

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
TIBBİ RADYOFİZİK BİLİM DALI
Danışman: Doç. Dr. Gönül Kemikler

MEMENİN ELEKTRON HUZMESİ İLE EK DOZ
IŞINLAMASINDA DOZ OPTİMİZASYONU

T 79836

Yüksek Lisans Tezi
Fiz. MURAT OKUTAN

İSTANBUL 1999

TEŞEKKÜR

Başöğretmen Atatürk' ün " **Öğretmenler yeni nesil sizin eseriniz olacaktır** " sözü öğreticiye verilen önemi pekiştirmekle kalmaz, bilakis öğretme melekesini teşvik eder. Bu görüşe sadık kalarak, tez çalışmam sırasında bana bilimsel katkı ve eleştirel yaklaşımlarıyla yardımcı olan tüm öğretmenlerime, öğretme melekesinden dolayı,

Çalışmamda beni yalnız bırakmayan tüm arkadaşlarıma yardımlarından dolayı,

Kendilerine yeterli zaman ayıramadığım halde, bana gösterdikleri hoşgörü ve hiç bir zaman yüzlerinden eksik etmedikleri sevgi tebessümleri için aile fertlerime teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

| | |
|--------------------------------|---------|
| Giriş | 1 - 2 |
| Genel Bilgiler | 3 - 9 |
| Gereç ve Yöntem | 10 - 12 |
| Bulgular | 13 - 27 |
| Tartışma ve Sonuç | 28 - 31 |
| Özet | 32 - 33 |
| Summary | 34 - 35 |
| Kaynaklar | 36 - 39 |

GİRİŞ

Günümüzde, erken evre meme kanserinin tedavisinde meme koruyucu cerrahiden sonra meme ışınlanması standart tedavi olarak kabul edilmektedir. Radyasyon tedavisinin amacı, tümör yatağına yakın bölgedeki ve/veya diğer kadranlardaki mikroskobik tümör kalıntılarını yok etmektir (31). Koruyucu cerrahiden sonra primer tümör alanında veya çoğunlukla yakınında kanser yinelemesi gözlenmiştir (5). Bu nedenle erken evre meme kanserinde meme koruyucu cerrahi sonrası Co-60 veya 4-6 MV foton ile tanjansiyel ışınlanan memenin tümör yatağına ek doz (boost) gerekli görülebilir. Bu doz , foton , elektron huzmesi veya doku arası implantlarla (interstisyel brakiterapi) verilebilir (6, 9, 11, 18, 20, 27, 28, 29, 30, 31).

Radyoterapide ek dozun amacı, tümör dokusu etrafındaki bölgeye daha yüksek doz vermektir. Target (hedef) volümün bir kısmına yüksek doz bölgesini sınırlayarak yapılan ek doz (boost) uygulaması lokal başarısızlık sıklığını azaltabilir (23, 24).

Elektron ile ek doz ışınlamalarında huzme parametrelerinin belirlenmesi için tümör yatağının yerinin tam olarak tespit edilmesi gerekmektedir. Ayrıca elektron kullanımı, elektronların fiziksel özellikleri gözönüne alınıp tümör yatağının derinliği, genişliği ve hastaların anatomik özellikleri değerlendirilerek yapılmalıdır. Çünkü elektron huzmesinin enerjisinin seçiminde, memenin yüzeyinden hedef hacmi kapsayacak şekilde belirlenen derinlik rol oynar (18).

Bu nedenle, cerrahi girişimde tümör yatağı etrafına yerleştirilen radyo opak cerrahi kliplerin, geometrik isabetsizlikleri en aza indireceği, dolayısı ile hataları azaltacağı ve doz planlamasında olası sonuçları değerlendirmede yardımcı olacağı literatürde bildirilmektedir (11, 18, 28, 30). Hastaya verilecek elektron ek dozun derinliğinin tespitinin riskli hedef hacim için önemli olduğu ve bilgisayarlı tomografinin bu derinliği tespitinde önemli yer tuttuğu literatürde belirtilmektedir (16, 17, 19, 24, 26, 29, 30). Ayrıca, literatürde bu riskli hedef hacim derinliğinin tespiti için ultrason cihazından da faydalandığı vurgulanmaktadır (1, 10, 17, 29, 32).

Bu çalışmada, erken evre meme kanserinde koruyucu cerrahi esnasında tümör yatağına klipler yerleştirilmiş ve Co-60 ile tanjansiyel olarak ışınlanmış memeye elektron huzmesi ile ek dozun verilmesi durumunda, ek doz tedavi alanı ve tedavi derinliği, doz optimizasyonu açısından iki farklı target (hedef) volüm belirleme yöntemi için araştırılacaktır.

Bu target (hedef) volümler;

- I- Ek doz tedavi alanı ile tedavi derinliği, cerrahi insizyon hattı ve ultrason verileri göz önüne alınarak tespit edilen,
- II- Alan ve tedavi derinliği bilgisayarlı tomografi kesitleri üzerinde cerrahi klipler ve insizyon hattı göz önüne alınarak tespit edilen target (hedef) volümlerdir.

Çalışmamızda, target volümün klinik veriler + cerrahi insizyon veya klinik veriler + cerrahi insizyon ve kliplere göre (bilgisayarlı tomografi kullanarak) saptandığı iki tedavi planlama yöntemi karşılaştırılacaktır. Bu araştırmada alan boyutu, uygun enerji, gantry açısı, kolimatör açısı gibi parametreler değerlendirilecektir. Ayrıca, iki farklı target volüm belirleme yönteminde target volüm ve ışınlanan akciğer volümünün dozları doz-volüm histogramlarıyla saptanacak, boost alanının akciğer dozuna katkısı araştırılacaktır.

GENEL BİLGİLER

Yüksek enerjili elektronlar 1950 yılından beri radyoterapide kullanılmaktadır. Elektron huzmelerinin günümüzde lineer hızlandırıcılardan elde edilmesine karşın ilk yıllarda çoğunlukla betatron cihazları kullanılmıştır. 1970'li yıllardan sonra, yüksek enerjili lineer hızlandırıcılar ile multi enerjili elektron ve foton ışınları klinikte kullanılmaya başlanmıştır (13, 14, 21).

ELEKTRON HUZMELERİNİN KARAKTERİSTİKLERİ

Elektron huzmeleri penetrasyon (giricilik) kabiliyetinin fazla olmaması nedeni ile çok derinlere yerleşen tümörlerin tedavisinde kullanılmazlar. Genellikle 5-6 cm'den daha az derinlikte bulunan tümörlerin tedavisinde kullanılırlar. Klinikte en çok kullanılan enerji aralığı 4-15 MeV tur. En büyük özellikleri belli bir derinliğin ötesinde dozun keskin (belirgin) düşüşüdür (13, 14, 22).

Foton huzmelerinin tersine elektronlar için yüzey doz yüzdesi enerji ile artmaktadır. Bu olay, elektronların saçılma özelliği ile ifade edilebilir. Düşük enerjilerde elektronlar daha kolay ve daha büyük açılarla saçılırlar. Bu build-up dozunun daha çabuk ve daha kısa bir mesafede oluşumuna neden olur (13, 14).

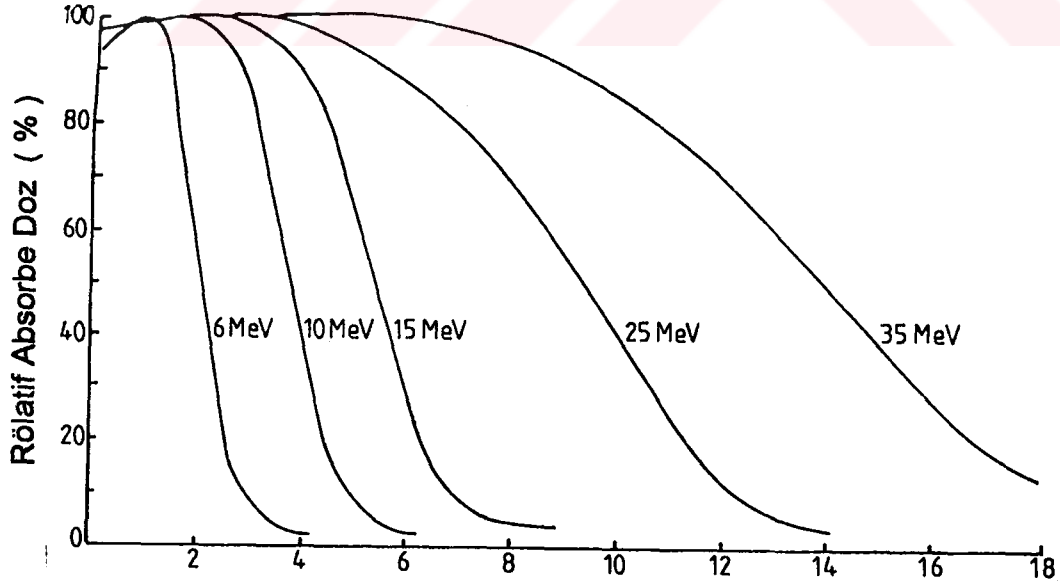
Dokuların farklı fiziksel ve elektron yoğunlukları, primer ve scatter (saçılan) radyasyonları değiştirmelerine yol açar. Küçük hava boşlukları, arkalarındaki bölgede yüksek doza, kavitenin kenarlarında ise düşük doz bölgelerine neden olur (22).

Elektron huzmelerinin başlıca özellikleri şunlardır:

- Elektron enerjisi arttıkça maksimum doz derinliği artar (Şekil 1).
- Elektron huzmelerinin enerjisi arttıkça yüzey dozları artar.
- S.S.D (kaynak- cilt mesafesi) arttıkça yüzey dozu azalır.

Doz gradyentinin yüksek ve penetrasyon kabiliyetinin az olması nedeni ile, düşük enerjilerde S.S.D ile absorbe derin doz değişimi önemsizdir. Ancak 15 MeV' den sonra absorbe doz değişimi dikkate alınmalıdır. S.S.D artışı ile havadan saçılan ışınların etkisi azalır ve yüzey dozu rölatif düşer, maksimum doz derinliği artar.

- Alan büyüklüğü arttıkça yüzey dozları artar.
- Alan büyüklüğü azaldıkça maksimum doz derinliği artar (14).



Şekil 1- Çeşitli elektron enerjilerinde merkezi ekseninde absorbe derin doz eğrileri.

