

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

**İSKEMİK İNME HASTALARININ ERKEN RADYOLOJİK İŞARET VE BULGU
SAPTANMAYAN KONTRASTSIZ KRANİAL BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
GÖRÜNTÜLERİNİN KARŞI TARAF NORMAL BEYİN PARANKİMİ İLE
“RADIOMİCS” PARAMETRELERİ ÜZERİNDEN KARŞILAŞTIRILMASI**

DR. TÖREHAN ÖZER

**RADYOLOJİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. YONCA ANIK

ETİK KURUL ONAY TARİHİ:14/11/2018 PROJE NO: KÜ GOKAEK 2018/319

2019

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR DİZİNİ.....	IV
ŞEKİLLER ve RESİMLER DİZİNİ.....	V
TABLolar DİZİNİ.....	6
1. GİRİŞ.....	7
2. GENEL BİLGİLER.....	8
2.1 “RADIOMICS” VE GÖRÜNTÜ DOKUSU (“TEXTURE”) ANALİZİ.....	8
2.1.1 Texture Analizi Algoritmasının Ana Basamakları.....	8
2.1.2 İstatistiksel Görüntü Dokusu Parametreleri.....	9
2.1.2a Birinci Düzey İstatistiksel Görüntü Dokusu Parametreleri.....	9
2.1.2b Yüksek Düzey Görüntü Dokusu Parametreleri.....	9
2.1.3 Morfolojik Özellikler.....	12
2.1.4 Filtreleme Yöntemleri	12
2.2 KONTRASTSIZ KRANİAL BT’DE AKUT İSKEMİK İNMENİN ERKEN DÖNEM RADYOLOJİK İŞARETLERİ.....	12
2.3 MR DİFÜZYON GÖRÜNTÜLEME.....	15
2.4 BEYİN ARTERYEL ANATOMİSİ.....	16
2.4.1 İntrakraniyal Karotid Arter.....	16
2.4.2 Willis Poligonu.....	17
2.4.2a Anterior serebral Arter.....	18
2.4.2b Orta Serebral Arter.....	19
2.4.2c Posterior Serebral Arter.....	20
2.4.2d Vertebro-Baziler Sistem.....	21
2.5 İNME.....	22
2.5.1 Serebral İnfarkt.....	23
2.5.2 Enfarkt Görünümünde Zamansal Değişim.....	24
2.5.3 Enfarkt Alanında Vasküler Değişiklikler ve Kontrast Tutulumu.....	25
2.5.4 Hemodinamik Enfarkt.....	26
2.5.5 Laküner Enfarkt.....	26
2.5.6 Venöz Enfarkt.....	27
2.5.7 Enfarkta Difüzyon Görüntüleme.....	27
2.6 ASPECTS	28
3.GEREÇVEYÖNTEM.....	29

3.1 ETİK KURUL ONAYI AYDINLATILMIŞ ONAM	29
3.2 HASTA TOPLANMASI.....	29
3.3 BT GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ.....	29
3.4 MR GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ.....	30
3.5 GÖRÜNTÜLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	30
3.6“RADIOMICS” PARAMETRELERİNİN ÖLÇÜLMESİ.....	31
3.7 İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....	34
4.BULGULAR.....	34
5.TARTIŞMA.....	46
6.SONUÇ.....	49
7.ÖZET.....	50
8. ABSTRACT.....	51
9.KAYNAKLAR.....	52

KISALTMALAR DİZİNİ

ADC	Apparent diffusion coefficient
ASM	Angular second moment
ASPECT	Alberta stroke program early CT score
AVM	Arteriyovenöz malformasyon
BT	Bilgisayarlı tomografi
BOS	Beyin omurilik sıvısı
DICOM	Digital imaging and communications in medicine
FLAIR	Fluid attenuation inversion recovery
FO	First order
GLCM	Gray level co-occurrence matrix
GLRLM	Gray level run length matrix
IV	İntravenöz
İCA	Arteria karotis interna
MCA	Middle cerebral artery-orta serebral arter
MR	Manyetik rezonans
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
NGTDM	Neighborhood gray tone difference matrix
PACS	Picture Archiving Communicating Systems
ROI	Region of interest
SAK	Subaraknoid Kanama

ŞEKİLLER VE RESİMLER DİZİNİ

Şekil 1. İki boyutlu matriks ölçüm açıları

Şekil 2. “ Co-occurence matrix ” çizimi

Şekil 3. “Run lenght matrix ” çizimi

Şekil 4. “Neighborhood gray tone difference matrix ” çizimi

Şekil 5. Doku analizi parametreleri ortalama değerlerinin bar grafiği

Resim 1. İskemik inme hastasının kontrastsız kranial BT görüntülerinde hiperdens MCA işareti

Resim 2. İskemik inme hastasının kontrastsız kranial BT görüntülerinde sulkuslarda silinme

Resim 3. İskemik inme hastasının kontrastsız kranial BT görüntülerinde insular ribbon işareti

Resim 4. İskemik inme tanısı bulunmaya hastanın kontrastsız kranial BT görüntülerinde hiperdens MCA görünümü

Resim 5. Difüzyon MR görüntülerinde – ADC haritalamada akut infarkt saptanan hastanın normal görünümdeki kontrastsız kranial BT kesitleri

Resim 6. “3DSlicer” paket programında ölçüm yapılan patolojik ve simetriğindeki normal parankim alanı

TABLULAR DİZİNİ

1.Tablo: Doku analizi parametreleri

2.Tablo: Doku analiz parametrelerinin t test ile değerlendirme sonuçları

3.Tablo : Doku analiz parametrelerinin paired t test ile değerlendirme sonuçları

4.Tablo :Anlamli bulunan parametrelerin p değerleri

GİRİŞ

Dünya Sağlık Örgütü inmeyi, vasküler neden dışında görünürde bir sebep olmaksızın, aniden yerleşip fokal veya global serebral disfonksiyona yol açan, 24 saat ya da daha uzun süren veya ölümlü sonuçlanan klinik bir durum olarak tanımlamıştır(1). İnme ; koroner arter hastalıkları ve kanser hastalıklarının ardından 3. sıklıktaki ölüm nedenidir. İnmelerin %80ini beyin enfarktı , %15'ini beyin içi kanamalar ve %5'ini ise subaraknoid kanamalar oluşturmaktadır. Dünya sağlık örgütü verilerine göre her yıl dünyada 15 milyon kişi inme geçirmekte buların 5 milyonu ölmekte ve 5 milyonu kalıcı olarak sakat kalmaktadır (2) İnme hastalarının %30'u 1 yıl içerisinde ölmektedir. Hayatta kalanların üçte biri , inme sonrasındaki günlük işlerinde başkalarına muhtaç olmaktadır. Aynı zamanda inme erişkin popülasyondaki en sık maluliyet sebebidir.(3) Kontrastsız bilgisayarlı tomografi ile hemorajik inmelerin tespiti kolaylıkla yapılabilirken , iskemik inmelerin ilk 24 saat içerisindeki tespitinde yetersiz kalınmaktadır. Wardlaw ve arkadaşlarının 15 farklı makalenin verilerini toplayarak yaptıkları çalışmada ; ilk 6 saati içerisindeki iskemik inmeli hastaların kontrastsız bilgisayarlı tomografi görüntülerinin ancak %61inde radyolojik bulgu saptanabildiği gösterilmiştir (4) . Kontrastsız beyin tomografisi ulaşılabilirliğinin MR'a oranla çok daha kolay olması , yaygınlığı ve hızlı çekim tekniği , hemorajik inmeyi ekarte edebilmesi nedeniyle iskemik inme hastalarında hala ilk tercih edilen görüntüleme yöntemidir.

“Radiomics” dijital ortamdaki görüntülerin texture- doku analizi veya benzer yöntemlerle piksel bazında değerlendirilmesi sonucu elde edilen kantitatif verilerin bütünü ifade etmektedir (5). Doku analizinin ; radyolojik görüntülerdeki normal dokuların ve patolojilerin piksel bazındaki kantitatif değerlendirme yeteneği , insan gözünün ayırt edebilme yeteneğinin ötesindedir(6). Radiomics çalışmaları; bireyler arasındaki ve bireylerin kendi içindeki değerlendirme değişkenliğini azaltması hususunda da umut vericidir. Radiomics ve radiomics vasıtasıyla elde edilen verilerin makine öğrenmesinde kullanılması, son dönemde özellikle malignitelerin tipinin-alt tipinin tespitine ve radyopatolojik tanıya imkan vermesi nedeniyle oldukça popülerdir. İskemik inme konusunda yapılan doku analizleri ise sınırlı sayıda ve yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Çalışmamızda kontrastsız BT'de , radyolojik olarak normal görünümdeki ancak difüzyon MR ile akut infarktı kanıtlanan beyaz cevherdeki akut infarkt alanı ve simetriğindeki normal beyaz cevher doku analiziyle değerlendirilerek istatistiksel olarak kıyaslanmıştır .

Çalışmamızın amacı , iskemik inmenin hiperakut ve akut dönemde kontrastsız BT görüntüsünde radyolog tarafından ayırt edilebilen bir bulgusu olmasa dahi ,difüzyon MR 'a ihtiyaç duymadan kontrastsız BT ile radyolojik olarak tanınmasına olanak sağlayacak veriler elde etmek ; radyolojik tanı gecikmesinin neden olabileceği , medikal veya girişimsel tedaviye başlanmasındaki olası gecikmeleri azaltmaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Radiomics – Görüntü dokusu (Texture) Analizi

Radiomics radyolojik görüntülerden kantitatif parametrik değerler çıkarmayı sağlayarak ; radyolojik tanıya olanak sağlayan görece yeni bir metoddur(7). Radiomics uygulamalarının ortaya konmasındaki ana fikir “hidden information-saklı bilgi “ ; yani elde edilen radyolojik görüntülerde insan gözünün ayırt edebileceğinden daha fazla bilginin bulunmasıdır. İnsan gözünün ayırt edebileceğinden fazla detay barındıran bu gizli görüntü bilgisine ait kantitatif doku özellik parametreleri ; istatistiksel yöntemler , şekil analizi ve filtreleme yöntemleri başta olmak üzere bilgisayar destekli ileri tekniklerle ortaya konabilmektedir(5). Ayrıca gray level size zone matrix based features , Minkowski functionals gibi yeni geliştirilen yöntemler de bulunmaktadır. Radiomics uygulamaları ile tümörlerin alt tipinin ve genotipinin belirlenebilmesi günümüzde mümkündür. Radiomics uygulamalarının invaziv olmayışı ve dokunun tamamından bilgi elde edilmesine olanak sağlaması nedeni ile histopatolojik tanı süreçlerinde önemli üstünlükleri vardır.

Doku analizi doku görüntüsünün kantitatif değerlendirilmesinde kullanılan istatistiksel bir yöntemdir ve birçok farklı alanda başarıyla kullanılmaktadır (8). Son yıllarda MR görüntüleri başta olmak üzere , radyolojik tanıda da kullanılmaya başlanmıştır. Elde edilen verilerin makine öğrenmesinde ve derin öğrenmede kullanılması ise konunun farklı ve ileri bir boyutudur.

Doku analizi temel olarak şu basamaklardan oluşur ; görüntü elde edilmesi , ilgili alanın belirlenmesi-segmentasyon , preprocess işlemleri , parametrelerin çıkarılması , uygun parametrelerin seçilmesi, istatistik ve sınıflama(9). Bu basamaklarda uygulanacak yöntemler çeşitlilik göstermektedir. Uygun yöntemlerin ve parametrelerin seçilmesindeki zorluklar doku analizi ve radiomics uygulamalarının önemli sorunlarından(5).

2.1.1 Texture Analizi Algoritmasının Ana Basamakları

Görüntü elde edilmesi doku analizi basamaklarının ilkidir. Elde edilmiş radyolojik görüntülerdeki sinyal gürültü oranının değişkenliği , doku analizi sonuçlarını önemli miktarda etkilemektedir. Değerlendirilecek hasta görüntülerinin benzer protokoller ve kesit kalınlıklarıyla elde edilmiş olması da önemli diğer bir noktadır. Çok merkezli çalışmalarda özellikle bu noktada , doku analizinin optimizasyonu konusunda zorluklarla karşılaşmaktadır ve olası yanıltıcı sonuçların elde edilmesi söz konusudur. ROI'nin belirlenmesinde otomatik ve yarı-otomatik yöntemler bulunmaktadır ancak halen altın standart uzman radyologlar tarafından segmentasyonun manuel olarak yapılmasıdır. En sık kullanılan otomatik segmentasyon yöntemlerinden ikisi “positioning squares or circles” ve “bounding box”tır(6). İlk yöntemde bilgisayar tarafından otomatik olarak lezyon içerisine sığabilecek en büyük boyutlu ROI çemberi yerleştirilir ancak bu yöntemde lezyonun her tarafından bilgi elde edilmemiş olacaktır. Bounding box yönteminde ise lezyonun tamamını içine alabilecek

büyükteki en küçük dikdörtgen şekilli bir ROI alanı otomatik olarak yerleştirilir. Bu yöntemin dezavantajı ise normal dokudan da bilgi alınacak olmasıdır. Preprocessing işlemleri ise görüntü protokol farklılıklarından doğabilecek sorunları azaltmak için kullanılan yöntemlerdir. Özellikle çok merkezli çalışmalarda preprocessing işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. En çok kullanılan yöntemler şöyledir :”İnterpolation” , “normalization” , “inhomogeneity correction” , “quantization of gray-levels”.Doku parametrelerinin çıkarılması doku analizi algoritmasının ana basamağıdır ve en spesifik olanıdır.Daha önce belirlenen segmentasyon alanından parametreler bilgisayar destekli yazılımlarla çıkartılır. Bu basamak sonucunda geniş bir radiomics parametresi havuzu oluşur ki bu havuzdaki parametre çeşitliliğinin fazla olması ciddi bir problemdir. Sonraki aşama çıkan bu çok sayıdaki kantitatif parametreden hangilerinin kullanılacağıın belirlenmesidir. Uygun parametreler belirlendikten sonra elde edilen veriler radyolojik tanı ve sınıflamada kullanılır.

2.1.2 İstatistiksel Görüntü Dokusu Parametreleri

İstatistiksel görüntü doku analizi , görüntü içerisindeki gri seviye örüntüsünün görüntü uzayındaki olasılıklı veya rastgele dağılımının ölçülmesini ifade eder. Birinci düzey görüntü doku parametreleri ve ikinci düzey ya da yüksek düzey görüntü doku parametreleri olmak üzere ikiye ayrılır.

2.1.2a Birinci Düzey İstatistiksel Görüntü Dokusu Parametreleri

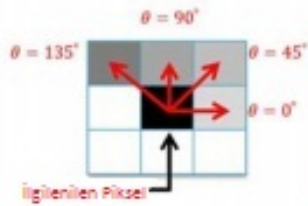
Birinci düzey parametreler gri seviye örüntüsündeki, gri seviye dağılımını ölçer. Histogram temelli parametrelerdir. Birinci düzey parametreler piksellerin gri seviye düzeylerinin dağılımı hakkında bilgi sağlarken piksellerin çevre pikseller ile ilişkisi ve konumu hakkında bilgi içermez. Bu parametrelerden en sık kullanılanları “entropy” ve “uniformity”dir. Entropy görüntüdeki gri seviye intensitelerinin doğal gelişigüzelliğini ölçer. Uniformity ise kabaca entropynin karşısı gibi düşünülebilir ve gri seviye intensite dağılımının tek düzeleğini yansıtır. Eğer tüm pikseller aynı gri seviye intensitesinde olursa uniformity maksimumdur. Eğer görüntüdeki bir piksel için her bir gri seviye intensitesinde olma ihtimali eşitse , entropy maksimumdur.

2.1.2b Yüksek Düzey Görüntü Dokusu Parametreleri

Birinci düzey parametreler pikseller arasındaki ilişkiye dair bir bilgi içermez. Pikseller arasındaki ilişkiyi , gri seviye geçiş özelliklerini , pikseller arasındaki komşuluk özelliklerini yani yüksek düzey görüntü dokusu parametrelerini ölçen bir çok teknik bulunmaktadır bunların başlıcaları şunlardır : gray level co-occurrence matrix (GLCM) , gray level run length matrix (GLRLM) ve neighborhood gray tone difference matrix (NGTDM).

