

1.Giriş:

Biyomedikal cihazlar ve Biyomedikal görüntüleme cihazları günümüzde tıp biliminin; tanı, teşhis ve tedavide en büyük yardımcılarıdır. Biyomedikal görüntüleme cihazları; AR-GE aşamasından, üretimine ve üretim sonrası teknik servisine kadar son derece yoğun özen ve dikkat gerektirmektedir. Hastayla bazı durumlarda birebir temas halinde olan bu cihazların en ufak bir kusuru onulmaz sonuçlar doğurabilmektedir. En üst düzeyde kusursuz olmak zorunda olan bu cihazlar sayesinde ve toleransların olabilecek en düşük değerlerde tutulması, yüksek kusursuzluk ve hekime en iyi teşhisi imkanını sunacaktır.

Biyomedikal cihazların üretimi ya da servisinin olduğu kadar seçiminin de ayrı bir dikkat ve özen gerektireceği aşıkardır. Zira ihtiyaca uygun cihaz seçimi, diğer sektörlerin aksine tıp sektöründe çok büyük önem arz etmektedir. Seçilen cihazların yüksek verimlilikle çalışması için, seçim ve satın alma aşaması çok iyi değerlendirilmelidir.

Biyomedikal ve özellikle Radyodiyagnostik Cihazlar teknolojisi, bir otomotiv ya da uçak teknolojisinin aksine halen oturmuş değildir. Bu teknolojiyi halen ana kıstaslara ayıramamaktayız. Bunun başlıca nedeni; Radyodiyagnostik Cihazlarını ilk ortaya çıkışının üzerinden sadece bir yüzyıl geçmiş olması ve birden çok firmanın; birbirinden çok farklı teknolojik başarımlar ve yöntemle cihazlarını geliştiriyor ve üretiyor olmasıdır. Ancak bu cihazlar için bir kaç ana özellikten ve çalışma prensiplerinden söz edebiliriz. Radyodiyagnostik cihazlardan elde edilen görüntülerin iyileştirilmesi için yapılan çalışmaların ana çıkış noktasıysa bu cihazların bazı ortak çalışma prensipleri olmuştur.

Projemde çok geçecek olan Radyodiyagnostik Cihaz teriminin anlamı, Radyasyonlu Görüntüleme Cihazları olarak Türkçe'leştirilebilir.

Bitirme projemi seçerken dikkat ettiğim en önemli nokta; ülkemizde bu cihazların yeterince tanınmaması ve dünyadakinin aksine ülkemizde bizzat Elektrik-Elektronik Mühendislerince incelenip, pazarlanması gerekirken farklı meslek dallarından gelen insanlarca yapılmasıydı. Projemin birinci aşamasında; Tıp Elektroniği, Radyoloji, Radyodiyagnostik kavramları tanımlanırken Radyodiyagnostik cihazların (MR,CT) tanıtımını ve birbirlerine karşı olan

üstünlüklerini açıklanmaya çalışılmıştır. İkinci aşamada ise bu cihazlar hakkında ileri bilgilere yer verilerek görüntülerin iyileştirilmesinde yeni tekniklere yer verilmiştir.

Hazırlanmış olan bu proje Radyodiyagnostik (Radyoloji Amaçlı Görüntüleme) Cihazlardan, onlarla ilgili incelemelerden, hipotezlerden ve ispatlardan oluşmaktadır. Bunun yanında bu cihazlar için nasıl görüntü iyileştirmesi yapılabileceğinin yolları araştırılmış ve okuyucuya bu amaçla yol gösterilmiştir. Radyodiyagnostik Cihazlar biyomedikal yani tıp elektroniğinin önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Zira önemli teşhis ve tanımlar bunlarla yapılmakta ve AR-GE'den en büyük payı bunlar almaktadır. Bu önemli cihazların muamma oluşu, ve her zaman olduğundan daha çok araştırılıp öğrenilmesi gerekliliği bunlara daha çok yer ayırmama neden olmuştur. Yine bu cihazlar için ülkemizde kurulu bir endüstrinin olmayışı, bu yöndeki çalışmalarımın ana hedefi olmuştur.

Radyodiyagnostik cihazların kanımca bir diğer önemli özelliği; çağımızın vebası olarak tanımlanan kanser hastalığının bulgularının tespitinde ve hastalığı nitelemede kullanılmalarıdır. Bu özellikleri nedeniyle bu cihazlar; teknolojinin diğer ürünlerinin aksine gayet insancıldır ve insani amaçlara hizmet etmektedir. Radyodiyagnostik cihazlar bu onurlu işlerine yaraşır biçimde hayat kurtarıcı cihazlardır. Bu konuya çok daha özen göstermemin belki de en büyük nedeni budur.

Tıp teknolojisinde ve Tıp terminolojisinde şu iki terimin açıklanması kanımca çok önemli ve gereklidir. Bu terimler Teşhis (Tanı) ve Tedavi'dir. Bu terimler birbirine oldukça çok karıştırılmaktadır. Bu terimleri ve diğer gerekli gördüklerimi sırasıyla açıklamak gerekirse;

- Teşhis (Tanı) = Hekimin çeşitli cihazlar yardımıyla ya da olmadan hastanın şikayetinin nedenini belirlemesidir.
- Tedavi = Hekimin teşhis evresinden sonra hastanın belirlenen şikayetini giderme işidir.
- Görüntüleme = Hastanın şikayetli vücut bölgesinin çeşitli yollarla teşhis amaçlı incelenmesidir. Bir tür teşhis-tanı yöntemidir.

Radyodiyagnostik cihazlar adından da anlaşılacağı üzere radyolojik görüntülemelerde kullanılır. Bu cihazlar belirli bir frekansın üzerindeki dalgaları kullanırlar. MR cihazları radyo dalgalarını,

CT cihazı çok yüksek hızlı x ışınlarını kullanır. Bu cihazlar yakın geçmişte tıbbın hizmetine girmiş ve gelecekte daha yoğun kullanılacaklardır.

Projemde en çok kullanacak olduğum ve önemli olarak gördüğüm birkaç kısaltmayı burada tanımlamayı daha uygun buluyorum.

MR: Magnetic Resonance- Manyetik Rezonans

CT: Computerized Tomography- Bilgisayarlı Tomografi

Yukarıda bahsi geçen Radyodiyagnostik cihazların ortak özelliği en fazla 30 yıl gibi kısa bir geçmişe sahip olmaları ve bu nedenle bir çok yönleriy halen alışkın olduğumuz konvansiyonel teknolojiden çok farklıdır. İncelemede, biraz farklılaşarak cihazların çalışma prensiplerinin yanı sıra eş zamanlı olarak yapılarında teknoloji hakkında kıyaslamalı ve pratik bilgilere de yer verilecektir.

Bitirme I projesiyle Tüm biyomedikal cihazların yanı sıra önemli radyodiyagnostik cihazlar okuyucuya tanıtılmış ve bu cihazlar hakkında ileri bilgiye sahip olması sağlanmıştır. Aynı zamanda bu cihazların tasarım ve servis klavuzu; bu konuda önemli bir kaynak niteliği oluşturulmuş ve bir eksiklik giderilmeye çalışılmıştır. Bunun yanı sıra verilen Biyomedikal cihazlar satın alma klavuzu, bu cihazları satın alacak olan kişilere yol gösterici olması amaçlanmıştır.

Bitirme II projesiyle Radyodiyagnostik Cihazlar üzerinde derinlemesine durulmuş; MR ve CT cihazları derinlemesine incelenmiştir. Aynı zamanda bu cihazlardan elde edilen görüntülerin nasıl iyileştirilebileceği tartışılmış ve ilk referans tasarımlar üretilmiştir.

2. Genel Tanımlar, Ana Hatlar

Tıp teknolojisi kavramı mühendislerce kurulmuş olmasından ve de bir çok benzer alt terim barındırmasından dolayı ana hatlarıyla kavramları açıklamak uygun olacaktır. Tıp teknolojisinde en önemli kavram öncelikle kendisidir. Daha sonra proje ile alakalı olarak sırasıyla; Radyodiyagnostik, Radyodiyagnostik Cihazlar açıklanacak, tartışılacak ve tanımlanacaktır. Bu tanımlamaların sonunda oluşan ana hatlar ışığında üçüncü bölüme geçilecektir.

2.1. Biyomedikal – Tıp Elektronik Nedir?

Biyomedikal; kelime anlamıyla, Tıp Teknolojisi'ne karşılık gelmektedir. Bu kavram, günümüzde sağlık alanında teşhis ve tedavi amacıyla kullanılan mekanik, elektronik cihaz ve sistemlerden oluşmaktadır. Günümüz modern tıbbının hastalıkların tanı ve teşhisinde; hekimlere kılavuzluk etmek amacıyla Mühendislerce geliştirilen cihazlar, kısaca Biyomedikal Cihaz olarak anılır ve tamamıyla yüksek özen ve dikkat isteyen süreçler sonucu üretilmiş cihazlardır. Bu cihazlar hekimlere, tıbbi uygulamalarda yüksek rahatlık ve konforu sunarken; hastaların bu müdahalelerden en az etkilenmelerini sağlamak için üretilirler.

Tıp Elektronik, hastalıklarla mücadelede artık vazgeçilmez bir ana unsurdur. Gelişen tıp teknolojisiyle hekimler gün geçtikçe daha çok hastaya ulaşmakta aynı zamanda hastalıklardan geri dönüşümde ve tedavi kararlarında daha ileriye gitmektedirler. 20 yıl öncesine baktığımızda teknolojinin -özellikle tıp tekniğinin- gelişimine paralel olarak tıbbın da tahmin edilenden daha hızlı geliştiği aşikardır.

Biyomedikal cihazlar Teşhis (Görüntüleme) , tedavi cihazları, laboratuvar cihazları olarak üçe ayrılır. Bunlardan ilki hastalıkların ve gelişen lezyonların teşhisinde kullanılırlar. İkinci gruptaki cihazlar ise, teşhisi konmuş hastalıkların ya da sağlık sorunlarının giderilmesinde kullanılırlar. Ancak günümüzde bu cihazları birbirinden ayırmak oldukça güç bir hale gelmiştir zira bir çok tedavi cihazı aynı zamanda teşhis cihazında bulunan bazı özellikleri de kapsar hale gelmiştir. Tıpta yönelim de uzun vadede tüm özelliklerin bir arada toplandığı kompleks cihazlar doğrultusundadır. Keza bu cihazların gelecekte teşhis ve tedavi masraflarını aşağı çekmesi aynı zamanda diyagnoz sürelerini azaltması beklenmektedir. Üçüncü gruptaki

cihazlar ise laboratuarlarda kullanılan ve örnekler üzerinde testler yapılmasında yardımcı olan cihazlardır.

2.2.Radyodiyagnostik Nedir?

Radyodiyagnostik; kelime anlamı olarak sürekli bahsi geçtiği üzere; **radvolojik görüntüleme** anlamına gelir. İnsan vücudunun belirli bir kesiminin ya da tümünün tıbbi amaçlı görüntülerinin çıkarılmasıyla mevcut hastalıkların bilgisi elde edilmiş olur. Tıbbi amaçlı görüntüler elektriksel, sonik veya radyolojik gibi birbirinden farklı yöntemlerle üretilir. Radyolojik görüntülemenin aksine diğer görüntüleme çeşitleri çok farklı yöntemlerle vücut görüntüsünü elde ederler. Ancak radyolojik görüntülemede vücudun kesitsel görüntüsünün çıkarılması için X-ışınları veya Elektromanyetik alanlar kullanılır. Bu nedenle diğer görüntüleme yöntemlerinin aksine çok farklı bir yöntem izleyen bu cihazlar vasıtasıyla yapılan görüntülemeye Radyolojik Görüntüleme; bu görüntüleri işlemeyi, incelemeyi araştıran bilim dalına da Radyoloji adı verilir.

Radyodiyagnostik vasıtasıyla hekimler bir asır öncesinde tahmine ve bir kaç karakteristik belirtilere dayalı olarak hastalıkları tedavi etmeye çalışırken, günümüzde hastalıkları, hastalıklı lezyonları µm hassasiyetlerle elde edilmiş görüntüler vasıtasıyla görebilmekte ve bu sayede daha kolay teşhis imkanına kavuşmuş olmaktadırlar. Radyodiyagnostik cihazlar vasıtasıyla elde edilen ve daha kolay teşhis imkanı sunan radyodiyagnostik görüntüler hekimleri sadece kolay teşhis imkanına kavuşturmakla kalmamış, bu imkanın sonucunda hastalıkların daha spesifik yöntemlerle tedavi edebilir hale gelmelerini sağlamışlardır. Daha kolay teşhis sadece daha kolay tedaviyi yanında getirmemiştir. Bunun yanı sıra hastalıklar artık daha başlangıç safhasındayken, veyahut daha başlangıç aşamasındayken teşhis edilmiş ve böylece hastalar; tedavinin getirdiği yan etkilerden daha az etkilenerek tedavi edilebilme olanağına kavuşmuşlardır.

Tedavilerin bir asır öncesine nazaran çok büyük ölçülerde kısalması tedavi masraflarını ve tedavi için harcanan emekleri düşürmüş, hastalıklardan kurtulma oranlarını arttırmıştır. Bilimin ve özellikle teknolojinin gelişmesinin; aslında gayet sosyal sonuçlar doğurabileceği buradan

kolayca görülebilmektedir. Bu sosyal sonuçlar vasıtasıyla, elektroniğin özellikle tıp elektroniğinin gelişiminin nasıl tıbbı ve hastaya yansıdığı görülebilmektedir.

Sonuç olarak teknolojinin hayatın her parçasında olduğu gibi, tıbbın da artık vazgeçilmez bir parçası olduğu kolayca anlaşılmaktadır. Teknolojide yaşanan her gelişme, tıbbi teknolojiye yansıdığı takdirde tıpta ve hastalıklarda savaşımında etkisinin çok büyük olacağı aşıkardır.

Radyodiyagnostik görüntüleme X-ışınları, Elektromanyetizma, Ses Dalgaları ve Radyoizotoplar kullanılmaktadır. Sayılan bu yöntemlerin birbirinden çok farklı özelliklerinin olması, her bir yöntemin birbirine karşı belirli ve spesifik bir ya da bir kaç alanda üstünlüklerinin olduğu kanısını uyandırmaktadır. Mevcut bu üstünlük ve zaafı sonucunda farklı lezyonların ve vücut bölgelerinin görüntülenmesinde bu yöntemlerin herhangi birisinin kullanılabilceğini göstermektedir.

Bazı radyodiyagnostik yöntemler hücrelerin yapısı hakkında çok detaylı ve işe yarar görüntüler üretebilirken bazı yöntemler ise hücrelerin yapısı yerine onların fizyolojisi hakkında yani çalışmaları hakkında bilgi verir. Tıbbi açıdan her iki görüntüleme yöntemlerinin de yeri doldurulamaz üstünlükleri vardır.

Bu noktada Radyodiyagnostik görüntülemeyi en baştan iki ana sınıfa ayırabiliriz. Bu iki ana sınıf;

- *Tanı Amaçlı Görüntüleme*
- *Teşhis Amaçlı Görüntüleme*

Tanı amaçlı görüntüleme hastalığın var olup olmadığının tanısı koyulmaya çalışılırken, Teşhis amaçlı görüntüleme hastalığın, hangi hastalık olduğunun belirlenmesi için yapılan görüntüleme sekanslarıdır. Bu iki görüntüleme sınıfını kısaca açıklamak gerekirse;

- 1) Tanı Amaçlı Görüntüleme:** Bu görüntüleme doku veya organların yalnızca kesitsel görüntüleri çıkarılır. Bu kesitsel görüntüler çekim esnasında, doku ya da organın o anki yapısal görüntüsüdür aslında. Bu yapısal görüntüleri bakarak, doku anatomisi bilimine dayarak orada olmaması gereken bir lezyonun tanısı koyulabilir. Bu hastalıklı bir dokuya işaret etmektedir. Bu noktadan sonra yapılması gereken

dokunun hangi hastalığa ait olduğunu keşfetmektir. İşte bu noktada devreye Teşhis amaçlı görüntüleme girer. Tanı amaçlı görüntüleme, görüntülerini oluştururken X-ışını kaynaklarını, Elektromanyetik alanları ve Ultrason dalgalarını kullanabilir. Birbirinden farklı olan tüm bu yöntemler, hekimin insan vücuduna farklı bakış açılarından bakmasını sağlar.

Tanı amaçlı görüntüleme cihazlarının bir bölümünü sıralamak istersek; Röntgen (Conventional X-ray), Floroskopi (Floroscopy), Mamografi (Mammography), Anjiyografi (Angiography), Ultrason (Ultrasonografi), Bilgisayarlı Tomografi (Computerized Tomography), Manyetik Rezonans (Magnetic Resonance) bu cihazların en bilinenlerini oluşturmaktadır.

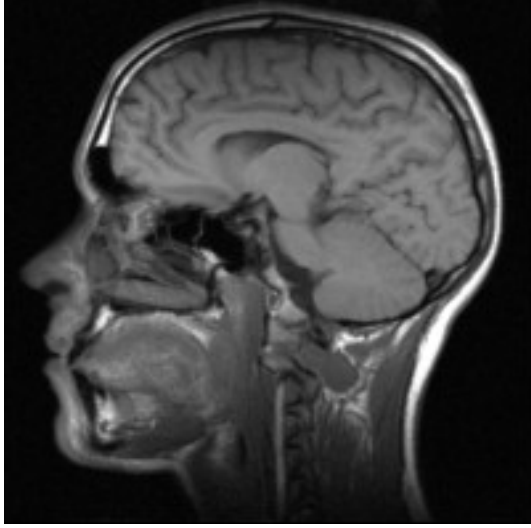
Tanı Amaçlı Görüntüleme Kullanılan Tıbbi Cihazlar

Yukarıda sıraladığımız ve çok çeşitli olan tanı amaçlı görüntüleme cihazlarını en geniş kapsamlı açıdan ve genel özelliklerini sıralayarak tek tek inceleyelim;

1- Manyetik Rezonans Cihazı: MR cihazı adından kolayca anlaşılacağı üzere manyetizmaya dayanır. Cihaz manyetik alan altında atomların manyetik alan yönüne yönelmesi ve belirli bir frekansta salınım yapmalarına dayanır. Üzerlerine Radyo Dalgaları uygulanan bu atomlar belirli bir frekansta bu radyo dalgalarını geri yansıtacaklardır. Bu yansıyan dalgaları alan MR cihazı görüntülerini oluşturur.

Kısaca özetlediğimiz takdirde;

- Cihazında bulunan güçlü mıknatıslar, insan hücresinde bulunan atom çekirdeklerinin titreşim yapmasını sağlayacak alanlar yaratır.
- Titreşen atomlar üzerine gönderilen radyo dalgaları onların salınım yapmalarını sağlayacak ve bu salınımların sonucunda bu atomlar bir radyo dalgası yayılımı yapmaya başlayacaklardır.
- Bu yayımlanan dalgalar bir bilgisayar yardımıyla hareketsiz veya hareketli 3 boyutlu görüntüler oluşturur.



Şekil 1. Yukarıda bir MR sekansı görülmektedir. Dikkatli incelendiğinde MR'ın gerçek bir kesit sunduğu açıktır.

MR cihazının etkili olduğu ve kullanım alanı ise vücuttaki yumuşak dokulardır. MR yumuşak dokularda maksimum kontrastlama ve görüntüleme yeteneğine sahiptir. Bu sayede MR ile yumuşak dokulardaki lezyon ve patolojik dokular kolayca incelenebilir.

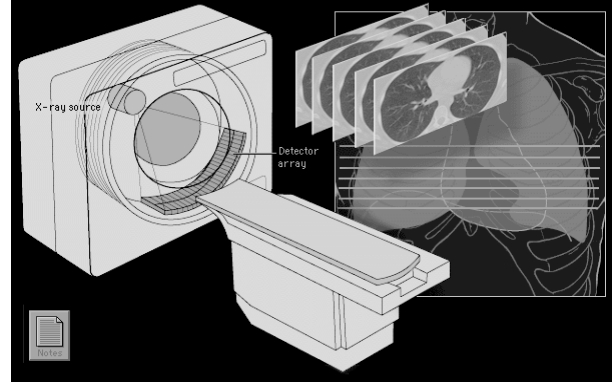
2- Ultrasonografi Cihazı: Ultrasonografi cihazı, hasta bölge ve lezyonların görüntülenmesinde ultrasonik ses dalgalarını kullanır. Cihaz yüksek frekanslı ses sinyallerinin dokulardan kolayca yansiyabilmesi sonucu görüntülerini oluşturur.

Cihaz; bir Transducer aracılığıyla hastalıklı dokuya jelle kaplı bir ara yüzey aracılığı ile ultrason dalgalarını uygular, ve belirli bir periyotta bu dalgaları dinlemeye geçer. Yansıyan dalgaları cihaz işler ve US görüntüsünü ekrana yansıtır. Ama amaç hastalıklı lezyonların; normal dokuların aksine daha yoğun olması ve daha çok ses dalgalarını yansıtması nedeniyle görüntülerde dokudaki normal olmayan farklılıklar kolayca tespit edilebilir.

US cihazı günümüzde; hassas dokuların incelenmesinde çok kullanılmaktadır. Zira bu inceleme yönteminin bugüne kadar hastalara herhangi bir zararının tespit edilmediği gibi maliyet bakımından da MR veya CT sekansına göre daha uygundur.

3- X- Işını Cihazları: X-ışını cihazlarını incelediğimizde bu ana grubun altında bir çok cihazın olduğunu görürüz. Bu cihazların bir ana grup altında toplanmasının nedeni hemen hemen çok benzer bir çalışma prensiplerinin olmasıdır. Zira bu cihazların hepsi, 1901 yılında bulunan RONTGEN cihazına, daha doğrusu Katot Işını Tüplerine (X-ışını Tüpü) dayanmaktadır. Tüm bu cihazlarda bir şekilde, bir X-ışın tüpü vardır. Bu ana grubu alt başlıklara ayırdığımızda;

- **Bilgisayarlı Tomografi (CT- Computerized Tomography)** : Bu cihaz X-ışın cihazlarının en gelişmişidir. Bu cihaz ile hekimler MR cihazında olduğu gibi vücudun belli bir bölgesinin kesit görüntüsünü çıkarabilme yeteneğine sahip olmuşlardır. Cihaz diğer röntgen cihazları gibi bir X-ışını tüpüne sahiptir. Ancak bu cihazın sabit bir tüp yapısı yerine, hareketli bir GANTRY üzerine monte edilmiş bir tüp yapısı vardır. Bu gantry sürekli ve belirli bir hızda dönerek şüpheli vücut bölgesinin üzerini taramış olur. Bu tarama; X-ışını dedektörüne gelen veriler doğrultusunda görüntü işleme bilgisayarlarıyla CT görüntüleri oluşturur. Oluşturulan bu görüntü MR görüntülerine oldukça benzemektedir.



Şekil 2. Yukarıda bir CT cihazı ve akciğer kesit görüntüsü örnekleri verilmiştir.

CT cihazının etkili olduğu dokuları ve vücut bölgelerini incelediğimizde daha çok Yapısı ve çalışma prensibi itibarıyla kemikli dokuların incelenmesinde, yumuşak dokularınkine oranla daha başarılıdır.

- **Konvansiyonel Röntgen (X-Ray):** Konvansiyonel Röntgen cihazı yüz yıl önce bulunan cihazla temelde tamamen aynıdır. Günümüze bazı değişiklikler ile ulaşmış ancak ürettiği görüntülerin rezolüsyonlarının artması ve sayısal olarak kayıt edilebilir röntgen üretmesi dışında daha farklı gelişmeler yaşamamıştır. Röntgen cihazından sonra Floroskopi ve CT cihazları çıkmış ancak halen röntgen cihazları üretilmeye devam edilmiştir. Bunun nedeni gayet basittir. Hala CT veya Floroskopi incelemesine başvurulmadan birçok hastalığın tanısı Röntgen ile konulabilmektedir. Bu hem maliyet hem de hastanın daha az iyonize radyasyona maruz kalmasını sağlayacak bir yöntemdir. Zira Röntgen cihazı bu görüntü kabiliyetinin yanında

düşük maliyet ve daha az iyonize radyasyon imkanını sağlaması nedeniyle modern tıbbın vazgeçilmez bir görüntüleme cihazı olmaya devam edecektir.

- **Floroskopi** : Konvansiyonel rontgenin yetersiz kaldığı özellikle kolon ve sindirim sistemi dokularının daha iyi görüntülenebilmesi ve hastalıklı lezyon ve tümörlerin tedavisinin ne aşamada olduğunu belirleyebilmek için geliştirilen bu cihaza floroskopi adı verilmiştir. Aslında adını da, çalışma prensibindeki ışığı geçiren ve geçirmeyen yüzeyleri fark edebilmesinden almaktadır.

Floroskopi cihazı, hastanın bir tarafından X-ışını tüpüyle onu limitli radyasyona maruz bırakır. Tüpün tam karşısında bulunan X-ışını kamerasının gelen x- ışınlarını



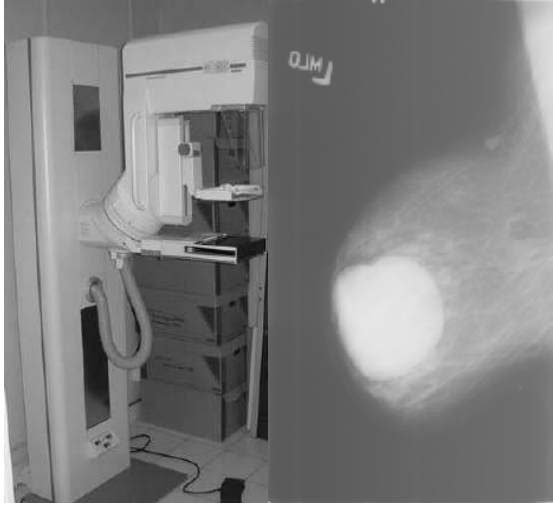
Şekil 3. Floroskopi cihazı ve cihazın kalın bağırsakları opak madde kullanarak verdiği görüntüsü

olarak operatörün monitörüne iletilmesiyle floroskopi görüntüleri oluşturulmuş olur. Floroskopi cihazı kamera ile x-ışını kaynağı arasında hasta koyulması mantığına dayanır. Bu sürekli bir görüntü oluşturacaktır. Yani operatör hastanın canlı X-ışını görüntüsünü elde edebilecektir, sonra istediği bu görüntüleri Röntgen kağıdına basma imkanına sahiptir. Floroskopi sekanslarının, opak

madde aracılığı ile de yapılabilmesi mümkündür, zira hastanın bedenine verilen Baryum gibi maddeler X-ışınının geçmesini engellerken bazı dokuların görünür bazılarının ise görünür olmayan hale geçmelerini sağlayarak; hekimin görmek istediği lezyonlar hakkında daha çok bilgi sahibi olmasını sağlayacaktır.

Floroskopi cihazı önemli olan bu özelliğine rağmen bazı sorunları da beraberinde getirmektedir. Zira hasta, bir floroskopi sekansında, konvansiyonel rontgen sekansına oranla daha fazla radyasyona maruz kalmakta bunun sonucunda ise hastanın kanser veya tümör riski taşımamasını engellemek amacıyla bir yıl içerisinde yapılabilecek Floroskopi sekansı oldukça sınırlı olmak zorundadır.

- **Mamografi:** Mamografi cihazı adından kolayca anlaşılacağı üzere , yalnızca

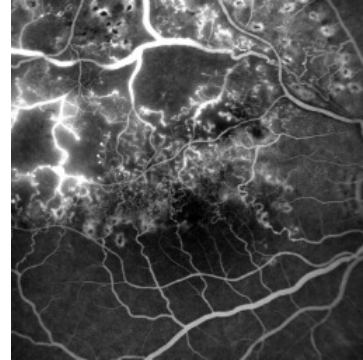


Şekil 4. Mamografi cihazı ve yanında görülen görüntüde hastalıklı bir göğüs görülmektedir

kadınlar için üretilmiş ve sadece göğüs sekanslarında kullanılan bir röntgen cihazıdır. Yine temeli Röntgen cihazına dayanmaktadır ancak bu cihaz direkt ve çok yakın mesafeden X-ışını uyguladığı ve uyguladığı dokunun çok ince olması nedeniyle limitli bir X-ışını uygular. Bu cihazın üretilmesinin başlıca nedeni Göğüs Kanserinin çok sık görülmesi ve normal konvansiyonel röntgen cihazıyla bu görüntülerin çok zor alınması,

uygulanan iyonize radyasyonun göğüsteki hastalıklı lezyonun daha da ilerlemesi riskidir.

Mamografi cihazı bir çok ileri görüntüleme tetkiklerine gerek kalmadan kolayca hastalıklı lezyonun teşhisini sağlamasıyla beraber maliyet açısından da oldukça uygun bir cihazdır.



Şekil 5. Yanda retinanın anjiyo görüntüsü ve dual kollu anjiyografi cihazı görülmektedir.