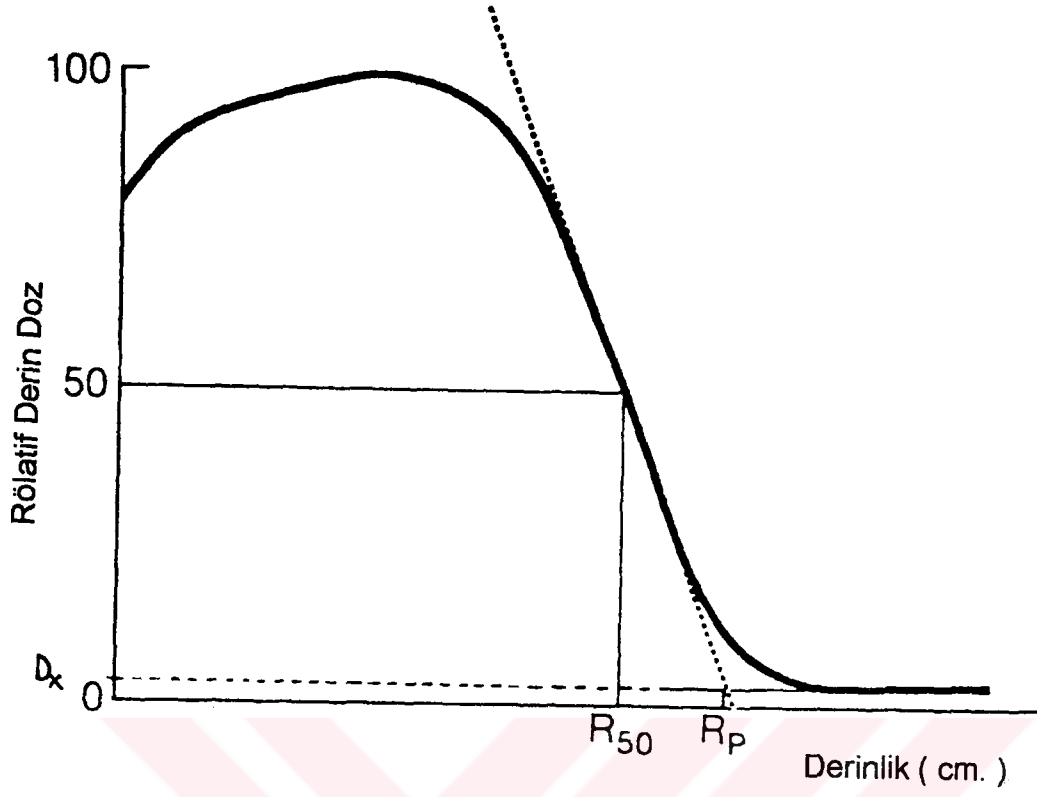
Yüksek enerjili elektronlar su ve yumuşak dokuda yaklaşık 2 MeV/cm enerji kaybederler. Elektronların maksimum erişme mesafeleri ardında, huzmenin sadece X ışını kontaminasyonunun doza katkısı olur ki bu derin doz eğrisinin kuyruğu ile ifade edilir (D_x) (Şekil 2).

Elektronlar için tedavi derinliği % 80 -% 90 izodoz derinliği olarak kabul edilir. Bu da yaklaşık olarak, % 80 derinliği için elektron enerjisinin 1/3' üne ($E/3$) ve % 90 için elektron enerjisinin 1/4'üne ($E/4$) cm cinsinden tekabül eder. Derin doz değerleri bu yararlı derinlikten sonra hızla düşer ve bu derinlikten sonra dokular korunmuş olurlar. % 80 izodoz derinliği ardında dozun ani düşüşü nedeniyle tedavi derinliği ve gerekli elektron enerjisi çok dikkatli seçilmelidir. Aşağıdaki tabloda çeşitli elektron enerjilerindeki huzme karakteristikleri gösterilmektedir (Tablo 1) (14).

| ENERJİ (MeV) | Max. Doz Derinliği (cm) | %85 Derinlik (cm) | %50 Derinlik (cm) | R_p Derinliği * |
|-----------------|-------------------------------|----------------------|----------------------|-------------------|
| 6 | 1.1 | 1.8 | 2.4 | 2.9 |
| 8 | 1.5 | 2.5 | 3.1 | 3.8 |
| 12 | 2.5 | 3.8 | 4.8 | 5.9 |
| 14 | 3.0 | 4.9 | 6.0 | 7.0 |
| 17 | 3.3 | 5.7 | 7.1 | 8.5 |

* R_p Derinliği: Pratik erişme mesafesi.

Tablo 1: Çeşitli elektron enerjilerinde huzme karakteristikleri.



Şekil 2- Derin doz eğrisi.

Elektronlar klinikte genellikle;

- Mastektomi sonrasında tanjansiyel foton tekniğine alternatif olarak minimum akciğer ışınlanması sağlanması amacıyla,
- Mamaria interna ışınlanmasında fotonlara alternatif ve/veya birlikte,
- Lenf nodlarının ilave boost tedavisinde,
- Baş-boyun tümörlerinin tedavisinde,
- Kranyo-spinal ışınlamada tiroidin aldığı dozu düşürmek amacıyla spinal alan için,

- Cilt ve dudak lezyonlarının tedavisinde kullanılmaktadırlar (13, 14).

Tümör kontrolü için gerekli olan dozun ışınlama volümünde mümkün olduğu kadar homojen olması gerekmektedir (14, 18, 22). Eğer homojen olmayan bir ışınlama söz konusu ise yüksek dozlar komplikasyonlara, düşük dozlar ise tümör yinelenmelerine neden olabilecektir (20).

Erken evre meme kanserli hastalarda adjuvan radyoterapi ile birlikte meme koruyucu cerrahi, mastektomi + radyoterapiye alternatif kabul edilmiştir. Bir çok çalışmada da meme koruyucu cerrahiden sonra adjuvan radyoterapi görmüş hastaların sağkalım oranlarının mastektomi yapılmış hastaların sağkalım oranlarına benzer olduğu görülmüştür (2, 5, 7, 11, 12, 16, 33). Randomize çalışmalarda meme koruyucu cerrahiye radyoterapinin ilavesi mutlaka önerilmektedir (2, 5, 7, 15).

Radyoterapide ek dozun (boost) amacı tümör yatağında yüksek doza çıkabilmektir. Ek dozun kullanımı lokal başarısızlık olasılığını azaltabilir (24).

Meme koruyucu cerrahiden sonra tüm meme ışınlaması ile tümör yatağına boost yapılan hastalarda lokal nüks oranın 10 yılda % 2.5 olduğu bulununca tümör yatağına boost yapılmasının önemi üzerinde durulmuştur (27).

Meme koruyucu cerrahi geçiren hastalarda mikroskobik hastalığın kontrolünü arttırmak amacıyla , meme ışınlamasına ek olarak, tümör yatağı ve çevresine ek dozun (boost) verilmesi önerilir . Bu durumda, cerrahi kesi sınırları patolojik olarak negatif olan hastalara 10-15 Gy, pozitif olan veya belirsizlikler taşıyan hastalara ise 20-25 Gy ek-ışın dozu (boost) verilebilir (3, 18, 25). Foton huzmeleriyle ek dozun verilmesi, tümör yatağı derinliği dikkate alınarak lateral

pozisyonda küçültülmüş karşılıklı paralel alanlar ile tanjansiyel ışınlama gibi yapılır ve tümör yatağının maksimum ve homojen doz alması istenir (9).

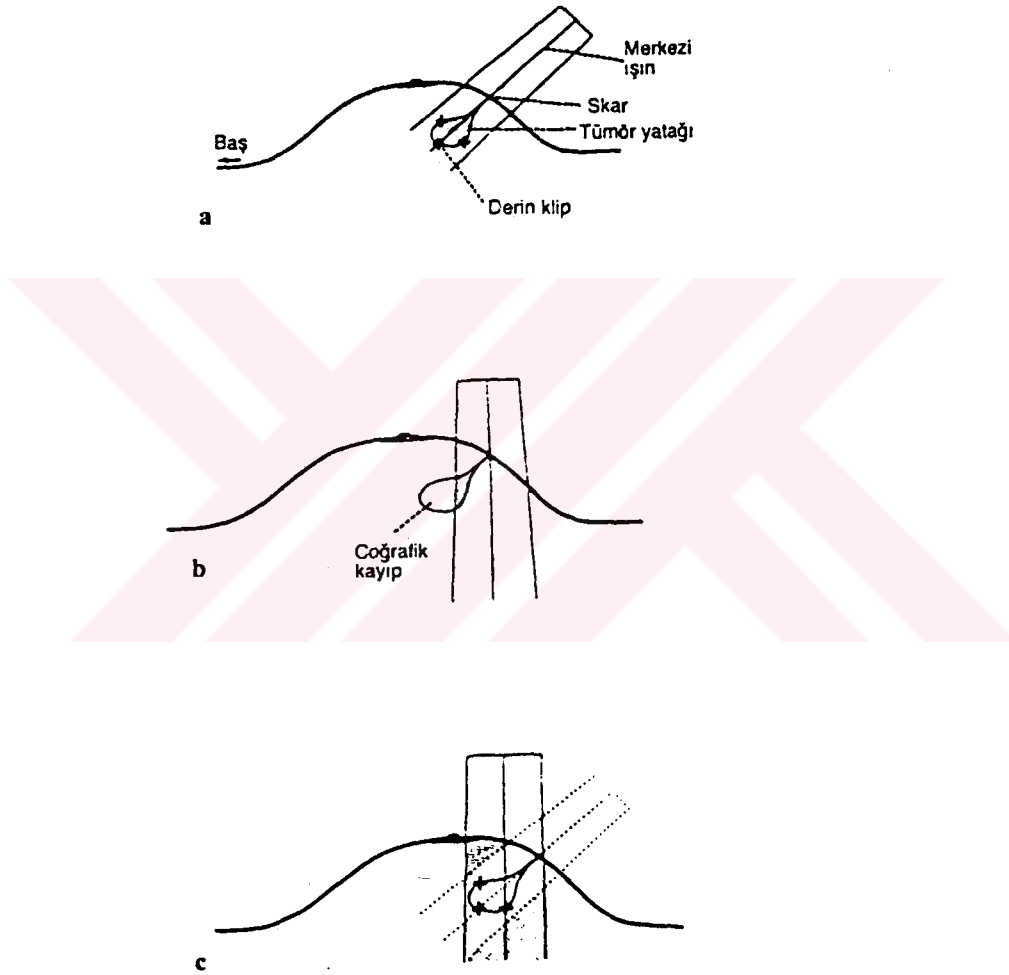
İnterstisyel brakiterapi ile ek dozun verilmesinde günümüzde Ir-192 radyoaktif kaynağı (seed veya tel olarak) kullanılmaktadır (9, 19). Tümör yatağının doğru saptanarak referans izodozun emniyet sınırını kapsamasına özen gösterilir. Emniyet sınırı T1 ve T2 tümör için 1-2 cm olabilir (15, 18).

