

ÖZET**LAZER ABLASYONU İÇİN ÇİFT HALKA IŞIN YAYAN BİR FİBER PROBU**

Buluş anomali gösteren venöz yetmezliği gibi doğal, fistül gibi sonradan oluşan veya kısa mesafede toplardamarın bozulması biçiminde oluşan hemoroit ve benzeri hastalıkların kalıcı hasar ya da yara bırakmadan tedavi edilmesinde kullanılan, uç kısmında çift halka ışın yayan bir lazer ablasyon cihazıdır. Belirli bir açıyla uç kısmı konik biçimi verilen ve elde edilen konik ucun belirli bir kısmından itibaren tekrar başka bir açıyla nihai bir konik uç oluşumuyla bahsedilen uç kısımda fiber içinden kılavuzlanan ışınların kırılacağı en az iki farklı konik açılı yüzeyler içeren bir fiber probu (40) içermesiyle karakterize edilmesidir.

İSTEMLER

1. Buluş anomali gösteren venöz yetmezliği gibi doğal, fistül gibi sonradan oluşan veya kısa mesafede toplardamarın bozulması biçiminde oluşan hemoroit ve benzeri hastalıkların kalıcı hasar ya da yara bırakmadan tedavi edilmesinde kullanılan, uç kısmında çift halka ışın yayan bir lazer ablasyon cihazı olup, özelliği;

5

bahsedilen ablasyon cihazının ihtiva ettiği optik fiberin ucunda (10) belirli bir birinci açıyla (θ) ilk konik biçimi verilen ve elde edilen konik ucun belirli bir kısmından itibaren tekrar başka bir ikinci açıyla (α) nihai bir konik uç oluşumuyla bahsedilen fiber ucunda (10) fiber içinden kılavuzlanan ışınların kırılacağı en az iki farklı konik açılı yüzeyler içeren bir fiber probu (40) içermesiyle karakterize edilmesidir.

10
2. İstem 1 e göre bir lazer ablasyon cihazı olup, özelliği; bahsedilen iki farklı konik açılı yüzeyler fiber eksenine (20) birinci açı (θ) yapan bir birinci bölüm (14) ve ikinci açıyı (α) teşkil eden bir ikinci bölüm (15) içermesiyle karakterize edilmesidir.
3. İstem 1 veya 2 ye göre bir lazer ablasyon cihazı olup, özelliği; bahsedilen fiber ucuna (10) kılavuzlanan ışıklardan bir kısmının bir birinci yansıma açısıyla (ω_1) yansiyarak başka bir açıyla kırılarak uç kısım çevresinde birinci halkanın teşkil edildiği bir birinci bölüm (14) ve bahsedilen ışıklardan fiber eksenine (20) yakın olan diğer kısmının ise başka bir yansıma açısıyla yansiyarak ve kırılarak yine uç kısım çevresinde ikinci bir halkanın teşkil edildiği bir ikinci bölüm içermesiyle karakterize edilmesidir.
4. İstem 1 e göre bir lazer ablasyon cihazı olup, özelliği; yanal atıma ek olarak belirli bir enerji seviyesinde lazer ışınını karşı atım da yapılabilmesine imkan tanımak üzere probun (40) içinden fiber eksenine (20) boyunca fiber ucuna (10) kılavuzlanan lazer ışınının fiber eksenine (20) boyunca dışarıya kılavuzlandırıldığı düzleştirilmiş bir kısım ihtiva eden bir küt fiber ucu (43) içermesiyle karakterize edilmesidir.
5. İstem 1 e göre bir lazer ablasyon cihazı olup, özelliği; optik fiber probu (40) üretildikten sonra fiber ucun (10) içine yerleştirildiği ve ısı ile kapatılmış kuvars bir cam gövde (45) içermesiyle karakterize edilmesidir.
6. Buluş anomali gösteren venöz yetmezliği gibi doğal, fistül gibi sonradan oluşan veya kısa mesafede toplardamarın bozulması biçiminde oluşan hemoroit ve benzeri hastalıkların kalıcı hasar ya da yara bırakmadan tedavi edilmesinde kullanılan, uç kısmında çift halka ışın yayan bir lazer ablasyon cihazı üretim yöntemi olup, özelliği;

25

30

bahsedilen ablyasyon cihazının içerdiği probun (40) fiber ucunda (10) optik fiber boyunca içinden kılavuzlanan ışınların kırılarak fiber ucu (10) evresinde çift halka lazer ışınların oluşturulacağı iki farklı konik açılı yüzeyler elde etmek üzere;

5

işlenmemiş fiber yüzeyinin (13) belirli bir ilk konumlama açısıyla (α_1) cilalama sisteminde kullanılan film yüzeyine yerleştirilmesi, fiber ucunun (10) belirli bir açıda ilk konik şeklinin verilmesi,

ilk aşamasını tamamlamış ve konik şekli almış fiber ucunun (10) tekrar film yüzeyine yerleştirilmesi,

10

bu esnada uç kısma belirli bir ikinci aı ile film yüzeyine birinci bölümün belirli bir kısmına kadar işlenmesi ve böylece fiber ucunda (10) ikinci bölümün (15) teşkil edilerek bahsedilen fiber ucunda (15) en az iki farklı konik açılı yüzeyler elde edilmesiyle karakterize edilmesidir.

7. İstem 6 ya göre bir lazer ablyasyon cihazı üretim yöntemi olup, özelliği; bahsedilen iki farklı konik açılı yüzeyler fiber eksenine (20) birinci açı (θ) yapan bir birinci bölüm (14) ve ikinci açıyı (α) teşkil eden bir ikinci bölüm (15) içermesiyle karakterize edilmesidir.

15

8. İstem 6 ya göre bir lazer ablyasyon cihazı üretim yöntemi olup, özelliği; öncelikle fiber ucuna (10) ilk formunu vermek için işlenmemiş fiber yüzeyinin (13) belirli bir ilk konumlama açısı (α_1) ile cilalama sisteminde kullanılan birinci film yüzeyine (30) yerleştirilmesi ve fiber ucunun (10) bu ilk konumlama açısıyla (α_1) ilk konik şeklini alması, ilk aşamasını tamamlamış ve konik şekli almış fiber ucunun (10) ikinci film yüzeyine (31) yerleştirilmesi, bu esnada uç kısma belirli bir ikinci konumlama açısı (β) ile ikinci film yüzeyine (31) birinci bölümün (14) belirli bir kısmına kadar işlenmesi ve böylece fiber ucunda (10) ikinci bölümün (15) teşkil edilmesi işlemlerini içermesiyle karakterize edilmesidir.

20

25

TARİFNAME

LAZER ABLASYONU İÇİN ÇİFT HALKA IŞIN YAYAN BİR FİBER PROBU

Teknik Alan

5 Buluş uç geometrisi değiştirilerek çift halka ışın yayan bir fiber probu ve bunun elde edilmesi için bir yöntemle ilgilidir.

Daha belirgin olarak mevcut buluş fiber boyunca kendisine kılavuzlanan lazer ışığını iki dairesel halkaya deflekte eden (saptırma veya yön değiştirme) iki açılı konik bir uç geometrisinin bir cilalama yöntemi kullanılarak tek bir fiber ucunda biçimlendirilmesiyle elde edilen bir fiber probuyla ilgilidir.

10 Buluş ayrıca anomali gösteren venöz yetmezliği gibi doğal, fistül gibi sonradan oluşan veya kısa mesafede toplardamarın bozulması biçiminde oluşan hemoroit ve benzeri hastalıkların kalıcı hasar ya da yara bırakmadan tedavi edilmesinde kullanılan uç kısmında çift halka ışın yayan ve ayrıca bununla birlikte hemoroit tedavisi gibi belirli uygulamalarda karşı ışın atımı yapan bir lazer ablasyon cihazıyla ilgilidir.

Tekniğin Bilinen Durumu

15 Toplardamarlarda bulunan kapakçıklar kan kalbe doğru giderken açıktır. Ters yönde giderken kapakçıklar kapanarak kanın normal hareketine yardımcı olur. Venöz yetmezlik yaşayan hastalarda bu kapakçıklar sağlıklı bir şekilde çalışmaz. Bu yüzden damarlarda birikme yaşanır. Venöz yetmezlik sebebiyle meydana gelen varisler toplumda çok sık karşımıza çıkmaktadır. Yaşam standartlarını olumsuz etkileyen bir sağlık problemi olan varislerin tedavisinde bir çok yöntem kullanılmıştır.

20 Venöz yetmezliğe bağlı varislerin tedavisinde varisler için özel olarak tasarlanmış basınçlı çoraplar kullanılabilir. Bu sayede variköz damarların büyümesi engellenir. Fakat bu durumda hastanın uzun süre kan basıncını düzenleyen bir ilaç kullanması gerekeceğinden bu yöntem hasta için kullanışlı değildir ve ileri boyuttaki varislerin tedavisinde kullanılamamaktadır.

25 Soyma yöntemi (stripping method) işlem öncesi anestezi gerektiren cerrahi bir yöntemdir. Ayrıca iyileşme süresi uzun sürmektedir. Skleroterapi tedavi yönteminde ise venöz yetmezlik olan damarlara tuzlu su veya ilaç enjekte edilir. Bu yöntem işlem öncesinde anestezi ve kesi gerektirmez fakat acılı bir yöntemdir.