- **Anjiyografi:** Bu cihaz daha çok kalp hastalarında, kalbin ve damarların görüntülenmesi için kullanılır. Adından da anlaşılacağı üzere damar görüntülemek için kullanılır. Cihaz yine konvansiyonel röntgen prensibinde çalışır. Ancak onun aksine kalp damarlarını çok iyi görüntüleyebilecek şekilde rezolüsyonu çok yüksektir. Bu sayede tıkalı damarlar kolayca fark edilebilir



ve anjiyo işlemi daha efektif yapılabilir. Bu cihaz aynı zamanda invazif yani girişimsel olarak da kullanılabilir.

Anlaşılabacağı üzere bu cihaz anlık görüntüleri verebildiği ve opak maddelerin kullanılabilir olması nedeniyle cihaz yardımıyla anjiyo işlemi daha kolay yapılır. Bu çalışma yapısıyla Floroskopi cihazına benzemektedir.

2) Teşhis Amaçlı Görüntüleme: Tanısı koyulmuş bir dokunun tam olarak ne olduğunu belirlemek için yapılan görüntülemedir. Bu görüntüleme çeşidinde hastalıklı dokunun yapısal özelliklerini inceleyebilmek herhangi bir ayrıntıya ulaşamaz ancak dokunun tüm fizyolojik özelliklerine ulaşılabilir. Çünkü teşhis amaçlı görüntüleme dokuların fizyolojisini çok yüksek başarımda gösterebilecek bir alt yapıya sahiptir.

Teşhis amaçlı görüntülemelerde genellikle radyoizotop adını verdiğimiz, aslında radyoaktif olmayan maddelerin ışınlanarak izotoplarına dönüştürülmesiyle çok düşük radyoaktiviteye ve çok düşük yarılanma ömrüne sahip maddeler elde edilir. Bu maddeler insan vücuduna verildiğinde, o maddenin uğradığı insan dokusu; yüksek sensitiviteye sahip bir kamera sistemi tarafından incelenmekte ve içerisinde belirli bir radyoaktif madde bulunan dokunun yapısal görüntüsünü çıkarmaktadır. Cihaz grafisini oluştururken, radyoaktif özelliğe sahip maddenin, dokunun içerisinde hangi kimsayalarla reaksiyonlara girdiğini, hangi vücut bölgelerine gönderildiğini, hangi dokularda parçalandığını vb fizyolojik doku bilgilerini üretir. Bu yöntem vasıtasıyla hekim daha önce tanısı konmuş şüpheli dokunun teşhisini koyarak uygulanacak tedaviyi belirleyebilir. Teşhis amaçlı görüntüleme cihazlarını sıralamak istersek bunlar; Gama Kamera (Gamma Counter/SPECT), Pozitron Emisyon Tomografi (Pozitron Emission Tomography/PET) cihazları bu sınıfın en bilinenlerini oluşturmaktadır.

- **Gamma Kamera (SPECT)** : Bu cihaz hastahanelerde Radyoloji ABD’de kanser teşhis ve tedavisi esnasında, veya belirli organların çalışma bozukluklarının belirlenmesinde kullanılır. Çalışma prensibi Floroskopi cihazına benzer ancak bu



Şekil 6. SPECT sistemi görülmektedir.

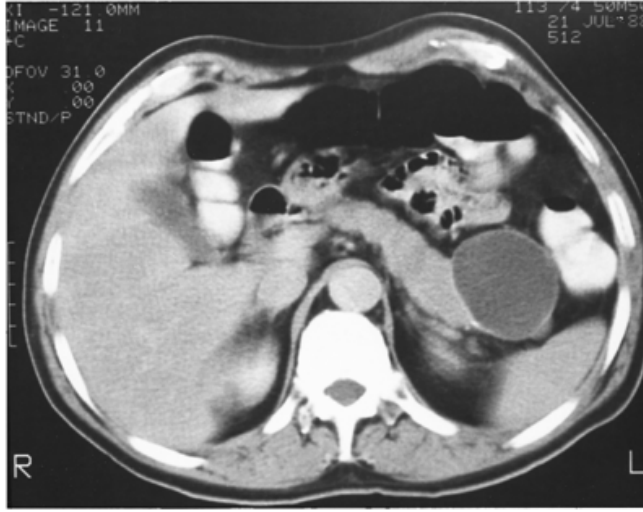
cihazın aktif bir X-Işını tüpü yoktur. Bu cihaz görüntülerini vücuda ve genelde doğrudan damara verilen ve yarılanma ömrü çok kısa olan Radyoİzotopun ışımalarını; gamma ışınlarına duyarlı bir kamera aracılığı ile operatörün monitöründe anlık olarak oluşturur. Cihazın ana amacı

organların çalışma yapısını göstermek, ve hastalıklı lezyonu daha geniş çaplı ve diğer radyodiyagnostik cihazların aksine farklı bir açıdan izlemektir. Bu cihazla tedavinin hangi aşamaya geldiğini incelemek mümkündür. Cihazdan alınan görüntüler organların ana silüetlerini oluştururken; dolaşım sistemi ve buna bağlı olarak organların ilk yüzeylerindeki fizyoloji hakkında derin bilgi üretir. SPECT cihazı, PET cihazının aksine vücuda geniş bir açıdan bakılmasını sağlar.

- **Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)**: Yine Nükleer Tıp A.D. bulunan bu cihaz vasıtasıyla SPECT görüntüleme olduğu gibi vücudun belirli bir bölgesinin anatomik yapısının aksine fizyolojisini gösterir. Ancak PET cihazı ait olduğu teknolojiyle orantılı olarak SPECT cihazından daha farklıdır. SPECT cihazında bir ya da iki adet dedektör vardır ve bu dedektörler vasıtasıyla vücudun geniş bir bölgesinden gelen X-ışınlarını daha doğrusu; Gamma Işınlarını (γ) alarak izlenebilir görüntüler oluşturur. PET cihazı ise; daire şeklinde dizilmiş dedektör setlerini üzerinde barındıran bir şasiye sahiptir. Bir dizi şeklinde dizilmiş dedektörler vasıtasıyla vücuttan gelen Işınları (Pozitron ışınları β) algılayarak dokuların kontrastlı görüntüsünü oluşturur. Bu görüntüler bize çekim anında ışımaya yapan bölgenin o andaki fizyolojisi hakkında bilgi verir.

PET görüntülemenin, SPECT görüntülemeden farklarını incelemek istersek; PET cihazının SPECT cihazının aksine geniş bir vücut bölgesini görüntülemek yerine dar bir bölgenin görüntüsünü oluşturur. Ancak oluşturduğu bu görüntü, SPECT cihazının görüntülediği rezolüsyondan ve spesifiteden çok daha yüksek değerle

ulaşır. Hatırlanacağı üzere SPECT görüntüleri genellikle damarlar, ana arterler ve



Şekil 7. CT Cihazından Alınmış Pankreas Görüntüsü.

onlara çok yakın olan dokuların fizyolojisini görüntüleyebilme kabiliyetine sahipken; PET cihazı doğrudan organa verilen Radyoizotop vasıtasıyla organın Tomografik görüntülerinin oluşturulmasını sağlar. Yapı itibarıyla da SPECT sisteminde bir ya da iki adet geniş dedektörler bulunmakta iken, PET sisteminin küçük boyutlu bir dizi halinde halka şeklinde dizilmiş daha küçük boyutlu dedektörlerden oluşur. Bu

dedektörlerin her biri aldığı pozitron ışımalarından görüntü sinyallerini oluşturarak ana sisteme iletir ve bu sayede PET çıktısı elde edilmiş olur. PET sistemi ile elde edilebilecek hastalık bilgileri arasında Alzheimer ve sara gibi hastalıklar da vardır. PET görüntüsünün bir diğer avantajı ise dokunun kesitler halinde görüntülenebilmesidir. Bu sayede bir organın neredeyse tamamının radyoizotop etkisi altında davranışını görüntüleyebilme kabiliyetine sahiptir. Bu durum SPECT sisteminde gözlemlenemez, ancak SPECT sisteminin bu dezavantajına rağmen modern tıba hizmet etmesinin en büyük nedeni, tüm vücut ya da vücudun büyük bir bölümünün görüntüsünü eldede PET'ten daha yüksek başarımla sahip olmasıdır.

Sonuç olarak; PET ya da SPECT sistemleri ile Tıp dünyası önceden elde etmiş olduğu ve sadece dokuların anatomisi hakkında bilgi veren görüntülerin aksine; artık dokuların fizyolojisi hakkında bilgi adinebileceği ve herhangi bir hastalığın aktif mi, yoksa deaktif mi olduğunu, hangi aşamaya geçtiğini öğrenebilir hale gelmiştir.

2.3. MR ve CT Cihazları Hakkında Kısaca

Radyodiyagnostik cihazlar adından da anlaşılacağı üzere radyolojik görüntüleme için kullanılır. Bu cihazlar belirli bir frekansın üzerindeki dalgaları kullanırlar. MR cihazları radyo dalgalarını,



Şekil 8. CT Cihazının Önden Görünüşü.

CT cihazı çok yüksek hızlı x ışınlarını, US cihazı ise ses dalgalarını kullanır. Bu cihazlar yakın geçmişte tıbbın hizmetine girmiş ve gelecekte daha yoğun kullanılacaklardır. Radyodiyagnostik cihazlar, biyomedikal yani tıp elektroniğinin önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Zira önemli teşhis ve tanımlar bunlarla yapılmakta ve AR-GE'den en büyük payı bunlar almaktadır.

Radyodiyagnostik cihazların iki önemli üyesi olan Manyetik Rezonans (MR) , Bilgisayarlı Tomografi (CT) Cihazları bu bölümde daha detaylı olarak incelenecek birbirlerine olan üstünlükleri ve dezavantajları tartışılarak gereklilikleri anlatılacaktır.

Okuyucu; bu projenin ana temasını oluşturan ve sık sık bahsi geçen bu iki cihazın (MR – CT) kullanım alanlarının ne olduklarını bu bölümde daha iyi anlayacak ve bu cihazların temel çalışma prensiplerinin ne olduğunu kavrayacaktır. Bu sayede; okuyucunun daha sonra ki bölümlerde; bu cihazların temeli hakkında bilgileri ve özellikle ileri mühendislik verilerini alırken kavram kargaşası ve tanım bolluğu arasında kaybolmasının önüne geçilecektir.

Bu bölümde bahsi geçen iki cihaz sırasıyla;

- Manyetik Rezonans Cihazı (MR)
- Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (CT)

'dir.

2.3.1. Manyetik Rezonans Cihazı (MR)

2.3.1.1. MR Hakkında Kısaca

Manyetik rezonans adından da anlaşılabilceği üzere manyetik titreşim anlamına gelir. MR cihazı protonların manyetik alan altındaki titreşimlerinden yola çıkarak oluşturulmuş ve tanı amaçlı kullanılmaktadır. Cihazın temeli ; 1981 yılında ilk prototipleri geliştirilmiş ve uygulanmaya başlanmıştır. Gerçek anlamda modern tıbbın hizmetine ise 1984 yılında girebilmiştir. Cihaz o yıllarda tek bir üretici tarafından üretilmiş ve izleyen yıllarda üretici sayısı birkaç yıl içinde dörde çıkmıştır. MR cihazı ülkemizde ise ilk olarak 1986 yılında hizmete girmiş ve o tarihten bu yana sayısı giderek artmıştır.

Ancak Nükleer Manyetik Rezonans (NMR)' in ilk olarak tanımlanması 1946 senesinde Purcell ve Bloch tarafından gerçekleştirilmiştir ve bu çalışmalarından ötürü 1952 senesinde Nobel ödülüne layık görülmüşlerdir. Bu çalışmaların yayımlanmasının hemen akabinde NMR kimyasal yapıların analizi çalışmalarında çok önemli bir yer edinmiştir. 1973 'te Lauterbur ve Mansfield fiziksel yapıların analiz edilmesinde NMR tekniğini kullanmışlardır. Bu çalışmaların hız kazanmasının ardından Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) tekniği bir çok biyomedikal, kimya ve mühendislik uygulamalarında kullanılır hale gelmiştir.

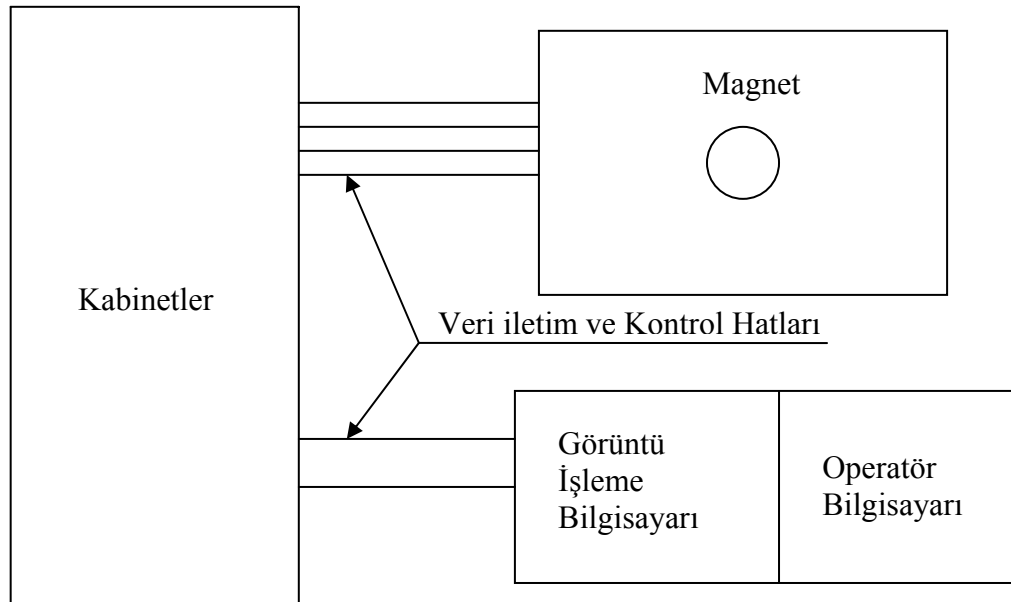
MR cihazı bu bölümde genel bir kapsamda açıklanacak ve cihazın temellerine değinilecektir. Daha sonra ise Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) üzerinde durulacaktır. Aynı zamanda MR 'ın tıpta ne konumda olduğu, avantaj ve dezavantajları üzerinde durulup, başarılı olduğu lezyonlar hakkında bilgi verilecektir.

2.3.1.2. MR Temelleri ve Cihazın Bileşenleri

Manyetik rezonans cihazını incelediğimizde cihazın 3 ana kısımdan oluştuğunu görürüz. Bu kısımlar;

- Magnet
- Kabinetler
- Görüntü İşlem ve Operatör Bilgisayarları.

Bu kısımlardan ilki *Magnettir*. Magnetler cihaz çeşitlerine göre değişiklik gösterse de amaç düzgün ve görüntü alabilecek bir stabil manyetik alan yaratmaktır. Oluşturulan bu manyetik alanın içerisine hasta sokulur ve görüntü alımı için RF sinyalleri uygulanır. Adından da anlaşılacağı üzere magnet MR cihazının en önemli bileşenidir. Aslında magnet ilkesi çok basittir. Manyetik alanın en kolay yaratılabileceği yöntem mıknatıslardır. İşte adını bu mıknatıstan alan magnet, basit olarak sadece manyetik alan yaratmada kullanılır.



Sekil 9. MR Cihazı Bileşenleri.

Cihazın ikinci bileşeni olan kabinetler, magnetin devirdaim sürekliliğini sağlayan komponentleri taşırlar, bunun yanında görüntü bilgisayarı ile magnet veri akışı için arayüzü oluşturur. Kabinetlerde magnette bulunan helyum pompasının kontrol kartları, MR cihazına güç sağlayan kaynaklar ve onların kontrol kartları, RF kartları ve beslemeleri bulunur.



Şekil 10. Tipik bir MR cihazı.

Cihazın üçüncü ve son bileşeni ise Görüntü İşlem ve Operatör Bilgisayarlarıdır. MR cihazında bu bilgisayarların sayısı ikidir. Bu bilgisayarlar MR cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidirler. MR cihazının ürettiği verileri görünür ve elle tutulur hale getiren parçalardır. Cihazın RF coillerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla Görüntü İşlem Bilgisayarına gelir. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen bu sinyalleri yorumlar. Yorumlanan bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan Operatör Bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da sekanslar tekrarlanabilir.

2.3.1.3. Magnet Yapısı ve Teknolojisi

MR cihazının en önemli parçası olan magnetin yapısını incelediğimizde geçmişten günümüze birçok magnet çeşitleri üretilmiş ancak en kabul gören Süper İletken Magnette karar kılınmıştır. Bunun yanı sıra Rezistif Magnet Açık MR sisteminde kullanılmaktadır. Geçmişten günümüze üretilen magnet çeşitlerini sıralamak gerekirse;

- Permanent Magnet
- Rezistif Magnet
- Süper İletken Magnet

Bu magnetlerden günümüzde çok fazla kullanılan Rezistif ve Süper İletken Magnetleri inceleyelim;

- **Rezistif Magnetler:** Bu mıknatıslarda manyetik alan sanal bir iletkenle akım geçirilmesiyle sağlanır. Oluşturdukları ısı ve elektriksel kayıp oranlarından dolayı pratik alan şiddeti 0,2 T ile sınırlıdır. Bu tür mıknatısların bir dezavantajı ise yüksek miktarda elektriğe ihtiyaç duymalarıdır. Oldukça kolay ve ucuz bir şekilde üretilebilmeleri en önemli yararlarındanıdır.
- **Süper İletken Magnetler:** Bu magnet çalışma prensibi süper iletkenlik yasasına dayanır. Bilindiği üzere süper iletkenlik yasası; “Mutlak Sıfıra (-273°C , 0°K) soğutulmuş iletkenlerin direnci sıfır olur.” der. Bu magnetler bir tank içerisine iletken sargıların döşenmesi ile kurulur. Sargı döşeli bu tank içerisindeki iletkenlerin mutlak sıfır sıcaklığına indirebilmek için sıvı Helyum (He) kullanılır. Sıvı He -269°C 'dir ve çok yüksek basınç uygulandığında oda sıcaklığında da sıvı halde kalabilir. İşte bu çok yüksek basınca dayanıklı tanka sıvı helyum depolandığında sargıların sıcaklığı mutlak sıfıra çok yakın bir sıcaklık olan -269°C ye soğumuş olur. Bu sıcaklıkta sargıların iç direnci yok denecek kadar azdır. Daha sonra sargılara verilen 600A'lık akım (1.5T'lık Manyetik alan için) direnç sıfıra çok yakın olacağı için; uzun bir süre yaklaşık olarak aynı değerde sargılarda devirdaim yapacaktır. Yine Faraday kanunlarına dayanarak halka şeklindeki bir iletken telden geçen akım; telin ortasında yaratacağı manyetik alandan dolayı; sürekli içerisinde 600A akım akan tellerin ortasındaki manyetik alan da yaklaşık olarak 1.5T olacaktır. Süper İletken Mıknatısların isminin bu yasadan geldiği gayet açıktır. Bu yöntemle çok uzun süreli ve gayet yüksek manyetik alan yaratılmış olur. Bunun yanı sıra bu tarz bir magnetin; yapısından dolayı çok yüksek maliyetinin olacağı açıktır.

2.3.1.4. MR Cihazının Çalışma Prensibi

Manyetik rezonans adından da anlaşılacağı üzere manyetik titreşim anlamına gelir. MR cihazı protonların manyetik alan altındaki titreşimlerinden yola çıkarak oluşturulmuş ve tanı amaçlı kullanılmaktadır.

Protonlar, yani H^+ iyonları normal ortamlarda kendi eksenlerinde spin (titreşim) hareketi yaparlar. Bu iyonlar bir manyetik alana girdiklerinde ise manyetik alanın yönüne göre (N kutbuna) dizilme eğilimi gösterir ve bu yön doğrultusunda spin hareketlerine devam ederler. Üzerlerine yüksek frekanslı RF dalgası uygulandığında ise bu protonlar RF dalgalarının bazılarını soğurur bazılarını ise yayarlar. Bu durum protonların (H^+ iyonları) yoğunluk, dağılım ve dizilişlerine göre değişiklikler gösterir.

İşte MR cihazı protonların RF ve Manyetik Alan altındaki bu özelliklerine dayanarak görüntülerini oluşturur ve klinik anlamda insan vücudunun büyük bir kısmının sudan (H_2O) oluşması nedeniyle bir çok hastalığın özellikle de Tümörlerin teşhisinde kullanılır. Bu cihaz bu tip hastalıkların tedavi ve tanısında hekimlerin en büyük yardımcısıdır.

Sonuç olarak Manyetik Rezonans Cihazı protonların SPIN hareketini referans alarak çalışan bir Tanı ve Görüntüleme Cihazıdır.

2.3.1.5. Manyetik Rezonans Cihazının Klinikteki Kullanım Alanları

Radiodiagnostikde kullanılan görüntüleme yöntemlerinin karşılaştırılmasında üç temel özellik önemli yer tutar. Bunlar;

- a)Rezolüsyon (Resolution- Çözünürlük)**
- b)Sensitivite (Sensitivity- Duyarlılık)**
- c)Spesifisite (Specificity- Belirlilik)**

Manyetik Rezonans, yukarıda bahsettiğimiz gibi H^+ iyonlarının diziliminden yararlanarak görüntülerini oluşturuyordu. İnsan vücudu belli oranlarda, farklı bölgelerde H^+ iyonu bulundurmaktadır. Örneğin kafatası H^+ iyonunu Ca elementinden çok daha az bulundurduğu için kafatası yani kemikler MR görüntülerinde seçilemez. Bir diğer deyişle Manyetik Rezonansta Kemikli Dokuların Kontrastları Sağlanamaz.

Aksine MR yumuşak dokularda maksimum kontrastlama ve görüntüleme yeteneğine sahiptir. Bu sayede MR ile yumuşak dokulardaki lezyon ve patolojik dokular kolayca incelenebilir. Yumuşak dokularda H^+ iyonu sadece H_2O ile bulunmamaktadır, H^+ iyonu karbon (C) odaklı moleküllerde de Oksijen elementi ile beraber bulunmaktadır. Buna en uygun örnek ise insan dokusunda bulunan Proteinlerdir.

MR cihazı genel anlamda, tümörlerin ve patolojik dokuların tespitinde kullanılır ve bu tür dokuların ortak özelliği olan kontrolsüz büyüme ve yoğunlaşma eğilimleri nedeniyle diğer dokulardan kolayca kontrast farkları ayırt edilebilmektedir. Kontrolsüz büyüyen ve ilerleyen patolojik doku birbirinin aynı hücre yapılarına sahip olur. Yine bunun yanı sıra diğer normal dokuların aksine kan damarları ve yapısal olarak daha yoğun olur. MR kontrastlamada dokuların bu özelliği nedeniyle diğer dokulardan kolayca ayırt edilebilmektedir.

Sonuç olarak Manyetik Rezonansta **doku kontrast** özelliği diğer görüntüleme cihazlarına oranla çok daha iyidir.

Manyetik Rezonans Cihazı;

- Beyin lezyonlarının görüntülenmesi ve incelenmesinde.
- Akciğer, Bronş ve Soluk Borusu detaylı incelenmesinde.
- Böbrek, İdrar yolları ve mesane incelenmesinde.
- Eklem yerleri ve romatizmal bulgularda.
- Sporcu sakatlanmalarında.
- Testis ve vajina gibi ürogenital organların genel incelemesinde.
- Bağırsak ve batın incelemelerinde.
- ...

vb yumuşak doku görüntüleme ve incelemesinde sıklıkla kullanılır. rnek olarak Beyin Omurilik Zarının yırtılması sonucu oluşan komplikasyonlar ancak hastanın MR cihazına sokulması ile anlaşılabilir.

2.3.1.6. MR Cihazının Diğer Görüntüleme Yöntemlerine Nazaran Eksiklik ve üstünlüklerinin İrdelenmesi

MR cihazının uzay rezolüsyonu Bilgisayarlı Tomografi cihazınınkinden çok farklı değildir. 64X64 düşük matris değeriyle başlayan MRI bugünlerde 256X256 hatta 512X512 yüksek matris değerlerinde yüksek rezolüsyonlu görüntüler üretebilmektedir. Yani cihazın Rezolüsyonu yüksektir.

MR alışma prensibi doğrultusunda yumuşak dokuların BT ye ve diğer nükleer görüntüleme cihazlarına oranla daha iyi görüntüleyebilmesi; cihazın Doku Kontrastı zelliğinin Diğer Görüntüleme Tekniklerinden Belirgin Olarak Daha stn Olduğunu gösterir. Bu durum MRI'nin sensitivitesinin daha üstün olduğunu göstermektedir. Bu yüksek sensitivite sayesinde birçok patolojik doku ve lezyon saptanabilmektedir. Başlangıç aşamasındaki birçok tümörün bu cihazla teşhisi sağlanmıştır.

MRI'ın (Magnetic Resonance Imaging- Magnetic Resonans Görüntüleme) sensitivite ve rezolüsyon bakımından üstünlükleri olmasına rağmen tekniğin spesifitesinin düşük oluşu birçok dezavantajı yanında getirir. Öncelikle bazı patolojik dokuların sinyal özellikleri birbirine benzemektedir. Bu dokuların kolaylıkla MR ile görüntülenebilmesine rağmen, tanı konulması kolay değildir. **MRI Görüntülemede Yüksek Başarı Yakalarken, Tanı Koymada Aynı Yüksek Başarını Elde Edemez.**

MR ile diğer yöntemlerin aksine hastanın herhangi bir şekilde pozisyonu değiştirilmeden kesit planı değiştirilebilmektedir. Buna **multiplanar görüntüleme** denir. Yöntemin bu özelliği, görüntünün elde edilme tekniğinin diğer inceleme yöntemlerine göre farklı olmasından kaynaklanır. Diğer inceleme yöntemlerinde (zellikle BT gibi) hastanın pozisyonunu

değiştirmek zorunda olduğumuzdan dolayı inceleme sagittal (z eksenini yönü) veya oblik (y eksenini yönü) gibi planlarda yapılamazken bu yöntemle (MRG) hastanın pozisyonu hiç değiştirilmeden her planda kolaylıkla kesit alınabilmektedir. Bu özellik lezyonun üç boyutlu lokalizasyonu açısından değerli bilgiler verir ve hastanın inceleme sırasındaki rahatsızlığını önler.

Bu yöntemde **iyonizan radyasyon kullanılmaz** ve bir takım üst limitlere uyulduğunda, bugüne kadar hiçbir biyolojik zararlı etkisi bulunamamıştır. Bu özelliği nedeniyle, yöntem normal deneklerde, çocukluk yaş grubunda ve aynı hastada defalarca tekrarlanabilme avantajına sahiptir.

Yöntemin bir diğer önemli özelliği, bugün rutin klinik kullanıma girmemiş olsa da, gelecekte çok yararlı olabilecek; ve belki de görüntüleme özelliğinin önüne geçebilecek olan **spektroskopidir**. Bu yöntem ile dokulardaki metabolik prosesleri izleyebilmek ve biyokimyasal analizlerini yapmak olanaklıdır.

Yöntemin kendine özgü bir takım artefaktları olmakla beraber, diğer görüntüleme yöntemlerinde bulunan (BT'deki kemik / hava artefaktı gibi) bazı artefaktlar bu yöntemde görülmez. Bu nedenle diğer teknikler ile iyi görüntülenemeyen **pek çok anatomik bölge ve yapının değerlendirilmesi mümkündür**. Örneğin iç beyindeki posterior fossa bölgesinin görüntülenmesi imkanı bu cihazla olmuştur. Bunun yanı sıra MR beyindeki yapısal bozuklukları gösterebilme imkanı nedeniyle **nörolojik hastalıklarının** (şizofreni gibi) tanısı yapılabilmektedir.

MR ile damariçi yapıların görüntüleri alınabilmekte (**MR anjiyografisi**) ve kontrast madde kullanılmadan anjiyo yapılabilmektedir. MR 'ın bu özelliği yakın gelecekte konvansiyonel anjiyografinin yerini alacaktır.

Ancak MR görüntüleme tekniği BT ve Ultrasonografi tekniğine oranla çok daha pahalı bir yöntemdir. Her yöntemin birbirine göre avantaj ve dezavantajları olduğu için tahmin edilen patolojik bulguya uygun tetkiklerin yapılması ekonomik açıdan daha uygundur.

Sonuç Olarak: Manyetik rezonans cihazı ile maksimum görüntü kalitesi ve görüntüleme yumuşak dokularda, kemikli dokulara oranla daha fazladır. Yine MR görüntülemesinde vücudun

merkezi ve çok içerilerde, ancak cerrahi yöntemlerle ulaşılabilen yerlerin kesitleri elde edilebilmektedir.