Elektron huzmeleriyle ek dozun verilmesi, tümör yatağının derinlik ve genişliği ve ayrıca elektronların fizik özellikleri gözönünde bulundurularak yapılır (20).

Meme koruyucu cerrahiden sonra boost yapılmasına karar verilmiş ise bunun doğru yere, doğru derinliğe ve doğru dozda verilmesi gerekir. Hedef hacimin doğru tespit edilmesi ve yeterli şekilde ışınlanması önemlidir. Meme koruyucu cerrahiden sonra boost yapılmasında hedef hacmi doğru bir şekilde tespit etmekte insizyon yara izi kötü yol göstericidir. Tümör yatağını belirlemede insizyon yara izi dışında, ameliyat öncesi bulgular da yardımcı olabilir. Bilgisayarlı tomografi (18, 19, 24) ve ultrasonografi de tümör yatağının derinlik ve genişliğini tayin edebilir (1, 18, 32). Ayrıca bir çok çalışmada meme koruyucu cerrahiden sonra tümör yatağının tespiti için koruyucu cerrahi sırasında tümör yatağının en derin noktasına, ön, arka, yan duvarlarına yerleştirilen radyo opak cerrahi klipler boost yerini radyoterapistin işaret etmek için en geçerli yöntem olarak gösterilmektedir (4, 8, 11, 15, 29, 30).

Bununla birlikte, tedavi planlaması için bilgisayarlı tomografi kullanımı ve kliplerin varlığı tedavi planlamasına doğruluk ve kesinlik getirmektedir (26, 28) (Şekil 3).

Bu çalışmada, ek dozun klinik olarak belirlenen target (hedef) volüme verilmesi ile, cerrahi klip ve bilgisayarlı tomografi yardımıyla belirlenen target (hedef) volüme verilmesi arasındaki alan boyutu, elektron enerjisi ve huzme geliş açısı farklılıkları araştırılacaktır.



GEREÇ

Çalışmada;

- **Alcyon II Teleterapi Cihazı (CGR-MeV, Fransa).**
- **Maceserto Simülatör Cihazı (CGR-MeV, Fransa).**
- **Theraplan 500 Tedavi Planlama Sistemi. (Theratronics, Kanada)**
- **GE-CT Pace / Pace Plus Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.**

kullanılmıştır.

YÖNTEM

Bu çalışmada , meme koruyucu cerrahiden sonra Alcyon II (CGR-MeV, Fransa) Co-60 cihazı ile tanjansiyel tedavi görmüş , tümör yatağına elektron ile ek doz (boost) verilecek olan ve koruyucu meme cerrahisi sırasında tümör yatağına klipler yerleştirilmiş 10 hasta seçildi. Başlangıçta bu hastalarda tedavi alanı ve tedavi derinliği, cerrahi insizyon hattı ve cerrahi öncesi verilerle tespit edildi. Bu sırada cerrahi kliplerin varlığı göz önüne alınmadı. Radyasyon onkoloğu tarafından bu ek doz tedavi alanı klinik muayene, cerrahi epikriz ile belirlendikten sonra insizyon etrafında en az 2 cm mesafe ile hastaların cildine işaretlendi. Bu tespit sırasında hastalar tedavi makinesinde tedaviye gireceği pozisyonda, sırt üstü, tedavi edilen göğüsün yanındaki kolu hastanın başı üstünde ve başı aksi yöne bakacak şekilde yatırıldılar. Bu ek doz tedavi alanı belirlendikten sonra bu hastalara tedavi pozisyonlarında toraks bilgisayarlı tomografi (GE-CT Pace / Pace Plus Bilgisayarlı Tomografi cihazı) filmleri çekildi. Ek doz alanı ve tanjansiyel meme ışın alanlarının tomografi kesitleri üzerindeki yerleşimini tespit etmek için bilgisayarlı tomografi çekimi sırasında alanların üzerine radyoopak teller (kurşun) yapıştırıldı.

Bu işlemlerden sonra tedavi planlaması için;

İnsizyon hattı, cerrahi epikriz ve klinik muayeneye dayalı olarak tespit edilen ek doz alanı ve sağlıklı dokuların internal konturları (akciğer ve kalp), bilgisayarlı tomografi kesitleri ile birlikte digitizer yardımıyla tedavi planlama bilgisayarına (Theraplan 500-Theratronics) girildi. Elektron ışınlarının özellikleri göz önünde bulundurularak tümör derinliğine uygun olduğu düşünülen derinliğe uygun elektron huzme enerjisi seçildi. Enerji seçimi, belirlenen derinlikten (göğüs

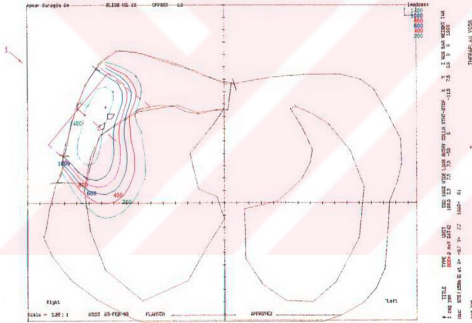
duvarının iç yüzü) % 85'lik izodoz hattı geçecek şekilde yapıldı. Bu parametrelerle tedavi alanının sadece iki boyutlu doz dağılımları elde edildi. Bu planlamada merkezi huzme, boost alanına dik olarak gelecek şekilde gantry açısı verildi. Ayrıca akciğer doku düzeltmesinin doz dağılımına etkisi araştırıldı.

İkinci olarak aynı bilgisayar tomografi kesitleri üzerinde cerrahi klipler temel alındı. Cerrahi kliplerin gözönüne alındığı bu target (hedef) volümdeki doz dağılımları, alan içine giren tüm kesitlerde klipleri 1cm. marj ile kapsayacak şekilde uygun gantry açıları ile elde edildi. Farklı kesitlerdeki doz dağılımlarının cerrahi kliplerle belirlenmiş volüme ne derece uygunluk sağladığı araştırıldı. Bu araştırma enerjinin ve % 85'lik izodozun, alanın ve huzme geliş açısının uygunluğu yönünden yapıldı. Enerji, alan ve huzme geliş açısındaki uyumsuzluklar belirlendi. Daha sonra akciğer doku düzeltmesinin doz dağılımlarına etkisi araştırıldı.

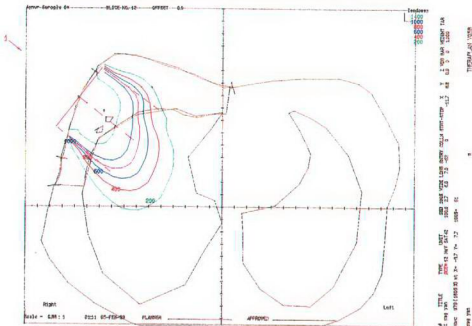
Her iki ek doz (boost) tedavi alanı belirleme yönteminin, referans izodoz ve target volüm ilişkisi göz önüne alınarak doz-volüm yönünden analizi yapıldı ve tedavinin fiziksel parametreleri her iki target volüm için birbirleriyle kıyaslandı.

BULGULAR

Bu çalışmada ele alınan 10 hastanın tümör yatağına lumpektomi sırasında 2-16 adet klip yerleştirilmiştir. Bu hastaların skar uzunlukları 2 cm. ile 4.5 cm. arasında değişmektedir. Cerrahi kliplerin gözönüne alınmadığı, insizyon skarı ve klinik bulgulara dayanan elektron boost tedavi planlaması sonunda 3 hastada target volüm % 85 referans izodozuyla uygun bir şekilde kapsamamıştır. 2 hastada enerjinin yüksek olması nedeniyle target volümün istenenden daha yüksek izodozla sarıldığı ve daha fazla sağlıklı dokunun ışınlandığı görülmüştür. Bu durumda değerlendirilen 10 hastanın 5 tanesinde (% 50) enerji değişikliği gerekmiştir. Bu değişiklikle % 85 referans izodozun klipleri 1cm. marj ile kapsamaması sağlanmıştır (Şekil 4a, 4b).



Şekil 4. a) Target volümün yetersiz kapsanması. Bu hastada enerji artırılmış, alan boyutu büyütülmüş ve gantry açısı değiştirilmiştir. (% 85 referans izodozu toplam doza (14 Gy) normalize edilmiştir.)



Şekil 4. b) Yapılan değişikliklerden sonra % 85 referans izodozu target volümü 1cm. marj ile kapsamıştır. (% 85 referans izodozu toplam doza (14 Gy) normalize edilmiştir.)

Ayrıca, insizyon skarı ile ve klinik olarak tespit edilen herhangi bir hastaya ait boost alanı merkezi kesitinden geçen akciğer homojenite düzeltmesi yapılmamış izodoz Şekil 5'te, homojenite düzeltmesi yapılmış izodoz Şekil 5a' da, aynı hastanın cerrahi klipleri dikkate alınarak düzeltme yapıldıktan sonraki kliplerin bulunduğu her kesit için çizilen akciğer homojenite düzeltmesi yapılmış izodozlar Şekil 5b, 5c, 5d' de gösterilmiştir.

