

İleri Görüntüleme Teknikleri

Hastalıkların tanısı ve tedavi planlamasında en önemli yöntemlerden biri de radyolojik tanı yöntemleridir. Klinik muayenenin yanısıra yapılacak radyolojik inceleme hekime patolojik lezyonların sınırları, büyüklüğü ve komşu dokularla olan ilişkisi hakkında bilgi verecektir. Elde edilen bilgiler de tedavi planlamasına yön verecektir.

Klasik radyolojik yöntemler tanıda bazen yetersiz kalmakta ve yanılgılara sebep olabilmektedir. Bu nedenle dişhekimliği alanında konvansiyonel radyolojik tanı araçlarının kullanılmasının yanısıra son yıllarda teknolojinin ilerlemesiyle büyük aşamalar kaydeden yeni tanı araçları da kullanılmaya başlanmıştır.

Radyografinin dişhekimliğinde ilk kullanılmaya başlandığı 1896 yılından günümüze kadar X ışını oluşumunun kalitesini yükseltmeye, iyonize radyasyonun zararlarının anlaşılmasına ve bunların azaltılmaya çalışılmasına yönelik çalışmalar devam etmektedir. Dental radyografların kullanılmaya başlandığı ilk dönemlerde hem ağız içi hem de ağız dışı uygulamalarda radyografik görüntü film ortamında oluşmaktaydı. Bu zaman süresince röntgen filmi teknolojisinde olan gelişmeler film hassasiyetini arttırırken artifaktların oluşumunu azaltıp, görüntü elde etme süresini kısaltmıştır.

1940'ların başında bilgisayar teknolojisinin gelişmesi ile birlikte radyolojik tanı cihazlarında dijital görüntülemenin ilk basamakları oluşmaya başlamıştır. Dijital radyografik görüntülemenin ilk aşamalarında film bazlı sensörlerin bilgisayar ortamında taranması ve görüntü elde edilmesi yoluna gidiliyordu. Bu iki aşamalı uygulama **indirekt dijital radyografik görüntüleme** olarak tanımlanmaktadır. 1960'larda, elektronik görüntü alıcılarının geliştirilmesi **direkt dijital radyografik görüntüleme** ve **bilgisayar destekli teşhis metodlarının (Bilgisayarlı Tomografi)** gelişmesine olanak sağlamıştır.

II- GENEL BİLGİLER

A- BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (BT):

Radyolojik görüntüleme yöntemlerinde prensip, üç boyutlu cismin iki boyutlu görüntüsünün elde edilmesi temeline dayanır. BT görüntüleme yönteminde yoğunluğu yüksek lezyonlar veya dokular, yoğunluğu düşük olanları gizlemektedir. Tomografi, istenilen derinlikteki anatomik yapıların veya lezyonların selektif olarak gösterilmesini sağlayan bir tekniktir. Görüntüleme tekniğinin esası tüp ve film tutucusunun çekim esnasında zıt yönlerde hareket etmesiyle kesit radyografisi elde etmeye dayanır.

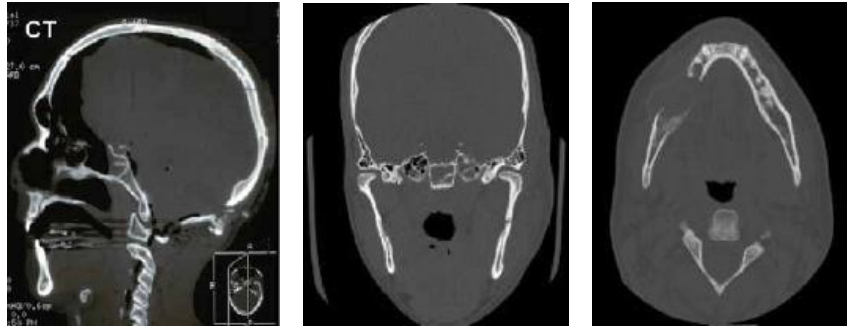
Konvansiyonel radyolojik yöntemler lezyonların gerçek sınırlarını, yumuşak doku ilişkilerini göstermede yarılgılara sebep olabilmektedir. Özellikle baş boyun bölgesindeki lezyonların komşu anatomik yapılarla olan ilişkileri ve sınırları çeşitli superpozisyonlar nedeniyle doğru olarak belirlenemeyebilmektedir. Son yıllarda tomografik görüntülemelerde bir takım yenilikler bulunmuştur. Bunların en önemlisi bilgisayarlı tomografidir (Şekil-1). BT tekniği, çeşitli vücut dokularının radyasyon absorbe etme düzeyini bilgisayar yardımı ile görüntüleme temeline dayanır.



Şekil-1: Bilgisayarlı tomografi cihazı.

Bilgisayarlı tomografi ile ilgili çalışmalar 1960'lı yıllarda Amerikalı fizik profesörü A. M. Cormak tarafından yapılmış, ancak ilk kez tasarlanılarak kullanılması 1972 yılında İngiliz fizikçi Dr. G. N. Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiştir. Hounsfield bu teknikte dar kolimasyonlu, hareketli X ışını demeti kullanarak başın çeşitli düzlemlerde görüntülerini elde etmiştir (Şekil-11). Bu ışın demetinden yayılan

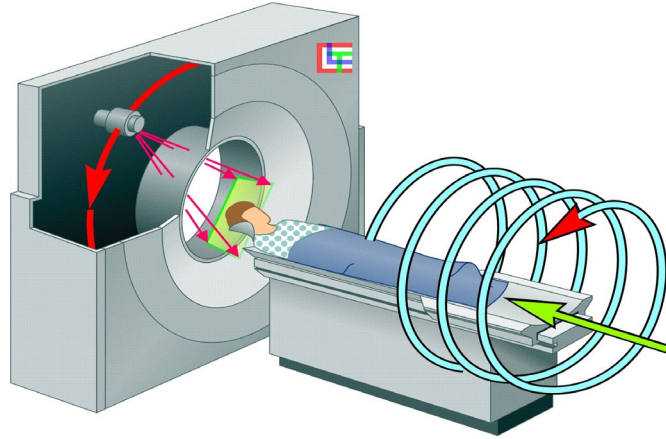
radyasyon sonucu oluşan analog sinyallerin bilgisayar aracılığı ile dijital hale getirilmesi, matematiksel algoritmelerin analiz edilmesiyle oluşan verinin biçimlendirilmesi aksiyal tomografik görüntünün oluşmasını sağlamaktadır. Bu teknikle elde edilen görüntüler diğer konvansiyonel tekniklerle elde edilenlerden üstünlük göstermektedir. Bilgisayarlı tomografi 1972'den beri bilgisayarlı aksiyal tomografi, bilgisayarlı rekonstrüksiyon tomografisi, bilgisayarlı tomografik görüntüleme ve aksiyal tomografi gibi değişik isimlerle tanımlanmıştır.



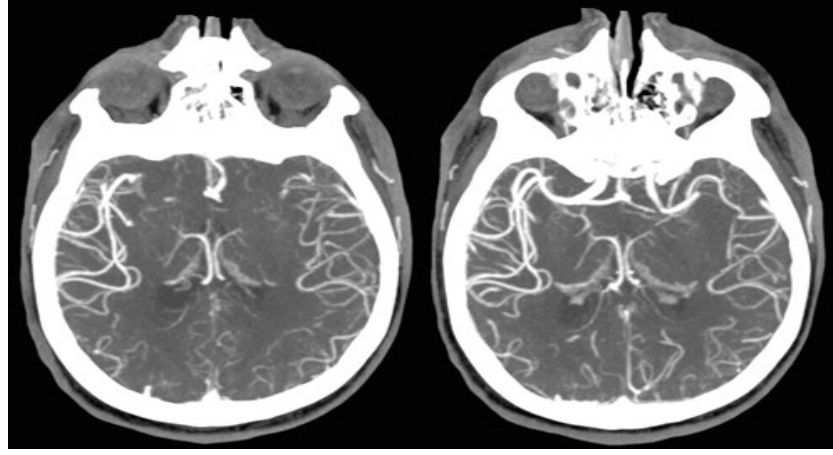
Şekil-2: BT'de başın sagittal, koronal ve aksiyal düzlemdeki görüntüleri.

En basit tarifıyla bilgisayarlı tomografi bir tüpten yayılan iyi kolime olmuş X ışını demetlerinin parlak dedektörlere veya iyonizasyon bölmelerine yönlendirilmesi esasına dayanır. Tarayıcının geometrik şekline göre radyografik tüp ve dedektörler hasta çevresinde bir eksen üzerinde senkronize şekilde hareket ederler veya halka biçimli dedektörler içinde ışın kaynağı dairesel bir şekilde hareket eder. Tarayıcının bu şekilde hareket etmesi sürekli ve seri şekilde görüntü elde edilmesini sağlar. Günümüzde sıklıkla kullanılan tarayıcılar helikal veya spiral tarzda hareket ederek görüntü sağlarlar. Bilgisayarlı tomografide hastanın üzerinde yattığı masa sabit pozisyonda iken hastaya ince bir demet şeklinde X ışını gönderilir ve bir adet kesit görüntü elde edilir. Yeni bir kesit almak istenirse masa istenilen miktarda ilerletilerek yeni bir kesit daha elde edilir. **Spiral bilgisayarlı tomografi**, son yıllardaki teknolojik gelişmeler sonucu kesintisiz olarak daha uzun süreli X ışını üretebilen tüplerin geliştirilmesi ile uygulanabilen yeni bir tekniktir. Spiral BT'de tüp 20-80 sn boyunca kesintisiz olarak X ışını üretirken hastanın üzerinde bulunduğu masa istenilen hızda BT cihazında ilerletilir. Sonuçta, tek bir kesit yerine masanın ilerleme miktarı kadar kalınlıkta bir blok incelenmiş olur. Bloğun şekli bir spirali andırdığı için yöntem,

“spiral” ya da “helical” olarak isimlendirilmiştir (Şekil-3). Bu tip tarayıcılarda hasta, çevresinde X ışını kaynağı ve tarayıcıların döndüğü raylı bir sedye üzerine uzanır ve bu sedye tüp içine doğru sabit bir hızda hareket eder. Artan tarayıcı tipleri arasında kıyaslandığında spiral tarayıcılar multiplanar görüntü oluşturmaları, uygulama süresinin azalması (12 saniye ile 5 dakika arasında) ve hastanın daha az radyasyona (%75 daha az) maruz kalması sebebiyle öne çıkarlar. Spiral BT’de inceleme, örneğin bir nefes tutumu kadar kısa bir zaman diliminde tamamlanabilmektedir. Bu durum, küçük çocuklarda ya da şuur bulanıklığı olan hastalarda istemsiz hareketlere bağlı tetkik kalitesinin bozulmasını büyük oranda önlemektedir. Bunun yanında, dinamik BT olarak isimlenen ve incelemenin kontrast maddenin hızlı bir şekilde damar içi verilmesinden sonra organ ya da damar boyanmasının en ideal dönemde yapılmasına olanak sağlaması belki de daha önemli bir avantajı olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu şekilde, konvansiyonel BT’de saptanamayan hastalıkların saptanma şansı artmakta, damarların en fazla boyandığı dönemde inceleme yapılması sonucu **BT-anjiyografi** adıyla bilinen yöntemle damarlar görüntülenebilir hale gelmektedir (Şekil-4)