2.4.2. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (CT)

2.4.2.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı Hakkında Kısaca

Bilgisayarlı tomografi cihazı; vücudun herhangi bir bölgesinin kesit görüntüsünü oluşturma kabiliyetine sahip bir cihazdır. Bu cihaz görüntülerini oluşturmada konvansiyonel X-ışını cihazlarda rastladığımız X-ışını tüplerinin bir benzerini kullanır. Ancak diğer X-ışını cihazlarının aksine bu cihazın sürekli dönmekte olan bir GANTRY'ye bağlıdır. Sürekli dönen bu tüp ve tam karşısına yerleştirilmiş dedektör vasıtasıyla cihaz her açıdan organın görüntülerini alarak bunları bilgisayarda işler ve görüntüsü istenen organın kesit görüntüsünü oluşturmuş olur. Konvansiyonel X-ışını cihazlarından sonra CT cihazının bulunması modern tıpta ve radyolojide büyük bir devrim yaratmış ve insanoğluna kansere karşı bir adım daha öne çıkabilme avantajı sunmuştur.

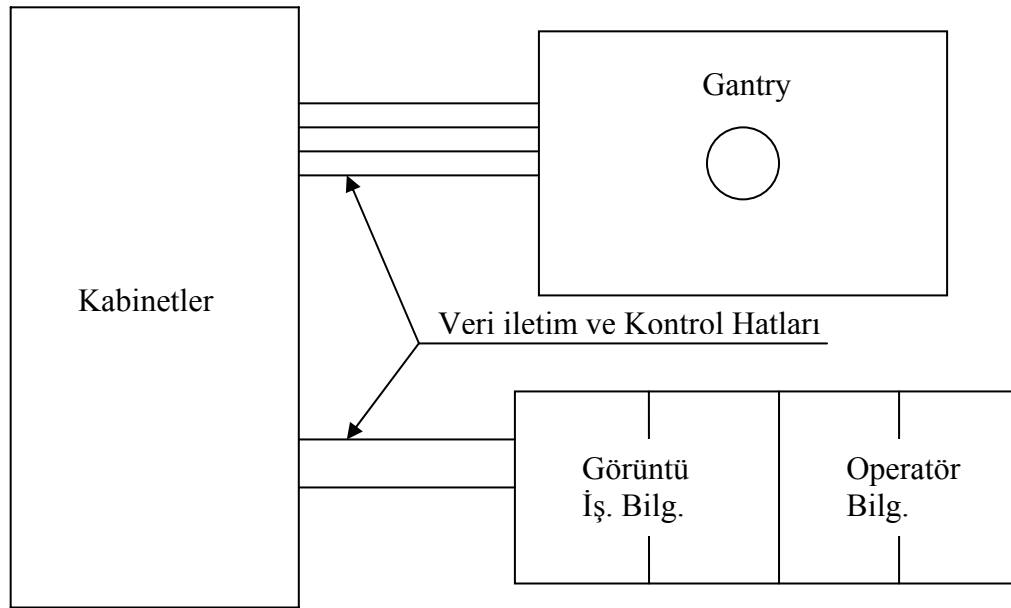
CT cihazı bu bölümde genel bir kapsamda açıklanacak ve cihazın temellerine değinilecektir. Daha sonra ise Bilgisayarlı Tomografi (CT) üzerinde durulacaktır. Aynı zamanda CT 'nin tıpta ne konumda olduğu, avantaj ve dezavantajları üzerinde durulup, başarılı olduğu lezyonlar hakkında bilgi verilecektir.

2.4.2.2. CT Temelleri ve Cihazın Bileşenleri

Bilgisayarlı Tomografi cihazını incelediğimizde cihazın MR cihazında olduğu gibi üç ana kısımdan oluştuğunu görmekteyiz. Bu üç ana kısmı maddeler halinde sıraladığımızda;

- Gantry
- Kabinetler
- Görüntü İşleme ve Operatör Bilgisayarları

Bilgisayarlı tomografi cihazının ilk ve en önemli bileşeni olan GANTRY; basit olarak ifade edilirse dönen bir halkadır. Gantry; halka şeklinde bir geometriye sahiptir. Bu halkanın bir ucunda gelişmiş ve yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü, tam zıt ucunda da bu X-ışın tüpünden gelen ışınları algılayabilecek bir dedektör bulunur. Gantry belirli bir hızla dönerek ve belirli periyotlarla ışın göndererek; dedektörden sinyalleri alır ve görüntülerini oluşturmak üzere kabinetlere gönderir.



Sekil 10. CT Cihazı Bileşenleri.

CT cihazının ikinci bileşeni olan *kabinetler*, gantrynin devirdaim sürekliliğini sağlayan komponentleri taşırlar, bunun yanında görüntü bilgisayarı ile gantrynin veri akışı için arayüzü oluşturur. Kabinetlerde gantrynin hareketi ve çalışma periyodu için kontrol kartları, CT cihazına güç sağlayan kaynakların kontrol kartları bulunur.

Cihazın üçüncü ve son bileşeni ise *Görüntü İşlem ve Operatör Bilgisayarları*dır. CT cihazında bulunan bilgisayar sayısı dördür. Bu bilgisayarlar CT cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidir. CT cihazının ürettiği verileri görünür ve elle tutulur hale getiren parçalardır. Cihazın Dedektörlerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla Görüntü İşlem Bilgisayarına gelir. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen bu

sinyalleri yorumlar. Yorumlanan bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan Operatör Bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da sekanslar tekrarlanabilir.

2.4.2.3. CT Cihazının Çalışma Prensipleri

Bilgisayarlı tomografi (computerized tomography) kelime anlamıyla; eski yunanca kelimeler olan TOMO (kesit) ve GRAPHY (görüntü) 'den oluşmuştur. Anlamı bilgisayarlı kesitgörüntüsü oluşturmaktır. Bilgisayarlı Tomografi(BT) 1972 yılında Hounsfield ve Ambrose adında iki bilim adamı tarafından tüm bilim dünyasına tanıtıldı.

BT'nin temeli Röntgen cihazlarında kullandığımız X-Ray TUBE (X-Işını Tüpü) teknolojisine benzer bir yapıya dayanır. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı anlaşılacağı üzere kesit görüntülerini MR cihazının aksine manyetik dalgalar yerine; X-ışınları kullanarak yapar. Bu özelliğiyle BT cihazı kurulumunun yanı sıra özel yalıtıma da ihtiyaç duyar.

Bilgisayarlı tomografi x-ışını (röntgen) kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik teşhis yöntemidir. İnceleme sırasında hasta bilgisayarlı tomografi cihazının masasında hareket etmeksizin yatırılır. İstenilen görüntüyü elde etmek için ihtiyaç duyulan kesitlere uygun gelecek şekilde masa manuel ya da uzaktan kumanda ile cihazın "gantry" adı verilen açıklığına sokulur. Bir bilgisayara bağlı olan bu Cihaz; X-ışını tübünü masa uygun kesit pozisyonuna geldiği anda aktifleştirerek gantry'de bulunan dedektörleriyle hastadan geçen ve görüntü bilgilerini taşıyan X-ışını demetlerini absorbe eder. Dedektörden gelen veriler bir Analog Dijital Çevirici kullanılarak sayısal verilere dönüştürülür ve bu görüntü bilgileri BT cihazının görüntü bilgisayarlarında işlenerek BT görüntüleri oluşturulur. Sonuçta dokuların birbiri ardısına kesitsel görüntüleri oluşturulmuş olur. Oluşturulan görüntüler bilgisayar ekranından izlenebilir ya da bu görüntüler filme aktarılabileceği gibi gerektiğinde tekrar bilgisayar ekranına getirmek üzere optik diskte de depolanabilir.

Özet olarak Bilgisayarlı Tomografi Cihazı X-ışınları yardımı ile vücuttan yatay kesitler olarak çalışan bir tanı ve teşhis cihazıdır.

2.4.2.4. Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Klinikteki Kullanım Alanları

BT cihazı Radyodiyagnostikte MR ve PET cihazı ile birlikte en sık kullanılan tanı ve teşhis yöntemlerinden birisidir. BT cihazı MR cihazının aksine X-Işınlarnı kullanması bazı alanlarda üstünlük ve eksiklikleri- kısıtlamaları beraberinde getirmektedir.

BT temel X-Işını prensiplerini kullandığı için X-Işınlarnın sağladığı yetenek ve imkanlara göre çalışır. İnsan vücuduna uygulanan X-Işınları; kemikli dokularda yoğun bir şekilde bulunan Ca elementinden dolayı yoğun miktarda soğurulmakta, bu durum ise BT cihazına kemikli dokularda tanı üstünlüğü anlamında geniş anlamda kontrastlama kabiliyeti sunmaktadır. Bunun sonucu BT cihazı kafatası ve omur bölgesinde yüksek görüntüleme kabiliyetine sahiptir. Bunun yanında X-ışınları yumuşak dokulardan yani Ca elementinin hiç yada çok az bulunduğu dokulardan soğurulmadan yada çok az soğurularak kolayca geçerler. Bunun sonucu BT cihazları yumuşak dokularda; örneğin karaciğer, bağırsak gibi dokularda sınırlı kontrastlama yeteneklerine sahiptirler. Bu sınırlı yetenek; günümüzde gelişmiş Multislice (çok kesitli) tomografilerde yazılım ve donanım olarak asgariye indirilmiş olmasına rağmen halen güncelliğini korumaktadır.

2.4.2.5. CT Cihazının Diğer Görüntüleme Yöntemlerine Nazaran Eksiklik ve Üstünlüklerinin İrdelenmesi

Göğüs kafesi ve batin içi görüntülemelerde kullanım alanı çok geniştir. Özellikle bu bölgelerde var olan kitlelerin sınırlarını ve çevreye yayılmalarını açıkça ortaya koyar. Kafa içi incelemelerde BT ilk başvuru yöntemidir. En sık kullanıldığı alan ise kafaiçi kanamaların acil olarak görüntülenmesini gerektiren durumlardır. BT anjiografi ile damar içi darlıklar gösterilebilir.

Orta kulak içi kemikçiklerin ve yumuşak dokuların incelenmesi ile kafadaki içi hava dolu boşluklar olan sinüslerin incelenmesinde ilk tercih edilen görüntüleme yöntemidir. Omurgada

hem kemiklerin hem de disk gibi yumuşak dokuların incelenmesini sağladığı için ortopedide, özellikle bel fitiklarında önemli yeri vardır.

Bir organdaki kitlenin sınırlarını ve büyüklüğünü gösterebileceği gibi, farklı fazlarda yapılan incelemelerde, dokunun yapısı hakkındaki önemli ipuçlarını başka bir girişim gerektirmeden verebilir.

Sonuç Olarak: BT cihazı Tıpta Radyodiyagnostik bilimine Konvansiyonel Rontgenlerden sonra devrim olarak nitelendirilebilecek bir gelişme sağlamıştır. Daha öncesinde hekimlerin ancak cerrahi müdahale ile elde edebildikleri tam kabiliyetini, buna hiç gerek kalmadan başarılı bir şekilde sunmuştur. Bu özelliğinin yanı sıra maliyetler bakımından BT 'nin uygun sayılabilecek kadar ekonomik oluşu, bu cihazın daha fazla popüler olmasını sağlamıştır.

2.5. MR ve CT Cihazlarının Birbirlerine Sağlamış Oldukları Üstünlükler ve Eksiklikler

Manyetik Rezonans ve Bilgisayarlı tomografi cihazlarını yukarıdaki bölümlerde kısaca incelenmesinin ve klinik anlamda kabiliyetlerinin, başarı ve dezavantajlarının sıralanmasının ardından, bu iki cihazın birbirine olan üstünlüklerinin genel bir sıralaması yapılacaktır. Bu sıralama ile; bu cihazların klinik anlamda görüntüleme farklılıklarının yanı sıra, cihazların yapısal farklılıkları mühendislik açıdan göz önüne alınmış olacaktır.

İncelemeler sonucunda, okuyucunun bu cihazların mantıksal ve teorik bazda gelişime açık yönlerini kavrayabilir, bu alanlar üzerine yüklenebilir olması amaçlanmaktadır. Sonuçta teknolojinin her alanında olduğu gibi, tıp teknolojisinde de, hiç bir teknoloji son gelişme olarak kalmamış ve kalmayacaktır. Teknolojinin gelişimi yönündeki araştırmalar durdurak bilmeden tüm dünya çapında ilerlemektedir. İlerlemeler özellikle medikal görüntüleme üzerinde yoğunlaşmaktadır. Gerçekten de, bu yoğun çalışmanın medikal görüntüleme üzerinde olmasının bir kaç nedeni vardır. Bunlar;

- Görüntülenen dokuların ve lezyonların tedavisi daha kolaydır.
- Erken teşhis hayat kurtarır.
- Diyagnoz safhası hastaların fazla hırpalanmaması için kısa tutulmalıdır.

MR- Manyetik Rezonans	BT- Bilgisayarlı Tomografi
<ul style="list-style-type: none"> • Yapısı ve çalışma prensibi itibarıyla yumuşak dokuların incelenmesinde, kemikli dokularinkine oranla daha başarılıdır. • Dokulardaki H⁺ iyonunun oranı ve yoğunluğu sistemin başarısında etkilidir. • Kullanım alanı bakımından yapısal bozukluklar, tümörler de dahil olmak üzere, cerrahi travmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. • Şu ana kadar kontrollü manyetik alanın ve RF dalgalarının insan sağlığı üzerinde belirlenmiş etkisi yoktur. Ancak dünya sağlık örgütünün güvenlik için belirlemiş olduğu SAR limitlerine uyulmaktadır. • MR cihazının kurulum ve çekime hazırlanması zahmetli ve zaman isteyen bir iştir. 	<ul style="list-style-type: none"> • Yapısı ve çalışma prensibi itibarıyla kemikli dokuların incelenmesinde, yumuşak dokularinkine oranla daha başarılıdır. • Dokulardaki Ca elementi yoğunluğu başarı oranında etkilidir. • Kullanım alanı bakımından öncelikli nörolojik uygulamalarda, nörolojik tümörlerde, karın bölgesi ve bağırsakların patolojik incelemesinde ve en önemlisi kardiyo-vasküler incelemede yaygın olarak kullanılır. • Yapısal olarak X-Işını kullanması insan sağlığına belirli standartlar dahilinde zararları vardır. • BT cihazının kurulumu ve çekime hazır hale getirilmesi MR cihazına nispeten daha kolaydır.
<ul style="list-style-type: none"> • Hekimlerin tümör gibi lezyonların teşhisinde sensitivitesinin ve rezolüsyonunun yüksek oluşu sebebiyle BT çekimlerine tamamlayıcı olması amacıyla kullanılmaktadır. • Maliyet açısından MR çok pahalıdır. Ve çekimleri dikkatli ve seçici yapılmaktadır. • MR ortalama çekim seansları yaklaşık olarak 30 dakikadır. • MR hastanın pozisyonu değiştirilmeksizin vücudun herhangi noktasından 3 ayrı eksen den kesitler alabilmektedir. 	<ul style="list-style-type: none"> • Günümüzde hekimlerin tümör gibi patolojik lezyonların teşhisinde sensitivitesinin MR kadar iyi olmamasına rağmen tümörü sınıflandırma ve tanımlamada çok başarılıdır. • BT cihazı maliyetler ve işletme masrafları açısından MR cihazına oranla daha uygun ve ekonomiktir. • BT ortalama çekim seansları 15 dakikada sonlandırılabilen ve istenilen görüntülere ulaşabilmektedir. • BT cihazı hastadan ancak bir eksen de (kartezyen koordinatta yatay eksen) kesit alabilmekte ve kesit yönleri ancak sınırlı olan hasta sedyesinin ve GANTRY pozisyonu ayarlanarak sağlanabilmektedir.

2.6. Neden Mr ve CT

Manyetik Rezonans ve Bilgisayarlı tomografi cihazları genel hatlarıyla bakıldığı takdirde, hali hazırda bu projenin ana konusunu oluşturmuştur. Bu cihazlar günümüz tıbbının vazgeçilmez bir parçası olma konumuna ulaşmış ve ülkemizde her gün binlerce kişi bu cihazlar da taranır hale gelmiştir.

Cihazların bu denli yüksek oranda kullanımı, tıba yetmez hale gelmiş ve bu nedenle mühendislik bilimi yeni yaklaşım üretmeye mecbur kalmıştır. Yine bahsi geçen bu iki cihazın çok önemli özellikleri vardır. Bu özellikler ; her iki cihazın da farklı görüntüleme alanları ve üstünlükleri olması, maliyet bakımından aralarında büyük farklar olması; bu iki cihaz için mühendislere melez bir tasarım geliştirmeyi zorunlu kılmıştır. Hatırlanacağı üzere bilmin ve tıbbın ilerleyiş yönüne bakılacak olursa; gelecek tıbbı daha az ancak daha kompleks cihazlarla çalışmak istemektedir.

Bu nedenle; MR ve Ct cihazlarından ikisinin ortası olan bir referans tasarım geliştirmeyi amaçlayan bu proje oluşturulmuştur. Bu projenin dayanağı ise PET-CT cihazının kazanmış olduğu emsalsiz başarıdır. PET-CT cihazı Pozitron Emisyon Tomografi cihazıyla Bilgisayarlı Tomografi cihazının aynı şasi içerisinde birleştirilmesiyle oluşturulmuştur. Bu iki cihazın birbirinden çok farklı olan görüntüleme kabiliyetleri birleştirildiğinde çok daha güçlü bir sistem elde edilmiştir.

PET-CT cihazının başarısının temelinde yatan en büyük neden aslında çok basittir: PET-CT cihazı tıp dünyasına kanser vb. hastalıkların görüntülenmesinde çok daha pratik bir çözüm sunmuştur. Bunun yanı sıra, dokunun anatomisinin yanı sıra; aynı dokunun fizyolojisini de görmek isteyen Hekime bu imkanı kolaylıkla ve aynı sekans içerisinde vakit kaybettirmeden sunmuştur. Bu başarı aynı zamanda; hastahane veya kliniklere; eskisine nazaran daha fazla hasta kabul etme olanağı sunmuştur. Yakın gelecekte; PET-CT cihazının bu başarısı nedeniyle CT ve PET cihazlarının üretimi durdurulacak ve tüm envanter PET-CT ye geçecektir.

Kısaca PET-CT den bahsedecek olursak; Pozitron Emisyon Tomografi ve CT cihazlarının birleşmesinden oluşan bu melez tatama teknolojisi, tek bir tarama ile görüntüsü alınacak organın

hem işlevsel hem de yapısal görüntüsü oluşturulur. Hekimler kalpte damarların daralmış bölgelerinin fiziksel konumunu belirlemek için CT'den yararlanır. Daha sonra PET' ten yararlanarak, kan akışının engellendiği kalp kaslarını tespit eder.

PET-CT nin yakalamış olduğu bu üstün başarı, MR-CT cihazlarının birleştirilmesine de ilham kaynağı olmuştur. Haliz hazırda bu projede bu iki cihazdan melez bir cihaz yaratmanın yolları aranacak ve/veya yolları denenecektir.

3. Derinlemesine Manyetik Rezonans (MR)

Manyetik Rezonans (MR) cihazı, daha evvelki bölümlerde bir bütün olarak ele alınmış ve onun işlevleri ve tıbbi geleceği hakkında konuşulmuştur. Ancak bu cihazın mühendislik anlamda temelleri, tasarım parametreleri, formülleri ve temel çalışma prensibi derinlemesine verilmemiştir.

MR cihazı bu bölümde derinlemesine inilerek incelenecek aynı zamanda; sırayla yapısal temelleri, çalışma prensibi ve bilimsel açıdan bakış açıları aktarılacaktır.

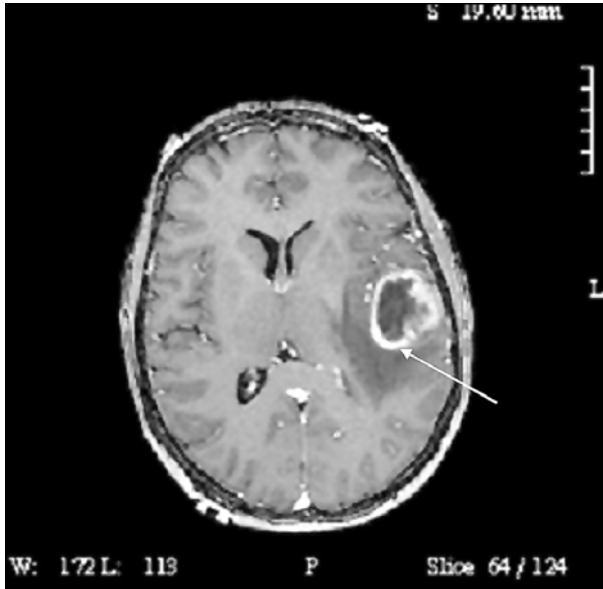
3.1. Genel Hatlar

Nükleer Manyetik Rezonans (NMR)'ın ilk olarak tanımlanması 1946 senesinde Purcell ve Bloch tarafından gerçekleştirilmiştir. Bilim adamları bu çalışmalarından ötürü 1952 senesinde Nobel ödülüne layık görülmüşlerdir. Çalışmalarının yayımlanmasının hemen ardından NMR kimyasal yapıların analizi çalışmalarında çok önemli bir yer edinmiştir. 1973'te Lauterbur ve Mansfield fiziksel yapıların analizinde NMR tekniğini kullanmışlardır. Bu çalışmaların hız kazanmasının ardından Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) tekniği bir çok biyomedikal, kimya ve mühendislik uygulamalarında kullanılır hale gelmiştir.

3.2. Görüntüleme Kabiliyeti

Manyetik rezonans cihazının görüntülemedeki başarısı daha çok yumuşak dokularda olduğu bahsedilmiştir. Vücuttaki yumuşak dokuların yoğun olarak H elementini barındırması, bu dokulardan MR sekansları vasıtasıyla görüntüler olarak oluşturabileceğimizi göstermektedir. Aksine, kemikli dokulardan ise MR görüntüleri alınamaz, bunun nedeni ise kemikli dokuların yoğun olarak kalsiyum (Ca)'dan oluşması ve bu elementin atom dizilişinde tek elektron çiftinin olmayışı, uygulanan manyetik alan altında herhangi bir eğilim göstermemesidir.

H elementlerinin manyetik alan altındaki eğilimleri incelenecek olursa; MR cihazının Gantry denilen ortası boş silindirik bölgesine yerleştiren hastanın, cihazın tam ortasına ulaştığı anda; ki bu an manyetik alan şiddetinin maksimum olduğu bir kürenin tam ortasıdır. Dokular içinde buldukları manyetik alanda barındırdıkları H elementinin yoğunluğuna göre farklı tepkiler verir. Bu elementin manyetik alan vektörünün aynı yönünde; mevcut elektronlarının hareket eksenini genişleterek büsbütün elips halini alır. Bu anda H elementi artık sabit olmaktan çıkıp, limitli hareketli bir konuma geçmiştir. Bu kavrama göre H elementi sadece salınım hareketi yapmaya başlamıştır. Yaptıkları bu salınım hareketinin nedeni üzerlerine uygulanan manyetik alan nedeniyle, elektronlarının eksenlerinin değişmesi ve manyetik kutuplarının kaymasıdır. Tüm dokuda artık manyetik alan vektörünü yönüne göre bir yönelim gösteren mevcut atomik quantum salınım hali mevcuttur ve homojen bir yapı gösterir.



Şekil 11. Yukarıdaki MR görüntüsünde Hastalıklı bir Lezyon Görülmektedir.

Manyetik kutuplarının kayıp, salınım hareketi yapmakta olan bu atomların üzerine belirli frekanslarda Radyo Dalgaları uygulandığı takdirde; bu atomlar düzensiz salınımı bırakıp düzenli olarak ve üzerlerine uygulanan RF sinyalinin sahip olmuş olduğu Frekansla aynı olacak şekilde dönme hareketine başlarlar.

Bu hareketin sonucunda atomlar birer birer aldıkları sinyalleri soğuracaklar ve bir bölümünü yansıtacaklardır. Aynı atomlar, soğurdukları sinyalleri belirli gecikmelerle tekrar geri çevirecekler ve tıpkı bir anten

gibi yayacaklardır. İlk anda yansıyan ve sonradan soğrulup geri yansıtılan iki büyük ipucu ile MR cihazı görüntülerini çok uzun evrelerden geçirerek oluşturacaktır.

MR cihazı dokuların daha doğrusu atomların manyetik alandaki yönelim durumlarından yararlanılarak oluşturulmuştur. Temeli, ana-temel manyetizmaya dayanmaktadır. Bu cihazın genel anlamda çalışma prensibinin anlaşılmasının büyük zorlukları yoktur. Bir sonraki

bölümde dikkat edilecek olursa bu cihazın çalışma prensibi temel manyetizma ve RF bilgisine dayanmaktadır.

3.3. MR Görüntüleri Nasıl Oluşur? Çalışma Prensibi ve Temelleri

Nükleer Manyetik Rezonans (NMR); 1930 senesinde Dirac quantum mekaniğinin tanımını yapmıştır. Aslında bu tanım yapılmadan altı sene evvel, biçimli olmayan manyetik alandan, nötral bir atomu geçiren ve daha önce kabul görmüş BOHR modeli tarafından açıklanamayan yarı tümlev açısai momentumu gözleyen Stern ve Gerlach tarafından, elektronun dönme özelliği keşfedilmiştir. Elektronların dönme özelliği spin adı verdiğimiz anlık açısai salınımlardan yani limitli dönme özelliğinden oluşmaktadır.

Çekirdek	Spin Kuantum Sayısı (I)
^1H	1/2
^2H	1
^{12}C	0
^{13}C	1/2
^{19}F	1/2
^{31}P	1/2

Spin açısai momentumu I ile gösterilir. I her atomda farklılık gösterir. I_h ise toplam spin açısai momentumun simgesidir. I değeri çekirdeklerin karakteristik özelliğidir ve her çekirdekte farklılıklar gösterir. Anlaşılağı üzere I değeri atomların karakteristik özelliğidir.

Şekil 12. Yukarıda bazı atomların spin kuantum sayısı görülmektedir.

Yandaki şekilden görüleceğı üzere en belirgin ve insan vücudunda ençok bulunan bazı elementlerin spin kuantum sayıları gösterilmiştir.

Manyetik rezonans özelliğinin meydana çıkması için çekirdeğın I değerinin sıfırdan farklı bir sayı olması gereklidir. Bunun nedeni ise manyetik kutuplardaki baskın olmayış başka bir deyişle dengesizlik, manyetik vektör doğrultusunda yönelmeyi kolaylaştırır. Medikal uygulamalar söz konusu olduğunda proton (^1H) en fazla kullanılan atom bileşenidir.

Elektron spini açısai momentumunun genliği aşağıdaki formülle ifade edilebilir;

$$|p| = h\sqrt{I(I+1)} \quad (1)$$

Formülde P vektör olmasından dolayı, bu vektörün yönü de hesaplamalar yapılırken dikkate alınmalıdır. Z eksenini boyunca uygulanan manyetik alanda, açısai momentumun muhtemel z bileşen, değerleri;

$$p_z = hm_I \quad (2)$$

$$m_I = I, (I-1), (I-2), \dots, -I$$

ile gösterilir.

Spin değeri $\frac{1}{2}$ olan proton için P_z 'nin alabilmesi mümkün olan iki değer vardır. Bunlar $\pm 1/2h$ ile ifade edilir. Proton çekirdeklerinin spin durumunu tanımlayan Eigen fonksiyonu $|+1/2\rangle$ ya da $|-1/2\rangle$ olarak yazılabilir. Kuantum mekaniğinde gözlemlenebilen her fiziksel objenin bağı bir operatörü vardır. Bu durumda spin durumunu tanımlamak için Eigen eşitliği şöyle tanımlanır.

$$I_z |m_I\rangle = m_I |m_I\rangle \quad (3)$$

Burada I_z ; z eksenini boyunca açısai momentumun değerini gösteren operatördür. Aynı şekilde x ve y eksenleri boyunca da açısai momentumun değerini gösteren benzer operatörler de vardır. Sonuçta $\frac{1}{2}$ spin için Eigen değerleri şöyle yazılabilir;

$$\begin{aligned}
I_z | +1/2 \rangle &= +1/2 | +1/2 \rangle & I_z | -1/2 \rangle &= -1/2 | -1/2 \rangle \\
I_x | +1/2 \rangle &= +1/2 | +1/2 \rangle & I_x | -1/2 \rangle &= -1/2 | -1/2 \rangle \\
I_y | +1/2 \rangle &= +1/2 | +1/2 \rangle & I_y | -1/2 \rangle &= -1/2 | -1/2 \rangle
\end{aligned}$$

(4)

$$i = \sqrt{-1}$$

Spin sisteminin enerjisini ölçebilmek için Hamiltonian operatörünü oluşturmak gerekmektedir. Hamiltonian eşitliği, manyetik alan içerisindeki manyetik moment enerjisinin klasik elektromanyetizasyonundan çıkarılabilir.