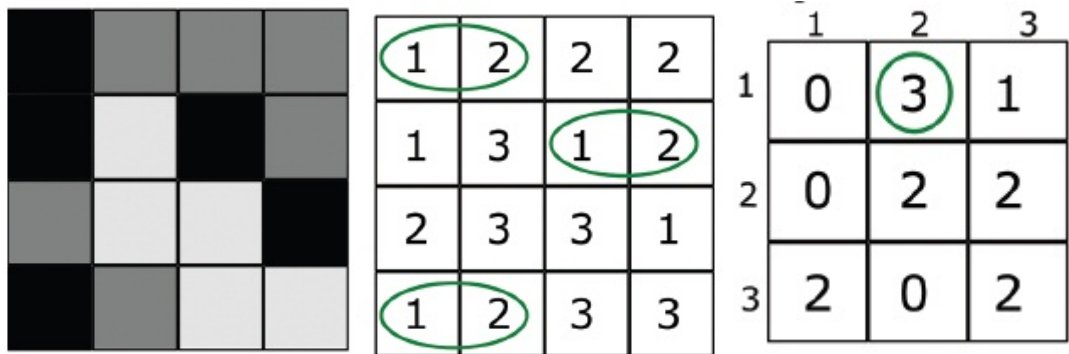
Gray level co-occurrence matrix (GLCM)

Görüntüdeki voksel veya piksel çiftleri arasındaki ilişkiyi değerlendirir. Örneğin “the angular second moment” (ASM) , görüntünün tek düzelikliğini yani uniformity’i ölçer. Uniform görüntüde az sayıda gri seviye geçiş değişkenliği vardır ve aynı tip gri seviye geçişi mevcuttur. Entropy’si yüksek olanda ise farklı tip gri seviye geçişi fazladır. Yüksek entropiyli görüntü kabaca heterojen görünür denebilir. “Contrast”ı yüksek olan da entropysiyi yüksek olan görüntüye benzer. Komşu pikseller arasında intensite farkı yüksek olan piksel komşulukları fazladır . Dama tahtası contrastı yüksek olan bir görüntü için güzel bir örnektir. GLCLM ölçümleri iki boyutlu görüntülerde 0, 45 ,90 ve 135 olmak üzere dört farklı açı boyunca yapılır.



Şekil 1 : 2 boyutlu görüntülerde GLCLM ölçüm açıları.

gri seviye görüntü matrisi rakamsal gri seviye görüntü matrisi co-occurrence matrisi



Şekil 2: Üstte basit bir co-occurrence matrisi çizimi. Gri seviye görüntü matrisi ve gri seviyelere karşılık gelen rakamlardan oluşan rakamsal gri seviye görüntü matrisi görülmektedir. Soldan sağa horizontal yani 0 derece ile yapılan hesaplama ile elde edilen “co-occurrence matrisi” görülmüyor. Rakamsal görüntü tablosunda soldan sağa 1’den 2’ye geçişler işaretlenmiştir. Görüldüğü gibi 1’den 2’ye geçiş üç keredir. “Co-occurrence matrisi”e bakıldığında (dikey sütun referans piksel değerlerini , yatay sütun komşu piksel değerlerini göstermektedir) referans olarak 1 , komşu piksel rakamsal değeri olarak 2 olarak görülen kareye baktığımızda çember içine alınmış toplam geçiş sayısını görüyoruz.

Gray level run length matrix (GLRLM)

Gri seviyesi aynı olan komşuluklu olarak devam eden piksellerin sayısı üzerinden ölçümler yapar. Bu ölçümler iki boyutlu görüntülerde 0,45,90 ve 135 olmak üzere dört farklı , üç boyutlu görüntülerde ise 13 farklı açı boyunca tekrarlanır.

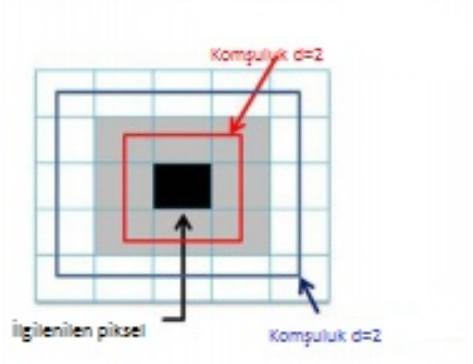
Gri seviye görüntü matrisi Rakamsal gri seviye görüntü matrisi Run length matrix



Şekil 3: Sadeleştirilmiş bir “run length matrix” çizimi. Soldan sağa horizontal yani 0 derece ile yapılan hesaplamalarda elde edilen “run length matrix” en sağda görülmektedir. Rakamsal görüntü tablosuna bakıldığında; horizontal olarak , soldan sağa , 1 adet 2 gri seviye değerinde 3 piksel uzunluğundaki seri ki bu seri 2 adet 2 seri uzunluğunda seri de içermektedir ve 2 adet 3 gri seviye değerinde 2 piksel uzunluğunda seri görülmektedir. “Run length matrix”te gri seviye değerleri ve bu değerlere ait seri uzunlukları görülmektedir.

Neighborhood gray tone difference matrix (NGTDM)

Her görüntü pikselinin gri seviye değeri ile komşuluğundaki piksellerin ortalama gri seviye değerleri arasındaki farkın ölçümü temelli değerlendirme yapılır. NGTDM'nin amacı insan gözünün değerlendirmesine mümkün olduğunca yakın kantitatif parametrik değerler elde etmektir.



Şekil 4: Yukarıda “ neighborhood gray tone difference matrix ” ölçümlerinin şematize edilmiş ve sadeleştirilmiş şekli görülmektedir. Ölçümler sırasında ilgilenilen piksel ile kıyaslanacak komşuluk piksel değerlerinin uzaklığı (d) kullanıcı tarafından belirlenebilmektedir.

2.1.3 Morfolojik Özellikler

Lezyonların şekil özelliklerini tanımlar. İstatistiksel parametrelerle birlikte şekilsel parametrelerin de çıkarılması mümkündür, ek bir ölçüm gerektirmez. Herhangi bir lezyonun şekil olarak düzensizliğinin, fraktal boyutu ile ölçümü mümkündür. Lezyonların şekil özelliklerini değerlendiren çeşitli yöntemler bulunmaktadır.

2.1.4 Filtreleme Yöntemleri

Filtreleme yaklaşımlarındaki ana fikir ; orijinal doku görüntülerinin doğrusal veya doğrusal olmayan dönüşüme maruz bırakılması ve ardından doku bilgisinin elde edilmesi için görüntü verilerinin istatistiksel analizidir (9).En sık kullanılan yöntemler spasyal filtreleme yöntemleridir.Bu yöntem komşu pikseller üzerinde işlem yapılmasına dayanır. Spasyal filtreleme yöntemleri yumuşak spasyal filtreleme , sert spasyal filtreleme ve kombine spasyal filtreleme olarak sınıflanabilir.

2.2 Kontrastsız Kranial BT’de Akut İskemik İnmenin Erken Dönem Radyolojik İşaretleri

Akut iskemik inmenin kontrastsız BT ile erken tanınabilmesini sağlayan erken radyolojik işaretler mevcuttur. Bu işaretler hücrel hipoperfüzyon ve sitotoksik ödemin radyolojik görüntülerdeki karşılığıdır. Suyun hücrel düzeyde kompartmanlar arasındaki yer değiştirmesi fokal kitle etkisi , kortikal-gri cevherde şişme , sulkal silinme gibi sonuçlar

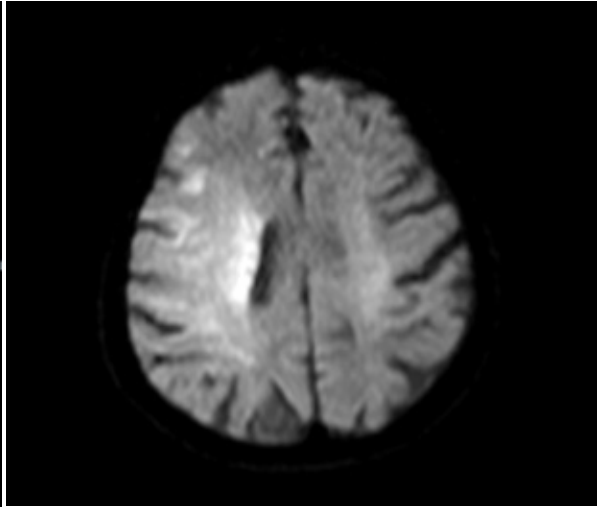
doğurur. Akut iskemik inmenin kontrastsız kranial BT'deki erken radyolojik işaretlerini şöyle sıralayabiliriz ; basal ganglion (lentiform nükleus) çizgisinin kaybolması , insular şeritin kaybolması (insular kurdele), hemisferal sulkus silinmesi , hipodansitede alan görünmesi , Hiperdens MCA işareti (11).

Hiperdens Orta Serebral Arter İşareti , İnmenin olduğu taraftaki MCA'nın diğer vasküler yapılara ve çevre beyin parankimine göre hiperdens görünmesini ifade eder. Ancak MCA'daki hiperdens görünüm hemotakrit yüksekliği bulunanlarda , duvar kalsifikasyonunun parsiyel volümü nedeniyle de veya beyin parankiminde görece dansite azlaması bulunan hastalarda da gözlenebilir. Sitotoksik ödemin erken dönemde bulgusu sulkuslarda silinme şeklinde kontrastsız BT görüntülerine yansiyabilir. İnsular şeritin kaybolması ve bazal ganglion çizgisinin kaybolmasının da benzer şekilde bu alandaki ödeme bağlı olduğu düşünülmektedir.

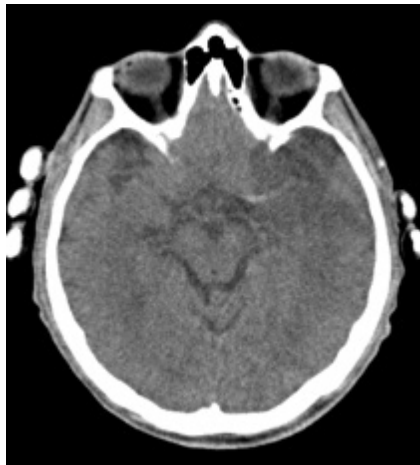
a -)



b -)

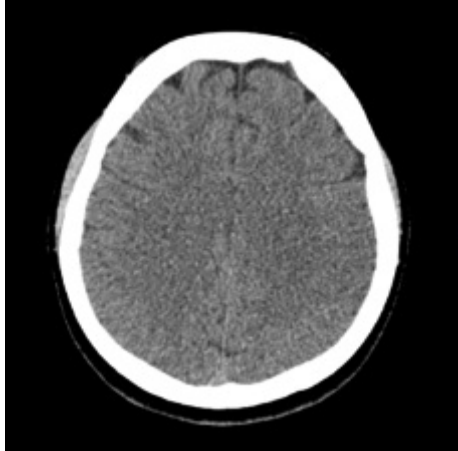


c -)

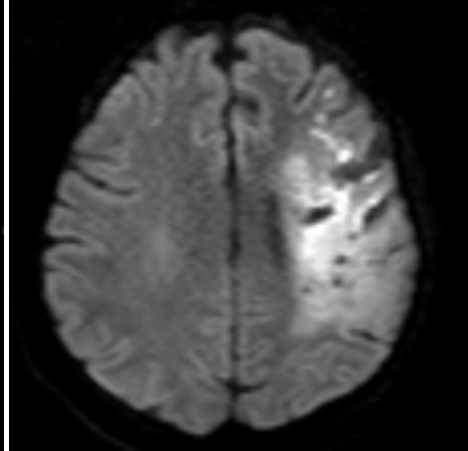


Resim 1: Sağ MCA sulama alanında akut iskemik infarktı bulunan hastanın kontrastsız kranial BT görüntüsünde sağda hiperdens MCA işareti görülüyor (a). Aynı hastanın difüzyon ağırlıklı görüntüsünde sağda difüzyon kısıtlılığı izlenmekte (b). Solda akut iskemik infarktı bulunan başka bir hastada , solda sitotoksik ödeme bağlı hipodens görünüm ve solda hiperdens MCA işareti görülmektedir (c).

a-)

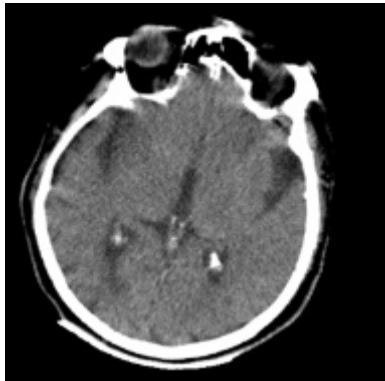


b-)

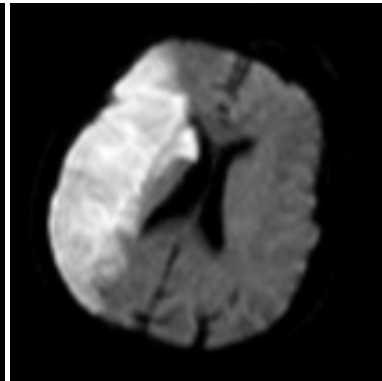


Resim 2 : Sol parietalde , sağ ile karşılaştırıldığında sulkuslarda hafif silinme izleniyor (a) ; aynı hastanın difüzyon ağırlıklı görüntülerinde solda MCA sulama alanında difüzyon kısıtlılığı (b) görülmektedir.

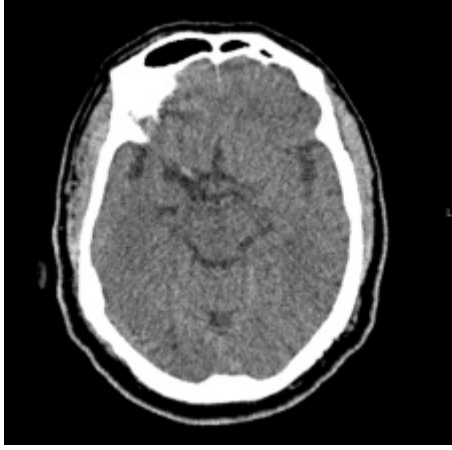
a-)



b-)



Resim 3: Kontrastsız BT aksiyel görüntülerde sağda insular kurdele işareti (a) görülüyor ; aynı hastanın difüzyon ağırlıklı MR görüntülerinde sağda MCA sulama alanında geniş difüzyon kısıtlılığı izlenmektedir(b).



Resim 4: Akut infarkt bulgusu bulunmayan hastada , sağda hiperdens MCA görünümü.

2.3 DİFFÜZYON AĞIRLIKLI GÖRÜNTÜLEME

Difüzyon ağırlıklı görüntüleme akut beyin iskemisini saptamada geleneksel MR tekniklerinden ve BT'den daha duyarlıdır. Eko planar tip spin eko sekansı kullanılarak üç ortogonal planda 180 derece pulsın her iki tarafında ek güçlü puls gradiyentleri uygulanır. Bu gradiyentlerin uygulanması arasında kalan zaman periyodu difüzyon gözleme periyodudur. Spinal ekonun amplitüdü (sinyal) bu intervalde ortaya çıkan su difüzyonunun miktarına bağlıdır. Normal beyin dokusunda, rastgele su difüzyonu (brownian hareket) faz bağlantısızlığı nedeniyle sinyalin amplitüdünü düşürür. Sitotoksik ödemle birlikte suda henüz bir değişme yoktur yalnızca suyun dağılımı değişir. İskemik olayı izleyen birkaç dakika içinde brownian hareketin kısıtlandığı hücre içi kompartmanda bulunan su miktarı artar. Faz uygunluğunu korumuştur, difüzyon gözleme periyodu boyunca daha fazla sinyal elde edilir ve yüksek sinyal oluşur.

