



T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MİDE RADYOTERAPİSİNDE KULLANILAN KONTRAST MADDENİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİ

Osman CEYLAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Fizik Anabilim Dalı

Ağustos-2012

KONYA
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

YÜKSEK LİSANS

MİDE RADYOTERAPİSİNDE KULLANILAN KONTRAST MADDENİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİ

Osman CEYLAN

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ

2012, 56

Jüri
Doç. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ
Prof. Dr. Mehmet KOÇ
Yrd. Doç. Dr. Mustafa KOYUNCU

Bu çalışmada mide kanseri tanısı konulan beş hastanın tedavi planlamaları sonucu elde edilen Doz Hacim Grafikleri (DHG) her hasta için ayrı ayrı oluşturuldu. Kontrast maddenin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği (HU=0) her iki durum için planlanan hedef hacim (PHH) ile kritik organların (karaciğer, sağ böbrek ve sol böbrek) hacme bağlı doz dağılımları elde edildi. Kontrast maddenin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği durum için doz hacim grafikleri, PHH ve kritik organlar için ayrı ayrı değerlendirildi. Eclipse tedavi planlama sistemi kullanılarak yapılan planlarda 5 mide hastasının kontrast maddenin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği her iki durum içinde günlük 180 cGy (1.8 Gy) 25 fraksiyonda (45 Gy/fraksiyon) doz verildi. Kontrast maddenin olduğu ve su olarak kabul edildiği 5 ayrı mide hasta için elde edilen grafikler doğrultusunda hem PHH hem de kritik organların almış olduğu dozlar belirlendi. Eclipse tedavi planlama doz algoritması sonucunda elde edilen dozlarla hastaların aldığı dozlar arasında dikkate değer bir fark olmadığı görüldü.

Anahtar Kelimeler: Kontrast Madde, Mide Kanseri, Radyoterapi, Doz Hacim Grafiği

ABSTRACT

MS THESIS

THE EFFECT OF DOSE DISTRIBUTION OF THE CONTRAST USED AS AN AGENT IN THE STOMACH RADIOTHERAPHY

Osman CEYLAN

THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF SELÇUK UNIVERSITY
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE PYHSIC

Advisor: Assoc. Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ

2012, 56

Jury
Assoc. Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ
Prof. Dr. Mehmet KOÇ
Assist. Prof. Dr. Mustafa KOYUNCU

In this work, Dose Volume Histograms (DVHs), which are obtained by the treatment planning of 5 patients diagnosed with stomach cancer, are calculated for each patient. DVHs with contrast agent and without contrast agent (water) for both the target volume (PTV) and critical organs (liver, right kidney and left kidney) are obtained from dose distributions due to volume. In the plans which are made by using the Eclipse treatment planning system, the doses of 180 cGy (1.8 Gy) per day in 25 fractions (45 Gy / fraction) were given for 5 patients with stomach cancer with contrast agent and water. Dose distributions of volume are obtained for both target volume and critical organs (liver, right and left kidney) with contrast agent and water. DVHs are evaluated separately for PTV and each critical organ for contrast agent and water. The doses with contrast agent and water for PTV and critical organs are determined from DVHs. It is seen that there is no significant difference between dose results of the Eclipse treatment planning dose algorithm and received dose by patient.

Keywords: The Contrast Agent, Stomach Cancer, Radiotheraphy, Dose Volume Histogram

ÖNSÖZ

Yüksek lisans tez danışmanlığımı üstlenerek gerek konunun seçiminde gerekse çalışmaların planlanıp değerlendirilmesinde yardımlarını ve ilgisini esirgemeyen danışman hocam Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Öğretim Üyesi Sayın Hocam Doç. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ'ye sabırlarından, desteklerinden, bilgi ve deneyimleri doğrultusunda bana yaptıkları büyük katkılarından dolayı teşekkür ederim.

Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Öğretim Üyesi Sayın Yard. Doç. Dr. Mustafa KOYUNCU'ya ve eğitim sürecinde bilgi ve deneyimlerini aktaran tüm öğretim elemanlarına anlayış, destek ve görüşleri için çok teşekkür ederim.

Necmettin Erbakan Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında Yüksek Lisans Tezimi hazırlamamda bölüm imkânlarından yararlanmam için gerekli izinleri sağlayan bölüm başkanı Sayın Prof. Dr. Mehmet KOÇ'a teşekkürü borç bilirim. Ayrıca yardımlarını esirgemeyen, tedavi planları ve çekim süreçlerinde klinik tecrübesiyle bilgi birikimini aktaran ve yönlendiren fizik uzmanları Hikmettin DEMİR'e, Serhat ARAS'a, Osman Vefa GÜL'e, Kazım Seçer'e ve Çağla Kılıç'a BT simülatörde görev yapan teknikerler Şeyma Filiz Fidan'a ve Ayşe Nur Doğan'a yardımları ve gösterdikleri sabır için çok teşekkür ederim.

2010 yılı Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans programına birlikte başladığımız dönem arkadaşım Merve KÜÇÜKULU'ya göstermiş olduğu her türlü yardımlar ve destekler için teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili abim Halil CEYLAN'a ve sevgili ikizim Ali CEYLAN'a sonsuz teşekkür ederim.

Teşekkür etmenin yetersiz kaldığı, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, hayatımın her anında sabır ve cesaretin yıkamayacağı hiçbir gücün olmadığını, özgür, saygılı ve dik durmamı öğütleyen, destekleyen ve gösteren canım annem ve babam Fatma, Mehmet CEYLAN çiftidir.

Osman CEYLAN
KONYA-2012

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **vii**

ABSTRACT ..... **viii**

ÖNSÖZ ..... **ix**

İÇİNDEKİLER ..... **x**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **xiv**

1. GİRİŞ **1**

2. GENEL BİLGİLER **4**

2.1. X-Işınları 4
2.1.1. Sürekli (frenleme) x ışınları 5
2.1.2. Karakteristik x ışınları 5
2.2. Yüksek Enerjili Fotonların Madde İle Etkileşimi 6
2.2.1.Kohorent saçılma 6
2.2.2.Fotoelektrik etki 6
2.2.3.Compton olayı 7
2.2.4. Çift oluşumu 7
2.2.5. Fotodisintegrasyon 7
2.3. Kanser 7
2.3.1. Kanserin oluşumu 9
2.4. Mide Kanseri 11
2.4.1. Genel bilgiler 11
2.4.2. Mide kanserinin gelişimi 13
2.4.3. Mide kanseri türleri 13
2.4.4. Mide kanseri için risk faktörleri 14
2.4.5. Mide kanserinin belirtileri 17
2.4.6. Mide kanserinin tanısı 17
2.4.7. Mide kanserinde evreleme 18
2.5. Mide Kanserlerinde Radyoterapi 20
2.5.1. Akut radyasyon etkileri 21
2.5.2. Subakut radyasyon etkileri 21
2.5.3. Geç radyasyon etkileri 21
2.6. Mide Kanseri Tedavisinde Radyoterapi Doz Değerleri 21
2.7. Teşhiste Kullanılan Cihazlar 22
2.7.1. Bilgisayarlı tomografi (BT) 22
2.8. Radyoterapi Bilgi Sistemi (RTBS) 24
2.9. Tedavi Planlama İşlemi 25
2.9.1. Kesitlerin görüntülenmesi 26
2.9.2. Alan boyutlarının ayarlanması 26
2.9.3. Alan çeşitliliği ve kolimasyon 27
2.9.4. İzodoz eğrileri 28

2.9.5. Doz hacim grafikleri (DHG) 29
2.9.6. Hacim kavramları 29
2.10. Kontrast Madde 31
2.11. Tedavide Kullanılan Cihazlar 32
2.11.1. Simülatör cihazı 32
2.11.2. Tedavi planlama sistemi (TPS) 33
2.11.3. Lineer hızlandırıcı tedavi cihazları 34
2.11.4. Linac Cihazının Elemanları 37

3. KAYNAK ARAŞTIRMASI 40

4. MATERYAL VE YÖNTEM 43

4.1. Materyal 43
4.1.1. Siemens emotion simülatör cihazı 43
4.1.2. Siemens primus lineer hızlandırıcı 43
4.1.3. Eclipse tedavi planlama sistemi 44
4.2. Yöntem 44

5. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA 45

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 51

6.1. Sonuçlar 51
6.2. Öneriler 52

KAYNAKLAR 53

ÖZGEÇMİŞ 56

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Küresel yıllık yeni kanser yükü tahmini 1
Şekil 2.1. Kanserli hücre 8
Şekil 2.2. Normal hücre bölünmesi 9
Şekil 2.3. Kanser hücresi bölünmesi 9
Şekil 2.4. İyi huylu kanser 10
Şekil 2.5. Kötü huylu kanser 10
Şekil 2.6. DNA molekülleri ve yapısı 10
Şekil 2.7. Sindirim sistemi anatomisi 11
Şekil 2.8. Midenin yapısı ve bölgeleri 12
Şekil 2.9. Mide ve bağlantılı olduğu organlar 12
Şekli 2.10. Midenin bölümleri 12
Şekil 2.11. İleri evre (solda) ve erken mide kanserinin (sağda) endoskopik görünümü 17
Şekil 2.12. Endoskopi uygulaması 18
Şekil 2.13. Mide kanserinde tümörün evrelenmesi 20
Şekil 2.14. Bir mide hastası için sol ve yan kesit görüntüsü 26
Sekil 2.15. Midesinde kontrast madde bulunan hastanın midesinin HU değeri 31
Şekil 2.16. BT Simülasyon ve Tedavi Planlama Sistem yapısının şematik gösterimi ... 33
Şekil 2.17. Lineer hızlandırıcının ana kısımları ve yardımcı sistemleri 35
Şekil 2.18. Bir lineer hızlandırıcının genel görünümü 36
Şekil 5.1. 1 numaralı hasta için DHG grafiği ve değerleri 46
Şekil 5.2. 2 numaralı hasta için DHG grafiği ve değerleri 47
Şekil 5.3. 3 numaralı hasta için DHG grafiği ve değerleri 48
Şekil 5.4. 4 numaralı hasta için DHG grafiği ve değerleri 49
Şekil 5.5. 5 numaralı hasta için DHG grafiği ve değerleri 50

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1. 2009 ve 2023 yıllarında ki kanser nüfus tahmini 3
Çizelge 2.1. RTOG'a göre organların hacime bağlı alacakları maksimum doz oranı... 22
Çizelge 5.1. 1 numaralı hasta için HU=0 ve kontrastlı durum için yüzde fark 46
Çizelge 5.2. 2 numaralı hasta için HU=0 ve kontrastlı durum için yüzde fark 47
Çizelge 5.3. 3 numaralı hasta için HU=0 ve kontrastlı durum için yüzde fark 48
Çizelge 5.4. 4 numaralı hasta için HU=0 ve kontrastlı durum için yüzde fark 49
Çizelge 5.5. 5 numaralı hasta için HU=0 ve kontrastlı durum için yüzde fark 50

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

cm	Santimetre
	Santimetrekare
cGy	Santigrey
Gy	Grey
kV	Kilovolt
MV	Megavolt
MeV	Milyon elektron volt
ml	Mililitre
	Lineer soğurma katsayısı

Kısaltmalar

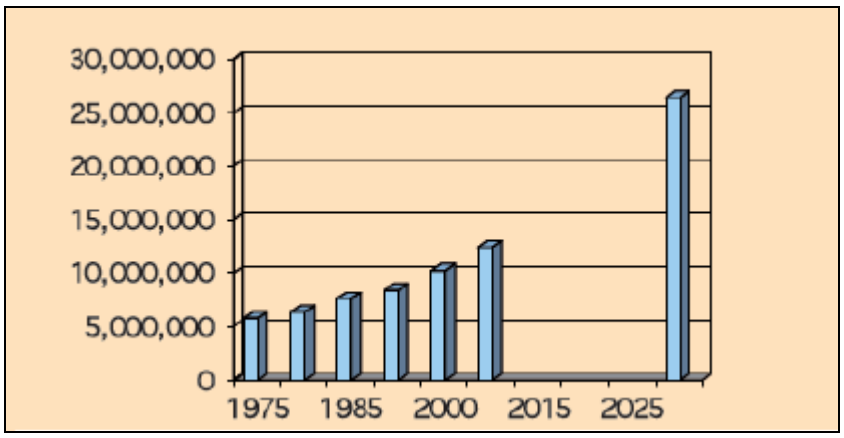
BEV	Demetin Gözünden Bakış (Beam' s eye view)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
DHG	Doz- Hacim Grafiği
HU	Hounsfield Unit – (BT numarası)
ICRU	Uluslar arası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi (International Committee of Radiation Units and Measurement)
LH	Lineer Hızlandırıcı
MK	Multilif Kolimatör
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
PHH	Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)
RTOG	Radyasyon Tedavisi Onkoloji Grubu
RT	Radyoterapi
RTBS	Radyoterapi Bilgi Sistemi
SYYR	Yeniden Yapılandırılmış Sayısal Radyografiler
TPS	Tedavi Planlama Sistemi

1. GİRİŞ

Kanser, içinde bulunduğumuz 21. yüzyılda başlıca sağlık sorunu olmaya devam etmektedir. Dünya Sağlık Örgütü (WHO) verilerine göre kanser yükü geçtiğimiz 30 yılda iki kat artmıştır. 2008 yılında dünya nüfusu 6,7 milyar olup, 12 milyon yeni kanser vakası teşhisi ile birlikte kanserden kaynaklanan 7 milyon ölümün ve kanserli 25 milyon kişinin halen hayatta olduğu tahmin edilmektedir. 2020 yılında dünyada yıllık yeni kanser vakası sayısı 2000 yılına göre %65'lik bir artışla 17 milyona çıkacağı öngörülmüştür. 2030 yılında ise dünya nüfusunun 8,7 milyara yükseleceği, yıllık 27 milyon yeni kanser vakası, kanserden kaynaklanan yıllık 17 milyon ölüm ile birlikte son 5 yıl içinde yeni kanser tanısı konmuş 75 milyonluk rakamlara yükseleceği öngörülmektedir.

1970'li yıllarda kanser çoğunlukla batılılaşmış, kaynakları bol, sanayileşmiş ülkelerde görülen bir hastalık olarak düşünülmekteydi. Bugün bu durum önemli ölçüde değişmiştir. Küresel kanser yükündeki artışın % 70'inden fazlası kaynakları az ya da orta gelir düzeyine sahip ülkelerde olacaktır. Toplumların yaşlanması ve sanayileşme kanser hastalarının artmasında başlıca neden olarak düşünülmektedir. (www.who.int, 2012 ve www.iarc.fr, 2012)

Şekil 1.1.'de 1975 yılında küresel kanser yükünün 5,9 milyon civarında olduğu ve 2030 yılları için öngörülen kanser yükü tahminlerin verilmiştir. Küresel kanser yükü yirminci yüzyılın son üçte birlik kısmında ikiye katlanmış olup 2008'den 2030'a kadarki eğilim uzun vadeli incelendiğinde anlamlı gözükmektedir.



Şekil 1.1. Küresel yıllık yeni kanser yükü tahmini

Ülkemizin de dâhil olduğu dünyanın pek çok ülkesinde kanser, ikinci en sık ölüm nedenidir. Tanısı hasta, hasta yakınları ve toplum için ciddi psikolojik-sosyal

sorunları ve işgücü kayıplarını beraberinde getirmektedir. Kanser tedavisinde güncel yenilikler, tedavi başarısında artış sağlanmaktadır. Tedavi başarısındaki artış hasta başına düşen tedavi maliyetlerinde de artışa neden olmaktadır. Zaman içinde kanser sıklığındaki artış ile birlikte toplam tedavi maliyetindeki artışın daha ciddi boyutlara ulaşacağı öngörülmektedir. Tüm bu faktörlerin yanında kanserin ciddi ölçüde önlenebilir bir hastalık olduğu gerçeği Ulusal Sağlık Politikası'nda kanserle mücadele konusunun hak ettiği önemi artırmaktadır.

Dünya'da kanser sıklığı ülkeden ülkeye değişmekte olup, insidansı 100-350/100.000 olarak bildirilmektedir. Avrupa Birliği ülkelerindeki kanser insidansları ise 100.000'de 350 ile 450 arasında değişmektedir. Ülkemizde toplum tabanlı kanser verilerinin toplandığı bölgelerin rakamları, yurtdışı verilerinin değerlendirilmesi ve ulusal istatistikler dikkate alındığında kanser insidansının 200-220/100.000 olduğu; yılda 145-160 bin yeni kanser tanısı konduğu kabul edilmektedir (Sağlık Bakanlığı Kanserle Savaş Dairesi Başkanlığı).

- Nüfus (Aralık 2011) 74.724.269
- Nüfus artış hızı (2011) %1.35
- Kanser insidansı (2010) 2 -2,2/1.000
- Beklenen olgu sayısı 145.000-160.000/yıl

Buna göre Türkiye'deki kanser insidansı gelişmiş batı ülkelerindeki insidansın 1/2'ü hatta 1/3'ü civarındadır. Türkiye ile Avrupa Birliği ülkeleri arasındaki bu insidans farkının önemli bir nedeni nüfusun yaş dağılımıdır. Kanser asıl olarak orta-ileri yaş hastalığıdır ve yeni kanser tanısı alanların %90'ı 45 yaş ve üzerindeki hastalardır.

Türkiye istatistik kurumu (TÜİK, www.tüik.gov.tr, 2012) verilerine göre 31 Aralık 2011 tarihi itibari ile adrese dayalı nüfus kayıt sistemi sonuçlarına göre Türkiye nüfusu 74.724.269 kişidir. 2011 yılında Türkiye'nin yıllık nüfus artış hızı % 1,35 olarak belirlenmiştir.

Nüfus artış hızındaki azalma ile birlikte Türkiye'de de nüfusta yaşlanma izlenmektedir. 45 yaş ve üzeri kişiler 2000 yılında nüfusun %20'sini oluştururken, 2009 yılında nüfusun %25,6'sını, 2011 yılında %26,9'unu ve 2023 yılında %33,8'ini oluşturması beklenmektedir (www.tuik.gov.tr, 2012 ve Karakaya M.D., 2009).

Çizelge 1.1. 2011 ve 2023 yıllarında ki kanser nüfus tahmini (Sağlık Bakanlığı Tedavi Hizmetleri Genel Müdürlüğü, 2010)

Parametreler	**2011 Yılı**	**2023 Yılı Projeksiyonu**
Nüfus	74.724.269	82.293.000
45 yaş üstü nüfus ve oranı	20.090.137-%26,9	27.843.000-%33,8
İnsidans binde(1.000)(2009 yılı)	2-2,2	3-3,2
Yıllık yeni kanser vakası sayısı(2009 yılı)	145.000-160.000	245.000-265.000
Yıllık RT alması öngörülen vaka sayısı(%70 × yıllık yeni vaka sayısı)(2009 yılı)	100.000-111.000	170.000-185.000

Sağlık hizmetlerindeki gelişmeler, sanayileşme ve nüfusun yaşlanması ile birlikte ülkemizdeki kanser insidansı da sürekli artma eğilimi gösterecektir. Kanser istatistiklerimiz yetersiz de olsa, her yıl daha çok kanser vakası teşhis edildiği bir gerçektir. Çünkü tanı olanakları gelişmekte, sağlık hizmetine erişim artmakta, enfeksiyon hastalıkları kontrole alınmakta, ortalama yaşam süresi uzamakta, yaşlı nüfus artmakta, toplumun bilinç düzeyi yükselmekte, kanser tedavisinde olumlu gelişmeler olmakta, çevresel kansorejene maruz kalma artmaktadır. Bugün kanser ölümleri, kalp ve damar sistemi hastalıklarından sonra ülkemizde ikinci sıraya yükselmiş bulunmaktadır (Sağlık Bakanlığı Tedavi Hizmetleri Genel Müdürlüğü, 2010).

Fizikteki temel buluşlar tıpta birçok hastalıkların tanı ve tedavisinde yeni teknolojilerin gelişmesine yol açmıştır. Bunun en iyi bilinen örneği, x-ışınlarının keşfinden hemen sonra tıpta kullanılmaya başlaması ve bu sayede hastalıkların teşhis ve tedavisinde hızla yeni yöntemlerin geliştirilmesidir (Ulu, 2008).

Radyoterapi, radyasyonla tedavi demektir ve kanserli hastaların tedavisinde kullanılan en etkili yöntemlerden biridir. Bu yöntem, kanserli hücrelerin büyümesini, üremesini ve normal dokulara yayılmasını önlemektedir. Radyasyonun insan sağlığı üzerinde olumsuz etkileri olmasına rağmen günümüzde uygulanan radyoterapi ile kanser hastalarının tedavisinde önemli başarılar elde edilmektedir. Radyoterapi, son teknoloji ürünü olan cihazlarla uygulandığında hastanın yaşam kalitesi yükseltilmekte, tedavi süresi kısaltılmakta ve bazı kanser türlerinde hastanın hayatını da kurtarılabilmektedir.

Kanser türlerinden birisi olan mide kanseri; geçmişte tüm kanser çeşitleri içerisinde gözlenme sıklığı bakımından ikinci sırada yer alırken, günümüzde bu sıralama 10. ile 14. sıralar arasında görülmektedir. Mide kanserinin sıklığındaki bu azalmaya rağmen, kanser nedeni ile ölümlerin içinde ikinci sırada yer almaktadır. Mide kanserlerinde ameliyat en belirleyici ve önemli tedavi yoludur. Yapılan ameliyatla midenin tamamı ya da bir kısmı çıkarılır ve tümörlü kısım alınır. Fakat sadece tümörü almak bir işe yaramaz. Kanserin şekline ve şiddetine göre, doktor tarafından hastanın durumu da göz önüne alınarak radyoterapi ve ilaç tedavisi uygulanır.