Çekirdeklerin momentuma orantılı bir manyetik momenti (μ) vardır. Bu manyetik moment;

$$\mu = \gamma \mathbf{p} \quad (5)$$

Sabit orantılı çekirdekler (γ), magneto oran olarak adlandırılır. Magneto oran çekirdeğe bağlı bir özelliktir ve değeri proton için $2,675 \times 10^8$ rad/s T dır. Bu manyetik moment, manyetik alana (B) koyulduğunda, enerjisi şöyle tanımlanır;

$$E = -\mu \cdot \mathbf{B} \quad (6)$$

5 ve 6 eşitlikleri kullanılarak Hamiltonian Formu aşağıdaki hale gelecektir;

$$H = -\mu \cdot \mathbf{B} \cdot I \quad (7)$$

Yine dikkatli bakılacağı takdirde B alanı z eksenine paralel uygulanmaktadır. Paralel uygulanan bu alan ;

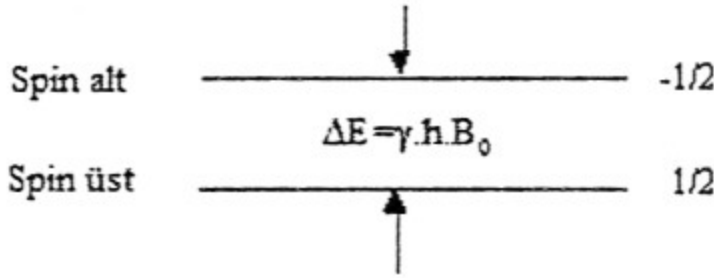
$$H_z = -\mu \cdot B_z \cdot I_z \quad (8)$$

Bu eşitlik Zeeman Hamiltonian olarak bilinir. Schrödinger eşitliğini kullanarak, Eigen durumunun enerjisi bu sayede hesaplanmış olur. Schrödinger eşitliği;

$$\begin{aligned} H |m_I\rangle &= E |m_I\rangle \\ &= -h \cdot B_z \cdot I_z |m_I\rangle \\ &= -h \cdot B_z \cdot m_I |m_I\rangle \\ E &= -h \cdot B_z \cdot m_I \end{aligned} \quad (9)$$

$m_I = 1/2$ olan proton için iki durum arasındaki geçiş, enerjideki değişimi göstermektedir.

$$\Delta E = h \cdot B_z \quad (10)$$



Şekil 13. Zaman etkileşiminde protonun enerji seviyesi diyagramı.

Zaman ayrışması şekil 13'te görüldüğü gibi enerji seviyesi diyagramları ile gösterilir. Bu iki durum çeşitli işaretlerle değerlendirilmesine rağmen genel olarak "spin alt" ve "spin üst" olarak adlandırılır.

Spin alt'ın enerjisi spin üst'ün enerjisinden daha fazladır. Bu iki durum arasındaki geçiş, frekansı ν_0 olan fotonun absorbe edilmesiyle veyahut da emisyonuyla endüklenir.

$$\Delta E = h.B_z = \gamma.h$$

$$\therefore \gamma = \frac{\gamma}{2\pi}.B_z \quad (11)$$

NMR'ın temelini oluşturan LARMOR EŞİTLİĞİ açısal anlamda frekansı tanımlar. Bu frekans, istenen manyetik alan şiddeti altında dokulara uygulanabilecek RF dalgasının maksimum frekansının ta kendisidir.

$$\omega = \gamma.B_0 \quad (12)$$

Karakteristik frekans olan ω , Larmor frekansı olarak adlandırılır. B_0 olarak gösterilen manyetik alan yine z eksenini boyunca uygulanmaktadır ve uygulanan radyo frekansıyla karıştırılmaması için B_0 olarak adlandırılmıştır.

İki enerji seviyesi; spin-üst ve spin-alt arasındaki geçiş, Larmor eşitliğinin vermiş olduğu frekansın elektromanyetik radyasyonunun absorbe edilmesi ya da emisyonuyla ortaya çıkabilir. Bu frekans, bahsedilen çekirdek tipleri için uygulanan manyetik alana bağlıdır.

Gerçek sistemde izole edilmiş sadece bir çekirdek yoktur; bunun yerine birden çok çekirdek belirli bir spin durumunu işgal edebilir. Bunun anlamı ise, teoremin spin grubunun tamamı düşünülerek geliştirilmesinin gereğidir.

Tek bir çekirdek için mümkün olan spin durumlarının lineer kombinasyonu olan Eigenstate eşitliği ψ :

$$|\psi\rangle = \sum_{m_I} a_{m_I} |m_I\rangle \quad (13)$$

Olarak tanımlanır.

Böyle bir sistemde ölçüm yapıldığında, işlemin tahmini değeri şu şekilde ifade edilebilir:

$$\langle \psi | I_z | \psi \rangle = \sum_{m_I} |a_{m_I}|^2 m_I \quad (14)$$

$|a_{m_I}|^2$ 'nin değeri, m_I 'da tek bir çekirdek bulunma ihtimalini göstermektedir. İki spin durumu olan proton için şu ifadeyi yazabiliriz;

$$|\psi\rangle = a_{+1/2} | +1/2 \rangle + a_{-1/2} | -1/2 \rangle \quad (15)$$

Yukarıdaki formülleri Boltzman statik yöntemine uyarlayarak iki enerji seviyesinin enerji miktarı oranı şu şekilde bulunur;

$$\frac{|a_{-1/2}|^2}{|a_{+1/2}|^2} = \exp\left(\frac{-\Delta E}{k_B T}\right) = \exp\left(\frac{-hB_0}{k_B T}\right) = 1 - \frac{hB_0}{k_B T} \quad (16)$$

$(k_B T \geq hB_0)$

Spin-üst ve Spin-alt seviyelerindeki spin sayıları arasındaki farkı veren denklem (17)'de verilmiştir.

$$|a_{+1/2}|^2 - |a_{-1/2}|^2 \approx |a_{+1/2}|^2 \cdot \frac{hB_0}{k_B T} \approx \frac{hB_0}{2k_B T} \quad (17)$$

Eğer tüm spin-üst çekirdeklerinin $1/2h\gamma$ manyetik momentinin ve tüm spin-alt çekirdeklerin $-1/2h\gamma$ manyetik momentinin olduğunu varsayarsak, sistemin genişleme manyetizasyonu için (18) eşitliğini yazabiliriz:

$$M = N \left(\frac{h\gamma}{2} \right)^2 \left(\frac{h\gamma B_0}{2k_b T} \right) \approx N \left(\frac{h\gamma}{2} \right)^2 \frac{B_0}{2k_b T} \quad (18)$$

N; Toplam spin sayısıdır. Klasik tanımın avantajı, NMR mantığının daha basit ortaya koyulabilmesidir.

3.4. NMR'ın Klasik Tanımı

Spin manyetizasyon vektörü M , manyetik alan B içerisine konulursa, tork kuvvetine maruz kalacaktır. M 'nin hareket hareket denklemi ise şu şekilde tanımlanır:

$$\frac{dM}{dt} = M \times B \quad (19)$$

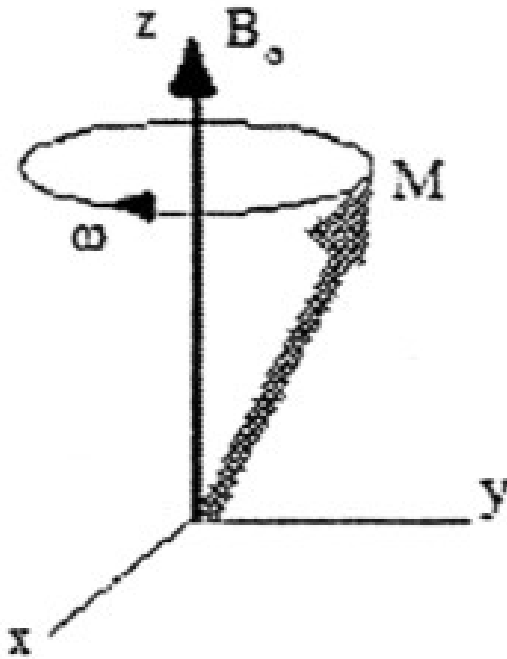
Eğer B ; z eksenini boyunca $B=B_0$ için statik (zaman bağımsız) alansa ; (19) eşitliği;

$$\begin{aligned} \frac{dM_x}{dt} &= \gamma M_y B_0 \\ \frac{dM_y}{dt} &= -\gamma M_x B_0 \\ \frac{dM_z}{dt} &= 0 \end{aligned} \quad (20)$$

Şeklinde yazabiliriz. Bu eşitliklerin çözümleri yapıldığı takdirde aşağıdaki denklemlere ulaşılabılır.

$$\begin{aligned}
 M_x(t) &= M_x(0) \cos \omega_0 t + M_y(0) \sin \omega_0 t \\
 M_y(t) &= -M_x(0) \sin \omega_0 t + M_y(0) \cos \omega_0 t \\
 M_z(t) &= M_z(0)
 \end{aligned}
 \tag{21}$$

Formülde $\omega = \gamma \cdot B_0$ olacaktır. Tüm bu eşitlikler Şekil 14 'te görüleceği üzere z eksenini boyunca manyetizasyon vektörünün eksen sapmasını tanımlar. Eksen sapmasının açısal frekansı, klasik ve kuantum mekaniksel tanımların nasıl örtüştüğünü gösteren, yukarıda kuantum mekanik tanımdan (12) çıkardığımız Larmor frekansını ifade etmektedir.



Z eksenini boyunca uygulanan B_0 statik alanını dikkate alarak, ω_0 frekansıyla dalgalanan ve B_0 alanına dik olarak uygulanan zaman değişimli alan B_1 'i ele alalım. Eğer B_1 'in dairesel olarak polarize olmuş bileşenini ele alacak olursak;

Şekil 14. Z eksenini boyunca uygulanan statik manyetik alanda manyetizasyon vektörünün eksen sapması.

$$B_1(t) = B_1 \cos \omega_0 t - B_1 \sin \omega_0 t
 \tag{22}$$

(22) eşitliğini (19) denkleminde yerine yazacak olursak;

$$\begin{aligned}\frac{dM_x}{dt} &= \gamma \left[M_y B_0 + M_z B_1 \sin \omega_0 t \right] \\ \frac{dM_y}{dt} &= \gamma \left[M_z B_1 \cos \omega_0 t - M_x B_0 \right] \\ \frac{dM_z}{dt} &= \gamma \left[-M_x B_1 \sin \omega_0 t - M_y B_1 \cos \omega_0 t \right]\end{aligned}\tag{23}$$

eşitlikleri elde edilmiş olacaktır.

Başlangıç durumunda $M(0)=M_0$ olarak tanımlanırsa, M 'nin çözümleri denklem (24) 'teki gibi olacaktır:

$$\begin{aligned}M_x(t) &= M_0 \sin \omega_1 t \cdot \sin \omega_0 t \\ M_y(t) &= M_0 \sin \omega_1 t \cdot \cos \omega_0 t \\ M_z(t) &= M_0 \cos \omega_1 t\end{aligned}\tag{24}$$

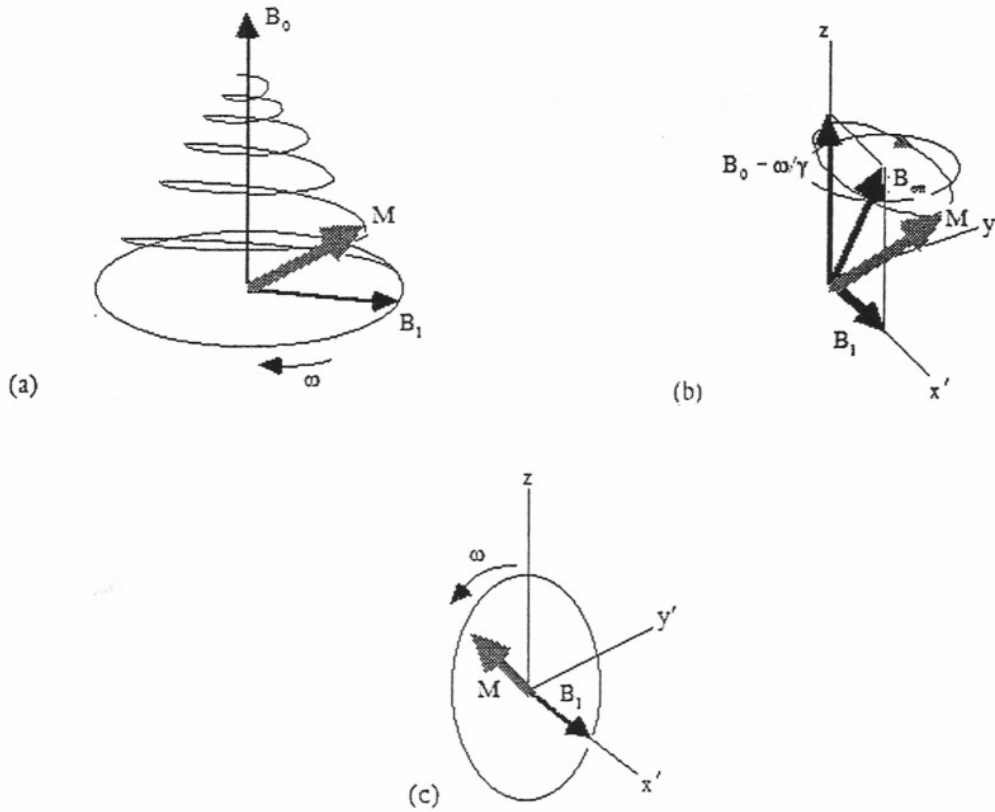
Yukarıda da görüldüğü üzere (24) denkleminde $\omega_1 = \gamma \cdot B_1$ 'dir. Bu, frekansı ω_0 olan dalgalanan manyetik alanın uygulanmasıyla, şekil. 15a'da gösterildiği gibi manyetizasyonun eş zamanlı olarak ω_0 frekanslı B_0 da ve ω_1 frekanslı B_1 de eksenden saptığını göstermektedir.

Bu kısımda z eksenini etrafında ω_0 frekansı ile dönen manyetizasyon vektörünün gelişiminin oluşumu üzerine durulacaktır. Dönen düzlemde (x' , y' , z) eksen sistemi tanımlandığı takdirde (19) denklemi şu şekilde yazılabilir hale gelecektir.

$$\frac{dM}{dt} = \gamma M \times B_{\text{ett}} \quad (25)$$

$$B_{\text{ett}} = \left(B_0 - \frac{\omega}{\gamma} \right) k + B_1 i' \quad (26)$$

(i', j', k) , (x', y', z) düzleminde birim vektördür. Bu iki eşitliğin çözümünün sonucu Şekil 15b de verildiği üzere B_{ett} boylamınca magnetizasyon vektörünün eksenden sapmasıdır. Eğer $B_0 = \omega / \gamma$ eşitliğini sağlıyorsa $B_{\text{ett}} = B_1 \cdot i'$ dir ve M şekil 15c de gösterildiği üzere x' eksenini yönünde sapma yapar.



Şekil 15. Manyetizasyonun eksenden sapması : (a) Laboratuvar ortamında boylamsal alan B_1 'in etkisi altında ; (b) B_{ett} 'nin etkisinde dönen düzlemde; (c) $B_0 = - \omega / \gamma$ iken dönen düzlemde.

NMR işleminin uygulamasında en yaygın yol kısa süreli bir rezonans RF alanı uygulamaktır. Bu RF işaretinin uygulama süresi t ise manyetizasyon $\theta = \gamma \cdot B_1 \cdot t$ açısı kadar dönecektir. Eğer bu açı 90 dereceyse bu RF işareti 90x olarak adlandırılır; x alt indisi ise x' eksenini boyunca eksenden sapmayı işaret etmektedir. Tipik bir NMR çalışmasında, boylamsal düzeyden (B_0 'a paralel olarak), enine düzleme (B_0 'a dik olarak) manyetizasyon vektörüne uç yaptıran 90x işaretinin uygulamasıyla gerçekleşir. Enine düzlemde, z eksenini boyunca eksenden sapan manyetizasyon saptanabilir.

3.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI)

3.5.1. Manyetik Rezonans Nedir?

MR tetkikinde diğer birçok radyolojik görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak x ışınları (radyasyon) kullanılmaz. Burada cihazı oluşturan dev bir mıknatıs ve radyo dalgaları söz konusudur. Dev mıknatıs içine yerleştirilen insan vücudundaki hücreler içinde bulunan su atomlarının çekirdeklerindeki protonlar, radyo dalgaları ile uyarılır ve geri alınan sinyaller bilgisayar aracılığıyla görüntüye dönüştürülür.

MR inceleme insan vücudunda dik düzlemde kesitler alınır. İnceleme sırasında hastanın yapması gereken tek şey hareketsiz yatmaktır. Bunun dışında yapılması gereken bir şey olmadığı gibi insan vücudu için zararlı olabilecek hiçbir etkileşimde söz konusu değildir. Ancak bazı durumlarda bu inceleme yapılamaz. Cihazın dev bir mıknatıstan oluşması dolayısıyla vücudunda manyetik alana duyarlı sabit tıbbi protez ya da alet taşıyanlar (metal kalp kapakçığı, beyin damar ameliyatı v.b.) kalp pili olanlar MR cihazına alınamazlar. Ayrıca kohl etkisi her ne kadar kesin olarak bilinmese de hamileliğin ilk üç ayında, mutlak bir gereklilik olmadıkça bu inceleme yapılamaz.

MR incelemesi, incelenecek bölgeye göre 15 - 45 dakika arasında sürer. İnceleme sırasında doktor ve teknisyen sürekli hastayı izler ve gerektiğinde onunla iletişim kurabilir. İstendiğinde hasta inceleme odasına bir yakınıyla girebilir.

İnceleme öncesinde , karın bölgesi tetkiki dışında hazırlık ya da açlık gerekmez. İnceleme sırasında doktor gerek görürse damar yolu ile bir ilaç yapabilir. Bu ilaç , alerjik bünyeler dışında, hasta için herhangi bir yan etki oluşturmaz.

3.5.2. Manyetik Rezonans Cihazı ve Çevre Bileşenleri

MRG aygıtları çevreden son derece iyi izole edilmiş bir ortamda çalıştırılmalıdır. Bu amaçla cihazın bulunduğu oda Faraday kafesi ile tecrit edilmektedir. Güçlü MRG cihazları yüksek manyetizasyonun sağlanması için sıvı Helyum – Nitrojen gazı ile soğutulduklarından ilgili gazın olası sızımlarına karşı ortamda oksijen saturasyonundaki azalmaya duyarlı dedektörler bulundurulmalıdır. Cihazların verimli çalışması açısından ortam ısısı 18-20 8 C de klimatize edilmelidir. MRG aygıtları başlıca 3 ana parçadan oluşmaktadır.

3.5.2.1. Ana Magnet

Güçlü bir manyetik alan oluşturmaya yönelik mıknatıs parçasıdır. Manyetik rezonans cihazının olmazsa olmazı, can damarıdır bu bileşenler. Yarattıkları çok yüksek manyetik alan sayesinde dokularda yönelimler oluşur. Magnetler permanent , rezistif ve süperkondüktif olmak üzere üç çeşittir.

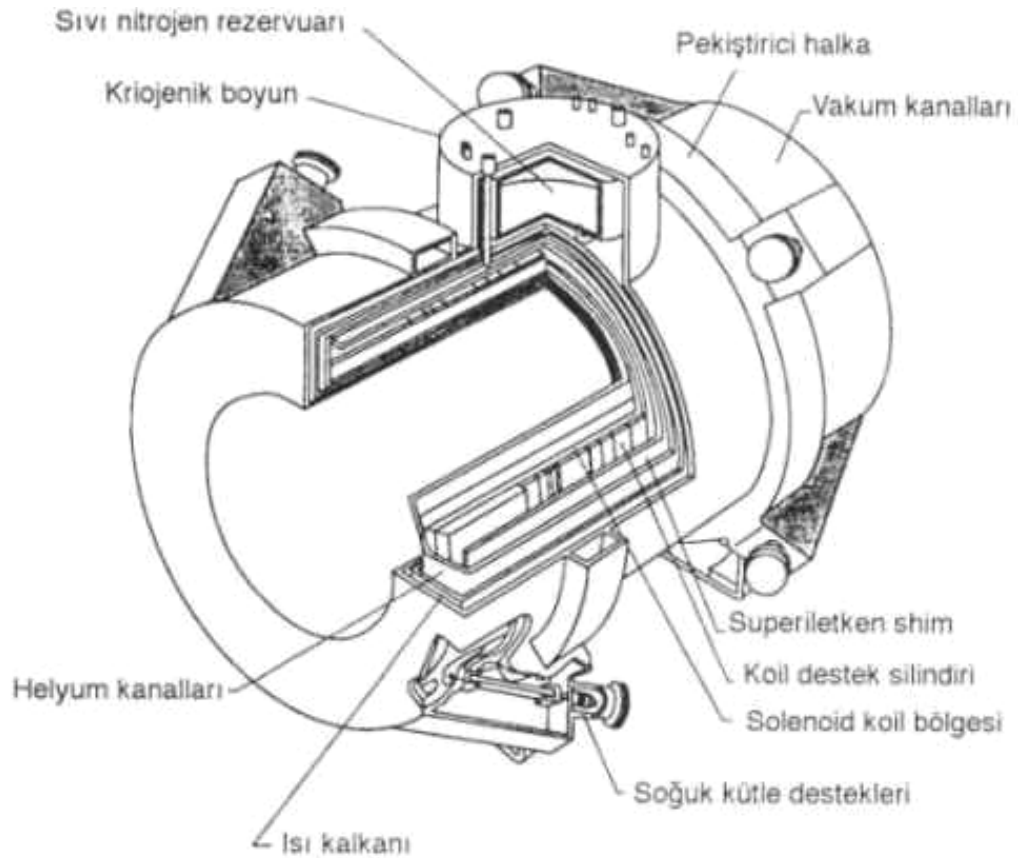
3.5.2.1.1. Permanent Magnet

Bu tür magnetler hepimizin bildiği doğal çubuk mıknatısların büyütülmüş şekli gibidir. MRG sistemlerinde kullanılan bu tür magnetler mıknatıs sistemi olarak Fe,Br gibi üzerinde sürekli manyetizasyon bulduran metallerin tuğla gibi dizilerek bir araya getirilmesi ile oluşturulmuşlardır. Bu nedenle ağırlıkları 100 ton civarındadır ve manyetik alan güçleri de oldukça küçük 0.1T (T = 10.000 G) değerlerindedir. MRG de en iyi görüntü kalitesini sağlayan manyet tipi olması yanında ısı değişikliklerine son derece hassastır.

3.5.2.1.2. Rezistif Magnet

Rezistif ya da elektromıknatis tipindeki magnetler , içinden elektrik akımının geçirildiği bobin şeklinde sargılar bulunan magnetlerdir. Bu tür magnetler çekirdek yapılarına göre Fe çekirdekli ve hava çekirdekli olarak iki gruba ayrılmaktadır. Rezistif magnetler manyetizasyonu sağlamak için elektrik enerjisine ihtiyaç duyarlar . Manyetik alan , iletken tellerden geçirilen elektrik akımı ile sağlanmaya çalışıldığından bu tür manyetlerde ısı üretimi fazladır.

3.5.2.1.3. Süperiletken (Süperkondüktif) Magnet



Şekil 16. Süperiletken magnete sahip bir MR cihazının iç yapısı.

Güçlü ve homojen bir manyetik alan oluşturmak amacı ile sistemin $-269,8\text{ }^{\circ}\text{C} = +4\text{ }^{\circ}\text{K}$ de soğutulması gerektiği magnet türüdür. Bu sıcaklıkta iletkenler sıfır direnç gösterecek ve üzerlerine bırakılan akım uzun süre azalmadan sargılarda devirdaim edecektir. Sargılardaki bu

mevcut devir daim magnetin ortasında stabil bir manyetik alan oluşturacaktır. Soğutma işlemi için sıvı Helyum , Nitrojen kullanılmaktadır. Helyum Nitrojen ,cihaz çalışır vaziyette olsun olmasın devamlı olarak harcandığından belirli bir seviyeye indiğinden sisteme ilave edilmelidir. Bu da maliyette bir artışa neden olmaktadır.

3.5.2.2. Sargılar (COIL)

3.5.2.2.1. Shim Sargıları

Süperiletken manyetlerde manyetik homojeniteyi daha da arttırmak için geliştirilmiş sargılardır. İyi bir shimming için manyetik alan , 10- 20 cm çaplı bir alanda milyonda bir olmalıdır.

3.5.2.2.2. Gradyent Sargıları

Sinyal lokalizasyonu yapabilmek amacı ile manyetik alanı her üç düzlemde de kontrollü olarak değiştiren sargılardır. Uzaysal olarak aksiyal , sagital ve koronal olmak üzere üç temel düzlem bulunduğundan gradiyent koiller de üç düzlem yönünde üç takımdan oluşmuşlardır. Sonuçta amaç MR sistemi içinde birbirine zıt iki manyetik alan oluşturmuş olmaktadır.

3.5.2.2.3. Radyofrekans (RF) Sargıları

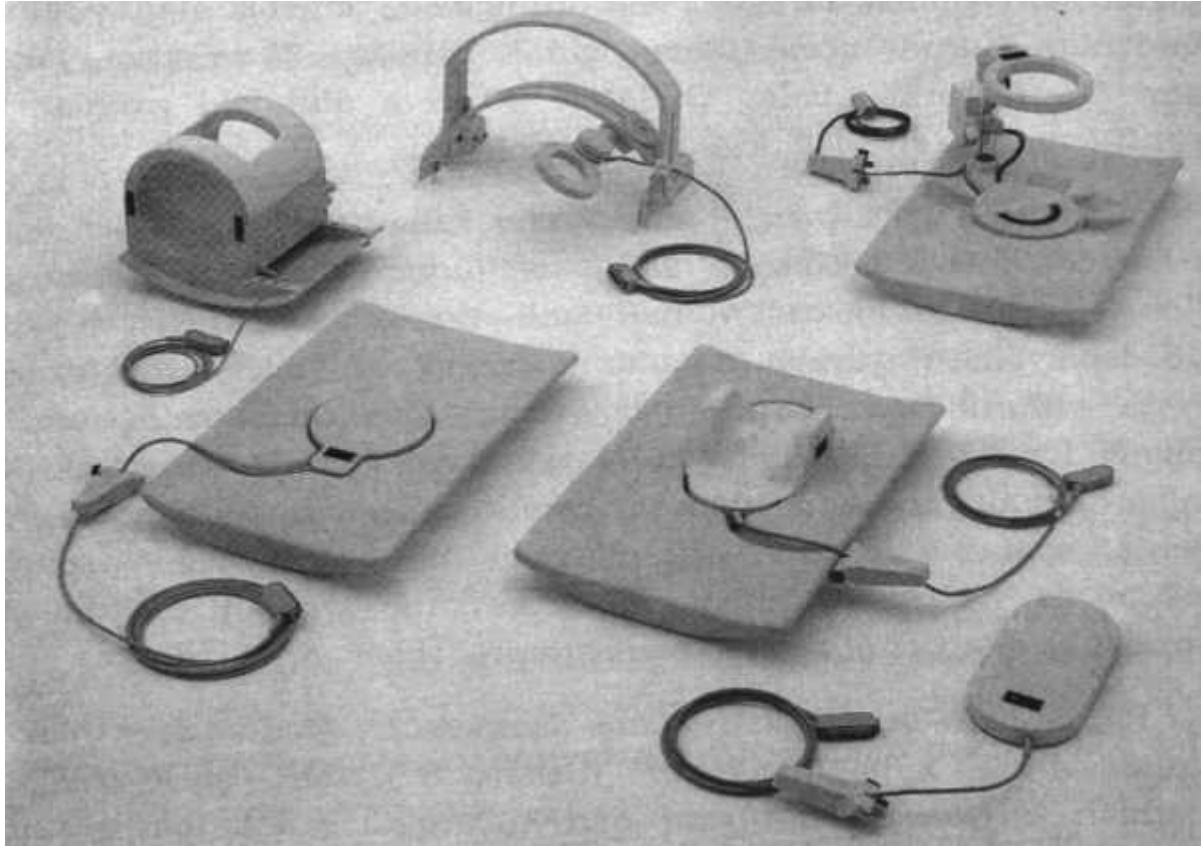
İncelenen dokulardaki hidrojen çekirdeklerini uyarmak için RF pulse gönderen ve dokulardan gelen sinyalleri saptayan koil adı verilen parçalardır. RF sargıları , hem uyarımları incelenen dokuya ileten hem de dokulardan gelen sinyalleri toplayan bir alıcı hüviyetinde olup MRI sistemine RF güç yükselteci ile bağlıdır. Uygun parametreler kumanda panelinden girildikten sonra sistem bilgisayarı , ne kadar ara ile ve ne güçte RF pulsunu yollayacağını belirleyerek RF yükselteci üzerinden RF sargısına akımın yollanmasını sağlar. Yollanan akım analog ve kesintili şekildedir. RF sargısı bütün işlevlerini kendi içinde elektromanyetik bir alan oluşturarak gerçekleştirmektedir.

3.5.2.2.4. Düz Sargı

Sargıların oluşturduğu elektromanyetik alanın; ana manyetik alana dik olması nedeni ile günümüz MRI sistemlerinde kullanılmamaktadır.

3.5.2.2.5. Kuş Kafesi Sargı

MR sistemlerinde bugün için en yaygın kullanılan RF sargısı tiplerinden birisi kuş kafesi sargı tipidir. Rutin uygulamalarda; beyin ve diz sekanslarında kullanılan RF sargıları bu tipte imal edilmişlerdir.