Son olarak; damarın alınması, tıkanık olan damar ile değiştirilmesi gibi çeşitli cerrahi yöntemler ise anestezi, cerrahi kesi gerektirdiğinden ve sonrasında acı, kesinin enfeksiyon kapma riski, yara ve

kalıcı hasar bırakabildiğinden dolayı dezavantajlıdır. Klasik Tedaviler bir çok yan etkiye sebep olabilmektedir. Son zamanlarda venöz yetmezlik tedavisinde lazer cihazlar sıklıkla yer almıştır.

5 Varislerin yanı sıra hemoroit, fistül ve benzeri hastalıklar da yaygın olarak karşımıza çıkmaktadır. İnsanların %80'i hayatlarında en az bir kez hemoroit hastalığını yaşamaktadır. Hemoroit varislerde olduğu gibi perianal bölgedeki toplardamarın genişlemesi ile meydana gelmektedir. Hemoroit dokusunun içindeki toplardamar basıncı artarsa bu doku şişer ve sarkmaya başlar. Bunun sonucunda da hastalığa dönüşür. Fistül ise cilt ile bağırsaklar arasında bir boşluk meydana getirerek makat etrafında akıntıya sebep olan bir hastalıktır. Hemoroit, fistül, varis gibi hastalıkların yanı sıra prostat, meme, karaciğer gibi organlardaki tümörlerin tedavisinde, troid nodüllerinin tedavisinde herhangi bir kesi, yara ve doku kaybına neden olmaması, iyileşme süresinin daha kısa olması sebebiyle lazer ablasyon cihazları tercih edilmektedir.

10 Optik fiberler sağlık sektöründe litotripsi, venöz yetmezlik ve fototermal doku ablasyonunda sıklıkla kullanılmıştır. Lazer ablasyon, ameliyat ile hasarlı damarın çıkartılması yerine damar içine ince bir yapı ile girerek uygun lazer enerjisi verilerek hasarlı damarın içeriden tedavi edilmesini temel alan bir tedavi yöntemidir. İşlemin uygulama ve iyileşme süresi diğer tedavi yöntemlerine göre çok daha kısadır. Hasta günlük aktivitelerine hemen dönüş yapabilir. Cerrahi operasyon ve diğer klasik yöntemlere oranla başarı oranı daha yüksektir ve tekrarlama ihtimali düşüktür.

20 Optik fiber kablolar, ışınların içinden kolay bir şekilde geçebildiği cam veya plastik yapılardır. Çapraz modlar ve yayılma hatları ile desteklenen optik fiberlere çok modlu fiber optik denir. Tek modlu fiberler ise tek bir mod ile desteklenen fiberlerdir. Optik fiber kablolar ek yapılması oldukça zor ve karmaşıktır. Fiberlerin birleşim yapılacak uçlarının dikkatlice kesilmesi ve sonrasında eritilerek ya da mekanik olarak birleştirilmesi gerekir.

25 Optik fiberlerin çapları esnek ve insan dokusu ile uyumlu olduğu için istenen enerjii iletirler. Çıplak, radyal ve yan yanma olmak üzere tıbbi amaçla kullanılan üç tip lazer ışın vardır. Çıplak optik fiber, yan itici fiberin lazer ışığını fiber eksenine dikey ilettiği optik fiber ile aynı yönde lazer ışığı yayar yani dairesel bir giriş oluşturur. Radyal fiberler 360 derece homojen bir şekilde lazer ışığı yayarlar, yani dairesel bir giriş oluştururlar. Genellikle venöz yetmezliği ortadan kaldırmada radyal fiberler kullanılır. Venöz yetmezliğin tedavisinde halka tipi ışınlar en ideal lazer ışın şeklidir. Halka tipi ışın kullanılması temel sebebi ise halka tipi ışınların damar duvarlarına daha az ışın vermesidir. Çift halkalı optik fiberlerin her bir halka için dağıtılan yoğunluğu ve sıcaklık artışını azaltma gibi avantajları vardır. Birinci halkası damar duvarını ısıtırken ikinci halkası ısıtılmış yüzeyini büzer. Çift halkanın venöz yetmezlik üzerindeki avantajları bilinirken üretim tekniği hakkında çok az bilgi vardır.

WO2011085299 nolu patent dokümanı yağ dokusunun altındaki bir ışın tedavisi, radyasyon enerji kaynağı vasıtasıyla oluşturulan bir yöntemden bahsetmektedir. Radyasyon destekli doku iyileştirmesi olarak açıklanan yöntem, cildin altına bir cihazın veya bir parçanın bir kısmının, tedavi edilecek alanlara yerleştirilmesi, radyasyon yayılması ve cihazı tüm bölüme ulaşmak için doku alanı içinde hareket ettirmekten oluşur. Deri altı radyasyon tedavisini gerçekleştiren cihaz, cildin altına takılabilen bir kısım ve vücudun dışında tutulabilen ve manipüle edilebilen bir el aleti içermektedir. Tercih edilen bu düzenlemede, el aleti, yağlı dokunun iyileştirilmesi ve/veya sulaması için en az bir kanal içeren içi boş bir kanülden ve yağ dokusunun iyileştirilmesi ve sıvılaştırılması amacıyla gövde-duvar bölümünde bir ışık yönlendirici araçtan meydana gelir. Çok çeşitli fiber ucu konfigürasyonları vardır. Örneğin yan yayan, konik, radyal yayan, damla şekli, yansıtıcı kapaklar kullanılabilir. Cihaz; el cihazına kalıcı veya sökülebilir bir şekilde tutturulmuş cihaz parçasına dahil edilen en az bir radyasyon kaynağını içermektedir. Ancak burada bahsedilen özellikle venöz yetmezlik ve benzeri hastalıklar için geliştirilmemiş yağ dokusunun çıkarılması ile ilgili bir cihazdır.

KR20130114403 nolu patent ise mevcut optik fibere küçük optik bir sistem ekleyerek (optik fiberin ucuna eklenen konveks ve konkav şeklinde ayna ya da aliminyum kaplama bir ek parça) kan damarı içerisindeki atık madde, halka şeklinde ışın çıkışı olan fiber optik cihaz sayesinde eritilebilir. Ancak bu patent dokümanında belirli açılarla cilalama yöntemiyle elde edilen belirli çaplardaki iki halkadan bahsedilmemiş, sözü geçen tedavi yöntemindeki halkalar fiber optiğin ucuna eklenen bir ek sistem ile elde edilmiştir.

WO2012047309 nolu patent dokümanına göre bu cihaz damara 360° radyal emisyon için distal bölgesinde iki veya daha fazla yayıcı kısım içeren bir optik fiberden oluşur. Patent dokümanına göre cihazda iki ışın yayılma bölgesi vardır. Işın yayılma yönü fiberin konik parçalarının açısı ile belirlenir. Fiberin kesik konisi ile kaynaştırılmış olabilir. Kaynaştırılmadığı zaman içerisindeki boşluk yapıştırıcı ile veya sıvı ile doldurulabilir. Fiberin yanal yüzeyi cam kubbe ile kaynaştırılabilir ya da yapıştırılabilir. İki değişik açı ile oluşturulan iki fiber optik birleştirilerek (ek yapılarak) istenen yansıma açıları elde edilir. Bu yöntemle elde edilen yansıma açıları ile orantılı çapa sahip olan daire şeklindeki iki veya daha fazla ışın sayesinde venöz yetmezlik ve benzeri hastalıklar tedavi edilir. Ancak bu cihazın üretiminde kullanılan teknik ekonomik açıdan ele alındığında dezavantajlıdır.

Sonuç olarak, önceki teknik çözümlerin üretim zorlukları nihai ürün maliyetini artırmaları ve çözümün yaygınlaşmasına engel olmaları nedeniyle daha kolay ve az maliyetle üretilebilen bir çift halka lazer cihazına duyulan ihtiyaç mevcut buluşun ortaya çıkmasına neden olmuştur.

Buluşun Amacı ve Kısa Açıklaması

Buluşun amacı anomali gösteren venöz yetmezliği gibi doğal, fistül gibi sonradan oluşan veya kısa mesafede toplardamarın bozulması biçiminde oluşan hemoroit ve benzeri hastalıkların kalıcı hasar ya da yara bırakmadan tedavi edilmesinde kullanılan, öncesinde anestezi ya da herhangi bir işlem gerektirmeyen, sonrasında hasar ya da yara bırakmayan bir tedaviye imkan tanıyan ve bir optik fiberin zımparalama ve cilalama yöntemi kullanılarak işlenmiş bir fiber ucundan düşük enerjili çift halka ışın yayan bir lazer probu ve bunun üretim yöntemi ortaya koymaktır.

Buluşun bir başka amacı; bir optik fiberin ucunda belirli bir birinci açıyla ilk konik biçimi verilen ve elde edilen konik ucun belirli bir kısmından itibaren tekrar başka bir ikinci açıyla ikinci bir konik uç oluşumuyla bahsedilen fiber ucunda fiber içinden kılavuzlanan ışınların kırılacağı iki farklı konik açılı yüzeyler içeren bir fiber probu ortaya koymaktır.

Buluşun bir başka amacı; yanal atıma ek olarak belirli bir enerji seviyesinde lazer ışınını karşı atım da yapılabilmesine imkan tanımak üzere probun içinden fiber eksenine boyunca fiber ucuna kılavuzlanan lazer ışınının fiber eksenine boyunca dışarıya kılavuzlandırıldığı düzleştirilmiş bir kısım ihtiva eden bir küt fiber ucu ortaya koymaktır.