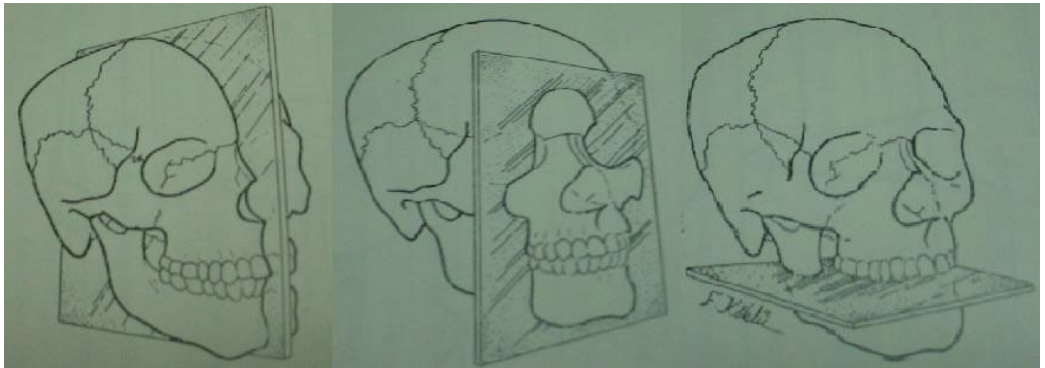
Şekil-3: Spiral (helical) tomografi (15).



Şekil-4: BT anjiografisi.

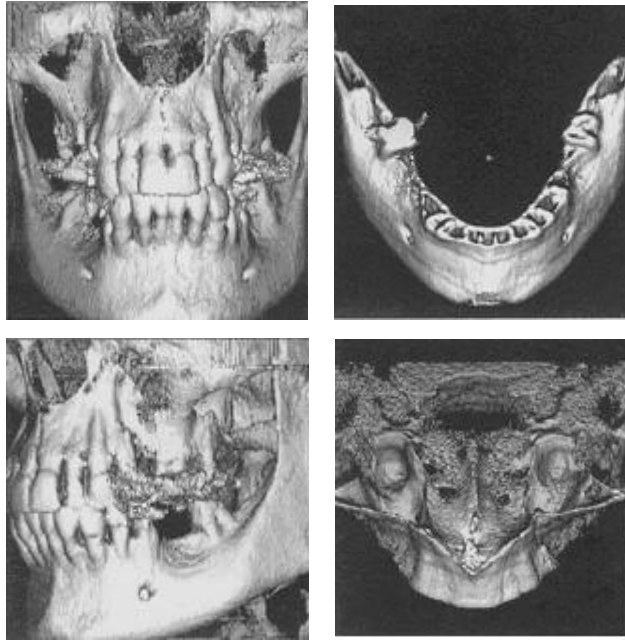
Bilgisayarlı tomografi görüntüsü dijital bir görüntüdür ve bilgisayara gönderilen çok sayıdaki gösterimlerin birleştirilmesi sonucu oluşur. Örneğin bir kesit derecenin üçte biri oranında elde edildiyse alınan 1080 kesit hastanın çevresinde 360 derece dönmesi anlamına gelir. 1080 kesitten oluşan veri tek bir görüntünün yapılandırılması için yeterli bilgiyi sağlar.

Bilgisayarlı tomografinin konvansiyonel görüntüleme tekniklerine göre birçok avantajı vardır. Birincisi, ilgilenilen bölge dışında kalan yerlerin görüntü üzerindeki süperpozisyonları engellenir. İkinci avantajı, yüksek çözünürlüğüyle dokular arasındaki farklılıkları %1'den daha az kontrast değişimleriyle gösterebilir. Konvansiyonel radyografi tekniklerinde bu oran %10'dur. Üçüncü avantajı, tek bir görüntüleme aksiyal, koronal ve sagittal düzlemlerde (Şekil-5) inceleme olanağı sağlar. Buna **multiplanar görüntüleme** adı verilir.



Şekil-5: Sagittal, koronal (frontal), aksiyal (horizontal) düzlemler (44).

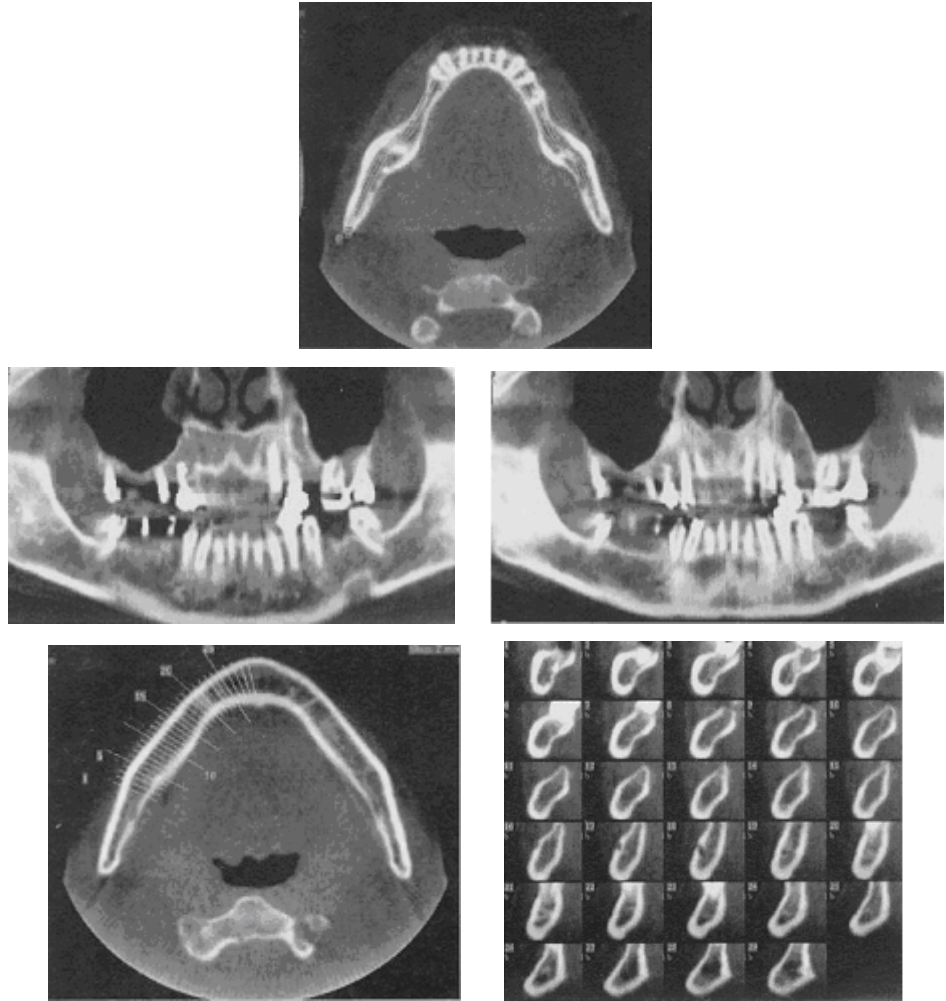
Multiplanar bilgisayarlı tomografiler teşhis için çok önemli bilgi verselerde iki boyutlu olmaları sebebiyle bazen klinisyenin değerlendirmekte güçlük çekmesine neden olabilir. İşte bu nedenle üç boyutlu görüntü oluşturmaya yönelik bir ihtiyaç doğmuş ve bilgisayar programları buna göre geliştirilmiştir. Üç boyutlu görüntüler kendi eksenleri etrafında döndürülebilirler ve farklı açılardan tekrar görüntü oluşturabilirler. Bunun yanında görüntüdeki eksternal yüzeyleri kaldırarak daha derin anatomik oluşumların gözlenmesine de olanak verirler (Şekil-6).



Şekil-6: BT'de üç boyutlu görüntüleme.

Üç boyutlu tomografinin ilk uygulandığı çalışmalardan biri spinal stenoz ve bel fıtığı olgularıydı. O zamanlardan bu yana üç boyutlu tomografi; kraniyofasiyal cerrahilerde, konjenital veya sonradan oluşan deformitelerde, intrakranial tümörlerin değerlendirilmesinde, maksillofasiyal komplekste bulunan benign veya malign lezyonlarda, servikal omur yaralanmalarında ve el-bacak deformitelerinin incelenmesinde kullanıldı. Kraniyofasiyal travmalı hastalarda BT kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Bu teknik; TME'nin değerlendirilmesi, artrit, subluksasyon, ağrılı eklem disfonksiyonu, ankiloz, mandibuler kondildeki kırıkların ve maksillofasiyal patolojilerin tespitine olanak vermesi sebebiyle oldukça kullanışlıdır. İki boyutlu

görüntü veren bilgisayarlı tomografi ile üç boyutlu görüntü veren bilgisayarlı tomografi mandibuler kondil kırıklarıyla ilgili hemen hemen aynı bilgileri sağlamasına rağmen üç boyutlu bilgisayarlı tomografi ayrılmış kemik fraktürlerini daha iyi görüntüleyebilmektedir. Bu görüntüler cerrahi planlama ve tedavinin değerlendirilmesi açısından çok önemli bilgiler vermektedir. Ayrıca dental programlı BT'de aksiyal, paraaksiyal ve cross-sectional görüntülerde elde edilebilmektedir (Şekil-7).



Şekil-7: BT'de aksiyal, paraaksiyal ve cross-sectional görüntüler.

Bilgisayarlı tomografinin en önemli avantajlarından biri de lezyonların yoğunluklarının ölçümüne imkan tanımasıdır. Yoğunluk -1000 ile $+1000$ arasında değerlendirilmektedir. Sıfıra yakın eksiler (-10 , -20) yağ dokuları, sıfıra yakın artılar

(+10, +30) sıvı yapıları, +300, +350 kalsifiye yapıları göstermektedir. +1000 ile en yoğun yapı olan kemik yapısı belirlenmektedir (Tablo-I)

İncelemenin kaliteli olması için damardan verilen kontrast maddenin yeterli miktarda olması, kontrast madde verililişinin hızlı bir şekilde yapılması, incelemenin istenilen boyanma seviyesine ulaşıldığı zamanda başlatılması ve hızlı bir şekilde tamamlanması (spiral inceleme) gereklidir. Bu faktörlerden bazılarında uyulmazsa BT tetkikinin kalitesi önemli oranda azalmaktadır.

