**Diş Hekimliğinde yeni görüntüleme teknikleri**

**Analog-dijital görüntüleme**

Dijital görüntülemede kullanılan dijital terimi görüntü içeriğinin nümerik formatını ifade eder. Konvansiyonel filmlerdeki görüntüler, anolog bir medya ortamdır ve metalik gümüşün çökelmesi ile devamlı spektrumu ve bu spektrumda oluşan görüntülerdir. Dijital görüntüler ise sayısaldır ve iki şekilde ayrılır;

1) Resim elemanların (piksellerin) uzaysal dağılımı olarak

2) Her bir pikseldeki gri ton farklılıkları olarak ayrılırlar.

* Bir dijital görüntü bir sıra ve sütun matriksi içinde organize olmuş, bağımsız piksel koleksiyonlarını barındırır. Her bir piksel matriks içindeki lokalizasyonunu belirten sıra sütun koordinatlarına sahiptir.

Dijital görüntüleme, anolog işlemden başlayarak birkaç basamaktan geçer. Elektronik detektörde bulunan her bir pikselde x-ışını absorbsiyonu küçük bir voltaj oluşturur. Daha fazla x-ışını daha fazla voltaj, tersi daha az x- ışını daha az voltaja sebebiyet verir. Her bir pikselde, voltaj bir minimum ve maksimum değer arasında dalgalanır ve bu yüzden anolog bir sinyaldir. Dijital bir görüntü elde edebilmek için bu anolog sinyalini dijital sinyale çevrilmesi gereklidir. Buna Anolog-Dijital çevrim adı verilir.

Anolog-Dijital çevirim iki basamaktan oluşur

1. Örnekleme (sampling)

2. Kuantizasyon ( miktar ölçme)

1. Örnekleme: Daha küçük voltaj gruplarının bir araya getirilerek tek bir değer oluşturulması işlemidir. Daha dar yapılan bir örnekleme orijinal sinyali daha iyi yansıtacak ancak sonuç dijital görüntülemede çok farklı hafızanın kullanılması sonucu doğacaktır. Bir kere sinyal örneklenip, 2) kuantize edildikten sonraki bu her örneklenen elde sinyale bir değer atanması anlamına gelir, bu değerler bir bilgisayarda toplanır ve bir görüntüyü temsil eder. Kullanıcının görüntüyü girebilmesi için bilgisayar her bir pikseli, doğru lokalizasyonunda yerleştirir ve bu piksellere gri tonu atar. Bu gri tonu kuantizasyon basamağı sırasında atanan sayıya denk gelir.

Dijital görüntüleme sisteminde, görüntüleme oluşumu zincirine bakacak olursak, film ile görüntü oluşması ve dijital görüntüleme ortak ekspoz faktörü yani x-ışını her iki sistemde de mevcuttur. X-ışınları bir tarafta gümüş bromid kristalleri ile etkileşirken, diğer tarafta ise dijital detektörler ile etkileşmektedir. Günümüzde, dijital radyografinin daha fazla dijital detektörlerin performansı üzerinde durulmakta ve diş hekimliğinin dijital sistemler dönüşümünde bu detektör performanslarının büyük önemi mevcuttur.

**Dijital sistem detektörleri**

**Charge Couple Device (CCD):** İlk olarak 1987 yılında intra-oral görüntüleme için diş hekimliğine tanıtılmıştır. Dr. Frances MOUYENS tarafından sistem oluşturulmuş ve Trophy firması ilk olarak ticari olarak piyasaya sürmüştür.

* CCD ince bir silikon plaka kullanılır. Bu silikon plaka ile görüntüler kaydedilir. Silikon kristaller bir piksel içinde tertiplenmişlerdir. Radyasyon ile ekspoz olduklarında silikon atomları arasındaki kovalent bağlar kırılır ve elektron boşluk çiftleri oluştururlar. Bu boşlukların sayısı, x-ışını kaynağından gelen ışın miktarı ile doğru orantılıdır.
* Daha sonra ortay çıkan elektrotlar cihazın en pozitif kısmına doğru çekilir. Burada şarj veya yükleme paketleri adı verilen elektron paketleri oluştururlar. Her bir paket bir piksele uyuşur, denk gelir. Burada her bir pikselden (matriks içindeki bir pikselden) oluşan bu şarj paketleri latent imajı oluşturur.

Görüntü her bir pikselin sırasına biri sonra arkasından diğerine aktarılması okunur. Şarj (yük) sıranın en sonuna eriştiğinde buradan bir okuyucu yükseltece verilir ve ADC’ ye bir voltaj olarak iletilir.

Her bir pikselden gelen sinyaller örneklenir ve bir gri tonunu belirtecek şekilde bir sayısal değer verilir. CCD sensörünün özellikleri;

* Silikon matriks, okuyucu, amplifikatörler oral çevreden zarar görmemesi için bir plastik içine yerleştirilmişlerdir. Bu elementler sensor için bir kılıf görevi gördüğü için, aslında sensörün aktif görüntüleme alanı daha küçüktür. Sensörün görüntüleme hacminin bu komponentler ile düşmesi CCD detektör için bir handikaptır.
* Ayrıca CCD detektörlerinde dataların transfer edilmesi için kablo kullanılması gerekmektedir. Bu yüzden kullanışlılığı azaltmaktadır. Ancak son yıllarda üreticiler, bir RF iletici ile kablosuz iletim sağlamışlar ancak bu sensörün hacmini daha da arttırmıştır.
* Farklı üreticiler, farklı detektör boyutları oluşturmuşlardır. Bunlar intra-oral film boyutlarına tekabül eder. Ancak bu sensörler pahalı ve matriks boyutu arttıkça (piksel sayısı arttıkça) maliyet daha da artmaktadır.
* Piksel boyutları 20-70 mikron arasında değişir. Daha küçük piksel daha maliyeti arttırır.
* Bir çok üretici CCD yüzeyine direkt parlayıcı bir materyal ile kaplamak veya yüzeyi fiber optiklerle birleştirirler, bu x-ışınının absorbsiyonunu arttırır. 1 piksel 3 elektrotu içerir. N-tipi slikon içinde bir şarj paketi oluşturur. Böylece sensörün x ışını absorbsiyon yeteneği artar. Scintilatör (parlayan materyal olarak) rare earth screenlerden kullanılan godolinium oxybromid kullanılır.
* Panoramik görüntüleme için, birkaç piksel genişliğinde doğrusal sıra şeklinde yapılmış veya bir sık piksel uzunluğundaki CCD ler panoramik görüntüleme için üretilmişlerdir. Panoromik cihazları için CCD, x-ışını kaynağının tersinde ve piksel dizisinin uzun aksı, ekseni x-ışını ile paraleldir. Bazı firmalar eski panoramik cihazlara uyacak sensörler oluştururken, diğerleri sistemi komple değiştirmiştir.