Radyoterapinin hastalıkların tedavisinde kullanılmasının gittikçe yaygınlaşması yanında hasta planlamalarında daha kaliteli tedaviler uygulanması da önem kazanmaya başlamıştır. Radyoterapide amaç, hedef tümörlü dokuya maksimum dozu verirken, normal dokuya minimum dozu vermektir. Bu nedenle tümör yerleşiminin belirlenmesi ve kritik organların sınırlarının tespiti tedavi planı için önemlidir. Planlama için tomografik görüntü alınması sırasında kontrast madde verilmesi, normal ve tümörlü dokunun bir birinden göreceli olarak ayrılmasını ve daha iyi görüntüler elde edilmesini sağlar. Görüntünün kalitesinin artması sonucu tümörlü bölge daha sağlıklı ayırt edilebildiği için kullanılan kontrast maddelerin tedavi planına etkisi de daha önemli olmaktadır. Bu nedenle bu maddelerin doz dağılımlarına etkileri daha sağlıklı tedaviler için daha hassas duruma gelmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. X-Işınları

X ışınları 1895 yılında Alman fizikçi Wilhelm Röntgen tarafından keşfedilmiştir. Bu ışınlar kısa dalga boylu elektromanyetik dalgalardır. X ışınları, ivmeli yüksek enerjili elektronların metal hedefteki atomlarla çarpışarak yavaşlamasıyla veya bu çarpışmalarla atomların iç yörüngelerindeki elektronların elektronik geçişleriyle oluşan kısa dalga boylu elektromanyetik ışınlardır. X ışınlarının dalga boyu $0,1A^{o}<\lambda<100A^{o}$ aralığındadır ve gama ışınları ile ultraviyole (mor ötesi) bölge arasında kalırlar. X ışınları, az girici (dalga boyu büyük) ve çok girici (dalga boyu küçük) olmak üzere iki gruba ayrılır. Hedef metale çarpan elektronlar ilk çarpışmada durdurulamaz, metal hedef içinde ardışık birçok çarpışma yapabilirler. Bu çarpışma sonucunda beyaz ışınım denilen sürekli spektrum ortaya çıkar. X ışını, hızlandırılmış elektronların, ağır

atom çekirdekleri yanından geçerken yavaşlayarak enerjisinin önemli bir kısmını X ışınına dönüştürmesi ile oluşur. Etkileşme türüne göre iki tip X ışını elde edilir.

2.1.1. Sürekli (frenleme) x ışınları

Bu tip x ışınları hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı hedefe çarpıp birdenbire durdurulmaları sonucunda meydana gelir. Yüksek hızlı elektron hedef çekirdeğinin yanından geçerken, Coulomb itme kuvvetinin etkisi ile yolundan sapabilir ve enerji kaybeder. Kaybedilen bu enerji boşluğa elektromanyetik dalga olarak yayılır. De Broglie dalga modeline göre elektron kendine karşılık gelen elektromanyetik dalga ile çekirdeğin çevresinden geçer ve aniden saçılarak farklı bir yönde ivmelenir. Bu olaylar sonucunda enerjisinin bir kısmını ya da tamamını kaybeder ve bu enerji elektromanyetik radyasyon olarak yayılır. Elektron tungsten hedef içinde bir veya birden fazla bremsstrahlung etkileşmesine uğrayıp, enerjisini kısmen ya da tamamen yitirir. Fotonun yayılma yönü hedefe düşen elektronların yönüne bağlıdır. Bu etkileşme sonucu oluşan x ışınları spektrumu süreklidir. Elektron tarafından atom başına enerji kaybetme oranı, atom numarasının karesiyle (Z^2) orantılıdır. Yani bremstrahlung oluşumu hedef maddesinin Z'si ile ilişkilidir (Kabak, 2004).

2.1.2. Karakteristik x ışınları

Hedef atom üzerine gönderilen elektronların, hedef atomun yörüngesindeki elektronlarla etkileşimi sonrasında, aldıkları enerjiyle üst enerji seviyelerine çıkarlar. Kararsız durumdaki bu enerji seviyeleri geri bozunduğunda dışarıya foton yayınlanır. Enerjileri, seviyeleri arasındaki farka eşit olan bu fotonlara karakteristik x-ışınları adı verilir.

X ışınları ya da diğer bir adıyla Röntgen ışınları kristal yapı çözümlemesi, sağlık alanında kanser hastalığının tanı, teşhis ve tedavisinde ve daha birçok bilim ve teknoloji alanında kullanılmaktadır. X ışını tüpleri, içinde bir tungsten tel katot ve kalın bir anodun bulunduğu havası boşaltılmış bir tüptür. Anot, genellikle ağır bir bakır blok üzerine hedef metalin kaplanmasıyla veya bakır yüzeyine yerleştirilmesiyle oluşturulur. Amaca göre hedef olarak tungsten, krom, bakır, molibden, radyum, skandiyum, gümüş, demir, kobalt gibi metaller kullanılır. Teli yani anodu ısıtmak ve ısınan telden serbest kalan elektronları hedefe doğru hızlandırmak için ayrı elektronik devreler kullanılır.

Hızlandırıcı potansiyel, ışınların enerjilerini veya dalga boylarını belirlerken, ısıtıcı devre yayınlanan X ışınlarının şiddetini kontrol eder (Kabak, 2004).

2.2. Yüksek Enerjili Fotonların Madde İle Etkileşimi

Yüksek enerjili fotonlar madde içinden geçerken karmaşık etkileşimler yaparlar. Bu etkileşimler yüklü partiküllerde olduğu gibi direkt iyonizasyona neden olmazlar. Bununla birlikte nadiren de olsa fotonlar etkileşim ortamındaki bir atomun bir elektronuna çarparak onu atomdan koparmak suretiyle direkt yoldan iyonizasyona da neden olabilirler. Atomdan kopan elektronda sahip olduğu kinetik enerjiyle ikincil iyonizasyonlar oluşturabilir (Kabak, 2004).

2.2.1.Kohorent saçılma

Kohorent saçılması klasik saçılma olarak da bilinir, bir elektronun yakınından geçerek onu salınım yapmaya başlatan bir elektromanyetik dalgadan meydana gelir. Salınmaya başlayan elektron, kazanmış olduğu enerjiyi gelen dalgayla aynı frekansta ışınım yaparak geri verir. Bu saçılmış x-ışınları gelen ışınla aynı dalga boyundadır. Koherent saçılma yüksek atom sayılı madde ve düşük enerjili fotonlar için olasıdır. Etkileşim, radyasyon tedavisinde yalnızca akademik acıdan incelenir.

2.2.2.Fotoelektrik etki

0,5 MeV'den daha küçük enerjili fotonlarca oluşturulur. Foton enerjisinin tümünü içerdiği atomun elektronlarından birine vererek elektronu bağlı olduğu yörüngeden koparark kaybolur. Fırlayan bu elektrona fotoelektron denir ve bu elektron ortamdaki diğer atomlarla etkileşime girer. Fotoelektrik olayda foton çekirdeğe yakın zarflardan elektron koparır, fotoelektronun kopmasından hemen sonra dış zarflardan bir elektron kopan elektronun boşalttığı boşluğu doldurur. Zarflar arasındaki bu elektron atlamaları sırasında "karakteristik radyasyon" oluşur.

Radyasyon en iç yörüngedeki elektron tarafından soğrulur ve elektron atomdan atılır. Bu olay düşük enerjilerde (35 KeV den az) meydana gelir. Büyük ölçüde soğuran maddenin atom numarasına bağlıdır.

Bu olay düşük enerjili iyonize radyasyonun soğrulmasında kurşun ve daha yüksek atom numaralı maddelerin kullanımında etkilidir.

2.2.3.Compton olayı

Foton enerjisi 0,5 ile 10 MeV arasındadır. Bu olayda foton daha çok bağ enerjisi en az olan atomun en dış yörüngesindeki elektronlardan biriyle etkileşime girer ve onu yörüngesinden fırlatır, geri kalan enerjisiyle bir başka yönde yoluna devam eder. Fırlayan elektrona compton elektronu adı verilir. Bu elektron ortamda yoluna devam ederek, diğer atomlarda iyonlaşma olayına yol açar. Bu olay radyasyon tedavisinde iyonize edici radyasyonun soğrulmasının önemli bir kavramıdır. Dokuda geniş bir aralıkta yaklaşık 35–50 MeV geçerlidir. Soğuran maddenin atom numarasına bağlı degildir. Dolayısıyla verilen tüm radyasyonu hemen hemen yumuşak doku ve kemik aynı oranda soğurur.

2.2.4. Çift oluşumu

Foton enerjisinin 1,02 MeV'den yüksek olması gerekir. Daha ender görülür. Bu olayda atom çekirdeğinin çevresindeki güçlü elektrik alanına giren yüksek enerjili bir foton kaybolarak, bir elektron pozitron çifti oluşur. Burada enerjinin maddeye dönüşümü söz konusudur. Çift oluşumu ile ortaya çıkan elektron, diğer atomlarda iyonlaşma olaylarına yol açar. Pozitron ise eğer bir serbest elektronla karşılaşırsa, bunlar zıt yüklü olduklarından çarpışarak birbirlerini yok ederler. Bu olay sonucu her birinin enerjisi 0,51 MeV olan iki gama ışını oluşur. Bunlara yok olma radyasyonları adı verilir.

2.2.5. Fotodisintegrasyon

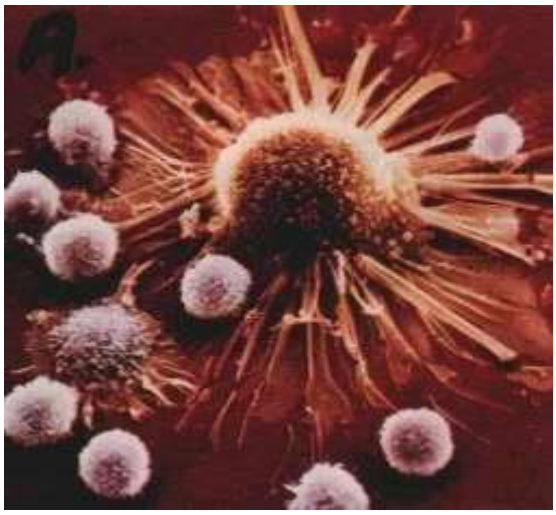
Enerjisi 20 MeV ve üzerindeki x-ışını, etkileştiği madde atomu çekirdeğinden bir fragmanın kopmasına yol açar. Bu olaya Fotodisintegrasyon (fotoçözünme), çekirdekten kopan fragmana nükleer parçacık adı verilir. Bu etkileşme fotonla atom çekirdeği arasında meydana gelebilmektedir. Bu yüzden yalnızca yüksek enerjili fotonlarda gözlemlenir. Bu etkileşme nükleer reaksiyona ve bir veya birden fazla nükleonun yayımlanmasına yol açabilir. Fotoçözünme olayı enerjisi çok yüksek ışınlarla gerçekleştiğinden tanısal radyoloji pratiğinde yeri olmayan bir etkileşimdir.

2.3. Kanser

Kanser terimi, tıbbın babası olarak bilinen Yunan fizikçi Hippocrates (MÖ 460-370) tarafından oluşturulmuştur. Modern tıptaki gelişmelere rağmen, dünyada ve ülkemizde ölüm nedenleri arasında halen ilk sıralarda yer almasından dolayı kanser

önemli bir sağlık sorunudur. Tanısı ve tedavisi farklı uzmanlık dallarının işbirliğini gerektirir. Kanserde erken tanı önemlidir.

Kanser, bir organ veya dokudaki hücrelerin, düzensiz olarak bölünüp çoğalmasıyla beliren kötü tümörlere denir. Genel anlamda ise kanser vücudumuzun çeşitli bölgelerindeki hücrelerin kontrolsüz çoğalmasıdır. Çok çeşitli kanser tipleri olmasına rağmen, hepsi anormal hücrelerin kontrol dışı çoğalması ile başlar. Tedavi edilmez ise ciddi rahatsızlıklara, hatta ölüme dahi neden olabilir.



Şekil 2.1. Kanserli hücre **(**Milli Eğitim Bakanlığı, 2011**)**

Bütün kanser tipleri vücudun temel yaşam ünitesi olan hücrelerimizden gelişir. Vücuttaki sağlıklı hücreler bölünebilme yeteneğine sahiptir. Sadece, kas ve sinir hücrelerinde bu özellik bulunmaz. Ölen hücrelerin yenilenmesi ve yaralanan dokuların onarılması amacıyla bu yeteneklerini kullanır. Yaşamın ilk yıllarında hücreler daha hızlı bölünürken, erişkin yaşlarda bu hız yavaşlar. Fakat hücrelerin bu yetenekleri sınırlıdır, sonsuz bölünemezler. Her hücrenin hayatı boyunca belli bir bölünebilme sayısı vardır. Normalde, vücudun sağlıklı ve düzgün çalışması için hücrelerin büyümesi, bölünmesi ve daha çok hücre üretmesine gereksinim vardır. Bazen buna rağmen süreç doğru yoldan sapar, yeni hücrelere gerek olmadan hücreler bölünmeye devam eder. Bilincini kaybetmiş kanser hücreleri, kontrolsüz bölünmeye başlar ve çoğalır. Fazla hücrelerin kütleleri bir büyüklük veya tümör oluşturur.

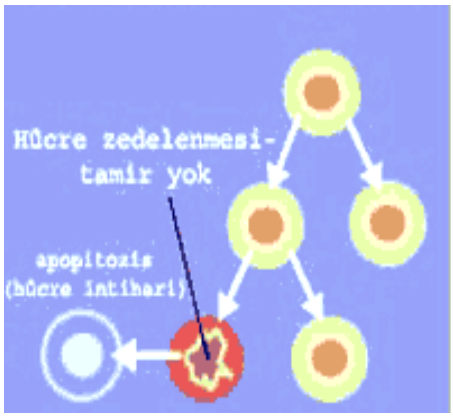
Kanserli hücrelerde hasar görmüş DNA onarılamaz ve kontrolsüz çoğalma başlar. DNA çevresel etkenler (kimyasallar, virüsler, tütün ürünleri veya aşırı güneş ışını vs gibi) nedeniyle hasar görebilir.

Kanser hücreleri birikerek tümörleri oluşturur. Tümörler iyi huylu veya kötü huylu olabilir. İyi huylu tümörler, kanser değildir. Bunlar sıklıkla cerrahi yöntemle

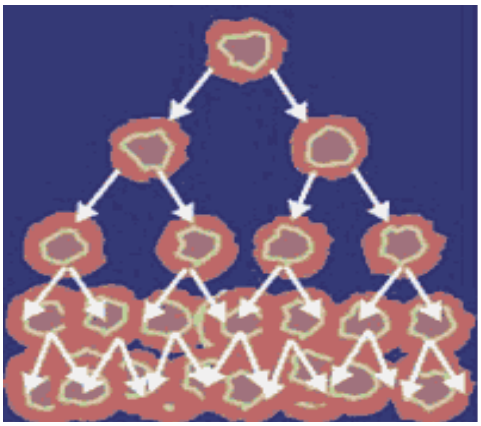
alınırlar ve çoğu zaman tekrarlamazlar. İyi huylu tümörlerdeki hücreler vücudun diğer taraflarına yayılmaz. En önemlisi iyi huylu tümörler, nadiren hayatı tehdit eder. Kötü huylu tümörler kanserdir. Kötü huylu tümörlerdeki hücreler anormaldir ve kontrolsüz ve düzensiz bölünürler. Bu tümörler normal dokuları sıkıştırabilirler, içine sızabilirler ya da tahrip edebilirler. Eğer kanser hücreleri oluştukları tümörden ayrılırsa kan ya da lenf dolaşımı aracılığı ile vücudun diğer bölgelerine gidebilirler. Gittikleri yerlerde tümör kolonileri oluşturur ve büyümeye devam ederler. Kanserin bu şekilde vücudun diğer bölgelerine yayılması olayına, metastaz adı verilir **(**Milli Eğitim Bakanlığı, 2011**).**

2.3.1. Kanserin oluşumu

Normal şartlar altında, hücreler sistemli bir şekilde büyür, bölünür ve ölür (şekil 2.2.). Yeni hücreler gerekmiyorsa her hücrenin içinde bulunan ve bölünmeyi kontrol eden bazı gen mekanizmaları, bölünmekte olan hücreye bölünmesini durdurmasını söyler. Hücre, verilen emre uymayarak bölünme ve büyümeye devam ederse, birikerek kitleler oluşturur (şekil 2.3.).

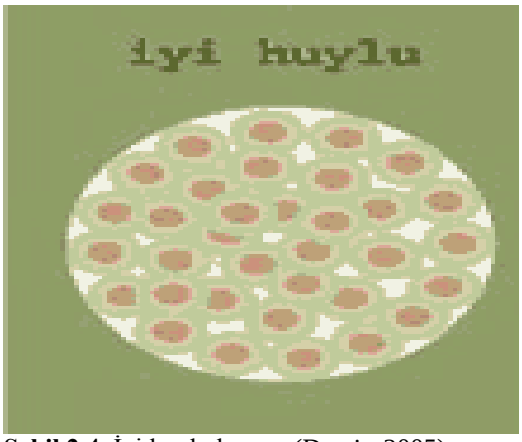


Şekil 2.2. Normal hücre bölünmesi (Demir, 2005)



Şekil 2.3. Kanser hücresi bölünmesi (Demir, 2005)

Kitle oluşumları bir süre sonra durabileceği gibi, tamamen kontrolden de çıkabilir. Hücre bölünmeleri kontrolden çıktığı anda kanserleşme başlamış olur. Kontrolsüz bölünen hücreye kanser hücresi, kanserleşmeyle oluşan kitlelere tümör, sürekli çoğalarak biriken kontrolsüz tümörlere kötü huylu tümör (malignant) (Şekil 2.5.), bir süre çoğalıp sonra duran tümörlere de iyi huylu veya selim tümör (benign) (Şekil 2.4.) denir. İyi huylu tümörler metastaz yapmaz ve çok seyrek görülen istisnalar dışında yaşamsal tehlike oluşturmazlar.



Şekil 2.4. İyi huylu kanser (Demir, 2005)

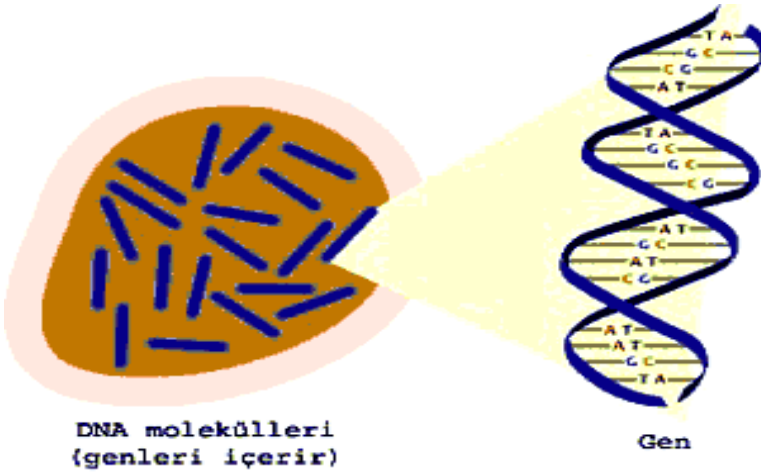


Şekil 2.5. Kötü huylu kanser (Demir, 2005)

Kanser hücrelerinin çevre dokuya göçü ve onu yıkarak ilerlemesine invazyon, kan veya lenf damarlarına geçerek kan dolaşımı ile tüm vücuda yayılması ve vücudun herhangi bir normal dokusuna girerek orada çoğalmasına da metastaz denmektedir.

Kanser hücreleri vücudun başka bölgelerine yayılmış olsa da ilk oluştuğu organın adı ile anılır. Örneğin kemiklere sıçramış olan prostat kanseri hala prostat kanseri, akciğere sıçramış olan meme kanseri hala meme kanseridir. Bu yüzden kanser sürekli çoğalıp büyüyen ve vücuda zarar veren, erken tanısı ve tedavisi mümkün olan 200 den fazla hastalığın ortak adıdır. Bulaşıcı olmayan bir hastalık grubudur.

DNA adenin, timin, sitozin, guanin adı verilen dört değişik baz içerir (Şekil 2.6.). Bu dört bazın farklı dizilimleri ile on binlerce farklı gen ortaya çıkar. Bir gen içindeki bazların sırası verilecek mesajı belirler. Bu olay çeşitli kombinasyonları ile farklı kelime ve cümleler oluşturan alfabenin harflerine benzetilebilir.



Şekil 2.6. DNA molekülleri ve yapısı (Demir, 2005)

Genler değişik şekillerde olabilirler. Değişimin en basit şekli bir gen içindeki tek bir bazın değişmesi şeklindedir. Bu olay bir kelimeyi yazarken yapılan harf hatasına

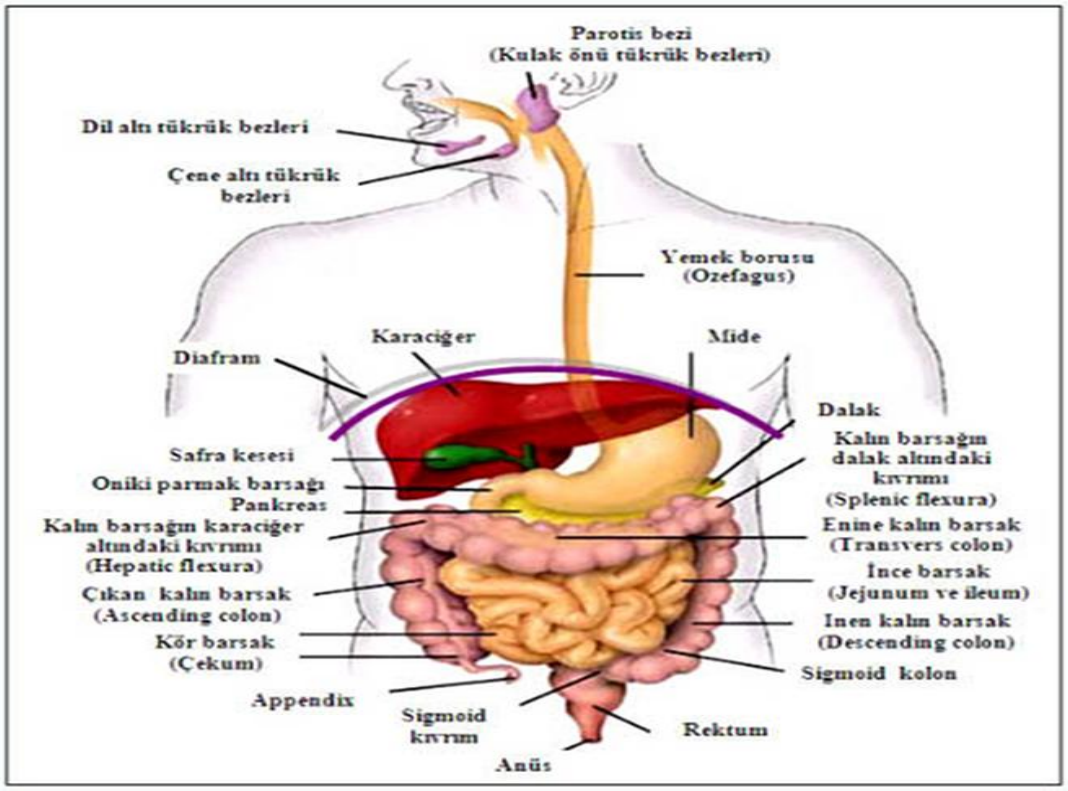
benzetilebilir. Bir harf hatası ile bir kelimenin ana anlamını kaybetmesi gibi bir baz değişikliği ile de bir gen tüm fonksiyonunu kaybedebilir.