Buluşun bir başka amacı; öncelikle fiber ucuna ilk formunu vermek için işlenmemiş fiber yüzeyinin belirli bir ilk konumlama açısı ile cilalama sisteminde kullanılan birinci film yüzeyine yerleştirilmesi ve fiber ucunun bu ilk konumlama açısıyla ilk konik şeklini alması, ilk aşamasını tamamlamış ve konik şekli almış fiber ucunun ikinci film yüzeyine yerleştirilmesi, bu esnada uç kısma belirli bir ikinci konumlama açısı ile ikinci film yüzeyine birinci bölümün belirli bir kısmına kadar işlenmesi ve böylece fiber ucunda ikinci bölümün teşkil edilmesi işlemlerini içeren bir lazer ablasyon cihazı üretim yöntemi ortaya koymaktır.

Şekillerin Kısa Açıklaması

Şekil 1 de buluş konusu çift halka lazer ışını yayan fiber probunun uç kısmı ve burada elde edilen çift halka lazer ışınının izlediği yollar verilmektedir.

Şekil 2a, b ve c de ise buluş konusu yöntemle bir çift halka lazer çıkış ucu elde edilmesinde işlem adımları gösterilmektedir. Şekil 2a da çift halka lazer çıkış ucu elde edilmesi için optik fiberin belirli bir açıyla bir cilalama makinesine yerleştirilmesi gösterilmektedir. Şekil 2b de cilalama makinesiyle optik fiberin belirli bir açıyla işlenerek uç kısımda bir ara formun ve uç kısmının ilk şeklinin verilmesi betimlenmektedir. Şekil 2c de ilk açıyla bir ara form elde edilen uç kısma ikinci bir açı verilerek optik fiber ucunun nihai halinin veya son formunun verilmesi işlemi gösterilmektedir.

Şekil 3 te çok modlu bir optik fiber vasıtasıyla buluş konusu çift halka lazerin elde edilmesi ve bir sensör vasıtasıyla çift halka lazer ışın yapısının ölçülmesi betimlenmektedir.

Şekil 4a da lazer ablasyon için çift halka ışın yayan ve yalnızca yanal atım yapmak üzere ucu sivri olan bir fiber probu gösterilmiştir.

5 Şekil 4b de lazer ablasyon için çift halka ışın yayan ve ayrıca karşı atım için ucu belirli bir oranda düzleştirilmiş (küt) bir fiber probu gösterilmiştir.

Şekil 5 te buluş konusu fiber probu tarafından elde edilen lazer ışınlarının fiziksel özelliklerini etkileyen fiber uç geometrisi parametreleri betimlenmektedir.

10 Şekil 6a, b ve c de a ile gösterilen mesafenin değişimine göre elde edilen ışın güç değişimleri betimlenmektedir. Şekil 6a da $a = 100$ için çift halka ışınların birbirlerine göre güç farklılıkları sunulmaktadır. Şekil 6b de $a = 180$ için ışın güçleri gösterilmektedir. Şekil 6c de ise $a = 220$ için ışın güçleri sunulmaktadır.

Şekil 7a ve b de $a = 180$ için θ ve α açı parametre değişimlerine göre ışın güçleri ve halka çaplarındaki değişimler betimlenmektedir.

15 Şekil 7a da θ açısının azalmasıyla iç halka çapının azaldığı yani bir başka deyişle dış halkadan içe doğru uzaklaştığı gösterilmektedir.

Şekil 7b de α açısının artmasıyla dış halka çapının arttığı yani bir başka deyişle iç halkadan dışa doğru uzaklaştığı gösterilmektedir.

Referans Numaraları

- 20 10. Fiber ucu
11. Kılıf
12. Çekirdek
13. İşlenmemiş fiber yüzeyi
14. Birinci bölüm
25 15. İkinci bölüm
20. Fiber ekseni
21. Birinci ışın yolu
22. İkinci ışın yolu
30. Birinci film yüzeyi

31. İkinci film yüzey
 40. Prob
 41. Detektör
 42. Ölçüm eksenini
 5 43. Küt fiber ucu
 44. Sivri fiber ucu
 45. Cam gövde
 θ . Birinci açı
 α . İkinci açı
 10 ω_1 . Birinci yansıma açısı
 ω_2 . Birinci kırılma açısı
 φ_1 . Birinci halka açısı
 φ_2 . İkinci halka açısı
 α_1 . İlk konumlama açısı
 15 β_1 . İkinci konumlama açısı
 a. Birinci bölüm başlangıcı ile fiber eksenini arasındaki dikey mesafe
 b. İkinci bölüm başlangıcı ile fiber eksenini arasındaki dikey mesafe
 x. Birinci ve ikinci bölüm arası mesafe
 y. İkinci bölüm ve fiber ucu arası mesafe

20

Buluşun Detaylı Açıklaması

Mevcut buluş anomali gösteren venöz yetmezliği gibi doğal, fistül gibi sonradan oluşan veya kısa mesafede toplardamarın bozulması biçiminde oluşan hemoroit ve benzeri hastalıkların kalıcı hasar ya da yara bırakmadan tedavi edilmesinde kullanılan, öncesinde anestezi ya da herhangi bir işlem gerektirmeyen, sonrasında hasar ya da yara bırakmayan bir tedaviye imkan tanıyan ve bir optik fiberden elde edilen probun (40) cilalama yöntemi kullanılarak işlenmiş bir fiber ucundan (10) düşük enerjili çift halka ışın yayan bir lazer cihazı ve bunun üretim yöntemidir.

Dairesel (sirküler) ışın defleksiyonu (saptırma veya yön değiştirme) konik şekilli fiber optik cihazlar vasıtasıyla elde edilebilmektedir. Defleksiyon açısı ve konik açı Snell kanunu ve ışın izleme kullanılarak hesaplanabilmektedir. Konik biçimli bir optik fiber probundan ışığın defleksiyonu için üç temel senaryo bulunmaktadır. İlk senaryoda gelen ışınlar ilk sınırdan yansımakta ve $\theta_{koni} < \pi - 2\theta_{koni-hava}$ olduğunda optik fiberin dışına doğru kırılmaktadır. Yan defleksiyonun elde edilebilmesi için uç açısının (tip angle) $\theta_{koni} < \pi - 2\theta_{koni-hava}$ aralığında olduğu durumda 43.3° e eşit olan kritik

30

açı $\theta_{koni-hava}$; ilk sınırdan tam dahili yansıma (TIR; Total Internal Reflection) sağlanması için $\theta_{koni-hava} = \sin^{-1}(n_{hava}/n_{öz})$ ile hesaplanır.

Yansıyan ışın ikinci koni-hava sınırına doğru ilerler ve yüzey normaliyile gelen ışın arasındaki açı ω_2 olur ve geometriden $\omega_2 = |90 + \omega_1 - \theta_{koni}|$ ile hesaplanır. Lazer ışını bu sınırdan kırılır; kırılma açısı ise $\theta_{kırılan} = \sin^{-1}((n_{öz}/n_{hava})\sin\omega_2)$ ile hesaplanır. Bu hesaplama kullanılarak defleksiyon açısı aşağıdaki eşitliğe dönüşür:

$$\varphi = \frac{180 - \theta}{2} - \sin^{-1}\left(\frac{n_{öz}}{n_{hava}}\sin\omega_2\right)$$

İkinci senaryoda gelen ışınlar optik fiber içine doğru geri yansır. Fiber uç açısının $\pi - 2\theta_{öz-hav} < \theta_{koni} < (\pi + 2\theta_{öz-hav})/3$ aralığında olması durumunda herhangi bir defleksiyon beklenmez. Üçüncü durumda $\theta_{koni} < \pi - 2\theta_{öz-hav}$ olduğunda gelen ışınlar doğrudan ilk sınırdan kırılırlar. Bu durum için aşağıdaki eşitlik yazılabilir:

$$\varphi = \sin^{-1}\left(\frac{n_{öz}}{n_{hava}}\sin\omega_1\right) - \omega_1$$

Buluş konusu yöntemde $\theta_{koni} < \pi - 2\theta_{öz-hava}$ aralığında 56° ve 72° uç açıları kullanılmıştır. Buluş konusu yöntemle hazırlanmış bir fiber ucundan (10) elde edilen çift halka lazer ışının izlediği yollar şekil 1 de verilmektedir. Bahsedilen fiber ucu (10) $600\mu\text{m}$, $630\mu\text{m}$ ve $1040\mu\text{m}$ standart çok modlu bir optik fiber probunun (40) uç kısmı (fiber ucu (10)) işlenerek elde edilmektedir. Ancak amaca ve uygulamaya özel üretilebilecek herhangi bir çok modlu optik fiber de aynı amaçla kullanılabilir. Fiber yapısı temelde bir kılıf (11) (cladding) ve çekirdek (12) (core) ihtiva etmektedir. Şekil 1 de çift halkanın nasıl elde edildiği iki ışın yoluyla temsili olarak açıklanmaktadır. İşlenmemiş fiber yüzeyi (13) şekil 2 de görüldüğü gibi bir cilalama tekniğiyle işlenerek iki açılı bölüm tek bir fiber ucu (10) üzerinde elde edilmektedir. Şekil 1 de birinci bölüm (14) fiber eksenine (20) birinci açı (θ) yapmakta iken ikinci bölüm (15) ikinci açı (α) açığı teşkil etmektedir. Birinci ışın yolunun (21) birinci bölüm (14) ile yaptığı açı birinci yansıma açısını (ω_1) oluşturmaktadır. Birinci ışın yolundan (21) gelen açının birinci bölümden (14) yansıyarak birinci bölümün (14) alt kısmına gelmesi ile oluşan açı ise birinci kırılma açısını (ω_2) teşkil etmektedir. Birinci yansıma açısından (ω_1) yansıyan birinci ışın yolunun (21) fiber ekseni (20) ile yaptığı açı birinci halka açısını (φ_1) oluşturmakta, ikinci ışın yolunun (22) ikinci bölümden gelen yansımasının fiber ekseni (20) ile yaptığı açı ise ikinci halka açısını (φ_2) açısını oluşturmaktadır.