**CMOS (complementary metaloxide semiconductor):** CMOS, tipik tüketici video kameralarının temelini oluşturmaktadır. Bu detektörlerde silikon bazlı semiconductor (yarı iletken) dir ancak teknik olarak piksel şarjlarının, yüklerinin okunması yolu CCD’ den daha farklıdır. Sensördeki herbir piksel komşu olan piksele direkt transistör ile bağlıdır. CCD’ deki gibi, x-ışınına bağlı elektron boşlukları, gelen ışın miktarına bağlı olarak oluşturulur. Bu şarj paketleri küçük voltajlar olarak transistöre transfer edilir. Her bir transistördeki voltaj ayrı algılanır, okunur ve aynı CCD olduğu gibi bir gri renk tonu atanır. CMOS’lar günümüzde chiplerin yapımı ve video kamera dedektörü olarak geniş olarak kullanılmaktadır ve daha ucuzdur.

**PSP (fosfor plak sitemi):** Fotostimule edici fosfor plaklar x-ışınlarından enerjiyi absorbe edip, saklar daha sonra bu enerjiyi ışık (fosforense) şeklinde başka bir uygun dalga boyundaki ışığın stimulasyonu ile serbest bırakırlar.Cismin absorbe ettiği x-ışını miktarı ile fosforense ışık salınım miktarı doğru orantılıdır. Fosfor plaklarda kullanılan materyal europium içerikli baryum florhaliddir.

Baryum, iyod, klorin, bromir gibi metaller ile kombinasyonunda bir kristal örgü meydana getirir. Europium ilavesi ise bu örgüde bir boşluk meydana getirir. X-ışını ile ışınlandığında europiumdaki elektronlar enerji absorbe ederler ve yerlerinden ayrılırlar. Bu elektronlar yakındaki halojen boşlukları bunlara (f merkezler denir), florhalid kafes içindekidoğru göçerler ve yarı kararlı halde orada kalırlar. Burada kalan elektronların sayısı x-ışını kıymetine oranla artar ve bir latent imaj oluştururlar. 600nm oranında kırmızı ışık ile uyarılması baryum flora halid elektronları serbest bırakır. Elektronlar geri europium’a dönerler. Bu dönüş sırasında 300-500nm yeşil spektrumdan bir enerji salınır. Bu enerji foto multiplier çoğaltıcı tüp ile yakalanır ve ışığı elektrik enerjisine çevirir. Oluşan voltaj latent imajdan gelen ışıktaki değişimlere göre oluşur. Voltaj sinyali bir analog-dijital çevirici ile dijitalize edilerek dijital görüntü halinde gösterilir.

**PSP sensörünün özellikleri;**

* Pratikte baryum florhalid materyali bir polimer ve ince bir tabaka içine dağılmıştır ki buna fosfor plak denir. Bunlar konvansiyonel intra-oral filmlerdeki gibi polyester baz kısma benzer ve esnektir.
* PSP ayrıca panoramik ve sefalometrik görüntüler içinde kullanılabilir. Boyutları bakımından diğer sisteme göre farklılıklar göstermektedir.
* PSP sistemleri üzerlerinde bilgi depolandıktan dolayı, bu bilginin yani daha önceki ekspozdan kalma hayalet görüntülerin silinmesi gereklidir, bunu plağı parlak ışık kaynağından geçirerek sağlarız. Örnek vermek gerekirse; bir negatoskop altında plaklar 1-2 dakika bekletilip görüntü silinebilinir. Bu işlem daha güçlü ışık kaynağı altında daha kısa sürede yapılabilir.
* Plaklar ekspoze edildikten sonra hemen sonra işleme alınmalıdır. Bunun sebebi tutulan elektronlar bir süre sonra kendi kendine salınırlar. Elektron kaybı ışınlamadan sonra en fazladır. Ancak bunun oranı fosfor kompozisyonuna ve çevre ısısına bağlıdır. Bazı fosfor plaklar elektronların %23ünü ilk 30 dakikada, %30 kadarını ilk 1 saatte kaybederler. Tutulan elektronların kaybı fazla olursa görüntü bozulması meydana gelir.
* Yeterli ve uygun bir şekilde expoze edilmiş görüntüler 12-14 saat, ışık bulunmayan bir bölümde saklanıp, kabul edilebilir görüntü kalitesi elde edilebilir.
* Plakları tarama ve işlem hazırlarken, ortamdaki ışıktan etkilenebilir. Bu yüzden yarı-karanlık bir ortan tavsiye edilir.
* Banyo odalarında kullanılan kırmızı ışıklar bu plaklar için güvenli değildir, çünkü plaklar kırmızı ışık spektrumuna daha duyarlıdır. PSP plaklarının tarama işlemi için değişik yaklaşımlar denenmiştir.

**Bunlardan;**

* Sabit tarama sistemi: Bu sistemler, çok yönlü ayrı sistem ile kırmızı lazer ışığı yansıtmayı tercih etmişlerdir. Sistemin içinde bir ayna mevcuttur. Ayna döndüğü zaman, lazer ışığı plak geçer ve plak ilerlediğinde bitişik fosfor plakta tarama gerçekleşir.
* Dönen plak sistemi: Bu sistemde plağı tutan, hızlıca hareket eden bir tambur mevcuttur.
* Foton toplama sistemi: Bu sistemde plaklar yerine tarayıcı lazer ışını dönmektedir. 20 lp/mm kadar bir çözünürlüğü mevcuttur ve 16-bit ve yaklaşık 65.000 gri ton ulaşılabilir bir teknoloji sonucunda 40lp/mm hedeflemiştir.

**Bu sistemlerin çözünürlüğü birçok faktöre bağlıdır, Fosfor plağın çözünürlüğü:**

* Fosfor plağın kalınlığı
* Laser ışığının difüzyonu ve çapıdır, lazer çapı olup çözünürlük ile ters orantılıdır. Etkili ışın çapı vibrasyonda azalmaya sebebiyet verir.

**Flat panel dedektörleri:**

Daha çok tıp alanında daha fazla kullanılan ancak ekstra-oral görüntüleme cihazlarındaki prototip olarak kullanılmaya başlamıştır. Bu detektörler 100 mikrondan küçük piksel boyutu ile daha büyük matriks alanları oluştururlar. Bu daha büyük alanların özellikle baş ve boyun incelemeleri için kullanılabilirler.

Bu detektörlerde x ışınına hassas materyal seçiminde 2 yaklaşım vardır.