Tablo-I: BT'de çeşitli dokuların yoğunluk dereceleri (6).

Doku	BT Değeri
Su	0
Hava	-1000
Kemik	+1000
Kan	42-58
Hemoraji	60-110
Trombüs	74-81
Kalp	24
BOS	0-22
Gri cevher	32-44
Beyaz cevher	24-36
Kas	44-59
Karaciğer	50-80
Yağ	-20/-100
Akciğer	-300

B- MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MRG)

Manyetik rezonans görüntüleme, bilgisayarlı tomografide olduğu gibi kesit alma temeline dayanan, ancak iyonizan radyasyon yerine radyo frekanslarını kullanan bir görüntüleme yöntemidir. Spektroskopi yöntemi olarak bilinen ve kullanılan nükleer manyetik rezonansın bugün kullanılan şekli henüz yeni olmakla beraber bu tekniğe benzer sistemler 50 yıla yakın bir süreden beri kullanılmaktadır. İlk kez 1946 yılında E. Purcel ve Felix Bloch tarafından tanımlanmış ve kendilerine

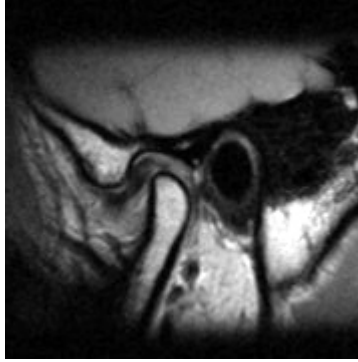
1952 yılında nobel ödülü kazandırmıştır. Daha sonra 1973'te Paul Lauterbur MRG ile insan vücudunun görüntülenebileceğini göstermiştir. Son 25 yıl içerisinde küçük non-destrüktif örnekler üzerinde yapılan çalışmalar mevcuttur. 1950 ve 1960'lı yıllarda çalışmalar daha çok mikroskopik seviyede iken bugün çalışmalar makroskopik seviyeye gelmiştir. Manyetik invivo kullanımı yayılmaya başlamakla birlikte tıp ve dişhekimliği dünyasında henüz çok yenidir. Dişhekimliğinde TME disfonksiyonlarında manyetik rezonans görüntüleme etkili bir tanı aracı olarak kullanılmaktadır (Şekil-8)



Şekil-8: Manyetik rezonans görüntüleme cihazı.

MRG ağrısız, allerjiye yol açacak ilaç verilme zorunluluğu olmayan ve X ışını gibi zararlı olabilecek araçlar kullanılmayan bir tanı tekniğidir. Normalde insan vücudunun %70'i su olup temel Hidrojen (H) atomu vardır. Aralarında hidrojen, sodyum, fosfor ve florun bulunduğu bazı atomların manyetik alanda cevap verme yeteneği fazladır. Bu atomların manyetik alanda davranış vektörleri manyetik alana paralel ve antiparalel olarak iki farklı dizilişe uğrar. Hasta güçlü bir elektromagnet içeren bir silindirin içinde yatarken, magnetin gönderdiği radyo dalgalarının uyardığı hücrelerdeki hidrojen atomlarının ürettiği enerji koil olarak adlandırılan özel ara birimler sayesinde sayılara dönüştürüldükten ve bilgisayarca işlendikten sonra görüntüye dönüştürülür. Bu koiller vücudun istenilen bölgesinin görüntülenmesine olanak verecek şekilde özelleştirilmiş ve dizayn edilmiştir. Örneğin boyun ya da servikal omurların incelenmesinde kullanılan koil boyun bölgesini içine alacak şekilde dizayn edilmiştir. Manyetik etkisi ile hareket eden binlerce atoma ait bilgi bir

bilgisayara gönderilir ve incelenen alanın oldukça kaliteli 3 boyutlu bir görüntüsü elde edilir. Kompakt kemikler su içermediğinden tamamen siyah olur ve görüntüden silinerek süperpoze olması önlenir. Diğer anatomik yapılardan çok net ve adeta anatomi atlasına benzer görüntü oluşur (Şekil-9).



Şekil-9: MRG'de TME görüntüsü.

Manyetik rezonans görüntüleme diğer diagnostik görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırıldığında kontrast rezolüsyonu ve sensitivitesi en yüksek görüntüleme tekniğidir ve patolojik dokular çok net bir şekilde saptanabilmektedir. Bu teknikle multiplanar görüntüleme olanağı da mevcuttur. Yani hastanın pozisyonu değiştirilmeden farklı planlarda kesitler elde edilebilmektedir. Bu özelliği sayesinde hastaya hiç rahatsızlık verilmeden lezyonun üç boyutta lokalizasyonu yapılabilmektedir.

Yöntemde iyonizan radyasyonun kullanılmayışı da diğer görüntüleme tekniklerine göre büyük bir üstünlük sağlamaktadır. Kullanılan manyetik alanın ve radyo frekanslarının bugüne kadar zararlı biyolojik etkileri saptanmamıştır. Bu da tekniğin tüm yaş gruplarına güvenle kullanılmasına imkan tanımaktadır.

MRG'de incelenen kesitteki vasküler yapıların akım dinamikleri hakkında bilgi edinmek de mümkündür. Bunun yanında bazı endikasyonlarda kontrast madde kullanılmaksızın MRG anjiyografi yapılarak sadece vasküler yapılar görüntülenebilmektedir. MRG anjiyografi vasküler yapıların incelenmesinde giderek önemli bir yer tutmaya başlamıştır. MRG'de kullanılan kontrast maddeler iyotlu kontrast maddelerle karşılaştırıldığında çok daha güvenle uygulanmaktadır.

İnstrumentasyon ve donanım

1. Magnet – Manyetik alanı oluşturan birim
2. Radyofrekans kaynağı

3. Görüntü işlemcisi
4. Bilgisayar sistemi

Magnet Tipleri:

Permanent magnetler: Elektriksel bir manyetik alan oluşturulmasına ihtiyaç göstermeden, doğal ve sürekli manyetik alan gücü sağlarlar. Bunlar doğal mıknatıslardır. Manyetik alan oluşturmak için herhangi bir enerji gereksinimi göstermezler. Bu durum permanent magnetlerin önemli bir avantajını oluşturur. Ancak önemli iki dezavantajları vardır. Bunlardan birincisi, termal instabiliteleri vardır ki bu durum manyetik alan gücünü kısıtlayıcı bir faktördür. İkincisi ise doğal mıknatıslarla oluşturulacak bir MRG magneti çok ağır olmaktadır. 0,3 Tesla gücündeki magnetlerde bu ağırlık 100 Ton kadardır. Manyetik alan gücü, magnetin ağırlığı ile orantılı olarak artmaktadır. Günümüzde geliştirilen yeni alaşımlardan dolayı, daha düşük ağırlıklı permanent magnetler yapılabilmektedir (8, 16).

Elektromagnetler (Solenoidal): Merkezinde demir bir çekirdek, çevresinde bobin sistemleri bulunan magnetlerdir. Elektromagnetlerde, bobinlerden elektrik akımı geçirildiğinde mıknatıs özelliği gösteren, akımın kesilmesiyle bu özelliğini yitiren, yumuşak bir demir çekirdek bulunur. Bu tip magnetlerde, yaklaşık 0,4 Teslaya ulaşan manyetik alan güçleri elde edilebilmektedir. Permanent ve elektromagnetlerde elde edilen manyetik alan yönü hastaya diktir.

Süper iletken magnetler: En yüksek manyetik alan gücünün elde edilebildiği magnet tipidir. Bu magnetler gantrinin çevresini saran, bobin şeklinde iletken tellerden oluşur. Böyle bir bobinden elektrik akımı geçirildiğinde, çevresinde manyetik bir alan oluşmaktadır. MRG' de güçlü bir manyetik alan oluşturabilmek için çok fazla elektrik akımı gerekir. Diğer yönden elektrik akımına gösterdikleri direnç nedeniyle, iletkenler giderek ısınırlar. İletken ısısının yükselmesi, direncin daha çok yükselmesine ve dolayısıyla ısının çok daha fazla artmasına neden olur. Bu kısır döngü nedeniyle tellerden yeterince elektrik akımı geçirmek mümkün olmaz. Süper iletken magnetlerde iletkenler elektrik akımına sıfır direnç gösterdikleri, çok düşük sıcaklık derecelerinde bulundurulurlar. Bu amaçla -269°C' de sıvı halde bulunan helyumdan yararlanılır. Kriyostat adı verilen içerisinde sıvı helyum bulunan üniteler, bobin tellerinin süper iletken olabildikleri düşük sıcaklık seviyelerini sağlarlar. Böylece iletkenlerden çok fazla elektrik akımı geçirilerek, yüksek manyetik alan güçleri

sağlanabilmektedir. Süper iletken magnetlerde oluşan manyetik alan yönü hastaya paraleldir.

Rezistiv magnetler: Bu tür magnetlerde süper iletken magnet prensibi kullanılmakla birlikte, kriyostat sistemi yoktur. Bu yüzden ısınma çok büyük problem oluşturur ve yüksek alan güçleri sağlanamaz. Rezistiv magnetlerde manyetik alan yönü hastaya paraleldir.

Manyetik rezonans görüntülemenin avantajları:

1. Yüksek yumuşak doku kontrastı,
2. Multiplanar görüntüleme yapılabilmesi,
3. İyonize radyasyon kullanılmaması,
4. İyotlu kontrast madde gerektirmemesi,
5. Vasküler yapıların görüntülenebilmesi,
6. Kıkırdak dokunun değerlendirilebilmesi,
7. Kemik medullanın görüntülenebilmesi,
8. Pek çok anatomik ve fonksiyonel yapının aynı tetkikte değerlendirilebilmesi (16).

Manyetik rezonans görüntülemenin dezavantajları:

1. Hareket artefaktlarına çok duyarlıdır,
2. Tetkik süresi oldukça uzundur,
3. Kemik yapılar ve kalsifikasyonlar iyi görüntülenemez,
4. Klostrofobisi olan hastaların incelenmesi mümkün olamaz,
5. Vücuduna cerrahi olarak ferromanyetik etki oluşturan metaller yerleştirilmiş hastalara MRG görüntülemesi uygulamak mümkün değildir,
6. Sinyal özellikleri nedeniyle beyinde akut kanama gösterilememektedir,
7. Yüksek maliyetli bir tekniktir (6).