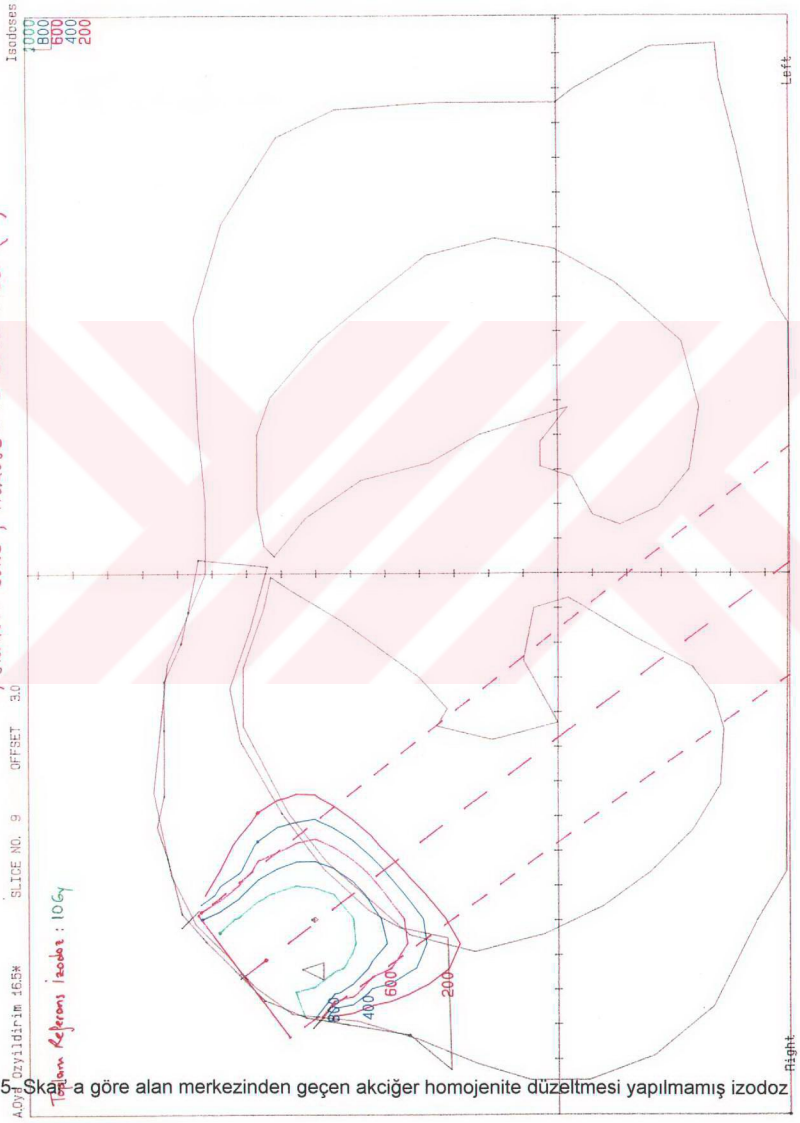
Klipler gözönüne alınmadan insizyon yara izi ve klinik muayene sonucu tespit edilen boost alanı klipler gözönüne alınarak değerlendirildiği zaman 10 hastanın 9'unda (% 90) yetersiz kapsanma nedeniyle alan boyutları değiştirilmiştir (Tablo 2).

Klipler dikkate alındıktan sonra 10 hastanın 5'inde (% 50) gantry açısının değiştirilmesi gereği ortaya çıkmıştır. Bu değişikliklerin 2'sinin 10 dereceden küçük, 3'ünün 10 dereceden büyük olduğu tespit edilmiştir. 10 hastanın 4'ünde (% 40) ise kolimatör açısında 10 dereceden büyük düzeltmenin gerekli olduğu bulunmuştur (Tablo 2).

Alan merkezleri değerlendirildiği zaman, klipler gözönüne alınarak yapılan düzeltmeden sonraki tedavi planlamasında kliplerin % 85 referans izodozuyla 1cm. marj ile kapsanması için 10 hastanın 5'inde (% 50) alan merkezlerinin kaydırılması gerektiği saptanmış. Hastaların 3'ünde boost alanı, merkezinin 1cm., 2'sinde ise 1 ile 3 cm. arasında kaydırıldığı tespit edilmiştir. Ayrıca, 1 hastanın verileri incelendiği zaman, hastanın anatomik yapısı nedeni ile 18 MeV enerjide % 85 referans izodozun klipleri 1cm. marj ile kapsamadığı tespit edilerek bu hastanın elektron boost için uygun olmadığına karar verilmiştir (Tablo 2).

TITLE TYPE UNIT SSD 100% WIDE LONG ENTRY COLLM START-STOP X Y Z WDG BAR WEIGHT THA
1 IRE: 12 MAY SAT 42 1000 27 40 8.0 -37 29 -116 9.1 0.0 0 0 1.000
Max: 983 (1166 %) at X=-10.0 Y= 7.1 100% 85

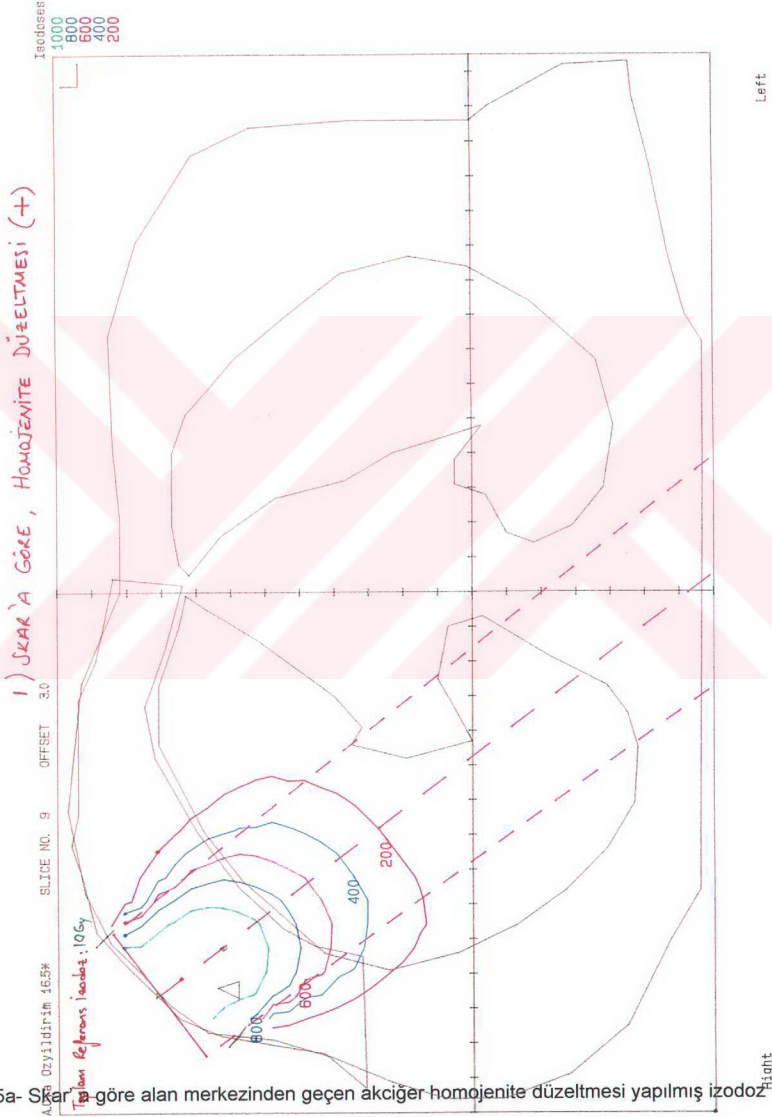
1) SKALA GÖRE , HOMOJENİTE DÜZELTME (-)



Scale = 1.00 : 1
0021 04-FEB-99
PLANNER
APPROVED

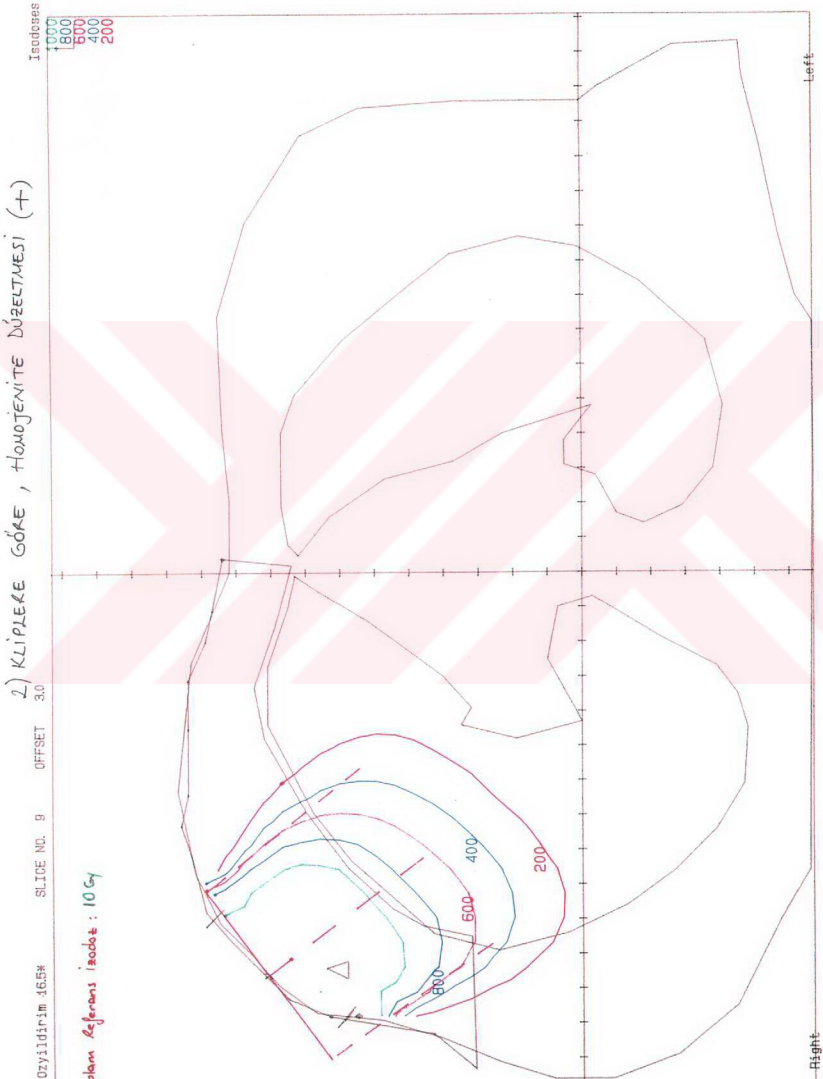
Şekil 5. Skala a göre alan merkezinden geçen akciğer homojenite düzeltmesi yapılmamış izodoz

1 TITLE TYPE ITEM 42 MeV SAT42 UNIT SSD 100% WIDE LONG GENTRY COLLM STRT-STOP X Y Z MDG BAA WEIGHT TAR
 Max: 991(1166%) at X=-10.3 Y= 7.3 100% = 88



Şekil 5a- Skar'a göre alan merkezinden geçen akciğer homojenite düzeltilmiş izodoz