Difüzyon ağırlıklı görüntülerde hiperintensite (akut infarktın başlangıcındaki sitotoksik ödemde olduğu gibi) her zaman düşük difüzyon değerine karşılık gelmez. Difüzyon ağırlıklı görüntüde hiperintense ise görüntünün ağırlığında difüzyondan çok T2'yi yansıtan sinyal intensitesi değişikliği ile birlikte "T2 parlaması" nedeniyle oluşabilir. Difüzyon ağırlıklı görüntülerdeki doğal belirsizliği açıklamak için burada ADC haritasındaki T2 katkısının olmaması kullanılır. Akut (24 saat) ve erken subakut (1-7 gün) infarktlar (azalmış difüzyon nedeniyle) ADC haritasında hipointens ve difüzyon ağırlıklı görüntülerde hiperintendir. Hiperakut (6 saat) infarktlar da difüzyon ağırlıklı görüntülerde hiperintendir (ADC haritasında hipointendir). Fakat T2 ağırlıklı incelemelerde (vazojenik ödem oluşması için

yeterli zaman olmadığından sitotoksik ödem varlığına bağlı olarak) izointenstir. Yaklaşık bir hafta sonra (geç subakut) difüzyon ağırlıklı görüntüler ve ADC haritalarında normalleşmiş görülebilir. İnterval infarktın bir bulgusu olarak sadece T2 hiperintensitesi bulunur (12).

2.4 ARTERİYEL ANATOMİ

İntrakraniyal vasküler yapılar sıklıkla iki parça olarak değerlendirilir. Anterior sirkülasyon ve posterior sirkülasyon. Anterior sirkülasyon; intradural internal karotid arter (ICA) ve dalları, anterior serebral arter ve orta serebral arterden oluşur. Posterior sirkülasyon; vertebrobaziller turunkus ve dalları, posterior serebral arterlerden meydana gelir.(13)

2.4.1 İntrakraniyal İnternal Karotid Arter

İntrakraniyal ICA komjupleks bir seyir izlenmekte olup üç adet kıvrımlı genu ile birbirine bağlanan altı adet düz horizontal ve vertikal segmentten oluşmaktadır. İntrakraniyal internal karotid arterler numaralandırılmış segmentlere ayrılır.ekstrakraniyal ICAin boyunda isimlendirilmiş bir dalı yoktur ,kurala göre C1 segment olarak kabul edilir.

Normal Anatomi

ICA C2 (petröz) segmenti: C2 segmenti temporal kemiğin karotis kanalı içerisinde yerleşimli olup L şeklindedir. İnternal karotid arter, karotid kanalın ekzokraniyel açıklığında kafa içerisine girdiğinde internal juguler venin hemen önünde yer almaktadır. Bu noktada, ICA nispeten mobil olmaktan nispeten sabit olma durumuna geçer ,bu nedenle bu seviyede travmatik yırtılmaya ve disseksiyon yaralanmalarına daha hassas hale gelir. C2 segmentinin kısa vertikal segmentinden sonra kohleanın önünde anteromediale dönen genu veya dizi ve daha uzun horizontal segmenti bulunmaktadır.C2 segmentinin iki küçük ancak önemli dalı vardır. Vidian arter (piterygoid kanal artere olarak da bilinir) eksternal karotid arterin dalları ile anastomoz yapar. Karotikotimpanik arter, orta kulağa besleyen küçük bir ICA dalıdır.

ICA C3 (lacerum) segmenti: C3 segmenti foramen lacerumun hemen üzerinde bulunur ve petröz apekten kavernöz sinüse uzanım gösterir.

ICA C4 (kavernöz) segmenti: C4 (kavernöz) segment en önemli ve kompleks ICA segmentidir. C4 ICAin iki genu ile bağlanmış üç alt segmenti olup bunlar sırasıyla (1) kısa posterior asendan segment, (2) posterior genu (3) uzun horizontal segment, (4) anterior genu, (5) anterior vertikal asendan segment (subklinoid). Kavernöz ICA anteriora doğru ilerleyen

aynı anda mediale doğru da seyir gösterir. Dolayısıyla anteroposterior veya koronal görüntülerde posterior genu anterior genu'nun lateralinde izlenir.

ICA C5 (klinoid) segmenti: C5 kısa interdural bir segment olup kavernöz sinüsün proksimal ve distal dural halkaları arasında uzanır. C5 segmenti kavernöz sinüsten çıkarak anterior klinoid process komşuluğundaki kranyal boşluğa girdiğinde sonlanır. Oftalmik arter proksimal intrakraniyal (C6) segment yerine kavernöz sinüs içerisindeki C5 segmentinden orijin almaz ise C5 segmentinin önemli bir dalı yoktur.

ICA C6 (oftalmik) segmenti: C6 segment tamamen subaraknoid mesafede bulunan ilk ICA segmentidir. Bu segment distal dural halkadan posterior komünikan arter orijininin hemen altına kadar uzanmıştır.

ICA C7 (komünikan) segmenti: C7 segment son ICA segmenti olup posterior komünikan arterin hemen altından ICA'nın terminal bifurkasyonu olan anterior serebral arter ve orta serebral arter ayrımından kadar uzanır. İnternal karotid arter posterosuperiora doğru ilerlerken optik ve okulomotor sinirler arasından geçer. İki segmenti vardır. Posterior komünikan arter anterior ve posterior sirkülasyonu birleştirir. Posterior komünikan arterden, hipotalamus dahil olmak üzere bazal beyin yapılarını besleyen perforan arterler çıkar. Anterior koroidal arter posterior komünikan arterin 1-2 mm üstünden köken alarak önce postero mediale doğru seyir eder, sonradan temporal hornunun koroidal fissürüne girmek için suprasellar sisten içerisinde laterale doğru döner. Anterior koroidal arterin sulama alanı posterolateral ve posteromedial koroidal arterlerin (her ikisi de posterior serebral arterin dalıdır) sulama alanlarını tamam tersidir, ancak genel de medial temporal lob, bazal gangliyonlar ve internal kapsülün infralantiküler bacağı da alana dahildir.

2.4.2 Willis Poligonu

Willis halkası bazal beyin yapılarını çevreleyen büyük arteriyel anastomotik halka olup anterior ve posterior sirkülasyonu birbirine bağlar. Arteriyel oklüzyon olduğunda willis halkası potansiyel kollateral kan akımının en önemli kaynağıdır.

Normal Anatomi

Willis halkasının 10 komponenti vardı: 2 adet ICA, 2 adet anterior serebral arterin proksimal veya horizontal segmentleri, anterior komünikan arter, 2 adet posterior komünikan arter, basiller arter ve 2 adet posterior serebral arterin proksimal veya horizontal segmentleri. Orta serebral arter willis halkasının parçası değildir.

Vasküler Sulama Alanları

Willis halkasının her yerinden önemli perforan dallar çıkar ve baziller beyin yapılarının çoğunu besler. Anterior komünikan arter ve posterior komünikan arterden çıkan dallar aşağıda anlatılmıştır. Anterior serebral arterlerden, orta serebral arterlerden, posterior serebral

arterlerden ve basiller arterden çıkan perforan dallar ana arterlerin anatomisi ile beraber anlaşılmıştır.

Anterior komünikan arterin, süperiora doğru ilerleyerek anterior hipotalamusu, optik kiyazmayı, korpus kallozumun genusunu, singulat girusu ve fornikslerin sütunlarını besleyen perforan damarları vardır. Bazen anterior komünikan arterden geniş, dominant bir perforan arter çıkar ve korpus kallozumun median arteri olarak adlandırılır. Posterior kommunikan arter, talamusu besleyen bir çok perforan artere (anterior talamoperforan arterler) kaynak oluşturur.

2.4.2a Anterior Serebral Arter

Anterior serebral arter, supaklinoid ICAin daha küçük ve daha medialde olan terminal dalıdır. Anterior serebral arter çoğunlukla interhemisferik fissürde ilerler ve üç segmenti tanımlanmıştır.

Normal Anatomi

Anterior serebral arter A1 (horizontal) segmenti: anterior serebral arterin ilk segmenti horizontal segment olarak adlandırılmıştır. Optik kiazma üzerinden geçerek mediale doğru uzanır ve anterior kommunikan arter aracılığıyla kontralateral anterior serebral artere bağlandığı orta hatta ulaşır. A1 segmentinden iki önemli dal grubu çıkar. Medial lentikülostriat arterler anterior perforan maddeden geçerek süperiora uzanır ve medial bazal gangliyonları besler. Heubnerin rekürren arteri A1'in distal kesiminden veya A2'nin proksimal kesiminden orijin alır. Horizontal anterior serebral arter üzerinden geriye doğru kıvrım aldıktan sonra medial lentikülostriat arterlere katılarak bazal gangliyonların inferomedial kesimlerini ve internal kapsülün anterior bacağına besler.

A2 (vertikal) segment: A2 veya vertikal anterior serebral arter segmenti interhemisferik fissür içerisinde süperiora doğru ilerler. A1 - anterior kommunikan arter bileşkesinden başlayarak korpus kallozumun rostrum kesimine dek uzanır. A2 segmentinin orbitafrontal frontopolar arterler olmak üzere iki kortikal dalı mevcut olup bunlar frontal lobun alt yüzünü ve inframedial kesimini beslerler.

A3 (kallozal) segment: Anterior serebral arterin A3 segmenti korpus kallozumun genusu etrafında anteriora kıvrıldıktan sonra iki terminal dala ayrılır: perikollazal ve kallozamarjinal arterler. Perikollazal arter iki daldan geniş olan olup korpus kallozumun dorsal yüzeyi ve singulat girus arasında posteriora doğru uzanır. Kallozamarjinal arter singulat girus üzerindeki singulat sulkus içerisinde seyreder.

Vasküler Sulama Alanları

Anterior serebral arterin kortikal dalları hemisferin medialinin anterior 2/3'lük kesimini , korpus kallosumu, frontal lobun inferomedial yüzünü ve serebral konveksitenin

interhemisferik fissüre komşu anterior 2/3'lük kesiminin besler. Anterior serebral arterin penetran dalları (esas olarak medial lentikülositrat arterler) medial bazal gangliyonları, korpus kallozumun genusunu ve internal kapsülü anterior bacağı besler.

2.4.2b Orta Serebral Arter

Orta serebral arter, supraklinoid ICAin daha geniş, daha lateralde olan terminal dalıdır. Orta serebral arterin dört segmenti tanımlanmıştır.

Normal Anatomi

M1 (horizantal) segment: M1 segmenti ICAin bifurkasyondan sonra laterale silviyan (lateral serebral) fissüre doğru seyrederek. Orta serebral arter tipik olarak silvian fissüre iki girmeden hemen önce bi- veya trifurkasyon yapar.

M1 segmentten çıkan en önemli dallar: bilateral lentikülostriat arter grubu ve anterior temporal arter . Lateral lentikülostriat arterler putamenin lateralini, kaudat nükleusu ve eksternal kapsülü besler. Anterior temporal arter temporal lobun ucunu besler.

M2 (insular) segmenti: Bifurkasyondan sonra orta serebral arter hafif bir dönüş (orta serebral arterin genu veya dizi) yaparak silviyan fissürde posterosüperiora doğru ilerler. Birçok dal bifurkasyon sonrasındaki M2 segmentinden köken alır ve insula yüzeyinde superiora doğru uzanır.

M3 (operküler) segmentler: Orta serebral arter dalları silviyan fissürün tepesinde veya tepesinin çok yakınında dönüş yaparak silviyan fissür tavanında bulunan ve fissürü sonlandırılan frontal, parietal ve temporal lob parçalarının (operkül) altında laterale seyrederek. Bunlar M3 veya operküler segmentlerdir.

M4 (kortikal) segmentler: Silviyan fissürden çıktıktan sonra orta serebral arter segmentleri M4 segmentleri olarak adlandırılmıştır ve serebral hemisferin lateral yüzünde dallanır. Kortikal orta serebral arter dallanmasında çok çeşitli varyasyonlar vardır.

Vasküler Sulama Alanları

Orta serebral arter, ana serebral arterler arasında en geniş sulama alanına sahip olanıdır. Verteks düzeyindeki ince bir şerit (anterior serebral arter sulama alanı) ve oksipital loblar ile parietal lobların posterior inferior kesimleri (posterior serebral arter sulama alanları) dışında serebral hemisferin bilateral yüzeyini orta serebral arter besler. Lateral bazal beyin yapılarının çoğu orta serebral arterin penetran dalları tarafından beslenir.

2.4.2c Posterior Serebral Arter

Distal baziller arterin sol ana dalları iki adet posterior serebral arterdir. Her posterior serebral arterin dört segmenti tanımlanmıştır.

Normal Anatomi

P1 (prekominikan) segment: P1 posterior serebral arter segmenti basiller arter bifurkasyonundan posterior komünikan arter bileşkesine doğru laterale uzanır. P1 segmenti okulomotor sinir üzerinde seyreder. P1 segmentinin interpedinküler fossada posterosüperiora doğru giderek orta beynin alt düzeyine giriş yapan perforan dalları (posterior talamo perforan arterler) bulunur.

P2 (ambient) segment: P2 segment P1- posterior komünikan arter bileşkesinden başlar, mezensefalon etrafında posterolaterale ilerleyerek ambiyen sistem (perimezensefalik) içerisinde ilerler. P2 segmenti tentorium ve troklear sinirin sisternal segmentinin üzerinde seyreder. Ana kortikal dallar - anterior ve posterior temporal arterler- P2 posterior serebral arter segmentinden köken alır ve temporal lobun alt yüzüne doğru laterale geçer .

Birçok daha küçük ancak önemli dal P2-posterior serebral arter segmentinden köken alır. Talamogenikulat arterler ve pedinküler perforan arterler proksimal P2'den orijin alır ve doğrudan süperiorda mezensefalona geçerler.

Medial posterior koroidal arter ve lateral posterior koroidal arter de P2 segmentinden çıkar. Medial posterior koroidal arter beyin sapı etrafından kıvrımlanarak tela koroideya ve 3. Ventrikülün tavanına girmek için süperomediale yönelir. Lateral posterior koroidal arter lateral ventriküle girerek koroid pleksus ile beraber seyreden ve talamusun pulvinarı etrafından kıvrılır. Lateral posterior koroidal arter, ICA'nın dalı olan anterior koroidal arter ile karşılıklı bağlantıya sahiptir.

P3 (kuadrigeminal) segment: P3 posterior serebral arter tamamen kuadrigeminal sistem içerisinde yer alan kısa bir segmenttir. Mezensefalonun arkasında başlar ve posterior serebral arterin oksipital lobun kalkarin fissürüne girdiği düzeyde sonlanır.

P4 (kalkarin) segment: P4 segmenti kalkarin fissür içerisinde iki terminal posterior serebral arter dalına ayrıldığı yerde sonlanır. Medial dal medial oksipital arteri, parietooksipital arteri, kalkarin arteri ve posterior splenial arterleri verirken lateral dal lateral oksipital arteri verir.

Vasküler Sulama Alanları

Posterior serebral arter, serebral hemisferin temporal lob ve temporal uç hariç inferior yüzünün çoğunu besler. Oksipital lobu, medial hemisferin posterior 1/3'lük kesimini, korpus kallozumu ve koroid pleksusu besler. Penetran posterior serebral arter dalları mezensefalon ve posterior talamusun ana besleyici damarlarıdır.

2.4.2d Vertebrobaziler Sistem

Vertebrobaziler sistem iki vertebral arter, baziler arter ve bunların dallarından oluşmuştur. Dört vertebral arter segmenti tanımlanmıştır. Sadece biri - V4 segmenti- intrakraniyaldir.

Normal Anatomi

V1 (ekstraosseöz) segment : Her bir vertebral arter ipsilateral subklavyen arterden köken alır ve C6 transvers foramene girmek üzere posterosüperiora doğru ilerler. V1'den, servikal kasları ve alt servikal spinal kordu besleyen isimlendirilmemiş segmental dallar çıkar.

V2 (foraminal) segment: V2 segment, C6-C3 transvers foramenlerinden C2'ye ulaşana dek yukarıya doğru çıkar, sonra transvers foramenin "ters L "sinden geçerek önce süperolaterale döner, sonra da C1 transvers proçesinden geçerek yukarıya yönelir. V2'den anterior meningeal arter ve isimlendirilmemiş segmental dallar köken alır.

V3 (ekstraspinal) segment: Vertebral arter C1 transvers forameninden çıktıktan sonra V3 başlar. C1 halkasının üstünde uzanır ve atlantookspital eklem etrafında posteromediale kıvrıldıktan sonra foramen magnumda durayı delmek için anterosüperiora keskin bir dönüş yapar. V3 ün tek ana dalı posterior meningeal arterdir.