* Endirekt detektörler: Görünür ışığa hassastırlar ve bir güçlendirici x-ışını enerjisinin ışığa çevrilmesi için kullanılırlar. Bu cihazların detektör kalınlığı ile sınırlıdır. Kalın screenler görüntüleme boyutu azdır ancak daha fazla foton absorbe ettikleri için görüntü keskinliği azaltırlar.
* Direkt detektörler: Bir fotoiletken materyal kullanılırlar. Selenyum silikon benzeri bir materyal olup, benzer materyallere göre atom numarası daha yüksektir. Atom numarasının yüksek olması daha etkili x ışını absorbsiyonuna sebep olur. Elektrik alanı etkisi ile serbest kalan elektronlar (selenyum ışınlaması süresince), elektronlar direkt bir hatta altta bulunan ince film detektöre sevk edilirler. Direkt detektörler genel olarak selenyum kullanılırlar, çok yüksek çözünürlük sağlarlar, verimliliği endirekte göre daha azdır. Elektrik enerjisi x ışını gücü ile doğru orantılıdır. Enerji uygun sıra ve sütün uygulanarak okunur ve görüntü haline getirilir. Şuan itibaren pahalı bir sistemdir ancak CBCT gibi özelleşmiş görüntüleme işlemlerinde veya cihazlarında kullanılmaktadır.

**Cone Beam CT:**

Cone beam tomografi (CBCT) 1999 yılından beri kullanılmaktadır. CT den en önemli farkı normal komputerize tomografi (CT) yelpaze şeklinde bir x - ışını demeti kullanırken CBCT’ ler kon şeklinde bir x- ışını demeti kullanırlar. CT’ ler konvansiyonel olarak (4,8,12,32,64) kesit kullanılırlar. 4,8,12,32,64 solid detektörler x ışınını tutmak için kullanılırlar. CBCT sistemler ise kon şeklindeki x- ışını tutmak için iki boyutlu kare şeklinde detektörler kullanılır. Sonuç olarak CT’ ler bir hastanın artarda gelen datalarını sağlarken, CBCT’ ler ise incelenmek istenen alandan hacimsel bir data sağlar. Hasta olmadan da rahatlıkla, alının hacimsel bölgenin dataları rekonstrükte edilebilir. CBCT’ nin en önemli avantajı; kompakt boyutu ve radyasyonu az ve çözünürlüğü normal CT ye göre çok üstün olduğu için, kraniyofasial bölgenin iyi bir alternatif haline getirmektedir.

Avantajları:

1.) Kompakt boyutu

2.) Radyasyon az

3.) Çözünürlüğü fazladır

**CBCT-Panoramik Radyografi farkı:**

En büyük farkı, distorsiyona uğramamış ve gerçek boyutta görüntü verir. Magnifikasyon her ne kadar hesaplanabilse de, panoramikteki distorsiyon ölçümleri güvenilir hale getirmez. CBCT 3 boyutta bir görüntü verir, panoramik sadece bir boyutta bize bilgi verir. Ayrıca panoramikten bir diğer farkı superpozisyonların önlenmesidir.

**CBCT- Tomografi karşılaştırılması**

Panoramikten farklı olarak, tomografi distorsiyon yapmaz fakat magnifikasyona sebebiyet verir. Bu üreticiden üreticiye değişir. CBCT 3 boyutlu görüntü verirken aynı anda, tomografi için bu 3 kesiti de elde etmek hem daha uzun sürer hem de radyasyon daha fazladır. Görüntü kalitesi, çözünürlüğü çok daha iyidir.

**CBCT- Komputerize Tomografi farkı**

1.) En büyük farkı x-ışını şeklindedir. CT kesit kesit şeklinde x-ışınını kullanırken diğeri kon şeklindedir.

2.) CBCT daha küçük piksel boyutuna sahip olduğu için çözünürlüğü daha iyidir.

3.) Daha ucuz ve daha az yer kaplar.

4.) Her iki çene aynı anda hacimsel olarak görüntülenebilir.

5.) Radyasyon dozu CT’ye göre çok daha azdır.

En önemli dezavantajı ise; CBCT, CT daha düşük kontrasta sahip olduğu için kemik ve yumuşak doku arasındaki ayrım CBCT daha azdır.

**CBCT Cihazları**

Şuanda piyasada genel olarak 2 amaçlı CBCT’ ler bulunmaktadır.

1.) Daha geniş piksel ve görüntüleme alanı olan 15cmx20cm civarında

2.) Daha dar ve silindir biçiminde ortalama 30x40mm-60X60mm genişliğinde olan görüntüleme alanı cihazlardır. Daha dar olanlar diş ve tme gibi yapıların kesitsel olarak incelenebilir.

Doz oranlarına bakılacak olursa;

CBCT yaklaşık 15-50µSV, Panoramik radyografi15-35µSV, 20 filmlik full-mouth seri 150µSV, CT yaklaşık 1200-3300µSVdır.

Cihazların kesit kalınlığı 0,4mm-0,5mm arasında olup 0,1mm kadar kesit kalınlığı mevcut cihazlar vardır.

**Dijital dedektör özellikleri:**

1. Kontrast Rezolüsyonu: Kontrast rezolüsyonu radyografik görüntüdeki densite farklarıdır. Bu görüntülenen dokunun x-ışını tutulumu özelliğine, imaj reseptör kapasitesine, bilgisayarın bunları görüntüleyebilme kapasitesi ve inceleyen kişinin bunları fark edebilme yeteneğine bağlıdır.

Şuandaki dijital detektörler 8-10-12 veya 16 bit derinliğinde data yakalayabilirler. Bit derinliği 2’nin katları olduğu için teorik olarak detektörler 65,536 farklı densiteyi yakalayabilirler. Ancak pratikte gerçek sayı imaj görüntü oluşurkenki hatalar ile sınırlandırılır ki buna gürültü adı verilir. Bir detektörün ne kadar gri farklılığını yakalayacağına bakmadan, konvansiyonel bilgisayar monitörleri sadece 8 bit gri skalayı gösterebilirler. Bu yüzden bir monitörde izlenebilecek sayısı gri densite 256 dır.

Bir başka sınırlama ise insan gözünün uygun şartlarda sadece 60 kadar gri tonunu algılayabilir. Bu radyografi incelemesi uygun olmazsa 30’un altına düşer.

1. Uzaysal Çözünürlük: Uzaysal çözünürlük ince detayları ayırabilme kapasitesidir. Teorik olarak dijital görüntüleme sistemlerindeki piksel boyutu sınırlandırıcıdır çözünürlüğü.

Şuan için en yüksek CCD çözünürlüğü 20 mikron kadardır. Piksel başına 20 mikronda yaklaşık olarak 25lp/mm elde edilebilir. Tipik gözlemciler herhangi bir magnifikasyon olmadan 6 lp/mm rahatlıkla ayırırlar. Normal bir konvansiyonel intra-oral filmde20 lp/mm izlenebilir. Şu anki dijital sistemler ise 8-12 lp/mm kadar çözünürlük söylerler.

**Dedektör duyarlılığı:** Dedektör sensitivitesi, daha düşük radyasyona yanıt verebilme yeteneğidir. Dijital reseptörlerin sensitivitesi tam olarak standartize değildir. Bir takım faktörlerden etkilenir. Dedektör verimliliği, piksel boyutu ve sistem görüntüsü ile değişir. Şuan için ortalama PSP %50-90 duyarlılığa sahip olup (F hızlı filme göre), büyük oranda doz azalmasına sebebiyet verirler.