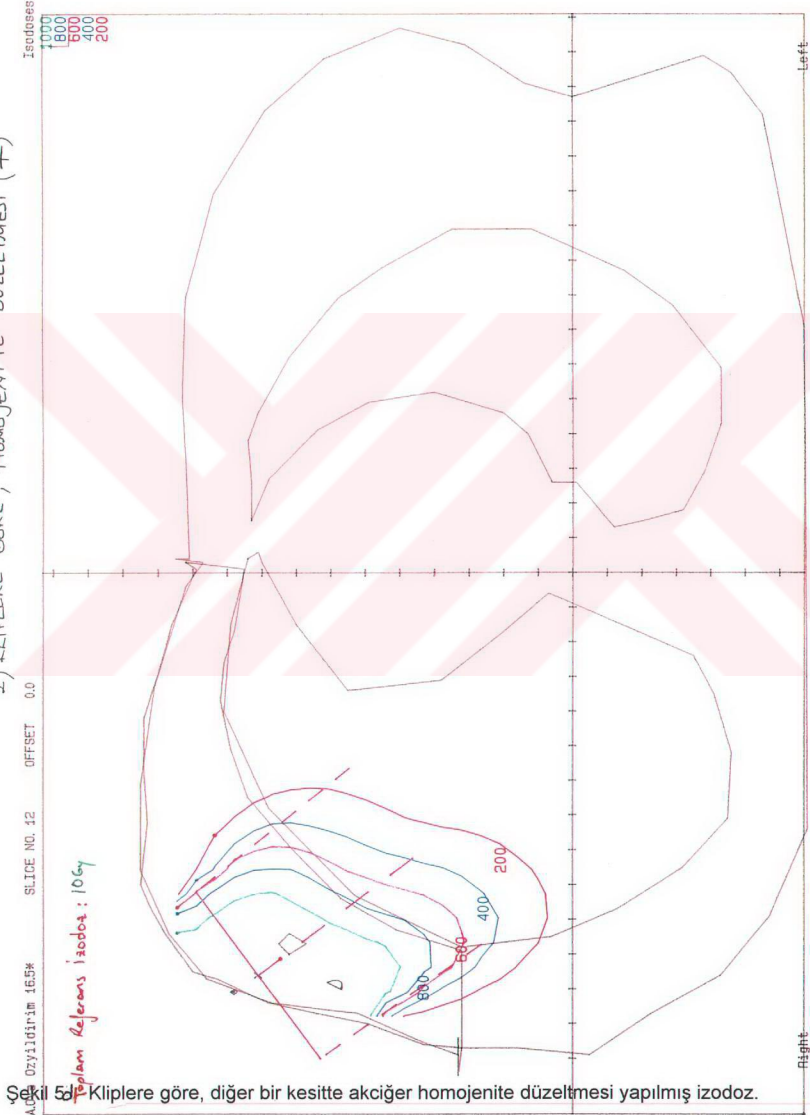
1 TITLE RCEM 42 MeV SAT42 SBD 100% WIDE LONG GNTHY COLLM STRAT-STOP X Y Z MDG BAR WEIGHT TAR
 UNIT 1000 2.7 6.0 10.0 -37 0 -11.6 9.1 0.0 0 0 1.000
 Max: 998 (1174) at X=-12.8 Y= 6.5 100% 85



Şekil 5b- Kliplere göre, alan merkezinden geçen akciğer homojenite düzeltmesi yapılmış izodoz.

Scale = 1.00 : 1 02:16 04-FEB-99 PLANNER APPROVED

2) KLİPLERE GÖRE, HOMOJENİTE DÜZELTİMİ (+)



Şekil 52- Kliplere göre, diğer bir kesitte akciğer homojenite düzeltmesi yapılmış izodos.

TITLE TYPE UNIT
#1 RCEM 42 Mav SAT42
SSD 100% WIDE LONG ENTHY COLLM STRAT-STOP X Y Z MDS BAR WEGHT TAR
1000 2.7 6.0 10.0 -37 0 -11.6 9.1 3.0 0 0 1.000
Max: 990 (1165 %) at X=-12.1 Y= 9.8 100% 95
THERAPLAN V05B

Scale = 1:00 : 1 02:16 04-FEB-99 PLANNER APPROVED

| HASTA NO | SKAR İZİNE GÖRE* | | | | | KLIPLI ** | | | | NOT |
|----------|------------------|--------------|------------|-----------------|--------------------|--------------|------------|-----------------|--------------------|-------------------------------------|
| | BOOST DOZU (Gy) | ENERJİ (MeV) | ALAN (cm.) | GANTRY (Derece) | KOLIMATOR (Derece) | ENERJİ (MeV) | ALAN (cm.) | GANTRY (Derece) | KOLIMATOR (Derece) | |
| 1 | 14 | 9 | 5x8 | -35 | 45 | 9 | 7x8 | -35 | 90 | Alan 1 cm. lateral'e kaydırıldı. |
| 2 | 15 | 13 | 10x6 | 49 | -31 | 13 | 10x10 | 49 | -31 | - |
| 3 | 15 | 13 | 7.5x5 | -25 | 40 | 13 | 7.5x9 | -8 | 0 | Alan 1 cm. medial'e kaydırıldı. |
| 4 | 10 | 12 | 4x8 | -37 | 25 | 12 | 6x10 | -37 | 0 | - |
| 5 | 20 | 15 | 9x4 | 29 | 0 | 12 | 9x6 | 20 | 0 | - |
| 6 | 14 | 9 | 7.5x7 | -50 | 0 | 12 | 6x7 | -52 | 0 | Alan 1 cm. medial'e kaydırıldı. |
| 7 | 14 | 18 | 10.5x9 | 38 | 0 | 15 | 9x13 | 13 | 0 | Alan 2.5 cm. medial'e kaydırıldı. |
| 8 | 10 | 12 | 7.5x8 | 75 | 0 | 15 | 7.5x8 | 60 | 0 | Alan 1.3 cm. medial'e kaydırıldı. |
| 9 | 15 | 9 | 4x6 | 90 | 0 | 12 | 6x6 | 90 | 0 | - |
| 10 | 15 | 18 | 6x4 | 60 | 45 | 18 | 8x9 | 60 | 0 | Elektron boost için uygun değildir. |

* Kliplerin dikkate alınmadığı tedavi planlamasındaki fizik parametreler.

** Kliplerin dikkate alınması sonucunda fizik parametrelerde yapılmış olan değişimler için yeni fizik parametreler.

Tablo 2

Tüm parametreler değerlendirildiği zaman en fazla düzeltmenin alan boyutu parametresinde (% 90) olduğu görülmüştür (Tablo 3).

| DEĞERLENDİRİLEN PARAMETRELER | KLIPLI PLANLAMADA DEĞİŞİKLİK YAPILAN HASTA SAYISI VE (%)'Sİ |
|------------------------------|---|
| ENERJİ | 5 (%50) |
| ALAN BOYUTU | 9 (%90) |
| AZALMA | 1 |
| ARTMA | 8 |
| GANTRY | 5 (%50) |
| < 10 ⁰ | 2 |
| > 10 ⁰ | 3 |
| KOLİMATOR AÇISI | 4 (%40) |
| < 10 ⁰ | (-) |
| > 10 ⁰ | 4 |
| ALAN MERKEZİ | 5 (%50) |
| 0-1 cm. | 3 |
| 1-3 cm. | 2 |
| TOPLAM | 10 |

Tablo-3 : Tüm parametreler incelendiği zaman yapılan değişiklik oranları (%)'leri.

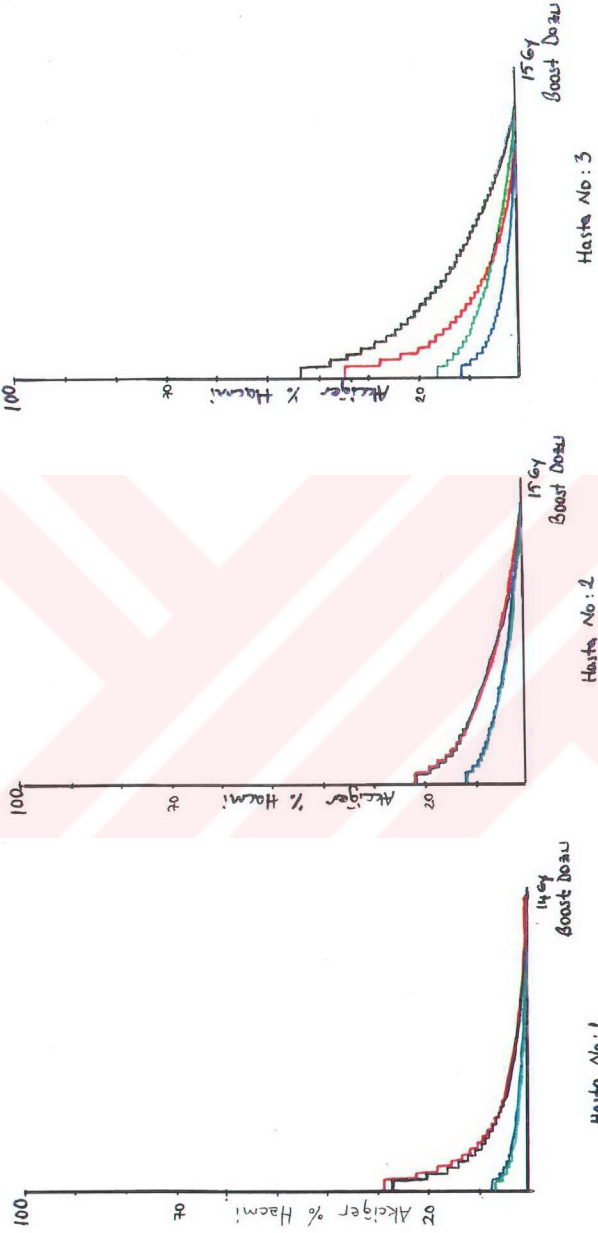
Boost dozunun %100, 75, 50 ve 25'ini alan akciğer volümleri, doz volüm histogramları yardımıyla, yüzde (%) olarak bulundu. Bu volümler akciğer doku düzeltmesinin yapıldığı ve yapılmadığı durumlarda, hem klipsiz hem de kliplerin dikkate alındığı planlamalar için ayrı ayrı hesaplandı (Tablo 4).