Şekil 1 de buluş konusu fiber probunun ihtiva ettiği fiber ucundan (10) çift halka ışının nasıl elde edildiği temsili ışın yolları ile sunulmaktadır. Burada birinci ışın yolu (21) fiber ekseninden (20) uzak,

- kılıfa (11) yakın ilerleyen ve birinci bölümde (14) kırılan modları temsil etmektedir. İkinci ışın yolu ise (22) fiber çekirdeğine (12) daha yakın ilerleyen ve ikinci bölümde (15) kırılan modları göstermektedir. Buna göre birinci bölüme (14) gelen ışınlar daha geniş bir açıyla kırılarak fiber ucundan (10) bakıldığında geniş bir halka oluşumuna sebep olurlar. İkinci bölüme (15) gelen ışınlar ise birinci bölüme (14) göre daha dar bir açıyla kırılarak fiber çevresinde ve birinci halkanın iç kısmında aynı fiber eksenini (20) etrafında daha küçük çaplı bir halka oluştururlar. Birinci bölümün (14) fiber eksenini ile yaptığı birinci açı (θ) değeri azaltıldığında iç halka küçülmekte, birinci açı (θ) değeri artırıldığında iç halka büyümektedir. İkinci bölümün (15) fiber eksenini ile yaptığı ikinci açı (α) değeri artırıldığında ise dış halka büyümekte, ikinci açı (α) değeri azaltıldığında dış halka küçülmektedir
- 10 Şekil 2a da görüldüğü gibi düz bir biçimde kesilmiş işlenmemiş fiber yüzeyinin (13) zımparalama ve cilalama tekniğiyle işlenerek şekil 2b deki gibi önce belirli bir açıyla birinci bölümün (14) akabinde de ikinci bir açıyla ikinci bölümün (15) teşkil edilmesi betimlenmektedir. Öncelikle fiber ucuna (10) ilk formunu vermek için işlenmemiş fiber yüzeyi (13) belirli bir ilk konumlama açısı (α_1) ile cilalama sisteminde kullanılan birinci film yüzeyine (30) yerleştirilir ve fiber ucu (10) bu ilk konumlama açısıyla
- 15 (α_1) ilk konik şeklini alır ve uç kısmında bahsedilen birinci açı (θ) elde edilir. Bunun üzerine şekil 2c de görüldüğü gibi ilk aşamasını tamamlamış ve konik şekli almış fiber ucu (10) ikinci film yüzeyine (31) yerleştirilir. Bu esnada uç kısma belirli bir ikinci konumlama açısı (β) ile ikinci film yüzeyine (31) birinci bölümün (14) belirli bir kısmına kadar işlenir ve böylece fiber ucunda (10) ikinci bölüm (15) teşkil edilir. İkinci bölümün (15) başlangıcı birinci bölümün (14) ortasında veya ortasına yakın bir
- 20 kısımdadır. Elde edilen çift halka lazer ışına ilişkin fiziksel özellikleri etkileyen fiber uç geometrisi parametreleri şekil 5 te görülmektedir. Burada belirtilen her bir parametre söz konusu çift halka lazerdeki halkaların çapları, kalınlıkları ve böylece birbirine göre ışın güçlerini belirlemektedir. Bunlar arasında birinci bölüm (14) ve ikinci bölüm (15) arasında yatay eksenindeki mesafe, her bir bölümü teşkil eden açı değişim noktalarının dikey olarak fiber eksenine olan uzaklığı ve her bir bölümün fiber
- 25 ekseniniyle yaptığı açılar yer almaktadır.
- Çok modlu bir optik fiber vasıtasıyla buluş konusu çift halka lazer ışını elde edilmesi ve bir sensör veya detektör (41) vasıtasıyla çift halka lazer ışın yapısının ölçülmesi şekil 3'te betimlenmiştir. Söz konusu dalga boyu tedavi için gerekli nihai lazer ışının elde edilmesi için uygundur. Ancak buluş konusu prob (40) yapısıyla farklı dalga boylarında lazer ışınlarıyla farklı alanlarda kullanılmak üzere
- 30 çift halka lazer elde etmek mümkündür. Buluş konusu yöntemde kullanılan optik fiber çok modludur. Optik fiber probunun (40) uç kısmında yer alan işlenmemiş fiber yüzeyi (13) bir zımparalama ve cilalama yöntemi uygulanarak birinci bölüm (14) ve ikinci bölüm (15) olmak üzere fiber ucu (10) çevresinde iki farklı lazer halkasının oluşturulduğu iki bölüm elde edilmektedir. Optik fiber probunun (40) ucuna takılan bir detektör (iris) (41) yardımıyla her bir açıda güç verilerini ölçüm ekseninde (42)

okunabilmekte ve +100 den -100 e kadar değişen dairesel bir yol taranmaktadır. Bahsedilen detektör (41) vasıtasıyla buluş konusu fiber probunun (40) uç kısmından elde edilen ölçümlere ve ayrıca şekil 5 te verilen parametrelere göre elde edilen çift halka lazerdeki değişimlere ilişkin görünüm şekil 6a, 6b, 6c ve şekil 7a ve 7b de görülmektedir.

- 5 Optik fiberlerin (40) ucunun iki farklı açı ile sıralı bir şekilde işlenmesi sebebiyle standart radyal çıkışlı optik fiberlerden (40) farklı olarak iki farklı açıda radyal ışık çıkışı gerçekleştirilmektedir. Bahsedilen iki ayrı halka şeklindeki ışık çıkışları optik fiberin (40) gücünün tedavi esnasında damara homojen bir şekilde yayılmasını sağlamaktadır. Birbirine eşit ve kontrollü olacak bir şekilde yapılan ikinci zımparalama ve cilalama adımları sayesinde radyal ışık çıkışları elde edilmektedir. İkinci
- 10 zımparalama ve cilalama aşaması ne kadar uzun süre yapılır ve uygun zaman parametrelerinde yüzey püzürlülüğü ne kadar azaltılırsa dış radyal halka enerji yoğunluğu da belirli oranda artacaktır. Bu teknikteki en önemli yenilik bahsedilen ışık çıkışının tek parça optik fiber probunun (40) iki farklı açıda zımparalanarak ve cilalanarak elde edilmesidir. Bu özelliği sayesinde üretim kolaylığının yanı sıra maliyet avantajı da sağlanmaktadır.
- 15 Lazer ablasyon cihazının bir örneği şekil 4a ve 4b de gösterilmektedir. Lazer ablasyon cihazı farklı optik fiber uçları (40) sayesinde anomali gösteren venöz yetmezliği gibi doğal, fistül gibi sonradan oluşan veya kısa mesafede toplardamarın bozulması biçiminde meydana gelen hemoroit ve benzeri hastalıkları kalıcı hasar ya da yara bırakmadan tedavi edebilmektedir. Örneğin şekil 4b de gösterilen optik fiber probunun (40) küt fiber ucu (43) sayesinde yanal atıma ek olarak belirli bir enerji
- 20 seviyesinde lazer ışını karşı atım da yapılabilmektedir. Karşıya yapılan bu lazer atımı veya bir başka deyişle fiber çekirdek merkezinden gelen lazer ışığın doğrudan karşıya kılavuzlanması hemoroit tedavisinde önemli bir avantaj sağlamaktadır. Bunun sebebi, hemoroit tedavisinde, endovenöz lazer ablasyonundan farklı olarak, uzman hekimin operasyonu görerek yapması ve bu nedenle ışığı istediği doğrultuda yönlendirebilmesidir. Çünkü varisli damarlardan farklı olarak, hemoroit bölgesi görünür bir
- 25 alandır ve özellikle bazı durumlarda hekimler dokunun içine probu yerleştirep ablasyon yapmak yerine, dokuyu dışarıdan hedeflemeyi tercih edebilmektedirler.

Şekil 4a ve 4b de görüldüğü gibi buluş konusu optik fiber probu (40) üretildikten sonra fiber ucu (10) ısıtılarak kapatılmış kuvars bir cam gövdenin (45) içine yerleştirilmektedir. Bu işlem probun dışarıdaki ortam ile temasını engellemeye yöneliktir ve probun optik özellikleri üzerinde bir etkisi bulunmamaktadır.