Şekil17. MR görüntüleme ve MR spektroskopisinde kullanılan değişik tipteki RF sargıları görülmektedir

3.5.2.3. Görüntü İşleme ve Operatör Bilgisayarları

MR sistemlerinde kullanılan bilgisayarlar RF sargıları tarafından dokulardan algılanan sinyallerin osiloskopta ölçümünü takiben güçlendirilip, çeşitli filtrasyonlardan geçiren ve dijitalize ederek gri skala değerleri ile görüntüye çeviren cihazı hayati bileşenlerinden birisidir.

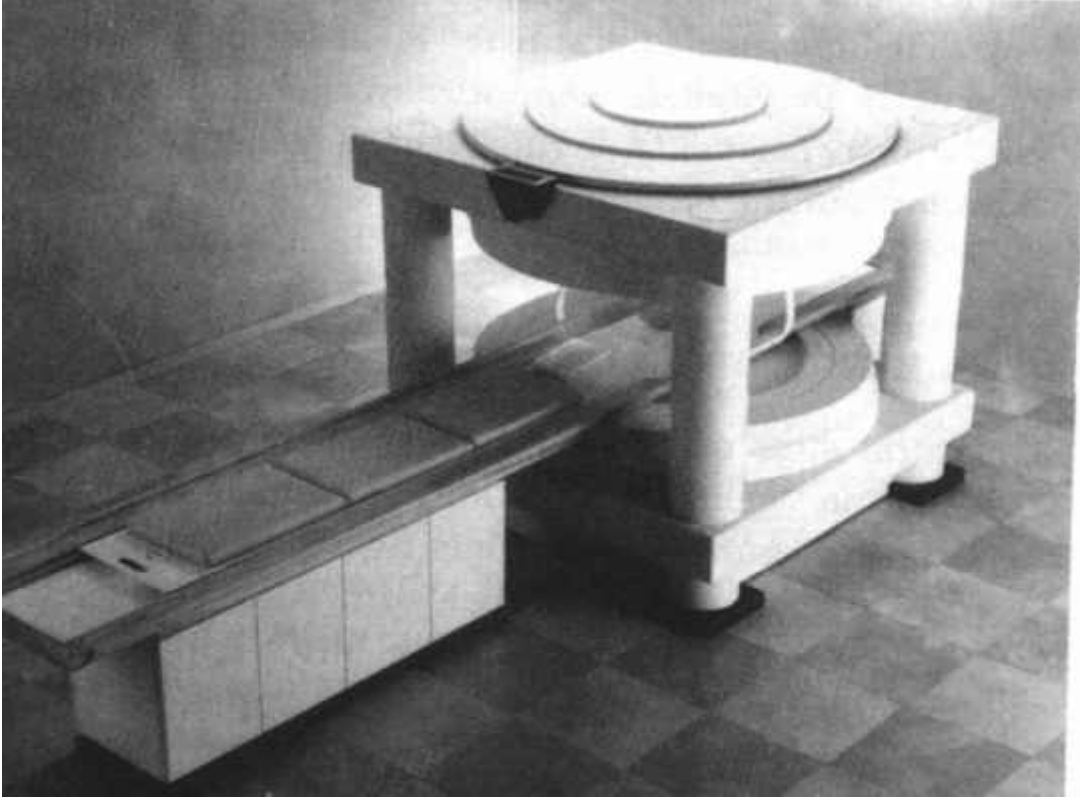
3.5.2.4. MRG'nin (Manyetik Rezonans Görüntüleme) Avantaj ve Dezavantajları

Daha önceki bölümlerde de bahsi geçtiği üzere Manyetik rezonans cihazının diğer görüntüleme yöntemlerine nazaran üstün özellikleri bu bölümde de incelenecektir. Bu kısa inceleme sonucunda MRG hakkında son nokta koyularak okuyucunun konuyu tam anlamıyla kavraması sağlanacaktır.

MRG Klinik Avantajları

- MR; Yüksek yumuşak doku kontrast çözümüleme gücüne sahiptir. Bu durum MRG ye vücuttaki yumuşak doku oluşumlarının görüntülenmesinde tartışılmaz bir üstünlük getirmiştir.
- Manyetik Rezonans Görüntüleme Sadece aksiyal değil; koronal ve sagittal düzlemlerde de inceleme olanağı sağlamaktadır.
- Kemik yapıların artifakt oluşturma özelliği bulunmamaktadır. (Bu durum BT de olumsuzluklara yol açar)
- X ışını yerine , güçlü bir manyeti alanda RF dalgaları kullanıldığından iyonizan radyasyon riski bulunmamaktadır.

- Damarlar IV kontrast madde uygulanmasına gerek olmaksızın görüntülenebilir.
- MRG de kullanılan kontrast maddeler yan etki riski olarak; iyotlu kontrast maddelerden daha emniyetlidir.



Şekil 18. Açık magnet sistemi ile dizayn edilmiş 0,064 T gücündeki MR sistemi. (1988)

MRG Klinik Dezavantajları

- Tetkik süresinin uzunluğu ve bunun sonucu artefaktların gelişimi fazladır.
- MRG Pahalı bir incelemedir. Cihazın yüksek maliyeti ; harcamalarının fazlalığı, kontrast ilacının pahalı oluşu nedeniyle artmakta bu durum ise tetkik ücretlerini artırmaktadır.
- Dar ve kapalı bir yerde uzun bir süre kalma gerekliliği nedeni ile klostrofobisi (dar ve kapalı yerde kalma korkusu) olan hastaların incelemesi zordur. Günümüzde böyle bir

korkusu bulunan hastalar için açık dizayn (open design) manyetler de geliştirilmiştir. Bu tür cihazlar genellikle daha düşük T gücünde manyete sahiptirler.

- Vücudunda kalp pili , metalik implant , nörostimülatör ve anevrizma klipleri taşıyan hastalar MR cihazının yüksek manyetik alanından etkilenme riski nedeniyle tetkike alınmazlar.
- Kompakt kemik ve kalsifikasyonların sinyalsiz olmalarından dolayı belirlenmeleri çoğu zaman zordur.
- Beyinde akut kanama , sinyal özelliklerinin görüntülemeadaki elverişsizliği nedeni ile iyi belirlenemeyebilir.
- MRG nin günümüzde kullanıldığı şekli ile önemli bir yan etkisi bulunmamakla beraber yüksek statik manyetik alan gücünden, gradiyent ve RF sargularından kaynaklanan bazı yan etkilerinin de görülebileceği bildirilmektedir. RF sarguları vücutta minimal de olsa ısı artımı yaratabilmektedir. Literatürde MRG çekimi sırasında pulseoximetre ile yapılan monitörizasyon esnasında oximetrenin bağlandığı parmakta termal yanık geliştiğine ait bir olgu sunumu bulunmaktadır.

3.5.2.5. Rf Pulse Uygulama Süreleri ve Pulse Sekansları

Manyetik rezonans cihazının temelleri açıklanırken hatırlanacağı üzere statik yoğun bir manyetik alan altında yönelen atomların üzerlerine Radyo dalgaları uygulandığı takdirde; bu atomların önce bu radyo dalgaları sayesinde salınım yapacağı ve bu salınım sonrasında RF sinyallerinin bir bölümünü soğururken bir bölümünü de yayılım yoluyla geri yansıtacağından bahsetmiştik.

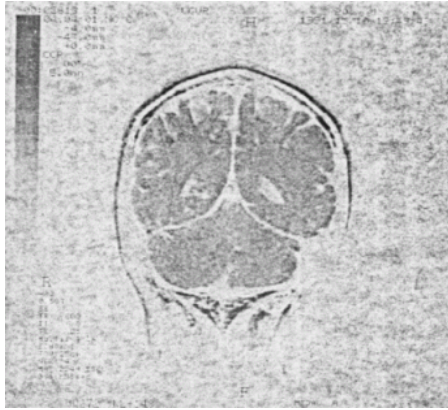
Bu bölümde hastaya uygulanan RF sinyallerinin temelleri konusunda bilgiler verilirken bu bilgiler ışığında; çok kompleks bir cihaz olan Manyetik Rezonans Cihazının sadece

manyetik alan kanunlarına göre değil, aynı zamanda mikrodalga kanunlarına göre de çalıştığını göreceğiz.

TR ve TE Zamanları

TR (Time to Repeat) ; TR zamanının ne olduğunu anlamak bizim açımızdan çok önemlidir. Bunun için, birbirinden farklı iki dokuya (örneğin; bir karaciğer ve hemen yanındaki pankreas dokusu) 90^0 RF pulse'ları belli zaman aralıkları ile uygulandığı takdirde , eğer uygulama aralığı uzun tutulursa (TRlong) iki dokunun arasındaki yoğunluk farkı ayırlamaz, ancak bu pulse uygulama süreleri kısa tutulursa (TRshort) iki dokuyu birbirinden ayırabilmek mümkündür.. Bu ayrımın nedeni her iki dokudaki longitudinal (T1) relaxation zamanındaki farktan kaynaklanmaktadır. Bu yöntem vasıtasıyla oluşturulan MR görüntülerine “T1 - ağırlıklı görüntü” adı verilir.

Şekil 19'dan da görülebileceği üzere dokular arası kontrast farklılığını bulmaktadır. Bu



Şekil 19. T1 Kontrast Farkları ve T1 Spektroskopisi.

fark dokular arası sinyal yoğunluğu farkından oluşmaktadır. Manyetik Rezonans Görüntülemede bu üstün farklılık nedeniyle dokular kolayca ayırt edilebilmektedir.

Genel bir bakış açısıyla, RF pulse'ları seçerek (90 , 180 gibi) ya da RF pulse' ların uygulama aralıklarını (TR) değiştirerek değişik özellikte MR görüntülerini elde edebiliriz. İşte RF pulse seçimleri ile oluşturulan MR serilerine “Pulse Sekansları” adını veriyoruz.

T1-ağırlıklı resimler doku kontrastını ortaya koyar ve Şekil 19. T1 ağırlıklı MR resmi (koronal düzlemde elde olunmuş beyin kesiti) farklı dokuların farklı sinyal oluşturmasından kaynaklanır. Oysa MR imajında doku kontrastı sadece dokuların T1-relaxation zamanına bağlı değildir. Örneğin tetkik edilen ortamdaki dokularda bulunan proton miktarı da bunu belirler. Diyebiliriz ki tetkik bölgesinde protonlar az ise doku kontrast farkı azdır, çok ise

kontrast farkı da artar. Demek ki pulse uygulamaları arasında uzun bir TR süresi beklersek o ortamdaki dokular arasındaki proton yoğunluğu (density) farkı sinyal oranını doğrudan etkileyecektir. İşte bu şekilde elde olunan imajlara da “proton density görüntü” adını veriyoruz.

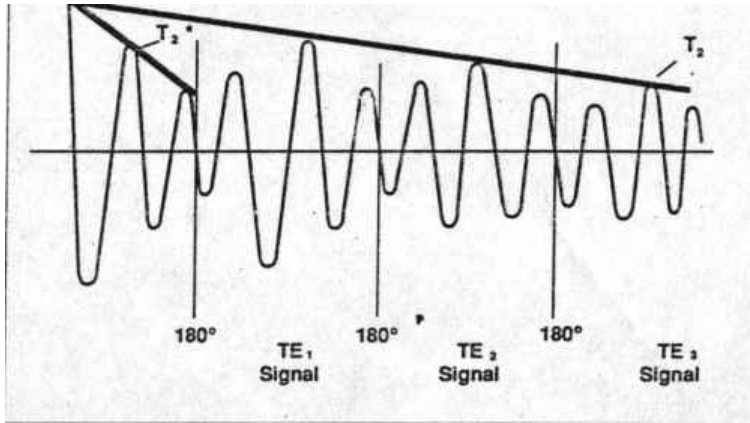
Unutmamak gerekir ki gerçekte, sinyal yoğunluğu pek çok parametreye bağlıdır. Örneğin RF pulse uygulamaları arasındaki TR zamanını çok uzun seçersek T1 relaxation süresi doku kontrastını belirlememize yardımcı olmaz, ancak proton içeriği (yoğunluğu) farklı dokuların birbirinden ayırımı yine de mümkün olacaktır ki bu tür imajlara proton density imaj adını veriyorduk. Peki MR görüntülemenin içinde oldukça önemli yeri olan “T2-ağırlıklı görüntü” nasıl elde olunabilmektedir? Şimde de bunu açıklamaya çalışalım.

TE (Time to Echo); MR tetkiki yapmakta olduğumuz hastaya önce 90 RF pulse gönderelim. Longitudinal manyetizasyon yatacak ve transvers manyetizasyon oluşacaktır. Pulse uygulamasını kesip kısa bir süre bekleyecek olursak, longitudinal manyetizasyon yeniden oluşmaya başlayacak, ancak transvers manyetizasyonda azalacaktır. Transvers manyetizasyonun zayıflama nedeni nedir hatırlayalım. RF Pulse ile inphase duruma gelmiş protonlar, pulse uygulaması kesildiği anda “dephasing” gösterecek ve tekrar birbirlerinden açılarak eski konumlarına döneceklerdir.

Dephasing olayı nedeniyle transvers manyetizasyon paralel olarak azaltıcaktır. Tabii ki transvers manyetizasyonun azalması antenimizle aldığımız sinyal şiddetinin de sürekli azalması demektir. Şimdi tam bu anda farklı bir uygulamaya geçelim ve belli bir zamandan sonra (şimdilik buna TE / 2 diyelim) bu defa hastaya 180 RF pulse gönderelim. Bu pulse sanki kauçuk bir duvar gibi etki yapar ve dephasing'deki protonların tam aksi yönde precession hareketine geçmesine ve yeniden in-phase konumuna dönmelerine neden olur. Bu durumda ne olmuştur? İlk 90⁰ RF pulse uygulaması kesildiğinde precession frekansı en yüksek proton en önde dephasing gösterirken bu ikinci 180⁰ RF pulse uygulamasından sonra, precession frekansı düşük protonun arkasından gelir duruma düşmüştür. Eğer biz yine TE/2 zamanı beklersek, bu hızlı protonumuz, yavaş protonu bu süre içinde yakalayacaktır. Bu anda protonlar hemen hemen inphase durumuna ulaşmış olacaklardır. Bu da yine transvers manyetizasyonun en büyük düzeyine gelmesine, dolayısıyla yine güçlü bir

MR sinyali katdetmemize neden olacaktır. Yine kısa bir zaman sonra precession frekansı yüksek olan hızlı protonumuz tekrar dephasing'e hızla geçeceğinden, almakta olduğumuz MR sinyali zayıflayarak azalacaktır. Bu örneğimizde 180° RF pulse uyguladığımızda oluşan transvers manyetizasyondan kaydettiğimiz yüksek sinyale "spin echo" adını veriyoruz. Bu isim, 180° RF pulse'un kauçuk duvar etkisi ile dephasing'deki protonların buraya çarpıp bir echo (yansıma) oluşturuyormuşcasına sinyal vermesinden gelmektedir.

Yukarıda anlattığımız örnekte TE/2 zamanları süresince bekleyerek her 180° RF pulse



Şekil 20. T1 ve T2 zamanları ve sinyal farkları.

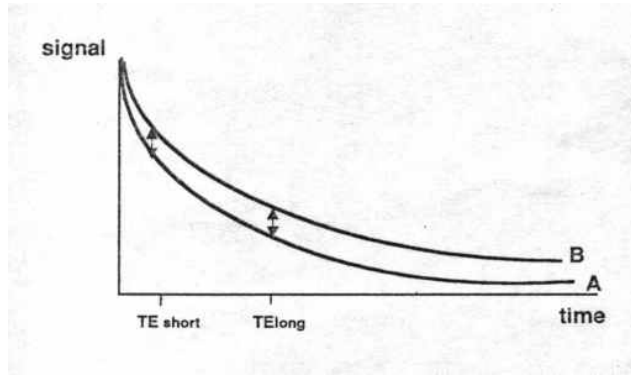
uyguladığımızda sürekli yeni bir transvers manyetizasyon oluşturur ve bu anda hep yüksek sinyal alırız.

Verilen her 180° RF Pulse'de alınan sinyaller bir öncekinden daha küçük olmaktadır. Bu sinyalleri

zaman sürecinde bir grafikte gösterecek olursak yukarıdaki eğriyi elde ederiz. T2 eğrisi Ancak her yeni aldığımız transvers manyetizasyon, bir öncekinden küçük olur. Bunun nedeni; dephasing'in tamamlanmasına mücadele etmeden protonları in-phase durumuna getirilmesidir. Her 180° RF pulse'de aldığımız sinyaller farklı olacaktır. Dolayısıyla bu spin-echo'ların şiddeti farklı olmaktadır. Burada elde olunan eğriyle (spin echo'ları birleştirerek ortaya çıkan T2-eğrisi" adı verilir. Eğer 180° RF pulse vermeseydik ilk 90° RF pulse'dan sonra sinyal şiddeti hızla azalacaktı. Bu ilk echodaki sinyal şiddetine de "T2* (T2 star) eğrisi" adı verilir). Şimdi bu grafiğe baktığımızda, Spin-echo'nun zaman ile azaldığını görmekteyiz. Bundan sorumlu olan, 180° RF pulse'un, MR cihazındaki mevcut sabit manyetik alanın protonlar üzerinde oluşturduğu etkiyi nötralize etmesidir. Bu sabit manyetik alanın inhomojen olduğunu ve bu inhomojenitenin tarafımızdan bilinçli olarak böyle oluşturulmaktadır.

Hatırlanacağı üzere; incelenen dokuda oluşan net manyetizasyon da kendi içinde homojen değildir, ancak bu inhomojenite sabit olmayıp bizim kontrolümüz dışındadır. Bu nedenle

dokudaki protonlar 180° Rf pulse uygulamasından önce değişik precession frekanslarında olup, bunların bir kısmı, diğer protonların çoğunluğunun önünde yada arkasında kalabilmektedir. Dolayısıyla echo oluştuğu süre boyunca bir echo'dan diğerine sinyal kaydımız sürekli azalma gösterir. Buna "T2-etkisi" diyoruz. Eğer biz 180° RF pulse kullanmazsak dış manyetik alanın bu sabit inhomojenitesini nötralize edemeyiz. Bu durumda protonlar RF pulse kesildiğinde manyetik alan boyutunda dahabüyük farklılıklarla neden olacaklar ve bu da in-phase konumundaki protonların sürhatle dephasing göstermesine yani transvers manyetizasyonun hızla kaybolmasına yol açacaktır. Bunu 180° RF pulse ile oluşturduğumuz transvers manyetizasyondan ayırmamız gerekir. Bu nedenle kısa RF pulse ile oluşturduğumuz bu etkiye de "T2* etkisi" diyoruz. T2*, hızlı görüntüleme "fast-imaging" tekniklerinden en önemli olanıdır ve bu tekniklerin temelini oluşturmaktadır.



Şekil 21. T2 sinyalinin iki farklı dokudaki konumlaması.

Yandaki şekilde Transvers relaxation zamanları farklı iki dokunun T2 eğrisi görülmektedir.

MR cihazında yatmakta olan hastaya öncelikle 90° RF pulse gönderildiği farzedilsin ve transvers manyetizasyon oluşturulsun. T2 etki nedeniyle bu transvers manyetizasyon süratle azalmaya başlayacaktır.

A dokusu kısa T2 süresi olan bir doku (örneğin beyin) olsun. B dokusu ise uzun T2 süresi olan bir doku (örneğin sıvı.BOS) olsun. Her iki doku içinde T2 eğrisi 0 sn. den başlamaktadır ki bu an 90° RF pulse'un kesildiği andır. Belli bir süre beklenir ($TE/2$) ve 180° RF pulse gönderilir. Belirli bir süre daha beklenir ($TE/2$) ve dokulardan geri yansıyan bir sinyal alınır.. (böylece 90° RF pulse'u gönderip kestiğimiz andan itibaren echo oluşturup sinyal almak için beklediğimiz toplam süre TE zamanı olacaktır.). Aldığımız bu sinyalin şiddeti, zamana karşı grafikte gösterildiğinde T2-eğrisi oluşacaktır. İşte 90° RF pulse ile echo oluşumuna kadar geçen süreye "TE zamanı : time to echo" adı verilmektedir. TE eğrilerine bakacak olursak, TE zamanını kısa seçtiğimizde dokulardan yüksek sinyal alacağımızı ancak dokular arası sinyal farklılığının az olacağını görmekteyiz. Aksinde ise

yani uzun TE seçtiğimizde dokulardan alınan sinyal yoğunluğu azalmakta ancak dokular arası sinyal yoğunluğunun farkı artmaktadır. Bu durumda diyebiliriz ki doku kontrast farkını arttırmak için uzun bir TE süresi beklemek gerekmektedir. Bu şekilde oluşturulan MR imajlarına "ağır-T2 görüntü: heavily T2 image" adı verilir.

Ancak; Uzun bir TE süresi beklendiğinde ise "signal to noise: sinyal gürültü oranı" oranı azalacaktır. Yani elde edilen sinyale olması gerekenden fazla gürültü binecek ve geri elde kabiliyetimiz oldukça azalacaktır. Sistemde her zaman bir zemin paraziti olmasına rağmen sinyal kuvvetli iken bu fark edilmez ancak sinyal zayıfladığında daha doğrusu uzun bir TE süresi beklendiğinde bu sefer zemin gürültüsü daha da (noise) belirginleşmiş olacaktır. Tabii ki bu da görüntü kalitemizde kötü etkilerde bulunacaktır. Bu nedenle uygun bir TE süresi seçilmelidir.

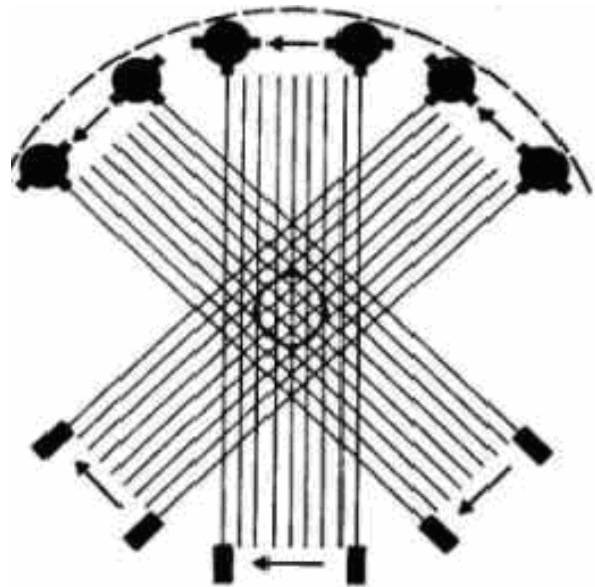
4. Derinlemesine Bilgisayarlı Tomografi (CT)

4.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Gelişimi ve Jenerasyon Evreleri

Bir önceki bölümde Radyodiyagnostik biliminin en önemli bileşenlerinden biri olan Manyetik Rezonans Cihazı hakkında temel bilgilere ve ileri düzey bilgilere yer verilmiştir. Bu bölümde ise okuyucuya Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (Computerized Tomography (CT)) temelleriyle beraber ileri teknik bilgileri verilecek ve Radyodiyagnostik biliminin vaz geçemediği ikinci önemli cihazı tanınmış olacaktır.

Bilgisayarlı tomografi cihazı (BT) 1963 yılında Cormack tarafından teorize edilmiş ve radyolojide yeni bir çığır açmış kesitsel görüntüleme yöntemidir. İlk BT cihazlarında, tek bir kesit oluşturabilmek için gerekli verileri toplamak 5 dakika gibi uzun bir süre gerektirmekteydi. Bu kadar uzun sürelerde tetkik alımı ve yüksek dozlardaki radyasyona maruz kalınma BT'nin kullanılmasını engellemiş ve geciktirmiştir. Belirli süre bu dezavantaj nedeniyle BT uygulaması sadece beyin incelemesinden ibaret kalmıştır. sürenin uzunluğu dolayısı ile solunum, intestinal peristaltizm gibi sınırlamalar BT'nin toraks, batın gibi uygulama alanlarında da kullanılmasını geciktirmiştir.

BT cihazları, geliştirilme ve rutinde kullanılma aşamalarında bir dizi evrim geçirmiş ve bu gibi dezavantajlarından arındırılmıştır. Geçirdikleri evrime göre BT cihazları 5 jenerasyon altında toplanmaktadır

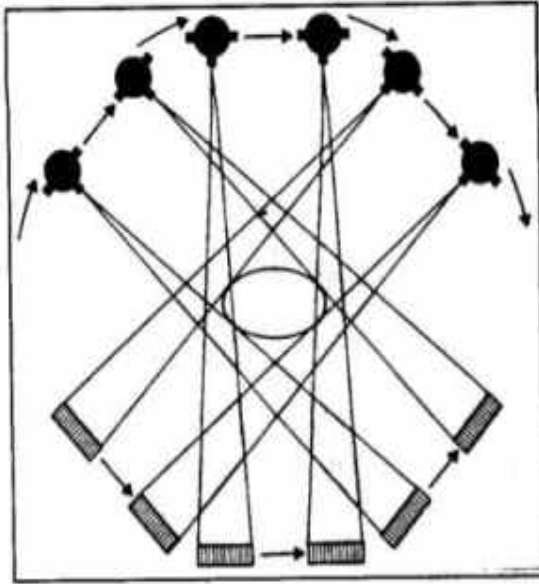


Şekil 22. Birinci jenerasyon bir BT cihazı Görülmektedir.

Bu beş ayrı jenerasyon altında toplanan Tomografi cihazlarını teker teker incelediğimiz takdirde;

1. Birinci Jenerasyon Cihazlar: Pencil-Beam(kalem-ışınması) x-ışını ve karşısında tek bir detektörün bulunduğu bu tür cihazlar çevirme-döndürme (translate-rotate) prensibi ile çalışmaktadır. İncelenecek olan obje, lineer bir doğrultuda,bir uçtan bir uca tarandıktan sonra tüp 1° 'lik açı ile dönüş hareketi yapmakta ve obje tekrar lineer olarak taranmaktadır. Bu tarama ve dönüş hareketleri 180° 'lik bir dönüş kadar devam ettirilmektedir. İlk jenerasyon cihazlarda kesit alım süresi bu nedenle oldukça uzundur.

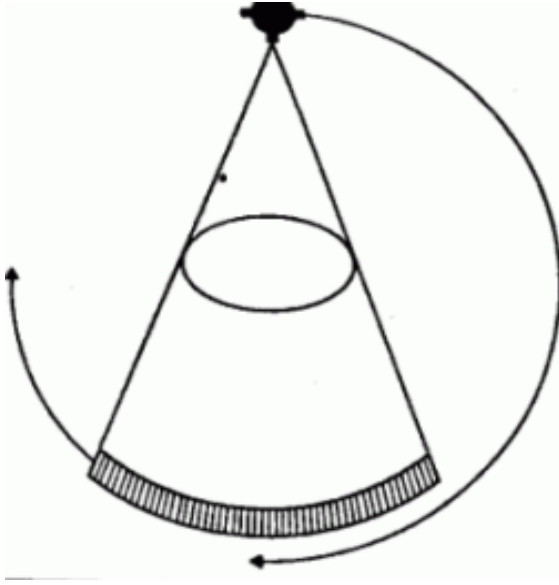
2. İkinci Jenerasyon Cihazlar: Bu cihazlarda tek detektör yerine lineer dizilmiş birden fazla detektör kullanılmış ve X-ışını huzmesi de pencil-beam yerine detektör genişliğine göre yelpaze biçiminde genişletilmiştir. İkinci jenerasyon cihazlarda birinci jenerasyonda olduğu gibi çevirme-döndürme (translate-rotate) tekniği söz konusudur. Ancak tüp hareketi 108° lik açılarla 180° ye tamamlanmaktadır.



Şekil 23. İkinci jenerasyon bir CT cihazı.

3. Üçüncü jenerasyon cihazlar : Bir ve ikinci jenerasyon cihazlardan sonra , döndürme-döndürme (rotate-rotate) prensibi ile çalışan üçüncü Jenerasyon aygıtlar geliştirilmiştir.Bu cihazlar x-ışını kaynağı ve bu kaynağın karşısına yerleştirilmiş, konveks dedektörlerden oluşturulmuştur.X-ışını demeti, karşısına denk gelen dedektörlerin tümünü içine alacak şekilde yelpaze biçimindedir.

X-ışını tüpü ve dedektörler,incelenecek olan obje etrafında birbirleri ile kordineli biçimde hareket ederek, birinci ve ikinci jenerasyon cihazlarla gerçekleştirilemeyen 360° lik dönüş gerçekleştirilmiştir.



Şekil 24. 3. Jenerasyon bir CT cihazı.

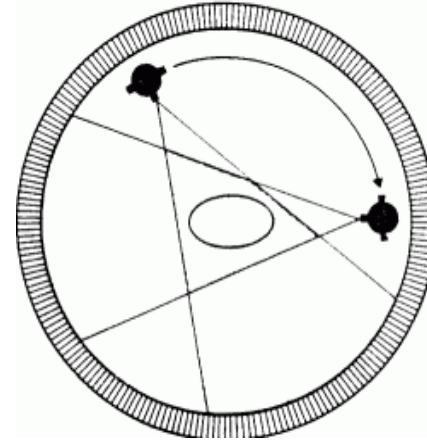
3. jenerasyon cihazların tıp teknolojisine getirmiş olduğu bir diğer yenilik ise, artık gantry'nin tek bir dönüşünde birden fazla kesit görüntüsü alınabilir olmasıdır.