Akciğer doku düzeltmesinin doz dağılımlarına etkisi Şekil 4'te, akciğer doku düzeltmesinin ışınlanan akciğer volümlerine etkisi 10 hastanın çizdiğimiz doz-volüm histogramları Şekil 6a, 6b, 6c, 6d'de gösterilmiştir.

| H A S T A N O | AKCİĞER VE MEME HACIMLERİ (cc) | MEME BOOST DOZU (Gy) | BOOST | | SKAR İZİNE GÖRE | | | KLIPLI | | |
|-------------------------------------|---|-------------------------|--------------|------------|---------------------------------------|---------------------------------------|---------------|---------------------------------------|---------------------------------------|---------------|
| | | | | | AKCİĞER HACMI HOMOJENİTE (-) | AKCİĞER HACMI HOMOJENİTE (+) | MEME HACMI | AKCİĞER HACMI HOMOJENİTE (-) | AKCİĞER HACMI HOMOJENİTE (+) | MEME HACMI |
| | | | Doz (cGy) | Doz (%) | Hacim (%) | Hacim (%) | Hacim (%) | Hacim (%) | Hacim (%) | Hacim (%) |
| 1 | Sağ Akc: 2134 | 14 | 1400 | 100 | 0 | 0 | 9 | 0 | 0 | 9 |
| | | | 1050 | 75 | 0 | 1 | 21 | 0 | 1 | 24 |
| | Meme: 271 | | 700 | 50 | 1 | 3 | 28 | 1 | 3 | 29 |
| | | | 350 | 25 | 3 | 7 | 38 | 2 | 7 | 34 |
| 2 | Sol Akc:1255 | 15 | 1500 | 100 | 1 | 1 | 4 | 1 | 2 | 4 |
| | | | 1125 | 75 | 2 | 3 | 14 | 2 | 3 | 14 |
| | Meme: 1568 | | 750 | 50 | 3,5 | 6 | 18 | 3 | 6 | 18 |
| | | | 375 | 25 | 7 | 11 | 26 | 6 | 11 | 26 |
| 3 | Sağ Akc: 1263 | 15 | 1500 | 100 | 0 | 0 | 5 | 0 | 1 | 7 |
| | | | 1125 | 75 | 0 | 1 | 10 | 2 | 5 | 23 |
| | Meme: 1218 | | 750 | 50 | 2 | 4 | 15 | 4 | 10 | 28 |
| | | | 375 | 25 | 4 | 11 | 21 | 8 | 22 | 37 |
| 4 | Sağ Akc: 1321 | 10 | 1000 | 100 | 0 | 0 | 6 | 0 | 0 | 16 |
| | | | 750 | 75 | 0 | 0 | 12 | 0 | 1 | 24 |
| | Meme: 830 | | 500 | 50 | 1 | 2 | 17 | 2 | 5 | 34 |
| | | | 250 | 25 | 3 | 8 | 23 | 6 | 16 | 42 |
| 5 | Sol Akc:1787 | 20 | 2000 | 100 | 0 | 0 | 6 | 0 | 0 | 10 |
| | | | 1500 | 75 | 0 | 1 | 7 | 0 | 0 | 16 |
| | Meme: 1560 | | 1000 | 50 | 1 | 3 | 13 | 1 | 3 | 23 |
| | | | 500 | 25 | 4 | 10 | 17 | 2 | 7 | 29 |
| 6 | Sağ Akc: 1643 | 14 | 1400 | 100 | 0 | 0 | 10 | 0 | 0 | 10 |
| | | | 1050 | 75 | 0 | 1 | 21 | 1 | 1 | 19 |
| | Meme:719 | | 700 | 50 | 1 | 3 | 26 | 2 | 4 | 23 |
| | | | 350 | 25 | 3 | 8 | 32 | 4 | 11 | 32 |
| 7 | Sol Akc: 1176 | 14 | 1400 | 100 | 0 | 0 | 20 | 0 | 0 | 20 |
| | | | 1050 | 75 | 1 | 2 | 33 | 2 | 5 | 30 |
| | Meme: 1585 | | 700 | 50 | 4 | 9 | 41 | 5 | 10 | 36 |
| | | | 350 | 25 | 9 | 20 | 52 | 9 | 17 | 45 |
| 8 | Sol Akc: 1843 | 10 | 1000 | 100 | 0 | 0 | 17 | 0 | 0 | 24 |
| | | | 750 | 75 | 0 | 0 | 27 | 1 | 3 | 34 |
| | Meme: 718 | | 500 | 50 | 0 | 2 | 38 | 4 | 11 | 47 |
| | | | 250 | 25 | 2 | 8 | 46 | 12 | 32 | 57 |
| 9 | Sağ Akc: 2163 | 15 | 1500 | 100 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 5 |
| | | | 1125 | 75 | 0 | 0 | 4 | 0 | 1 | 7 |
| | Meme: 1251 | | 750 | 50 | 0 | 0 | 7 | 1 | 2 | 13 |
| | | | 375 | 25 | 0 | 1 | 11 | 2 | 6 | 18 |
| 10 | Sol Akc: 1521 | 15 | 1500 | 100 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 8 |
| | | | 1125 | 75 | 0 | 0 | 3 | 0 | 0 | 15 |
| | Meme: 2257 | | 750 | 50 | 0 | 0 | 6 | 0 | 0 | 21 |
| | | | 375 | 25 | 0 | 0 | 11 | 1 | 3 | 28 |

Tablo 4- Kipli ve skar izine göre belirlenen target volümler için akciğer doku düzeltmesinin etkisi.

AKCİĞEK DOZ - VOLÜM HISTOGRAMLARI



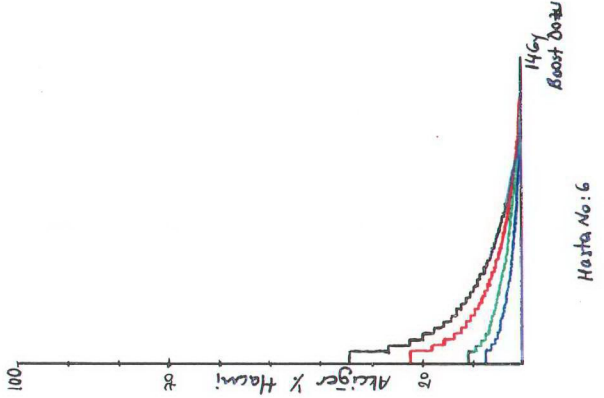
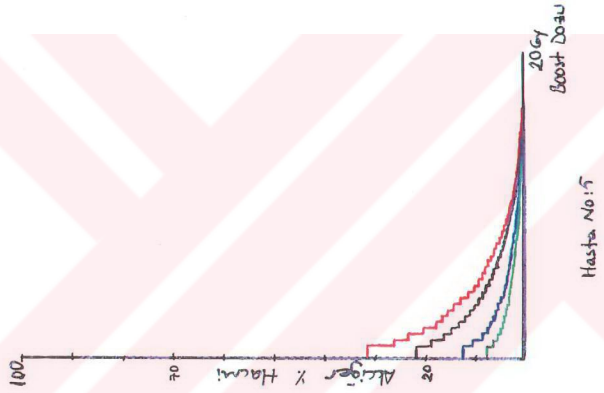
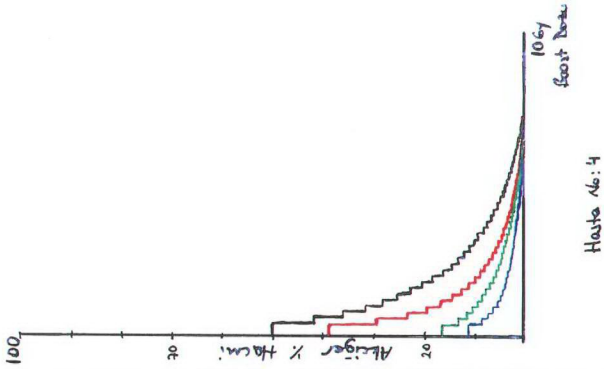
- : Star'a göre, Homojenite Düşmesi (+)
- : Star'a göre, Homojenite Düşmesi (-)
- : Klipli, Homojenite Düşmesi (+)
- : Klipli, Homojenite Düşmesi (-)

Şekil 6a – Akciğer gaz-volüm histogramı

AKCİĞEK

DOZ - VOLUM

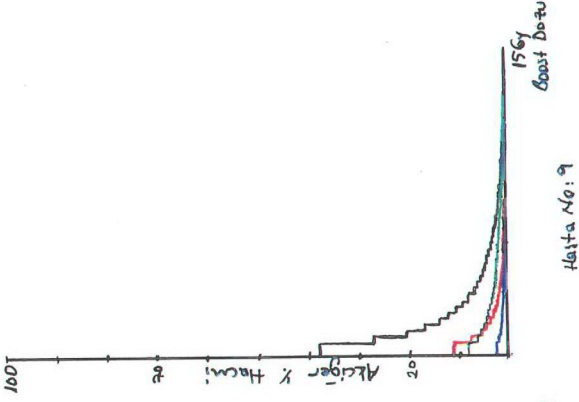
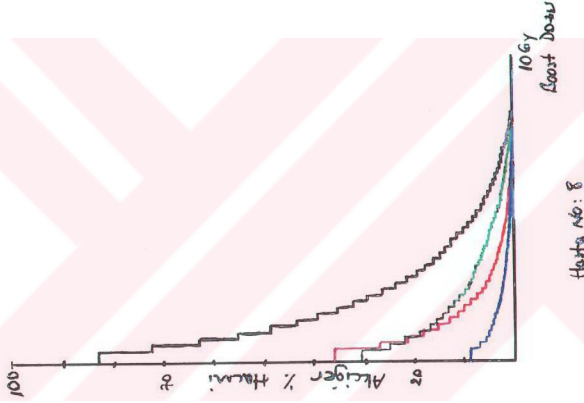
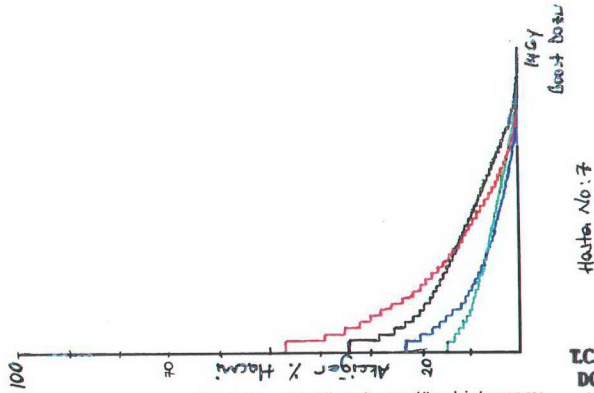
HISTOGRAMLARI



- : Skar'a göre, Homojenite Düzeltmesi (+)
- : Skar'a göre, Homojenite Düzeltmesi (-)
- : Klipli, Homojenite Düzeltmesi (+)
- : Klipli, Homojenite Düzeltmesi (-)

Şekil 6b - Akciğer doz-volum histogramı.

AKCİĞEK DOZ - VOLUM HISTOGRAMLARI

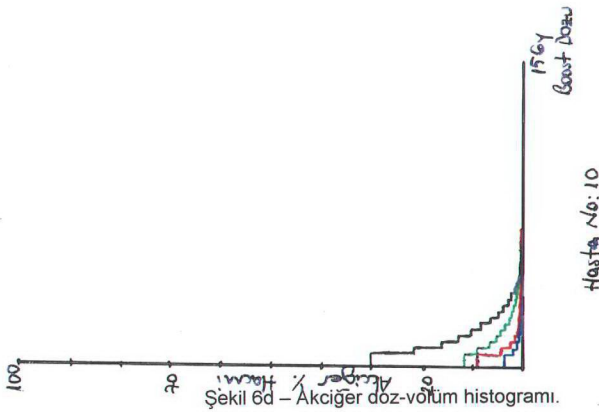


- : Skar'a göre, Homojenite Düzeltmesi (+)
- : Skar'a göre, Homojenite Düzeltmesi (-)
- : Klipli, Homojenite Düzeltmesi (+)
- : Klipli, Homojenite Düzeltmesi (-)

Şekil 6c - Akciğer doz-volum histogramı.