V4 (intradural) segment : Vertebral arter intradural olduğunda, klivus posterior ve medulla anteriorundan süperomediale doğru ilerler. Anterior ve posterior spinal arterler ile medüller perforan dalları verir. Posterior inferior serebellar arter distal vertebral arterden çıkar, tonsil etrafından - üstünden dolaşır ve perforan medüller, koroid, tonsiller, inferior serebellar dalları verir .

Baziler arter: iki vertebral arter pontomedüller bileşkede veya bileşkenin yakınında bir araya gelerek baziller arteri oluşturur. Baziler arter, klivus ve pons arasında prepontin sisternde süperiora doğru ilerler. İnterpedinküler fossada iki posterior serebral artere ayrılarak sonlanır.

Çok sayıda, küçük fakat kritik baziler perforan arter baziler arterin dorsal yüzünden köken alarak pons ve mezensefalonu besler.

İsimlendirilmiş ilk ana baziller arter dalı anterior inferior serebellar arterdir. Anterior inferior serebellar arter proksimal baziller arterden çıkar, 7. ve 8. kranial sinirlerin ventromedialinde seyrederek ve sıklıkla internal akustik kanal içerisine dönüş yapar. Her iki kranial sinir ile beraber petröz temporal kemiğin hemen arkasındaki serebellar hemisferde ince bant şeklindeki bir alanı besler.

Distal baziller arterin her iki tarafından bir veya daha fazla sayıda superior serebellar arter orijin alır, 3. kranial sinirin altında laterale seyrederler ve tentoryumun hemen altında mezensefalonun etrafından posterolaterale kıvrılırlar. Superior serebellar arter dalları superior serebellumun ve vermis üst kısmının yüzeyinde dallanarak büyük horizontal fissür içerisine doğru kıvrılır.

Vasküler Sulama Alanları

Vertebrobaziler sistem normalde posterior fossa yapılarının tamamını, mezensefalon, posterior talamusu, oksipital lobları, temporal lobların inferior ve posterolateral yüzlerinin büyük kısmını ve üst servikal spinal kordu besler .

2.5 İNME

Akut gelişen nörolojik yetmezlik tablosu inme (stroke) denir. Transient iskemik atak, 24 saat içerisinde düzelen fokal nörolojik bulgulara verilen isimdir; 24 saatten sonra düzelen şekline ise reversibl iskemik nörolojik defisit adı verilir. İskemi beynin kanlanmasının azalmasını, enfarkt ise bu azlığın neden olduğu beyin hasarını ifade eder. Glikojen ve yağ gibi bir enerji deposu olmayan beyin , kanlanmanın azalmasından çabuk etkilenir. Gri cevherin kanlanması beyaz cevherden 3-4 misli fazladır ve dolayısıyla oligemiye karşı çok daha fazla duyarlıdır (14).

İnmede en sık (%80) neden enfarkttır. İntraserebral kanama (%15), travmatik olmayan sak ve venöz tıkanma diğer nedenleridir. Olguların yarısından çoğunda damar, ateroskleroz nedeniyle tıkalıdır. Diğer nedenler kardiyak çıkışlı emboliler ve diğer damar hastalıklarıdır. Genç olgularda neden emboli, arteriyal diseksiyon, vaskülopati ve uyuşturucu kullanımıdır. Çocuklarda ise emboli konjenital kalp hastalığından kaynaklanır ; venöz trombüs ve orak hücreli anemi diğer nedenlerdendir .

İnmede tedavi eskiden önleyici ve destekleyiciydi ; günümüzde tromboliz yapılabilmesi, tanının ve trombolitik tedaviye uygun hastaların seçiminin hızla yapılmasını gerektirir. Bu gereksinim ile birlikte intraarteryal trombolitik tedavinin ve mekanik trombektominin radyoloji departmanlarınca yapılması, inmenin tanı ve tedavisinde radyoloğun görevini ve sorumluluğunu önemli ölçüde artmıştır.

2.5.1 Serebral Enfarkt

Serebral enfarkt ya aterosklerotik tıkanmaya (trombotik enfarkt) ya da emboliye bağlı (embolik enfarkt) olarak gelişir. Embolik enfarktlar sanılandan daha fazladır. Emboli kalp hastalığından veya aortta, karotid arterlerde ve vertebral arterlerdeki ateromatöz plaklar kaynaklı olabilir. Olguların 1/4'ünde tüm aramalara rağmen kaynak bulunamaz. Multiple lezyon embolik enfarktın karakteristiğidir. Genellikle 1. -5. günler arasında emboli parçalanır ve o bölgedeki dolaşım yeniden sağlanır. Erimesden önceki görünüm aterosklerotik trombotik enfarkta benzer. Trombotik ve embolik gruplar arasında klinik ve radyolojik olarak örtüşme vardır; bir damarın proksimalinde trombüs olarak başlayan olay, distalde emboli oluşturabilir. Bu nedenle bu iki grup pratikte tromboembolik hastalık olarak isimlendirilir.

İskemi, hücrenin membran pompasını bozarak içerisindeki potasyumun dışarı çıkmasını, dışardaki kalsiyum, sodyum ve suyun içeri girmesine neden olur ve sitotoksik ödem dediğimiz hücre ödemi gelişir. Enfarktın radyolojik görüntüsü temelde bu fizyolojik olaya bağlıdır. Bu ödem en fazla gri cevherdedir ve enfarktı izleyen 3. -7. günlerde belirgindir. Birlikte bir miktar da vazojenik ödem izlenir. Vazojenik ödem, iskemik alandaki kapiller yatağın endotel hücrelerinin hasarlanmasına bağlıdır. Tümörün çevresinde başlıca vazojenik ödem görülür.

Erken tanı , tedavinin başarısında belirleyicidir. Amaç, iskemik bulguları olabildiğince erken saptamak ve hızlı bir tedavi ile tabloyu geri çevirebilmektir, inmeli hastaya yapılacak ilk inceleme yöntemi kontrastsız bilgisayarlı tomografidir. Bilgisayarlı tomografinin amacı infarktı saptamaktan daha çok kanamayı ve alta yatan tümör veya avm olasılığını dışlamaktır. Btsi normal olan hasta , enfarktı saptamada en duyarlı yöntem olan mr'a alınır ve standart mr görüntüleri ile birlikte DAG ve ADC görüntüleri elde edilir ve gerekiyorsa perfüzyon çalışmaları yapılır .

Difüzyon ağırlıklı görüntüler, enfarkt saptamada en duyarlı sekanstır. Sitotoksik ödemi enfarktın başlanmasını izleyen dakikalar içerisinde hiperintens olarak saptayabilir. Enfarkta bağlı parankim değişiklikleri standart T2 ağırlıklı görüntüye göre, flairda daha belirgin olarak ortaya çıkar, fakat daha erken saptanmaz. Flair sekansı ile beyin omurilik sıvısından gelen sinyal baskılandığı için küçük kortikal lezyonlar daha açık olarak görüntülenmiştir ve ayrıca akut subaraknoid kanama olasılığı dışlanabilir. Enfarkt'ın radyolojik görünümü zamanla değişir; bu değişikliklerin saptanmasında yöntemlerin duyarlılıkları da farklıdır. Akut inme tablosunda ilk yöntem bt'dir, ancak kronik olgularda doğrudan mr yapılabilir. Beyin sapı ve serebellum gibi bölgelerdeki enfarktlarda ve küçük lezyonlarda mr'ın duyarlılığı daha yüksektir. Serebral enfarkt olgularında semptomlar başladıktan üç saat sonra bt kesitlerinde bir şeyler görülebilirse de belirgin bulgular 24-72 saat sonra ortaya çıkar bu nedenle ilk 12 saatte BT normal olması enfarkt olasılığını dışlamaz.

2.5.2 Enfarkt Görünümünde Zamansal Değişim

Damarların tıkanmasından sonraki dakikalardan başlayarak ilk birkaç saat içerisinde elde edilen bt- mr görüntülerinde, belirgin doku ödemi ve kitle etkisi ortaya çıkmadan önce, iskemik hasarı temsil eden bazı bulgular saptanabilir. Bu hiperakut dönem bulguları parankimal değişikliklerden ziyade tıkanan damarın morfolojik değişiklikleridir. Bunlar damar içerisindeki trombusun kontrastsız bt'de hiperdens (hiperdens arter işareti), mr'da normalde görülen 'flow void' etkisinin kaybolması ve pıhtının evresine göre değişen sinyal intensitesidir. Bu bulgular büyük damarlarda daha iyi görülür.

Enfarkttan hemen sonra ,enfarkt alanı içerisindeki küçük damarlar kontrastlı mr kesitlerinde görülür hale gelir. İlk 1-3 gün içerisinde belirgin olan bu görünüm yaklaşık 10 gün devam eder. Kontrastlı bt'de izlenemeyen bu görünümün, enfarkt alanındaki damarların vazodilatasyonuna ve - veya yavaş akıma bağlı olduğu kabul edilir.

İlk 6 saat içerisinde bt-mr kesitlerinde ödem bulguları saptanabilir. Örneğin, orta serebral arter tıkanmaları. İnsüler korteks ile beyaz cevher sınırı ödem nedeniyle silinir (insular kurdela işareti). Proksimal orta serebral arter tıkanmalarında lentiform çekirdekte ödem görülür , ödem T2 ağırlıklı sekanslarda hiperintensdir. Enfarkt alanı T1 ağırlıklı sekanslarda hipointens, T2 ağırlıklı sekanslarda hiperintensdir.

Birçok akut olguda ilk çekilen bt normal görülür. İlk 12 saat içerisinde bt'nin normal olması enfarkt olasılığını dışlamaz. Enfarkt alanı ilk 24 saatte sınırlanamayan benekli hipodens bir alan şeklindedir. Bu evrede belirgin kitle etkisi yoktur; gri beyaz cevher sınırı kaybolur, sulkuslar silinmiştir.

Enfarktın 3. -5. Günlerinde ödem ve kitle etkisi ile birlikte hipodens bir alan ortaya çıkar. Enfarkttaki hipodensite hem korteksi hem beyaz cevheri tutar; kama veya dikdörtgen şeklindedir; sınırları keskindir; tıkanan arterlerin sulama alanını kapsar. Tümör, inflamasyon ve diğer nedenlerle gelişen hipodansite ise özellikle beyaz cevheri tutan, sınırları keskin olmayan şekilsiz görünümüdür ve belirli bir arter dağılımını göstermez.

Ödem birinci haftanın sonunda azalmaya başlar; ikinci haftada ödem ve kitle etkisi gelirlerken, hücrelerdeki lizise bağlı protein birikimi nedeniyle, infarkt alanı çevre ile izodens görülebilir. Bu durum enfarktı maskeleyebilir. Tüllenme etkisi denilen ve enfarktın gözden kaçmasına neden olan bu sorun kontrast kullanımı ve - veya mr ile çözülebilir. Ödem, 12. -21. günlerde kaybolur.

Enfarktın hipodens alanının periferinde, 2. -3. Haftalarda, lineer veya medüller yapıda izodens veya hiperdens alanlar ortaya çıkar. Yeni kapiller oluşumlara ve kollateral sirkülasyona bağlı bu alanlar gri cevher içerisindedir.

Enfarkt alanı 4. -5. Haftadan başlayarak 2. -3. Aya kadar daha da keskin kenarlı olur ve gittikçe su yoğunluğuna eşitlenir sonuçta btde hipodens, T2 ağırlıklı sekanslarda hiperintens atrofik bir alan ortaya çıkar ve buna bağlı olarak komşu BOS alanlarında genişlemeler, lezyon tarafına doğru çekilmeler görülür. Bazı kortikal enfarktlarda sulkal genişleme tek sekel olarak karşımıza çıkar. Kronik enfarkt değişiklikleri 3. Ayın sonunda artık durağandır. Ödem ve kitle etkisi 1 aydan fazla süren olgularda, altta yatan tümör benzeri bir neden düşünülmelidir.

Hemisferlerdeki büyük enfarktlarda, distalindeki aksonal yıkılmaya bağlı olarak beyin sapında walleriyen dejenerasyon ve sonucunda atrofi gelişir. Beyin sapından geçen aksiyel kesitlerde tutulan tarafta atrofiye bağlı olarak beyin sapı asimetriktir .

2.5.3 Enfarkt Alanında Vasküler Değişiklikler ve Kontrast Tutma

Özellikle embolik enfarktta, embolinin 1. -5. günlerde erimesinden sonra enfarkt kesiminde perfüzyon çok artar. Buna "luxury perfüzyon" adı verilir. Bu hiperemik bir reaksiyondur. Bu durumda kontrastsız kesitlerde, enfarkt alanında özellikle gri cevherin yoğunluğunda artma görülür, alan izodens hale gelir; perfüzyon hemorajileri gelişebilir. Beyaz cevherin vaskülarizasyonu az olduğu için yoğunluğu fazla değişmez.

Embolik enfarkta hemoroji sık görülür. Kontrastsız kesitlerde enfarkt alanında daha çok gri cevherde, yaygın peteşiyel kanamalar vardır. Buna bağlı olarak tutulan kortikal kesimin yoğunluğu hafif veya orta derecede artmıştır. Lezyonun kenarları keskin değildir. Komşu beyaz cevher hipodens görünür. Bazen kanama beyaz cevhere de taşar. Bu evrede kitle etkisi devam eder; lezyon kontrast tutar. Bu tablo koagülasyon bozukluğu olan olgularda trombotik enfarktlarda da görülebilir. Enfarkt alanında bazen hematom oluşturacak şekilde kanamalar da ortaya çıkabilir.

Enfarktın kontrast tutma özelliği bt ve mr'da aynıdır. Verilen kontrast madde başlıca ekstrasellüler aralıkta toplanır. Nedeni kapiller endotelyumdaki kan bariyerinin yıkılmasıdır. Bu yıkılma peteşiyel kanamalara neden olduğu gibi kontrast ekstravazasyonuna da neden olur. Vaskülerite artışı, boyanmanın çok azından sorumludur. Kontrast madde başlıca gri cevherde tutulur. Beyaz cevher daha az ve daha geç boya alır veya boyanmaz. Kontrast tutulması multifokal, lineer, bant şeklinde, santral, periferik veya halka şeklinde olabilir. Halka şeklinde boyanma bazal ganglion ve beyaz cevher enfarktlarında görülür .

Kontrast tutma zamanı geniş bir yelpaze gösterir. Enfarkt alanı genel olarak 2. -4. Haftalarda kontrast tutar; ancak bazı olgularda ilk günden sonra bile kontrastlanabilir. Üçer kuralına

göre kontrast tutma, 3 gün ile 3 hafta arasında belirgindir, 3. Haftadan sonra azalmaya başlar; 3 ay içerisinde de kaybolur. Bazen 6-7 hafta, geniş enfarklarda 12 hafta devam edilebilir .

Kontrast madde tutulumu embolik ve hemodinamik enfarktlarda daha sık görülür, persistan anemik enfarkta daha azdır. Ve genellikle embolik enfarkta 1. -5., trombotik enfarkta ise 10. - 14. günlerde görülür. Tromboembolinin erimesinden sonra kontrast tutulumu belirgindir. Embolik enfarktlarda kontrast madde tutulduğunda ödem vardır. Trombotik enfarktta ise boyanma varken ödem ve dolayısıyla kitle etkisi yoktur.

Bt'de kontrast tutma, kontrast maddenin dozu ve kontrastlı maddeden sonra kesit alanına kadar geçen süreye bağlıdır. Kontrast tutmayan enfarktların bir bölümü yüksek dozda verilen kontrast madde ile boyanabilir. Hiç kontrast tutmayan enfarktlar çevre korteks dinamik çalışma ile boyanarak görünür hale getirilebilir.

2.5.4 Hemodinamik Enfarkt

Enfarktın diğer bir şekli, hemodinamik enfarkttır. Üst ventriküler kesitlerde parietooksipital bölgede görülen özel şekline havza (watershed) enfarktı adı verilir. Bu enfarkt anterior, mediyal ve posterior serebral arterlerin sulama havzalarının sınırlarında (uç dallarının birleştiği yerde) görülür. Nedeni beyin dolaşımının aniden azalmasıdır. Bu tür enfarktlar genellikle hipertansif hastalarda gelişen hipotansif ataklarda ortaya çıkar. Diğer nedenler anafoksi, anestezi altında yapılan cerrahi müdahaleler, masif kan kayıpları ve kardiyak arrest tir. Enfarkt alanında erken evrede kontrast madde tutulumu görülebilir. Boyanmanın olduğu bölgede 2-3 ay sonra sulkus dilatasyonu dikkati çeker.