30

Buluş konusu fiber probu tarafından elde edilen lazer ışınlarının fiziksel özelliklerini etkileyen fiber uç geometrisi parametreleri şekil 5 te sunulmaktadır. Burada gösterilen mesafeler; yani birinci bölüm başlangıcı ile fiber eksenini arasındaki dikey mesafe (a) ile ikinci bölüm başlangıcı ile fiber eksenini

arasındaki dikey mesafe (b) oluşan lazer halkalarının birbirleri arasındaki güç dağılımları için etkilidir. Benzer biçimde şekil 5 te görülen birinci ve ikinci bölüm arası mesafe (x) ve ikinci bölüm ve fiber ucu arası mesafe (y) de oluşan lazer halkaların konumları ve güç oranlarında etkisi bulunmaktadır. Ayrıca birinci bölümün (14) ve ikinci bölümün (15) uç kısımları ile fiber eksenini arasındaki açılar; yani birinci açı (θ) ve ikinci açı (α) da şekil 7a ve 7b de görüldüğü gibi elde edilen çift halka lazerde iç ve dış halkanın konumları yani çapları değişmektedir.

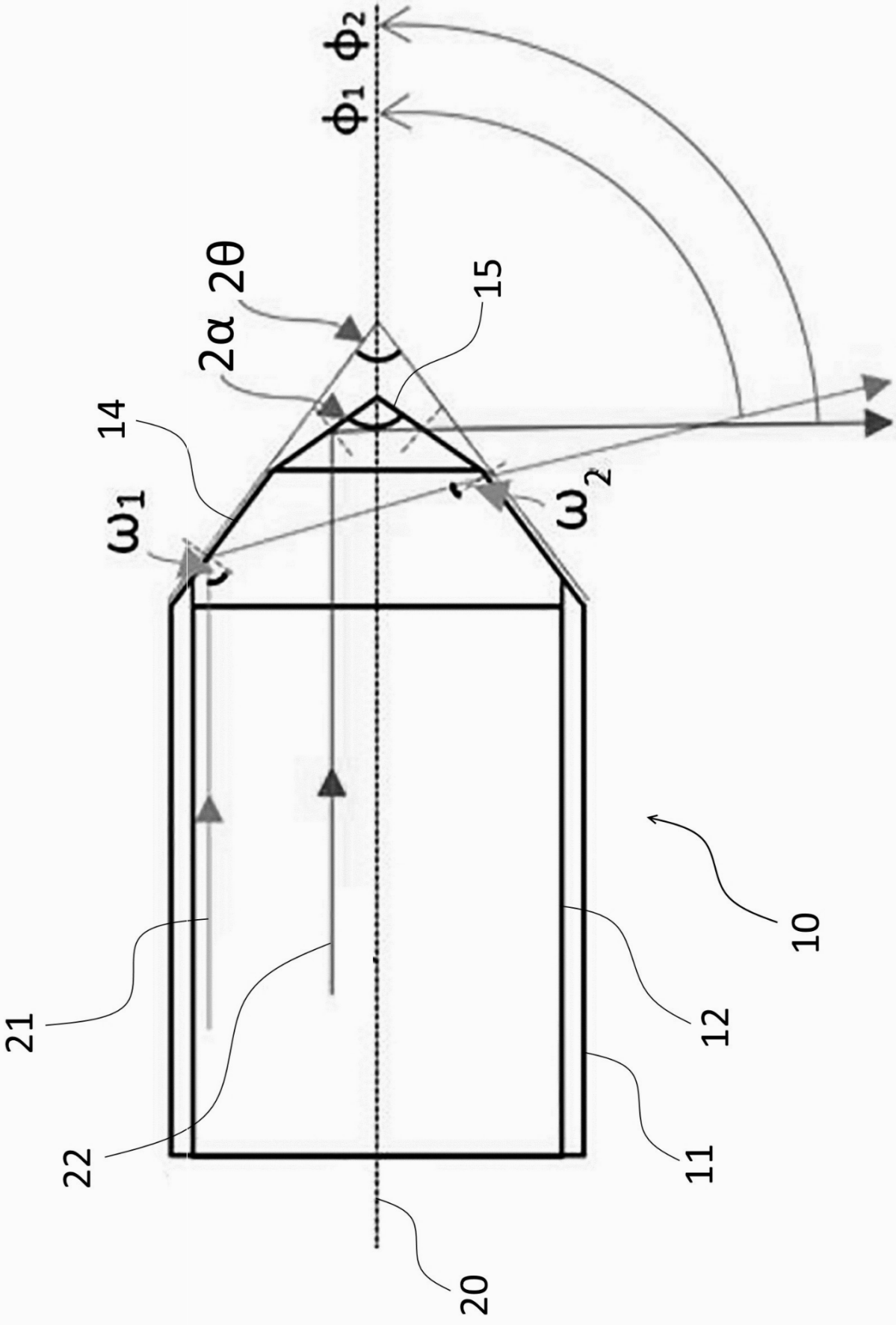
Şekil 5 teki gösterilen birinci bölüm başlangıcı ile fiber eksenini arasındaki dikey mesafe (a) parametresinin değişimine göre elde edilen ışın güç değişimleri Şekil 6a, 6b ve 6c de gösterilmektedir. $a = 100 \mu\text{m}$ için çift halka ışınların birbirlerine göre güç farklılıkları şekil 6a da, $a = 180 \mu\text{m}$ için ışın güçleri şekil 6b de ve $a = 220 \mu\text{m}$ için ışın güçleri ise şekil 6c de yer almaktadır.

Şekil 5 teki birinci bölüm başlangıcı ile fiber eksenini arasındaki dikey mesafenin (a) 180 olarak belirlendiği durumda birinci açı (θ) ve ikinci açı (α) parametre değişimlerine göre ışın güçleri ve halka çaplarındaki değişimler Şekil 7a ve 7b de betimlenmektedir.

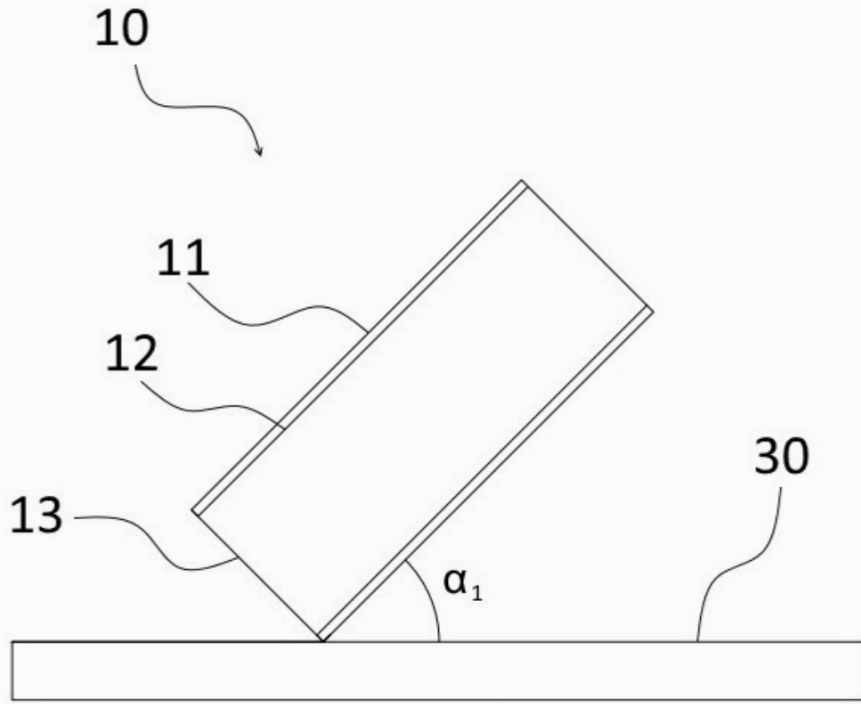
Birinci açının (θ) azalmasıyla iç halka çapının azaldığı yani bir başka deyişle dış halkadan içe doğru uzaklaştığı durumda lazer güçleri şekil 7a da sunulurken, ikinci açının (α) artmasıyla dış halka çapının arttığı yani bir başka deyişle iç halkadan dışa doğru uzaklaştığı durumu belirten ölçüm sonuçları ise şekil 7b de gösterilmektedir. Buluş konusu çift halka lazer probunda tedavi için en uygun optimum çift halka lazer güçlerinin elde edilmesi için açı parametreleri için $\theta = 20^\circ - 30^\circ$, $\alpha = 30^\circ - 40^\circ$ aralıkları tespit edilmiştir.