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

AKCİĞER DOZ-VOLUM HISTOGRAMLARI



- : Star'a göre, Homojenite Düzeltmesi (+)
- : Star'a göre, Homojenite Düzeltmesi (-)
- : Kipli, Homojenite Düzeltmesi (+)
- : Kipli, Homojenite Düzeltmesi (-)

| DOZ (%) | AKCIĞER HACMI | | | | MEME HACMI | |
|---------|------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|-------------------------|----------------|
| | SKAR İZİNE GÖRE | | KLİPLİ | | SKAR İZİNE GÖRE HACİM % | KLİPLİ HACİM % |
| | HOMOJENİTE (-) HACİM % | HOMOJENİTE (+) HACİM % | HOMOJENİTE (-) HACİM % | HOMOJENİTE (+) HACİM % | | |
| 0 | (0 - 9) | (1 - 20) | (2 - 12) | (6 - 32) | (11 - 52) | (16 - 57) |
| 50 | (0 - 4) | (0 - 9) | (1 - 5) | (2 - 11) | (7 - 41) | (13 - 47) |
| 75 | (0 - 2) | (0 - 2) | (0 - 2) | (0 - 5) | (4 - 33) | (7 - 34) |

Tablo 5- Target dozun %75, 50 ve25'ini alan akciğer ve meme volümlerine homojenite düzeltmesinin etkisi.

TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapide ek dozun amacı, tümör dokusu etrafındaki bölgeye daha fazla doz vererek tümör yinelenme oranını düşürmektir (19, 23, 24). Ayrıca tümör kontrolü için gerekli olan dozun ışınlama volümüne mümkün olduğu kadar homojen olarak verilmesi gerekmektedir (14, 21, 22).

10 hastada, elektron ek doz planlamasının kliplere ve skara göre yapıldığı tedavi planlamalarında skara göre belirlenen target volümün % 85 referans izodoz tarafından yeterince kapsanmadığı saptanmıştır. Klinik olarak belirlenen alanların % 90'ında alan değişikliği gerekmiştir. Bu değişiklik 1 hastada (% 10) alan boyutlarının küçültülmesi, 8 hastada (% 80) alan boyutlarının büyütülmesi şeklinde olmuştur.

Harrington ve arkadaşları, tümör eksizyon duvarına radyopak klip yerleştirilmiş 50 hastada , elektron boost alanını, klinik bilgi kullanarak 2 cm. marj ile tespit etmişlerdir. Klinik boost alanının, klinik marj ile 16 hastada (% 32) cerrahi kliplerin etrafını uygun bir şekilde kapsadığı, 34 hastada ise (% 68) klinik alanın yetersiz olduğu ve düzeltme gerektiğini tespit etmişlerdir. 28 (% 56) hastada alan boyutlarının büyütüldüğünü ve 6 (% 12) hastada alanların küçültüldüğünü bildirmişlerdir (11). Bedwinek (4), skar ve postoperatif endurasyon kullanarak, vakaların % 50'sinde targette yetersiz kapsama rapor etmiştir. Araştırmacı cerrahi kliplere dayalı planlamanın uygunluğunu bildirmiştir. Machtay ve arkadaşları (15) ise elektron ek dozunda klinik set-up'ta skarın kullanılmasının tümör yatağı altındaki yerleşimi göstermede kötü bir gösterge olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, 10 hastanın 5'inde (% 50) enerji değişikliği gerekmiştir. 2 (% 20) hastada enerji 3 MeV düşürülürken, 3 hastada (% 30) 3 MeV'in üzerinde arttırılmıştır. Gantry açısı 2 hastada (% 20) 10⁰'nin altında 3 hastada (% 30) 10⁰'nin üstünde değiştirilmiştir. Kolimatör açısı ise 4 hastada (% 40) 10⁰'nin üzerinde değişmiştir. Messer ve arkadaşları (17) yaptıkları çalışmada erken evre meme kanserli 45 hastayı elektron ek doz için değerlendirmişlerdir. Bir radyoterapist boost alanını cerrahi öncesi mamografiler ve klinik olarak tanımlamış, bir diğer radyoterapist tedavi alanını bilgisayarlı tomografi yardımıyla tespit etmiştir. Planlama sonucunda hastaların % 80'inde klinik olarak tespit edilen alan değişmiş. Ayrıca alanlarla birlikte en çok değiştirilen parametrenin de enerji olduğunu saptamışlar, gantry ve kolimatör açılarında daha az değişiklik gerektiğini bildirmişlerdir.

Ancak, Regine ve arkadaşları (26) bilgisayarlı tomografi ve kliplerle tanımlanan tümör volümünü kullanarak planlaması yapılan alanlarla kıyaslandığında 17 hastanın 12'sinde klinik olarak belirlenen alanlarda yetersizlik olduğunu bulmuşlardır. Bir başka çalışmada ise, meme bilgisayarlı tomografileri kullanılarak tümör yatağı tanımlanmış ve bu tekniğin meme kanserinin radyoterapisinde coğrafik başarısızlık potansiyelini minimuma indirdiği bildirilmiştir (30).

% 85'lik izodoz eğrisinin targeti kapsamaması için alan merkezinin 3 hastada (% 30) 0-1cm., 2 hastada da (% 20) 1-3 cm. kaydırılması gerekmiştir. Messer ve arkadaşları (17)'nin çalışmasında da 45 hastanın 26'sında (% 57) alan merkezinde değişiklik yapıldığı bildirilmiştir.

Skar ve klinik bilgilere dayalı yapılan elektron ek doz planlamasında; homojenite düzeltilmesi yapılmamış hastalarda target dozunun % 75, 50 ve 25'ini alan akciğer volümü % 0-2, % 0-4,% 0-9 arasında değişirken, homojenite

düzeltilmesiyle bu volümler % 0-2, % 0-9, % 1-20 'ye yükselmiştir. Volümlerdeki bu artış elektron huzmelerinin akciğerdeki yoğunluk farklılığından kaynaklanan giriciliğindeki artıştan dolaydır. Kliplerin gözönüne alınmasıyla ve homojenite düzeltilmesi yok iken yapılan planlamadaki akciğer volümlerinin değerlendirilmesinde, target dozunun % 75, 50 ve 25'ini alan akciğer volümleri % 0-2, % 1-5, % 2-12 olarak değişmektedir. Bu volümler skar ile yapılan planlamada bulunan değerlerden daha büyüktür. Bu fark alan ve enerjide yapılan değişikliklerin volüm üzerindeki arttırıcı etkisinden kaynaklanmaktadır. Homojenite düzeltilmesi yapılmasıyla bu volümler % 0-5, % 2-11, % 6-32 'ye kadar yükselmektedir. Işınlanan meme volümü için; akciğer homojenite düzeltilmesinin etkisinin olmadığı tespit edilmiştir. Ancak, skara göre planlama yapıldığı zaman target dozunun % 75 , 50 ve 25 'ini alan meme volümleri % 4-33, % 7-41, % 11-52, klipler dikkate alındığı zaman alan boyutundaki değişikliklerden dolayı % 7-34, % 13-47, % 16-57 olarak artmıştır (Tablo 5).

Sonuç olarak; klinik bulgulara bağlı olarak tespit edilen ek doz alanları yüksek oranda isabetsizlik göstermektedir. Çalışmamızın ve araştırmaların hemen hemen tümünde ortaya çıkan sonuç, cerrahi skarı , cerrahi endurasyon alanı ve preoperatif tümör lokalizasyonuna dayalı bilgilerin , tümör yatağının optimal lokalizasyonunu sağlayacak yeterli doğru bilgiyi sağlayamamasıdır.

Klinik olarak belirlenen alanlarla tedavi olan hastalarda tümör yatağını uygun olarak kapsamak için çok düşük veya çok yüksek elektron enerji seçilebilir. Bu hem lokal yineleme hem de geç normal doku hasarı açısından önemlidir.

Ek doz uygulamasının lokal kontrol üzerine etkisini ispatlamadaki güçlülere rağmen target volümün sınırlarının doğru çizilmesi kaliteli tedavi için bir amaçtır. Koruyucu cerrahi sırasında tümör yatağının bütün duvarlarına konacak

klipler ek doz volümünü belirlemek açısından radyoterapiste yol gösterecektir. Tümör yatağında cerrahi kliplerin bulunmasıyla sağlanacak ilave bilgiler bu tedavilerin doğruluğunu iyileştirmede ve doz optimizasyonunda büyük yarar sağlayacaktır.



**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

ÖZET

Amaç: Çalışmamızda, elektron boost alanının, klinik veriler + cerrahi insizyon veya klinik veriler + cerrahi insizyon ve kliplere göre saptandığı iki tedavi planlaması doz optimizasyonu yönünden karşılaştırılmıştır.

Materyal ve Metot: Değerlendirme, cerrahi girişim sırasında tümör yatağının sınırları kliplerle işaretlenmiş 10 hastada yapılmıştır. Başlangıçta bu hastalarda tedavi alanı ve tedavi derinliği, cerrahi insizyon hattı ve cerrahi öncesi verilerle tespit edilmiştir. Bilgisayarlı tomografi filmleri çekilerek, tümör yatağı derinliği bilinmediği için merkezi kesitte % 85'lik referans izodozun göğüs duvarı iç yüzünden geçmesi referans alındı. İkinci planlamada ise cerrahi klipler dikkate alınarak % 85 referans izodozun her kesitteki klipi 1 cm. marj ile kapsaması amaçlanarak enerji, alan boyutu, gantry açısı, kolimatör açısı ve alan merkezi gibi parametrelerin değişikliği incelendi. Her iki boost tedavi alanı belirleme yöntemi, referans izodoz ve target volüm ilişkisi gözönüne alınarak boost alanının akciğer dozlarına katkısını değerlendirmek üzere doz-volüm yönünden analizi yapıldı.

Bulgular: Klipler dikkate alındıktan sonra değerlendirme yapıldığı zaman 10 hastanın 5'inde (% 50) enerji, 9'unda (% 90) alan boyutu, 5'inde (% 50) gantry açısı, 4'ünde (% 40) kolimatör açısı ve 5'inde (% 50) de alan merkezinde değişiklik yapılmıştır. Skar ve klinik bilgilere dayalı yapılan ek doz planlamasında, homojenite düzeltmesi yapılmamış hastalarda target dozunun % 75, 50 ve 25'ini alan akciğer volümü % 0-2, % 0-4, % 0-9 arasında değişirken, klipler gözönüne alındığı zaman ve homojenite düzeltmesi yapıldığı zaman bu volümler % 0-5, % 2-11, % 6-32 olarak belirlenmiştir.