2.5.5 Laküner Enfarkt

İnmelerin yaklaşık %15-20'sini nedenidir. Periventriküler bölgeyi besleyen lentikülostriat görüntüler ve talamoperforan arter gibi ince ve uzun parankimal seyirli arterler, trombotik tıkanmaya yatkındır. Bu nedenle bazal ganglion ve internal kapsül çevresinde siktir. Kronik hipertansif ve aterosklerotik hastalarda sık görülür.

Laküner enfarktlar 0.5-2.5 cm boyutlarındadır, 3. -5. günde kitle etkileri vardır.; 7. -10. günde kontrast tutarlar, 3-4 hafta sonra keskin kenarlı hipodens lezyonlar şeklini alırlar. Boyutları nedeniyle bazen sadece bir kesitte izlenebilirler .

Laküner enfarktlar T1 ağırlıklı görüntülerde ve flair görüntülerinde ,merkezlerindeki hipointens enfarkt kavitesi ile karakterizdir. Böyle bir kavitenin bulunmadığı olgular iskemik gliozis olarak değerlendirilir. Yaşlı popülasyonda periventriküler hiperintensite benekleri şeklinde oldukça sık karşılaşılan görünümün, klinik bir anlamı yoktur.

Genişlemiş perivasküler alanlar (virchow- robin alanları) da laküner enfarkta benzer görünüm verebilir. Bu alanlar, tüm sekanslarda BOS intensitesinde olmaları, birlikte kitle etkisinin bulunmaması, nörolojik bir bulgunun olmaması - penetran damarlar boyunca devam etmeleri ile laküner enfarktтан ayrılır.

Derin sirkülasyondaki laküner enfarktlar sistemik lupus, uyuşturucu kullanımı, poliarteritis nodoza ve migren gibi vaskülit oluşturan hastalıklarda da görülebilir. Tutulan damarların suladığı alanlara dağılmış küçük enfarkt alanları şeklinde görülebilir. Bt'de akut enfarktlar eski lezyonlardan ayrılamaz ve küçük lezyonlar, nekrotik doku rezorbe olup küçük bir hipodens alan ortaya çıkına kadar görülmeyebilir. Bu süre de oldukça uzundur. İnfratentoryal enfarktlarının saptanması zordur. Beyin sapındaki enfarktlar da çoğunlukla görülemez. MR ile bu lezyonların büyük çoğunluğu görüntülenir.

2.5.6 Venöz Enfarkt

Görece olarak genç hastalarda daha sık görülür. Dehidratasyona, mastoidit, otit, menenjit gibi enfeksiyonlara ve tümör invazyonuna bağlı olarak gelişebilir. Travma, oral kontraseptif kullanımı, gebelik, lohusalık, koagülopatiler ve kan hastalıkları diğer nedenlerdir. Venöz sinüsler, kortikal venler, internal serebral ven,ve galen veni gibi derin serebral venlerin tıkanması sonucu direne ettikleri alanda gelişen staz, arteryel akımın bozulmasına ve buna bağlı olarak enfarkt gelişimine yol açar. Venöz sinüs trombüslerinin klinik bulguları özgül değildir. Enfarkt ve kanamaya bağlı olarak mortalite oranları yüksektir.

Sinüs trombozu sıklık sırasına göre superior sagittal sinüs, transvers, sigmoid ve kavernöz sinüslerde görülür. Btde sinüs içerisindeki trombüs, kontrastsız btde hiperdens, kontrastlı btde hipodensdir. Aksiyel kesitte, posteriorda pıhtının sinüs içerisindeki üçgen görünümü delta işareti olarak tanımlanmıştır. Kontrastlı kesitlerde pıhtının çevresindeki dura kontrast tutarak delta işareti belirginleşir ve görünümüne boş delta işareti adı verilir. Mr'da pıhtının evresine göre T1 ağırlıklı sekanslarda intensitesi artar, normalde görülen flow void etkisi kaybolur. Sinüs içerisindeki yavaş akım, trombozu taklit edecek şekilde hiperintens görülebilir. Geç fazda yapılan bt anjiyografi ile sinüsler ve varsa pıhtı çok iyi gösterilebilir. Ancak temel yöntem faz kontrast mr anjiyografidir.

Tromboze venlerin drene ettiği alanlarda subkortikal enfarktlar ve kortikomedüller kanamalar görülür. Enfarktlar arteriyel enfarktaki derine ilerleyen kama görünümünün tersine yüzeyin altında ve yuvarlak görünümündedir. Arteriyel dağılım alanına uymayan bir enfarkt görüldüğünde venöz enfarkttan şüphelenilmelidir.

2.5.7 Enfarktta Difüzyon Görüntüleme

Standart difüzyon görüntüleme protokol, DAG ve ADC görüntülerini içerir. Difüzyon ağırlıklı görüntüler difüzyon ve T2 etkilerinin toplamını, ADC görüntüleri ise sadece difüzyon etkilerini gösterir.

Difüzyon ağırlıklı görüntülerde enfarkt, gelişikten çok kısa bir süre sonra (ilk yarım saat içerisinde) parlamaya başlar ve daima parlak kalır. İlk dönemdeki parlama difüzyon

sınırlanmasına, parlamaların devamı ise t2 etkisinin artmasına bağlıdır. ADC görüntülerinde enfarkt alanı başlangıçta siyahtır, ilk 7 gün siyah kalır 7-10. günlerde gri cevher ile izointens olur. Daha sonra hiperintens hale geçer. Bu değişim enfarkt alanındaki difüzyon etkisinin zamanla T2 etkisine evrilmesini gösterir. Enfarkt alanının ADC görüntülerde izointens olduğu evreden sonraki dönemde, enfarkta uyar bir hikaye veya önceki görüntüler olmadan, tek başına DAG-ADC ile infarkt tanısı koymak olanaksızdır.

Gliosis alanı difüzyon ağırlıklı görüntülerde parlar, fakat aynı zamanda ADC görüntülerinde de parlar. Bu görünüm, parlamadaki etkinin difüzyon ait değil, T2 etkisine bağlı olduğunu gösterir. Enfarktta difüzyon ağırlıklı görüntülerin duyarlılığı çok yüksek, fakat özgüllüğü düşüktür. ADC görüntülerinin duyarlılığı difüzyon ağırlıklı görüntülerden düşüktür, ancak sınırlanmış difüzyonu yani iskemiği göstermede özgüllüğü çok yüksektir.

Difüzyon ağırlıklı görüntülerde parlak, ADC görüntülerinde siyah görülen bir lezyon kesinlikle enfarkt alanıdır, doku nekrozedir. Çok nadir olarak bu görüntüyü veren geri dönüşümlü lezyonlar da (venöz tromboz, nöbet, hemiplejik migren, hiperakut arteriyel trombüs) rapor edilmiştir.

2.6 ASPECTS (The Alberta Stroke Program Early CT Scane)

ASPECT skoru ön dolaşıma ait akut iskemik inmeli hastalarda , erken iskemik değişiklikleri standardize etmek için geliştirilmiş bir skorlama sistemidir. İskemik inmede 1/3 MCA kuralına göre daha doğru ve pratik bir skorlama yöntemidir. İki aksiyel BT görüntüsü üzerinden değerlendirme yapılır ; bunlardan biri talamus ve bazal ganglionlar düzeyi , ikincisi ise ganglionların görülmez olduğu en üst kesitin komşuluğundaki kesitlerdir.Bu kesitlerde MCA sulama alanı on parçaya bölünmüştür.Kortikal alanlar altıya ayrılır : M1, ön MCA korteksi; M2 , insular şerit lateralindeki MCA korteksini ; M3 , arka MCA korteksini ; M4,M5 ve M6 sırasıyla M1,M2 ve M3'ün 2 cm üstündeki ön , lateral ve arka MCA korteksini simgeler. M7 , M8 , M9 ve M10 ise kaudat nükleus başını , lentiform çekirdeği , internal kapsülü ve insular şeriti temsil eder.Her bir bölgedeki fokal şişme , parankimal hipodansite gibi erken iskemik değişiklikler puanlanarak ASPECT skoru hesaplanır.(15)

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

3.1 Etik Kurul Onayı , Aydınlatılmış Onam

Çalışmamız için Kocaeli Üniversitesi girişimsel olmayan klinik araştırmalar komitesinden KÜ GOKAEK-2018/319 , onay numaralı 14/11/2018 tarihli etik kurul onayı alınmıştır. Çalışmada kullanılan difüzyon MR ve kontrastsız BT görüntü kümeleri 19.12.2018 tarihli 36986 onay numaralı başhekimlik onayıyla hastanemizin PACS (Picture Archiving Communicating Systems) sisteminden retrospektif tarama ile elde edilmiştir. Hastalara BT ve MR tetkikleri öncesinde yazılı bilgilendirme formu verilmektedir.

3.2 Hasta Toplanması

Çalışmamızda ocak 2012- kasım 2018 tarihleri arasında acil servise inme kliniği ile başvuran ve nörolojik muayenesi yapıldıktan sonra radyolojik görüntülemeye yönlendirilen hastaların difüzyon MR ve kontrastsız BT tetkikleri taranmıştır. MR tetkikinde akut iskemik infarkt ile uyumlu difüzyon kısıtlılığı bulunan ve kontrastsız BT tetkikinde radyolog tarafından radyolojik bulgu ve işaret saptanmayan 18 yaşından büyük hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. BT 'de inme düşündürebilecek radyolojik işaretler barındıran (hiperdens orta serebral arter işareti, sulkuslarda silinme, insular kurdele işareti , gri beyaz cevher sınırlarında silinme, kitle etkisi ve akut hipodansite) hasta görüntüleri , infarkt alanının simetriğinde patoloji barındıranlar , yaygın ödemi , kitlesi , hareket artefaktları ,kanaması bulunan hasta görüntüleri çalışmaya dahil edilmemiştir. Ayrıca ölçüm esnasında 1 cm çaplı ROI çemberi kullanılacağından ve aksiyel kontrastsız kranial BT görüntülerinden yapılacak olan ölçüm alanları , MR'daki akut infarkt ile uyumlu patolojik alan ve karşı hemisferdeki simetriğinin anatomik lokalizasyonu göz önünde bulundurularak manuel olarak işaretleneceğinden dolayı ; ölçüm lokalizasyonunun belirlenmesinde ortaya çıkabilecek hata payını azaltmak için çapı 2 cm'nin altındaki infarktlar çalışmaya dahil edilmemiştir.

Çalışmaya 54-96 yaş aralığında , 19'u kadın 17'si erkek hasta olmak üzere toplam 37 hasta dahil edilmiştir.

3.3 BT Görüntüleme Tekniği

Bilgisayarlı tomografi görüntüleri merkezimizdeki 16 kesitli multidedektör BT cihazı (Aquilion 16 ,Toshiba Medical Systems , Japan) ile elde edilmiştir. Hasta supin pozisyonda iken elde edilen 1 mm kalınlıktaki (Pitch değeri 0.938) kontrastsız aksiyel görüntüler kullanılmıştır.

3.4 MR Görüntüleme Tekniği

MR görüntüleri merkezimizdeki 1.5 Tesla MRG (Gyrosan Intera, Philips Medical Systems, Eindhoven , The Netherlands) ve 3 Tesla MRG (Achieva İnterna : Philips Medical Systems , Eindhoven , The Netherlands) cihazları ile elde edilmiştir ve hastalar supin pozisyondayken çekimler yapılmış ; 16 kanallı kafa sargısı kullanılmıştır.

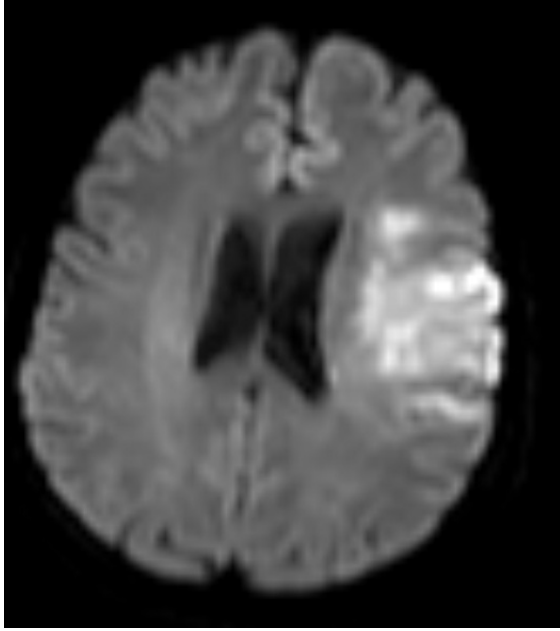
3.5 Görüntülerin Değerlendirilmesi

Öncelikle kontrastsız kranial BT görüntüleri nöroradyoloji konusunda tecrübeli akademisyen radyolog ve 3 yıl üzeri tecrübesi bulunan kıdemli asistan radyolog tarafından değerlendirildi. BT görüntülerinde akut infarkt lehine radyolojik bulgu ve işaret bulunmadığı kesinleştirilen hastaların Difüzyon sekansları ve ADC haritaları aynı radyologlar tarafından değerlendirildi. Difüzyon sekanslarında hiperintens (parlak) ADC haritalarda hipointens (siyah) olarak izlenen beyaz cevher alanları akut infarkt alanları olarak tespit edildi. Saptanan anatomik lokalizasyonların karşı hemisferdeki simetriğinin de hem BT görüntülerinin hem de difüzyon ağırlıklı sekanslarının ve ADC haritalarının radyolojik görüntüleme sınırlarında patoloji barındırmadığı teyit edildi.

a-)



b-)



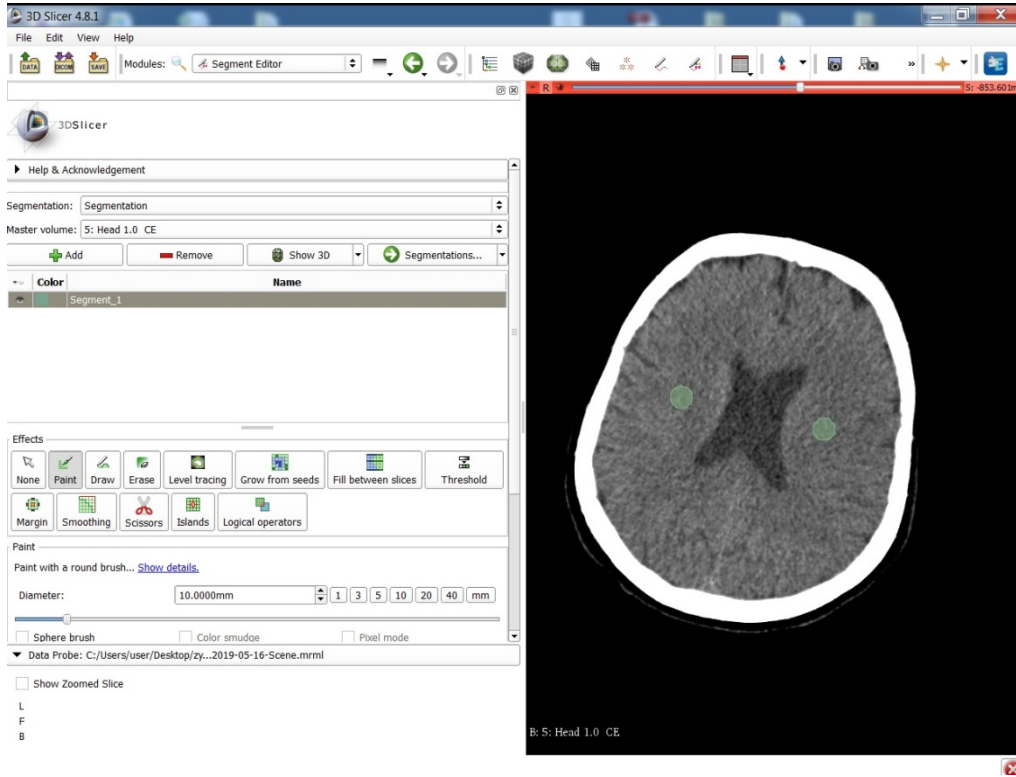
c-)



Resim 5: Normal görünümdeki kontrastsız kranial BT (a) ve akut infarkt saptanan difüzyon MR (b) ve ADC haritalama (c) görüntüleri.