***Görüntü İşleme:***

Görüntü işleme, bir dijital görüntü üzerinde yapılan iyileştirme, analiz işleme, değiştirme işlemlerine verilen addır. Dental dijital görüntülemede birçok işleme yöntemi mevcuttur. Bu işlemlerin bazlı görüntü işleme yazılımları içinde otomatik gelmektedir. Diğerleri ise operatöre bırakılmış kullanıcının kontrolündedir.

1. **Görüntü onarımı**

İşlenmemiş data bilgisayara geldiği zaman, halihazırda saklanmaya veya görüntülenmeye uygun değildir. Bunlar için daha önce birkaç işlem yapılması gereklidir. Bunlardan en önemlisi görüntü üzerindeki defektlerin ve görüntü intensitelerinin değiştirilmesi gereklidir.Örneğin CCD üzerindeki bazı pikseller hasarlı olabilir.Bundan dolayı sonuç görüntü yansıtılmadan defektli pikselden gelen değerler, bu pikselin yanında bulunan pikseldeki gri değerlerinin ortalama ağırlığı ile bir değer ile değiştirilir. Bu tür işlemler sonucunda görüntü son halini alır yani sonuç görüntü oluşur.

1. **Görüntü iyileştirilmesi**

Bu tür görüntüler orijinal görüntünün iyileştirilmiş halidir. Çoğu görüntü artırımı (iyileştirme) işlemleri görüntünün daha iyi izlenebilmesini sağlamak amacındadır. Bu amaçla kontrast, parlaklık, detay, keskinlik ve gürültünün azaltılması amaçlanmaktadır.Ancak görüntü iyileştirilmesi görüntü yorumlamasındaki doğruluğu çoğu zaman artırmamaktadır.Bunun en önemli sebebi bir işlemi bir bölgeye özel olarak uygularken; örneğin mine ve dentini çürük teshişi için kontrast artırılsa, alveoler kretin, crestal lamina duranın seçimi güçleşir ve bu yüzden görüntü iyileştirme işlemleri kullanıcıya göre değiştirmektedir.

* + **Parlaklık ve kontrast** dijital radyograflar bütün gri tonlarının bütün aralığını kullanmazlar. Koyu veya açık şekilde bir bölgede aşırı kontrast veya diğerinde yetersiz kontrast özellikleri sergileyebilirler. Görsel olarak bu durumu fark edebilmek zordur. Bunun yerine görüntü histogramı bir görüntüde yer alan gri ton değerlerini bize verebilir. Minimum ve maksimum ayrıca histogram şekli, bize parlaklık ve kontrast işlemlerindeki potansiyel değişimi gösterebilir.
  + Yazılımlar, histogram aracı, parlaklık ve kontrast değiştime araçları ile birlikte gelirler. Bazılarında gama değeri de değişebilir. Gama değeri değiştirmek ile kontrast artırılabilir. Orijinal görüntüde bu değişimleri operatör kalıcı veya geri dönüşümlü olarak saklayabilir.
  + Ayrıca dijital görüntüleme yazılımlarında histogram eşitleme ve kontrast ters kontrast oluşturma gibi seçenekler de mevcuttur.
  + Histogram eşitleme kontrastı, imaj içinde bulunan fazla intensitelerinin kontrastlarının artırılması, az intensitelerin azaltılması esasına dayanır. Ancak bu görüntü içeriğine bağlı olduğu için her zaman iyi sonuç vermez.
  + Kontrast iyileştirilmesinin etkisi tartışmalıdır. Bazı çalışmalar kuvvetli biçimde yararlılığından bahsederken, diğer çalışmalar ise bu işlemin sınırlı veya hiç yarar sağlamadığından bahsetmektedirler.
  + **Keskinlik ve filtreleri** Keskinlik filtreleri görüntüdeki bulanıklığın düzeltilmesini sağlarlar. Bu filtreler kullanılarak görüntü netliği artırılabilir.
  + **Renk** Bir çok dijital sistemde artık, gri skala görüntülerinin renklendirilmesi seçeneği vardır. Buna pseudo– renk adı verilir. İnsan gri tonlarından daha fazla renk algılayabildiği için, gri skalayı renkli hale getirmek teorik olarak nesnelerin belirlenmesi için yararlı olabilir ancak bu sadece eğer bütün gri tonlar tek ise olabilir.bu çok nadir olabileceği için, nesnelerin sınırlarındaki değişir ve gerçek sınır kaybolur bu yüzden herhangi bir şekilde yararlı değildir.

**Dijital fark radyografisi (Digital Substraction radiography):**

Aynı objenin iki görüntü kaydedilip aynı piksellere gelen görüntü intensiteleri birbirinden çıkartılırsa, bir uniform fark görüntü elde edilir. Eğer baz olan ve takip incelemedeki radyografik tutum zayıflarsa bu kendini açık, parlak bir alan biçiminde eğer artım söz konusu ise tam tersi olur yani, değişim artma şeklinde olursa daha açık bir alan, eğer değişim azalma şeklinde olursa daha koyu bir alan izlenir.

Dijital fark radyografisinin en önemli yanı, bu değişim oluşmasına karşın karmaşık anatomik background ortadan kaldırır. Böylece sonuçta oluşan değişimin fark edilmesi çok büyük oranda artar ve gelişir. Dijital fark radyografisinin diagnostik açıdan yararlı olabilmesi için, baz alınan projeksiyon geometrisi ve görüntü intesiteleri yeniden çoğaltılabilme özelliği olabilmesi zorunludur.

Projeksiyon geometrisi X-ışını kaynağının oryantasyonu ve pozisyonunu tanımlar. Hasta detektör, X-ışını kaynağının birbirlerine bağlı olarak oryantasyon ve pozisyonunu tarif eder. Eğer takip radyografisinde kullanılan projeksiyon geometrisi,baz görüntü için kullanılan projeksiyon geometrisinden farklı ise,DSR bu değişikliği gösterecektir ve gerçek değişimleri saklayabilir veya ayırt etmemiz zorlaşabilir. Mükemmel geometri idealdir ancak bunu hemen hemen elde etmek imkansızdır. Bazı değişimler zararlı iken bazı değişimler görüntü işleme sırasında düzeltilebilirler. Ancak X-ışınının horizontal veya vertikal angulasyon değişimleri geri dönüşülemez. Bu yüzden olabildiğinde doğru her iki radyografi için elde edilmelidir. Bazı görüntü işleme teknikleri ve yazılımları bu geri döndürülebilir hataların düzeltilmesi ve geri döndürülemeyen hataların minimuma indirilmesi için ortaya konmuştur. Her ne kadar projeksiyon geometrisi olabildiğince uygulanmaya çalışılmalıysa da, her iki radyografta mekanik standardizasyon uygulaması iyi sonuçlar ortaya çıkaracaktır. Baz görüntü ve takip görüntü arasındaki yoğunlaştırılmış intensite farkı belirleme görevini ve kantitatif ölçümlerin güvenilmez hale getirebilir. Ekspoz faktöründeki bu dalgalama ve projeksiyon geometrisindeki bu faktör ve dalgalanmalar istenilen sonucun engellenmesine sebep olur. Ayrıca konvansiyonel film kullanıldığında banyo koşulları da önem taşımaktadır.