20

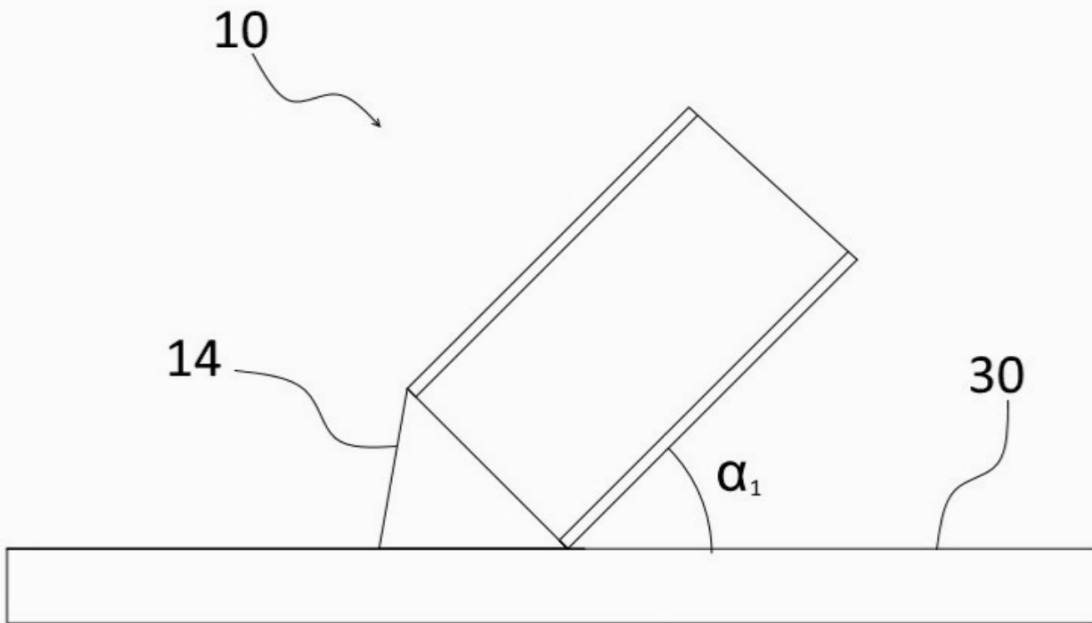
25



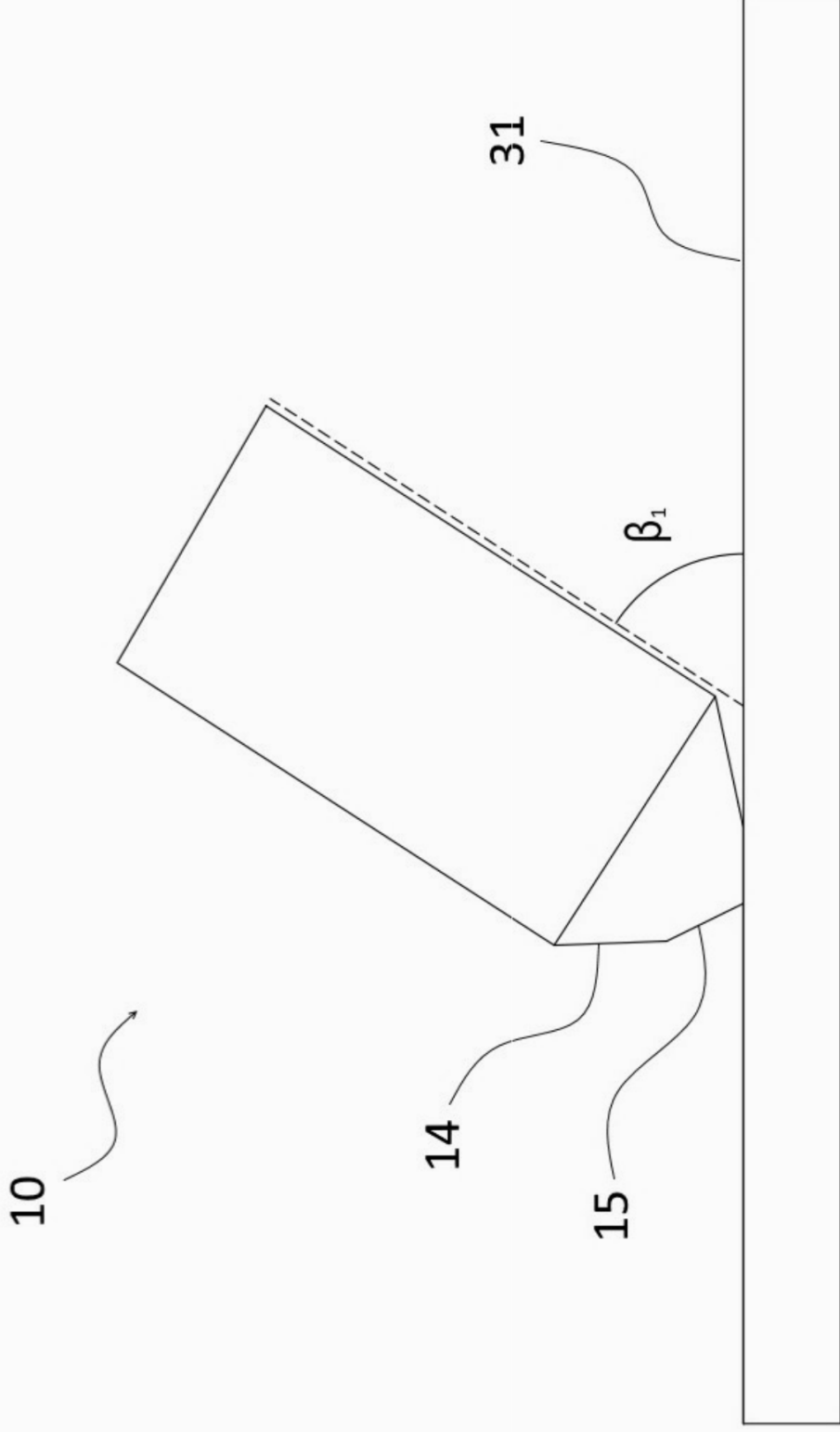
Şekil 1



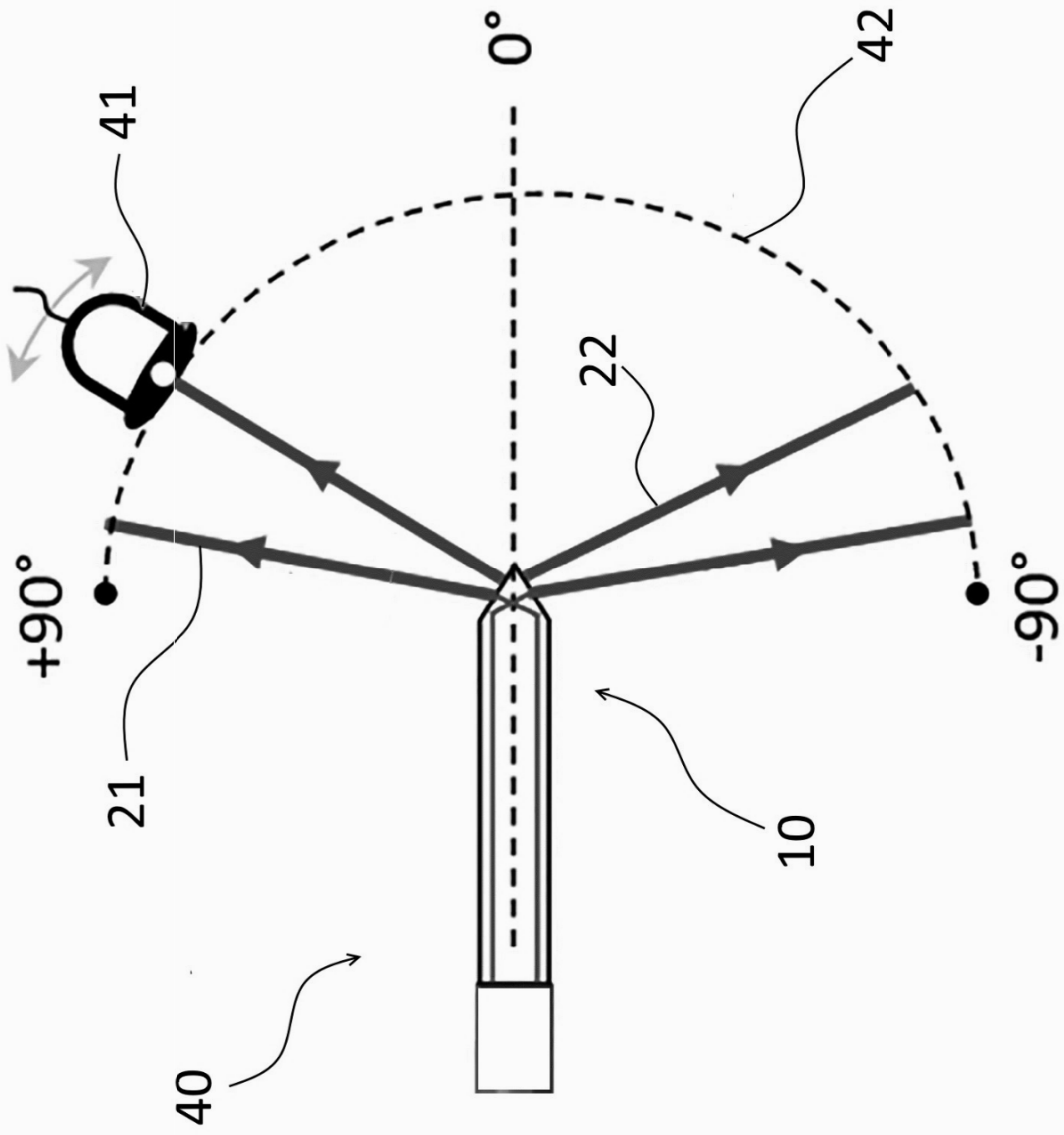
Şekil 2a



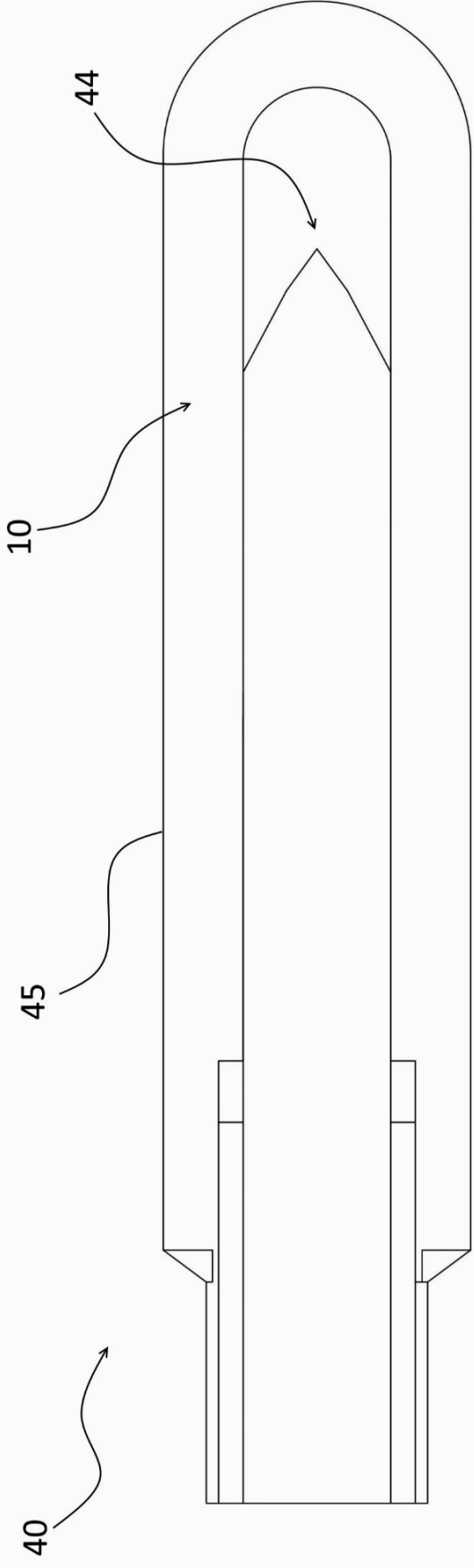
Şekil 2b