C- NÜKLEER TIP UYGULAMALARI

Morfolojik görüntüleme tekniklerinden sayılan konvansiyonel radyografi, BT, MRG ve ultrasonografiden herbirisi kendilerine özgü yapısal farklılıklar veya farklı anatomik oluşumları kendilerine has alıcılar sayesinde değişik şekilde görüntüleme özelliği gösterirler. Örneğin, konvansiyonel radyografide bir cismin görüntülenmesi X ışınını absorbe etmesi sonucu ortaya çıkan kontrasta bağlıdır. Bu görüntüleme

tekniki ile cismin ayrı bölgelerden farklı absorpsiyonlar göstermesi ile yapısal veya anatomik değişiklikler ortaya çıkar. Halbuki hastalıklar kendilerine has anatomik değişikliklerle seyretmezler. Değişimler ancak bazı biyokimyasal süreçler sonrasında fiziksel semptomlar geliştiğinde farkedilebilir. **Fonksiyonel görüntüleme** de denilen **radyonüklit görüntüleme tekniğinde** ise biyokimyasal değişiklikler sonrasında meydana gelen fizyolojik farklılıkları gözlememiz mümkündür.

Radyonüklit görüntüleme; radyoaktif atom veya moleküllerin organizmada yapılarının değişmemesi sonucu radyoaktif elementlerin takip edilmesi esasına dayanır. Radyoaktif tarayıcılar in vivo ortamda doku fonksiyonlarının ölçülmesi ve bu sayede hastalığın erken dönemde vücutta ortaya çıkardığı kimyasal değişimleri tespit eder. Bu yöntemde kullanılan radyoaktif materyal hücrelerin ölümüne sebep olacak miktarın altındadır. İnvaziv bir yöntem olan bu görüntüleme tekniğinde alınan radyasyon venöz dolaşıma verilen radyonüklitten kaynaklanmaktadır. Bu metodla vücuda verilen radyasyon miktarının bir yılda kişinin maruz kaldığı doğal radyasyon dozunun üçte biri olduğu rapor edilmiştir.

Nükleer tıpta kullanılan **PET**, **SPECT**, **lenfosintigrafi/santral lenf nodu biyopsisi** gibi teknikler çok önemli diagnostik avantajlar ortaya çıkarmıştır. Ancak ağız ve diş sağlığı açısından nükleer tıp çalışmaları çok yaygın değildir.

Radyonüklit görüntüleme; çene kemiğine ait tümörler ve metastazların incelenmesinde, osteomyelit, travma, kırıklar, artrit, sinirlere gelen bası sonucu oluşan açıklanamayan ağrı tanısında, tükürük bezlerine ait patolojilerin incelenmesinde, kemik içi implantların, maksillofasiyal protezlerin ve greftlerin takibi açısından dişhekimliğinde kullanılabilirler. **BT** ve **MRG** yumuşak ve sert dokular hakkında yüksek kalitede statik görüntüler sağlamalarına rağmen bu görüntüleme teknikleri hastalığın seyri açısından çok az bilgi verebilir. Diğer taraftan nükleer tıpta kullanılan metodlar dokulardaki anormallikleri erken evrelerde, morfolojik değişim gerçekleşmeden tespit edebilme yeteneğine sahiptirler.

Nükleer tıbbın temeli aslında çok basittir. Hastaya enjekte edilen radyoizotopların belirli bir bekleme süresi sonrasında özel kameralarla radyoaktivitenin tutulumunun olduğu bölgelerde tespit edilmesi ve bunun sonucunda görüntülerin elde edilmesidir.

1. PET (POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY)

Son yıllarda giderek daha fazla kullanım alanı bulan nükleer tıp yöntemlerinin geliştirilmesinde onkolojik çalışmaların önemi büyüktür. PET görüntüleme kardiyovasküler, nörolojik, psikiyatrik ve onkolojik tanı açısından son derece değerlidir. Nükleer onkolojik yöntemler kanser hastalarında özellikle evrelemede ve tedaviye yanıtı belirlemede rol oynayarak klinisyene hasta takibi ve tedavi planlaması konusunda ışık tutmaktadır. Tümör görüntülemede temel hedef tedavi öncesinde ve tedavi sırasında lokal ya da uzak metastazların belirlenmesi, uygun tedavinin planlanması, tedavi sonrasında yapılan çalışmalarla da tedavi yanıtının değerlendirilmesi ile rekürrenslerin erken dönemde tanınması esasına dayanır. Bu açıdan günümüzde nükleer tıp yöntemlerinin kanser hastalarının değerlendirilmesinde önemli bir rolü vardır.

Pozitron yayılım tomografi ya da kısa adıyla **PET** (Şekil-10), nükleer tıp alanında son 10 yıl içindeki en önemli gelişme olarak değerlendirilmektedir. PET yöntemi ile vücuda zarar vermeden organların biyolojik ve metabolik işlevleri incelenebilmektedir. PET uygulamalarının % 75'ini kanser vakaları oluşturmaktadır. Kanser vakalarında, vücutta yapısal değişiklikler oluşmadan önce biyolojik ve metabolik değişiklikler olması nedeni ile, PET görüntüleme cihazı (Şekil-19) ile daha erken tanı konulabilmektedir. Kanserin hangi evrede olduğunu belirleyerek tedavinin planlanmasına ciddi katkı sağlanmaktadır.



Şekil-10: PET görüntüleme cihazı.

Günümüzde, kanser hastalıklarının ve kalp hastalıklarının tanısında en çok kullanılan radyoaktif madde **flor 18** adı verilen radyoaktif materyal ile işaretli şeker olup **florodeoksiglikoz (FDG)** olarak bilinmektedir. Bu materyalin vücutta davranışı normal, yani radyoaktif olmayan glikoz ile aynıdır. Radyoaktif olmayan glikozun vücutta hücrelerin temel besin maddesi olduğu ve kalp kası hücresi, beyin hücreleri gibi çok çalışan hücrelerin de glikozu çok daha fazla aldığı, tuttuğu bilinmektedir. Glikozu çok kullanan bir diğer hücre grubu da kanser hücreleridir. Kanser hücrelerinde kanserin kötü huyluluk derecesi arttıkça glikoz kullanımı da artar. Böylece verilen radyoaktif glikoz, normal hücre grupları dışında kanser hücreleri tarafından da çok yoğun bir biçimde tutulmaktadır ve uygun görüntüleme teknikleri kullanılarak vücudun herhangi bir yerindeki kanser dokusu kolaylıkla ayırt edilebilmektedir. FDG birikimi PET kamerasıyla tespit edilir. PET in-vivo olarak moleküler düzeyde biyokimyasal ve fizyolojik değişikliklerin görüntülenmesine imkan veren değerli bir görüntüleme yöntemidir.

Amerika Birleşik Devletleri'nin en büyük sigorta şirketi olan Medicare, 2 yıl süren bir araştırma sonucunda, eğer akciğer kanserlerinde tanı ve tedavinin yönlendirilmesinde PET kullanılırsa yıllık 2 milyar dolar tasarruf edileceğini belirlemiştir. Amerikan Klinik Kanser dergisinin Mayıs 2001 sayısında yayımlanan bir makalede ise, PET uygulamasının hastanın tedavi protokolünü değiştirme oranı, yani PET uygulanan kanser hastalarının yüzde kaçında tedaviyi değiştirdiği saptanmıştır. Bu oranın % 45 - 70 arasında değiştiğini, ortalama olarak uygulamanın yapıldığı % 50 hastada tedaviyi değiştirdiği ve hastaya yapılacak müdahalede farklı yaklaşıma neden olduğu ifade edilmiştir.

PET'in baş ve boyun kanserlerinde çok fazla klinik kullanımı vardır. Onkolojide PET temel olarak tümörlerin lokalizasyonu, benign/malign ayırıcı tanısının yapılması, tedavi sonrasında tümör viabilitesinin belirlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. BT ve MRG tümörün morfolojik özelliklerini çok detaylı bir biçimde belirleyebilmelerine rağmen tümör canlılığının değerlendirilmesinde yetersiz kalmaktadır. PET ile tümörlerin kanlanması, glukoz metabolizması, protein metabolizması, oksijen konsantrasyonu, nükleik asit metabolizması, reseptör konsantrasyonu ve tümörlerde sitotoksik ajanların dağılımı da gösterilebilir. Yüksek kalitede görüntü elde edebilmenin yanısıra kantitatif değerlendirme de yapılabilmesi PET'in hem klinik hem

de araştırma amaçlı kullanımını arttırmıştır. PET görüntüleme oral skuamöz hücreli karsinomada boyun yayılımının incelenmesi veya palpabl adenopatinin olmadığı boyun değerlendirmesine de yardımcı olur. Tükürük bezi neoplazmlarında operasyon öncesi değerlendirmede de PET kullanılır.

Temel prensip olarak PET radyoaktif ajanların bölgesel konsantrasyonlarını ölçer. Bu bilgiden faydalanılarak bazı fizyolojik parametreler kolaylıkla hesaplanabilir. Günümüzde F-18 işaretli florodeoksiglukoz (FDG) en sık kullanılan PET ajanıdır. FDG ekzojen glukoz kullanımının bir göstergesi olan glukoz analogudur. Glukoz ile aynı transport sistemini kullanarak tümör hücrelerine girer ve yine glukoz gibi hücre içinde hekzokinaz enzimi tarafından fosforillenerek FDG-6-fosfat'a dönüşür. FDG-6-fosfat glikolitik yolda daha fazla metabolize edilemez ve hücre dışına da çıkamaz. Bu durum glikolitik aktivitenin fazla olduğu tümör hücrelerinde görüldüğü gibi normal miyokard ve beyin hücrelerinde de görülür. FDG glukoz taşınması ve fosforilasyonu açısından glukozla rekabete giren bir substrat olduğundan tümör dokusundaki FDG tutulumu tümörün glukoz metabolizmasıyla paralellik gösterir. FDG tutulumu görsel olarak değerlendirilebildiği gibi aynı zamanda tutulum oranı kantitatif olarak da belirlenebilir. Genel olarak tümör grade'i arttıkça FDG tutulum oranı da artar. Çünkü çoğu tümör hücresinde glikolitik aktivite fazladır. Özellikle beyin tümörlerinde FDG tutulum oranı ile histolojik grade arasındaki ilişki ayrıntılı bir biçimde gösterilmiştir.

Baş-boyun tümörlerinde ve lenfomalardaki FDG tutulumu biyopsi örneklerindeki proliferatif hücre yüzdesi ile korelasyon gösterir. Bu korelasyon akım sitometrik çalışmalarla da kanıtlanmıştır.