3.6 Radiomics Parametrelerin Ölçülmesi

Hastaların kontrastsız aksiyel BTlerine ait “DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)” formatındaki görüntüler 3DSlicer versiyon 4.8.1 paket programına yüklendi. Yüklenen görüntülerde infarkt alanı ve karşı hemisferdeki simetriği 1 cm çaplı ROI çemberi ile, Diffüzyon sekansları ve ADC haritaları baz alınarak manuel işaretlendi. 3DSlicer (16) programına ait radiomics eklentisi ile 106 adet doku analizine ait parametre elde edildi. Daha önceki benzer çalışmalar taranarak; literatürde sık kullanılan 21 parametre kaydedildi.



Resim 6 : “3DSlicer” paket programında seçilen patolojik ve simetriğindeki normal beyin parankim alanı.

Çalışımızda kullanılan first order , GLCM , GLRM ve NGMTD parametrelerinin isimleri ve kısa açıklamaları aşağıdaki gibidir (17,18) ;

GLCM JointAverage : Görüntünün gri seviye ağırlıklı ortak olasılıklarının toplamıdır.

GLCM JointEntropy : Görüntüdeki sinyal dağılımının rastgeleliğini ölçer.Homojen dokuların görüntülerinde düşük değerli , heterojen dokularda yüksek değerlidir.

GLCM JointEnergy : Görüntüdeki homojen örüntülerin bir ölçütüdür.Enerji değerinin yüksek olması , birbirine komşu yüksek frekanslı fazla parlaklık çifti olduğu anlamına gelir.

GLCM Contrast : Lokal İntensite değişikliklerinin varyasyonunu yansıtır.Contrastın büyük olması çevre vokseller arasındaki intensite farkının yüksek oluşunu temsil eder.

FO Skewness : “mean” yani parlaklık değerlerinin ortalaması üzerinden , görüntü alanındaki piksel değerlerinin dağılım asimetrisini yansıtır.Histogram eğrisinde , grafiğin kuyruğunun uzandığı tarafa göre değerlerin hangi aralıkta yoğunlaştığı anlaşılabilir. Skewness pozitif veya negatif olabilir.

FO Uniformity : Tekdüzelik anlamına gelir.Her sinyal değerinin karesinin toplamının ölçümüdür.Yüksek olması görüntünün homojenliğinin bir kanıtıdır ve pikseller arasındaki gri seviye sinyal farklılık aralığının dar olduğunu gösterir.

FO Median : Görüntüdeki piksellerin parlaklık değerlerinin ortancasıdır.

FO Energy :Görüntüdeki piksellerin gri seviye değerlerinin büyüklüğünün ölçütüdür.

FO Maximum : Görüntüdeki piksellerin en yüksek parlaklık değeridir.

FO Minimum : Görüntüdeki piksellerin en düşük parlaklık değeridir.

FO Entropy : Görüntü alanındaki piksellerin belirsizliğini-rastgeleliğini temsil eder.Entropy değerinin büyük olması belirsizliğin-rastgeleliğin yüksek olması anlamına gelir.

FO Variance : Her bir pikselin , incelenen görüntü alanındaki ortalama parlaklık değerinden farkının karesinin ortalamasıdır.Ortalama değer etrafındaki parlaklık saçılımının şiddetini belirtir , değer büyük olması saçılımın fazla olduğu anlamına gelir.

FO Kurtosis :Histogram eğrisindeki tepeleşmedir. Yüksek olması dağılımın ağırlıklı olarak eğrinin kuyruğunda , düşük olması mean değeri çevresinde daha yoğun olduğu anlamına gelir.

FO Mean : Görüntüdeki parlaklık değerlerinin aritmetik ortalamasıdır.

GLRLM LongRunEmphasis : Uzun tekrar uzunluğu dağılımını ölçer.Bu değer büyükse ölçüm yapılan doku daha az detaya sahiptir.

GLRLM RunLengthNonUniformity :Tekrar uzunlukları arasındaki benzerliğin ölçütüdür.Değerin düşük olması tekrar uzunluklarının benzerliğinin fazla olması anlamına gelir.

GLRLM ShortRunEmphasis :Kısa tekrar uzunluğu dağılımını ölçer.Bu değer büyükse doku daha fazla detaya sahiptir.

NGTDM Coarseness : Görüntünün kabalığını temsil eder.Geniş skala paternine bağlı olarak "coarseness"daki gri seviye değişiklikleri genelde küçüktür.Gri seviye farklılıklarının toplamı uzaysal değişim oranının derecesini belirtir.

NGTDM Complexity : Karmaşıklığı ifade eder. Tek düze olmayan , gri seviyeleri hızlı değişkenlik gösteren görüntülerde yüksektir.

NGTDM Strength : Görüntüdeki basitlikleri ölçer.Bu değer yüksekse görüntüdeki basitliklerin fark edebilirliği ve görülebilirliği kolaydır ; görüntü içerisindeki sinyal değişimi yavaş ancak sinyaldeki seviye farklılıkları geniş ve kabadır.

NGTDM Contrast : Karşıtlığı ifade eder.Parlaklık seviyesinin dalgalanması ile alakalıdır .Yüksek kontrastlı görüntülerde komşu piksellerin arasındaki gri seviye farkı yüksek ve değişkenlik siktir.

3.7 İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz SPSS 13.0 for Windows paket programı kullanılarak yapıldı. Tüm olguların yaşları, cinsiyetleri, ortalama değerleri ve standart sapmaları, basit tanımlama testi ile değerlendirildi. Anatomik lokalizasyondan yapılan ölçümlerden alınan 21 parametrenin dağılımı ortalama değerleri ve standart sapmaları, basit tanımlama testi ile değerlendirildi, Parametreler arası anlamlı fark indepedented T test- paired T test ve Oneway ANOVA – LSD ve Post Hoc testi ile değerlendirildi. $p < 0.05$ anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Çalışmaya 54-96 yaş aralığında (yaş ortalaması 64.3 ± 8.1 yaş) 19 kadın 17 erkek hasta olmak üzere toplam 37 hasta dahil edilmiştir.

BT doku analizine ait 21 parametrenin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 1 de verilmiştir. Ortalama değerleri bar grafikte gösterilmiştir.

Doku analiz parametrelerinin bağımsız t test ile değerlendirme sonuçları Tablo 2 de, paired t test sonuçları tablo 3te verilmiştir.

Anlamlı p değeri parametreler tablo 4te verilmiştir

Anlamlı parametreler içinde en anlamlı parametre olarak One Way ANOVA LSD testi ile ngtmcontrast olarak bulundu ($p=0,001$)

Değişken Adı	Eşleştirme Durumu	Bağımsız t Testi		Bağımsız t Testi Sonuçları				Güven Aralığı	
		t	p	Ortalama	Standart Sapma	Alt Sınır	Üst Sınır	Alt Sınır	Üst Sınır
Değişken 1	Eşleştirme	1.23	0.23	10.5	2.1	6.3	14.7	6.3	14.7
Değişken 2	Eşleştirme	1.45	0.15	11.2	2.3	6.6	15.8	6.6	15.8
Değişken 3	Eşleştirme	1.67	0.10	11.8	2.4	7.0	16.6	7.0	16.6
Değişken 4	Eşleştirme	1.89	0.07	12.4	2.5	7.4	17.4	7.4	17.4
Değişken 5	Eşleştirme	2.11	0.04	13.0	2.6	7.8	18.2	7.8	18.2
Değişken 6	Eşleştirme	2.33	0.02	13.6	2.7	8.2	19.0	8.2	19.0
Değişken 7	Eşleştirme	2.55	0.01	14.2	2.8	8.6	19.8	8.6	19.8
Değişken 8	Eşleştirme	2.77	0.00	14.8	2.9	9.0	20.6	9.0	20.6
Değişken 9	Eşleştirme	2.99	0.00	15.4	3.0	9.4	21.4	9.4	21.4
Değişken 10	Eşleştirme	3.21	0.00	16.0	3.1	9.8	22.2	9.8	22.2
Değişken 11	Eşleştirme	3.43	0.00	16.6	3.2	10.2	23.0	10.2	23.0
Değişken 12	Eşleştirme	3.65	0.00	17.2	3.3	10.6	23.8	10.6	23.8
Değişken 13	Eşleştirme	3.87	0.00	17.8	3.4	11.0	24.6	11.0	24.6
Değişken 14	Eşleştirme	4.09	0.00	18.4	3.5	11.4	25.4	11.4	25.4
Değişken 15	Eşleştirme	4.31	0.00	19.0	3.6	11.8	26.2	11.8	26.2
Değişken 16	Eşleştirme	4.53	0.00	19.6	3.7	12.2	27.0	12.2	27.0
Değişken 17	Eşleştirme	4.75	0.00	20.2	3.8	12.6	27.8	12.6	27.8
Değişken 18	Eşleştirme	4.97	0.00	20.8	3.9	13.0	28.6	13.0	28.6
Değişken 19	Eşleştirme	5.19	0.00	21.4	4.0	13.4	29.4	13.4	29.4
Değişken 20	Eşleştirme	5.41	0.00	22.0	4.1	13.8	30.2	13.8	30.2

Tablo 2 : Doku analizi parametrelerinin bağımsız t test ile değerlendirme sonuçları

Paired T-Test

Glmjointavarage

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	31	.188	.000
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 1

Paired Samples Test

Paired Samples	Mean	Std. Deviation	Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
				Lower	Upper			
Paired Samples	1881	20825	5101	1277	18843	3.445	30	.001
s.								

VAR00005 = 1

Glmjointentropy

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	31	.200	.000
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 5

Paired Samples Test

Paired Samples	Mean	Std. Deviation	Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
				Lower	Upper			
Paired Samples	1881	25824	08823	1130	1001	1.913	30	.064
s.								

VAR00005 = 5

Glmjointenergy

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	31	.180	.004
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 3

Paired Samples Test

Pair 1	VAR00051 - VAR00058	Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
s.		4.1814	3.1183	0.3470	-0.0823	4.910	38	.058	

VAR00051 = 3

Glmcontast

Paired Samples Correlations

Pair 1	VAR00051 & VAR00058	df	Correlation	Sig.
s.		11	.883	.000

VAR00051 = 4

Paired Samples Test

Pair 1	VAR00051 - VAR00058	Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
s.		-1.5207	0.8878	0.4470	-1.7717	-1.2697	38	.031	

VAR00051 = 4

Firstorderskewness

Paired Samples Correlations

Pair 1	VAR00051 & VAR00058	df	Correlation	Sig.
s.		11	.120	.372

VAR00051 = 2

Paired Samples Test

Pair 1	VAR00051 - VAR00058	Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
s.		0.0800	1.2757	0.3823	-0.7442	1.3042	38	.283	

VAR00051 = 2

Firstorderuniformity

Paired Samples Correlations

Pair 1	VAR00005 & VAR00008	37	.410	.003
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 0

Paired Samples Test

Pair 1	VAR00005 - VAR00008	Mean	Std. Deviation	Mean	92% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
s.		.02002	.12400	.05233	.00821	.11135	5.300	36	.003

VAR00005 = 0

Firstordermedian

Paired Samples Correlations

Pair 1	VAR00005 & VAR00008	37	.233	.001
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 1

Paired Samples Test

Pair 1	VAR00005 - VAR00008	Mean	Std. Deviation	Mean	92% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
s.		.18848	.31177	.18109	.00109	.36257	100.3	36	.000

VAR00005 = 1

Firstorderenergy

Paired Samples Correlations

Pair 1	VAR00005 & VAR00008	37	.111	.000
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 8

Paired Samples Test

Pair 1	VAR00005 - VAR00008	Mean	Std. Deviation	Mean	92% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
s.		38.10425	1.33324	37.95330	1.33205	88.78828	811.3	36	.000

VAR00005 = 8

Firstordermax

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	31	.840	.000
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 0

Paired Samples Test

Paired Samples	Mean	Std. Deviation	Std. Error	92% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
				Lower	Upper			
Paired Samples	5.18318	2.23341	.40000	4.38822	5.98771	3.060	30	.004
s.	Mean	Std. Deviation	Std. Error	Lower	Upper	t	df	Sig. (2-tailed)

VAR00005 = 0

Firstordermin

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	31	.831	.000
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 10

Paired Samples Test

Paired Samples	Mean	Std. Deviation	Std. Error	92% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
				Lower	Upper			
Paired Samples	5.18318	2.10205	.40440	4.37114	5.99330	3.113	30	.004
s.	Mean	Std. Deviation	Std. Error	Lower	Upper	t	df	Sig. (2-tailed)

VAR00005 = 10

Firstorderentropy

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	31	.842	.000
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 11

Paired Samples Test

Paired Samples	Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
	Mean	Std. Deviation	Std. Error	92% Confidence Interval of the Difference				
				Lower				Upper
Paired 1 VAB00057 - VAB00058	-128,1	82,5	10,4	-149,0	-107,2	1,3	,000	

t t = 50000AV

Firstordervariance

Paired Samples Correlations

Paired Samples	r	Correlation	Sig.
Paired 1 VAB00057 & VAB00058	,37	,000	,000

t t = 50000AV

Paired Samples Test

Paired Samples	Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
	Mean	Std. Deviation	Std. Error	92% Confidence Interval of the Difference				
				Lower				Upper
Paired 1 VAB00057 - VAB00058	5,3	10,9	1,1	3,1	4,5	3,8	,000	

t t = 50000AV

Firstorderkurtozis

Paired Samples Correlations

Paired Samples	r	Correlation	Sig.
Paired 1 VAB00057 & VAB00058	,37	,040	,040

t t = 50000AV

Paired Samples Test

Paired Samples	Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
	Mean	Std. Deviation	Std. Error	92% Confidence Interval of the Difference				
				Lower				Upper
Paired 1 VAB00057 - VAB00058	0,3	4,0	0,7	-1,2	1,8	0,4	,000	

t t = 50000AV

Firstordermean

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	37	.223	.000
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 14

Paired Samples Test

Paired Samples	Mean	Std. Deviation	Paired Differences		Lower	Upper	t	df	Sig. (2-tailed)
			Mean	Std. Error					
Paired Samples	1.83808	3.65141	2.02222	.62164	3.04425	3.081	36	.004	
s.									

VAR00005 = 14

Grlmongrunempahis

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	37	.314	.028
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 12

Paired Samples Test

Paired Samples	Mean	Std. Deviation	Paired Differences		Lower	Upper	t	df	Sig. (2-tailed)
			Mean	Std. Error					
Paired Samples	6.82526	14.24414	5.14218	1.76155	8.55082	5.42	36	.023	
s.									

VAR00005 = 12

Grlmrunlengthnonuiformty

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	37	.816	.000
s.		N	Correlation	Sig.

VAR00005 = 10

Paired Samples Test

Paired Samples	Mean	Std. Deviation	Paired Differences		Lower	Upper	t	df	Sig. (2-tailed)
			Mean	Std. Error					
Paired Samples	-3.32255	6.92746	5.14380	2.61622	7.03248	-5.933	36	.000	
s.									

VAR00005 = 10

Grlmshortrunemphasis

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	31	Correlation	.000
s.				

VAR00005 = 11

Paired Samples Test

Paired Samples	Mean	Paired Differences			95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error	Lower	Upper			
Paired Samples 1	VAR00005 - VAR00008	-.00802	.01111	.00450	-.01292	.01188	-.214	30	.831
s.									

VAR00005 = 11

Ngtdmcoarseness

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	31	Correlation	.003
s.				

VAR00005 = 18

Paired Samples Test

Paired Samples	Mean	Paired Differences			95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error	Lower	Upper			
Paired Samples 1	VAR00005 - VAR00008	-.00403	.00905	.00470	-.01334	.00529	-.509	30	.618
s.									

VAR00005 = 18

Ngtdmcomplexity

Paired Samples Correlations

Paired Samples	VAR00005 & VAR00008	31	Correlation	.008
s.				

VAR00005 = 10

Paired Samples Test

Paired Samples	Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval of the Difference				
Paired 1 VAR000051 - VAR000058	823389	121305	210434	-51021	13839	040	39	
g.	Mean	Std. Deviation	Mean	Lower	Upper	t	df	Sig. (2-tailed)

VAR000005 = 19

Ngtdmstrength

Paired Samples Correlations

Paired Samples	Correlation	Sig.
Paired 1 VAR000051 & VAR000058	.471	.005
g.	Mean	Sig.