4. Dördüncü Jenerasyon Cihazlar:

Döndürme-sabit (Rotate-stationary) tekniği olarak da adlandırılan sistemde sadece X-ışını kaynağı hareketlidir. Tek bir X-ışını kaynağı incelenecek obje etrafında 360°'lik bir dönüş hareketi gerçekleştirirken, detektörler oyuk yada "gantry" boyunca dizilmiş ve

sabitlenmiştir. Böylelikle kesit alım süresi 1-2 saniye düzeylerine indirgenmiştir.

5. Beşinci Jenerasyon Cihazlar: Son derece hızlı (Ultrafast) BT olarak tanımlanmaktadır. Dönüş hareketi yapan X-ışını tüpü ve oyuk(gantry), yerini yüksek güçlü 4 tungsten hedef anotlu elektron ışınına bırakmıştır.

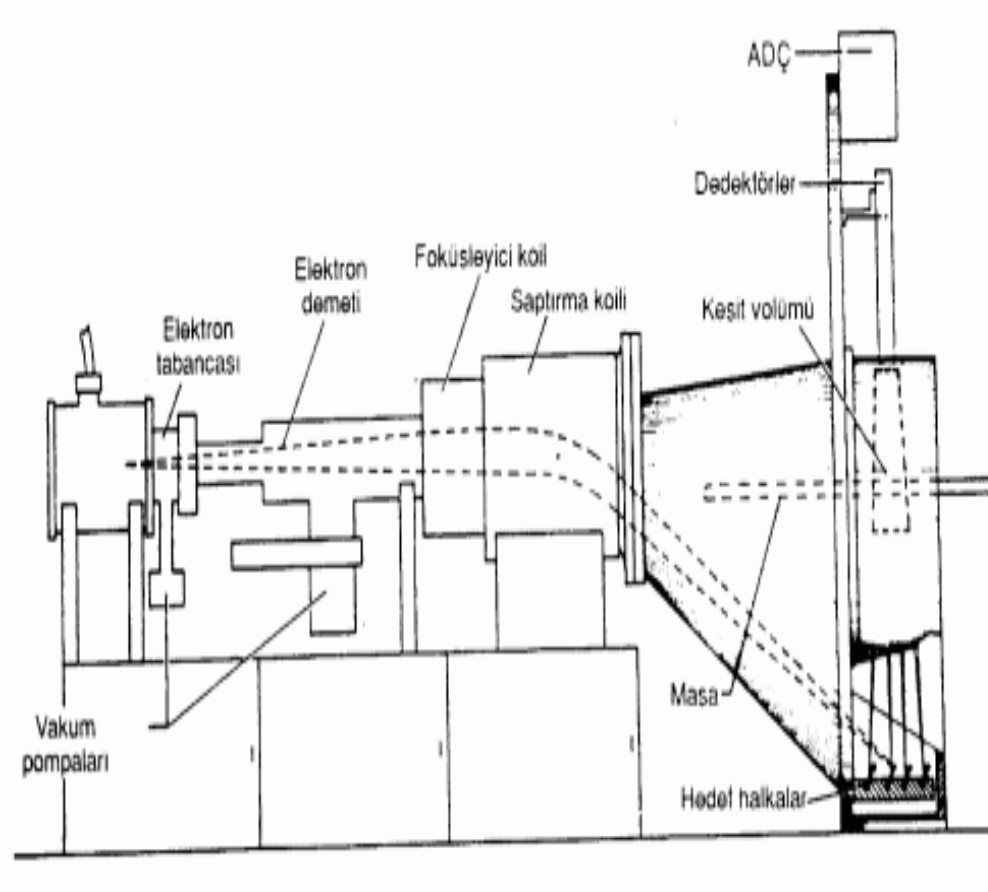


Şekil 25. 4. jenerasyon bir CT cihazı.

Cihazda hareketli unsurlar bulunmadığından ve X-ışını çok odaklı elektron demeti şeklinde uygulandığından kesit alım süresi saniyenin altına indirgenmiş yada aynı sürede birkaç kesit elde etme imkanı yaratılmıştır.

Beşinci jenerasyon cihazlarda düşük ve yüksek rezolüsyon olmak üzere iki ayrı çalışma modu mevcut olup düşük rezolüsyon modu kullanıldığında saniyenin yarısı kadar sürede masa hareketi sağlanmaksızın Sekiz adet ardışık kesit alma olanağı mevcuttur. Buna karşın yüksek rezolüsyon modu seçildiğinde tek bir kesit 0.1-0.4 sn. gibi çok daha kısa sürede

tamamlanabilmektedir. Beşinci jenerasyon cihazlarda kullanılan detektör sistemi, dördüncü jenerasyon da olduğu gibi oyuk(gantry) boşluğu içine çepeçevre yerleştirilmiş durumdadır. Günümüzde henüz yaygın kullanıma girmemiş beşinci jenerasyon cihazlar halihazırda geliştirilme aşamasındadır.



Şekil 26. Yukarıda 5. jenerasyon bir CT cihazı görülmektedir.

4.2. BT Cihazının ve BT Görüntülerinin Temelleri

BT'nin görüntü verisi elde etme yöntemi X-ışınları monokromatik demet halinde iken ve homojen bir ortamdan geçerken, ortam ile etkileşime bağlı olarak azalım (doku tarafından emilir) gösterir.

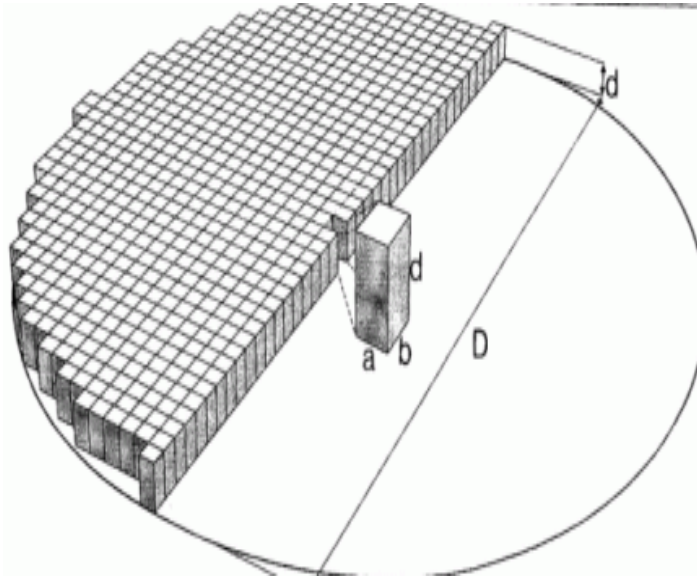
Bu etkilenmeler Kompton saçılması ve fotoelektrik olay (absorbsiyon) sonucu ortaya çıkan birincil (primer) moleküler iyonizasyonlardır. Görüntü bir gri-skala resmi olarak Bilgisayar vasıtasıyla yeniden üretilir. Burada yüksek emilim değeri açık (aydınlık), düşük emilim değeri ise koyu (karanlık) olarak görünür. Görüntüleme için vücut dokusunun emilim değeri , aşağıdaki formül ile açıklanan suyun emilim değerinden kaynaklanan bağıl değeri gösteren , binlerce parça CT değeri olarak verilir. $CT \text{ değeri} = (\mu - \mu_w) \cdot 1000 [HU]$ X=Dokunun doğrusal zayıflatma sabiti W=Suyun doğrusal zayıflatma sabitidir. HU= Anot ısı saklama kapasitesidir.

Havanın zayıflatma sabiti CT'de kullanılan tüp voltajı 80kV ile 140KV arasında ve I=0 olduğu sürece, suyun zayıflatma değeri sıfır değildir, havanın ise(-)1000'dir. Kalınlaşmış dokunun suyun altına çöktüğü ve yumuşak dokunun yüzeye çıktığı durumda, skala üzerindeki değer çok yoğun kemik dokuları sayesinde +3000'e çıkar. Her bir parçanın hacmi için zayıflatma değerinin hesaplanması amacıyla vücut bölümünden geçen radyasyon emilimi farklı açılardan ölçülür ve bu ölçülen değerler kullanılarak hesaplamalar yapılır. Bilgisayar içinde görüntü, bir verinin karşılığıdır ve çeşitli kriterlere göre hesaplamalar için kullanılabilir veya üzerinde bazı değişiklikler yapılabilir.(Rekonstrüksiyon,üç boyutlu düzleme dönüştürme) Son 15 yıl içinde CT x-ışını teşhisleri için sık kullanılan bir yöntem olmuştur ve geleneksel(konvansiyonel) x-ışını sisteminin kabiliyetini büyük oranda genişletmiştir.

4.2.1. BT de Görüntü Eldesi

4.2.1.1. BT de Resim Elemanları

BT görüntüleri piksel adı verilen resim elemanlarının oluşturduğu bir atriksten ibarettir. Matris



Şekil 27. CT de görüntü taraması ve VOXEL.

boyutu BT cihazlarının teknolojik gelişimine paralel olarak 256x256, 512x512 veya 1024x1024 olabilir. Pikseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olarak voksel adı verilen bir hacime sahiptir ve voksel organizmayı geçen X-ışınının atenuasyonunu (X-ışınları fotonlarının sayısı) gösteren sayısal bir değer taşır. Bu değer "Hounsfield units (HU)" olarak adlandırılır ve +1000 ila -1000 arasındaki değerleri kapsar. Bu değerlerin ortasındaki 0 sayısı genel olarak suyu temsil ederken yağ dokusu ve hava skalasının negatif, yumuşak dokular, kan ve kompakt kemik pozitif yönünde yer alır.

boyutu BT cihazlarının teknolojik gelişimine paralel olarak 256x256, 512x512 veya 1024x1024 olabilir. Pikseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olarak voksel adı verilen bir hacime sahiptir ve voksel organizmayı geçen X-ışınının atenuasyonunu (X-ışınları fotonlarının sayısı) gösteren sayısal bir değer taşır. Bu değer "Hounsfield units (HU)" olarak adlandırılır ve +1000 ila -1000 arasındaki değerleri kapsar. Bu

4.2.1.2. Görüntüleme Alanı (FOV=Field of View)

BT kesitini oluşturan görüntü alanının genişliğini gösteren bir parametredir. İncelenecek olan objenin boyutuna göre seçilir. FOV büyütüldükçe, sabit olan matris içindeki piksellerin boyutları genişleyeceğinden görüntünün geometrik çözümü (rezolüsyonu) azalacaktır. Matris sayısını değiştirmeden geometrik rezolüsyonun azalmasını önlemeye yönelik odaklama (zooming) ya da hedefleme (targeting) adı verilen incelenecek objenin bir bölümüne yönelik netleştirme (fokuslama) uygulaması denir. Odaklama (zooming) işlemi, daha büyük bir FOV ile elde edilmiş görüntü üzerinden, ilgilenilen bir bölgenin seçilerek büyütülmesi işleminden

farklı bir uygulamadır. Aksi takdirde bu işlem fotografik büyütmeden başka bir anlam ifade etmeyecek ve geometrik çözünürlük azalacaktır. odaklama (zooming) işlemi rekonstrüksiyon odaklama (zooming) ve interpolatif odaklama (zooming) olmak üzere iki farklı biçimde gerçekleştirilebilmektedir. Bunlardan;

Rekonstrüksiyon Odaklama (zooming) kesit parametreleri büyük FOV'a göre elde edilmiş görüntülerin, bilgisayarın belleğinde, dedektörlerden geldiği biçimiyle durması halinde gerçekleştirilebilen ve görüntü üzerinde işaretlenen bölgenin yeniden değerlendirilerek oluşturulması işlemidir. Bu tip odaklamada görüntünün rezolüsyonu arttırılabilmektedir.

Interpolatif odaklamada (zooming) ise görüntünün bilgisayar hafızasında sayısal olarak rekonstrükte edilmiş şekli bulunduğu odaklama gerçekleştirilebilmektedir. Büyütülmesi istenilen alan işaretlendikten sonra, bu alanın tüm pikselleri bilgisayar tarafından genişletilmekte, komşu piksel aralıkları da çevre piksel değerlerinin aritmetik ortalaması alınarak tamamlanmaktadır. Bu işlem ile görüntüde büyüme gerçekleşmekle beraber detay kalitesinde, büyütülen görüntüye oranla bir farklılık bulunmamaktadır .

Odaklama işlemine tabi tutulacak olan alan “curser” ile işaretlendikten sonra bilgisayarlar tarafından aynı matris sayısı ile yeniden şekillendirilir.

4.2.1.3. Pencereleler

4.2.1.3.1 Pencere Genişliği (Window Width)

Monitörde incelenecek yapının, diğer yapılardan optimum ayrımı amacı ile, gri ton başına düşen doku yoğunluğu sayısının değiştirilmesine yönelik elektronik bir ayardır. Monitör ve her bir BT kesidinde +1000 ila -1000 arasındaki değişen gri skalada seçilen sıklık(density) aralığının üst ve alt sınırını işaret eder. Pencere genişliği daraltıldıkça, gri ton başına düşen absorpsiyon farklılığı yani doku sayısı azalmakta ve görüntülerde yüksek kontrast sağlanmaktadır. Bununla beraber dar pencere seçimi, pencere alanı dışında kalan oluşumların yetersiz değerlendirilmesi yada gözden kaçırılması açısından tehlikelidir.

Geniş pencere genişliği seçildiğinde, gri ton başına düşen doku sayısı artacağından inceleme alanı oldukça homojen görülecektir. Buna bağlı olarak küçük sıklık(density) değişikliklerinin saptanması zorlaşacak dolayısı ile de rezolüsyonu azalacaktır.

4.2.1.3.2 Pencere Seviyesi (Window Level)

Pencere genişliğinde seçilen sıklık (density) aralığının orta noktasını ifade eden bir parametredir. Bu parametre vasıtasıyla görüntüler listelenir ve öncelik sırasına koyulurlar. Pencere seviyesi görüntülerin daha iyi algılanmasını sağlayarak ileri düzey görüntülemenin kapısını açar.

4.2.1.4. Ölçümler

BT görüntülerinin sayısal veriler üzerinden işlenerek yaratılmış olması, elde edilmiş imaj üzerinde farklı değerlendirme ve ölçümlerin yapılmasına imkan tanımaktadır. Elde edilmiş görüntüler üzerinde sıklık (density), boyut, sıklık (density) profili, reformasyon, toplama, çıkarma, histogram gibi ölçümler içinde rutinde en sık gerçekleştirilenleri sıklık (density) ve boyutsal ölçümlerdir. Boyut ölçümlerinde iki nokta arasındaki mesafe tayin edilirken, sıklık (density) ölçümünde, değişik genişlikteki kare-dikdörtgen ya da yuvarlak-oval şekilli bir “curser” ile ilgili alan içindeki piksellerin yoğunluğu belirlenebilir. Cihaz bu son işlem sırasında, seçilen bölgedeki piksellerin toplam HU değerlerini, piksel sayısına bölerek ortalama bir sıklık (density) değeri saptamaktadır. Sıklığı (density) ölçülecek alanın gerçeğe en yakın bir şekilde değerlendirilmesi açısından örnekleme alanının olabildiğince homojen ve gerektiğinden daha büyük olmamasına dikkat edilmelidir.

4.2.1.5. Rekonstrüksiyon (Reformasyon)

Gantry boşluğunun sınırlandırılmasına bağlı olarak BT cihazları ile genellikle aksiyal düzlemde kesitler alınabilmektedir. Çok sınırlı olmakla birlikte bazı vücut bölümlerinden koronal ya da

sagittal düzlemden de inceleme yapılabilir (Örneğin hipofiz bezinin, temporomandibuler eklemlerin, paranazal sinüslerin görüntülenmesinde olduğu gibi).

Her ne kadar genelde sadece aksiyal düzlemden kesitler alınmış da olsa, bilgisayar teknolojisinin sağladığı imkanlarla görüntülerin aksiyal kesitler üzerinden farklı düzlemlere dönüştürülmesi mümkün olabilmektedir. Bu işlem bilgisayar belleğindeki özel bir program tarafından sağlanmaktadır. Bilgisayarın hafızasında yer alan, kesitleri üst üste yerleştirerek sıralar ve daha sonra istenilen düzlemdeki resim elemanlarını yeni görüntüyü oluşturacak şekilde birleştirir. Mevcut plandaki kesitlerin, istenilen bir başka planda yeniden yaratılması işlemlerine reformasyon veya rekonstrüksiyon adı verilmektedir. Mevcut reformasyon görüntüsünün çözünürlüğü (rezolüsyonu) temel olarak, işleme tabi tutulan görüntülerdeki kesit kalınlığı ve kesitler arasında bırakılan boşluğa bağlıdır.

Reformasyona tabi tutulan temel görüntülerin kesit kalınlığı ne kadar birbirine eşit ve küçük, kesitler arası mesafe ne kadar dar ve aralıksızsa, reformasyon görüntüsü de o ölçüde yüksek rezolüsyonda elde edilecektir. Ancak ne kadar ideal ölçülerde gerçekleştirilirse gerçekleştirilsin reformasyon görüntüleri, tam anlamıyla ilk alınan ana görüntülerin rezolüsyonuna erişemez. Son yıllarda geliştirilen yeni bilgisayar programları ile ileri algoritmalar kullanılarak mevcut görüntüler üzerinden üç boyutlu (3D) rekonstrüksiyonlar da gerçekleştirilebilmektedir. Bu işlemlerin bir örneği, adına yüzey rekonstrüksiyonu (surface reconstruction) denen bir uygulamadır. Aksiyal planda alınan kesitler üst üste konarak yerleştirildikten sonra belirli sınırlar içinde bir HU değeri belirlenmekte, bu seçilen değer doğrultusunda bilgisayar, tüm görüntülerde o değerler içinde kalan pikselleri saptayıp bir araya getirerek birleştirmektedir. Birleştirilen pikseller ise değişik planlardan 3D olarak reformasyona tabi tutulmaktadır. Elde olunan görüntüler, yine bilgisayarlardaki mevcut programlar çerçevesinde değişik yönlere de çevrilerek de incelenebilmektedir.

4.2.1.6. Çözümleme Gücü (Rezolüsyon)

Birbirinden ayrılabilen iki yapı arasındaki minimum aralıktır, geometrik çözümleme, obje kontrastı, gürültü(noise) ve kontrast çözümlemeye bağlı olarak değişmektedir. Bu değer santimetrede 5-20 çizgi çifti arasında değişmektedir. BT üreticisi firmalar cihazlarının etkinliği açısından daha ziyade çözümleme gücü değerini vermektedirler. Sonuç olarak; BT'de kesit kalınlığı azaltıldıkça parsiyel volüm etkisi azalacak ve geometrik rezolüsyon artacaktır. Buna karşın X-ışını dozu ve dolayısı ile gürültü(noise) azalacağından kontrast rezolüsyonu düşecektir.

4.2.1.6.1 Geometrik Çözümleme (Spatial Rezolüsyon)

İncelenecek bir nokta, çizgi ya da kenarın bulanıklaşmasının ölçüsüdür. Bir diğer ifade ile birbirine komşu iki yapının ayırt edilebilme gücünü gösteren bir parametredir. Geometrik çözümleme, görüntüyü oluşturan piksel boyutları ile yakından ilgilidir. Piksel boyutlarının küçültülmesi, görüntünün daha fazla sayıda noktadan oluşmasına yol açacağından, daha küçük oluşumların birbirlerinden ayrımı sağlanacak ve spatial çözümleme artacaktır. BT'de geometrik çözümleme tüpün fokal spot boyutu, FOV ve kesit kalınlığı ile ters orantılıdır. Tüpün fokal spot boyutu, görüntüleme alanı (FOV) ve kesit kalınlığı arttıkça geometrik çözümleme gücü azalmaktadır. BT'nin geometrik çözümleme gücü, konvansiyonel radyografiden daha düşüktür.

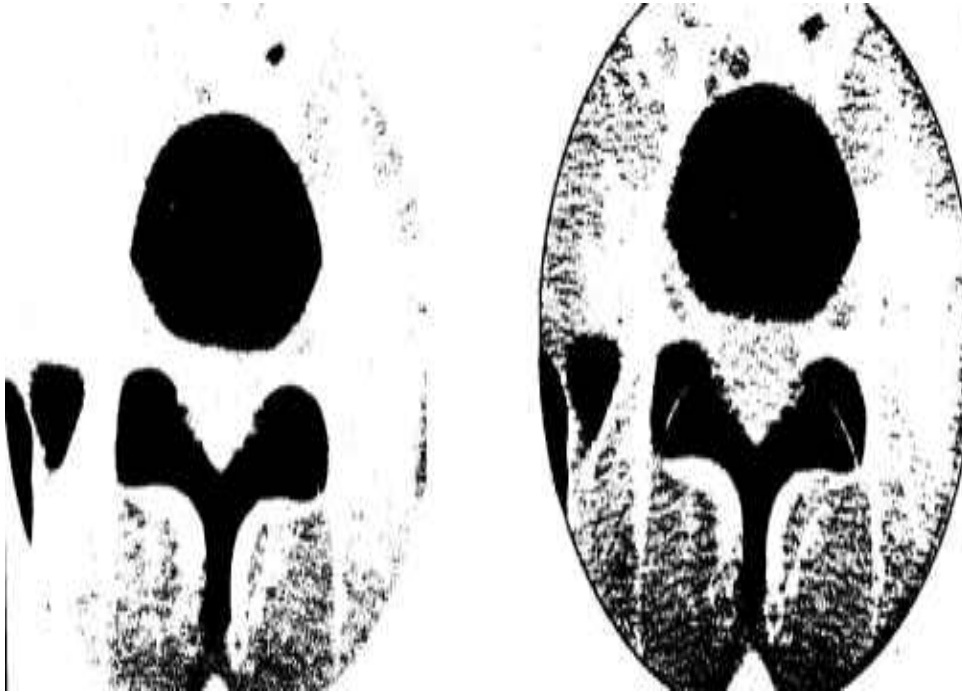
4.2.1.6.2 Kontrast Çözümleme (Kontrast Rezolüsyon)

Film üzerindeki farklı yoğunlukları ayırt edebilme yeteneğidir. BTde konvansiyonel röntgen'den daha yüksektir. Kontrast çözümleme gücü başlıca X-ışını şiddeti (intensity) ve dozuna bağlı bir kavramdır. BT sistemlerinde hastaya gönderilecek X-ışını dozu kV, mA değerleri ve ışınlama (ekspozur) süresi (sn) ile ayarlanmaktadır. Bir çok sistemde kV değeri genelde sabit olup X-ışını yoğunluğu 150 mA'den başlamak üzere 200, 250, 300, 500'e kadar yükseltilebilen mA seçenekleri ile artırılabilir. Ancak yeni teknoloji ile üretilen BT cihazlarında kV parametresi de değ-iştirilebilmektedir. Mevcut X- ışını yoğunluğu, ışınlama

(ekspozur) süresi de uzatılarak artırılabilir. Miliamper değeri arttırıldıkça daha yüksek oranda X-ışını enerjisi oluşmakta, bununla birlikte tüp daha fazla yüklenmektedir. Kesit alım süresi (sn) arttırıldıkça hareket artefaktları fazlaşmaktadır. Kontrast çözümüleme gücü, gürültü (noise) ve kesit kalınlığı ile birlikte değerlendirilmektedir. İncelenen objenin homojenitesinden kaynaklanan deviyasyonlar olup ortalama 2-4 HU değerindedir. Gürültüyü(Noise) yarıya indirmek için X-ışını dozu 4 kat arttırılmalıdır. Seçilen kesit kalınlığı arttırıldıkça kontrast çözümüleme gücü artar.

4.2.1.7. Filtrasyon (Görüntü İyileştirme)

BT'de filtreler, görüntülerin optimizasyonuna yönelik gürültüyü(noise) önleyen, görüntü netliğini ve kenar keskinliğini düzenleyen mekanizmalardır. BT'de primer ve sekonder olmak üzere 2 tip filtrasyon mevcuttur. Görüntülerin ilk oluşturulduğu aşamada, program içinde tanımlanan, incelenecek alana göre seçilen ve dijital verilerin rekonstrüksiyonu sırasında gerçekleştirilen filtrasyon, primer filtrasyon adını almaktadır. Primer filtrasyon ile elde



Şekil 28. Omurilik (Beyin altı) CT sekansının Filtrasyon Evreleri.

edilmiş görüntüler tekrar filtrasyona tabi tutulabilir. Bu amaçla, yumuşak dokulara yönelik yumuşak (soft), kemik dokulara yönelik keskin(sharp) filtreler kullanılmaktadır. Mevcut filtrasyonlu görüntüler üzerinde gerçekleştirilen bu ikinci filtrasyon işlemine sekonder filtrasyon adı verilmektedir.

1. Soft (pürüzsüz) Filtreler: Kontrast rezolüsyonu arttırmak amacı ile kullanılmaktadır. Daha çok yumuşak doku incelemelerinde yararlanılmaktadır .

2. Sharp (Edge enhance) Filtreler: Geometrik rezolüsyonu arttırmaya yönelik kullanılmaktadır. Kemik yapıların incelenmesinde uygulama alanı bulmaktadır.

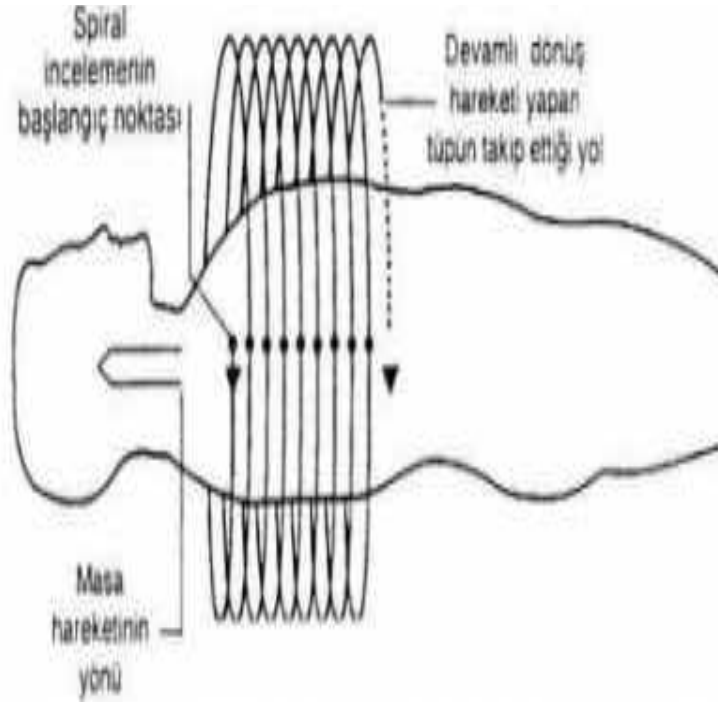
Sekonder filtrasyona tabi tutulmadan önceki aksiyal planlı bir beyin BT kesiti (Şekil 28.) (soldaki) ve pürüzsüz (smooth) filtrasyondan geçirildikten sonraki görünümü (sağdaki) karşılaştırmalı olarak görülmektedir Sekonder filtrasyona tabi tutulmadan önceki aksiyal planlı lomber vertebra BT kesiti (soldaki) ve sharp filtrasyondan geçirildikten sonraki görünümü sağdaki karşılaştırmalı olarak görülmektedir.

4.2.1.8. Yüksek Rezolüsyonlu BT

Temel olarak yüksek rekonstrüksiyon matrisi (512 x 512, 1024 x 1024), ince kolimasyon (1-3 mm), küçük görüntüleme alanı (25 cm) ve yüksek geometrik rezolüsyonlu rekonstrüksiyon algoritmi yardımı ile gerçekleştirilen bir yöntemdir. Günlük uygulamalar genellikle akciğer parankim hastalıklarının teşhisi amacıyla yapılır. İncelenecek bölgenin 1-3 mm'lik, tercihen 1,5-2 mm'lik çok ince kesitleri alınır. görüntü alanının küçültülmesi aynı alanı kaplayan piksel boyutlarını da küçülteceğinden geometrik rezolüsyonunu arttıracaktır. Örneğin 40 cm'lik görüntü alanında piksel boyutu yaklaşık olarak 0.78 mm iken, 25 cm'lik bir görüntüleme alanında bu değer 0.49'dur. Bununla beraber, daha yüksek rezolüsyon değerleri sağlamak için görüntüleme alanı belirli bir seviyenin altına da indirilememektedir. Bu değer yaklaşık 13 cm'lik bir alana karşılık gelmekte olup bu kadar dar bir aralığa her iki akciğer parankiminin sığdırılması da mümkün değildir. Yüksek rezolüsyonlu BT tekniğinde incelenen anatomik yapıların kenar keskinliğini arttırmaya yönelik yüksek rezolüsyonlu rekonstrüksiyon (kemik algoritmi) kullanılmaktadır. Kemik algoritminin kullanılması kontur keskinliğini arttırmakla beraber gürültü oranını da artmasına yol açar. Bu durumu önlemek için ise ışın (ekspozur) faktörlerinin kV ve mA değerleri artırılır. Yüksek rezolüsyonlu BT tekniğinde genelde tercih edilen kV ve mA değerleri 120/170 ya da 140/170 şeklindedir.