Tümör baskılayıcı genlerin (baskılayıcı proteinlerin) olmaması hücre çoğalması ile sonuçlanır. Freni bozulmuş bir otomobilin kontrolden çıkması gibi tümör baskılayıcı bir genini kaybeden hücre de büyüme ve çoğalma kontrolünü kaybeder (Demir, 2005).

2.4. Mide Kanseri

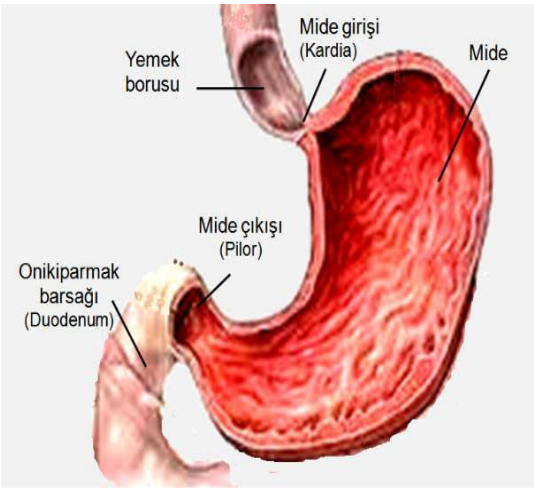
2.4.1. Genel bilgiler

Mide kanseri midenin içerisinde başlayan bir kanser türüdür. Besin çiğnenmesi ve yutulmasından sonra, boyun da başlayan ve mideye kadar uzanan yemek borusu olarak adlandırılan bir tüp içerisinde taşınır. Yemek borusu, diyaframın (akciğerin altındaki solunum kası) altında yer alan gastroesophageal bağlantı noktasında mideye bağlanır. Mide, besin tutan ve mide suyu salgılayarak sindirime başlayan kese benzeri bir organdır. Besin ve mide suyu karıştırılır ve daha sonra ince bağırsağın ilk parçası olan onikiparmak bağırsağına aktarılır.



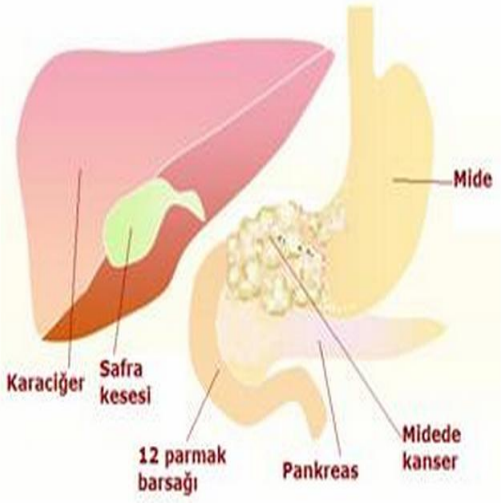
Şekil 2.7. Sindirim sistemi anatomisi (www.drahmetdobrucali.com)

Mide, sindirim sisteminin bir parçası olup, karnın sol üst kısmında diyaframın altında bulunur. Üst ucu yemek borusu ile bağlantılı, alt ucu ise halka şeklinde kapama kanalı ile onikiparmak bağırsağa bağlıdır.

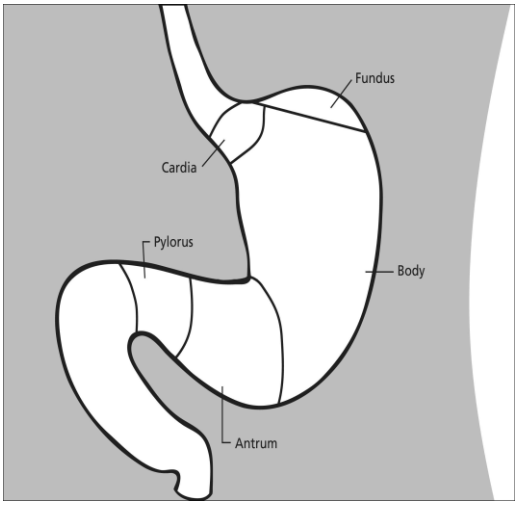


Şekil 2.8. Midenin yapısı ve bölgeleri (www.drahmetdobrucali.com)

Mideyi yemek borusuna bağlayan üst bölüme kardia, bazı hücrelerin asit, pepsin (bir sindirim enzimi) ürettiği ve sindirime yardımcı olan mide suyu parçalarının bulunduğu kardia yanında yer alan bölüme fundus, midenin üst ve alt kısımları arasında kalan bölümüne korpus, yiyeceklerin mide suyu ile karıştırıldığı bölüme antrum ve midenin içindekileri ince bağırsağa aktarmak için bir kapakçık görevi gören alt bölümüne pilor adı verilir. Mide sindirimin başladığı esas organdır. Depo görevi görür. Proteinler başta olmak üzere sindirim midede başlar. HCI etkisi ile gelen mikropları öldürür ve çoğalmasını önler.



Şekil 2.9. Mide ve bağlantılı olduğu organlar (www.kasadsaglik.com)



Şekli 2.10. Midenin bölümleri (www.cancer.org)

Mide, en alt ve en üst sınırını oluşturan iki bükülüme sahiptir. Üstte yer alan bükülme alttakine göre daha azdır. Midenin etrafında kolon, karaciğer, dalak, ince bağırsak ve pankreas bulunur.

Histolojik olarak bakıldığında ise, mide ince düz kas liflerinden oluşmuş güçlü bir yapıya sahiptir. Midenin iç duvarında kalın bir mukoza tabakası mevcuttur. Bu tabaka sayesinde yüksek asidik olan mide sıvısı mideye zarar vermez.

Mide duvarında 5 tabaka vardır. Kanser bu tabakaların derin bölgesinde büyüdükçe, hastalığın durumu kötüleşir. En içteki katman mukoza, mide asidi ve sindirim enzimlerinin yapıldığı yerdir. Çoğu mide kanserleri burada başlar. Mukozanın altında altmukoza bulunur ve destekleyici bir tabakadır. Midenin içindekileri karıştıran ve hareket ettiren kaslı bir tabakadır. Diğer iki tabaka olan subserosa ve outermostserosa mide için paketleme görevindedirler (http://www.cancer.org, 2012).

2.4.2. Mide kanserinin gelişimi

Mide kanserleri yıllar içinde yavaş yavaş gelişme eğilimindedirler. Gerçek bir kanser gelişmeden önce, kanser öncesi değişiklikler sıklıkla mide zarında meydana gelir. Bu erken değişiklikler nadir belirtilere neden olurlar ve bu yüzden çoğu kez tespit edilememektedirler.

Mide kanserleri farklı yollarla yayılabilirler. Kanser, mide duvarı boyunca büyüyebilir ve civardaki organlara bulaşabilir. Kanser ayrıca lenf damarlarına ve lenf bezlerine yayılabilir. Lenf bezleri, enfeksiyonlarla savaşmaya yardımcı fasulye büyüklüğünde yapılardır. Mide çok zengin lenf damar ve bezlerine sahiptir. Eğer kanser lenf bezlerine yayılırsa, hastanın durumu iyi değildir. Mide kanseri daha ilerlemiş hale geldikçe, kan dolaşımı yoluyla dolaşabilir ve karaciğer, akciğer ve kemik gibi organlara yayılabilir (www.cancer.org, 2012).

2.4.3. Mide kanseri türleri

2.4.3.1. Adenokarsinom

Kötü huylu mide kanserlerinin yaklaşık %90'nı adenokarsinomdur. Bu kanser türü, mukoza olarak bilinen midenin en iç kısmındaki hücrelerde gelişir. (www.cancer.org, 2012)

2.4.3.2. Lenfoma

Bazen mide duvarında bulunan bağışık sistemi doku kanserleridir. Bu kanser tipi, mide kanserinin yaklaşık %4 nü oluşturmaktadır. Hastalığının sonucunun tahmini ve tedavisi lenfomanın mevcut türüne bağlıdır (www.cancer.org, 2012).

2.4.3.3. Gastrointestinal stromal tümör

Mide duvarındaki hücrelerde başladığı görülen nadir tümörlerdir. Bazıları iyi huyludur. Bu tümörler sindirim sisteminde her yerde bulunmalarına rağmen, %60 - %70'i midede bulunur (www.cancer.org, 2012).

2.4.3.4. Karsinoid tümör

Midenin hormon yapım hücrelerinde başlayan tümördür. Bu tümörlerin çoğu diğer organlara yayılmazlar. Mide kanserlerinin %3'nü karsinoid tümörü oluşturur (www.cancer.org, 2012).

2.4.4. Mide kanseri için risk faktörleri

Risk faktörü, kanser gibi hastalığa yakalanma şansını etkileyen şeylerdir. Farklı kanserlerin farklı risk faktörleri vardır. Fakat risk faktörleri bize her şeyi söylemez. Bir veya birkaç risk faktörüne sahip olmak sizin hasta olacağınız anlamına gelmemelidir. Hasta olan birçok insanda bilinen herhangi bir risk faktörü olmamış olabilir.

Bilim adamları, bir kişinin mide kanserine yakalanmasının daha muhtemel olacağı birkaç risk faktörlerini buldular. Bu risk faktörlerinden bazıları kontrol edilebilinir iken bazıları kontrol edilemez (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.1. Helicobacter pylori enfeksiyonu

Helicobacter pylori (H pylori) mide içinde bulunabilen ve ülser, hazımsızlık gibi yakınmalara neden olabilen bir bakteridir. Mide kanseri hastasında H pylori enfeksiyonu oranı, hasta olmayan kişiye göre daha fazla orandadır (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.2. Mide lenfoma

Mukoza ilişkili lenfoid doku (MALT) lenfoma olarak bilinen mide lenfoması belirli bir türü için tedavi edilen insanların, mide kanserine yakalanma riski yüksektir.

Mide MALT lenfomasına muhtemelen H pylori bakterisinin enfeksiyonu sebep olur (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.3. Cinsiyet

Mide kanseri kadınlara oranlar erkeklerde daha sık görülür (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.4. Yaş

50 yaşından sonra mide kanserine yakalanmada keskin bir artış vardır. Çoğu insanda 60 ile 80 yaşları arasında olduğu zaman mide kanseri görülür (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.5. Coğrafya

Dünyada bu hastalığın en çok görüldüğü yerler, Japonya ve Çin gibi uzak doğu ülkeleri ile kuzey Avrupa ülkeleri ve güney Amerika da ki Kolombiya, Kosta Rika gibi ülkelerdir. Bu coğrafi farklılıklar, mide kanserinde genetik faktörlerin rol oynadığını göstermektedir. Yüksek risk bölgelerinden düşük risk bölgelerine göç eden ırkların sonraki kuşakların mide kanseri insidansının belirgin biçimde azaldığı saptanmıştır. Bu da genç yaşlardan itibaren etiyolojik faktörlere maruz kalmanın kanser oluşma riskini arttırdığını göstermektedir. Bu etiyolojik ajanın ne olduğu bilinmemekle birlikte diyetin önemi üzerinde durulmuştur. Ülkemizde ise Karadeniz bölgesinde mide kanseri diğer bölgelere göre biraz daha fazladır (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.6. Beslenme

Karbonhidrat, turşular, tuzlanmış et ve balık gibi besinlerin mide kanseri riskini arttırdığı, öte yandan süt, taze sebzeler, vitamin C tüketiminin artışının ise riski azalttığı gösterilmiştir. Besinlerde yağ oranının aşırı düşük ya da yüksek olması da kanser riskini yükseltmektedir. Soyalı gıdalar ile beslenmenin mide kanseri riskini azalttığı gösterilmiştir. Nitrat tuzları da midede kanserojen maddeye dönüşmektedir. Nitratlar kurutulmuş tahıllarda ve gıda koruyucularında bulunmaktadır. Izgara yaparken kullanılan odun ve kömür ateşi de mide kanseri konusunda tehdit oluşturmaktadır (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.7. Sigara ve alkol kullanımı

Sigara ve alkol içmek mide kanseri riskini arttırmaktadır. Sigara ve alkol içenler arasında mide kanserine yakalanma oranı içmeyenlere göre iki kat fazladır (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.8. Şişmanlık

Çok kilolu veya obez olmak kardia (özofagusa yakın midenin üst kısmı) kanserlerinin olası bir sebebidir (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.9. Pernisiyöz anemi

Mide astarındaki bazı hücreler, yiyeceklerden B12 vitamini almaya ihtiyaç duyduğumuz ve intrinsik faktör (IF) olarak adlandırılan bir madde yaparlar. Eğer IF insanlarda yeterli miktarda olmazsa, vücudun yeni kırmızı kan hücrelerini yapmasından sorumlu olan B12 vitaminin eksikliği ile sonuçlanır. Bu durum pernisiyöz anemi olarak adlandırılır (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.10. Önceki mide ameliyatı

Ülser gibi kanser dışı hastalıkların tedavisinde midelerinin bir parçası alınmış insanlarda mide kanserinin gelişmesi daha muhtemeldir. Bunun sebebi daha fazla nitrit üreten bakterilerin varlığıdır. Ayrıca ülser ameliyatından sonra asit üretimi düşer (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.11. Kan grubu

Kan grubu A olan hastalarda mide kanseri riski yüksektir (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.12. Meslek

Kömür, metal ve kauçuk endüstrisi işçilerinde mide kanseri riski daha yüksektir (www.cancer.org, 2012).

2.4.4.13. Ailede mide kanseri öyküsü

Mide kanseri olan birkaç birinci derece akrabaları olan insanlarda bu hastalığın gelişme olasılığı daha yüksektir (www.cancer.org, 2012).

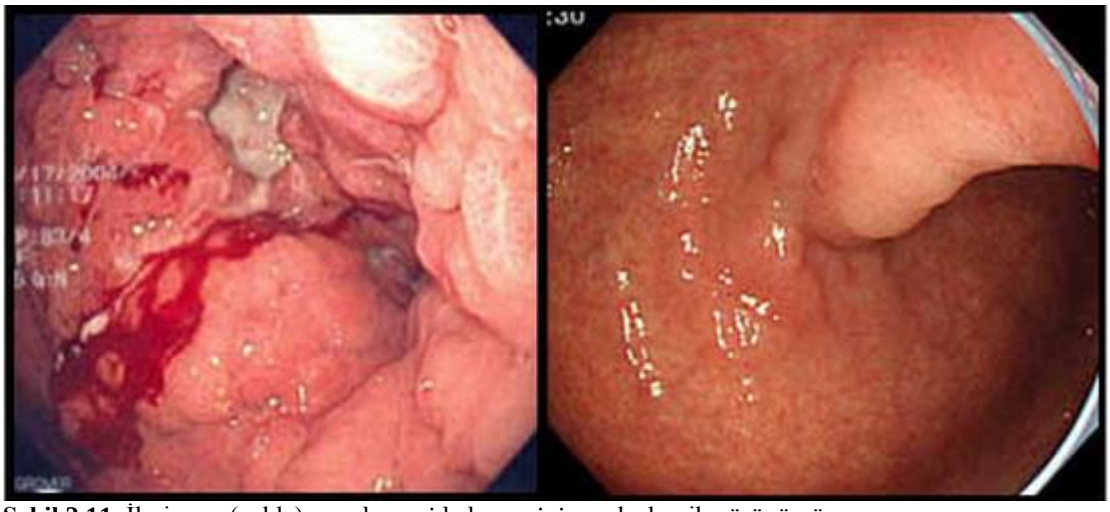
2.4.5. Mide kanserinin belirtileri

Hastalığın başlangıç belirtileri sinsidir ve mide kanserine özgü değildir. Bu durum çoğu hastada tanının gecikmesine yol açar. Erken bulgulardan biri tümörde meydana gelen hafif kanamaya (mikroskobik kanamalar) bağlı olarak dışkıda gizli kan arama testlerinin pozitifleşmesidir. Kanamaya bağlı olarak ortaya çıkan kansızlık (anemi) rutin kan tetkiklerinde saptanabilir. Erken dönemlerde hazımsızlık ve hafif ağrı şeklinde başka hastalıklarla karışabilen belirtiler bulunabilir. Hastalık daha ilerlediği zaman, iştahsızlık ve kilo kaybı belirgin hale gelir. Yemekle artan rahatsızlık ve şişkinlik hissi, erken doyma, bulantı ve kusma, yorgunluk görülebilir. Tümörden kanamaya bağlı siyah renkte dışkılama olabilir. Mide kanserinde ağrı sık görülen bir bulgu değildir. Bu belirtilerden bir ya da birkaçına sahip olma mutlaka mide kanseri olduğu anlamına gelmez (www.drahmetdobrucali.com, 2012).

2.4.6. Mide kanserinin tanısı

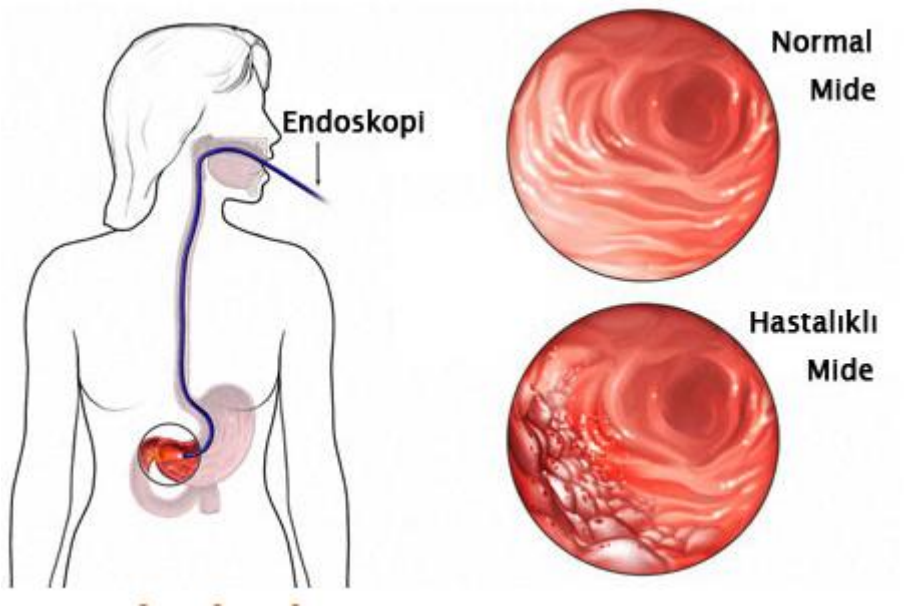
Mide kanserinin tanısı hikâye, fizik muayene ve laboratuar yöntemlerine dayanır.

- Dışkıda gizli kan testi; mide veya bağırsaktaki tümörden meydana gelen mikroskopik düzeydeki kanamayı saptamak için kullanılır.
- Tam kan sayımı; olası bir anemiyi saptamak için kullanılır.
- Gastroskopi; Ucunda ışığı ve kamerası olan kıvrılabilir ince bir tüp ağızdan yemek borusu yoluyla mideye indirilerek mide incelenir. Bu yöntem mide içinin hem doğrudan görülmesini hem de doku örneği alınmasını sağlar (biyopsi).



Şekil 2.11. İleri evre (solda) ve erken mide kanserinin endoskopik görünümü (www.drahmetdobrucali.com)

- Endoskopik ultrasonografi; Bu yöntem özellikle erken evre mide kanserinin mide duvarındaki derinliğini ve yayılımını göstermede kullanılır. Mide kanserinde en etkili teşhis yöntemi endoskopidir. Ucunda kamera olan bir boruyla mideye girilir. Tümör oluşumu varsa gözlenebilir. Kesin teşhis konması için midenin şüphelenilen yerlerinden parça alınır ve mikroskobik olarak incelenir. Kanser hücreleri mikroskopta rahatlıkla gözlenir.
- Bilgisayarlı tomografi, ultrason, pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi yöntemler daha çok metastazları araştırmak için kullanılır (www.drahmetdobrucali.com, 2012).



Şekil 2.12. Endoskopi uygulaması (www.sinanersin.com)

2.4.7. Mide kanserinde evreleme

Evreleme kanserin ilerleyişi hakkında karar verilmesini sağlayan bir yöntemdir. Doktor bu sayede kanserin ne durumda olduğunu bilir ve buna en uygun tedavi yöntemini belirler. Evreleme işleminde tümörün midedeki ve vücudun diğer bölgelerindeki yayılımına bakılır.

Evre 0: Kanser sadece mide iç bölgesini etkilemeye başlamıştır.

Evre 1: Kanser midenin dış tabaklarına doğru ilerlemiş. Yakındaki lenf nodları etkilenmiş olabilir.

Evre 2: Kanser mide dokusunda daha fazla ilerlemiş / daha uzak lenf nodları tutulmuş olabilir.

Evre 3: Kanser tüm mide dokusuna yayılmış veya uzak lenf nodları tutulmuştur

Evre 4: Kanser yakındaki diğer organları ve dokuları etkilemiş veya uzak bir organa atlamıştır (Metastaz).

I.Evre:

A- Tümör mukozada sınırlıdır (T1).

B- Tümör muskularis mukoza ve submukozada yayılmıştır (T2).

C: Tümör serozaya ulaşmıştır. Ancak lenf bezleri tutulmamıştır (T3).

A ve B tiplerine, yani tümörün mukoza ve submukozada kısıtlı kaldığı kansere "erken mide kanseri" denir. Bu ayırımda kanserin mide duvarına penetrasyon derinliği esas olduğundan ne radyolojik ve endoskopik incelemeler ne de biyopsi sonuçları erken kanseri, ilerlemiş kanserden ayırmaya yetmez. Bu ayırım, sadece cerrahi girişimle çıkarılacak mide segmentinin histolojik incelemesi ile yapılabilir.

II. Evre:

Kanser tüm mide duvarına yayılmıştır (T4).