VAR000005 = 50

Paired Samples Test

Paired Samples	Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval of the Difference				
Paired 1 VAR000051 - VAR000058	823101	124890	210434	-51021	13839	149	39	
g.	Mean	Std. Deviation	Mean	Lower	Upper	t	df	Sig. (2-tailed)

VAR000005 = 50

Ngtdmcontrast

Paired Samples Correlations

Paired Samples	Correlation	Sig.
Paired 1 VAR000051 & VAR000058	.424	.031
g.	Mean	Sig.

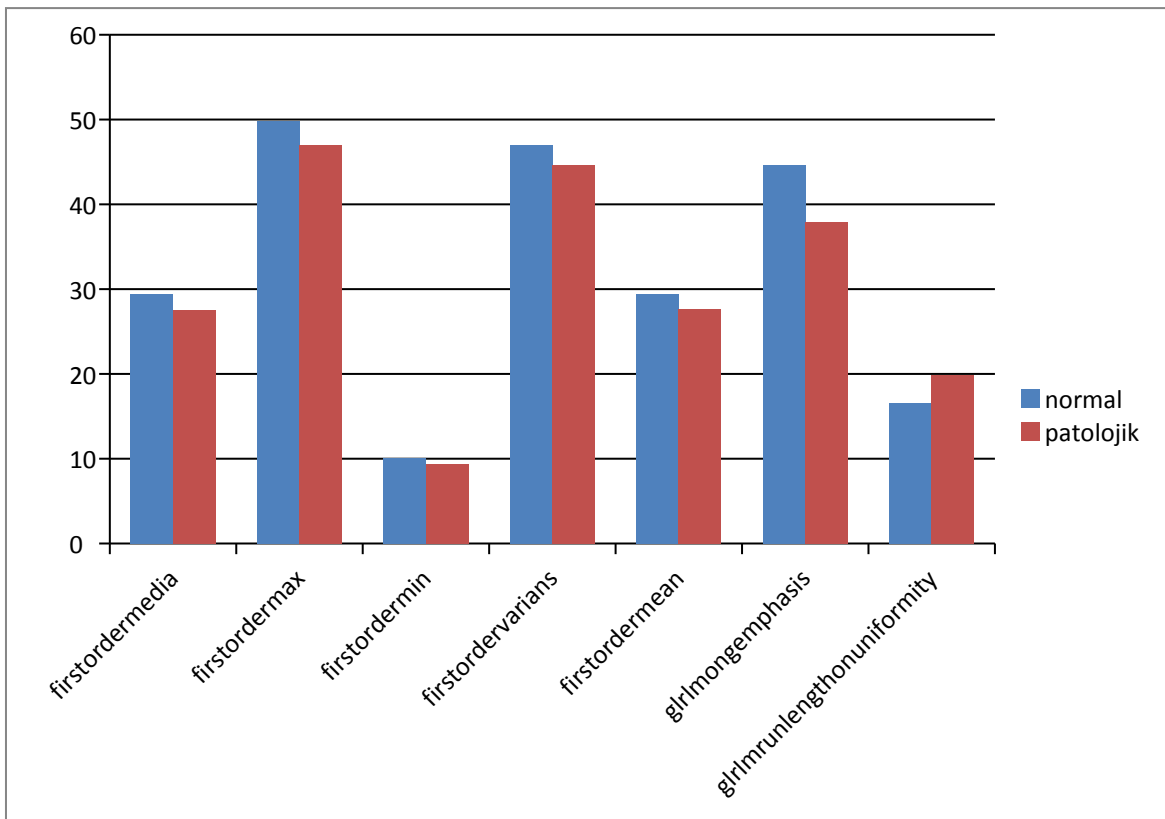
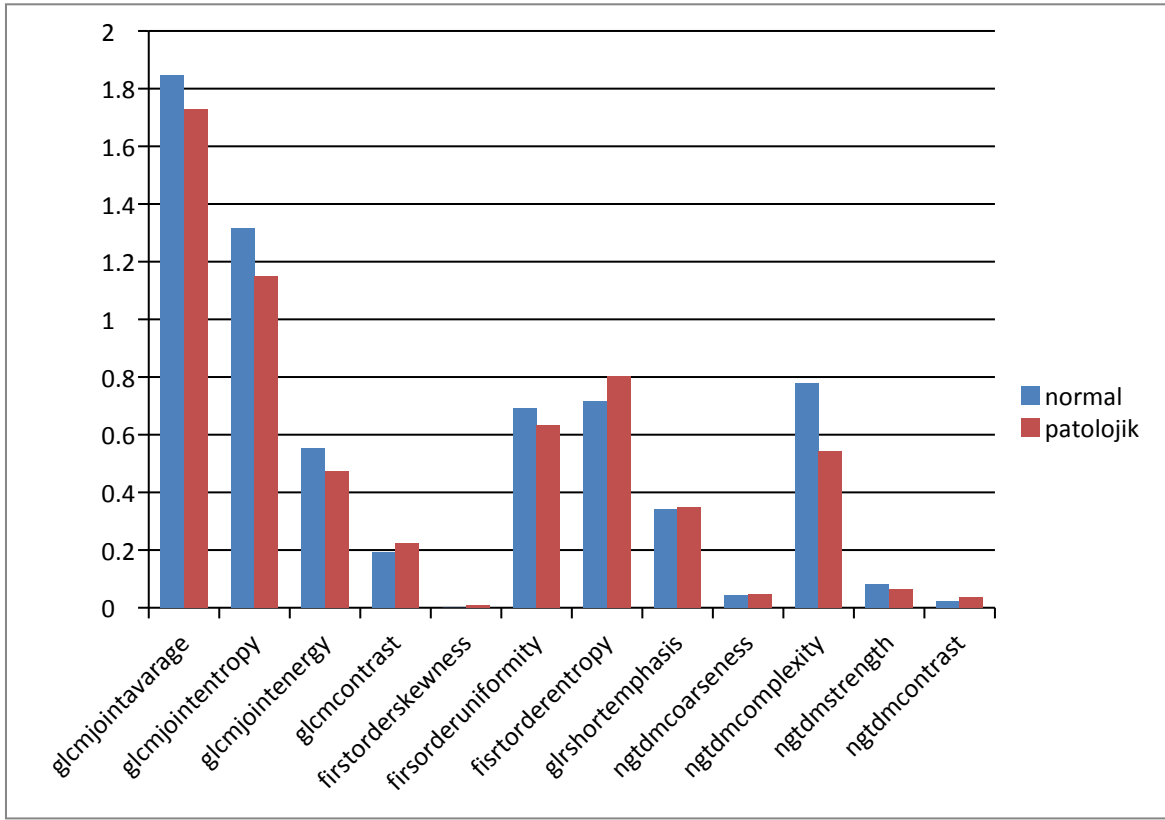
VAR000005 = 51

Paired Samples Test

Paired Samples	Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval of the Difference				
Paired 1 VAR000051 - VAR000058	132101	12580	210434	-51021	13839	-3082	39	
g.	Mean	Std. Deviation	Mean	Lower	Upper	t	df	Sig. (2-tailed)

VAR000005 = 51

Tablo 3 : Doku analizi parametrelerinin paired t test ile değerlendirme sonuçları



Şekil 6: Doku analizi parametreleri ortalama değerlerinin bar grafiği

	p değeri
Glcjointavarage	0,001
Glcjointenergy	0,029
Glccontast	0,034
Firstorderuniformity	0,023
Firstordermean	0,005
Firstorderenergy	0,004
Firstordermax	0,004
Firstordermean	0,004
Glrlnrunlengthnonuiformty	0,006
Ngtdmcontrast	0.004

Tablo 4: Anlamli bulunan parametreler ve p değerleri

5. TARTIşMA

İnme dünyada ve Türkiye’de ciddi bir sağlık problemidir. Türkiye’de sosyal guvenlik kurumunun verileri baz alınarak yapılan bir araştırmada 2008-2013 yılları arasında 400.000 kişinin inme nedeniyle öldüğü ve yaklaşık 1.5 milyon kişinin ise etkilendiği saptanmıştır (19). Kalp hastalıkları ve kanser hastalıklarından sonraki en sık ölüm sebebidir, ayrıca erişkin populyasyonda en sık maluliyet sebebidir (20). İnme klinik bir tanı olmakla birlikte , tanının kesinleştirilmesi ve uygun tedavinin seçilebilmesi için günümüzde radyolojik görüntüleme olmazsa olmazdır. Radyolojik görüntüleme tekniklerindeki gelişmelerin ve radyolojik görüntüleme olanaklarının artmış olmasının , inmenin tanı ve tedavi süreçlerine olan katkısı büyüktür(21). Yapılan bir araştırmada inmeye bağlı ölümlerin 2000 yılındaki oranı %35,8 iken 2010 yılında bu oranın %22.8’e gerilediği belirtilmiştir(22). Nöroradyolojideki görüntüleme yöntemlerinin daha da gelişmesi sayesinde tanının hızlanması, tedavi seçiminin daha doğru ve hızlı hale gelmesi mümkün olacaktır. Bu sayede bu oranların daha da düşmesi öngörülmekte ve umut edilmektedir.

Nöroradyolojideki çalışmalar son dönemde radiomics üzerine yoğunlaşmıştır. Yapılan çalışmalar organlara göre sıralandığında en çok çalışma beyin parankimi üzerinedir. Ancak çoğu radiomics çalışması MR görüntüleri üzerinden yapılmıştır, BT ile yapılan çalışmalar sınırlıdır(6) .Bununla birlikte çalışmaların büyük çoğunluğu malignitelerin tanısı ve

tiplendirilmesi , Multiple Skleroz ve Alzheimer hastalığı üzerinedir(6). Literatürde inme ile ilgili radiomics çalışmaları nispeten sınırlıdır. Çalışmamızda kullanılan kontrastsız kranial BT görüntülerinde radyologlarca saptanabilen bir bulgu yoktur, bu yönden bakıldığında literatürde benzer bir çalışma bulunmamaktadır.

İskemik inme tanısının ve yaygınlığının standardizasyonu ciddi bir problemdir. Günümüzde inme tanısında kontrastsız kranial BT ilk tercih edilen yöntemdir. Ancak görüntülerin yorumlanmasında radyolog , nörolog ve acil hekimleri arasında yorum farklılıkları ve yetersizlik söz konusu olabilmektedir. İzmir Tepecik eğitim araştırma hastanesinde acil asistanlarıyla yapılan bir çalışmanın sonuçları şu şekildedir. Erken inme bulgularının tıpta uzmanlık öğrencileri tarafından tespit edebilmesinin genel duyarlılığı ve özgüllüğü sırasıyla %31 ve %93 olarak hesaplanmıştır. Her bir erken inme BT bulgusu için duyarlılık ve özgüllük değerleri sırasıyla; gri-beyaz cevher ayırımında bozulma %31 ve %97, hiperdens baziler arter işareti %29 ve %95, hiperdens orta serebral arter %21 ve %89, insular kurdele işareti %37 ve %93, lokal hipodensite %58 ve % 82, lokal ödem %18 ve %100, sulkuslarda silinme %33 ve %96 olarak tespit edilmiştir (23). Shradha ve arkadaşlarının (24). yaptığı retrospektif bir çalışmada 50 iskemik inme hastası retrospektif taranmış ; infarkt lokalizasyonu bilinen hastalarda ve uzman radyologlarca uygun pencere ayarlarıyla yapılan geriye dönük bakı ile dahi , ancak 35 hastada iskemik inmenin erken BT bulguları saptanabilmiştir. Hastalardan 18'inde hiperdens orta serebral arter işareti saptanmış olup , bulgular içinde en çok saptanabilendir. Hiperdens orta serebral arter işareti inme dışında birçok farklı durumda da görülebilir, iskemik inmeyi göstermede özgüllüğü düşüktür(11). En uygun koşullarda çekilmiş , deneyimli radyologlarca değerlendirilmiş erken dönemdeki kontrastsız kranial BT görüntülerinde dahi inme tanısına ve yaygınlığına dair elde edilebilen bilgi oldukça sınırlıdır. Ki çoğu zaman görüntülerin değerlendirilmesinde deneyimli gözlere ulaşabilmek mümkün olmamaktadır. Bakırköy eğitim araştırma hastanesinde , mekanik trombektomi üzerine yapılan bir uzmanlık tezi çalışmasında ; inme hastalarındaki mekanik trombektomide rekanalizasyonun sağlanmasında literatürle benzer hatta daha iyi sonuçlar elde edilmesine rağmen uzun dönem sonuçların literatüre göre daha kötü olması şu nedenlere bağlanmıştır (25) :

1-Gerek toplumda inme konusunda yeterli farkındalığın olmaması, gerekse sağlık teşkilatlanmasında akut inmeli hastaya yaklaşıma ait yeterli altyapı bulunmaması, hastaların etkin tedaviye, özellikle de endovasküler tedaviye geç erişmelerine sebep olmaktadır.

2-Difüzyon MRG akut iskemik inme tanısında hızlı ve yüksek özgüllüğe sahip olduğundan acil servise ilk başvuru anında klinisyenler tarafından öncelikle tercih edilmektedir. Ancak hematoma da akut dönemde difüzyon kısıtlanmasına yol açabildiğinden, radyoloji dışı branşlardaki hekimler hematoma ekartasyonu amacıyla hastanın kranial BT'sini de görmek istemektedir. İki farklı cihazla iki farklı görüntüleme tedaviye karar verme süresini uzatmaktadır.

Radiomics uygulamalarının kabiliyeti göz önünde bulundurulduğunda kontrastsız kranial BT ile difüzyon MR'a ihtiyaç duymadan iskemik inme tanısının konmasının mümkün olabileceği düşünülmektedir. Bu sayede IV trombolitik tedavilerin ve mekanik trombektominin de başarı oranı artacaktır.

İskemik inme hastalarında IV trombolitik ve mekanik trombektomi gibi tedavi yöntemleri günümüzde yaygın bir şekilde ve başarıyla uygulanmaktadır (26). Bu tedavi uygulamalarında müdahalenin gecikmesi başarı oranlarını düşürmektedir. İnme yaygınlığının saptanması da bu tedavi yöntemlerinin hastaya uygun olup olmadığının kararının verilmesinde en önemli noktalardandır. İskemik inme yaygınlığının tespitindeki zorluklar da müdahale süresini geciktirmektedir. İnmenin yaygınlığının belirtilmesinde ortak ve uygun bir dilin geliştirilmesi için ASPECT geliştirilmiştir (15). H.kuang ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada makine öğrenmesiyle ASPECT skorunun kontrastsız kranial BT görüntüleri üzerinden hesaplanması başarıyla uygulanmıştır(28) Bu çalışmada difüzyon görüntüleri üzerinden iki uzman radyoloğun skorlaması altın standart olarak kabul edilmiş ve sınıf içi korelasyon katsayısı %76 olarak hesaplanmıştır. Bizim çalışmamızın amacı olan, normal görünümdeki iskemi alanlarından da makine öğrenmesinde kullanılacak kantitatif verilerin elde edilebilmesi, bu tür çalışmaların başarı oranını da artırabilir.

M.s oliveria ve arkadaşları (29) 5 iskemik inmeli ve 5 normal hasta ile 13 ASPECT alanına ROI koyarak yaptıkları çalışmada ; hem lezyonel-nonlezyonel alanlar arasında ; hem de hasta ve gönüllüler arasında GLCM parametrelerinde anlamlı farklılıklar saptamışlardır. Ancak bu çalışma 5 hasta ile yapılan pilot bir çalışmadır.

Hüseyin Ali ve arkadaşlarının (30) yaptığı çalışmada; birinci düzey doku parametreleri iskemik beyin parankimi ve simetriğindeki normal beyin parankimi karşılaştırılmıştır. Çalışmada mean , energy , entropy , variance ,standart deviation, skewness , kurtosis olmak üzere 7 adet birinci basamak texture parametresi kullanılmıştır ve bulgular istatistiksel olarak anlamlıdır.Bizim çalışmamızda da standart deviation dışındaki 6 parametre kıyaslanmıştır.