4.2.1.9. Spiral (Helikal) BT

Hasta etrafında spiral-helikol bir dönüş hareketi ile devamlı olarak kesit bilgisi toplayan bir teknik uygulamadır. Objenin taranması sırasında spiral bir hareketle devamlı surette kesit aldığından tetkik süresi kısaltılmış, alınan kesitlerin önceki ve sonrakilerle yekpareliği temin edilmiştir.



Her bir cm'lik kesit yaklaşık 1 sn'de tamamlanabilmekte, abdomen, toraks gibi solunum hareketlerinin artefaktlara yol açtığı vücut kompartmanlarında tetkikin bu unsurlardan en az etkilenecek ve en kısa sürede tamamlanmasına imkan yaratmaktadır.

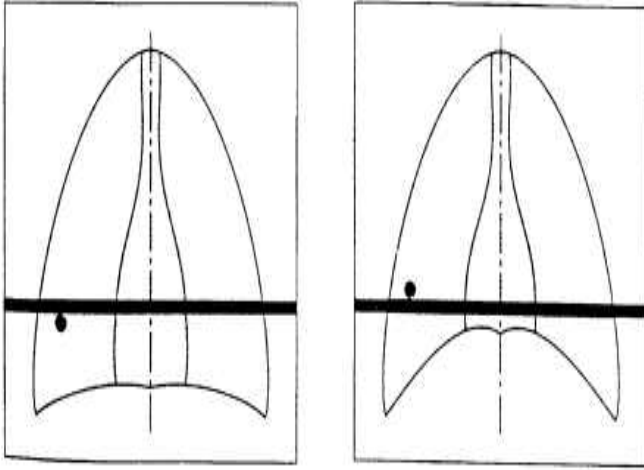
Şekil 29. Spiral Tomografi Eldesi (çoklu Kesit Alımı).

Şekil 29. Spiral Tomografi Eldesi (çoklu Kesit Alımı). varlığına dayanmaktadır. Cihazdaki masa standart, BT cihazlardaki skenogram tekniğinde olduğu gibi sabit bir hızla ilerleyebilmekte, X-ışını ve dedektörler 3600 dönüş yaparken veriler, incelenen objeden kesintisiz olarak toplanabilmektedir.

Spiral BT tekniğinde X-ışını tüpü, rotasyon merkezi ile arasındaki mesafe sabit kalmak üzere silindirik bir yüzey üzerinde spiral hareketini gerçekleştirmektedir. Bu tür cihazlardaki tarana hacmi, X-ışını tüpünün gücü ile masa hareketinin hızına bağlıdır. İdeal bir spiral BT'de X-ışını tüpü yüksek kapasiteli, masa ilerleme hareketi ise seçilen kesit kalınlığına eşdeğer olmalıdır. Standart BT tekniğinde görüntüler, her bir kesit için ilgili keside spesifik planar geometrideki verilerden oluşturulmaktadır. Halbuki spiral BT'de spiralin herhangi bir 3600'lik segmentinin direkt rekonstrüksiyonu ile gerçekleştirilmektedir. Bu durumda görüntüler, konvansiyonel

BT’de olduğu gibi disk şekline dđnüştürölmek için yeniden düzenlenmelidir. Bu düzenleme de spiral yolun birbirine komşu dđnüşlerine ait izdüşümlerin yeniden düzenlenmesi (interpolasyonu) ile sağlanmaktadır. İnterpolasyon işleminde, spiralin herhangi bir açısai ve kesitsel pozisyonu için önce projeksiyon değerleri hesap edilmekte, daha sonra bu sentetik projeksiyon datalarından yararlanılarak standart rekonstrüksiyon işlemleri gerçekleştirilmektedir. Kısaca tüm orjinal spiral veriler ara değerleri bulunmuş verilerin elde edilmesinde kullanılmakta, taranan belirli bir kesitin görüntüsü retrospektif olarak elde edilmekte, herhangi bir zaman diliminde değiştirilerek iki ya da üç boyutlu rekonstrüksiyona tabi tutulabilmektedir.

Spiral BT'deki verilerin aksiyal planda devamlılık göstermesi sayesinde istenilen her hangi bir yerden rekonstrükte aksiyal görüntüler alınabilir, retrospektif olarak oluşturulan Rekonstrükte aksiyal görüntüler ile küçük lezyonların merkezinden, parsiyal genlik etkisi olmaksızın, güvenilir bir şekilde dansite ölçümü yapılabilir. Spiral BT'de temel olarak belirli bir hacim tarandığından, solunuma bağlı görüntülenmemiş bir bölgenin kalması ihtimali ortadan kalkmaktadır. İncelemenin çok kısa bir sürede bitirilmesine karşın elde edilen dataların hesaplanması ve görüntünün rekonstrüksiyonu için yaklaşık 10 sn gibi bir süreye ihtiyaç vardır. Ancak buradaki asıl kazanç, hasta açısından tetkik süresinin standart BT uygulamasından çok daha kısa sürmesidir. Spiral BT ile elde edilen görüntülerin kalitesi standart BT ile karşılaştırıldığında, piksel gürültünün(noise), standart BT ile eşdeğer mA değerlerinde, planar verilerin lineer interpolasyon ile sentetik olarak elde edilmesine bağlı hafifçe azaldığı; kesit hassasiyet (sensitivite) profiline ise spiral teknikte, masa ilerleme hızına bağlı olarak ideal dikdörtgen formunu kaybettiği için yassılaşıp genişlediği görölmektedir. Bu yassılaşıma, masa hızı nominal kesit kalınlığına eşdeğer olarak seçildiğinde % 28 oranındadır. Bu etki masa hızı nominal kesit kalınlığından % 10-20 oranında düşük seçilerek azaltılabilmekle beraber hassasiyet (sensitivite) profiline kalınlaşıp genişlemesi tamamen önlenemediği gibi nominal kesit azaldığı için maksimum tarama hacmi de daralmaktadır. Bunların dışında kalan spatial rezolüsyon, kontrast, artefakt ve homojenite gibi performans parametrelerinde bir farklılık saptanmamaktadır. Spiral BT’deki multiplanar rekonstrüksiyon imajlar, kontur keskinliği açısından standart BT’ den üstün olmakla birlikte bu tür imajlar tanısai açıdan çok büyük bir anlam ifade etmemektedir. Hastaların spiral BT incelemesi sırasında aldıkları dozda bir fazlalık olmamakta, hatta standart BT'deki kesit tarama ve kesitlerin olmaması ve düşük mA değerlerin kullanılması zorunluluğu göz önüne alındığında rölatif olarak azaldığı söylenebilmektedir. Spiral



Şekil 30. Konvansiyonel BT de görülmeyen nodüller kesit içerisine girmediği için atlanmaktadır.

BT 1989 yılından bu yana vücudun değişik bölümlerinin incelenmesinde rutin olarak kullanılmaktadır.

Tek bir nefes tutma süresi içinde 24-31 kesit alınmasına imkan veren inceleme hızı özellikle solunum hareketlerinden kaynaklanan artefaktları ortadan kaldırmıştır. Çekim tekniği sayesinde arada taranmamış alan

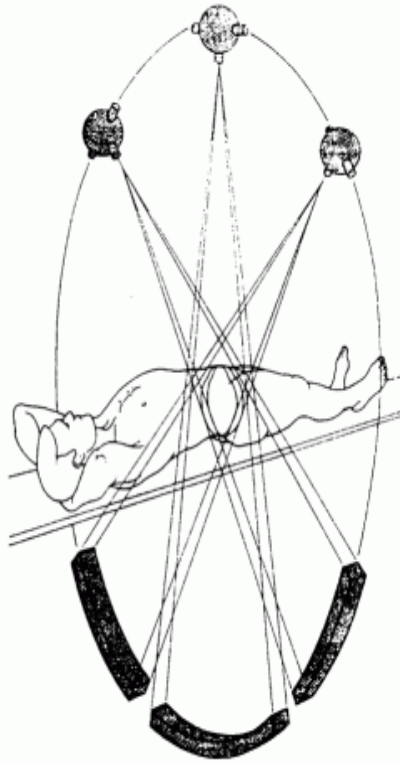
bırakılmadığından solunum hareketlerinden etkilenen organlardaki küçük fokal lezyonların (metastatik nodül gibi) saptanma şansı yükselmiştir. Bu avantajları spiral BT'nin batın ve toraks uygulamalarındaki etkinliğini arttırmıştır. Solunumsal farklılıklardan kaynaklanan aynı bölgeden birden fazla kesit alma gerekliliği de ortadan kalkmış, 2 ya da 3. boyutlu rekonstrüksiyonlarla elde edilen görüntülerin rezolüsyonu da rölatif olarak artmıştır. İnceleme süresinin oldukça kısa olması nedeniyle, Spiral BT ile arteriyel ve venöz yapılaraya yönelik BT anjiyografi çalışmaları da konvansiyonel BT'ye göre çok daha üstün bir şekilde gerçekleştirilebilmiştir.

Dinamik volümetrik vasküler inceleme yöntemleri ve yüksek rezolüsyonlu üç boyutlu rekonstrüksiyonlar ile başta aorta ve ana dalları olmak üzere, boyun, alt ve üst ekstremiteler damarları. hem daha az kontrast madde kullanılarak hem de artefaktlardan arınmış dahad etaylı imajlarla değerlendirilebilmiştir . Bu sayede hasta açısından daha girişimsel anjiyografik uygulama endikasyonları bir miktar da olsa azaltılmıştır. Baş- Boyun bölgesindeki kompleks yapıların , az miktarda verilen kontrast madde ile ve daha yüksek kontrast çözünürlükte demarkasyonu sağlanmıştır.Tetkikin kısa sürede tamamlanması nedeniyle yutma ve solunum artefaktları minimuma indirilmiştir. Trakeobronşial ağacın , endobronşial lezyonların ve özellikle travma sonrasında kafa kemiklerinin üç boyutlu görüntülerle çok daha ayrıntılı bir şekilde değerlendirilmesi mümkün olmuştur.

Batında, aksiyal planlı BT imajlarının koronal plana dönüştürülmüş rekonstrüksiyonları ,tek nefes tutma periyodunda tamamlanabilmesi ve arada interval bırakmaması nedeni ile konvansiyonel BT ye göre daha yüksek rezolüsyondadır. Bu arada inferior vena kava ve abdominal aorta tüm uzunlukları boyunca kontrastlı olarak izlenebilmektedir.

4.2.2. Dedektör

Bilgisayarlı tomografi cihazının ayrılmaz bir bileşeni olan dedektörlerin öneminden daha önce bahsetmiştik. Ancak bu önemli parçaların genel anlamda tanımlamalarını ve özelliklerini detaylı olarak incelememiştik.



Şekil 31. CT cihazının Dedektör Yerleşim

Bu bölümde BT cihazının olmazsa olmazı olan dedektörleri tanımlanacak ve detaylı bir biçimde özelliklerinden bahsedilecektir.

4.2.2.1.Sintilasyon Dedektörleri:

Bu tür dedektörler kendi arasında 2 tiptir. Birinci tipte fotomultiplier sistem. ikinci tipte ise fotodiyot multiplier sistem bulunmaktadır.

Sintilasyon/Fotomultiplier Dedektör: Bu tür dedektör teknolojisi özellikle 1. ve 2. jenerasyon BT cihazlarında ve yaygın olarak nükleer tıpta kullanılan tarayıcılarda bulunmaktadır. Sodyum iyodür (NaI), kalsiyum florür (CaF₂), bizmut germanat (Bi₄Ge₃O₁₂)

gibi solid sintilasyon kristallerinden oluşturulmuştur. Bu türden kristaller, üzerlerine X veya Gama ışını düştüğünde, bünyelerinden görülen ışık salınımına yol açarlar. Kristallerden çıkan ışık, fotokatod üzerine düşerek burada elektronik sinyallere dönüştürülür. Elektronik sinyaller "dynodes" adı da verilen fotomultiplier içinde tekrar yükseltilir. Fotomultiplier bir yüzey konfigürasyonu olup fotokatodtan çıkan her elektron 3-10 kat oranında arttırılır.

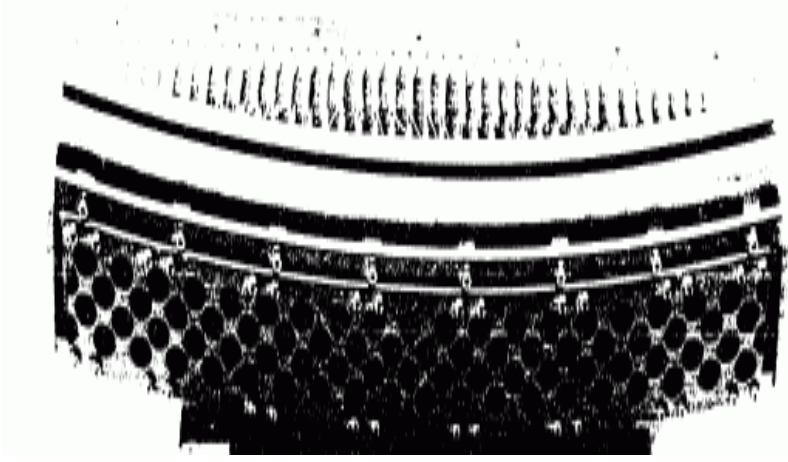
Sintilasyon / Fotodiyot Multiplier: Sintilasyon / fotomultiplier dedektör sistemindeki fotomultiplier yerine silikon fotodiyotun bulunması ile farklılık gösterir. Sintilasyon kristallerinde bir değişiklik yoktur. Fotodiyot'un kullanılması yüksek stabilite, küçük boyut ve maliyet ucuzluğu bakımlarından avantajlıdır.

4.2.2.2. Gaz Dedektörler

Günümüzdeki BT sistemlerinde (Genelde 3. jenerasyon cihazlarda) kullanılan dedektörlerin çoğu, 10-30 atmosfer basınç altında sıkıştırılmış xenon gazından oluşturulmuşlardır. İncelenecek objeyi geçerek dedektörlere ulaşan X-ışınları, basınç altında sıkıştırılmış xenon gazı atomlarında iyonizasyon meydana getirmektedir. İyonize xenon gazı miktarı dedektöre ulaşan X-ışını foton sayısı ile orantılıdır. Gaz dedektörlerin maliyeti, sintilasyon dedektörlerine göre daha ucuzdur. Sıklıkla santimetrede 9 adet bulunacak şekilde yerleştirilmiştir. Buda çözünürlüğü artırdığından görüntü kalitesinin artmasına neden olmuştur. BT sistemlerinde kullanılan dedektörler belirli özelliklere sahip olmalıdır. Bu özellikler yüksek absorpsiyon ve dönüşüm (çevirim) verimliliği, yüksek tutma(capture), kısa parlama(afterglow) süresi, geniş dinamik alan (range) olarak ifade edilebilir.

Toplam dedektör verimliliği yukarıda belirtilen unsurların bütünü sayesinde gerçekleşmektedir. Toplam dedektör verimliliği aynı zamanda doz verimliliği şeklinde de ifade edilmektedir. Dedektörlerin geçici (temporal) cevabı mümkün olduğunca hızlı olmalı ve üzerine düşen X-ışınına takip eden milisaniyeler içinde gerçekleşebilmelidir.

Bu süre içinde sinyal işlenmeli ve dedektörler bir sonraki ölçüme hazır hale gelmelidir. Bu durum ancak, dedektör elemanlarının hızlı kısa parlama(afterglow) süresi ile mümkündür.



Şekil 32. Sintilasyon Dedektörü.

"gantry" adı verilen açıklığına sokulur. Masa düzlemindeki sayısal değerler hastadan alınacak kesitin yerini belirlemektedir ve gantry açıklığındaki görülebilir ışık bantları ile de hasta üzerinde tayin edilebilir.

Masanın yukarı aşağı hareketi de mümkün olup incelenecek vücut parçasının görüntüleme alanı içindeki santralizasyonuna olanak sağlar. Gantry öne ve arkaya doğru belirli bir derecede eğilmeye (tilt) imkan tanıyan bir düzeneğe sahiptir. Genelde +30 ila -30 arasında açı yapmasına müsaade eden bu eğim sayesinde aksiyal ve koronal kesit düzlemleri belirli bir oranda açılarak X-ışınının incelenecek olan doku ya da objeye en uygun şekilde düşürülmesi temin edilebilmektedir

NaI ve CaF₂ gibi kristal yapıları, kısa geçici (temporal) cevapları nedeniyle modern BT tarayıcılarında kullanılmamaktadır. İncelemeye alınan hasta, BT cihazının masasına "supine" (sır üstü) ya da "prone" (yatay) pozisyonda yatırılır. Masa elle (manuel) ya da otomatik olarak uzaktan kumanda ile BT cihazının

4.3. BT de Görülen Artefaktlar

BT de görülen artefaktlar , BT fiziğinin ya da incelenen obje hareketinin bir sonucu olarak ortaya çıkan görünümüdür. Bu artefaktlar genel anlamda görüntüyü bozan en büyük etmenlerdir ve bir nevi gürültü ya da parazit olarak adlandırmamız mümkündür. Bu artefaktları sırayla incelediğimiz takdirde;

4.3.1. BT Fiziğinin Bir Sonucu Olarak Gelişen Artefaktlar

4.3.1.1. Parsiyel genlik(volum) Etkisi

BT' nin veri elde etme tekniğinden kaynaklanan bir artefaktır. Daha önce de belirtildiği gibi BT de en küçük resim elemanı pixel adı verilen yapı olup , voxel olarak tanımlanan kesit kalınlığı ile uyumlu volümsel verilerin görüntüye yansıyan ortalaması şeklinde ifade edilmektedir. Voxeliçinde tek bir dokunun varlığı durumunda , voxelin pixeli yansıttığı X ışını atenüasyon değeri tamamiyle o dokunun atenüasyon değeri ile uyumlu olacaktır.

Eğer bir doku voksel volumünü tamamen doldurmuyorsa, aynı voksel içinde diğer dokularla birlikte ortalama dansitesi alınarak piksellere yansıtılacağından yoğunluğu gerçeğinden farklı olarak ölçümlenecektir. örneğin ilgili voksel icinde biri +10 diğeri +70 HU değerinde ve eşit kalınlıkta iki farklı doku bulunuyor olsun. Bu durumda eşit hacimlerdeki her iki doku dansitesi toplanarak ($10 + 70 = 80$ HU) ortalaması alınmakta ($80 / 2 = 40$ HU) ve pikseldeki karşılığı 40 HU şeklinde her iki dokunun atenüasyon değerlerinden farklı olarak saptanmaktadır. İşte bu durum parsiyal volüm etkisi olarak tanımlanmaktadır.

Parsiyal volüm etkisi. içerdiği dokulardaki hatalı sıklık(density) ölçümleri dışında sıklık bakımından birbirinden çok farklı değerlerine sahip anatomik bölgelerde çizgisel artefaktların oluşumuna da yol açabilmektedir. Çizgi ya da bant artefakt olarak da bilinen artefaktlar paranasal sinüslerde veya petroz kemikte mastoid hücrelerin içindeki hava ile kemik; metalik cisimlerle yumuşak doku planları arasında görülmektedir. Parsiyal volüm etkisini tamamen

önlemek mümkün değildir. Ancak , başlıca kesit aralığına bağlı bu artefaktın bir ölçüde engellenmesi için kesit kalınlığı azaltılmalıdır. Özellikle metalik cisimlerin oluşturdukları bu türden artefaktları elimine etmek için ise kesit açısını değiştirmek yararlı olabilir.

4.3.1.2. Işın sertleşmesi (Beam Hardening) Artefaktı

X ışını tüpünden çıkan ışınlar , farklı enerji düzeylerine sahip olmaları bakımından polikromatik özelliindedir Bu yüzden de inceleme sırasında geçtikleri değişik ortamlardan farklı şekillerde penetrasyon ve absorpsiyon gösterirler. Bunlardan yüksek enerjili fotonlar, dokuları penetre edip geçerlerken, düşük enerjili olanlar kolaylıkla absorbe edilirler.

BT 'de kullanılan X-ışınının polikromatik olması ve heterojen ışının düşük enerjili kısmının objeyi geçerken hemen absorbe edilmesi nedeniyle X-ışını demetinin ortalama enerjisi artar. Buna "beam-hardening" etkisi ya da X-ışınının sertleşmesi adı verilir. Bu durumda, özellikle kalın ve yoğun oluşumlardan geçerken yüksek enerjili fotonların daha az absorpsiyonuna bağlı olarak X-ışınının zayıflaması daha az olacağından yoğun doku değerlerine sahip dokular arasındaki düşük yoğunluktaki oluşumların voksel değerleri olduğundan daha düşük hesaplanacaktır. Elde edilen görüntülerde ise incelenen objenin santraline doğru gidildikçe atenüasyon değeri azalmış olarak (daha hipodens) görülecektir.

Yumuşak doku-kemik gibi farklı atenüasyon değerlerindeki yapılarda daha sık karşılaşılan bu etki, beyin incelemesinde özellikle posterior fossada. yoğunluğu çok yüksek petroz kemikler arasındaki beyin sapı. serebellum gibi nörojenik dokularda daha çarpıcı bir şekilde ortaya çıkmaktadır. Beam-hardening etkisi tamamen elimine edilemese de azaltılmasına yönelik ışın filtreleme teknikleri. 'software' ve "hardware" yöntemleri geliştirilmiştir. Ayrıca kesit kalınlığının düşürülmesi ve mAs değerinin artırılması da beam hardening etkilerinin azaltılmasında yararlıdır.

4.3.1.3. Ring Artefaktı

Detektör dengesizlikleri ve bozukluklarının oluşturduğu artefaktlardır. BT de X ışını yoğunluğundaki küçük oynamalar , hassas bir şekilde kalibre edilmemiş dedektörler tarafından algılanamaz. Bu durumda dedektörler radyasyon sinyali olmadıkları halde varmış gibi ya da yüksek X ışını yoğunluğundan doyararak artmakta olan intensite yanıt vermemek gibi yanlışlıklara düşmektedir.

Bu türden artefaktlar genellikle 3. jenerasyon cihazlarda ve dedektörlerdeki yapılmayan veya hatalı olarak yapılan kalibrasyona bağlı olarak gelişmekte ve elde olunan görüntülerde halka şeklinde izlenmektedir. Bu nedenle 3. Jenerasyon cihazlardaki dedektörler periyodik aralıklarla kalibre edilmelidir. 4. Jenerasyon cihazlarda dedektörler otomatik olarak kalibre edildiklerinden ayrıca manuel olarak kalibrasyona gerek göstermemektedirler.

4.3.1.4. Streak Artefaktı

Yüksek kontrast yoğunluğuna sahip metal , amalgam diş dolgusu , metalik klip , kurşun gibi cisimlerin kenarlarında gelişen ışınal tarzda artefaktlardır. Yüksek dansiteli cismin X- ışını transmisionunu ve dedektörlere ulaşmasını engellemesi nedeniyle bu bölgeden hiç kayıt yapılmamakta ve imajda cismin etrafında ışınal çizgilenmeler ortaya çıkmaktadır.

4.3.2. Obje Hareketi Sonucu Gelişen Artefaktlar

Kesitlerin alımı esnasında , objenin hareketi incelenen anatomik bölgeyi değiştirerek , elde edilen veriler arasında devamsızlık ve tutarsızlığın ortaya çıkmasına yol açmaktadır. Veriler arasındaki bu tutarsızlık , rekonstrüksiyon sonrasında görüntü üzerinde , hareket yönü doğrultusunda birbirine paralel çizgiler şeklinde görülmektedir. Hareket artefaktları , kesit alımını daha uzun sürede gerçekleştirildiği sistemlerde oldukça büyük sorunlar yaratırken , yeni teknolojik iyileştirmelerle çok kısa zaman dilimlerinde kesit alabilen BT cihazlarında neredeyse ihmal edilebilecek düzeylere indirgenmiştir.

5. MR – CT Klinik Teşhis Kabiliyetleri Geliştirimi

Manyetik Rezonans ve Bilgisayarlı tomografi cihazlarının teknolojileri her geçen gün daha da çok ilerlemektedir. Bu cihazların her geçen gün biraz daha ilerlemesi sayesinde klinik anlamda başarılar artmakta ve hepsinden önemlisi Tıp daha hızlı ilerleme kaydetmektedir. Radyodiyagnostik cihazlar özellikle kanser hastalığının tanısında kullanılmakta ve bu tanı için şirketler oldukça büyük ARGE yatırımları yapmaktadır.

Artık Tıbbın ilerlemesi Radyodiyagnostik cihazlar olmadan mümkün görülmemektedir. Öyle ki bu cihazlar vasıtasıyla hekimler en üstün görüntüleme kabiliyetlerine kavuştukları gibi çok değil bir 25 yıl öncesine oranla çok büyük üstünlükler elde etmişlerdir. Tabii; bu teknolojiyi en insancıl yapan şey; cihazların hastaların hayata dönmesine ve yaşam kalitesini arttırmasına yapmış olduğu büyük desteklerdir.

Bitirme projemin; asıl konusu olan Manyetik Rezonans ve Bilgisayarlı Tomografi Cihazlarından alınan görüntülerin daha da iyileştirilerek Hekimlere en güzel klinik görüntüleri sunmaktır. Projede bundan sonraki bölümde; görüntü iyileştirmesi konusunda tıpkı PET/CT Cihazında olduğu gibi bu iki cihazın da birleştirilmesi konusunda uğraş verilecektir. Bu uğurda; geliştirilen bir çok uygulama yöntemleri irdelenecek ve en iyi yöntemin hangisi olduğuna karar verilecektir. Sonuç olarak bu son bölüm artık bir yöntem geliştirimi, irdelemesi ve gerekiyorsa geliştirilen yöntemlerin çökertilmesi veyahut daha ilerletilerek en iyiye ulaşma çabası içeriyor olacaktır.

5.1. MR – CT Cihazları Kullanılarak Tıbbi En İyi Teşhise Ulaşmak İçin Neler Yapılabilir?

Daha önceki bölümlerde; bu iki cihaz hakkında derinlemesine verilen bilgiler ışığında; oluşturulan alt yapıya dayanarak cihazların eksik yanları tespit edilmiştir. Bu eksikliklerin üzerlerine gidilmesi; cihazların daha sonraki evrelerde daha verimli kullanılmasını sağlayacak en büyük ilerlemeyi gerçekleştirecektir.

Öncelikle ilk göze çakan sorunları sistematik olarak sıralamanın büyük yararı olacaktır. Daha sonra yapılan bu sıralamaya istinaden neler yapılabilir, veyahut ne derece iyileştirmeye gidilebilir bunlar incelenecektir.

Hatırlanacağı üzere Manyetik Rezonans Cihazından elde edilen görüntüler; yumuşak dokularda en yüksek kaliteye ulaşıyor ve minimum bozulma ile geri elde ediliyordu. Ancak bu cihaz kemikli dokularda aynı üstünlüğü göstermeyerek; çok düşük görüntü kabiliyetlerine iniyordu. Bu durum MR cihazı için sürekli araştırılmakta ve geliştirilmeye çalışılmaktadır.

Görüleceği üzere dünyadaki meslektaşlarımız gibi; MR cihazının bu dezavantajının üzerine gitmek isabet ve en doğru karar olacaktır.

Diğer taraftan Bilgisayarlı Tomografi Cihazını incelediğimizde ise; cihazdan elde edilen görüntülerin en iyi kemikli dokulardan elde edildiği hatırlanacaktır. Cihaz, yapısı itibarıyla kullandığı X-Işınının özelliklerinden dolayı yumuşak dokulardan istenen görüntü kalitesini elde edememektedir. MR cihazındaki benze olan bu durum halen araştırılmakta, kısmi iyileştirmeler sağlanmasına rağmen halen istenilen düzeye ulaşamamıştır.

Çok dikkatli incelendiği takdirde; bu iki cihazda da çok benzer bir yan bulunmaktadır. Cihazlar klinik ortamda da kullanıldıkları üzere birbirlerinin tamamlayıcısı konumundadır. Yıllardır Kanseri ve Kanseri benzeri lezyonların teşhisinde bu iki cihazdan aynı anda yararlanılmaktadır. Bu sayede elde edilen üstün görüntüler vasıtasıyla hekimler yıllardır teşhislerini gerçekleştirmektedirler.

Ancak görüleceği üzere tek bir iş için birden fazla cihaz kullanımının getireceği büyük dezavantajların yanı sıra ağır bir maliyet yükü de gelecektir. Bu durumun önüne geçmek için birbirini neredeyse tamamlayıcı nitelikte olan bu cihazları birleştirme fikri ortaya atılmıştır. Bilim ve mühendislik çevreleri; Tıp adamlarıyla ortaklaşa çalışarak bu teoriyi halen araştırmaktadırlar.