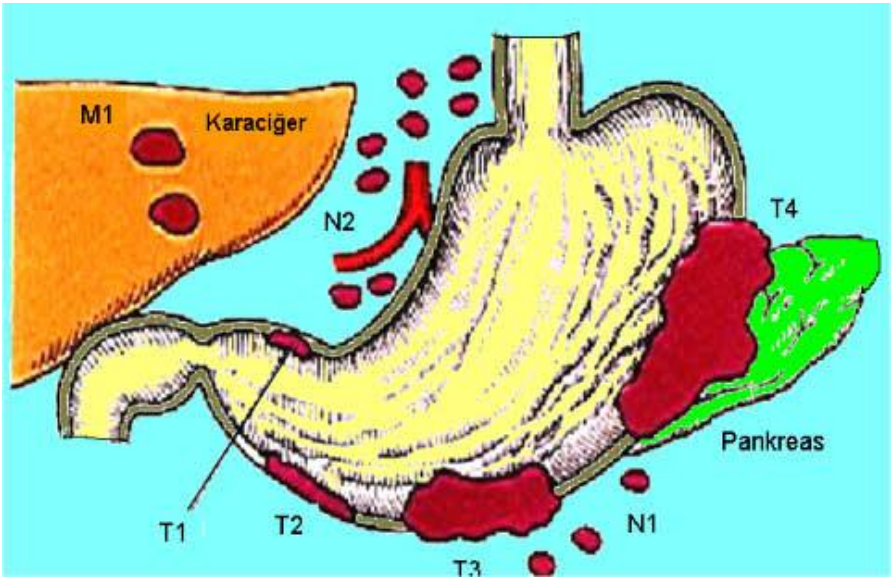
III. Evre:

Tümör mide duvarında değişik yaygınlıkta bulunur. Her iki tarafındaki lenf bezleri tutulmuştur (T1-4).

IV. Evre:

Tüm mide duvarı ve yaygın olarak lenf bezleri tutulmuştur (T1-T2-T3-T4)

(www.drahmetdobrucali.com, 2012).



Şekil 2.13. Mide kanserinde tümörün evrelenmesi(www.drahmetdobrucali.com)

2.5. Mide Kanserlerinde Radyoterapi

Mide kanserlerinde cerrahi, radyoterapi ve kemoterapi başlıca yerel-bölgesel tedavi seçenekleridir. Mide kanseri tedavisinde tedaviyi etkileyecek en önemli unsurlar tümörün boyutu, yerleşimi, yayılımı (evresi), hastanın genel sağlık durumu ve yaşıdır. Erken mide kanseri ile karşılaşıldığında amaç hastalığı tedavi etmektir. İleri evrelerde tedavi mümkün değilse amaç ağrıyı azaltıp beslenmeyi temin ederek yaşam kalitesini arttırmaktır. Cerrahi müdahale tek tedavi seçeneğidir. Kemoterapi ve radyoterapi cerrahiye ek olarak kullanılan tedavi yöntemleridir.

Kemoterapi ilaç kullanılarak mide kanserine neden olan kanser hücrelerini yok etme işlemidir. Bu işlem cerrahi sonrası geride kalan kanser hücrelerini yok etmek veya tekrarlamasını engellemek için kullanılır.

Radyoterapi ile tedavi yönteminde ise yüksek enerjili X ışınlarını kullanarak cerrahi sonrası geride kalan kanser hücrelerinin yok edilmesi amaçlanır. Bazen operasyon esnasında da kullanılabilir.

Radyoterapide tümörlü dokunun maksimum dozu alması istenirken normal doku ve organların mümkün olduğunca en az dozu alması arzu edilir. Bunun nedeni normal doku ve organlarda gelişen yan etkileridir. Normal doku ve organlarda radyoterapiye bağlı gelişen yan etkiler ortaya çıkış zamanlarına göre üç grupta incelenmektedir (Dirican 2005).

2.5.1. Akut radyasyon etkileri

Radyoterapi sırasında genellikle ışınlanan organın veya dokunun hızlı yinelenen hücrelerinin kaybındaki değişikliklerdir. Akut yan etkiler genellikle ciddi olmayıp tedaviyi aksatmazlar. Destek tedavisi ile hafifletilirler. Ciddi oldukları durumlarda ışın tedavisine ara verilmesi ve ilgili destek tedavisinin başlatılması gerekir (Dirican 2005) .

2.5.2. Subakut radyasyon etkileri

Radyoterapinin bitimini takip eden ilk birkaç hafta ile 3 ay arasındaki bir sürede ortaya çıkarlar. Yavaş prolifere olan veya rejenerasyon yetenegi yavas olan dokuları içeren organların (akciğer, karaciğer, böbrek, kalp, omurilik, beyin) ışınlanmasından sonra görülürler. Bu reaksiyonlar genellikle geçici olup, kendiliğinden düzelirler ve nadiren ciddi bir durum arz ederler (Dirican 2005) .

2.5.3. Geç radyasyon etkileri

Radyoterapi bitimini takip eden üçüncü aydan sonra, bazen yıllar sonra ortaya çıkan komplikasyonlardır. Yeterli veya ilgili doku toleransının üzerinde ışın dozu alan tüm hastalarda ortaya çıkabilirler. Bu etkiler genellikle ciddi, kalıcı ve ilerleyici karakterdedirler.

2.6. Mide Kanseri Tedavisinde Radyoterapi Doz Değerleri

Mide kanseri ışınlamasında verilen doz miktarını kısıtlayan kavramlar minimum ve maksimum tolerans dozladır. Normal doku ve organların tolerans sınırlarının çok üzerinde doz verilmemelidir. Bu dozlar referans protokol değerlerine göre belirlenir.

Mide kanseri hastasının radyoterapisinde planlanan hedef hacme (PHH) 25 gün süresince 180 cGy' den (180cGy/25 fraksiyon) toplam 45 Gy doz verilmelidir.

Hedef hacim etrafında bulunan karaciğer, sol böbrek ve sağ böbrek kritik organlarının hacme bağlı doz dağılımları RTOG (Radyoterapi Onkoloji Grubu)'a göre aşağıdaki çizelge 2.1.'de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. RTOG'a göre organların hacime bağlı alacakları doz değerleri (RTOG protokol)

	Hacim(%)	**Doz(Gy)**
Karaciğer	50	35
Karaciğer	100	30
Böbrek	33	50
Böbrek	67	30
Böbrek	100	23

2.7. Teşhiste Kullanılan Cihazlar

Kanser tedavisindeki en önemli amaç sağlam doku ve organlara hiç zarar vermeden veya minimum zararı verirken kanserli doku ve organı ortadan kaldırmaya çalışmaktır. Bu amaca ulaşmak için kanserli bölgenin en iyi şekilde görüntülenmesi, hedef hacimlerin ve normal yapıların doğru bir şekilde belirlenmesi ve tedavi edilmesi gerekmektedir. Tedavi planlaması yapılmadan önce görüntüleme, bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG), ultrason (US), tek foton soğurmalı tomografi (SPECT) ve pozitron soğurmalı tomografi (PET) yöntemlerinden biri veya birkaçı ile gerçekleştirilir. Genelde en çok kullanılan yöntem BT ve MRG olmasına rağmen, diğer yöntemler tümörlerin görüntülenmesinde özel avantajlar sağlar. Bu yöntemlerin görüntü özelliklerinin kısaca gözden geçirilmesi, bunların tedavi planlamasındaki kullanımları ile ilgili özel avantajları ve sınırlamalarını açıklama fırsatı verir (Khan, 2003) .

2.7.1. Bilgisayarlı tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografide, x-ısını tüpü kullanılarak, belirli bir derinlikteki obje görüntülenmektedir. Temelde dar ısın veren x-ışını tüpü ile hastanın karsısındaki radyasyon detektörü beraber hareket ederek tarama yapmaktadır. BT'de yüksek kalitede görüntü elde edilebilmektedir. Hasta, yüksek radyasyon dozu soğurmasına rağmen, yumuşak dokular için görüntü kalitesi düşüktür.

Görüntülerdeki düzeltmeler ve matematiksel işlemler, bilgisayar tarafından yapılmaktadır. Soğurma katsayılarına bağlı BT numaraları üretilmektedir. BT numaraları hava için -1000, su için 0 ve kemik için +1000 değerlerinde olmaktadır. Hounsfield unit (HU) birimi de denilen BT numarası (HU):

HU ———— (2.1)

olarak hesaplanmaktadır. Buradaki μ lineer soğurma katsayısıdır. Bu katsayı malzemenin kalınlığına ve elektron yoğunluğuna, atom numarasına ve foton enerjisine bağlıdır. HU numarası suyun soğurma katsayısındaki % 0,1'lik değişimi vermektedir. BT numarası, gri skalaya dönüştürülerek görüntü meydana gelmektedir. BT numarası değiştirilerek, istenilen organ görüntüsü elde edilebilmektedir (Bor, 2003).

Bir BT görüntüsü, BT tarafından ölçülmüş göreli doğrusal azalım katsayısının matrisinden yeniden yapılandırılır. Tipik bir matris 1024x1024 piksel denilen resim elemanından oluşur. Her bir piksel, BT tarayıcısında kullanılan tarayıcı demet için dokunun göreli doğrusal azalım katsayısının bir ölçüsüdür. Doku temsilcilerini içeren fantomları (BT fantomları) kullanarak BT tarayıcılarının kalibrasyonunun yapılmasıyla, piksel değeri (BT numaraları) ve doku yoğunluğu arasındaki ilişki kurulabilir. Bu, doz dağılımlarının hesaplanmasında doku homojensizlikleri için piksel düzeltme sağlar (Schneider 1996) .

Üç boyutlu tedavi planlamasının en önemli özelliklerinden biri, özgün çaprazlama ile görüntünün başka düzlemlerde yeniden yapılandırılma kabiliyetidir. Buna "sayısal yeniden yapılandırılmış radyografi" (SYYR) denir. Yüksek kaliteli SYYR elde etmek, sadece yüksek kontrast ve çözünürlükte görüntüler değil, aynı zamanda yeterli derecede küçük kesit kalınlığı gerektirir. Kesit kalınlığı, ihtiyaca bağlı olarak genelde 2-10 mm arasında seçilir; örneğin, daha ince kesitler tümör konumu ya da yüksek kalitede SYYR için ve daha kalın kesitler tümör hacminin dışındaki bölgeler içindir. Spiral ya da sarmal BT tarayıcıları, hasta tarayıcı çemberine doğru ilerlerken, x-ışını tüpünün sürekli dönüşüne izin verir. Bu önemli ölçüde toplam tarama süresini azaltır ve bu yüzden yüksek kalitede BT görüntüleri ve SYYR için gerekli büyük sayıda ince kesitin kazancına izin verir.

Yüksek görüntü kaliteli BT taramasının yanı sıra, tedavi planlaması, hasta pozisyonlanması, hareketsizliğinin sağlanması ve görüntülerde görülebilen dış

işaretleyiciler gibi özel etmenler gerektirir. Tedavi planlaması için BT masası düz olmalı ve hasta asıl tedavideki gibi aynı pozisyonda ayarlanabilmelidir. Hareketsizliğin sağlanması durumları üç-boyutlu konformal radyoterapi için önemlidir ve tedavide olduğu gibi BT için de aynı olmalıdır. Hasta cildinde belirleyici noktalar, plastik kateter gibi radyo opak işaretleyicilerin kullanılmasıyla BT görüntülerinde görülebilir olmalıdır. SYYR'yi herhangi bir düzlemde oluşturmak için BT görüntüleri islenebilir olmalıdır. Konvansiyonel simülasyon, BT simülasyon ile değiştirilebilir. Bir BT simülatör, tedavi izomerkezini ayarlamak için lazer sınırlayıcıları, düz bir masa ya da yatak ve görüntü kayıt cihazları gibi bazı ek donanımlarla donatılmış bir BT tarayıcısıdır. BT bilgilerini işlemek için özel yazılımı olan bir bilgisayar, demet yönlerini planlar ve BEV (ışının göz görüşü) SYYR'yi oluşturur, tedavi demetleri ile aynı geometriye sahip BT simülasyon filmleri sağlar (Khan 2003).

Radyoterapi tedavi planlama sistemlerine, bilgisayarlı tomografi görüntüleri üç şekilde aktarılmaktadır:

a. Hedef hacim tanımlanmakta ve yapılar dış kontur seklinde çizilmektedir.

b. BT filmleri, film tarayıcılardan geçirilerek görüntüler bilgisayara aktarılmaktadır.

c. Veriler BT' den direkt planlama sistemine aktarılmaktadır. Dış kontur ve yapılar elle çizilmektedir. Direkt sistemler ile bilgisayarlı tomografi görüntüleri gri skala modunda tedavi planlama sisteminin monitöründe görüntülenmektedir. Dış konturun doğru çizimi, içyapılar ve hedef hacim tedavi tekniğinin uygulanması için önemli değildir. Fakat doz dağılımının doğruluğu için gereklidir (Sandler, 1995) .

2.8. Radyoterapi Bilgi Sistemi (RTBS)

Necmettin Erbakan Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi bölümünün çalışma sistemine uygun olarak geliştirilen RTBS hasta bilgi ve planların tedavi aygıtları arasındaki aktarımı sağlanır. RTBS, hasta tedavi sürecindeki tüm değerlendirmeler, hasta bilgileri, randevular, planlama bilgisayarı ve cihazları arasındaki akışı düzenler. Bu akış içinde, Bilgisayarlı Tomografi (BT) simülatöründen alınan hasta verileri tedavi planlama sistemine ve aygıtlarına aktarılırken hasta pozisyonu, konturlama, doz gibi bilgilerini içerir. Tedavi planlama aygıtındaki tüm süreçler ile ilgili veriler RTBS aracılığı ile elektronik ortamda arşivlenerek saklanabilir.

2.9. Tedavi Planlama İşlemi

Üç-boyutlu konformal radyoterapi tedavi planlamasının, geleneksel radyoterapi tedavi planlamasından en önemli farkı, üç-boyutlu anatomik bilgi kullanılarak klinik amaçlarla uyum içerisinde doz dağılımının optimizasyonunun yapıldığı bir tedavi planlaması olmasıdır. Anatomik bilgi genelde, yapıyı herhangi bir düzlemde ya da üç boyutta tekrar oluşturmak için işlenebilen çaprazlama görüntülerin yakın aralıklı biçiminden elde edilir. Görüntüleme modalitesine bağlı olarak, görülebilir tümör, kritik yapılar ve konuyla ilgili diğer yerler kesit kesit ana hatlarıyla belirtilir. Radyasyon onkoloğu hedef hacimleri her bir kesitte, görülebilir tümörü, şüpheli tümör yayılımını ve organ hareketinden, set-up hatalarından kaynaklı belirsizlikleri içerecek şekilde pay bırakarak çizer. Hedeflerin ve ilgili anatomik yapıların çizilmesindeki bu işlem kesitleme (segmentasyon) olarak adlandırılır (Khan 2003) .

Demet düzenlemesi ve alanların tasarlanması için bir sonraki adım, üç- boyutlu tedavi planlamasının bilgisayar yazılımını takip etmektir. Bu sistemlerin en kullanışlı taraflarından biri, çizilmiş hacimlerin ve diğer yapıların BEV (demetin gözünden bakış) görünüşüne izin veren bilgisayar grafikleridir

BEV terimi, sanki radyasyon kaynağının olduğu noktadan bakılıyormuş gibi, kesitlerdeki hedefin ve demetin merkezi eksenine dik düzlemdeki normal yapıların görünüşünü belirtir.

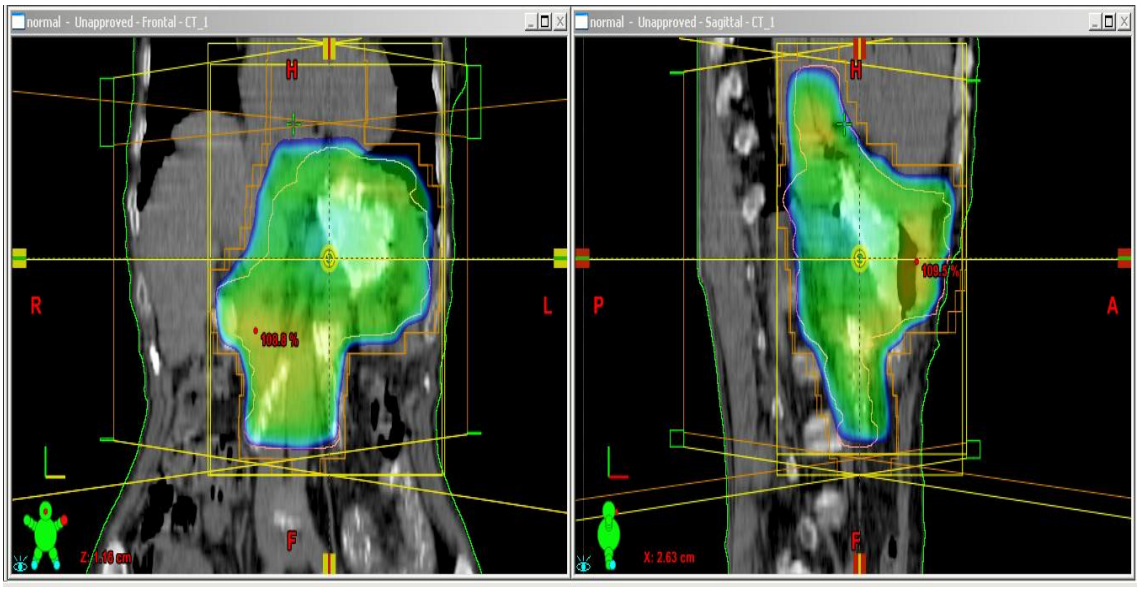
BEV' in kullanımı ile alan payları (alan kenarı ile planlanan hedef hacim şeklinin arasındaki mesafe) hedef hacmi yeterince yüksek bir doz seviyesine sardırmak için belirlenir (örneğin, tanımlanmış dozun %95' i). Bunu başarmak için genellikle alan payının yaklaşık olarak 2 cm olduğu düşünülür, ama verilen demet profiline ve hedef hacminin çevresindeki kritik yapıların varlığına, durusuna bağlı olarak daha fazla pay gerekebilir (Dobbs 1999).

Bir tedavi planlamasının optimizasyonu sadece uygun alan ayarlamalarının tasarımını değil, aynı zamanda demet yönlerinin, alan sayılarının, demet ağırlıklarının ve kama filtreler, kompansatörler, dinamik çok yapraklı kolimatörler gibi değiştiricilerin yoğunluğunun ayarlanmasını da gerektirir. İleri planlama sisteminde bu parametreler tekrarlayıcı ya da deneme-yanılma esasına göre seçilir ve bu nedenle karışık bir durum için, eğer yüksek dereceli optimizasyon isteniyorsa, tüm işlem çok yoğun bir çaba ister. Bununla birlikte uygulamada, çoğu uygulamacı standart teknikle başlar ve onu, verilen hasta için BEV, üç-boyutlu doz gösterimleri, aynı düzlemde olmayan demet seçimleri,

yoğunluk ayarı ve doz hacim grafikleri gibi araçları kullanarak optimize eder. Zaman, üç-boyutlu konformal radyoterapi tedavisini planlamak için verilen durumun karışıklığına ve tedavi planlama sisteminin hızına bağlıdır. Son tedavi planı, hasta bilgi girdisinin kalitesi, görüntü kesitleri, görüntü kaydı, alan ayarları, doz ölçümü, plan değerlendirmesi ve plan optimizasyonu kadar iyi olmalıdır.

2.9.1. Kesitlerin görüntülenmesi

Tedavi planlamasındaki kesitlerin görüntülenmesi terimi; dış hatlar, kritik normal yapılar, yapısal sınırlar gibi ilgili yapısal alanların kesit kesit belirlenmesi anlamına gelir. Şekil 2.14'de kontrast madde verilmiş bir mide hastasının tedavi planlaması görülmektedir. Kesitlenmiş alanlar değişik renklerde verilebilir ve BEV biçiminde ya SYYR'sinde kullanılan diğer düzlemlerde görülebilir. Kesitleme aynı zamanda, seçilmiş ilgili alanların doz hacim grafiklerinin hesaplanması için önemlidir. Kesitlerin görüntülenmesi en zahmetli işlerden biridir ve tedavi planlamasında önemli bir işlemdir. Bu işlem, yapıların sınırlarına yakın görüntü kontrastlarına dayanan otomatik belirleme ile desteklenebilmesine rağmen, hedef belirleme klinik karar gerektirir (Khan 2003) .



Şekil 2.14. Bir mide hastası için sol ve yan kesit görüntüsü

2.9.2. Alan boyutlarının ayarlanması

Kesitlerin görüntülenmesi tamamlandıktan sonra, tedavi planlayan kişi demet yönlerini seçme ve demet açıklığı tasarımı işini yapar. Bu büyük ölçüde, üç-boyutlu tedavi planlama sisteminin BEV yeteneği tarafından desteklenir. Kesitleme sayesinde

değişik renklerde görülebilir hale gelen hedefler ve kritik normal yapılar, değişik yönlerden demetin merkezi eksenine dik düzlemlerde görülebilir. Genelde, demet doğrultusundaki engellemeler, masa ya da hasta ile gantrinin çarpışması gibi kısıtlamalar olmadıkça, hedefler ile kritik yapılar arasında daha çok fark yaratan demet yönleri tercih edilir. SYYR ile birleştirilmiş BEV yeteneği, demet yönlerinin seçiminde ve hedef etrafındaki alanların sekilendirilmesinde etkili bir araçtır. Demet açıklığı, kritik yapıların PHH' ye yakınlığına ve klinik hedef hacim (KHH) ile PHH arasında bırakılan paylardaki belirsizliğe bağlı olarak, otomatik ya da elle tasarlanabilir. Otomatik tasarlamada kullanıcı PHH etrafında tek bir pay ayarlar. Düzensiz pay, elle çizilir. Hedef ve kritik yapıların birbirine yakın olduğu durumlarda, hedefe ayrılan alan ile kritik yapılara ayrılan alan arasında önemli bir çakışma olur, bu nedenle demet açıklığının elle tasarımı gerekir. Daha basit durumlarda PHH ve alan kenarları arasında alan penumbrasını (Işık kaynağından çıkan ışığın bir kısmının bölgeye ulaşması) ve PHH'yi sarmak için gerekli minimum izodozu hesaba katarak, otomatik paylar verilebilir. Genelde PHH ile alan kenarı arasına 2 cm pay, %95'lik izodozun PHH'i daha iyi sarmasını sağlar, ancak bu doz dağılımlarının gerçek hesaplamalarıyla gösterilmelidir (Khan 2003) .