Sonuç: Bu veriler ışığında lokal başarısızlığı azaltmak ve target volümde optimum doz dağılımını elde etmek için cerrahi kliplerin kullanımını önermekteyiz.



SUMMARY

The aim: The study has been designed to compare the difference between two types of guides for the boost treatment planning methods which are clinical parameters plus surgical scars, and clinical parameters plus surgical scars plus clips placed in the tumor bed.

Methods: Ten patients who had surgical clips placed in the tumor bed at the time of tumor excision were evaluated. At first, treatment field and treatment depth of this patients were defined according to incision scars and clinical parameters of the patients before surgery. In the first types of treatment planning since the tumor bed depth was can not be determined, CT scan were done and inner surface of the thoracic wall were covered by 85% reference isodose on the central slice. In the second one, it's aimed that all clips within 1 cm in 85% reference dose of each slice encompassed in the treatment plan. The changes in field , energy, gantry angle, collimator angle, and field center were evaluated. Each boost treatment planning method were analyzed in order to evaluate the contribution of boost field to the lung doses, in consideration of reference isodose and target volume.

Results: It has been shown that in 5 out of 10 patients (50%) the energy, in 9 patients (90%) the fields, in 5 patients (50%) the gantry angles, in 4 patients (40%) the collimator angles, and in 5 patients (50%) the field centers should have been corrected when the clips were taken in consideration. In the patients in whom the boost dose planning were done according to the incision scar and clinical findings and the homogeneity correction was not done dose volume that took the 75%, 50%, and 25% of the target dose were 0-2 %, 0-4 %, 0-9 % respectively. But if the clips were considered and the homogeneity was corrected, the volume was 0-5 %, 2-11 %, 6-32 % respectively.

Conclusion: This study demonstrates that surgical clips and CT scan usage are important to correct the lung tissue volume doses and to do appropriate boost treatment planning.



KAYNAKLAR

- 1) Aslay I., Töre G., Bilge N., Kızır A., Tütün A., Özbay I.; " Meme kanserinde postoperatif göğüs ceperi ışınlama planlamasında ultrasound'un kullanımı." Türk Onkoloji Dergisi, 5. Cilt, 991-995 (1990).
- 2) Baeza M. R., Solé J., Leon A., Arraztoa J., Rodriguez R., Claire R., Cornejo S., Cornejo J.;" Conservative treatment of early breast cancer". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 14, 669-676 (1988).
- 3) Bataini J. P., Picco C., Martin M., Calle R.; " Relation between time-dose and local control of operable breast cancer treated by tumorectomy and radiotherapy or by radical radiotherapy alone". Cancer 42: 2059-2065 (1978).
- 4) Bedwinek J.;" Breast conserving surgery and irradiation: The importance of demarcating the excision cavity with surgical clips". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 26, 675-679 (1993).
- 5) Bedwinek J.;" Treatment of stage I and II adenocarcinoma of breast by tumor excision and irradiation". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 7, 1553-1559 (1981).
- 6) Clarke D., Martinez A., Cox M. D. R.; "Analysis of cosmetic results and complication in patients with stage I and II breast cancer treated by biopsy and irradiation". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 9, 1807-1813 (1983).
- 7) Dubois J. B., Gary-Bobo J., Pourquier H., Pujol H.;" Tumorectomy and radiotherapy in early breast cancer: A report on 392 patients". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 15, 1275-1282 (1988).
- 8) Fein D. A., Fowble B. L., Hanton A. L., Hoffman J. P., Sigurdson E. R., and Eisenberg B. L.; "Does the placement of surgical clips within the excision cavity, influence local control for patients treated with breast conserving surgery and irradiation?". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 35, 1009-1017 (1996).
- 9) Fourquet A., Campana F., Mosseri V., Cetingöz R., Luciani S., Labib A., Asselain B., Vilcoq J. R.; "Iridium-192 versus Cobalt-60 boost in 3-7 cm breast cancer treated by irradiation alone : A final results of a randomized trial". Radiotherapy and Oncology 34, 114-120 (1995).

- 10) Gilligan D., Hendy J. A., Yarnold J. R.;"The use of ultrasound to measure breast thickness to select electron energies for breast boost radiotherapy". *Radiotherapy and Oncology* 32, 265-267 (1994).
- 11) Harrington K. J., Harrison M., Bayle P., Evans K., Dunn P. A., Lambert H. E., Saidan Z., Lynn J., and Simon J. W.;" Surgical clips in planning the electron boost in breast cancer: A qualitative and quantitative evaluation". *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 30, 579-584 (1996).
- 12) Harris J. R., Botnick L., Bloomer W. D., Chaffey J. T., and Hellman S.;" Primary radiation therapy for early breast cancer: The experience at the join center for radiation therapy" . *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 7, 1549-1552 (1981).
- 13) Khan F. M.; *The physics of Radiation Therapy.* Willims and Wilkins (1994).
- 14) Klevenhagen S. C.; *Physics of Electron Beam Therapy.* Medical Physics Handbooks 13 , (1985).
- 15) Machtay M., Lanciano R., Hoffman J., and Hanks G. E.;"Inaccuracies in using the lumpectomy scar for planning electron boosts in primary breast carcinoma". *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 30, 43-48 (1994).
- 16) Mansfield C. M., Komarnicky L. T., Schwartz G.F., Rosenberg A. L., Krishman L., Jewell W. R., Rosato F. E., Moses M. L., Haghbin M., Taylor J.; "Ten year result in 1070 patients with stages I and II breast cancer treated by conservative surgery and radiation therapy". *Cancer* 75, 2328-2336 (1995).
- 17) Messer P.M., Kirikuta I.C., Bratengeier K., Flentje M.; " CT planning of boost irradiation in radiotherapy of breast cancer after conservative surgery". *Radiotherapy and Oncology* 42, 239-243 (1997).
- 18) Perez A.C., Garcia D.M., Kuske R.R., Levitt S.H.; *Breast: Stage T_{is}, T₁, and T₂ tumors.* In: Perez A.C., Brady L.W., *Principles and Practice of Radiation Oncology* J.B. Lippincott Company 877-947 (1992).
- 19) Perez A.C., Taylor M.E., Halveson K., Garcia D., Kuske R.P., Lockett M.A.; " Brachytherapy or electron beam boost in conservation therapy of carcinoma of the breast: A nonrandomized comparison ". *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 34 , 995-1007, (1996).
- 20) Pezner R.D.;" Cosmetic breast fibrosis: It's the local boost! ". *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 30, 1251-1252 (1994).

- 21) Purdy J.A., Glasgow G.P., Lightfoot D.A.; Principles of Radiology Physics, Dosimetry, and Treatment Planning. In: Perez A.C., Brady L.W., Principles and Practice of Radiation Oncology J.B. Lippincott Company 183-207 (1992).
- 22) Purdy J.A., Glasgow G.P.; External beam dosimetry and treatment planning. In: Perez A.C., Brady L.W., Principles and Practice of Radiation Oncology J.B. Lippincott Company 208-245 (1992).
- 23) Ray G.R., Fish V.J.;" Biopsy and definitive radiation therapy in stage I and II adeno carcinoma of the female breast. Analysis of cosmesis and the role of electron beam supplementation". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 9, 813-818 (1983).
- 24) Recht A., and Harris J. R.; " To boost or not to boost, and how to do it". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 20, 177-178 (1991).
- 25) Recht A.; " When is more better?". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 27, 749-751 (1993).
- 26) Regine W.F., Ayyangar K.M., Komarnicky L.T., Bhandare N.,and Mansfield C.;" Computer-CT planning of the electron boost in definitive breast irradiation". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys 20, 121-125 (1991).
- 27) Schmidt - Ullrich R.K., Wazer D.E., Dipetrillo T., Marchant D.J., Smith T.J., Safaii H., Schmid C., Homer M.J.; " Breast conservation therapy for early stage breast carcinoma with outstanding 10-year locoregional control rates: A case for aggressive therapy to the tumor bearing quadrant". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 27, 545-552 (1993).
- 28) Sedlmayer F., Rahim H.B.K., Kogelnik D., Menzel C., Merz F., Deutschmann H., Kranzinger M.; " Quality assurance in breast cancer brachytherapy: Geographic miss in the interstitial boost treatment of the tumor bed". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 34, 1133-1139 (1996).
- 29) Solin L.J., Chu J.C.H., Larsen R., Fowble B., Galvin J.M., and Goodman R.L.; " Determination of depth for electron breast boosts". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 13, 1915-1919 (1987).
- 30) Solin L.J., Danof B.F., Schwartz G.F., Galvin J.M., and Goodman R.L.; " A practical technique for the localization of the tumor volume in definitive irradiation of the breast". Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 11, 1215-1220 (1985).

31) Touboul E., Belkacemi Y., Lefranc J.P., Uzan S., Özşahin M., Korbas D., Buffat L., Balosso J., Pene F., Blondon J., Schlienger M., Laugier A.; " Early breast cancer: Influence of type of boost (Electrons and Iridium -192 implant) on local control and cosmesis after conservative surgery and radiation therapy". *Radiotherapy and Oncology* 34, 105-113 (1995).

32) Valdagni R., Italia C., Montanaro P., Ciocca M., G., Salvadori B.; " Clinical target volume localization using conventional methods (anatomy and palpation) and ultrasonography in early breast cancer post-operative external radiation". *Radiotherapy and Oncology* 42, 231-237 (1997).

33) Vilcoq J.R., Calle R., Stacey P., and Ghossein N.A.; " The outcome of treatment by tumorectomy and radiotherapy of patients with operable breast cancer". *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 7, 1327-1332 (1981).



ÖZGEÇMİŞ

1970 yılında İstanbul' da doğdum. İlköğrenimimi İstanbul'da tamamladım. 1987 yılında Kabataş Erkek Lisesi'nden mezun oldum. 1994 senesinde İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünden mezun oldum. Mezun olduğum yıl İstanbul Teknik Üniversitesi Nükleer Enerji Enstitüsünün açmış olduğu yüksek lisans sınavını kazanarak bir sene İngilizce hazırlık kursuna devam ettim.

1995 yılında İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimlerinin açmış olduğu Tıbbi Radyofizik yüksek lisans sınavında başarılı olarak öğrenimime devam etmekteyim.

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**