Görüntüleme teknolojisindeki gelişme ile beraber yüksek kalitede görüntü veren, kısa çekim süreli tüm vücut PET çalışmaları yapmak mümkün hale gelmiştir. Primer ve metastatik tümör görüntülemenin yanısıra yapılan PET çalışmaları ile kemoterapi ve radyoterapi sonrası çok erken dönemde lezyon boyutunda küçülme olmadan önce tümörün tedaviye cevabı biyokimyasal ve fizyolojik parametrelerle saptanabilir.

Kalp hastalıkları PET'in en sık kullanıldığı alanlardandır. Bir koroner arter hastasının ameliyat edilip edilmeyeceğine karar verilirken PET'ten yararlanılmaktadır. Bu cihazla kalp krizi geçiren bir hastada kalp kasının hücrelerinin canlı olup

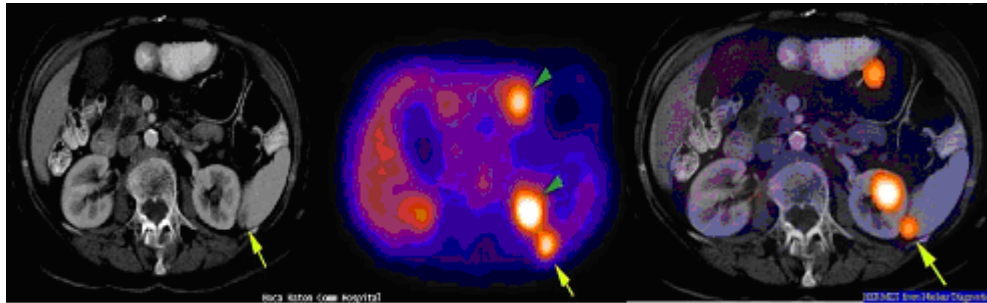
olmadığının saptanması mümkün olabilmektedir ve gereksiz bir by-pass ameliyatı engellenebilmektedir.

PET'le yapılan uygulamaların %10'luk bölümünü de **beyin hastalıkları** oluşturmaktadır. En önemli bunama nedeni olarak bilinen **Alzheimer hastalığına** PET'le tanı konulabilmektedir. **Epilepsi** tedavisinde de PET'le yapılan incelemelerden yararlanılmaktadır.

PET bazen yanlış pozitif sonuçlar da verebilir. FDG yeni granülasyon dokusu, inflamasyon sahaları ve iyileşmekte olan yara dokusu gibi neoplastik olmayan dokularda da toplanabilir. Oral skuamöz hücreli karsinomada radyoterapinin ardından iki, üç ay sonra yanlış pozitif sonuçlar gözlenebilir. Tüberküloz ve sarkoidozis gibi durumlarda da yanlış değerlendirmeler alınabilir.

PET yönteminin diğer nükleer tıp yöntemlerinden farkı, gama ışını yayan radyoaktif maddelerin bir kısmı hariç hiçbiri vücuttaki moleküller içerisinde bulunmaz. Halbuki pozitron yayan radyoaktif maddelerin hemen tümü vücut içindeki moleküllerde yer alan atomların radyoaktif tipleridir. Karbon, oksijen, azot, flor gibi atomlar vücut içinde doğal olarak bulunurlar. Teorik olarak, işaretlenebilecek ve kullanılacak radyoaktif molekül çeşidi, vücuttaki molekül çeşidi kadar olabilmektedir.

Günümüzde lezyonların anatomik lokalizasyonunun daha doğru bir şekilde yapılabilmesi amacıyla fonksiyonel PET görüntüleri anatomik BT/MRG görüntüleri ile birleştirilerek **füzyon görüntüleme** çalışmaları da yapılmaktadır (Şekil-11).



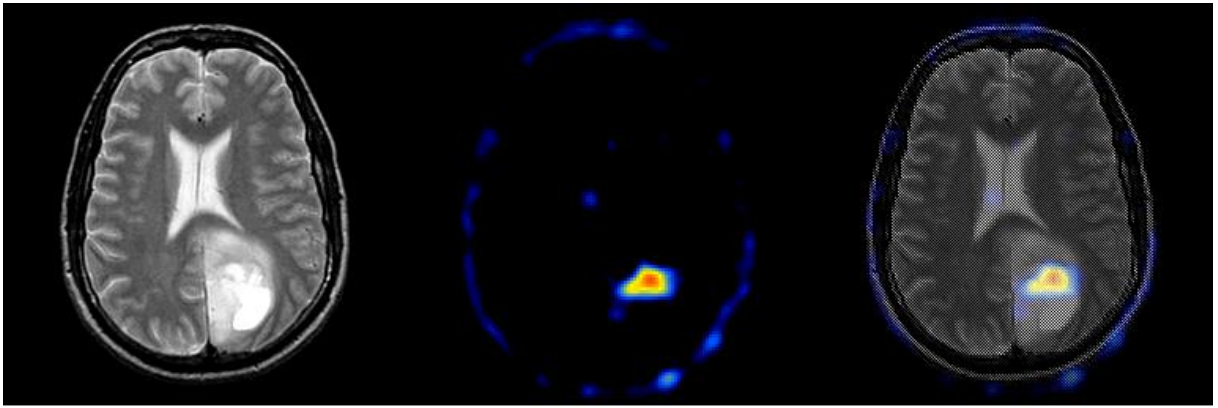
Şekil-11: BT ve PET görüntülerinin birbiri üzerine bindirilerek lezyonun tam olarak lokalizasyonunun belirlenmesi, füzyon görüntüleme (14).

2. SPECT (SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY)

Single photon emission computed tomography (SPECT), PET benzeri bir tekniktir. Ancak SPECT'te kullanılan radyoaktif maddelerden olan Xenon-133, Tecnetium-99 ve Lodine-123 PET'te kullanılan radyoaktif elementlerden daha uzun yarılanma ömrüne sahiptirler ve çift yerine tek gama ışını yayarlar. Hastaya verilen radyofarmasötüğün yaydığı ışınların gama kamera ile bir çok değişik açıdan deteksiyonu ile tomografik görüntüleri oluşturulur (Şekil-12). İnceleme türüne uygun kolimatör ile donatılmış döner detektörlü gama kamera ile vücudun çevresinde 180-360° boyunca, 3-5°'lik açıyla statik görüntüler alınır. Hastadan gelen veriler bilgisayar tarafından kaydedilerek aksiyal, sagittal ve koronal görüntü kesitleri oluşturulur. SPECT, kanlanma ve radyoaktif maddelerin vücuttaki tutulumları hakkında önemli bilgiler verir. Perfüzyon çalışması; koroner arter hastalığının tanısında, diğer kansız yöntemlerle tanıda şüphe edildiğinde, koroner by-pass ve balon anjiyoplasti gibi tedavilerden hastaların yarar görüp göremeyeceklerinin saptanması ve koroner arter hastalığı olan hastalarda prognozun belirlenmesinde ve takibinde kullanılır. Thallium-201 ve Tc-99m bileşikleri gibi radyoaktif maddeler kullanılarak hasta aç karnına iken yapılan bu test iki aşamalı olarak; stress ve istirahatte tomografik görüntüler alınarak yapılır. Stress ya egzersiz testi ile ya da farmakolojik olarak yapılır. Tl-201 ile yapılan testte ilk görüntüler alınmadan önce yükleme yapılır ve hemen sonrasında görüntüler alınır. İkinci görüntüleme bundan 2,5-4 saat sonra alınır. Tc-99m ile yapılan testte ise ilk görüntü radyoaktif madde verildikten 45 dakika sonra alınır. 2,5-3 saat sonra yükleme yapılarak madde yine verilir ve 45 dakika sonra yine görüntüleme yapılır. SPECT görüntüleri PET görüntülerine oranla daha az hassas ve daha az detaylı olmakla birlikte maliyeti daha düşüktür. Lezyonların lokalizasyonlarının belirlenmesinde aynı PET'te olduğu gibi MRG ve BT ile karşılaştırma yapılarak füzyon görüntüleri elde edilebilir. (Şekil-13).



Şekil-12: SPECT görüntüleme tekniğiyle elde edilen görüntü.

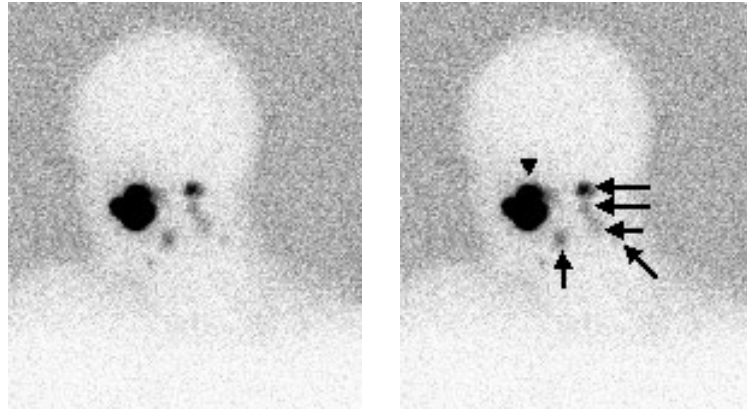


Şekil-13: Beyin tümörünün MRG ve SPECT görüntüleriyle lokalizasyonunun gösterilmesi (13).

3. LENFOSİNTİGRAFI

Dışhekimliğinde kullanılan tanı yöntemlerinden biri de sintigrafidir. Bu radyolojik sistemin temel prensibi intravenöz yolla verilen radyoaktif maddenin vücut dokularında tutulumunun Gamma kameraları altında değerlendirilmesidir. İntravenöz verilen radyoaktif madde hipervasküler dokularda daha çok tutunduğu için uygulanan sintigrafi işlemlerinde normal anatomik yapı görüntüsünden daha koyu bir görünüm vermektedir. Kanlanması daha az olan dokularda ise daha açık bir görünüm elde edilir. Lenfosintigrafi, baş-boyun kanserlerinde özellikle de oral skuamöz hücreli karsinoma olgularında klinik araştırmalarda değerli sonuçlar veren bir yöntemdir. Lenfosintigrafi genellikle göğüs kanserinin ve malign melanomun derecelendirilmesi ve tedavisinde rutin olarak kullanılır (Şekil-23). Technetium 99m sülfür-kolloid neoplastik lezyon çevresine 4-6 noktadan subkutan enjekte edilir ve bu radyoaktif kolloidin lenfatik kanallar vasıtasıyla **sentinel nod** denen ilk kademe lenf

nodu drenajı ve haritalandırılması çıkarılır. Lenfatik yayılım ve sentinel nod gama kamerası vasıtasıyla görüntülenir. Bir-iki saat sonra cerrah elindeki gama sayacıyla nodu lokalize eder ve ortadan kaldırır. Sentinel nod metastatik bir hastalık açısından değerlendirilir. Eğer sentinel nodda hastalık yoksa gerisinde kalan nodlarda da hastalık yoktur. Diğer taraftan eğer sentinel nodda hastalık tespit edilmişse gerisinde kalan bütün nodlar temizlenmelidir.