2.9.3. Alan çeşitliliği ve kolimasyon

Üç-boyutlu tedavi planlaması, hedefler ve kritik yapıların her bir alan için teker teker BEV ile görülebilmesi nedeniyle, çeşitli alanların kullanımına olanak sağlar. Aynı zamanda alan çeşitliliği, toraks ve pelvis tümörleri gibi sadece iki karşılıklı alan ile tedavi edilirken, gerekli olan çok yüksek enerjili demetlerin (>10 MV(Mega Volt)) kullanımındaki ihtiyacı ortadan kaldırır. Üç-boyutlu tedavi planlaması aynı zamanda aynı düzlemde olmayan demet yönü sağlar ki, bu durumda demet merkezi ekseni, hastanın enine düzleminden başka bir düzleme uzanır. Aynı düzlemde olmayan demet yönleri, bunların seçimi ile kritik yapılardan kaçınılabilen beyin tümörleri, bas-boyun ve diğer bölgeler gibi belirli durumlarda yararlı olabilir. Aynı düzlemde olmayan demet kullanırken masanın gantri ile çarpışmayacağından emin olmak için masa belli açılarda döndürülür. Dörtten daha fazla alan kullanmak, çok fazla sayıda demet tasarlama, blokların şekillendirilmesi ve hasta üzerindeki her bir alan için tek tek blokların yerleştirilmesi ve doğruluğunun kontrol edilmesi ayarlama süresinin uzun olması problemini yaratır. Hastadan hastaya çok ağır bloklar taşımak, yanlışlıkla blok

düşürmek ya da yanlış blok kullanmaya karşı dikkatli olmak zorunda olan teknisyenler için sıkıntı yaratır. Multilif kolimatör (MK) kullanımı, çeşitli alan bloklamaya iyi bir alternatiftir. MK'ler elektronik olarak, alanları şekillendirmek için büyük kolaylıkla ve güvenle kullanılabilir. Simülatör filmine ya da BEV çıktısına çizilmiş olan alan, MK ayarlarını yapmak için bilgisayara aktarılabilir. Aynı zamanda BEV alan sınırları, MK'yı programlamak için elektronik olarak hızlandırıcıya iletilebilir. Çünkü MK alanları programlandığı gibi kontrol konsolunda ayarlanabilir, birçok alan etkili ve tekrar edilebilir şekilde tedavide kullanılabilir. MK'lerin kombinasyonu ve bağımsız çeneler, herhangi bir şekildeki alanların tasarımında hemen hemen sınırsız yetenek sağlar. Alışıldık tasarımlı bloklar, tedavideki küçük alanlar (mini-MK'ler çok küçük adımlara uygun olmadıkça), alan ortasındaki bloklama ("island" bloklar) ya da karışık alan oluşturulmasında hala yararlıdır. Bu nedenle şekillendirilmiş çeşitli alanların kullanımı tipik olan üç-boyutlu konformal radyoterapide MK pek çok sayıdaki ağır blokların taşıma, tasarlama ve depolama problemine lojistik bir çözüm sağlar (Khan 2003) .

2.9.4. İzodoz eğrileri

Merkezi eksen derin doz yüzdeleri, eksen boyunca bir derinlikteki dozu tayin etmeye yarar. Bu eksen, hedef hacmin merkezi ekseni boyunca geçerse, tümör boyunca doz değişimi çıkarılabilmektedir. Ancak tümöre homojen doz vermek ve normal dokuları korumak için en azından iki boyutlu doz dağılımlarına gerek vardır. İzodoz dağılımları olarak bilinen, aynı dozu alan noktaların birleştirilmesi ile elde edilen dağılımlar radyoterapide yoğun olarak kullanılmaktadır. Bir izodoz eğrisi sabit soğurulmuş dozun bir eğrisidir.

İzodoz eğrilerinde doz, merkezi eksenden uzaklaştıkça azalmaktadır. İzodoz eğrisinin derinliği ise enerji ile artmaktadır. Eğriler alan kenarlarında saçılmalardan dolayı çan seklinde bir görünüm almaktadır. Co-60 gama ve yüksek enerjili x-ışınlarında saçılmanın az olması nedeni ile çan sekli görülmemekte, elektron enerjilerinde ise doz hemen soğurulduğu için izodoz eğrilerinin kenarları hızla çan şekline gelmektedir. Düşük enerjili elektronlarda tüm izodoz eğrileri bir miktar genişleme göstermekte, yüksek elektron enerjilerinin ise sadece düşük izodoz eğrilerinde çan sekli oluşmaktadır (Khan 2003, Dirican 2004) .

Bir izodoz yüzeyi, hacimsel doz yerinin belirlenmesi için değişik açılardan döndürülebilir. Üç-boyutlu tedavi planlamasının en önemli üstünlüklerinden biri, tek tek

kesitlerde, ortogonal düzlemlerde ya da üç-boyutlu izodoz yüzeylerindeki hacimsel doz yerini göstermek için kolaylıkla kullanılabilen doz dağılımının gösterimi olmasıdır. Doz dağılımları genellikle doz tanım noktasında dozun %100 olması için normalize edilir. Öyle ki; izodoz eğrileri, eşit doz çizgilerini, tanımlı dozun yüzde oranı olarak gösterir. Bir ya da daha fazla doz artımı içeren tedavi planı için, tek tek kesitlerde, ortogonal düzlemlerde ya da izodoz yüzeylerindeki izodoz dağılımları ile tekrar gösterilebilen bileşik izodoz planları yararlıdır (Khan 2003) .

2.9.5. Doz hacim grafikleri (DHG)

DHG, tedavi planında anatomik yapıların ve tümör hacminin toplam, yüksek veya düşük doz dağılımını gösterir. DHG, üç-boyutlu tedavi planı için çok önemli bir özelliktir. Planlama alanı içinde bulunan tüm yapıların doz bilgisini içerdiği için tedavi kararında en etkili araçtır. Anatomik bir yapının tamamının veya bir parçasının ne kadar doz soğurduğu bir doz eğrisiyle de gösterebilmektedir.

DHG, diferansiyel ve kümülatif doz hacim diyagramları olarak iki şekilde elde edilir. Diferansiyel DHG, oluşturulan çok küçük hacimlerindeki ortalama dozu, dozun fonksiyonu olarak çizer. İstenilen hacmin tamamının aldığı doz tek kolonda gösterilir. Bu şekilde tedavi alanı içindeki yapıların toplam dozları görülebilir. Kümülatif DHG'da ise, hedef ve kritik hacimlerde, hacme karşı dozlar çizilir. Kümülatif DHG ile izodoz eğrisinin kapsadığı hacim bilgisine ulaşılır. En küçük dozu alan hacimden başlanarak en yüksek dozu alan hacme doğru çizilir. Aynı hasta için yapılan birkaç tedavi planında, DHG bilgileri karşılaştırılabildiği gibi; tek bir planda riskli organ ve hedef yapılardaki dozlar da incelenerek en uygun tedavi planının seçimi sağlanır (Khan, 2003).

2.9.6. Hacim kavramları

Radyasyon tedavisinde tümör için en uygun ışını, toplam fraksiyon başına dozu seçmek ve seçilen ışını en uygun teknikle tümör alanına ulaştırmak tümör hücrelerini öldürürken normal dokuları korumak önemlidir. Radyasyon tedavisinde iyi bir tedavi planlamasının yapılabilmesi için çeşitli tümör hacim kavramlarının iyi bilinmesi gerekmektedir. Bu konuda yayınlanan raporlarda tanımlamalar yapılmıştır (ICRU report 50, ICRU report 62 1999). Bu hacim kavramları:

Görüntülenebilir tümör hacmi (GTH)

Klinik hedef hacim (KHH)

Planlanan hedef hacim (PHH)

Tedavi hacmi (TH)

Işınlanan hacim (IH)

Riskli organ (RO)

a. Görüntülenebilir tümör hacmi (GTH)

Görüntülenebilir tümör hacmi tanımlanabilir, sınırları belirgin kitlenin bulunduğu ve malign (kötü huylu tümör) büyümenin gerçekleştiği bölgedir. Genişliği ve miktarı bilgisayarlı tomografi, nükleer manyetik rezonans görüntüleme, radyografi gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılığı belirlenmektedir (ICRU report 50, ICRU report 62, 1999) .

b. Klinik hedef hacmi (KHH)

Klinik hedef hacim, tanımlanabilir tümör hacmi veya yok edilmesi gereken subklinik malign hastalığı içeren doku hacmidir. Radyoterapinin amacına ulaşabilmesi için bu hacmin tamamen tedavi edilmesi zorunludur (ICRU report 50, ICRU report 62, 1999) .

c. Planlanan hedef hacim (PHH)

Planlanan hedef hacim, tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Ayrıca bu tanım önceden belirlenen ve hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılmaktadır (ICRU report 50, ICRU report 62, 1999)

d. Tedavi hacmi (TH)

Tedavi hacmi, tümör tedavisinin başarılı olması için belirlenen dozun planlanan hacme verilmesi sırasında radyasyon onkolojisi ekibinin kabul edilebilir komplikasyonlara neden olabilecek doz sınırı içinde değerlendirdiği miktarda doz alan doku hacmidir (ICRU report 50, ICRU report 62, 1999) .

e. Işınlanan hacim (IH)

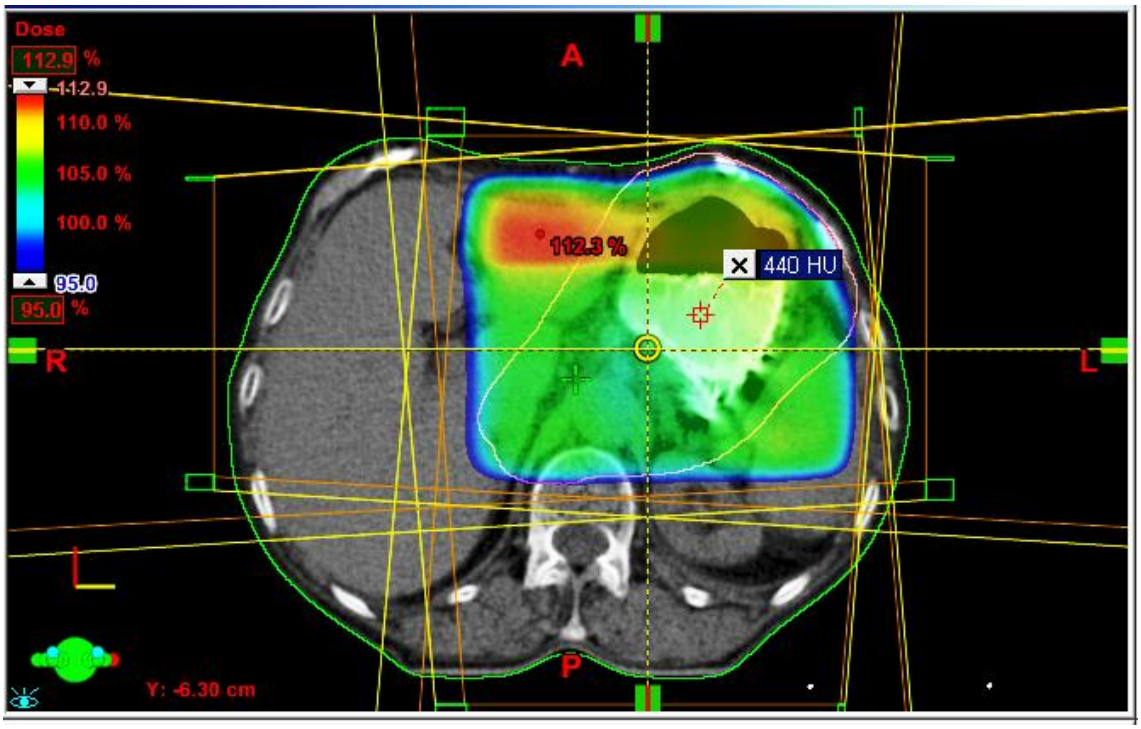
Işınlanan hacim, normal doku toleransına göre önemli miktarda doz alması beklenen doz hacmidir (ICRU report 50, ICRU report 62, 1999) .

f. Riskli organ (RO)

Riskli organ (kritik normal yapı), radyasyon duyarlılığı tedavi planlamasını veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokulardır (ICRU report 50, ICRU report 62, 1999) .

2.10. Kontrast Madde

Tümör yerleşiminin ve hacminin tespiti tedavi planı için mide kanseri radyoterapisinde önemlidir. Planlama için tomografik görüntü alınması sırasında kontrast madde verilmesi, normal ve tümörlü dokunun bir birinden göreceli olarak ayrılmasını sağlar. Radyasyon onkologları için tümör sınırlarının belirlenmesi, tedavi planının oluşturulmasında yardımcı bir özelliktir. Şekil 2.15'de BT çekimi sırasında midesinde kontrast madde bulunan bir hastanın HU değerinin 440 HU değerinde olduğunu görülmektedir. Normal bir dokunun HU değeri ise 30-70 HU değerleri arasında olması gerekmektedir.



Şekil 2.15. Midesinde kontrast madde bulunan hastanın midesinin HU değeri

Midenin bulunduğu bölgede kritik organ olarak karaciğer, sol böbrek ve sağ böbrek bulunmaktadır. Mide radyoterapisinde tümör bölgeleri çoğunlukla riskli organlara yakın bulunmaktadır. Bu nedenle kontrast verilmesi hedef hacim ile riskli organları bilgisayarlı tomografi sırasında daha belirginleştirir. Konformal radyoterapi planlarında BT görüntüleri üç-boyutlu grafik olarak kullanırken, BT numarası olan HU verileri ile doz hesabı ve hetorejenite düzeltmesi yapmaktadır. Baryum konsantrasyonlu kontrast madde BT görüntüleme sırasında kullanıldığında dokunun HU numarasını arttırır. Yüksek HU numarası, doz hesabında yoğunluğu yüksek bir doku gibi davranır. Mide kanseri radyoterapisinde kullanılan kontrast madde vücutta sadece BT çekimi sırasında bulunmakta, tedavi boyunca bulunmamaktadır. Kontrast maddenin yoğunluk arttırıcı etkisi, görüntüleme için uygun olurken tedavi planı sırasında dozimetrik açıdan fark yaratabilir (Pir, 2010).

2.11. Tedavide Kullanılan Cihazlar

2.11.1. Simülatör cihazı

Simülatör, x-ışını tüpü kullanılan bir cihazdır. Fakat geometrik, mekanik ve optik özellikler olarak tedavi ünitesinin taklididir. Simülatörlerde, hastaların tedavi koşulları ile aynı koşullarda simülasyon yapılmaktadır. Tedavi alanlarının ve koşullarının doğruluğu kontrol edilmektedir. Simülatörün ana fonksiyonu, çevresi normal dokularla sınırlandırılmış hedef hacminin olduğu tedavi alanının görüntülenmesidir. İç organların radyografik olarak görüntülenmesi ile alanların pozisyonları doğrulanmakta ve kurşun bloklar eksternal olarak sağlanmaktadır. Birçok ünitede, dinamik görüntülemeyi sağlayan floroskopik yetenek mevcuttur. Simülatöre ihtiyacın nedenleri şunlardır:

a. Radyasyon demeti ve hastanın eksternal ve internal anatomisi arasındaki geometrik ilişkinin basit bir x-ışını tüpü ile sağlanamaması

b. Simülatörlerde kullanılan x-ışını enerjisinin tedavi için kullanılan x-ışını enerjilerine göre daha düşük olması nedeniyle radyografik görüntünün daha iyi olması

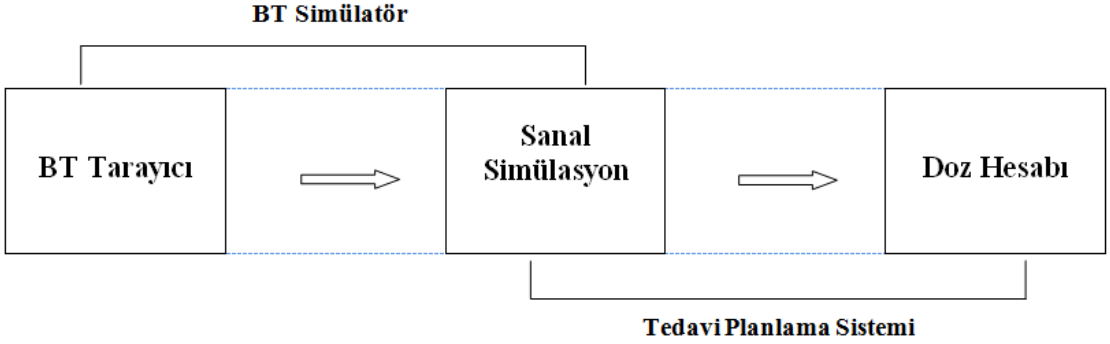
c. Tedavi ünitesi odasının zamansal açıdan işgal edilmemesi

d. Hastanın set-up'ında ve tedavi tekniğinde beklenmeyen problemlerle zamandan çalınması.

Bölgesel tedavi hacmi ve set-up alanları ile diğer gerekli veriler simülatörde sağlanabilmektedir. Çünkü simülatörün özellikleri, tedavi ünitesinin özellikleri ile aynıdır. Kontur alınması ve bolus (Doku eksikliğini gidermek amacıyla cilt üzerine yerleştirilen dokuya eşdeğer maddedir) ile ilgili hastanın değişebilir ölçümleri uygun set-up koşulları altında sağlanabilmektedir. Standart ve kişisel koruma blok testleri simülatör ile yapılmaktadır. Modern simülatörlerde, lazer ışığı, kontur çizici ve gölge tepsisi gibi ekipmanlar vardır (Khan, 2003) .

2.11.2. Tedavi planlama sistemi (TPS)

Tedavi planlama sistemi özel bir monitör, film tarayıcı, ışıklı bir dijital yazıcı ve çizici gibi donanımlardan oluşan iki ya da üç boyutta planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışabilen yazılımdan oluşan bir sistemdir. Bilgisayar ortamında farklı enerjilerde farklı kaynak cilt mesafelerinde, istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturmak ve bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya yöneltmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını elde etmek mümkündür.



Şekil 2.16. BT Simülasyon ve Tedavi Planlama Sistem yapısının şematik gösterimi. (Pir, 2010)

Şekil 2.16'da kanser tedavisi görecek bir hastanın tedavi süresince hangi işlemlerden geçtiğinin şematik bir görünümü mevcuttur. Hasta öncelikle BT ile tedavisi planlanan alanın taraması yapılır. Bu tarama görüntüleri kullanılarak hastanın tedavisinin simülasyonu yapılır. Daha sonra hastanın tedavi planlamaları ve alacağı dozun hesabı yapılır.

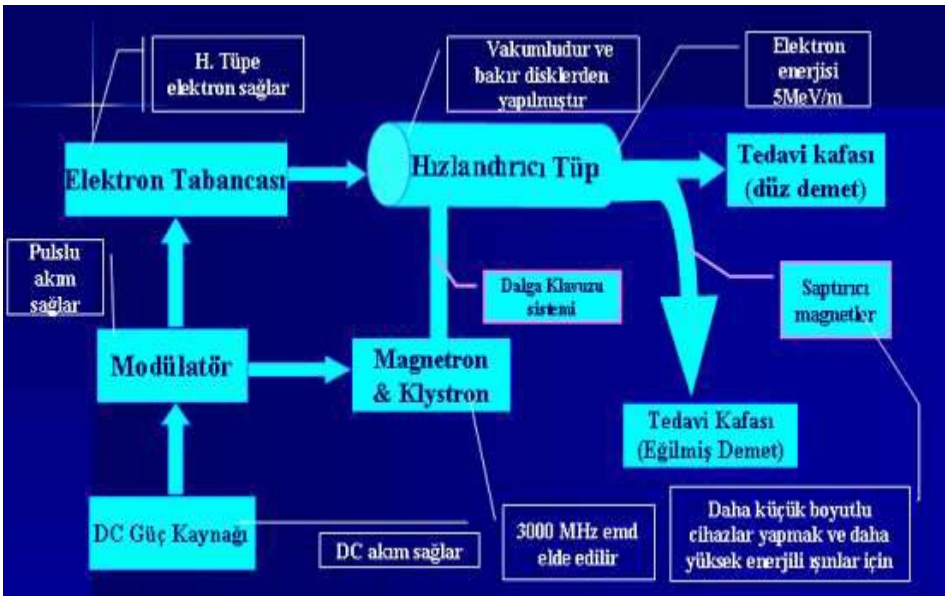
Planlama sistemi, içerdiği özel algoritmalar ile sisteme önceden girilen ışınlama cihazına ait demet enerjisi, doz verimi, derin doz yüzdesi, doku-hava oranı, saçılan-hava oranı, doku-maksimum oranı, kolimatör saçılma faktörü ve fantom saçılma faktörü gibi dozimetrik parametrelerden gerekli olanlarını sonradan hastaya, tedavi tekniğine, ışınlamaya ait parametreleri ilişkilendirerek doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar

sonunda, radyasyonun hedef içindeki dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz belirlenebilmektedir. Planlama sistemine tedavide kullanılan cihaza ait dozimetrik parametreler kuruluş aşamasında yüklenmekte ve periyodik olarak kontrol edilmektedir. Hastaya ait bilgiler ise tedavi aşamasında, hastaya ait kontur, bilgisayarlı tomografi, simülasyon filmi, radyografik görüntü vb. kaynaklardan uygun bir biçimde girilmektedir. Hastanın ışınlanacak bölgesinde yer alan kritik organlar, tümör hacmi ve ışınlanması planlanan hedef hacim belirtilmelidir. Daha sonra istenilen özelliklere sahip foton ya da elektron demetleri oluşturularak, hedef bölge üzerine gönderilmektedir. Yazılım girilen tüm bilgileri göz önünde tutarak istenilen dozimetrik hesaplamaları gerçekleştirmektedir (Khan 2003) .

2.11.3. Lineer hızlandırıcı tedavi cihazları

4–25 MeV arasında x-ışını ve 3–18 MeV arasında elektron üreten tedavi üniteleridir. Radyoterapinin esasını x-ışınları ile yapılan tedavi teşkil etmektedir. Bu enerji seviyesinde elde edilen x-ışınlarının nüfuz etme kabiliyeti düşük olduğundan derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde, tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokular fazla miktarda doz almakta ve bilhassa cilt reaksiyonları fazla olmaktadır. Kemik dokusu ile yumuşak doku arasındaki büyük soğurma farkları konvansiyonel x-ışınları ile yapılan tedavide bir sakınca teşkil etmiştir. Bu sebepten, doku içinde etkilerini azaltacak kemik ve diğer dokularda aynı soğrulmayı sağlayacak x-ışını cihazları üzerinde yoğun çalışmalar yapıldı. Bunun neticesinde yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu ossilatörler geliştirilerek, bunlar lineer hızlandırıcılarda elektron hızlandırılmasında kullanıldı. Böylece değişik enerjilerde hem x-ışını hem de elektron demetleri veren cihazlar yapıldı.

