

2008-2012: Edirne Anadolu Öğretmen Lisesi

2013-2018: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2019-2023: Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

3. AKADEMİK DENEYİM

2019- Halen: Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti
Anabilim Dalı – ESKİŞEHİR

4. ÇALIŞMA ALANLARI

Çalışma Alanı: Ortodonti

5. SON BEŞ YILDAKİ ÖNEMLİ YAYINLAR

EK-2. ETİK KURUL ONAYI



T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı

Sayı : E-25403353-050.99-364118
Konu : 2022 - 174 Karar

09.08.2022

Sayın Dr. Öğr. Üy. Mehmet UĞURLU
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı

Karar Tarihi: 26.07.2022
Karar Sayısı: 20

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı - Dr. Öğr. Üy. Mehmet UĞURLU'nun sorumluluğunda yürütülecek olan **"Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinden Elde Edilen Lateral Sefalometrik Radyograflar Üzerinden Derin Öğrenme Yöntemiyle Geliştirilmiş Yapay Zeka Algoritmalarıyla Servikal Vertebra Maturasyonunun Değerlendirilmesi"** başlıklı araştırmanın/çalışmanın gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel açıdan sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini saygı ile rica ederim.

Prof. Dr. Merih ÖZGEN
Kurul Başkanı

Ek: e-imzalı Etik Kurul Kararı

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu : C2UPccJ3165

Belge Doğrulama Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/esogu-ebys>

Adres : Meşelik Kampüsü 26040 Odunpazarı
Telefon : 0222 2393750 Faks: 0222 2291418
İnternet Adresi : www.ogu.edu.tr
KEP adresi : esk.osmangaziunirek@hs01.kep.tr

Bilgi için : Ceren KESKİNER
Telefon : 0 222 239 29 79-4690
E-posta : ckeskiner@ogu.edu.tr





T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
BAŞKANLIĞI

Prof.Dr.Merih ÖZGEN
(Başkan)
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon AD

Prof.Dr.Hava ÜSKÜDAR TEKE
(Başkan Yardımcısı)
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi
İç Hastalıkları AD / Hematoloji BD

Doç.Dr.Ferdi KÖŞGER
(Raportör)
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi
Ruh Sağlığı ve Hastalıkları AD

Prof.Dr.Ömür SAYILGİL
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi Tıp Tarihi ve Etik AD

Prof.Dr.Setenay DİNÇER ÖNER
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi Biyoistatistik AD

Prof.Dr.Özlem ÖRSAL
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Fakültesi
Halk Sağlığı Hemşireliği AD

Prof.Dr.Suzan ŞAYLIOY
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi Radyoloji AD

Doç.Dr.Gökür YORULMAZ
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi
İç Hastalıkları AD / Endokrinoloji
ve Metabolizma Hastalıkları BD

Doç.Dr.Muhammed Fatih ÖNSÜZ
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi Halk Sağlığı AD

Doç.Dr.Melih VELİPAŞAOĞLU
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi
Kadın Hastalıkları ve Doğum AD

Doç.Dr.Zeren BARIŞ
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi
Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD /
Çocuk Gastroenterolojisi BD

Doç.Dr.Mustafa Değer BİLGEÇ
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları AD

Doç.Dr.Esra YEŞİLOVA
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD

Dr.Öğr.Üy.F.Nazlı DURMAZ ÇELİK
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Tıp Fakültesi Nöroloji AD

Av. Önder CAN
Avukat

Etik Kurul Sekreterliği
Ceren KESKİNER
Tel: 0 222 239 29 79 / 4690-91

KARAR FORMU

Başvuru Tarihi: 10.06.2022	Çalışmanın Başlığı: "Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinden Elde Edilen Lateral Sefalometrik Radyograflar Üzerinden Derin Öğrenme Yöntemiyle Geliştirilmiş Yapay Zeka Algoritmalarıyla Servikal Vertebra Maturasyonunun Değerlendirilmesi" Çalışmacılar: Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı - Dr.Öğr.Üy.Mehmet UĞURLU (Tez Danışmanı), Arş.Gör.Dt.İrem BALCI (Tez Sahibi)
Çalışmanın değerlendirildiği ilk toplantı tarihi: 26.07.2022	Sonuç: 1. Kişisel sağlık verileri kimliği belirli veya belirlenebilir gerçek kişiye ilişkin her türlü sağlık bilgisi olduğundan, kişisel sağlık verilerinin işlenmesi ile ilgili olarak ilgili mevzuat hükümleri dikkate alınmalı, verilerin yetkisiz kişilerin eline geçmesi önlenmelidir. Araştırmacıların kuruluşa taahhütnamelerle iletmış oldukları sorumlulukları yerine getirmeleri beklenmektedir. 2. Kurum izinlerinin alınması araştırmacıların sorumluluğunda olup, ilgili kurumdan alınan izin yazılarının kuruluşa iletilmesi gerekmektedir. 3. Çalışmadaki tarih aralığının retrospektif çalışma olacak şekilde tekrardan düzeltilmesi uygun olacaktır.
Karar Tarihi: 26.07.2022 Karar No: 20	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı - Dr.Öğr.Üy.Mehmet UĞURLU'nun sorumluluğunda yürütülecek olan "Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinden Elde Edilen Lateral Sefalometrik Radyograflar Üzerinden Derin Öğrenme Yöntemiyle Geliştirilmiş Yapay Zeka Algoritmalarıyla Servikal Vertebra Maturasyonunun Değerlendirilmesi" başlıklı araştırma/çalışma gereç, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, araştırmanın/çalışmanın gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel yönden sakınca bulunmadığına oy birliği ile karar verilmiştir. Araştırmacılara başarılar dileriz.



T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
BAŞKANLIĞI

Çalışmanın Başlığı: "Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleri Üzerinden Derin Öğrenme Yöntemiyle Geliştirilmiş Yapay Zeka Algoritmalarıyla Faringeal Havayolu Değerlendirilmesi"

GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

	Unvanı/Adı/Soyadı	Kurumu
1	Prof.Dr.Merih ÖZGEN (Başkan)	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon AD
2	Prof.Dr.Hava ÜSKÜDAR TEKE (Başkan Yardımcısı)	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi İç Hastalıkları AD / Hematoloji BD
3	Doç.Dr.Ferdi KÖŞGER (Raportör)	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ruh Sağlığı ve Hastalıkları AD
4	Prof.Dr.Ömür ŞAYLIGİL	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıp Tarihi ve Etik A.D
5	Prof.Dr.Setenay DİNÇER ÖNER	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik AD
6	Prof.Dr.Özlem ÖRSAL	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği AD
7	Prof.Dr.Suzan ŞAYLISOY	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji AD
8	Doç.Dr.Gökür YORULMAZ	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi İç Hastalıkları AD / Endokrinoloji ve Metabolizma Hastalıkları BD
9	Doç.Dr.Muhammed Fatih ÖNSÜZ	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Halk Sağlığı AD
10	Doç.Dr.Melih VELİPAŞAOĞLU	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Kadın Hastalıkları ve Doğum AD
11	Doç.Dr.Zeren BARIŞ	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD / Çocuk Gastroenterolojisi BD
12	Doç.Dr.Mustafa Değer BİLGEÇ	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları AD
13	Doç.Dr.Esra YEŞİLOVA	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD
14	Dr.Öğr.Üy.F.Nazlı DURMAZ ÇELİK	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroloji AD
15	Av.Önder CAN	Hukuk