Şekil-13: Malign melanomun lenfosintigrafide görüntüsü.

4. KEMİK TARAMA (BONE SCAN-KEMİK SİNTİGRAFİSİ)

Kemik tarama nükleer tıpta sıklıkla kullanılan uygulamalardan biridir (Şekil-21). Kemik taramaları osteomyelitin bağ dokusu iltihaplarından ayrımının yapılması, primer ve metastatik malign hastalıkların tespitinde kullanılır. Bunların yanısıra kemik greftlerinin kanlanmasıyla ilgili bilgi sahibi olmak, fibröz displazi, Paget hastalığı, osteoartrit ve romatoid artrit gibi çeşitli metabolik kemik hastalıklarının tanısına yardımcı olmak amacıyla kullanılırlar. Standart radyografların kemikte oluşan %35-50 oranındaki mineral kaybını görüntülediği, kemik taramanın ise %10-15 mineral kaybını gösterebildiği bilinmektedir.

Kemik taramalarında radyofarmasotik olarak Tcnetium 99-metilen difosfanat kullanılır. Yarı ömrü 6 saat ve total radyasyon dozu 0,3 rad olan bu radyofarmasotikte bulunan difosfonat molekülü osteoblastik aktivitenin ve vaskülaritenin arttığı

bölgelerde tutunur. Osteoblastların metabolik aktivitesi, kalsiyum fosfatı ossifikasyon süreci boyunca üzerinde taşır. Normal bir kemik taraması orta hat çevresinde uniform radyofarmasotik tutulum göstermelidir. Genellikle eklem kenarlarında ve vertebral bölgelerde artmış bir tutulum gözlenir.



Şekil-14: Tüm vücut kemik sintigrafisi.

Üç fazlı kemik taraması osteomyelit ve selülit ayırtetmek isteyen hekim için tanı koyucu bilgi sağlamaktadır. Radyonüklit verilirken üç dönemde görüntüleme yapılır. Birincisi enjeksiyon sırasında ilaç verilirken, diğeri enjeksiyonu takiben 5 dakika sonra, üçüncüsü enjeksiyon sonrası 24. saatte kemiklerdeki tutulumu tespit etmek için uygulanır. Eğer ilk iki safhada tutulum görülüp 24 saat sonrasında görülüyorsa patolojinin osteomyelit olmadığı, üçüncü faz sonrasında tutulum gözleniyorsa osteomyelit olduğu düşünülebilir.

Benign ve malign kemik tümörlerinde de kemiğe metastaz yapmış metastatik lezyonlarda Tecnetium 99 tutulumunun arttığı görülür. Ancak bir fraktür varlığı, neoplastik lezyon veya inflamasyonlu bir lezyon varlığında da aynı görüntü alınabileceği için çok spesifik değildir. Metastatik kemik lezyonlarında genellikle tümörün primer yerleştiği yerler akciğerler, göğüs, prostat, tiroid ve böbreklerdir. Fibröz displazi ve paget hastalığı gibi metabolik hastalıklarda artmış aktivite tutulumu taramalarda gözlenebilir.

Temporomandibuler eklemin enflamasyonlu durumlarında aktivite tutulumunun artışı kondiler hiperplazideki gibidir. Bu sebeple hekim hasta hikayesini, muayenesini, laboratuvar verilerini ve radyolojik verileri çok dikkatli değerlendirmelidir.

Kemik taramalarında olağan durumlarda da tutulum artabilir. Örneğin aktif periodontal hastalıklarda mandibuler veya maksiller alveoler proçeste radyofarmasotik tutulumun arttığı görülür. Servikal omurlarda görülebilecek artış artrit yüzünden olabilir. Büyüme dönemindeki çocuklarda epifizde yoğun bir tutulum vardır. Bu nükleer tıp uygulamasında yumuşak doku aktiviteside bazen gözlenebilir. Baş ve boyun bölgesinde yumuşak dokuda gözlenebilecek tutulumlar beslenme bozukluğuna bağlı (distrofik) kalsifikasyonlar, kronik enflamasyonlu durumlar, infarktlar, hiperparatiroidizm, hematomlar ve böbrek yetmezliğinden kaynaklanabilir. Böbrek ve mesanedeki tutulum oldukça tipiktir.

Kemik taraması üç boyutlu görüntü verebilen SPECT ile de kullanılabilir. Bu sayede kemik patolojileri daha kesin ve tam lokalize olarak tespit edilebilir. SPECT görüntüleri farklı açılarda görüntü sağlayarak bilgisayarda şekillendirilebilir. Temporomandibuler eklem patolojilerinin erken dönemde tespit edilmesinde SPECT kullanılabilir.

5. DIŞ HEKİMLİĞİNDE ULTRASONOGRAFİ

Ultrasonografi (ultrasonik görüntüleme), tıbbi görüntüleme alanında kullanılan, vücut içindeki yapıların yüksek frekanslı ses dalgalarıyla görüntülenmesini sağlayan bir tekniktir. Ultrasonografi, bir transdüser adı verilen bir cihaz aracılığıyla ses dalgalarının gönderilmesi ve yansıyan ses dalgalarının alınması prensibine dayanır. Bu ses dalgaları, insan kulağının duyamayacağı yüksek frekansta olduğu için "ultrasonik" olarak adlandırılır.

Ultrasonografi cihazları, vücut yüzeyine yerleştirilen veya vücut içine yerleştirilen transdüserler aracılığıyla ses dalgalarını gönderir. Bu dalgalar, vücut içindeki dokulara çarpar ve yansır. Yansıyan ses dalgaları transdüser tarafından alınır ve bilgisayar tarafından işlenerek vücut içindeki yapıların görüntüleri oluşturulur. Bu görüntüler, gerçek zamanlı olarak ekrana yansıtılır ve canlı olarak izlenebilir.

Ultrasonografi, vücut içindeki birçok yapıyı görüntüleme yeteneğine sahiptir. Bunlar arasında organlar (karaciğer, böbrekler, kalp vb.), kaslar, eklemler, damarlar, lenf nodları, tiroid bezi, gebelik izlemi için uterus ve fetus gibi birçok yapı bulunur. Ayrıca, ultrasonografi rehberliğinde biyopsi gibi invaziv işlemler de gerçekleştirilebilir.

Ultrasonografinin birçok avantajı vardır. Bunlar arasında radyasyon içermemesi (diğer görüntüleme tekniklerine göre), gerçek zamanlı görüntüleme sağlaması, taşınabilir olması, göreceli olarak düşük maliyetli olması, hastaya minimum rahatsızlık vermesi ve invaziv olmaması sayılabilir. Bu özellikler, ultrasonografinin birçok klinik senaryoda tercih edilmesini sağlar.

Ultrasonografi, ses dalgalarının vücut içindeki dokular tarafından yansıtılması prensibine dayanır. Bu ses dalgaları, genellikle 2 ila 18 megahertz (MHz) arasında değişen frekanslara sahiptir. Daha yüksek frekanslar, daha yüksek çözünürlüklü görüntüler sağlar ancak daha derine penetre olamazken, daha düşük frekanslar daha derine penetre olabilir ancak daha düşük çözünürlük sunar.

Ultrasonografi cihazları, bir transdüser adı verilen bir cihaz aracılığıyla ses dalgalarını üretir ve alır. Transdüser, piezoelektrik kristallerden yapılmıştır ve elektrik akımı uygulandığında titreşir, bu da ses dalgalarının üretilmesine ve alınmasına neden olur. Transdüser, vücut yüzeyine yerleştirilen veya vücut içine yerleştirilen bir jel aracılığıyla vücut ile temas eder.

Ses dalgaları, vücut içindeki dokulara çarptığında kısmen yansır, kısmen emilir ve kısmen geçer. Yansıyan ses dalgaları transdüser tarafından alınır ve bir bilgisayar tarafından işlenir. Bu işlem, yansıyan ses dalgalarının yoğunluğuna ve süresine dayanarak farklı dokuların yerini ve özelliklerini belirler. Bu bilgiler, bilgisayar tarafından bir görüntüye dönüştürülerek ekrana yansıtılır.

Ultrasonografi cihazları, genellikle gerçek zamanlı (real-time) görüntüleme sağlar. Bu, transdüserin sürekli olarak ses dalgaları göndermesi ve alması, bu bilgilerin hızlı bir şekilde işlenmesi ve ekrana yansıtılması anlamına gelir. Bu, ultrasonografi sırasında canlı olarak hareket eden dokuların ve organların görüntülenmesini sağlar.

Ultrasonografi cihazları, çeşitli ayarlar ve modlarla donatılmıştır. Bunlar arasında görüntüleme derinliği, odak uzaklığı, gain ayarı, zoom, renkli doppler, power doppler gibi özellikler bulunur. Bu ayarlar, görüntü kalitesini iyileştirmek ve belirli klinik senaryolara uygun olarak ayarlamak için kullanılır.

1.1. Ultrasonografi Temelleri

Ultrasonografi (ABD), ultrasonun fiziksel özelliklerini kullanarak gerçekleştirilir, yani 20 000 Hz (20 kHz) üzerindeki frekansla akustiksel dalgalar. Sağlıklı bir bireyin normal insan işitme aralığı 16Hz ile 20kHz arasında. Bu nedenle ultrason dalgaları, sesin insan algısının eşiğinden daha yüksek frekanslı tüm akustik dalgalardır. Klinik pratikte, 2 ila 30 MHz frekanslı ses dalgaları hastanın vücudunda yayılır. X-ışınları gibi elektromanyetik radyasyondan farklı olarak, ultrason dalgaları yayılma için deformasyona uğrayan bir elastik ortam gerektirir. Osilasyon iletildiğinde, enerji aktarımı gerçekleşir.

Ultrasonun kaynağı, genellikle barium titanaat veya kalın zirkonatdan oluşan piezoelektrik elementleri içeren bir transducer olarak da adlandırılan bir sondur. Bu kristaller veya seramik elemanlar özel özelliklere sahiptir, yani elektrik akımı piezoelektrik elemanına uygulanırken, kontrat eder ve aynı zamanda bir akustik dalga yayar. Akım basınç kuvvetine oranlıdır. Ultrason dalgalarının yön ve odak derinliğinin değişikliği fazlı array teknikleri kullanılarak ayarlanır. Piezoelektrik kristal uzatıldığında, voltaj tersine döner.