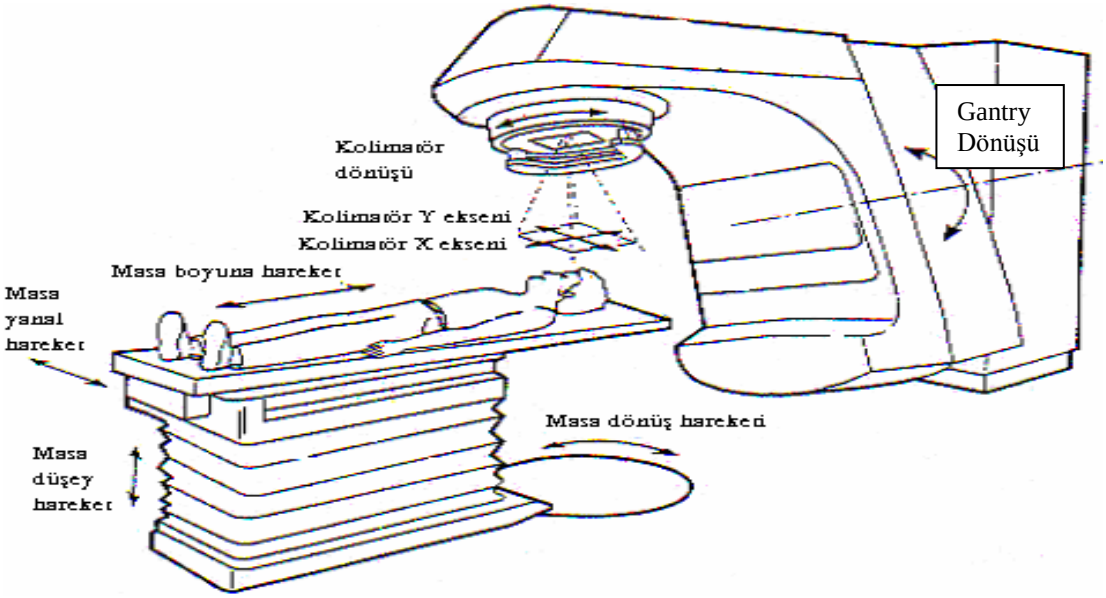
Elektron lineer hızlandırıcıları yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektronları doğrusal tüp boyunca yüksek enerjilere kadar hızlandıran bir cihazdır. Bu yüksek enerjili elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılır. Bu cihazın çalışma prensibi basit olarak şu şekilde özetlenebilir: Bir DC güç kaynağı tarafından güçlenen ve ismine modülatör denilen birimin oluşturduğu yüksek gerilim atmaları bir kontrol sistem aracılığı ile elektromanyetik dalgayı oluşturan ve



Sekil 2.17. Lineer hızlandırıcının ana kısımları ve yardımcı sistemleri (Alkan, 2006)

ismine magnetron veya klistron denilen dalga üreticisi ile elektron tabancasına aynı anlı olarak uygulanır. Hızlandırıcı yapı iç hacmi bakır disklerle veya diyaframlarla bölünmüş olan bir bakır tüpten meydana gelir. Bu tüpün yüksek vakumla havası boşaltılmıştır. Hızlandırıcı yapıya gelen elektronların ilk enerjileri yaklaşık 50KeV'dir. Bu elektronlarla magnetron veya klystrondan gelen mikrodalgalar arasında elektromanyetik etkileşme olur. Bu etkileşme sonucunda elektronlar sinüsoidal hareket yapıp enerji kazanırlar. Hızlandırılarak yüksek enerjiye erişen bu yüksek enerjili elektronlar genellikle yüzeysel tümör tedavilerinde kullanıldığı gibi hedefe çarptırılması sonucu elde edilen x ışınları ile de derin tümör tedavilerinde kullanılırlar.

Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcı yapının penceresinden çıkarken çapı yaklaşık 3 mm olan ışın demeti şeklindedir. Düşük enerjili elektronlar da (6MeV'den düşük) hızlandırıcı tüp boyunca düz olarak ilerlemeye bırakılıp, hedefe çarparak x ışını oluştururlar. Hedefe çarpmaları için saptırıcıda uygun açılarla gönderilirler. Oluşan x ışınları yine tedavi kafasındaki pencereden çıkarlar.



Şekil 2.18. Bir lineer hızlandırıcının genel görünümü

İlerleyen ve duran dalga hızlandırıcıları gibi birçok lineer hızlandırıcı çeşidi vardır. Fakat radyoterapide kullanılanlar spektrumun mikrodalga bölgesindeki frekans aralığına düşer. İlerleyen dalga ve duran dalga hızlandırıcıları arasındaki fark hızlandırıcı dalga kılavuzunun tasarımından kaynaklanmaktadır. İlerleyen dalga esasına göre çalışan hızlandırıcılarda dalga kılavuzunun sonuna dalganın geri dönmesini engellemek için soğurma yükü konulmuştur. Duran dalga tipli hızlandırıcılarda ise iki taraftan maksimum yansıma sağlanarak giden ve geri dönen dalgaların birlikte var olması ile duran dalga oluşturulur. Duran dalga modelinde, mikrodalga gücü yapıya eklenir ve yandan ekleme kavukları ışın geçirir. Kavuklar deliklere göre daha çok tercih edilir. Böyle bir model ilerleyen dalga modeline göre daha verimli olmasına rağmen güç kaynağından gelen yansımaları engellemek daha pahalıdır. Ayrıca yapı ile güç kaynağı arasına izolasyon tesisatı gerektirir. Her iki tip hızlandırıcıda da aşağıdaki bileşenler mevcuttur: Elektron tabancası, mikrodalga üreteci ile beslenen ve birkaç bölümden oluşan dalga kılavuzu mikrodalga üreticisi, modülatör ve X-Işınlarını üretebilmek için hedef. Ayrıca pek çok hızlandırıcı eş merkezli tedavi yapabilen bir yapıya ve demet bükme sistemine sahiptir.

2.11.4. Linac Cihazının Elemanları

2.11.4.1. Magnetron

Mikrodalga üreten cihazdır. Birkaç mikro saniyede sinyal üretir. Birkaç yüz sinyali tekrar edebilme oranına sahiptir. Frekansı 3000 mHz civarındadır. Magnetronun silindirik bir yapısı vardır, merkezde katot çevresinde anot bulunur. Katot içindeki flamanın ısıtılması ile elektonlar oluşur. Anot ve katot arasındaki elektrik alan durgun magnetik alan oluşturur. Elektrik alan ile anottan hızlandırılan elektronlar katottan dışarı verilir. Manyetik alan mikrodalgaları ve elektronları aynı anda etkisi altına alır. Elektronlar rezonans boşluğuna doğru spiral doğrultuda hareket ederler ve radyasyon oluştururlar. Mikrodalgalar ise hızlandırıcı dalga kanalından geçerek oluşturulurlar. Genellikle magnetronlar düşük enerjili linaclarda 2mW çıkış gücüyle çalışırlar.

2.11.4.2. Klystron

Mikrodalga amplifikatörüdür. Klystronda gücü düşük mikrodalga osilasyonu olur. Katotta üretilen elektronlar hızlandırılıp negatif voltajlı sinyallerle ilk boşluğa, toplayıcı boşluğa, girip düşük güçlü mikrodalgaların üzerine binerler. Mikrodalgalar alternatif elektrik alan etkisiyle boşluğun bir yanından öbür yanına geçerler. Bu geçişte elektronların hızları elektrik alan etkisiyle değişir. Bazı elektronlar hızlanırken bazıları yavaşlar, bazılarının da hızı değişmez. İkinci tutucu boşlukta yüksek güçlü mikrodalgalar oluşur. Yüksek güçlü mikrodalgaların içerisinde enerjinin korunumundan dolayı elektronun kinetik enerjisi giderek artar.

2.11.4.3. Dalga Klavuzu (waveguide)

Elektronların hızlandırılmaları için yüksek frekanslı manyetik dalga odacıkları kullanılır. Bu şekilde eksi yüklü elektronların manyetik alandan etkilenmesi sonucu, yüksek kinetik enerji kazanmaları mümkün olur. Elektronları hızlandırmak için tasarlanmış mikrodalga odacıklarının doğrusal dizilimi ile meydana gelen dalga klavuzu, hızlandırıcının önemli parçalarından biridir. Genellikle bakırdan yapılan ve yüksek vakum altında bulunan dalga klavuzu, içerisinde yaklaşık 3000 MHz frekansta titreşim oluşan silindir şeklinde, çapı yaklaşık 10cm olan, ¼ dalga boyu aralıklarla metalik disk veya diyagramdan oluşan seri odacıklardan ibarettir.

Odacıkta oluşan yüksek frekanslı elektromanyetik dalga, silindirin ortasındaki kanala iletilir ve eksen boyunca enjekte edilen hareketli elektronlar elektrik alan

boyunca odacıktan odacığa dalganın tepesine binmiş olarak ilerledikçe hızlanır. Silindir çıkışında elektronların hızları her odacıkta kazandıkları hızların toplamına eşittir.

2.11.4.4. Linac'ta X Işını Demeti

Bremstrahlung X-Işınlarında elektronlar hedef üzerine düştüğünde hedef madde tungsten gibi yüksek atom numaralı olmalıdır. Hedef soğutması su ile yapılır. Gelen elektronun absorbsiyonu için hedef yeterli kalınlıkta olmalıdır. Linac'larda X-Işınları demeti heterojen dağılma sahiptir.

2.11.4.5. Elektron Demeti

Linac elektron modunda çalışırken saçıcı foile (yaprağa) gelen demetler yayılırlar ve aynı enerjili elektronlar tedavi alanında elde edilir. Saçıcı foil ince bir metaldir ve genellikle kurşundur. Foil kalınlığı önem taşır. Çünkü foile gelen elektronların bir kısmı bremstrahlung etkisi ile x ışını oluşturabilirler. Bu nedenle foil çok ince olmalıdır.

2.11.4.6. Tedavi kafası

Tedavi kafası; kurşun tungsten veya kurşun tungsten alaşımı olan yüksek yoğunluklu koruyucu materyal içerir. Radyasyon sızıntısına karşı yeterli derecede kalkan görevi görür. X-Işınları hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık lokalize sistemini kapsar. Hedef olarak kullanılan ağır metal genellikle yüksek atom numarasına sahip tungstendir. Elektronların hedefe çarpması sonucu bir kısım enerjileri X-Işınına dönüşürken geri kalanı ısı olarak açığa çıkar. Bu nedenle hedef maddenin erime sıcaklığı yüksek olmalı ve cihazın soğutma sistemine sahip olması gerekir. Işın çapını tayin etmek amacıyla hedef, altındaki sabit kolimatör ile kolime edilir. Cihazın elektron modunda bu kolimatörler dışarı yönde çekilir ve düzgün bir elektron akısı oluşturmak için demet, saçıcı foile çarpar. Demeti homojen hale getiren düzleştirici filtre; kurşun, tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların kombinasyonlarından oluşur. Düzeltilmiş X-Işınları ya da elektron demeti doz monitör odalarına gelir. Monitör sistemi birkaç ya da tek iyon odasından veya metal kaplı çok yönlü levhalardan oluşur. Bu iyon odaları genellikle iletme tipli, düz paralel levhalı odalardır. Bazı linaclarda ise silindirik iyon odaları kullanılır. Bunlar monitör doz oranını, toplam doz ve alan simetrisini ölçmek için kullanılır. İyon odalarının dizaynı uçlarına 300 V-1000 V arasında voltaj uygulanacak şekilde yapılır. Işın iyon odasını geçtikten sonra hareketli X-Işını kolimatörüne gelir. Hareketli kolimatör kurşun

veya tungstenden yapılmış olup kaynaktan 100 cm'de 40x40'a kadar dik açılı olarak açılarak tedavi alanını belirler. Işık lokalize sistemi ışık kaynağı tedavi alanının boyutunu saptamak için kullanılır. Işık alanı ile radyasyonun yayılma alanı birbiri üzerine düşürülür. Elektronlar için aplikatörler kullanılır.

2.11.4.7. Gantry

Lineer hızlandırıcılar, radyasyon kaynağının yatay eksen üzerinde döndürebilecek şekilde dizayn edilirler. Gantry yatay bir eksen etrafında dönerken kolimatörde alanın merkezinden geçen dik eksen etrafında döner. Gantry'nin dönme ekseni ile kolimatörün dönme eksenlerinin kesiştiği noktaya isocenter denir.

Lineer hızlandırıcılar toraks, batın, pelvis içindeki derin organ tümörlerinin tedavilerinde kullanıldığı gibi, targeti çıkarıldığında elektron tedavisi uygularlar (Demir, 2005).

3. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Akın ve Ağıldere (2000), MRG'de kullanılan kontrast maddeler üzerine yapmış oldukları çalışmada kontrast maddelerinin kullanılmasının tüm görüntüleme yöntemlerinde olduğu gibi MRG'nin de diagnostik yeteneklerini arttırmakta olduğu sonucuna varmışlardır.

Karahan, Tutuş, Kula, Coşkun, Canöz ve Yılmaz (2001), palpabl meme lezyonlarmın benign ve malign ayırımında kontrastlı dinamik manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve Tc-99m tetrofosmin (TF) planar sintimamografi (SMG)'nin etkinliğinin karşılaştırılması üzerine çalışmışlardır. Palpabl meme lezyonlarmın benign ve malign ayırımında dinamik kontrastlı MRG ve planar SMG tetkiklerinin tanı değerleri, yüksek sensitivite ve spesifisite değerleri birbirine benzer bulmuşlardır.

Sakan, Belet, Akan, Şahin ve Sunter (2002), damar içi kontrast madde kullanımı öncesi hastalara bilgi formu verilmesinin hastalardaki anksiyete düzeyine etkisinin araştırılması üzerine çalışmışlar ve Kontrast madde verilecek hastaların önceden bilgilendirilmesinin hastaların anksiyete düzeyini etkilemediği sonucuna varmışlardır.

Demir (2005), lineer hızlandırıcılarla elde edilen X-ışınlarıyla kanser tedavisi üzerine çalışmıştır. Buna göre: 1) Dozimetride kullanılan katı fantom ile alınan verilerin, en az bir defa su fantomunda alınan veriler ile karşılaştırılması gerektiği 2) Tedavi esnasında hasta pozisyonu ve foton demet kolimasyonu amacıyla kullanılan araç-gereçlerin, foton demetlerini azaltma oranlarının, en az yılda bir defa veya foton enerji değerlerinin değişme olasılığının olduğu her durumda yeniden belirlenmesi gerektiği 3) El hesabında kullanılacak parametrelerin yılda bir defa yeniden ölçülmesi gerektiği 4) Monitör sistemle ilgili testlerin de her yıl yenilenmesi gerektiği 5) Tedavi planlama sistem algoritmasının istediği verilerin iki yılda bir yeniden ölçülerek, tedavi planlama sistemine yüklenmesi gerektiği gibi önemli sonuçlar elde etmiştir.

Burridge, Rowbottom ve Burt (2006), Akciğerdeki farklılığı giderilmiş doz hesaplaması üzerinde arttırılmış kontrastlı BT gözlemlerinin etkisi üzerine çalışmışlardır. Bu çalışmanın amacı akciğer hastalıkları için doz dağılımı planlanmış tedaviler üzerinde damar içi arttırılmış kontrastlı BT gözlemlerinin etkilerini araştırmak ve eğer mümkünse karşılaştırmaktır. Bu çalışma bir doz hesaplamasında farklılık giderme uygulanırken kontrast gözlemleri yapılması ile ilgili problemlere dikkat çekmiştir. Bir düzeltme stratejisi doz hesaplaması üzerinde kontrastın etkisinin

minimize edilmesini geliştirdi. Bu çalışma, göğüs kafesi bölgesin de planlanan düzenli tedaviler için damar içi kontrast gözlemleri kullanılmasına imkanlar dahilinde izin verdi ve benzetilmiş kontrast gözlemleri üzerinde daha iyi çalışılabileceğini gösterdi.

Alkan (2006), homojen olmayan vücut yapıları için üç boyutlu tedavi planlama algoritmalarının doğruluklarının dozimetrik olarak karşılaştırılmasını yapmıştır. Sonuç olarak radyasyonla tedavinin doğruluğunu etkileyen birden çok parametre vardır. Hasta bilgilerinin doğru olarak girilmesine, BT görüntülerinin doğru bir şekilde konturlanarak uygun üç boyutlu anatominin oluşturulmasına, tedavi edilmek istenen hacmin ve kritik organların tanımlanmasına, radyasyon demet bilgilerinin doğruluğuna, doz hesaplama algoritmalarının uygunluğuna, en uygun planın seçilmesine ve güvenli bir şekilde tekrarlanabilirliğine bağlıdır.

Fayda, Yıldırım, Tarpıcı, Aksu ve Çakır (2008), Akciğer kanserinin tedavi planlamasında damariçi kontrast ajanların farklı tedavi planlama sistemleri üzerindeki etkileri üzerine çalışmışlardır. Akciğer kanserinin üç boyutlu konformal radyoterapi planlamasında damariçi kontrast ajan kullanımının iki ayrı tedavi planlama sisteminin farklı algoritmalarıyla hesapladığı dozlardaki değişim incelemişlerdir. Çalışma sonucunda kontrastlı BT kesitleri ile üç boyutlu radyoterapi planlaması yapılabileceğini düşündürmekle birlikte, hedef hacimlerin kontrastlı kesitler üzerinde belirlenip kontrastsız kesitlerle füzyonu ve planlamanın kontrastsız kesitler üzerinde yapılması en uygun yaklaşım olacağını düşünmüşlerdir.

Özer (2008), mide kanseri olgularında ameliyat sonrası sağ kalıma etki eden prognostik faktörlerin analizini yapmıştır. Bu çalışmada öne sürülen prognostik faktörlerin retrospektif olarak değerlendirilerek sağ kalım üzerine etkileri araştırılmıştır. Bu prognostik faktörlerin saptanmasının, tedavinin planlanmasında önemli yeri olacağının kanaatine varmıştır.

Pir (2010), baş boyun fantom modellinde kontrast maddenin ve hava boşluklarının 3-boyutlu konformal radyoterapi planlamalarda doz dağılımına etkisini incelemiştir. Çalışmada baş boyun kanserleri radyoterapisinde, kontrast maddenin ve hava boşluklarının konvansiyonel ve konformal tedavi planlarındaki doz dağılımına etkisi karşılaştırılarak araştırmıştır. Elde ettiği sonuçlar şunlardır; baş boyun bölgesinde planlama öncesi kontrast madde kullanımı tedavi dozunda artışa neden olurken, klinik açıdan etkisi ihmal edilebilir. Boşluklar geniş değilse, toplam dozda klinik açıdan ciddi

değişimlere neden olmamakta, fakat boşluk duvarlarındaki normal doku doz birikmesi dikkate alınmalıdır.

Sağlık Bakanlığı Tedavi Hizmetleri Genel Müdürlüğü tarafından 2010 yılında, Türkiye onkoloji hizmetleri yeniden yapılanma programı adında bir çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada Türkiye'deki mevcut onkoloji merkezleri ve hizmetleri baz alınarak 2023 yılına kadar yapılması planlanan onkoloji merkezleri ve bu merkezlerde çalışması gereken personellerin arttırılması gerektiği vurgulanmıştır.

4. MATERYAL VE YÖNTEM

4.1. Materyal

Yaptığım çalışmada Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında bulunan Siemens Primus plus marka emotion model bilgisayarlı tomografi cihazı, Siemens marka Primus model 82 yapraklı lineer hızlandırıcı cihazı ve Eclipse tedavi planlama sistemi (TPS) kullanılmıştır.

4.1.1. Siemens emotion simülatör cihazı

Hastanın tedavi koşullarında simülasyonun yapıldığı, hastanın referans noktalarını belirlemek için kullanılan üç adet hareketli lazer sistemine sahip, kV mertebesinde x-ışını üreten ve hasta tomografi görüntülerinin elde edildiği cihazdır. TPS'leri tomografiden gelen yoğunlukları dikkate alarak hesaplama yaparlar. TPS'ler buradan HU biriminde aldıkları verilerle materyal yoğunlukları arasında ilişki kurarlar. Bu nedenle tomografiden özel fantomlarla (farklı yoğunluklara ait malzemeleri barındıran özel dizayn edilmiş fantomlar) elde edilen veriler TPS'lere aktarılırlar. TPS'ler sadece tomografi kesitlerini kullanarak hesaplama yapabilmektedirler. Örneğin bir MR veya bir Ultrason'dan alınan datalar kullanılmaz.

4.1.2. Siemens primus lineer hızlandırıcı

Simens Primus lineer hızlandırıcı cihazı, 6 MV ve 18 MV foton enerjileri ile 6, 8, 10, 12, 15 ve 18 MeV enerjili elektron seviyelerine sahip 82 adet izomerkezde 1 cm genişlik, 8 cm kalınlıklı çok yapraklı lineer hızlandırıcıdır. Simens Primus cihazının gantrisi izomerkez (Bu cihaz yarıçapı 100 cm olan bir çemberin merkezinde dönmektedir ki buna izomerkez diyoruz) dönebilmektedir. Kolimatör ise $0^\circ - 180^\circ$ ve $0^\circ - 270^\circ$ arasında yine izomerkez etrafında dönebilmektedir. Ayrıca hastaya daha uygun açılardan yaklaşmamıza olanak tanıyan masa da 90° ve 270° arasında izomerkezde dönebilme yeteneğine sahiptir. Hastanın cildi ile ışın kaynağı arasındaki mesafeyi gösteren optik göstergesi vardır. Radyasyon alan açıklığı kaynak cilt mesafesi 100 cm de, $1\times1\,\mathrm{cm}^2$ ile $40\times40\,\mathrm{cm}^2$ aralığındadır. Ayrıca yine kaynak cilt mesafesi 100 cm de kalınlığı 1 cm olan 82 çok yapraklı kolimatöre sahiptir.

4.1.3. Eclipse tedavi planlama sistemi

Eclipse planlama sistemi hasta görüntülerini kullanarak hastanın organlarının tanımlandığı iki ve üç boyutta planlama yapan ayrıca yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) planı yapabilme yeteneği olan bir tedavi planlama sistemidir. Bu planlamaya veriler ilgili lineer hızlandırıcı cihazının özel su ve katı fantomlarla ölçümleri sonucunda aktarılır ve aktarılan veriler kullanılarak planların hesaplamaları yapılır. Hasta planlaması sonucu tanımlanan organların hacimlerinin ne kadar doz alması gerektiği doz-hacim grafikleri ile belirlenir.

4.2. Yöntem

Bu çalışmada 5 mide hastasının tomografi görüntüleri kullanılmıştır. Tedavi planlamaları yapılacak olan tüm hastalara, midenin yerinin daha iyi görüntülenmesi için 500 ml suyun içine 7 ml baryum sülfat ( ) katılarak hastaya içirildi. Daha sonra BT ile 5 mm kesit kalınlıklarında ilgili bölgenin taraması yapıldı. Bilgisayarlı tomografisi çekilen hastalar DICOM (dosya transferi yapan bir program) veri transferi ile Eclipse tedavi planlama sistemine gönderildi. Daha sonra ilgili bölgenin taranan tüm kesitlerindeki hedef ve kritik organlar bir radyasyon onkoloğu tarafından çizildi. Mide ışınlamalarında kritik organlar olan karaciğer, sağ böbrek ve sol böbrek de her hasta için ayrı ayrı çizildi. Mide kanseri radyoterapisinde omurilik de kritik organlar arasındadır fakat alması gereken maksimum doz toleransı mide ile aynı olduğu için hesaplamalarımızda omuriliği dikkate almadık.