Tekrar yukarıda bahsettiklerimizi sıralamak gerekirse;

- Manyetik Rezonans Cihazı;
 - Yumuşak Dokuları Kontrastlamada Başarılı
 - Kemikli Dokuları Kontrastlamada ise Zayıftır.

- Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
 - Kemikli Dokuları Kontrastlamada Son Derece Başarılı
 - Yumuşak Dokuları Kontrastlamada ise Zayıftır.

Yukarıda görüldüğü üzere; üzerlerine gidilerek geliştirilmesi muhtemel alanlar belirlenmiştir. Muhtemel alanlar bir sonraki bölümde detaylı olarak incelenecek ve en iyi geliştirme yöntemi seçilecek, okuyucuya sunulacaktır.

5.2. MR – CT Cihazları Klinik Görüntü İyileştirimi

Manyetik Rezonans ve Bilgisayarlı Tomografi Cihazlarının eksik yönlerinin belirlenmesi sonucunda karşımıza çıkan en büyük sorun; bu iyileştirmenin nasıl yapılabileceğidir. Tasarım olarak bu konuya irdelleyici bir bakış açısıyla bakıldığı takdirde karşımıza iki ana başlık altında toplanabilecek görüntü iyileştirme adımları gelmektedir.

Bu adımları aşağıda iki ana başlık altında toplamak gerekirse;

- Donanımsal İyileştirme
- Yazılımsal İyileştirme

Başlıkları oluşturulabilir. Bahsi geçen ana başlıklar; tamamen MR-CT cihazlarının eksik yönlerini giderici olmaya yöneliktir. Ancak klinik anlamda en iyi teşhisin elde edilebilmesi için üretilmesi muhtemel çözümleri; maliyet, teknolojik açıdan uygulanabilirlik ve klinik fayda bakımından irdelleyerek ve gerekirse eleyerek ilerlemek; en iyi yönteme ulaşmayı kolaylaştıracaktır. Son olarak okuyucuya; bu yöntemler sırasıyla sunulacaktır.

5.2.1.Donanımsal Görüntü İyileştirimi

Klinik anlamda, radyodiyagnostik görüntüleme cihazları vasıtasıyla donanımsal iyileştirme ancak cihazların genel anlamda projelerinin incelenmesi vasıtasıyla gerçekleştirilebilir. Bu anlamda; mevcut projelerden elde edilen tasarım eksiklikleri sıralanarak en iyi yöntem belirlenebilir olacaktır. Ancak teorik olarak yaklaşıldığında, Manyetik Rezonans ve Bilgisayarlı Tomografi Cihazları için 3 farklı donanımsal çözüm önerilmektedir.

Bu çözümler; ilk akla gelen iki yöntem bu iki cihazın daha önceden başarı elde etmiş olan PET/CT cihazında olduğu gibi birleştirilerek iki cihazın en iyi yanlarının alınarak üretilen melez bir cihaz vasıtasıyla klinik en iyi görüntüleme kabiliyetine ulaşmaktır. Bu yöntem sonucu üretilen MR/CT cihazı ile gerçek anlamda en iyi klinik teşhis kabiliyetinin eldesi hiç de

imkansız olmayacaktır. Bu yeni melez cihaz vasıtasıyla hastalıkların teşhisi, eksikliklerin üzerine gidilmiş olması nedeniyle gayet mükemmel ve başarılı olabilecektir.

Son donanımsal yöntem ise bu iki cihazın üretmiş olduğu elektriksel kayıt verilerini (RAW data); cihazlardan ayrıldıktan hemen sonra melez bir Operasyon ve Görüntü işleme sisteminde işlenerek Melez görüntülerin elde edilerek ileri klinik teşhis kabiliyeti eldesi olacaktır.

5.2.1.1. Donanımsal Gelişme için Önermeler

5.2.1.1.1. MR/CT Cihazı Oluşturumu

Önerme 1: PET/CT Cihazının tasarım özelliklerine çok benzer yapıda bir MR/CT cihazı tasarımı.

Bu önermede; MR/CT cihazlarının aynı şasi içerisinde tümdevre mantığı ile genel anlamda birleştirilmesi irdelenecektir. Bu bağlamda cihazların normalde sahip olduğu tasarım benzerlikleri kullanılarak; cihazlar içiçe yerleştirilebilir. Sahip oldukları benzer kontrol kartları ve görüntü işleme devreleri tek bir devre haline getirilerek cihazın ataleti atlatılabilir. Hemen ardından üretmiş oldukları ham veriler ilk donanımsal işlemenin ardından görüntü işleme bilgisayarlarına gönderilir. Bilgisayarların üretmiş olduğu veriler operatör bilgisayarına evvel tasarımlar misali iletimi yapılarak tasarım tamamlanmış olur.

Bu adımlar vasıtasıyla; çalışma prensibi PET/CT cihazına gayet yakın bir cihaz elde edilebilir. Keza elde etmiş olduğu görüntüler, ana cihazların sahip olduğu dezavantajlardan olabildiğince uzak ve izole olacaktır. Bu durumda; klinik anlamda en yüksek başarıların yolu açılabilir olacak, bunun yanı sıra kanser hastalığının erken teşhisinde büyük aşamalar kaydedilebilecektir.

Ancak; ilk prototiplerin üretilmiş olduğunu varsayarak; üretilen cihazı incelediğimiz takdirde; cihaz neredeyse hiçbir zaman istenilen görüntüleri elde edemeyecektir. Bununla da kalmayıp

daha evvel ki konularda bahsedildiği gibi; Manyetik Rezonans Cihazı çok güçlü manyetik alana sahiptir. Bu çok güçlü manyetik alan korunarak; alan içerisine Bilgisayarlı tomografi cihazı gibi ağır metallere yapılmış dönen bir gantry koyulduğu takdirde; hatta ve hatta bu gantrye hareket kazandıracak elektrik motorları da hesaba katılacak olursa; önerilen sistemin gayet imkansız olduğu ispatlanmış olacaktır. Önerilen bu sistemin imkansızlığını doğuran nedenleri şu şekilde maddelendirmek gerekirse;

- Manyetik alanlar prensibinden hatırlanacağı üzere; manyetik alan altında hareket ettirile bir metal parçasının üzerinde değişken manyetik alan çizgileri belirecektir. Bu hareketlenme sonucu metalde bir elektrik akımı indüklenecektir. İndüklenen bu akım; ortamdaki manyetik alan vektörüne aksi yönde bozucu manyetik alanlar yaratacaktır. Bu bozucu manyetik alanlar vasıtasıyla MR cihazını statik manyetik alanının şiddeti azalacağı gibi; elde edilen MR görüntülerine büyük parazitik etkileri olacaktır.
- Çok yüksek manyetik alan altında dönen ağır bir metal silindir; cihazın mevcut şasisini aşırı derecede zorlayarak cihaza büyük zararlar verecektir. Bunun yanı sıra verilen bu büyük zararlar; sekans esnasında hastaya büyük hayati tehlikeler doğurabilecektir.
- Bu iki sistemin rijit olarak tasarlamaya çalışılması; çok daha büyük maliyetleri yanında getireceği gibi; üretilen cihaz en fazla; istenmeyecek düzeyde kötü görüntüler üretebilen atıl bir yatırım olarak kalacaktır.

Sonuç olarak bu önermenin teknolojik ve maliyet açısından verimsiz ve atıl bir yatırım olacağı aşıkardır. Aslında birbirinin tamamlayıcısı niteliğinde olan bu cihazlar; bu kabiliyetlerini birbirlerinininkine neredeyse hiç benzemeyen aykırı teknolojiler kullanıyor olmalarına borçludur. Mekanik olarak bu cihazların birleştirilmesi; bir sonraki önermede de ispatlanacağı üzere imkansızdır.

Önerme 2: PET/CT Cihazının tasarım özelliklerine çok benzer yapıda bir MR/CT cihazı tasarımı.

Daha önceki önermeye benzer olarak bu önermede; ardarda iki sistem olarak tasarlanan cihazlar sırtı sırt yerleştirilerek birleştirilebilir. Bu sayede MR/CT cihazı elde edilerek iki cihazın dezavantajı aşılar klinik olarak gayet iyi görüntüler elde edilebilir.

Ancak sırtı sırt yerleştirerek bir tasarım yoluna gitmenin; iki cihazı içiçe birleştirmekten hiç farkı olmayacaktır. Bunun sonucunda bahsi geçen problemlerin çok benzerleri bu tasarım şeklinde de yaşanacak ve cihazların birleştirilerek daha iyiye erişim olmayacaktır.

Önerme 3: İki Cihazın görüntü ham dataları melez bir sisteme doğrudan girilerek ilk melez görüntülerin oluşturulması.

Bu önermede; aynı anda iki cihaz mevcut olup; bu iki cihazdan alınan ve aynı görüntü standartlarına sahip görüntü bilgileri (512*512 görüntü matrisi) birleştirilerek; interpolasyon ve daha benzer görüntü işleme teknikleri vasıtasıyla işlenerek melez görüntü çıktısının oluşturulmasıdır.

Bu yöntemin diğer yöntemlere nazaran uygulanabilirliği daha fazladır. Sonuçta iki sistem halen mevcut olacak ve onlara dual olan farklı bir sistem kurulacak; ürettiği görüntüler melez bir cihazı (MR/CT) andıracaktır.

Ancak bu uygulama yöntemi; cihazların dezavantajlarını; cihazları birleştirmek yerine, görüntülerini işleyerek daha iyi bir kestirim ve başarımla elde edilen melez görüntüler elde edebilecektir. Bu yöntemin uygulaması diğer iki önermeye nazaran daha gerçekçi yani uygulanabilir. Ancak bu tarz bir donanımsal yoğun işlemler yaparak görüntü üreten ve ne yazık ki cihaz sayısını düşüremeyen bir sistemin maliyeti çok yüksek olacaktır. Bu yöntemi zorlaştıracak en büyük dezavantaj ise hastaların her iki cihazda da aynı pozisyonda çekimlerinin milimetrik olarak çok zor oluşudur. Bu; görüntü işlemeyi çok zor kılacaktır.

5.2.2. Yazılımsal Görüntü İyileştirimi

Yazılımsal görüntü işleme günümüzde adından sıklıkla bahsedilen bir bilim dalı haline gelmiştir. Görüntü işlemenin yazılımsal olarak çok ileri boyutlara ulaşması artık Melez görüntü eldesi yalnızca donanımsal olarak yapılabilirliğinin önüne geçmiş olur.

Manyetik Rezonans ve Bilgisayarlı Tomografi cihazlarının ürettiği görüntüler cihazlardan bağımsız (Onların Görüntüleme Bilgisayarlarından Ayrı) bir yazılım ortamında işlenerek iki cihazın görüntüsü elde edilebilir. Sonuç olarak izafi bir cihaz tasarlanmış ve her iki cihazın yerini almış olabilecektir. Yazılımla işlemenin bu kadar çok ileri noktalara varmış olması; bu melez cihazı tasarlamamızda gayet iyi bir adım olacaktır.

Tüm dünyada, uygulanmakta olan bu yöntem her geçen gün daha da ilerletilmeye çalışılmaktadır. Yazılımsal olarak görüntü işlemenin bir yere kadar geri kazanım sağlayabilecek olmasına rağmen halen gelişmekte ve maliyetinin; donanımsal gelişmeye nazaran daha düşük oluşu nedeniyle gayet makul ve optimum bir yöntem olacaktır.

5.2.2.1. Yazılımsal Gelişme için Önermeler

5.2.2.1.1. MR/CT Cihazı Oluşturumu

Yazılımsal olarak bu iki cihazın görüntüleri alınarak interpolasyon vb. Yöntemlerle iyileştirilebilir. Bu sayede elde edilen melez görüntüler vasıtasıyla klinik teşhis kabiliyetlerinin arttırılabileceği var sayılmaktadır.

Bunun yanı sıra bozuk gelen herhangi bir cihazın görüntüsünü, yazılımsal işleme vasıtasıyla iyileştirilerek daha iyi görüntülerin eldesi mümkün olabilir. Bu durum hastaların; çok yorucu

ve çok yüksek maliyetli olan sekanslara bir daha girmelerine gerek kalmadan; mükemmel olamasa bile kabul edilebilir görüntüler elde edilebilmesini sağlayacaktır.

Yazılımsal iyileştirmenin temeli olarak; dünyada halen bir çok bilim adamı tarafından da araştırılmakta olan MR-CT görüntülerinin birleştirilerek melez görüntüler elde etme amacı kabul edilmiştir. Ancak bu yöntemin zorluğu yine hatırlanacak olursa hastadan iki ayrı cihazda aynı pozisyonda görüntülerin alınabilmesinin zorluğu olacaktır.

MR-CT cihazlarının görüntülerinin interpolasyonla birleştirilerek en iyi klinik teşhise ulaşmamızı sağlayacak ilerleme amacının; bu bitirme projesinin ana amacı olduğundan bahsetmiştik. Bu uğurda hazırlanan ilk işleme kodları C++ da hazırlanarak aşağıda ekler kısmında sunulmuştur. Bu sayede ileri ki araştırmalara ışık tutabilecek bir alt yapı oluşturulmuş olacaktır.

Ancak yazılımsal iyileştirme sadece bununla kalmayıp görüntülerin aydınlık, histogram iyileştirmesi, kuan filtrelemesi gibi farklı yöntemlerle hata elemesi yapılarak gayet iyi ve net görüntüler elde etmeyi de kapsamaktadır. Bu anlamda okuyucuya aşağıda sistematik olarak sırlanacak bir şekilde MATLAB kodları verilecektir. Bu kodlar vasıtasıyla alınan her görüntünün iyileştirilmesi gayet mümkün ve başarılı olacaktır.

- **AUTOBRIGHT:** Aydınlık ayarının, gelen görüntülerde otomatik olarak ayarlanmasını sağlayacak kodlardır.

```
% AUTOBRIGHT:Automatically adjusts the brightness level of images
function autobright
warning off
%
[FileName,PathName] = uigetfile('*.jpg','Select any image');
y= [PathName,FileName];
img=imread(y);
[m1 n1 r1]=size(img);
%
if(r1==3)
```

```

    a=rgb2ntsc(img);
end
if(r1==1)
    a=double(img)./255;
end
[m1 n1 r1]=size(a);
limit=mean(mean(a(:,:,1)));
my_limit=0.5;
limca=my_limit-limit;
%
for(i=1:m1)
    for(j=1:n1)
        if(limca<0)
            if(a(i,j,1)<=0.92)
                a(i,j,1)=a(i,j,1)+limca;
            end
        end
        if(a(i,j,1)>1)
            a(i,j,1)=1;
        end
        if(a(i,j,1)<0)
            a(i,j,1)=0;
        end
    end
end
end
%
if(r1==3)
    image=ntsc2rgb(a);
end
if(r1==1)
    image=a;
end
image=image.*255;

```

```

image=round(image);
image=uint8(image);
%
[FileName,PathName] = uiputfile('*.jpg','Select any name for its image');
FileName=[FileName '.jpg'];
y= [PathName,FileName];
imwrite(image,y);
imshow(image)
%
```

- **GAMMACORRECTION:** Görüntülerdeki gama yansıması özelliklerini optimum düzeye getirilmesini sağlayacak kaynak kodlardır.

```

function Correction = gammacorrection(Image,GammaValue)
% GammaDoğrulaması
Err = 0;
if nargin < 2
    GammaValue = 1;
    disp('Default value for gamma = 1');
else if nargin ==2 & GammaValue < 0
    GammaValue = 1;
    disp('GammaValue < 0, Default value considered, Gammavalue = 1');
else if nargin > 2
    disp('Error : Too many input parameters');
    Err = 1;
end
if Err == 1
x = imread(Image);
x = double(x);
Correction = 255 * (x/255).^ GammaValue;
end;
```


- **AUTOCONTRAST**: Görüntülerdeki zıtlık ayarını otomatik olarak yaparak daha iyi görüntüler elde edilmesini sağlayan programın kaynak kodlarıdır.

% AUTOCONTRAST Automatically adjusts the contrast of images to the optimum level.

```
function autocontrast
warning off
```

```
%-----
[FileName,PathName] = uigetfile('*.jpg','Select any image');
y= [PathName,FileName];
img=imread(y);
[m1 n1 r1]=size(img);
img2=double(img);
%-----calculation of vmin and vmax-----
for(k=1:r1)
arr=sort(reshape(img2(:,:,k),m1*n1,1));
vmin(k)=arr(ceil(0.008*m1*n1));
vmax(k)=arr(ceil(0.992*m1*n1));
end
%-----
if(r1==3)
    v_min=rgb2ntsc(vmin);
    v_max=rgb2ntsc(vmax);
end
if(r1==1)
    v_min=vmin;
    v_max=vmax;
end
%-----
for(i=1:m1)
    for(j=1:n1)
```

```

        for(k=1:r1)
            img2(i,j,k)=255*(img2(i,j,k)-v_min(1))/(v_max(1)-v_min(1));
        end
    end
end
end
%-----
img2=uint8(img2);
%-----
[FileName,PathName] = uiputfile('* .jpg','Give any name to the enhanced image');
FileName=[FileName '.jpg'];
y=[PathName,FileName];
imwrite(img2,y);
figure,imshow(img),title('THIS IS THE ORIGINAL IMAGE');
figure,imshow(img2),title('THIS IS THE ENHANCED IMAGE');
%-----

```

- **ROI HISTOGRAM:** Görüntülerin Roi histogramını hesaplayan programın kaynak kodlarıdır.

```

function [Ieq, c, r, npix] = roihisteq(I, c, r)
% Generate the binary mask image.
if nargin == 3
    B = roipoly(I, c, r);
else
    [x,y,B,c,r] = roipoly;
end

Ieq = I;
% Compute the localized histogram equalization of the pixels in the ROI.
Ieq(B) = histeq(I(B));

% Obtain the number of pixels in the ROI if requested in the output.
if nargin > 3

```

```
    npix = sum(B(:));  
end
```

- **KUAN FİLTRELEME:** Görüntü verilerinin üzerine binmiş olan gürültüyü elimine etmede kullanılan yöntemin kaynak kodları aşağıda verilmiştir.

```
%Kuan filter for speckle noise reduction  
%Usage - kuan(I)  
%I is the noisy image (gray level image m x n x 1)
```

```
function [kn]=kuan(I)  
[x y z]=size(I)  
I=double(I);  
for i=1:x  
    i  
    for j=1:y  
        % Checking first and last pixel of first row%  
        if (i==1 & j==1)  
            mat(1)=0;  
            mat(2)=0;  
            mat(3)=0;  
            mat(4)=0;  
            mat(5)=I(i,j);  
            mat(6)=I(i,j+1);  
            mat(7)=0;  
            mat(8)=I(i+1,j);  
            mat(9)=I(i+1,j+1);  
        end  
  
        if (i==1 & j==y)  
            mat(1)=0;  
            mat(2)=0;  
            mat(3)=0;
```

```

    mat(4)=I(i,j-1);
    mat(5)=I(i,j);
    mat(6)=0;
    mat(7)=I(i+1,j-1);
    mat(8)=I(i+1,j);
    mat(9)=0;
end

% Checking first and last pixel of last row%
if (i==x & j==1)
    mat(1)=0;
    mat(2)=I(i-1,j);
    mat(3)=I(i-1,j+1);
    mat(4)=0;
    mat(5)=I(i,j);
    mat(6)=I(i,j+1);
    mat(7)=0;
    mat(8)=0;
    mat(9)=0;
end

if (i==x & j==y)
    mat(1)=I(i-1,j-1);
    mat(2)=I(i-1,j);
    mat(3)=0;
    mat(4)=I(i,j-1);
    mat(5)=I(i,j);
    mat(6)=0;
    mat(7)=0;
    mat(8)=0;
    mat(9)=0;
end

% Checking rest of the image%

```

```

if (i>1 & i<x & j>1 & j<y)
    mat(1)=I(i-1,j-1);
    mat(2)=I(i-1,j);
    mat(3)=I(i-1,j+1);
    mat(4)=I(i,j-1);
    mat(5)=I(i,j);
    mat(6)=I(i,j+1);
    mat(7)=I(i+1,j-1);
    mat(8)=I(i+1,j);
    mat(9)=I(i+1,j+1);
end
y1=I(i,j);
ybar=mean(mean(mat));
ystad=std2(mat);
ENL=(ybar/ystad)^2;
sx2=((ENL*(ystad)^2)-(ybar)^2)/(ENL+1);
xcap=ybar+(sx2*(y1-ybar))/(sx2+((ybar^2+sx2)/ENL));
N(i,j)=xcap;
end
end
kn=uint8(N);

```

5.2.2.1.2. Dünya Bu Çok Yeni Teknolojide Nerededir?

Halen araştırılmakta olan bu konu, dünyada birçok üniversitede ve özellikle ABD ve Çin'de büyük ciddiyetle ele alınmaktadır. Hatta bu ülkelerde yapılan araştırmalar sonucu her iki cihazın görüntülerini başarılı bir şekilde birleştirebilen ilk prototipler üretilmiştir. Bu gelişmeler; klinik anlamda çok yeni gelişmeler tanık olacağımızı işaret etmekte ve İnsanlık olarak kanserle mücadelede daha çok ilerleyeceğimiz göstermektedir.

6. Sonuç

Amacı; tıpta hastalıklı dokuların ve patolojik kitlelerin teşhisinde kullanılan Radyodiyagnostik Cihazları; özellikle Manyetik Rezonans ve Bilgisayarlı Tomografi Cihazlarını tanıtmak,detaylı incelemelerini gerçekleştirmek, birbirinden çok farklı teknolojilere sahip olan bu cihazları fiziksel ve/veya izafi anlamda birleştirerek melez bir MR – CT sistemi elde etmenin yollarını aramak ve bu uğurda hipotezler üreterek bu yöntemleri desteklemek ya da çürütmek olan bitirme projesinin sonucunda okuyucunun bu konuda muamma olmasının önüne geçilerek; klinik olarak en iyi teşhisi sağlayacak yöntemler hakkında bilgi sahibi olması sağlanmıştır.

Beşinci bölümde yapılan detaylı yöntem irdelemesi ve çürütülmesi/desteklenerek ilerletilmesi işlerinin; bu alanda tasarımlar üretmek amacındaki meslektaşlarıma yol gösterilmeye çalışılmıştır. Üretilen mantıksal ve teorik kurallar ışığında tasarımlama yöntemleri geliştirilir ve mevcut sorunları ortadan kaldırıcı yöntemler geliştirilirse; bu cihazların hali hazırdaki görüntüleme kabiliyetlerinin çok ötesine geçilerek; kanser tanısında ve kanserle savaşmada bir adım daha ileriye gidilerek hekimlere daha geniş ufuklar sunulabilir olacaktır.

sınıflandırmaları yapılmış, Radyodiyagnostik cihazların detaylı açıklamalarına yer verilmiştir. Son bölümde ise biyomedikal cihazlar için Satın Alma ve Dizayn klavuzları oluşturulmuş ve bu cihazlar için bakım ve bozulma risklerinden bahsedilmiştir.

Projenin sonucunda; proje başında amaçlanmış olduğu gibi ilerleme yöntemi uygulanmış ve yine amaçlandığı üzere bu konular üzerine gidilmiş ve yoğunlaşmıştır.

Biyomedikalın yani tıp elektroniğinin önemi anlaşılacağı üzere, gayet zor şartlarda ilerleyen ve bizzat insanla uğraşan bir bilim olan tıba yardımcı olarak, bu bilimin hayat kurtarma amacına destek olmaktadır. Mühendisler olarak; hekimlere hayat kurtarmada, tasarlanan tıbbi cihazlarla verilen destekler onur vericidir.

Sonuç olarak; biyomedikal teknolojisinde çok büyük öneme sahip olan Manyetik Rezonans ve Bilgisayarlı Tomografi Cihazları derinlemesine incelenerek okuyucuya tanıtılmış, ve referans

tasarımlar irdelenerek, PET/CT teknolojisiyle ve görüntüleme kabiliyetindeki iyileşmeyle çok benzer bir yapıda MR/CT tasarımı ve üretimi incelenmiştir. Ancak unutulmamalıdır ki, üretilen referans tasarımların ve çürütülen/desteklenen yöntemlerin üzerine ne kadar fazla gidilirse MR/CT gibi bir melez bir cihaz yaratma teorisinin ciddiyeti daha çok anlaşılacak ve Tıbbı çok daha yeni ufuklar amacı taşıyan ilgiler artacaktır.

7. Ek: Daha İleriki Safhalarda Projede Kullanılması Amaçlanan Prototip Interpolasyon Kaynak Kodları

```
#include "bjh_matrix.h"
#include <stdio.h>
#include <math.h>
= _ Trilinear interpolation. 10
-
_ Parametreler:
_ double coord[3] - Point in 3D image
_ IUS IMAGE image - 3D image
-
_ Return:
_ unsigned short - Voxel value at point in image given by coord
-
_ This implementation is an extension of the 2D interolation
_ described in "Numerical Recipes in C" 20
_=
#de_ne k3TOk1(z,y,x,Dim) (z_Dim[1]_Dim[0] + x_Dim[1] + y )
double interpolate trilinear(MATRIX4X1 _coord,
double _image,
oat _voxRes,
int imgRes[3] )f 30
oat t, u, v;
oat omt, omu, omv;
double value = 0.0;
int oor0, ceil0, oor1, ceil1, oor2, ceil2 ;
int i ;
= _ Interpolate using tri-linear interpolation and ooring o_ at the end _=
oor0 = oor( (oat) coord >matrix [0]);
ceil0 = ceil ( (double) coord >matrix [0]); 40
oor1 = oor(coord >matrix [1]);
```



```

ceil1 = ceil (coord ->matrix [1]);
oor2 = oor(coord ->matrix [2]);
ceil2 = ceil (coord ->matrix [2]);
#ifdef DEBUG
printf ("\ntrilinear interpolation: floors are %d %d %d", oor0, oor1, oor2 );
printf ("\ntrilinear interpolation: ceils are %d %d %d", ceil0, ceil1, ceil2 ); 50
#endif
= Calculate t, u and v => distances =
t = (oat) ( ( (oat) (coord ->matrix [0] oor0 ) )=( (oat) voxRes[0]) );
122
u = (oat) ( ( (oat) (coord ->matrix [1] oor1 ) )=( (oat) voxRes[1]) );
v = (oat) ( ( (oat) (coord ->matrix [2] oor2 ) )=( (oat) voxRes[2]) );
omt = 1.0 - t ; = One Minus t =
omu = 1.0 - u ; = One Minus u =
omv = 1.0 - v ; = One Minus v = 60
#ifdef DEBUG
printf ("\ninterpolate trilinear: t-values are %f %f %f", t, u, v);
printf ("\ninterpolate trilinear: inverse t-values are %f %f %f", omt, omu, omv);
#endif
if (coord->matrix[0]>=1 && coord->matrix[1]>=1 && coord->matrix[2]>=1 && coord-
>matrix[0]<=imgRes[0] &&
if (oor0>=0 && oor1>=0 && oor2>=0 && ceil0<imgRes[0] && ceil1<imgRes[1] &&
ceil2<imgRes[2])f
i = k3TOk1(oor2,ceil1,oor0,imgRes); =_y1_=
value = omt_omu_omv_(image[ i ]);
80
i = k3TOk1(oor2,ceil1 ,ceil0,imgRes); =_y2_=
value+= t_omu_omv_(image[ i ]);
i = k3TOk1(oor2,oor1,ceil0,imgRes); =_y3_=
value+= t_u_omv_(image[ i ]);
i = k3TOk1(oor2,oor1,oor0,imgRes); =_y4_=
value+= omt_u_omv_(image[ i ]);
i = k3TOk1(ceil2,ceil1,oor0,imgRes); =_y5_= 90

```

```
value+= omt_omu_v_(image[ i ]);
i = k3TOk1(ceil2,ceil1,ceil0 ,imgRes); =_y6_=
value+= t_omu_v_(image[ i ]);
i = k3TOk1(ceil2,oor1,ceil0,imgRes); =_y7_=
value+= t_u_v_(image[ i ]);
i = k3TOk1(ceil2,oor1,oor0,imgRes); =_y8_=
value+= omt_u_v_(image[ i ]); 100
}
elseif
value = 0.0;
}
return value;
}
```

Kaynaklar

- [1] **Siemens AG.** : Eğitim Dökümanları, MR, CT, US.
- [2] **General Electric Inc.:** Eğitim Dökümanları, MR.
- [3] **Introduction to Biomedical Equipment Instrumentation:** CARR, Joseph – BROWN, John
- [4] **Fundamentals of Ultrasonics:** BLITZ, Jack
- [5] **Elektromanyetik Dalgalar ve İnsan Sağlığı:** Tübitak
- [6] **Magnetic Resonance Imaging:** BAHADIR, Alper (Yüksek Lisans Tezi)
- [7] **Principles of Biomedical Instrumentation:** ASTON, Richard
- [8] **Biomedical Engineering Handbook:** BRONZİNO, Joseph D.
- [9] **Biomedical Technology and Devices Handbook:** MOORE,J. , ZOURADAKİS
- [10] **Biomedical Image and Signal Processing with Matlab Tutorials:** DEKKER, Marcel