Üretilen ultrason dalgası insan vücuduna girer ve incelenen dokulardan verilen nesnenin yansıttığı dalgaların mekanik dalgalanmaları olarak geri döner. Dalga piezoelektrik elementine döndüğünde, elektrik akışını üreten akustik sinyallerin alıcısı olarak görev yapar. Açıkçası, akustiksel dalgaların geri dönüşüyle meydana gelen akımın özellikleri başlangıçtan farklıdır.

Akustik dalgalar hız, dalga uzunluğu, frekans ve yoğunluk ile karakterize edilir. Hız, frekansın (Hertz'de) ve dalga uzunluğunun çoğaltılmasının ürünü ile eşittir (in meters). İnsan vücudundaki ultrason dalgalarının hızı 1540 m/s olarak tahmin ediliyor. Bu, dokulardaki ortalama bir hız değeri, suyun içinde yayılan bir akustik dalgaya benzer. Yumuşak dokularda ve sıvılarda ultrasonun iletimi uzunluk dalgaları şeklinde gerçekleşir, yani dalga yayılma yönü ortamın taşınma yönünden aynı veya tersdir. Kemiklerde uzunluk dalga yayımı çapraz dalgalara eşlik eder. Akustik dalganın hızı, yayıldığı ortam için karakteristiktir. Bu nedenle doku arayüzlerini geçirirken sadece dalga uzunluğu değişir ve kaynak tarafından belirlenen frekans etkilenmez.

Ultrason ışınının yoğunluğu muayene aralığını etkiler, yani görüntülemenin hâlâ yapılabileceği derinliği. Yoğunluk, dalga yayılma yönüne doğru açıda alan birimi başına bir saniyede bir dalga tarafından iletilen enerji miktarını belirler.

Piezoelektrik kristal tarafından üretilen ultrason alanı iki bölüme ayrılır – yakın alan ve uzak alan. Yakın alanlarda, ışın genişliği sabittir ve ışın şekli bir silindirle benzerken, uzak alanlarda ışın farklılık gösterir. Yakın alanlarda ultrason alanının yapısı, piezoelektrik elementin farklı bölümleri tarafından yayılan küresel kısmi dalgaların aşınması ve müdahalesinden dolayı homojen değildir. Yakın alanın büyüklüğü daha büyük propda artar, aynı zamanda sondal frekansla birlikte artar.

Hastanın dokusu homojen olmadığı için, ultrason farklı doku arayüzleri ve çeşitli iç yapılarla karşılaşır. (fluid collections, calcifications, gas bubbles, discontinuities in tissues). Dokuların direnci çeşitlidir ve yumuşak dokular için değerleri suya benzerdir. Akustik impedans açısından farklı bölgelerle olan etkileşimler, yayılan orijinal ultrason dalgasıyla karşılaştırıldığında geri dönen dalgaların özelliklerinde değişikliklere yol açar. Araştırılan nesnelere içinde, optikte uygulananlara benzer fiziksel fenomenler meydana gelir. Bu fenomenler, termal enerjinin serbest bırakılmasıyla yansıma, yönlendirme, yırtma, dağılım ve emilimi içerir. Güçlü yansımalar, yumuşak doku ile kemik arasındaki arayüzler ve yumuşak doku ve hava arasındaki bağlantılar gibi impedansiyel olarak çok farklı alanlar görüntülendiğinde meydana gelir. Yansıma, akustik dalganın ortaya çıkış açısına bağlıdır – incelenen nesneye doğru açıda çarpıldığında, yansıma güçlü olur. Aksine, daha düşük açı, kısmi yansımaya ve daha az yansıma sonda geri dönmesine yol açar. Yayılma ve emilme sonucunda ultrason dalgalarının azalma meydana gelir, bu da bir akustik dalganın penetrasyon derinliğini azaltır. Yayılma dokuların iç imajının yaratılmasından sorumludur ve daha kaba yüzeyler daha fazla yayılma üretir. Görüntülenen nesnenin iki bölgesinde akustik dalgaların hızı farklılıkları durumunda kırılma gözlemlenir.

Alıcı olarak hareket eden dönüştürücünün piezoelektrik elementleri tarafından algılanan akustik dalganın parçası, ekranda gerçek zamanlı olarak iki boyutlu siyah-beyaz bir resim (B-mod – parlaklık modu) olarak sunulan elektrik sinyali yaratır. Ekran görüntüsündeki her pikselin parlaklığı echo'nun genişliğine bağlıdır. Ses hızı sabit olduğu ve dalganın ileri ve geri seyahati için gereken süre olduğu düşünüldüğünde, dalga yansıması meydana geldiği dokuların derinliğini hesaplamak mümkündür. Bu

şekilde ekranın son görüntüsü deniz tabanının sonar haritası ile karşılaştırılabilir, burada sondaya daha yakın olan yapılar (yani deri ya da mukoza yüzeyi) ekranın üstünde görsel olarak görülebilir, ve daha derin tarama dokularında bulunanlar, sonda'dan daha uzakta ekranın alt kısmına doğru yer alır.

B-dönüşümde, sözde echogenicity değerlendirilir. Güçlü sesler üreten bir bölge hiperechoik olarak adlandırılır diğer taraftan iç sesleri olmayan bölgeler ise anechoik denir. Hypoechoic lezyonlar çevredeki yapılardan daha düşük echogenicite ile karakterize edilirken, aynı veya karşılaştırılabilir echogenics alanları isoechoik olarak adlandırılır. Post-akustik gölgelendirme, ultrason ışınının örneğin kondil gibi bir yapının dış yüzeyinden tamamen yansıdığına veya kalcifikasyon gibi çok yoğun bir hasar olduğunda meydana gelir. Ultrason ışınları, bir kist gibi çok düşük yoğunluklu bir lezyonla seyahat ederken, sıvı içeriği ultrasonu yansıtmaz, dolayısıyla ışınların daha büyük bir kısmı sıvının toplamının altında bulunan dokulara ulaşır ve lezyonun arkasında daha fazla echo oluşturulur. Bu görünüm post-akustiksel iyileştirme olarak adlandırılır A-mode (amplitüde modu) B-modu'dan daha basittir, çünkü iki boyutlu bir çapraz bölüm üzerinde echo'ların dağılımını göstermez, fakat onları derinlik fonksiyonu olarak zamanla karşılaştırıldığında pike'lerin çizilmiş amplitüsü olarak sunar. Bu tür bir sunumda, prob cildin yüzeyine yerleştirilir ve muayene sırasında hareket edilmez. Bu nedenle sadece hareketli nesnelere echo amplitüsleri şeklinde görüntüler üretecektir. Bu mod, gözün farklı kısımları arasındaki mesafeyi tahmin etmek için oftalmolojide kullanılır.

M-modunda (motion mode, Time-Motion mode olarak da adlandırılır) sunu da sabittir ve sadece tek seçilen bir ultrason hattı yayılır ve alınır. Tüm ABD yansıtıcı nesnelere zaman ekseninde boyunca ekran üzerinde görüntülenir. Bu tür resimlerde echo'lar piksel olarak gösterilir ve onların parlaklığı echo genişliğinin büyüklüğüne karşılık gelir. Bu modda çok yüksek örnekleme oranı çok hızlı hareketlerin tespiti ve ölçümünü sağladığı için avantajlıdır. M-mod çoğunlukla kardiyolojide kullanılır.

Tıbbi Harmonik Görüntüleme (THI), incelenen dokularda ultrasonun non-lineer yayılma özelliklerine dayanmaktadır. Ultrason dalgasının şekli dalga yayılma hızının eşitsizliğinden dolayı bozulur – yani dalganın yüksek basınçlı kısmının daha hızlı olması ve ışının düşük basınçlı kısmının yavaş olması. Dalganın şeklindeki farklılık, sıklığın çoğaldığı – ya temel ya da iletilen – yani doku harmoniklerini üretir. Sonraki

harmonikler azalmış amplitüden karakterize edilir, bu nedenle sadece ikinci harmonik bir görüntü oluşturmak için yeterlidir. THI tekniği, sinyal ile gürültü oranını artırır, reverberasyonlardan gelen eserleri azaltır ve hem aksenel hem de yan çözünürlükte artar.

US elastografisi, dokuların sertliğinin dış basınç şeklinde dokular içinde yayılan sesli bir impuls emisyonu gibi dış bir uyarı uygulandığında şekli değişikliğinin analizine dayanarak değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Renkli bir harita, daha yüksek ve daha düşük sertlikte alanları niteliksel bir şekilde temsil eder. Bazı makinelerinde, Young'un modüllerinin kilopascal değerleri şeklinde ölçüm yapılabilir. Tekniğin kullanışlılığı, örneğin meme hasarları, tiroid düğümleri ve muskuloskeletal uygulama için zaten kanıtlanmıştır ve kasılma bezleri, limf düğümü, masaj kasları, palatal tümörler, dil kanseri ve TMJ diski de dahil olmak üzere, maxillofacial bölgede araştırılmaktadır.

1.2. Ultrason problemleri

Piyasada gelişmiş makinelerden taşınabilir makinelere kadar çok çeşitli ultrason cihazları mevcuttur. Ancak, bir ultrason cihazının uygulanabilirliği uygulanan propa da bağlıdır. Daha önce de belirtildiği gibi, baş ve boynuz uygulamalarında tipik olarak 2 ila 30 MHz frekanslı dalgalar kullanılır. Frekans ne kadar yüksekse, çözünürlük o kadar yüksek olur, fakat aynı zamanda penetrasyon derinliği azalıyor. Penetrasyon derinliği, görüntü gürültüsü olmadan hâlâ görsel olarak görülebilecek dokularla prob arasındaki en yüksek mesafedir. Bu, en yüksek frekanslı dönüştürücülerin sadece çok yüzeysel dokular için kullanılabileceğini açıklıyor. Diğer yandan, çoğunlukla daha yüksek frekanslı prop daha düşük frekans transducer'lerden daha yüksek uzay çözünürlüğü sağlar. Çözünürlük, bir resimde ayrı olarak farkedilebilecek iki nesne arasındaki en küçük mesafe. Akustik dalga yönünde çözünürlük (aksiyal çözünürlük) dalga iletme yönündeki çözünürlükten daha yüksektir (lateral resolution). Axial çözünürlük, ultrason ışınının akseninde bulunan iki nokta arasındaki en küçük mesafeyi milimetre olarak ölçer ve ayrı olarak görselleştirilir. Yan çözünürlük, iki nokta arasındaki en küçük mesafe, akustiksel dalgaların kaynağından eşit axial mesafeye yerleştirilmiş ve ayrı ayrı ayırt edilebilir. En yüksek yan çözünürlük ultrason ışınının odak bölgesinde görülür. Axial çözünürlüğünün dalga uzunluğunun 1.5 katına eşit olduğu tahmin ediliyorken, yan çözünürlüğün yaklaşık 7-10 kat daha düşük olduğu