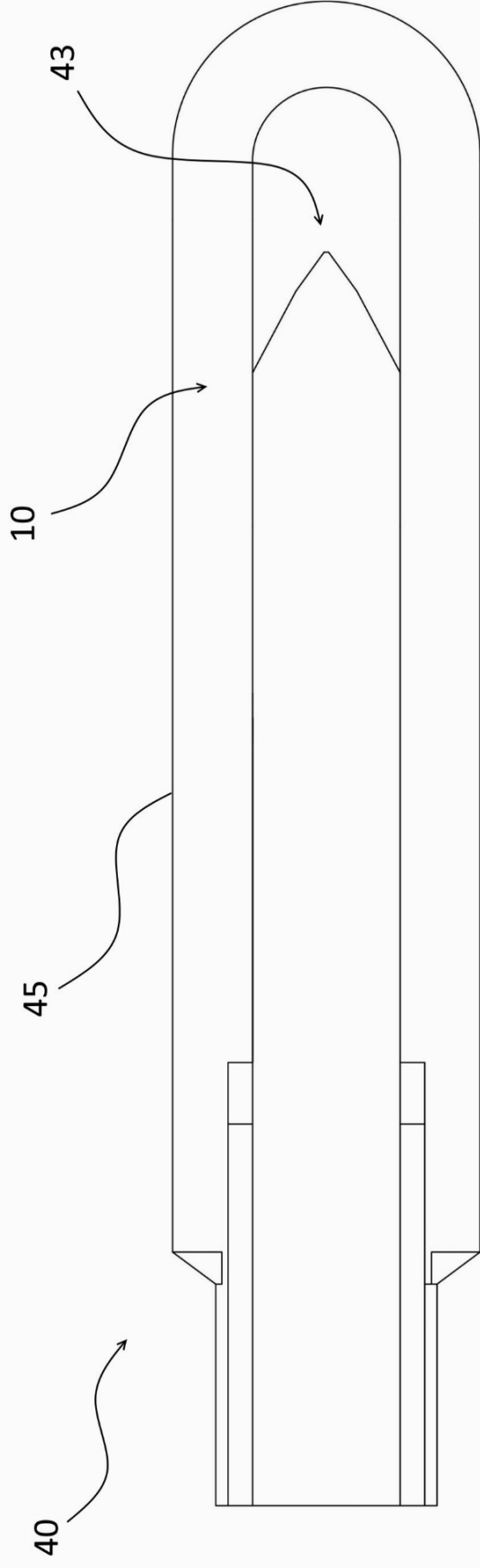
Şekil 2c



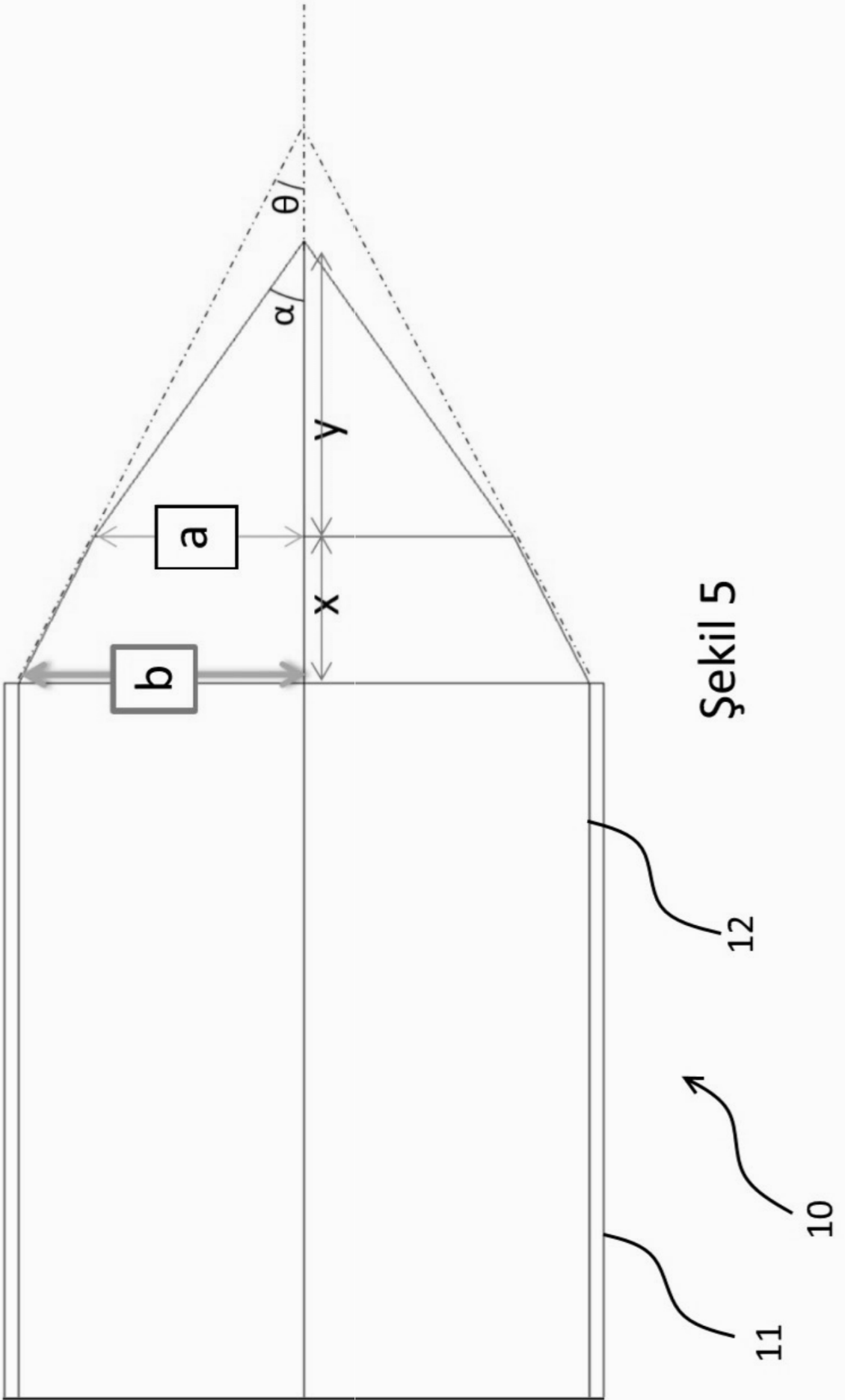
Şekil 3



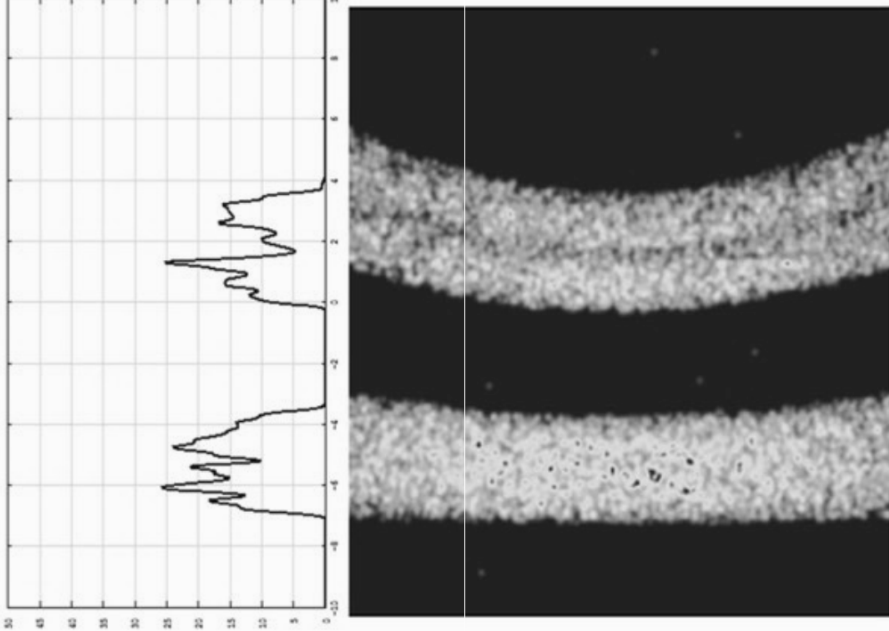
Şekil 4a



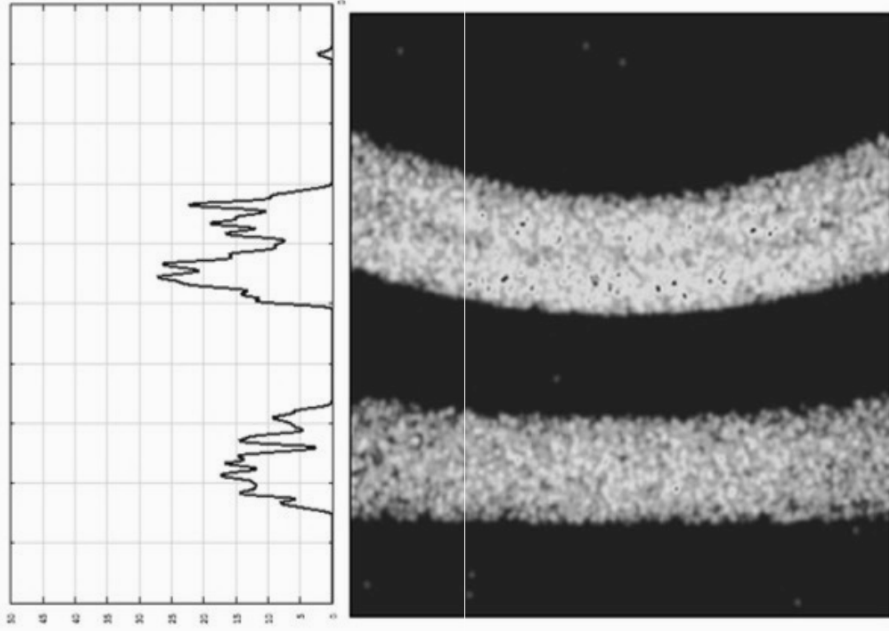