Dijital fark görüntüler kantitatif bilgi edinmek için örneğin lineer bölgesel ve densite ölçümleri için çok uygundur. Bu tür ölçümler, görsel yorumu ve bilgisayar destekli ölçümlere dönüştürür. En önemlide özellikle periodontolojide erken kemik kayıplarının veya iyileşmelerin incelenmesi için gerekli şekilde kullanılabilir.

**Tune-aperture computed tomografi (TACT):**

TACT tomografi tekniği (açıklık ayarlı komputerize tomografi son yıllarda gelişen X-ışınına aşırı duyarlı ve düşük frekanslı gürültü özelliğinde olan düz panel detektör kullanan tomografik sentezli bir görüntüleme sistemidir. TACT dijitalize çıktı sağlayabilen görüntü sistemlerinin hemen hemen hepsi ile uygulanabilen bir 3 boyutu oluşturabilme algoritmine sahip bir görüntüleme sistemidir. Bu sistem iki boyutlu projeksiyonların sayısal datalarını kullanarak gerçek 3 boyutlu datalar oluşturabilirler.

İlk olarak 1990 yılında Amerika’da geliştirilmiştir. Teorik olarak TACT’ ın asıl algoritmi dijital monografi-scinmonografi algoritmidir. İntraoral radyograflar küçük bir düz panel detektör oral kaviteye yerleştirilerek, farklı açıdan intraoral radyograf elde edilmesine sistem dayanmaktadır. Görüntüler birleşen projeksiyondan oluşmakta olup ve bu görüntü ile TACT esas görüntüleri adını alır. Görüntüler farklı açıyla 4 veya 6 defa elde edilir. TACT çalışma yazılımı bu oluşturulan görüntüleri saklar ve her bir görüntüye belirli bir işaretler yerleştirerek ve bu işaretli görüntüleri cross-sectional multiplanar görüntüler olarak rekonstrükte eder. Böyle bir rekonstrüksiyon pseudo-hologramlar yaratılarak bulanıklık ortadan kaldırılır ve keskin bir görüntü elde edilir.

1. Dental çürük belirlenmesinde kullanılmıştır. Yapılan çalışmalarda özellikle bu sistemin proksimal caries belirlenmesinde ve restorasyon altında oluşan yinelenen cariesinde effektif olarak kullanılabileceği belirtilmiştir.
2. Ayrıca periodontal tedavi ve sonuçlarının incelenmesinde kullanılmışlar ve bu sistemin Dijital Fark Radyografi ile periodontal kemik kaybı veya oluşumunu incelemek için diğer yöntemlere göre daha hassas olduğu belirtilmiştir.
3. Ayrıca bir başka çalışmada kök kırıklarının özellikle vertikal kök kırıklarının incelenmesi için anlamlı olarak iyi performans gösterdiğini belirtmişlerdir.
4. Ayrıca gömülü dişler ve preimplant uygulamalarında özellikle mandibular kanalın yerini belirlemek için kullanılmışlardır.
   * **Görüntü Saklama**

Dijital görüntülerin diş hekimliğinde kullanımı, görüntü arşivleme ve inceleme sistemlerine gereksinim duyar. Görüntüler saklanması en basit olarak manyetik veya disk medya üzerinde gerçekleştirilebilir. Ancak bu işlemler içinde görüntülerin hangi formatta ve ne şekilde saklanacağı sorunu ortaya çıkmaktadır. Genel olarak dijital 200kB’tan 6MB’a (ekstra-oral görüntüler) bir data büyüklüğüne sahip olabilir. Bu dataların saklanması hiçte önemsiz bir konu değildir. Depolama kapasitesinin, sahip olduğumuz depolama kapasitesi artmıştır. Ancak önemli olan konu dijital görüntülerin, dijital formatta saklanmasından dolayı ,yazılımın orijinal görüntü datalarının silinmesi veya değiştirilmesini engelleyecek tarzda olmalıdır.Bütün yazılımlar bunun için uygun değildir. Bu yüzden bir standart haline getirilmeye çalışılmaktadır. Ancak genel olarak görüntü saklama hard-disk, cd ve dvd ‘ler üzerinde saklanmalıdır.

* + **Görüntü Sıkıştırılması**

Görüntü sıkıştırılmasının amacı, görüntünün boyutunu düşürerek (arşiv ve iletim için) saklanmasıdır. Özellikle ekstra-oral görüntü saklayan yoğun meşgul kliniklerde bu büyük bir sorun haline gelmektedir çünkü bir datanın saklanması çok yer kaplayabilir. Sıkıştırma kritik görüntü bilgisinin kaybı olmadan dataların anlamlı olarak sıkıştırılmasını ifade eder.

Sıkıştırma metodları olarak 1. kayıplı ve 2. kayıpsız olarak ifade edilir.

* Kayıpsız metotta görüntü datasında herhangi bir kayıp söz konusu değildir. Birçok sıkıştırma tekniği görüntüde fazlalıkların çıkarılması avantajını kullanmaktayız. Aynı ancak daha basit ifade edilebilecek bölgeler oluşturur. Maksimum sıkışma oranı kayıpsız sıkışma için genel olarak 1/1 dir. Ancak kayıplı sıkışmada görüntü data daha fazla oranda sıkıştırılır. Yapılan çalışmada bu sıkıştırmaların genellikle görüntü kalitesini etkilemediği izlenmiştir.12/1 ve14/1 sıkıştırmada fark edilebilir bir etkisi özellikle çürük teşhisi için bulunamamıştır. Endodontik tedavide kanal boyu uzunluk hesaplamaları için ise 25/1 sıkıştırılmamış görüntülerle aynı oranda diagnostik eşitidir.
* Genel olarak en basit sıkıştırma tekniği JPEG sıkıştırma metotudur. Bunun haricinde. JPEG 2000 formatı bu tür bir görüntü sıkıştırma tekniğidir. Temel farkı JPEG’de yüksek sıkıştırma değerinde oluşan bulanıklaşmayı önlemesidir.

**İleri Görüntüleme Yöntemleri:**

**Bilgisayarlı tomografi (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 yönlere hareket etmesiyle kesit radyografisi elde etmeye dayanır.

Konvansiyonel radyolojik yöntemler lezyonların gerçek sınırlarını, yumuşak doku ilişkilerini göstermede yanılgılara 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. BT tekniği, çeşitli vücut dokularının radyasyon absorbe etme düzeyini bilgisayar yardımı ile görüntüleme temeline dayanır.

En basit tarifiyle 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-12).

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-anjiografi** adıyla bilinen yöntemle damarlar görüntülenebilir hale gelmektedir .

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 görüntülemede aksiyal, koronal ve sagital düzlemlerde (Şekil-14) inceleme olanağı sağlar. Buna **multiplanar görüntüleme** adı verilir.