Kontrast madde içirilen 5 mide hastasının kontrastlı bölgesi, Eclipse tedavi planlama sisteminde çizildikten sonra kontrastlı madde ile planlar yapıldı. Daha sonra aynı bölge su eşdeğerinde kabul edilerek (HU=0 değeri atanarak) planlar aynı koşullarda yine yapıldı. Çalışmamda 5 mide kanserli hasta için kontrast maddesinin olduğu ve HU=0 olarak atandığı iki farklı durum için üç boyutlu konformal radyoterapi tedavi planları uzman fizikçilerle birlikte yapıldı.

Eclipse tedavi planlama sistemi kullanılarak yapılan planlarda 5 mide kanserli hasta için kontrast maddesinin olduğu ve HU=0 olarak atandığı iki farklı durum içinde günlük 180 cGy (1.8 Gy) 25 fraksiyonda (45 Gy/fraksiyon) doz verildi. Ayrıca her iki durum içinde planlanan hedef hacme 4 mm çok yapraklı kolimatör ile sınır verildi. Tüm hastalar için PHH'e planlanan dozun %95 ini alacak şekilde 0°, 90°, 180° ve gantri açılarında 6 MV ve 18 MV enerjiler kullanılarak 4 alanlı tedavi planlamalar yapıldı.

5. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

Bu çalışmada 5 mide kanseri tanısı konulan hastanın tedavi planlamaları sonucu elde edilen DHG her hasta için hesaplandı. Kontrast maddenin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği (HU=0) her iki durum için planlanan hedef hacim ile kritik organların (karaciğer, sağ böbrek ve sol böbrek) hacme bağlı doz dağılımları elde edildi. Daha sonra bu kontrast maddenin olduğu ve su olarak kabul edildiği durum için doz hacim grafikleri, PHH ve her kritik organ için ayrı ayrı değerlendirildi.

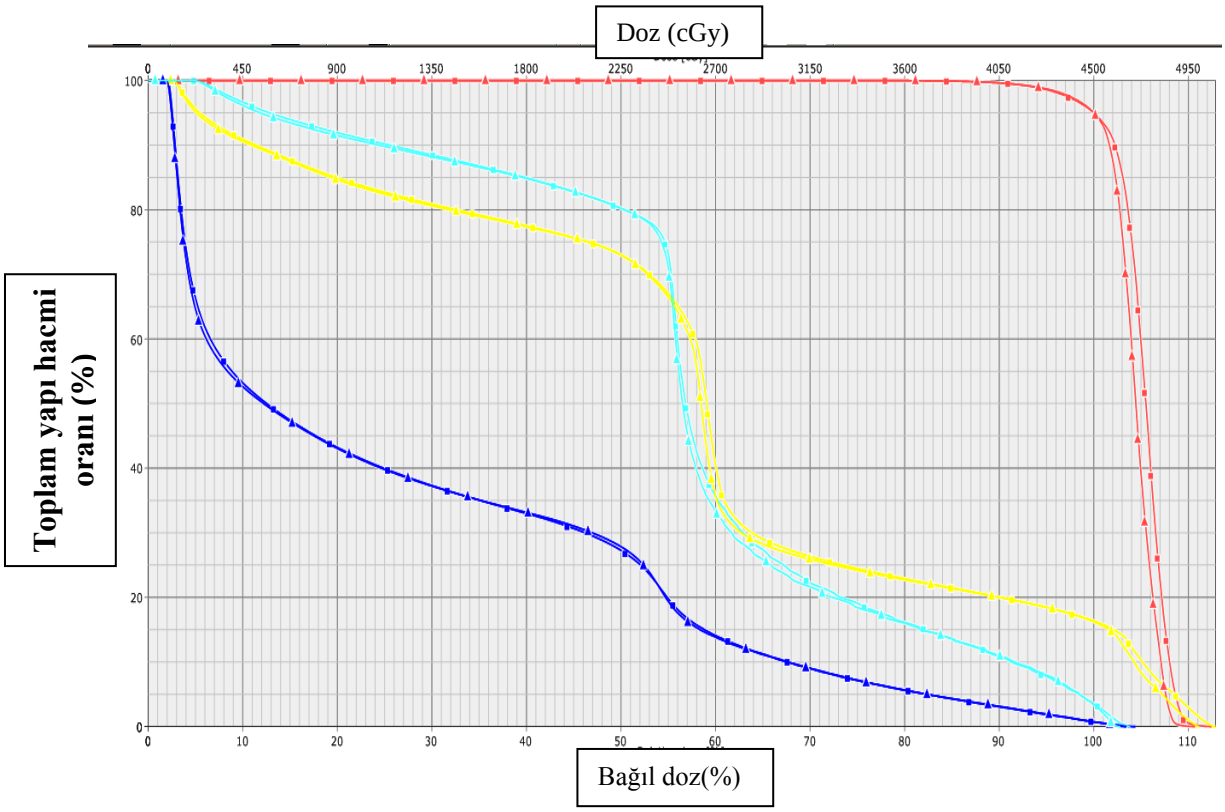
Şekil 5.1 deki 1 numaralı hasta için doz hacim grafiğine göre kontrast maddenin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği (HU=0) her iki durum için sağ böbrekte her hangi bir değişme olmamasına rağmen, karaciğer, sol böbrek ve planlanan hedef hacim (PHH) de ortalama % 1'in altında fark olduğunu görmekteyiz.

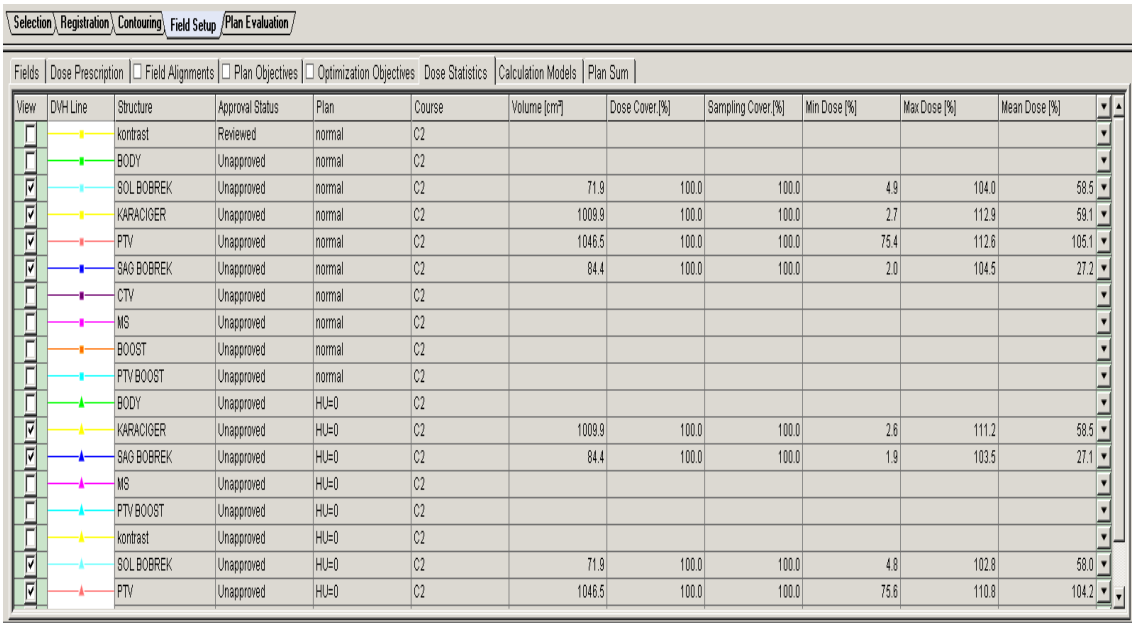
Şekil 5.2 deki 2 numaralı hasta için doz hacim grafiğine göre kontrast maddenin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği (HU=0) her iki durum için PHH, karaciğer, sağ böbrek ve sol böbrekte ortalama %1-2 arasında fark görüldü.

Şekil 5.3 deki 3 numaralı hasta için doz hacim grafiğine göre kontrast maddenin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği (HU=0) her iki durum için sağ böbrekte önemli bir fark gözlenilmemesine rağmen PHH, sol böbrekte ve karaciğerde ortalama % 1'in üzerinde olduğunu görmekteyiz.

Şekil 5.4 deki 4 numaralı hasta için doz hacim grafiğine göre kontrast maddenin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği (HU=0) her iki durum için sağ böbrekte, sol böbrek ve karaciğerde önemli bir fark gözlenilmemesine rağmen PHH'de yaklaşık % 1 fark olduğunu görmekteyiz.

Şekil 5.5 deki 5 numaralı hasta için doz hacim grafiğine göre kontrast maddenin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği (HU=0) her iki durum için sağ böbrekte ve sol böbrekte önemli bir fark gözlenilmemesine rağmen PHH ve karaciğerde yaklaşık %1'in üzerinde fark olduğunu görmekteyiz.





Selection | Registration | Contouring | Field Setup | Plan Evaluation

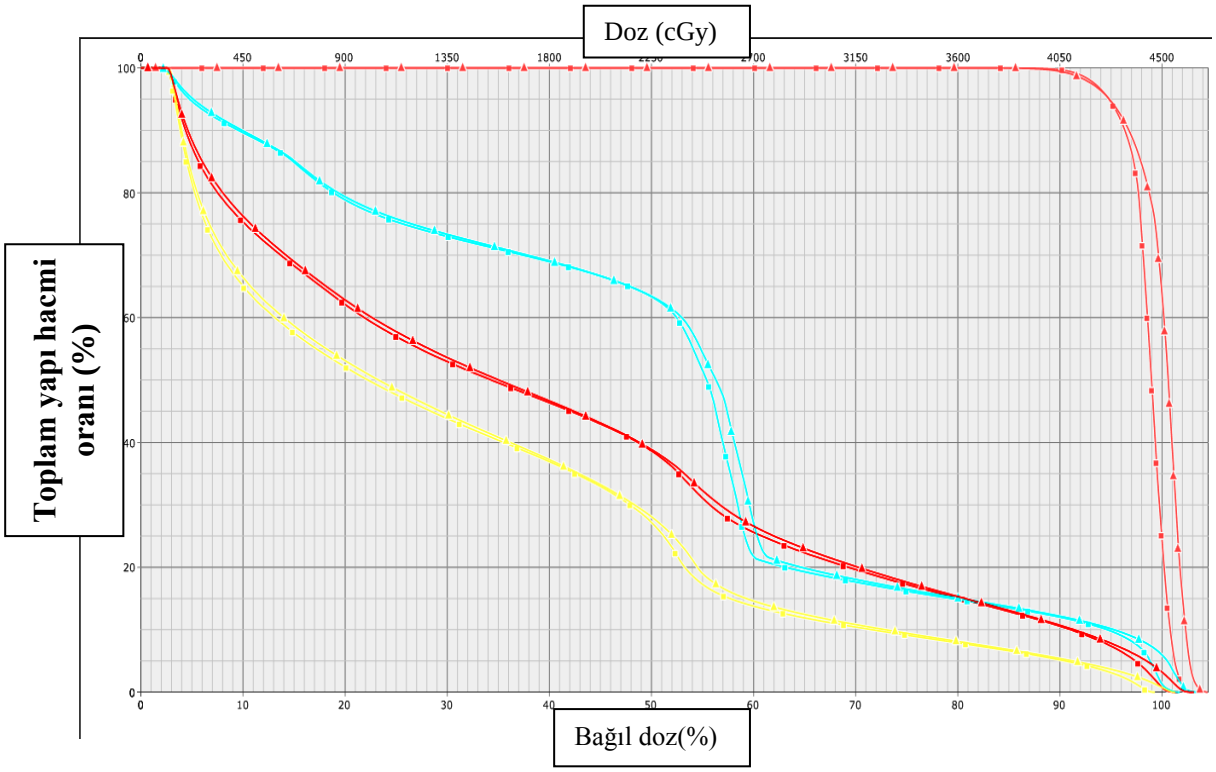
Fields | Dose Prescription | Field Alignments | Plan Objectives | Optimization Objectives | Dose Statistics | Calculation Models | Plan Sum

View	DVH Line	Structure	Approval Status	Plan	Course	Volume [cm³]	Dose Cover.[%]	Sampling Cover.[%]	Min Dose [%]	Max Dose [%]	Mean Dose [%]
☐		kontrast	Reviewed	normal	C2						
☐		BODY	Unapproved	normal	C2						
☑		SOL BOBREK	Unapproved	normal	C2	71.9	100.0	100.0	4.9	104.0	58.5
☑		KARACIGER	Unapproved	normal	C2	1009.9	100.0	100.0	2.7	112.9	59.1
☑		PTV	Unapproved	normal	C2	1046.5	100.0	100.0	75.4	112.6	105.1
☑		SAG BOBREK	Unapproved	normal	C2	84.4	100.0	100.0	2.0	104.5	27.2
☐		CTV	Unapproved	normal	C2						
☐		MS	Unapproved	normal	C2						
☐		BOOST	Unapproved	normal	C2						
☐		PTV BOOST	Unapproved	normal	C2						
☐		BODY	Unapproved	HU=0	C2						
☑		KARACIGER	Unapproved	HU=0	C2	1009.9	100.0	100.0	2.6	111.2	58.5
☑		SAG BOBREK	Unapproved	HU=0	C2	84.4	100.0	100.0	1.9	103.5	27.1
☐		MS	Unapproved	HU=0	C2						
☐		PTV BOOST	Unapproved	HU=0	C2						
☐		kontrast	Unapproved	HU=0	C2						
☑		SOL BOBREK	Unapproved	HU=0	C2	71.9	100.0	100.0	4.8	102.8	58.0
☑		PTV	Unapproved	HU=0	C2	1046.5	100.0	100.0	75.6	110.8	104.2

Şekil 5.1. 1 numaralı hasta için DHG grafiği ve değerleri

Çizelge 5.1. 1 numaralı hasta için HU=0 ve kontrastlı durum için yüzde fark

	Min %	Max %	Ortalama %
PHH	**0.3**	**1.6**	**0.86**
Karaciğer	**3.7**	**1.5**	**1.02**
Sol Böbrek	**2.02**	**1.15**	**0.85**
Sağ böbrek	**5**	**0.96**	**0.37**



Selection | Registration | Contouring | Field Setup | Plan Evaluation

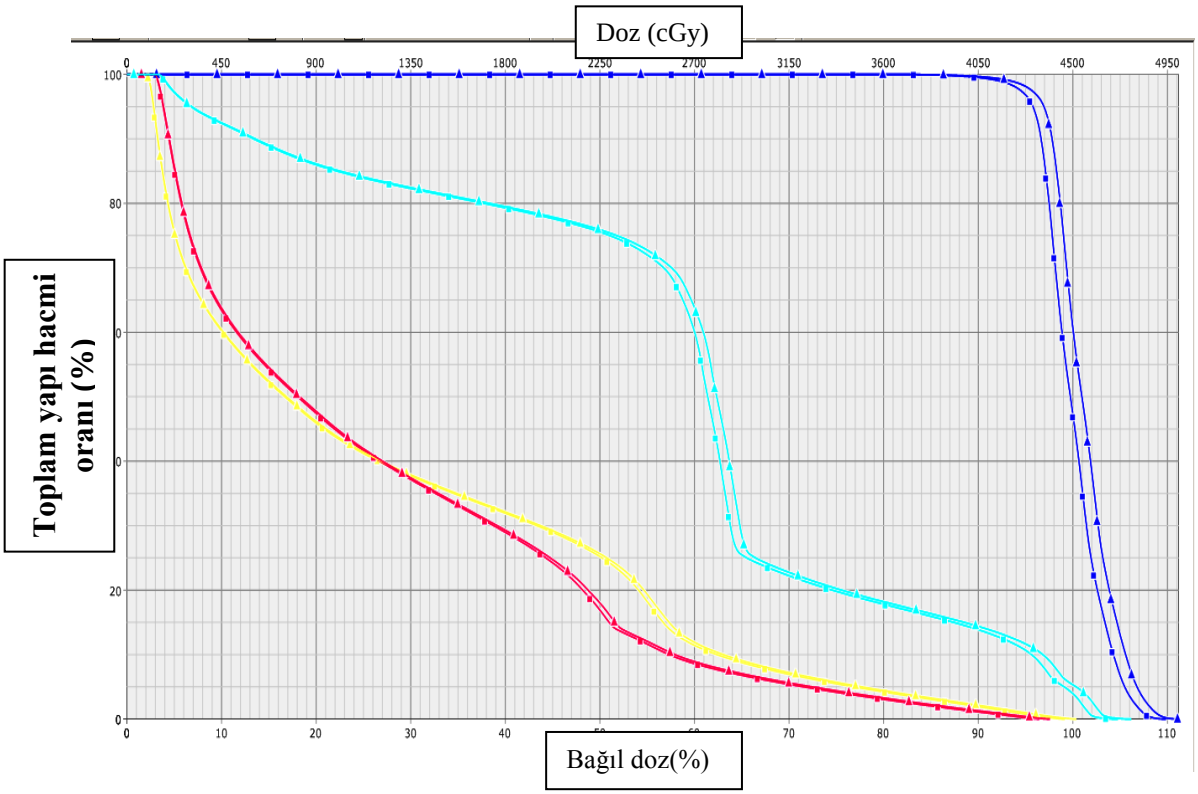
Fields | Dose Prescription | Field Alignments | Plan Objectives | Optimization Objectives | Dose Statistics | Calculation Models | Plan Sum

View	DVH Line	Structure	Approval Status	Plan	Course	Volume [cm³]	Dose Cover [%]	Sampling Cover [%]	Min Dose [%]	Max Dose [%]	Mean Dose [%]
☐		BODY	Unapproved	kontrast	calisma						
☑		SOL BOBREK	Unapproved	kontrast	calisma	205.6	100.0	100.0	2.4	99.3	31.1
☑		KARACIGER	Unapproved	kontrast	calisma	1824.5	100.0	100.0	1.8	101.8	49.9
☑		PTV	Unapproved	kontrast	calisma	969.1	100.0	100.0	83.2	103.0	98.7
☐		MS	Unapproved	kontrast	calisma						
☑		SAG BOBREK	Unapproved	kontrast	calisma	221.0	100.0	100.0	2.4	101.6	39.8
☐		CTV	Unapproved	kontrast	calisma						
☐		KALP	Unapproved	kontrast	calisma						
☐		kontrast	Unapproved	kontrast	calisma						
☐		BODY	Approved	normal	calisma						
☑		SOL BOBREK	Approved	normal	calisma	205.6	100.0	100.0	2.5	101.4	31.9
☑		KARACIGER	Approved	normal	calisma	1824.5	100.0	100.0	2.0	103.5	50.7
☑		PTV	Approved	normal	calisma	969.1	100.0	100.0	80.7	104.5	100.0
☐		MS	Approved	normal	calisma						
☑		SAG BOBREK	Approved	normal	calisma	221.0	100.0	100.0	2.6	103.1	40.4

Şekil 5.2. 2 numaralı hasta için DHG grafiği ve değerleri

Çizelge 5.2. 2 numaralı hasta için HU=0 ve kontrastlı durum için yüzde fark

	Min %	**Max %**	**Ortalama %**
PHH	**3**	**1.43**	**1.3**
Karaciğer	**10**	**1.64**	**1.58**
Sol Böbrek	**4**	**2.07**	**2.5**
Sağ böbrek	**7.7**	**1.45**	**1.48**



Selection | Registration | Contouring | Field Setup | Plan Evaluation

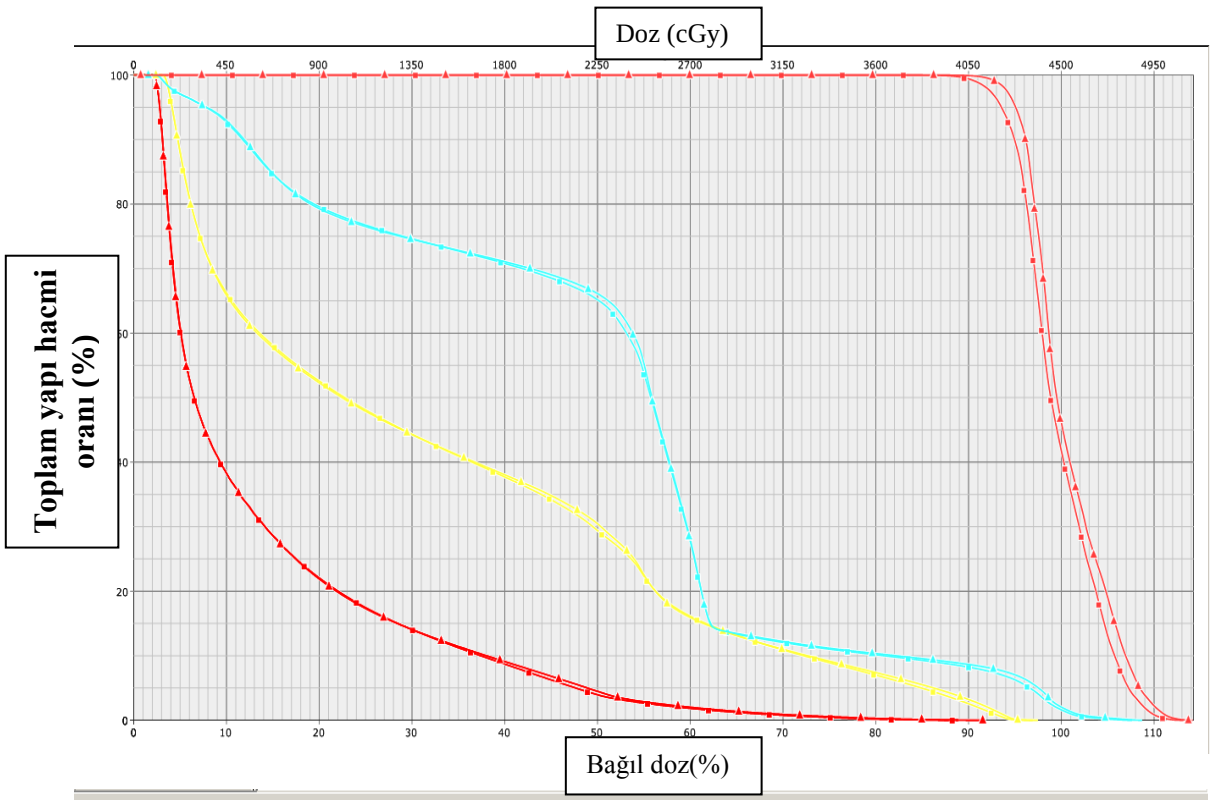
Fields | Dose Prescription | Field Alignments | Plan Objectives | Optimization Objectives | Dose Statistics | Calculation Models | Plan Sum