Şekil 4b



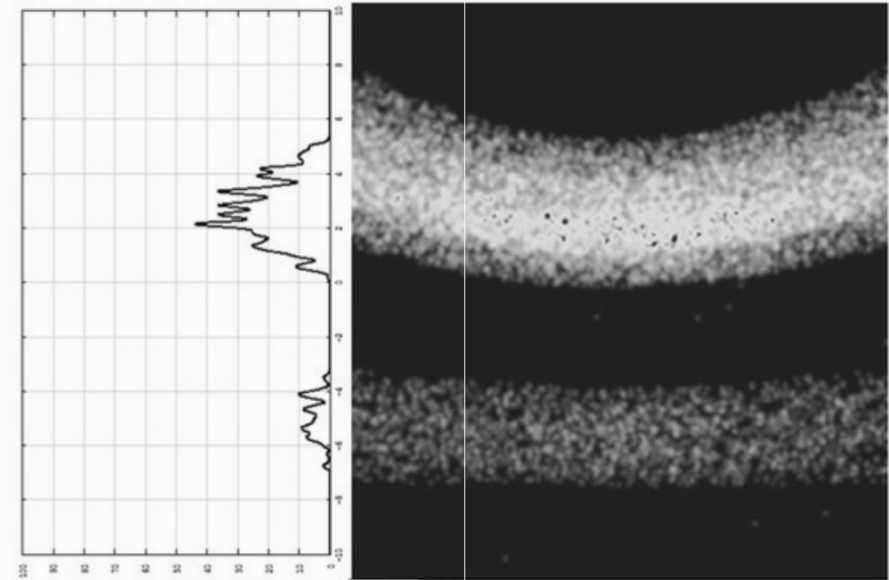
Şekil 5



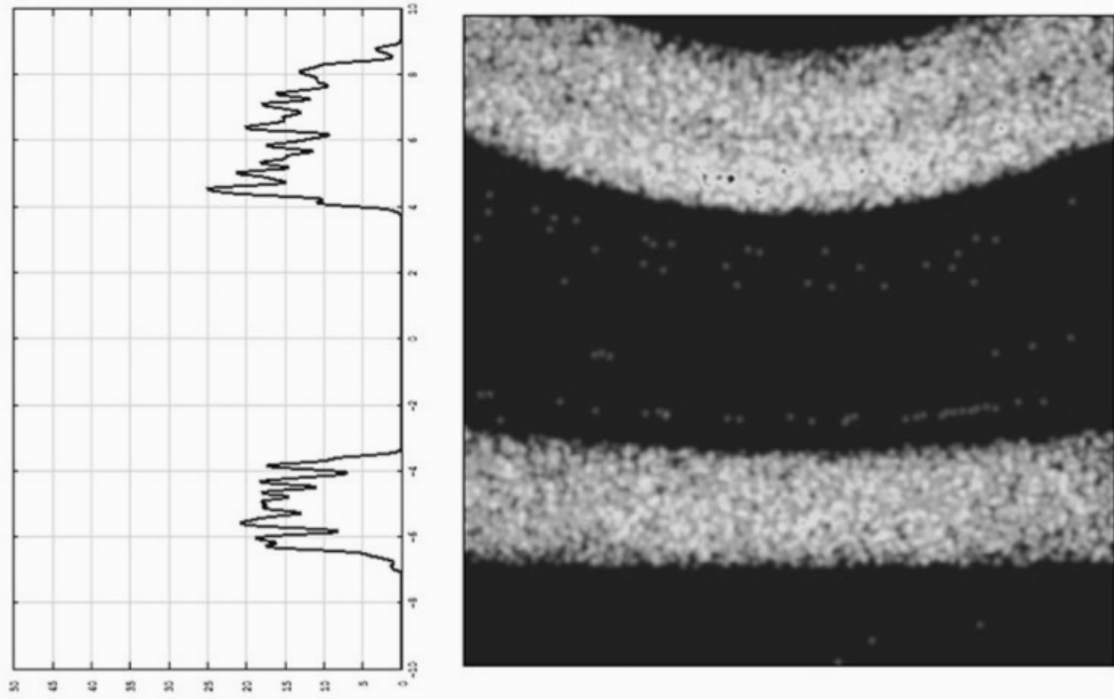
Şekil 6c



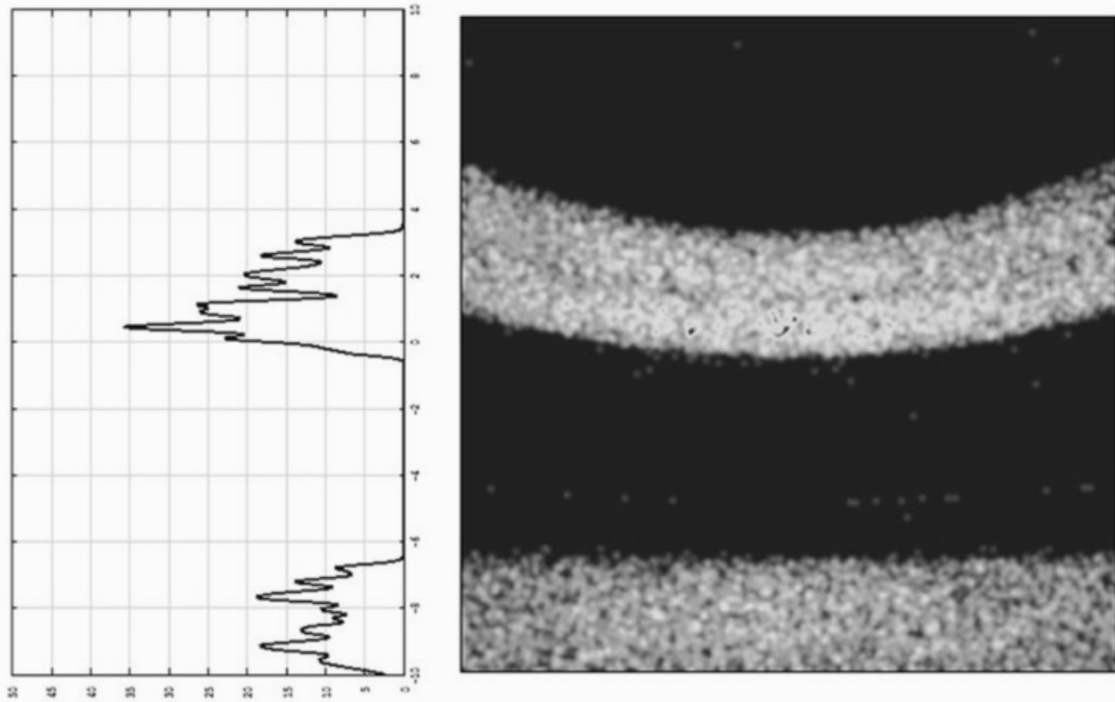
Şekil 6b



Şekil 6a



Şekil 7a



Şekil 7b