düşünüyor. Kontrast çözünürlüğü, farklı dokuların akustik impedansını ayırt etme yeteneğidir ve muayene edilen nesnelere ultrason ışınının echo amplitudasına ve azalmasına bağlıdır. Tarama sırasında sondanın şekli ve büyüklüğü de önemlidir. Baş ve boynuz uygulaması için en yaygın dönüştürücü, düz yüzeye sahip bir çizgi sondur. Bir çizgi sondadan elde edilen görüntü şekli dikdörtgen olacak, ancak bu şekilde trapez modu kullanılarak genişletilebilir. Konveks prop – bu isim, karışık şekilden alınır – genellikle abdominal US taramalarında kullanılır, ancak bazen baş ve boynuzda, örneğin genişletilmiş tiroid bezinin görüntülenmesi için uygulanabilir. Proplar yüzeydeki temas alanının boyutlarında farklılık gösteriyorlar, bu da “parmak izi” olarak adlandırılıyor. Daha büyük (daha uzun) ayak izi, bir resimde, örneğin parotid bezinin uzunluk boyutunda daha büyük yapılar sergileme yeteneğine yol açacaktır. Öte yandan, daha küçük bir ayak izi olan bir sondak, baş ve boynun eğriliklerine daha iyi uyum sağlar, böylece incelenen alanların yüzeyleriyle sürekli temas halinde kalır. Daha uzun, daha büyük prop yüz anatomisinin eğri bölgelerinin üzerinde “aşırı” kenarlara sahip olacak ve ciltle temas kaybedildiği için orada bir görüntü üretmeyecekler.

Intraoral proplar dilin, ağız zemininin, diş eti hasarlarının, palatal hasarların, masaj kaslarının ve orofarinksin görüntülenmesinde yararlıdır. Özel parmak propu veya parmak uç propu yaygın değil ve çoğunlukla araştırma makalelerinde tanımlanmaktadır. (Salmon and Le Denmat 2011). Ancak, operasyon için bir “hockey çubuğu” veya “T-Type” sondası yerine başarılı bir şekilde uygulanabilir. Çok küçük intraoperatif lineer prop da intraoral uygulamalar için test edilir.

7 MHz'den fazla frekanslı dönüştürücüler, sıklıkla ultrason makinelerinde "küçük parçalar" olarak işaretlenmiş yüzeysel organların incelenmesi için uygundur. Baş ve boynuz uygulamalarında frekanslar genellikle 7 ve 20 MHz aralığındadır. TMJ'nin teşhisinde, nispeten küçük bir "parmak izi" olan yüksek frekanslı (tercihen 12 MHz'den fazla) çizgi proplar uygulanır, çünkü bunlar yüzeysel olarak yer alan bu eklemlerin muayenesinde yeterli olan nispete düşük bir penetrasyon derinliğine sahip yüksek çözünürlüklü görüntüler sunar. 5 MHz'lik bir prob, parotidin derin lobi gibi daha derin yer alan yapıların görüntülenmesinde yararlı olabilir. Öte yandan ultra

yüksek frekanslı ultrason (UHFUS) frekansları 70-100 MHz'den deri ve mukoza görüntülemelerinde uygulanır ve 70 MHz sondası için 30 µm'ye kadar çözünürlük sağlar fakat en fazla 10 mm'lik görüntüleme derinliğine sahiptir. Oropharyngeal dysphagia araştırmaları için bir sektör sondasının uygulanması açıklandı. boyutlu prop, özellikle doğum öncesi teşhis için de kullanılabilir, bu da doğumdan önce maxillofacial doğum anormalleri değerlendirmesinde yararlıdır ve bu da hamile kadının özel bir doğum uzmanlığı merkezine yönlendirilmesine olanak sağlar. 3D resimlerin kaydı, bir operatör tarafından gerçekleştirilen ultrason problemlerinin hareket sırasında elde edilen çoklu taramaların izlenmesine dayanır.

Diş hekimliğinde kullanımı Gelişen teknoloji, tıp alanında tanı ve tedavi yöntemlerinde önemli ilerlemelere yol açmaktadır. Bu ilerlemelerden biri de diş hekimliğinde ultrasonografinin kullanımınıdır. Ultrasonografi, yüksek frekanslı ses dalgalarının kullanılmasıyla vücut içindeki yapıların görüntülenmesini sağlayan bir görüntüleme tekniğidir. Bu teknik, diş hekimliğinde hem tanı hem de tedavi süreçlerinde çeşitli avantajlar sunmaktadır.

Tanı Amaçlı Kullanım:

Periodontal Hastalıkların Değerlendirilmesi: Ultrasonografi, diş eti hastalıklarının (gingivitis ve periodontitis gibi) teşhisi ve değerlendirilmesi için etkili bir araçtır. Diş hekimi, diş eti ceplerinin derinliğini, periodontal kemiğin durumunu ve diğer yapısal değişiklikleri ultrasonografi ile değerlendirerek hastalığın ciddiyetini belirleyebilir.

Kist ve Tümör Tespiti: Ultrasonografi, çene kemiklerindeki kistler, tümörler veya diğer anormalliklerin tespitinde kullanılabilir. Bu, erken tanı ve uygun tedavi planlaması için önemlidir.

Sinüs Hastalıklarının Değerlendirilmesi: Diş hekimleri, sinüs hastalıklarının (sinüzit, sinüzal kistler vb.) varlığını ve ciddiyetini belirlemek için ultrasonografi kullanabilirler. Bu, diş implantasyonu veya diğer cerrahi müdahaleler öncesinde önemli bir adımdır.

Tedavi Amaçlı Kullanım:

Diş Taşı ve Plak Temizliği: Ultrasonik cihazlar, diş yüzeylerindeki plak ve diş taşlarının temizlenmesinde etkili bir şekilde kullanılır. Yüksek frekanslı titreşimler, diş yüzeylerinden ve diş etlerinden plak ve tartarın nazikçe uzaklaştırılmasını sağlar.

Kök Kanal Tedavisi Destekleri: Kök kanal tedavisi sırasında, ultrasonografi kök kanal sistemlerinin temizlenmesi ve şekillendirilmesinde yardımcı olabilir. Bu, enfekte dokuların etkili bir şekilde uzaklaştırılmasını ve kök kanalının daha iyi bir şekilde hazırlanmasını sağlar.

Cerrahi Müdahalelerde Kullanım: Ultrasonik cihazlar, yumuşak dokuların kesilmesi veya şekillendirilmesi gibi cerrahi işlemlerde de etkili bir şekilde kullanılabilir. Bu, daha az invaziv ve daha hassas bir cerrahi müdahale sağlar, aynı zamanda iyileşme sürecini hızlandırabilir.

6. TERMOGRAFI

Termografi, vücuttaki yüzey sıcaklığı farklılıklarını ölçerek ve görselleştirerek çalışan bir tıbbi görüntüleme yöntemidir. Bu yöntem, vücuttaki doku veya organların metabolizma, kan dolaşımı ve inflamasyon gibi farklı fizyolojik süreçler nedeniyle ürettikleri ısıyı tespit eder.

Termografi, bir termal kamara veya termal kamera kullanılarak gerçekleştirilir. Bu kameralar, kızılötesi ışık dalgaboyundaki radyasyonu algılayabilen özel sensörlere sahiptir. Vücuttan yayılan kızılötesi radyasyon, termal kamera tarafından algılanır ve bu veriler bilgisayar yazılımı tarafından işlenir. Sonuç olarak, vücuttaki sıcaklık dağılımını bir renk haritası veya termogram olarak görüntülenir.

Termogramlar, vücut yüzeyindeki sıcaklık farklılıklarını görsel olarak temsil eder. Sıcak bölgeler genellikle kırmızı veya sarı renkte gösterilirken, soğuk bölgeler mavi veya yeşil renkte gösterilir. Bu görüntüler, dokular arasındaki sıcaklık farklılıklarını ve potansiyel anormallikleri belirlemek için kullanılabilir.

Termografi, birçok klinik senaryoda kullanılır. Bunlar arasında meme kanseri taraması, vasküler hastalıkların değerlendirilmesi, romatizmal hastalıkların takibi, termal yaralanmaların değerlendirilmesi, ve ağrı sendromlarının teşhisi yer alır. Özellikle, meme kanseri taramasında termografi, meme dokusundaki anormallikleri erken aşamada tespit etmek için kullanılabilir.

Termografi, radyasyon içermeyen ve invaziv olmayan bir görüntüleme yöntemi olduğu için güvenli kabul edilir. Ancak, termografinin bazı sınırlamaları vardır. Örneğin, dış etkenler (örneğin, çevresel sıcaklık değişiklikleri) termogramı etkileyebilir ve yorumlamayı zorlaştırabilir. Ayrıca, termografi, diğer görüntüleme yöntemleriyle (örneğin, mamografi) birlikte kullanılarak tam teşhis için destekleyici bir araç olarak değerlendirilir.

III- SONUÇ

Ağız ve çeneler bölgesinde meydana gelen çeşitli hastalıkların teşhis edilmesinde klinik muayenenin yanı sıra radyolojik bulguların değerlendirilmesi de gereklidir. Hastalıkların uygun tedavisi için doğru bir teşhise ihtiyaç vardır. Bu sebeple son yıllarda konvansiyonel radyolojik tekniklerin dışında yeni görüntüleme yöntemlerinden de yararlanılması bir zorunluluk haline gelmiştir.

X ışınlarının 1895'de bulunmasından bu yana iyonize radyasyonun olumsuz etkilerini azaltmaya, görüntü kalitesini arttırmaya ve kesin teşhis elde etmeye yönelik çalışmalar devam etmektedir. Teşhis aracı olarak kullanılan radyolojik metodlar, hastaya en az radyasyon dozu verilerek uygulanmalıdır ve görüntüleme işlemlerinde zorunlu olmadıkça aşırıya kaçılmamalıdır. Periapikal veya panoramik radyografiler gibi hastaya aşırı radyasyon dozlarının verilmediği tekniklerle tanıya gidilebiliyorsa daha komplike yöntemlere başvurulmamalıdır.

Teknolojik gelişimin hız kazandığı günümüzde tanıya ulaşmada yeni yöntemlere geçmişe göre daha fazla gereksinim duyulmaktadır. Bunun nedeni eski görüntüleme yöntemlerinin, yeni yöntemlere göre yetersiz kalması ve teşhiste yanılgılara sebebiyet vermesidir.