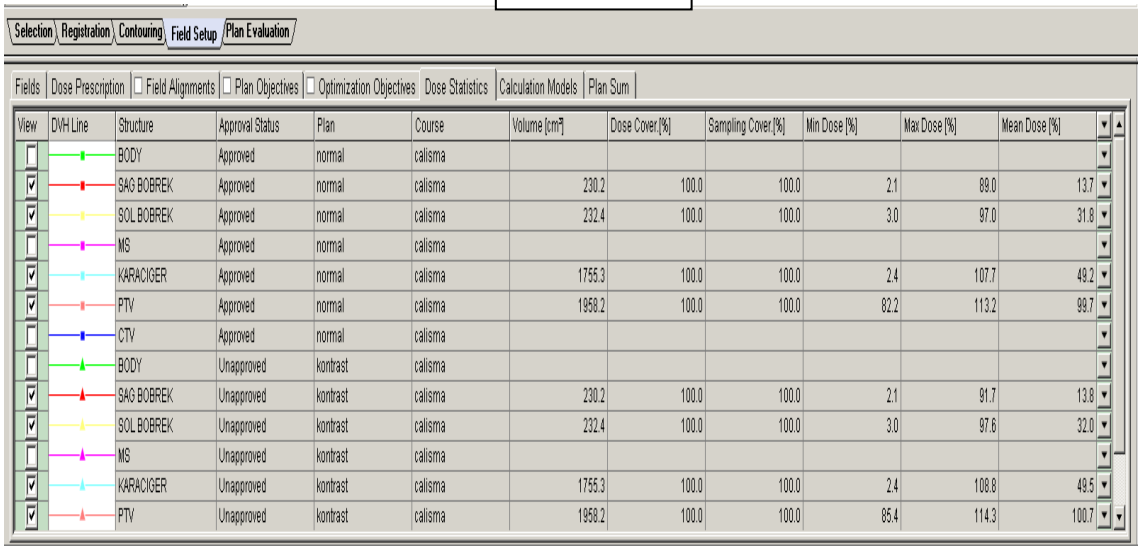
View	DVH Line	Structure	Approval Status	Plan	Course	Volume [cm³]	Dose Cover [%]	Sampling Cover [%]	Min Dose [%]	Max Dose [%]	Mean Dose [%]
☐		BODY	Approved	normal	Calisma						
☑		SOL BOBREK	Approved	normal	Calisma	195.5	100.0	100.0	2.8	96.5	26.3
☑		KC	Approved	normal	Calisma	1580.7	100.0	100.0	3.3	104.8	57.8
☐		KALP	Approved	normal	Calisma						
☑		SAG BOBREK	Approved	normal	Calisma	200.8	100.0	100.0	2.0	99.3	27.4
☑		PTV	Approved	normal	Calisma	2565.0	100.0	100.0	79.6	109.9	100.0
☐		MS	Approved	normal	Calisma						
☐		CTV	Approved	normal	Calisma						
☐		CTV BOOST	Approved	normal	Calisma						
☐		DALAK	Approved	normal	Calisma						
☐		PTV BOOST	Approved	normal	Calisma						
☐		BODY	Unapproved	kontrast	Calisma						
☑		SOL BOBREK	Unapproved	kontrast	Calisma	195.5	100.0	100.0	2.8	97.6	26.6
☑		KC	Unapproved	kontrast	Calisma	1580.7	100.0	100.0	3.3	106.2	58.6
☐		KALP	Unapproved	kontrast	Calisma						
☑		SAG BOBREK	Unapproved	kontrast	Calisma	200.8	100.0	100.0	2.0	100.5	27.6
☑		PTV	Unapproved	kontrast	Calisma	2565.0	100.0	100.0	80.7	111.2	101.2

Şekil 5.3. 3 numaralı hasta için DHG grafiği ve değerleri

Çizelge 5.3. 3 numaralı hasta için HU=0 ve kontrastlı durum için yüzde fark

	Min %	**Max %**	**Ortalama %**
PHH	**1.36**	**1.17**	**1.19**
Karaciğer	**0**	**1.32**	**1.36**
Sol Böbrek	**0**	**1.13**	**1.13**
Sağ böbrek	**0**	**1.19**	**0.72**





Selection | Registration | Contouring | Field Setup | Plan Evaluation

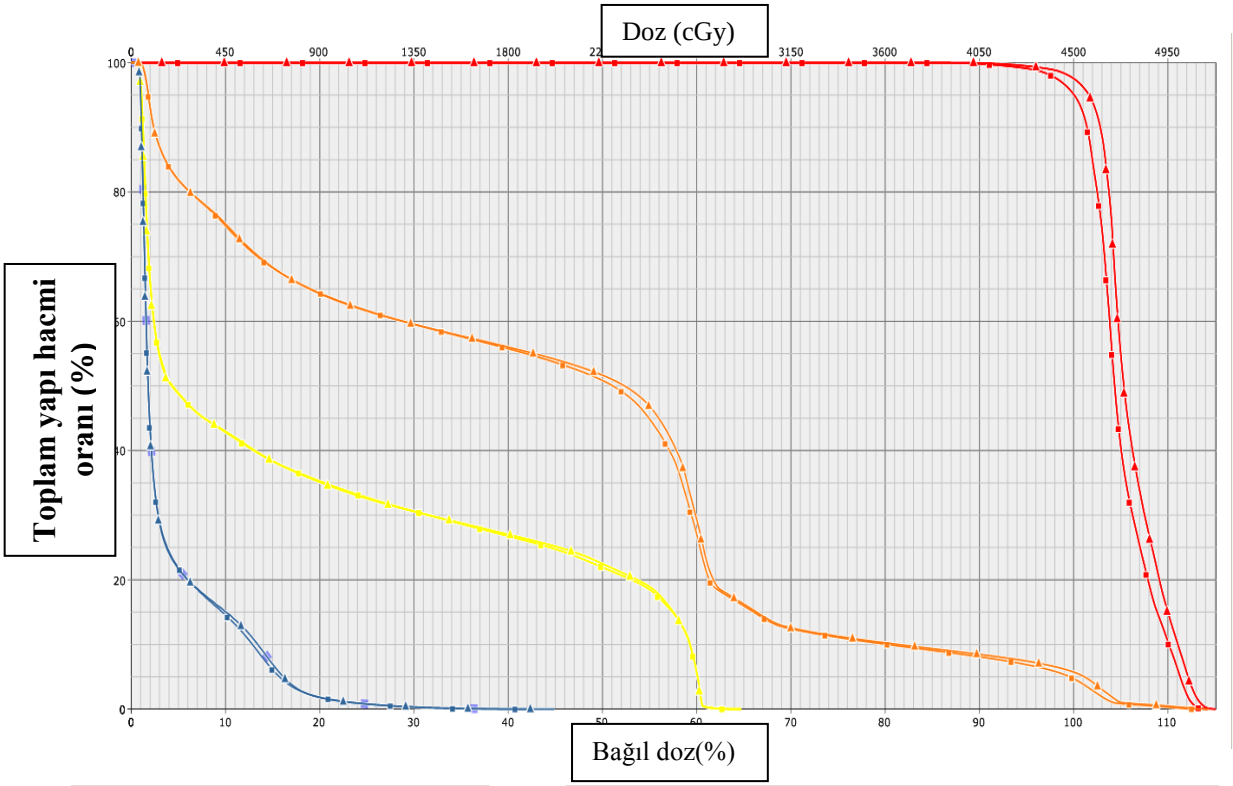
Fields | Dose Prescription | Field Alignments | Plan Objectives | Optimization Objectives | Dose Statistics | Calculation Models | Plan Sum

View	DVH Line	Structure	Approval Status	Plan	Course	Volume [cm³]	Dose Cover [%]	Sampling Cover [%]	Min Dose [%]	Max Dose [%]	Mean Dose [%]
☐		BODY	Approved	normal	calisma						
☑		SAG BOBREK	Approved	normal	calisma	230.2	100.0	100.0	2.1	89.0	13.7
☑		SOL BOBREK	Approved	normal	calisma	232.4	100.0	100.0	3.0	97.0	31.8
☐		MS	Approved	normal	calisma						
☑		KARACIGER	Approved	normal	calisma	1755.3	100.0	100.0	2.4	107.7	49.2
☑		PTV	Approved	normal	calisma	1958.2	100.0	100.0	82.2	113.2	99.7
☐		CTV	Approved	normal	calisma						
☐		BODY	Unapproved	kontrast	calisma						
☑		SAG BOBREK	Unapproved	kontrast	calisma	230.2	100.0	100.0	2.1	91.7	13.8
☑		SOL BOBREK	Unapproved	kontrast	calisma	232.4	100.0	100.0	3.0	97.6	32.0
☐		MS	Unapproved	kontrast	calisma						
☑		KARACIGER	Unapproved	kontrast	calisma	1755.3	100.0	100.0	2.4	108.8	49.5
☑		PTV	Unapproved	kontrast	calisma	1958.2	100.0	100.0	85.4	114.3	100.7

Şekil 5.4. 4 numaralı hasta için DHG grafiği ve değerleri

Çizelge 5.4. 4 numaralı hasta için HU=0 ve kontrastlı durum için yüzde fark

	Min %	**Max %**	**Ortalama %**
PHH	**3.75**	**0.96**	**0.99**
Karaciğer	**0**	**1.01**	**0.61**
Sol Böbrek	**0**	**0.61**	**0.62**
Sağ böbrek	**0**	**2.94**	**0.72**



Fields | Dose Prescription | Field Alignments | Plan Objectives | Optimization Objectives | Dose Statistics | Calculation Models | Plan Sum

View	DVH Line	Structure	Approval Status	Plan	Course	Volume [cm³]	Dose Cover.[%]	Sampling Cover.[%]	Min Dose [%]	Max Dose [%]	Mean Dose [%]
☐		kontras	Approved	normal	calisma						
☐		BODY	Approved	normal	calisma						
☑		KARACIGER	Approved	normal	calisma	1475.5	100.0	100.0	0.9	113.5	41.4
☑		SOL BOBREK	Approved	normal	calisma	180.0	100.0	100.0	0.8	64.9	19.9
☑		PTV-MIDE	Approved	normal	calisma	933.8	100.0	100.0	85.5	114.3	104.9
☑		SAG BOBREK	Approved	normal	calisma	161.0	100.0	100.0	0.8	42.8	4.2
☐		MS	Approved	normal	calisma						
☐		CTV	Approved	normal	calisma						
☐		CTV	Unapproved	kontrast	calisma						
☐		kontras	Unapproved	kontrast	calisma						
☑		KARACIGER	Unapproved	kontrast	calisma	1475.5	100.0	100.0	0.9	114.5	41.9
☑		PTV-MIDE	Unapproved	kontrast	calisma	933.8	100.0	100.0	88.0	115.1	106.1
☐		BODY	Unapproved	kontrast	calisma						
☑		SOL BOBREK	Unapproved	kontrast	calisma	180.0	100.0	100.0	0.8	64.7	20.0
☑		SAG BOBREK	Unapproved	kontrast	calisma	161.0	100.0	100.0	0.8	44.9	4.2
☐		MS	Unapproved	kontrast	calisma	33.2	100.0	100.0	0.6	63.2	18.0

Şekil 5.5. 5 numaralı hasta için DHG grafiği ve değerleri

Çizelge 5.5. 5 numaralı hasta için HU=0 ve kontrastlı durum için yüzde fark

	Min %	**Max %**	**Ortalama %**
PHH	**2.84**	**0.69**	**1.13**
Karaciğer	**0**	**0.87**	**1.19**
Sol Böbrek	**0**	**0.3**	**0.5**
Sağ böbrek	**0**	**4.68**	**0**

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Sonuç olarak; kontrast maddesinin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği durum için (HU=0), 5 ayrı mide hastasının Eclipse tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz hacim grafiklerine dayanarak planlanan hedef hacim ve kritik organların almış oldukları doz değerlerini hesapladık.

Kontrast maddesinin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği durum için (HU=0), 5 ayrı mide hasta için elde edilen grafikler doğrultusunda hem planlanan hedef hacmin hem de kritik organların almış olduğu dozlar Çizelge 5.1., 5.2., 5.3., 5.4., ve 5.5. de görülmektedir. Eclipse tedavi planlama doz algoritması sonucunda elde edilen dozlarda önemli bir fark olmadığını gördük.

Kontrast maddenin olduğu bölgenin HU değerleri 5 ayrı hasta için ortalama 400 ile 700 arasında iken, kontrastlı bölge su eşdeğeri kabul edildiğinde HU= 0 değerinde olduğunu her hastanın bilgisayar tomografisi görüntülerinde gözlemledik. Bu çalışmanın başlangıcında, kontrast maddenin olduğu ve olmadığı her iki durum için hem PHH'de hem de kritik organların almış oldukları dozlarda önemli bir fark olmasını öngörüyorduk. Ancak yapılan bu çalışmada kontrast madde olduğu ve olmadığı 5 hasta içinde hem PHH hem de karaciğer, sağ böbrek ve sol böbrek kritik organlarının doz hacim grafiklerindeki doz farkı yaklaşık % 1 olduğunu hesapladık. Elde edilen bu yaklaşık % 1'lik doz farkı, öngörülenden düşük çıktı. Bu düşük doz farkını kullanmış olduğumuz Eclipse tedavi planlama doz hesaplama algoritmasının hassasiyeti ile doğrudan ilişkili olabileceğinin sonucuna vardık.

Choi ve arkadaşları (2006) ile Lee ve arkadaşları (2009) tarafından yapılan çalışmaya göre, baş boyun kanserlerinde kullanılan kontrast maddenin neticesinde doz farkları %1'in altında olduğunu ve bu değerin ihmal edilebileceğini ifade etmişlerdir.

Biz de bu tez çalışmasıyla mide bölgesi için kontrast maddesinin olduğu ve su eşdeğeri olarak kabul edildiği durumlarda doz farklarının yaklaşık %1 olduğunu bulduk.

Gelişen bilgisayar teknolojisi doğrultusunda birbirinden farklı hem araştırma olarak hem de kliniklerde simülasyon amaçlı kullanılan doz hesaplama programları mevcuttur. Özellikle kliniklerde tedavi planlama sistemlerinde kullanılan Monte Carlo (MC), Pencil Beam (PB), AAA ve CC gibi doz hesaplama programları vardır.

Fogliata (2007), su-doku eşdeğerinin (HU=0) yanı sıra farklı yoğunluklarda hazırlanmış özel heterojen fantomda almış oldukları ölçümleri Monte Carlo, Pencil

Beam, AAA ve CC doz hesaplama algoritmaları kullanarak değerlendirmiştir. Bu özel heterojen fantom ile elde edilen doz değerlerinin, kullanılan doz hesaplama algoritmalarının hassasiyeti ile doğrudan ilişkili olduğu sonucuna varmıştır.

Sonuç olarak tez çalışmamda elde edilen sonuçlar farklı hesaplama algoritmalarıyla da tekrarlanıp sonuçların hassasiyeti karşılaştırılarak detaylı olarak analiz edilebilir.

6.2. Öneriler

Yapılan bu tez çalışması ve literatür araştırmaları sonucunda, mide kanseri radyoterapisinde kullanılan kontrast madde ile ilgili tedavi planlamaların kapsamlı sonuçlarına ilişkin çalışmalara ihtiyaç duyulduğu anlaşılmıştır.

KAYNAKLAR

Akın, O., Ağıldere, M., 2000, MRG' de kullanılan kontrast maddeler, *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji 6:*348-354

Alkan, N.Ö., 2006, Homojen olmayan vücut yapıları için üç boyutlu tedavi planlama algoritmalarının doğruluklarının dozimetrik olarak karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara*

American Cancer Society, Stomach Cancer, http://www.cancer.org/Cancer/StomachCancer/DetailedGuide/stomach-cancer-what-is-stomach-cancer (17 Haziran 2012)

American Cancer Society, Stomach Cancer,

http://www.cancer.org/Cancer/StomachCancer/DetailedGuide/stomach-cancer-risk-factors (17 Haziran 2012)

Bor, D. 2003, Görüntüleme Teknikleri 2 Ders Notları. Ankara

Burridge, N.A., Rowbottom, C.G., and Burt, P.A., 2006, Effect of contrast-enhanced CT scans on heterogeneity corrected dose computations in the lung, *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 7, Number 4, Fall 2006

Choi, Y., ve ark., Influence of intravenous contrast agent on dose calculations of intensity modulated radiation therapy plans for head and neck cancer, *Radiotherapy and Oncology* 81, 2006, 158–162

Dalsuna, S., 2007, Prostat Kanseri Tedavisinde Konvansiyonel ve Konformal Radyoterapi Tekniklerinin Karsılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, *Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 24-25

Demir, A., 2005, Lineer Hızlandırıcılarda Elde Edilen X ışınlarıyla Kanser Tedavisi, Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 5-7

Dirican, B. 2004. Radyoterapi Fizigi Ders Notları. Ankara.

Dirican, B., 2005, İleri Radyasyon Terapisi Ders Notları, Ankara

Doburacalı, A., Mide kanseri, http://www.drahmetdobrucali.com/hastaliklar/mide-kanseri/ (17 haziran 2012)

Dobbs, J., Barrett, A. and Ash, D.1999. Pratical Radiotherapy Planning Third Edition. Arnold, 271- 280, London.

Ersin, S., Mide Kanseri Nasıl Meydana Gelmektedir, http://www.sinanersin.com/midekanseri_nedir.php, (19 Haziran 2012)

Fayda, M., Yıldırım, A., Tarpıcı, N., Aksu, G., ve Çakır, A., 2008, Akciğer kanserinin tedavi planlamasında intravenöz kontrast ajanların farklı tedavi planlama sistemleri üzerindeki etkileri, *Türk Onkoloji Dergisi 23(3):126-131*

Fogliatta A, et al. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations. Phys Med Biol. 2007; 52:1363-1385.

International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1999.

International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1993.

Kabak M., 2004, X Işınları Kristalografisi, Bıçaklar kitabevi, Ankara, 14-19

Karahan, Ö.İ., Tutuş, A., Kula, M., Coşkun, A., Canöz. Ö., ve Yılmaz, Z., 2001, Palpabl meme lezyonlarmın benign ve malign ayırımında kontrastlı dinamik manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve Tc-99m tetrofosmin (TF) planar sintimamografi (SMG)'nin etkinliğinin karşılaştırılması, *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji 7:170-176*

Khan, F.M., 2003, The Physics of Radiation Therapy Third Edition, Lippincott Williams & Wilkins, 467- 475.

Kızıltan, H., Gastrointestinal sistem kanserleri, http://www.kasadsaglik.com/mide_kanseri.htm(17 Haziran 2012)

Lee, FK-H., Chan, CC-L. ve Law, C-K., 2009, Influence of CT contrast agent on dose calculation of intensity modulated radiation therapy plan for nasopharyngeal carcinoma, *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology* 53 (2009) 114–118

Mehmet Doğu Karakaya Türkiye Cumhuriyeti'nin Yüzüncü Yıldönümü İçin İl Ve Bölge Düzeylerinde Nüfus Projeksiyonları Ankara, Ekim 2009

Milli Eğitim Bakanlığı, 2011, Radyoterapide Simülasyon 725TTT090, Ankara, 10-11

Özer, K., 2008, Mide kanseri olgularında ameliyat sonrası sağ kalıma etki eden prognostik faktörlerin analizi, Uzmanlık Tezi*, T.C. Sağlık Bakanlığı Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi III.Genel Cerrahi Kliniği*, İstanbul

Pir, S., 2010, Baş Boyun Fantom Modelinde Kontrast Maddenin ve Hava Boşluklarının 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi Planlamalarda Doz Dağılımına Etkisi, Yüksek Lisans Tezi, *Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, İzmir, 9-19

RTOG (Radyoterapi Onkoloji Grubu), 0126-0225-0623-0534-0822-0619-0436-0513-0539 protokolleri

Sakan, B. B., Belet, Ü., Akan, H., Şahin, A.R., Sunter, A.T., 2003, Kontrast madde bilgi formlarının hasta anksiyetesi üzerine etkisi, *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji* 9:10-13

Sağlık Bakanlığı Kanserle Savaş Dairesi Başkanlığı 2004-2006 Yılları Türkiye Kanser İnsidansı

Sağlık Bakanlığı Tedavi Hizmetleri Genel Müdürlüğü, 2010, Türkiye Onkoloji Hizmetleri Yeniden Yapılanma Programı 2010-2023, Ankara, 1-3

Sandler, H.M., McLaughlin, R.K., Haken, T., Addison, H., Forman, J. and Lichter, A.

1995. Three dimensional conformal radiotherapy for treatment of prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 33, 797-801.

Schnider, U., Pedroni, E.and Lomax, A. 1996. The Calibration of CT Hounsfields Unitsfor Radiotherapy Treatment Planing. Physics in Medicine and Biology 41, 111- 124.

TUİK Yaş Grubu ve Cinsiyete Göre Yıl Ortası Nüfus Projeksiyonlar http://wwwtuikgovtr/VeriBilgido?tb_id=39&ust_id=11 (19 Mayıs 2012)

Ulu, M.O., 2008, Parçacık Detektörlerinin Tıpta Kullanımı, Yüksek Lisans Tezi, *Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Adana, 1-2

WHO Global cancer rates could increase by 50% to 15 million by 2020 http://www.whoint/mediacentre/news/releases/2003/pr27/en/ (18 Mayıs 2012)

World Cancer Report 2008, http://www.iarc.fr/en/publications/pdfs-online/wcr/2008/wcr_2008pdf (18Mayıs 2012)

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Osman CEYLAN
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : Antalya/ 05.02.1988
Telefon : 05062249598
Faks : -
e-mail : osmanceylan07@mynet.com

EĞİTİM

Derece		Adı	İlçe	İl	Bitirme Yılı
Lise	:	Muratpaşa Lisesi	Merkez	Antalya	2005
Üniversite	:	Ahi Evran Üniversitesi	Merkez	Kırşehir	2010
Yüksek Lisans	:	Selçuk Üniversitesi	Selçuklu	Konya	2012

UZMANLIK ALANI

Nükleer Fizik

YABANCI DİLLER

İngilizce (KPDS: 62.5)