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.

Üç boyutlu tomografinin ilk uygulandığı çalışmalardan 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. 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.

**Manyetik rezonans görüntüleme (MRG):** Manyetik rezonans görüntüleme, bilgisayarlı tomografide olduğu gibi kesit alma temeline dayanan, ancak iyonizasyon 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.

Radyodiagnostikte kullanılan görüntüleme yöntemlerinin karşılaştırılmasında kullanılan üç temel özellik vardır: Bunlar rezolüsyon, sensitivite ve spesifitedir. Rezolüsyon; herhangi bir radyolojik teknikle elde edilen görüntülerde her bir mm başına düşen çizgi çiftini ifade eder. Normal bir insan gözü yaklaşık 6 lp/mm (line per mm) veya ideal görüntüleme şartları altında yaklaşık 60 gri tonunu algılayabilir. Sensitivite; radyolojik yöntemin patolojik dokuları ayırma özelliğidir. Spesifite ise patolojik dokuları kendi içinde birbirinden ayırma özelliğidir. MRG günümüzde radyolojik tetkikler içerisinde yumuşak doku kontrastı en yüksek görüntüleme yöntemidir. Bunun basit anlamı; bu teknik kullanılarak patolojik dokular çok kolaylıkla saptanabilir, yani yöntemin sensitivitesi çok yüksektir. Ancak birçok patolojik dokunun sinyal özellikleri birbirine benzediğinden dolayı, spesifitesi, sensitivitesine oranla daha düşüktür. Ayrıca diğer tekniklerden farklı olarak, hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesit planı değiştirilebilmektedir; buna multiplanar görüntüleme denir. Örneğin CT tekniğinde hastanın pozisyonunu değiştirmek zorunlu olduğu için özellikle üst toraks ve abdomen incelemelerinde sagittal ve koronal düzlemlerde inceleme bir seferde yapılamazken, MRG ile hastanın pozisyonu hiç değiştirilmeden her planda kolaylıkla kesit alınabilir. MRG’ nin bir diğer önemli avantajı, iyonize radyasyon kullanılmamasıdır. Bir takım üst limitlere uyulduğunda MR’ ın bugüne kadar herhangi bir biyolojik zarar etkisi bulunamamıştır. Günümüzde nükleer manyetizma ile yapılan çalışmalar sonucunda Manyetik Rezonans Cihazlarının gücü için klinik olarak en fazla 3 Teslaya kadar izin verilmektedir. Deneysel olarak çok daha yüksek Tesla değerli cihazlarda çalışmalar yürütülüyor olsa da, klinik kullanım açısından üst değer 3 tesla olarak belirlenmiştir.

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. Mıknatıs 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.

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.

**Manyetik rezonans görüntülemenin dentomaksillofasiyal bölgedeki kullanım alanları:**

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) radyasyonun istenmeyen dokulara zararlı etkisi olmaksızın yüksek rezolüsyon yeteneği olan bir görüntüleme metodudur. Hastaya iyonize radyasyon verilmeksizin farklı doku yoğunluklarının ileri derecede kontrast hassasiyetiyle görüntülenebilmesi özellikle yumuşak dokuların incelenmesinde MRG uygulamalarını yaygınlaştırmıştır. Dentomaksillofasiyal bölgede MRG; temporomandibuler eklem (TME) diski ve yapısı ve bunlarda meydana gelen patolojiler, tükürük bezi hastalıkları, lenf bezleri, kaslarda meydana gelen hacimsel ve patolojik değişiklikler, yağ dokuları, orofasiyal yumuşak doku lezyonları, tümörlerin incelenmesi, lokal invazyonunun ve uzunluğunun belirlenmesinde ve kistlerin değerlendirilmesinde tercih edilen en başarılı görüntüleme yöntemidir. Ayrıca son zamanlarda özellikle genç hastalarda iyonize radyasyon kullanılmadığından dolayı implant uygulaması öncesi değerlendirmelerde ve gömülü alt 20 yaş dişi cerrahisi öncesi dişle mandibuler kanalın ilişkisinin belirlenmesinde de kullanılmaktadır. En sık olarak diş hekimliğinde MRG tekniği TME’in görüntülenmesinde kullanılır.

**TME Yapısı ve Diski:** TME eklem diski gibi gibi yumuşak dokuların görüntülenmesi için kullanılan en iyi yöntem MRG’dir. Eklemin anatomisi T1 ağırlıklı görüntülerde iyi bir şekilde belirlenmektedir. Artiküler eminens, zigomatik proces ve kondil içindeki sarı kemik iliği; yağın kısa T1 zamanı olması nedeniyle yüksek sinyal intensitesine sahiptir. Bilaminar zone ve lateral pterygoid kastaki yumuşak dokular orta derecede, disk ise düşük sinyal intensitesine sahiptir. Kortikal kemik düşük sinyal intensitesine sahip olmakla beraber, osteofit gibi kemik anomalileri orta dereceli sinyal gösteren yumuşak dokular tarafından çevrelendiğinden görülebilir. MRG TME iç düzensizliklerinin sınıflandırılması ve TME diskinin pozisyon ve yapısının belirlenmesinde iyonize radyasyon kullanmaksızın yumuşak doku görüntüleme yöntemlerinin en güvenilir ve yaygın kullanılanıdır. MRG ile TME diskinin lokalizasyonu hakkında açık ve kapalı ağız pozisyonlarında bilgi edinmek mümkündür. MRG’ lerde normal olan bir eklemde sagittal planda bikonkav olan diskin posterior bandı kondil başına göre saat 12 pozisyonunda konumlanmıştır. Koronal planda disk lateral marjini ile kondilin lateral kutbuna, medial marjini ile de kondilin medial kutbuna tutunmuştur. Fibröz diskin düşük sinyal intensitesi çevre yumuşak dokular ve lateral pterygoid kasın yağ yastığından göreceli olarak daha yüksek sinyal intensitesi yayıldığından dolayı kolaylıkla gösterilebilir. Kondil başının korteksinin sinyali yoktur ancak üstten komşu sinovial ve kıkırdak yapıların göreceli olarak yüksek sinyal intensiteleri ve aşağıdan da kansellöz kemik bölümünün yüksek sinyal intensitesiyle çevrelenmesi nedeniyle kolaylıkla izlenebilir. Bu sebepten dolayı bilaminar zone ve lateral pterygoid kasın yumuşak dokuları orta dereceli fakat T1 ağırlıklı görüntülerdekinden daha düşük sinyal intensitesine sahiptir. Disk maksimum ağız açıklığında kondil ve artiküler tüberkül arasında bikonkav şeklini korumaktadır. Fibröz diskin düşük sinyal intensitesine zıt olarak yağ dokusundan zenginliği nedeniyle posterior disk ataşmanı diskin posterior bandına göre daha yüksek sinyale sahiptir.