Jeena RS ve arkadaşlarının (31) yaptığı çalışmada iskemik beyin parankimi ile normal, parankim kontrastsız BT görüntülerinde kıyaslanmıştır ; GLCLM parametrelerinden dördü contrast ,correlation , energy , homogeneity çıkarılmış. Bu parametreler üzerinden makine öğrenmesi ile normal hastaların görüntüleri ile iskemik inme hastalarının görüntülerinin ayrımı başarıyla yapılabilmektedir. Biz de çalışmamızda GLCM parametrelerinden contrast ve energy değerlerini çıkardık ve istatistiksel olarak normal ve patolojik tarafı kıyasladık.

Bizim çalışmamıza en yakın çalışma , Roman Peter ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadır (32). Septomların başlamasından sonraki ilk 8 saat içerisinde kontrastsız BT'si bulunan ve takibinde ilk 96 saat içerisinde difüzyon MR çekilerek inme tanısı kesinleşmiş 139 hastanın ;

infarkt alanı ve aynı hastanın simetriğindeki beyin parankim alanı karşılaştırılmıştır. GLCM parametrelerinden 10 tanesi (Long Run High Grey Level Emphasis, Long Run Low Grey Level Emphasis, Short Run High Grey Level Emphasis, Grey Level Non-uniformity, High Grey Level Run Emphasis, Long Run Emphasis, Low Grey Level Run Emphasis, Run Length Nonuniformity, Short Run Emphasis, Short Run Low Grey Level Emphasis)ve GLRLM parametrelerinden 8 tanesi (Cluster Prominence, Cluster Shade, Correlation, Energy, Entropy, Haralick Correlation, Inertia, and Inverse Difference Moment)çıkarılmış ve karşılaştırılmıştır ; bu parametreler üzerinden iki tarafın ayrımının yapılabileceği gösterilmiştir. Ancak bu çalışmada da diğer tüm çalışmalarda olduğu gibi , görüntülerde gözle ayırt edilebilir bir bulgu olup olmamasına dair bir ayrım bulunmamaktadır. Bu nedenle yapılan tüm bu çalışmalar kontrastsız BT’de gözle görülebilir bulgu ve işaret barındırmayan iskemik inme hastalarının doku parametreleri ile ayrımının yapıp yapılamayacağına dair bir tez sunamamaktadır.

Çalışmamızdaki başlıca kısıtlılık hasta ayısının az olmasıdır. İstatistiksel değerlendirmesini yaptığımız parametrelerin seçiminde regresyon analizi yerine , literatürde sık kullanılan parametreleri kullanmış olmamız çalışmamızın diğer bir kısıtlılığıdır. Çalışmamızda kullandığımız iskemik inme hastalarının infarkt alanlarının tamamı anterior sirkulasyonun sulama alanına dahildir , çalışmamıza dahil edilen posterior sulama alanına ait infarkt görüntüsü bulunmamaktadır. Bu da bir kısıtlılık olarak tanımlanabilir. BT görüntüleri üzerindeki ROI çemberinin yerleştirilmesi difüzyon MR görüntülerine bakarak manuel olarak yapılmıştır ; ölçümlerin doğruluğunu artırmak için en az 2 cm çaplı infarktlar çalışmaya dahil edilmiş ve ROI çemberi çapı 1 cm olarak belirlenmiştir. Kullandığımız örnekleme alanı patolojik alanın tamamının bilgisini taşımamaktadır.

Çalışmamızda taranan 21 parametre içinde anlamlı farkı saptanan parametreler şunlardır; glcmjointavarage, glcmjointenergy, glcmcontast, firstorderuniformity, firstordermean, firstorderenergy, firstordermax, firstordermedian, glrlmrunlengthnonuiformty ve ntdmcontrast. En anlamlı parametre NGTDM contrast’tır. İskemik inme hastaları; kontrastsız kranial BT görüntülerinde radyologlar tarafından erken işaret ve bulgu saptanamayan zaman diliminde iken radiomics parametrelerinde, texture analizi ile saptanabilen istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır.

6. SONUÇ

Kontrastsız BT incelemede inmeye ait erken radyolojik bulgu ve işaret saptanmayan zaman diliminde iken doku analizi ile infarkt alanına ait radiomics parametre değişimi ortaya çıkmaktadır. Taranan 21 parametre içinde en anlamlı parametre NGTDM Contrast : Karşıtlığı ifade eden gri tonlama seviyelerinin dalgalanması ile birlikte , gri seviye değişkenliğinin sıklığını da gösteren parametre olarak bulunmuştur.

7.ÖZET

İSKEMİK İNME HASTALARININ ERKEN RADYOLOJİK İŞARET VE BULGU SAPTANMAYAN KONTRASTSIZ KRANİAL BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNİN KARŞI TARAF NORMAL BEYİN PARANKİMİ İLE “RADIOMİCS” PARAMETRELERİ ÜZERİNDEN KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç : Çalışmamızın amacı iskemik inme hastalarının erken radyolojik işaret ve bulgu izlenmeyen kontrastsız kranial bilgisayarlı tomografi görüntülerinin , radiomics parametreleri üzerinden texture – doku analizi ile değerlendirilerek ; iskemik inme tanısına katkıda bulunabilecek kantitatif veriler elde etmektir

Gereç ve Yöntem : Çalışmamızda ocak 2012- kasım 2018 arasında acil servise inme kliniği ile başvuran hastaların , difüzyon MR ve kontrastsız BT tetkikleri retrospektif olarak taranmıştır. MR tetkikinde akut iskemik infarkt ile uyumlu difüzyon kısıtlılığı bulunan ve Kontrastsız BT tetkikinde radyologlarca erken radyolojik bulgu ve işaret saptanmayan 54-96 yaş aralığında , 19’u kadın 17’si erkek hasta olmak üzere toplam 37 hasta çalışmaya dahil edilmiştir. BT görüntülerinde infarkt alanı ve karşı hemisferdeki simetriği 1 cm çaplı ROI çemberi ile , difüzyon sekansları ve ADC haritaları baz alınarak manuel işaretlendi. 3DSlicer programına ait radiomics eklentisi ile 106 adet doku analizine ait parametre elde edildi. Daha önceki benzer çalışmalar taranarak ; literatürde sık kullanılan 21 parametre istatistiksel değerlendirme için kaydedildi.

Bulgular: Taranan 21 parametre içinde anlamlı fark saptanan parametreler şunlardır; glcmjointavarage, glcmjointenergy, glcmcontast, firstorderuniformity, firstordermedian, firstorderenergy, firstordermax, firstordermean, glrlmrunlengthnonuiformty ve ngtdmcontrast. En anlamlı parametre ngtdm contrast : Karşıtlığı ifade eden gri tonlama seviyelerinin dinamik aralığıyla birlikte , gri seviye değişkenliğinin sıklığını da gösteren parametre olarak bulunmuştur.

Sonuç : Kontrastsız BT incelemede inmeye ait erken radyolojik bulgu ve işaret saptanmayan zaman dilimde iken doku analizi ile infarkt alanına ait parametre değişimleri ortaya çıkmaktadır.

Anahtar Kelimeler : İskemik inme , texture analizi , radiomics , kontrastsız bilgisayarlı tomografi.

8.ABSTRACT

COMPARISON OF NON-CONTRASTED CRANIAL COMPUTERIZED TOMOGRAPHIC IMAGES WITH NO EARLY RADIOLOGICAL SIGNS AND FINDINGS OF ISCHEMIC STROKE PATIENTS AND THE COUNTERPART NORMAL BRAIN PARENCHYMA OVER “RADIOMICS” PARAMETERS

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the non-contrasted cranial computerized tomography images of ischemic stroke patients with no early radiological signs and findings with texture-tissue analysis over radiomics parameters; and to obtain quantitative data that may contribute to the diagnosis of ischemic stroke.

Materials and Methods: In the present study of ours, the diffusion MRI and non-contrasted CT scans of the patients who were admitted to the Emergency Department with clinical symptoms of stroke between January 2012 and November 2019 were reviewed retrospectively. A total of 37 patients (19 females, 17 males) who were between 54-96 years of age, who had diffusion limitation that was consistent with acute ischemic infarction in MR scans, and who did not have early radiological findings and signs in non-contrasted CT scans were included in the study. In the CT images, the infarct area and its counterpart in the other hemisphere were marked manually with a 1 cm-diameter ROI circle based on Diffusion Sequences and ADC Maps. A total of 106 tissue analysis parameters were obtained with the radiomics add-on of the 3DSlicer Program. A total of 21 parameters that were commonly used in the literature were recorded for statistical evaluation by reviewing similar studies in the literature.

Findings: The following significant differences were found in 21 parameters that were scanned; `glcmjointaverage`, `glcmjointenergy`, `glcmcontrast`, `firstorderuniformity`, `firstordermedian`, `firstorderenergy`, `firstordermax`, `firstordermean`, `glrlmrnlengthnonuniformity` and `ngtdmcontrast`. The most significant parameter was `ngtdmcontrast`: It was found as the parameter, which showed the frequency of gray level variability together with the dynamic range of grayscale levels that showed the contrast.

Result: In the non-contrasted CT examination, the changes in the parameters of the infarct area appeared in the tissue analysis in the time period when no early radiological findings and signs of stroke were detected.

Keywords: Ischemic stroke, texture analysis, radiomics, non-contrasted computerized tomography.

9. Kaynaklar

1. Hatano S. Experience from a multicentre stroke register : a preliminary report. Bulletin of the Wrl Health Organization. 1976 ; 54 (5): 541
2. Benjamin EJ , Virani SS , Callaway CW ve ark. Heart Disease and Stroke Statistics—2018 Update: A Report From the American Heart Association. American Heart Association Journal , 2018 Mar 20;137(12):e67-e492
3. Emre Öge , Betül Baykan , 2011 , NÖROLOJİ , ikinci baskı , İSTANBUL , Nobel Tıp Kitabevi
4. Wardlaw JM , Mielke O. Early sign of brain infarction at CT : observer reliability and outcome after thrombolytic treatment—systematic review. Radiology 2005 ; 235:444.
5. Kumar V , Gu Y , Basu S , ve ark. Radiomics : the process and the challenges. MagnResonImaging 2012 ; 30(9):1234-1248.
6. Larroza A , Bodi V , Moratal D. Texture analysis in magnetic resonance imaging : Review and considertions for future applications. Review and considerations for future applications. InTech. Rijeka , Croatia. 2016: pp
7. Zwanenburg A , Leger S , Vallieres M , Löck S. Image biomarker standardisation initiative. 2016 License CC BY 4.0 arXiv 1612.07003.
8. Kassner A , Thornhill R. Texture Analysis : A Review of Neurologic MR Imaging Applications. Am J Neuroradiology. 2010 ; 31 (5): 809-816
9. Parekh V , Jacobs PA. Radiomics : A new application from established techniques. Expert review of precision medicine and drug development, 2016 ; vol 1 pp. 207-226.
10. Lubner MG , Smith AD , Sandrasegaran K , Sahani DV , Pickhardt PJ. CT Texture Analysis : Definations , Applictions , Biologic Correlates , and Challenges. Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America , Inc. 37(5) : 1483-1503
11. Radhiana H , Syazarina SO , Shahizon Azura MM , Hilvati H , Sobri MA. Non-contrast Computed Tomography in Acute Ischaemic Stroke : A Pictorial Review. The Medical Journal of Malaysia 2013;68(1):93-100
12. Runge VM , Nitz WR , Schmeets SH , Faulkner WH , Desai NK. Klinik MR Fiziği Görüntülerle Öğrenme. Nobel Tıp Kitabevi , Ankara , 2008.
13. Tekşam M , Çakır B .Osborn's Beyin ; Görüntüleme, Patoloji ve Anatomi. Dünya Tıp Kitabevi , Ankara , 2015: 755-783.
14. Ercan T. Klinik Radyoloji ; 2. Baskı. Nobel Tıp Kitabevleri , İstanbul ,2012 : 889-905.

15. Pexman JH, Barber PA, Hill MD et-al. Use of the Alberta Stroke Program Early CT Score (ASPECTS) for assessing CT scans in patients with acute stroke. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2001;22 (8): 1534-42.
16. Fedorov A , Beichel R , Kalpathy-Cramer J ve ark. 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn. resonance imaging* 2012;30 :1323-1341
17. Castellano G , Bonilha L , Li LM , Cendes F. Texture analysis of medical images. *Clinical Radiology* (2004) 59 , 1061-1069.
18. Gillies RJ , Kinahan PE , Hricak H . Radiomics: Images Are More than Pictures, They Are Data. *Radiology.* 2015 ; 278(2) : 563-577
19. Ozturk Y, Demir C, GURSOY K, KOSULERLI R. What Factors Influence Survival In Stroke: Turkey Case. *Value Health* 2015; 18: A401-2
20. Lopez AD , Mathers CD , Ezzati M , Jamison DT , Murray CJ. Global and regional burden of disease and risk factors ,2001 : Systematic analysis of population health data. *The Lancet.* 2006 ; 367 (9524):1747-57.
21. Philip A , Caroline A. Transient ischemic attack , and other central focal conditions. Judith ET , Gabor DK , Stapczynski JS . *Emergency Medicine : a comprehensive study guide* 6th ed , North Caroline: McGraw-Hill. 2006:1382-90.
22. Lansberg MG, O'Donnell MJ, Khatri P, Lang ES, NguyenHuynh MN, Schwartz NE, et al. Antithrombotic and thrombolytic therapy for ischemic stroke antithrombotic therapy and prevention of thrombosis, 9th ed: American College of Chest Physicians Evidence-Based Clinical Practice Guidelines. *Chest* 2012; 141(2)(Suppl): e601S–e636S.
23. Dönmez DA , Yeşilaras M .Tıpta Uzmanlık tezi ; Acil Tıpta Uzmanlık Öğrencilerinin İnme Semptomları ile Başvuran Hastalarda Beyin Tomografisindeki Erken İnme Bulgularını ve Difüzyon MR Görüntülerini Değerlendirme Becerilerinin Araştırılması. Sağlık Bilimleri Üniversitesi Tepecik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Acil Tıp Kliniği, İzmir.2017
24. Mainali S, Wahba M, Elijovich L. Detection of Early Ischemic Change in Noncontrast CT Head Improved with “Stroke Windows” . *ISRN Neuroscience* 2014 Mar 9;2014:654980
25. Yıldız Ö , Kara B . Tıpta Uzmanlık Tezi ; Akut İskemik İnmenin Tedavisinde Mekanik Trombektominin Etkinliği.Sağlık Bilimleri Üniversitesi Dr.Sadi Konuk Eğitim Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği , İstanbul 2017.
26. Jovin TG, Chamorro A, Cobo E, de Miquel MA, Molina CA, Rovira A, et al; REVASCAT Trial Investigators. Thrombectomy within 8 hours after symptom onset in ischemic stroke. *N Engl J Med.* 2015;372:2296– 2306. doi: 10.1056/NEJMoa1503780.
27. Campbell BC, Mitchell PJ, Yan B, et al. A multicenter, randomized, controlled study to investigate Extending the time for Thrombolysis in Emergency Neurological Deficits with Intra-Arterial therapy (EXTEND-IA). *Int J Stroke* 2014;9:12632.

28. Kuang H, Najm M, Chakraborty D ve ark. Automated ASPECTS on Noncontrast CT Scans in Patients with Acute IschemicStroke Using Machine Learning. AJNR Am J Neuroradiol. 2019 Jan;40(1):33-38.
29. M.S. Oliveira , P.T. Fernandes , W.M. Avelar . Texture analysis of computed tomography images of acute ischemic stroke patients.Brazilian Journal of Medical and Biological Reserach , november 2009 , volume 42 (11) 1076-1079
30. Hussein Ali A., Abdulsalam S.I ., Nema I.S. Detection and Segmentation of Ischemic Stroke Using Textural Analysis on Brain CT Images. International Journal of Scientific & Engineering Research, Volume 6, Issue 2, February-2015.
31. Jeena RS , Kumar S . Analysis of stroke using texture features. 2015 International Conference on Control Communication & Computing India (ICCC) ,19-21 november 2015.
32. Peter R, Korfiatis P, Blezek D ve ark. A quantitative symmetry-based analysis of hyperacute ischemic stroke lesions in noncontrast computed tomography.Medical Physics ; 2017 Jan;44(1):192-199.