Eklemdeki sıvı ve enflamatuar değişiklikleri görüntülemek için T2 ağırlıklı görüntüler kullanışlıdır. Yağın kısa T2 zamanından dolayı sarı kemik iliği T1 ağırlıklı görüntülerden çok daha az sinyal intensitesine sahiptir. Disk ve kortikal kemik ise düşük sinyal intensitesine sahiptir.

Bazı temporomandibular eklem hastalıkları semptomlarına sahip hastalar normal diske sahip olduklarından dolayı normal diskin gösterilmesi önemlidir. Disk normal pozisyonunda olsa bile T1 ağırlıklı görüntülerde artmış bir retrodiskal bölge ve T2 ağırlıklı görüntülerde çok yüksek sinyal intensitesi görülüyorsa enflamasyon düşünülmelidir.

Ağız açıldığı zaman disk kemik komponentler arasında kalır ve senkronize bir şekilde kondille anteriora doğru hareket eder. Koronal plandaki MR görüntülerinde disk kondil başının üzerinde merkezde mükemmel bir şekilde konumlanmıştır. TME’de en sık olarak görülen patoloji disk deplasmanı olup, bunlar içinde de anterior disk deplasmanı en fazla gözlenirken, daha az sıklıkta parsiyel, medial-lateral disk deplasmanı ve en az posterior disk deplasmanı görülür. Anterior disk deplasmanı, diskin posterior bandının eklemin mediolateral boyutu boyunca kondilin anterior prominensine doğru anteriora yer değiştirmesidir ve 2 şekilde görülür:

Redüksiyonlu anterior disk deplasmanı: Sagittal plandaki görüntülerde kapalı ağız pozisyonunda diskin posterior bandı kondil başının anteriorunda konumlanmıştır. Ağız açık pozisyonda ise disk kondili yakalar ve ağız tam olarak açıldığında disk kondil ilişkisi normal pozisyonda görülür. Redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı: Tüm sagittal plandaki görüntülerde hem kapalı hem de açık olan ağız pozisyonlarında diskin posterior bandı kondilin üst yüzeyinin önünde konumlanmıştır.

**Tükrük Bezleri:** MRG tükrük bezi kitlelerinin marjinlerini, içyapılarını, lezyonun komşu organ veya boşluklara olan bölgesel uzantılarını bilgisayarlı tomografiden (CT) daha iyi göstermektedir. MRG herhangi bir kontrast madde kullanılmaksızın büyük damarları rahatlıkla gösterebilir. İntravenöz kontrast maddenin kullanımı malign tümörlerin perinöral yayılımlarının değerlendirilmesinde ve solid ve kistik kitlelerin ayırımında yardımcıdır. MRG kanal morfolojisini çok iyi bir şekilde gösterir ancak küçük tükrük bezi taşlarının görüntülenmesinde yeterince sensitif değildir. MRG ultrasondan sonra tükrük bezi lezyonlarının kullanılması için tercih edilen bir yöntemdir. Tükrük T2 ağırlıklı görüntülerde yüksek sinyal intensitesine sahiptir ve endojenöz kontrast materyal gibi davranır. Bu nedenle T2 ağırlıklı sekanslarda herhangi bir kanülasyon veya kontrast madde enjeksiyonu yapılmaksızın wharton ve stenson kanalları görüntülenebilir.MRG tükrük bezlerinin çok çeşitli patolojilerinin incelenmesi için kullanılabilir;

**Biofosfonat Kullanımına Bağlı Çenelerin Osteonekrozu:** Biofosfonatlar osteoklastik aktiviteyi güçlü bir şekilde baskılayan bir ilaç grubudur ve multipl myeloma, paget hastalığı, osteoporoz, kemik metastazı ve hiperkalsemi ile ilişkili malignitelerde kullanılır. Bunun bir alt grubu olan aminobiofosfonatlarda ilk kez 2002 yılında metastatik kemik hastalıklarının tedavisi için kullanılmış ve çenelerin biofosfonatla ilişkili ilk osteonekroz vakası 2003’ta rapor edilmiştir. Birçok raporda bunun ilacın kullanım süresine bağlı olduğunu ve mandibulayı maksilladan 2 kat daha fazla tutan avasküler bir nekroz olduğunu bildirmişlerdir. Hastaların çok az bir kısmında spontan olarak osteonekroz gelişse de çoğunlukla hastalar dentoalveolar cerrahi sonrası, protez nedenli bir travma ve dental enfeksiyon nedeniyle etkilenmişlerdir. Ayrıca kortikosteroid terapi, diabet, sigara içme, alkol kullanımı, kötü oral hijyen ve oral enfeksiyonlar, kanser ve immunosupresyonu da içeren predispozan faktörlerin rolü de önemlidir.

Çenelerin etkilenen tarafında ağrı olması tüm hastalarda bulunan bir semptomdur. Parestezi, uyuşukluk, iyileşmeyen ülserler ve dişetinde ve etkilenen bölgeye komşu yüz bölümünde şişlik de diğer semptomlardır. BONJ’un patogenezi hemen hemen hiç anlaşılamamıştır ve teşhisi büyük oranda klinik kriterlere dayanmaktadır. Osteoradyonekroza benzer şekilde multifaktöriyel sebep olduğu varsayılmaktadır. Efektif bir tedavisi yoktur çeşitli yöntemler denenmektedir. Bu yüzden osteonekrozun ilerlemesini önlemek için erken teşhis kritik bir öneme sahiptir.

**Trigeminal Nevralji (TN) ve Atipik Yüz Ağrılarında (AFP) Manyetik Rezonans Görüntülemenin Rolü:** TN ilk teşhisi klinik olarak yapılır ve çoğunlukla hasta hikayesine dayanır. Nöbetsel olmayan sürekli ağrılar veya kranial sinir anormallikleri gibi atipik hikaye veya klinik özellikleri yapısal lezyonların varlığından klinisyenlerin şüphe etmesini sağlar. Bu zamana kadar intrakraniyal lezyonların belirlenmesi için kullanılan en etkili teknik MRG’dir.

MRG yapısal lezyonlarla ilişkili trigeminal sinirin intrakraniyal bölümünün belirlenmesinde CT ve diğer metodlara göre daha üstündür. MRG çok iyi bir yumuşak doku rezolüsyonu verir ve trigeminal sinirin tüm seyrini mükemmel bir şekilde görüntüler. Kemik artifaktı yoktur ve koronal planda direkt olarak incelemeye imkan veren multiplanar kapasiteye sahiptir. Ancak ödeme karşı olan aşırı sensivitesi nedeniyle öncelikle tümörü ödemden ayırmak kontrastsız MRG’lerde zordur. Fakat MRG’deki gelişmeler kontrastın kullanılması ile neoplastik ve normal dokular arasındaki birleşim noktasının belirlenmesi sağlanmıştır ve bu da MR spesifitesini yükseltmiştir.

Yapılan çalışmalar MRG ile belirlenen trigeminal tutulumu olan multipl skleroz (MS) hastalarında genellikle trigeminal nevralji veya 5. kranial sinirin dağılım bölgesinde ağrısız parestezi bulunduğunu göstermiştir. Yapılan bir çalışmada trigeminal tutulumu olan bir grup MS hastasında MR karakteristikleri tanımlanmaya çalışılmış ve T2 ağırlıklı görüntüleri içeren MRG’nin asemptomatik veya oligosemptomatik hastalarda bile kraniyal sinirin demiyelinize lezyonlarının değerlendirilmesinde önemli bir araç olduğunu göstermiştir.

**Mandibuler Sinirin Seyrinin Belirlenmesi ve Dental İmplant Uygulamalarında Manyetik Rezonans Görüntülemenin Rolü:** MRG rutin olarak dental implant planlanmasında kullanılmamaktadır. Bir görüntüleme yönteminin implant planlanması için uygunluğunun belirlenmesinde 4 kriter vardır.

1. Risk altındaki dokuların iyi bir şekilde değerlendirilmesi

2. Yüksek geometrik doğruluk

3. Düşük artifakt

4. Kemiğin direkt olarak görüntülenmesini sağlamalıdır.

MRG bunlardan ilk 3’ünü çok iyi bir şekilde yerine getirmektedir. MRG’nin CT’yle karşılaştırıldığındaki tek dezavantajı kemiğin direkt olarak görüntülenememesidir. Kemiğin görünümü için sadece kemiği çevreleyen yumuşak dokuların negatif kontrastından sonuç çıkarılabilir.

**Manyetik rezonans görüntülemenin avantajları:**

* Yüksek yumuşak doku kontrastı,
* Multiplanar görüntüleme yapılabilmesi,
* İyonize radyasyon kullanılmaması,
* İyotlu kontrast madde gerektirmemesi,
* Vasküler yapıların görüntülenebilmesi,
* Kıkırdak dokunun değerlendirilebilmesi,
* Kemik medullanın görüntülenebilmesi,
* Pek çok anatomik ve fonksiyonel yapının aynı tetkikte değerlendirilebilmesi.

**Manyetik rezonans görüntülemenin dezavantajları:**

* Hareket artifaktlarına çok duyarlıdır,
* Tetkik süresi oldukça uzundur,
* Kemik yapılar ve kalsifikasyonlar iyi görüntülenemez,
* Klostrofobisi olan hastaların incelenmesi mümkün olamaz,
* Vücuduna cerrahi olarak ferromanyetik etki oluşturan metaller yerleştirilmiş hastalara MRG görüntülemesi uygulamak mümkün değildir,
* Sinyal özellikleri nedeniyle beyinde akut kanama gösterilememektedir,
* Yüksek maliyetli bir tekniktir .

**Nükleer tıp uygulamaları**

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 tekniği ile cismin ayrı bölgelerden farklı absorbsiyonlar 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 tekniği**nde 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, osteomiyelit, travma, kırıklar, artrit, sinirlere gelen bası sonucu oluşan açıklanamayan ağrı tanısında, tükrük 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.

**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 onkolojikyöntemler 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** 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 ile daha erken tanı konulabilmektedir. Kanserin hangi evrede olduğunu belirleyerek tedavinin planlanmasına ciddi katkı sağlanmaktadır.

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

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

**Baş-boyun tümörlerinde ve lenfomalardaki** FDG tutulumu biyopsi örneklerindeki proliferatif hüc­re yüzdesi ile korelasyon gösterir. Bu korelasyon akım sitometrik çalışmalarla da ka­nıtlanmıştır.PET’le yapılan uygulamaların % 10’luk bölümünü de **beyin hastalıkları** oluşturmaktadır. En önemli bunama nedeni olarak bilinen **Alzheimer hastalığı**na 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 kullanılabilecek radyoaktif molekül çeşidi, vücuttaki molekül çeşidi kadar olabilmektedir.

Günümüzde lezyonların anatomik lokalizasyonunun daha doğru bir şekilde yapılabilmesi amacıy­la fonksiyonel PET görüntüleri anatomik BT/MRG görüntüleriile birleştirilerek **füzyon görüntüle­me** çalışmaları da yapılmaktadır.

**SPECT:** 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 radyofarmasötiğin yaydığı ışınların gama kamera ile birçok değişik açıdan deteksiyonu ile tomografik görüntüleri oluşturulur. 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, sagital ve koronal görüntü kesitleri oluşturulur. SPECT, kanlanma ve radyoaktif maddelerin vücuttaki tutulumları hakkında önemli bilgiler verir.

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 çakıştırma yapılarak füzyon görüntüleri elde edilebilir.

**Kemik taraması (bone scan-kemik sintigrafisi):**

Kemik tarama nükleer tıpta sıklıkla kullanılan uygulamalardan biridir. Kemik taramaları osteomiyelitin 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 Tecnetium 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.

Üç fazlı kemik taraması osteomiyelit ve selüliti 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 görülmüyorsa patolojinin osteomiyelit olmadığı, üçüncü faz sonrasında tutulum gözleniyorsa osteomiyelit 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.

**Diş Hekimliğinde kullanım alanları:** 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. 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.

**Ultrasonografi (US)**

Ultrason, kulağın tespit edebildiği üst sınır olan 20 kHz üzerinde olan seslerin genel adıdır. Diyagnostik ultrasonografi ya da diğer adıyla sonografi elde edebilmek amacıyla, 1 ile 20 MHz dalga boyundaki seslerin klinik olarak uygulanır. Bu amaçla, elektrikli bir cihazda bulunan dönüştürücü yardımıyla bipolar özellik taşıyan piyezoelektrik özellikteki madde yoluyla iletilen vibrasyonlar, dokulara ulaşır. Dokuların farklı sonik geçirgenliklerine bağlı olarak; emilen, yansıyan, geri dönen ya da difüzyona uğrayan sonik dalgalar tekrar piezoelektrik kristale ulaşarak, bilgisayarda işlenip görüntü meydana getirmektedir. Yöntemin en ilginç noktası, hem iletici hem de algılayıcı birimin bu piyezoelektrik kristal olmasıdır. Hızla şlenden geçirilen ekolar sayesinde dokular hareketli olarak incelenebilmekte ve yöntem Eş Zamanlı Görüntüleme olarak adlandırılmaktadır. X ışınlı görüntülemede imaj dokudan geçen ışınlar tarafından oluşturulurken, ultrasonografik görüntülemede imajı meydana getiren, yansıyan ses dalgası ışınlarıdır. Her bir dokunun akustik geçirgenliğine bağlı olarak özel bir görüntüsü olduğu gibi, dokulardaki patolojik değişimler de aynı şekilde izlenebilmektedir. Maksillofasiyal bölgede US özellikler, tükürük bezlerinin, yüzeyel tümör, kist ve enflamatuar değişimlerin saptanması ve boyutlarının belirlenebilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Ayrıca TME incelemesinde yumuşak dokulara ait özelliklerin; eklem diskinin lokalizasyonu ve enflamatuar efüzyon gibi değişimlerin saptanmasında da kullanım alanı bulmaktadır.