

ÖZET

İNSAN VEYA HAYVAN DOKUSUNUN DERİNLİK KONTROLLÜ FOTO-ABLASYONU

Mevcut buluş, bir insan veya hayvan dokusuna minimum bir ışın çapına sahip odaklanmış bir lazer ışınının sağlandığı bir yöntem ve daha özel olarak, bu tür bir yöntemin uygulanabileceği bir cihaza ve bu tür bir cihazı kontrol eden bir bilgisayar programına ilişkindir.

İSTEMLER

- 1) Foto-ablasyon cihazı (1) olup, insan veya hayvan dokusunun (8) foto-ablasyonu içindir ve şunları içerir:
- 5 bir lazer kaynağı (2); bu, minimum bir ışın çapına (2111, 2121) sahip odaklanmış bir lazer ışını (21) yayacak biçimde yer alır, bu lazer ışınının (21) yarıçapı, minimum ışın çapından (2111, 2121) itibaren lazer ışınının (21) yayılma yönüne (213) doğru artar; bir konum saptayıcı (6); bu, lazer kaynağının (2) dokuya (8) göre konumunu saptamak içindir; ve
- 10 bir konumlandırma tertibatı (3); bu, lazer kaynağını (2) dokuya (8) göre hareket ettirecek biçimde yer alır; özelliği ayrıca şunları içermesidir: bir ayarlama yapısı (41, 47); bu, lazer ışınının (21) yoğunluğunu ayarlayacak biçimde yer alır; ve
- 15 bir kontrol ünitesi (4); kontrol ünitesi şunları gerçekleştirecek şekilde yer alır: lazer ışınının (21) foto-ablasyon bölgesini (2112, 2122) tanımlayacak şekilde; burada foto-ablasyon bölgesi (2112, 2122), minimum ışın çapından (2111, 2121) itibaren lazer ışınının (21) yayılma yönüne (213) doğru kaçık yer alan bir kesme yüzünde (2113, 2123) sonlanır;
- 20 ayarlama yapısı (41, 47) vasıtasıyla lazer ışınının (21) foto-ablasyon bölgesinin (2112, 2122) kesme yüzündeki (2113, 2123) yoğunluğu ayarlayacak şekilde; ve lazer kaynağının (2) konum saptayıcı (6) tarafından saptanan konumunun değerlendirildiği konumlandırma tertibatı (3) vasıtasıyla lazer ışını (21) dokuya (8) doğru hareket ettirecek şekilde.
- 2) İstem 1'e uygun foto-ablasyon cihazı (1) olup, burada ayarlama yapısı (41, 47), lazer ışını (21) yayan lazer kaynağına (2) sağlanan akım ve/veya gerilimi ayarlamak için bir akım ayarlayıcı ve/veya bir lazer ışını (21) darbesinin uzunluğu ayarlamak için bir darbe ayarlayıcı içerir.
- 25 3) İstem 1 veya 2'ye uygun foto-ablasyon cihazı (1) olup, dokuya (8) çarpan lazer ışınının (21) ürettiği akustik bir dalgayı algılayacak ve mukabil bir sinyal sağlayacak şekilde yer alan akustik bir sensor (7) içerir.
- 30 4) İstem 3'e uygun foto-ablasyon cihazı (1) olup, burada kontrol ünitesi (4), akustik sensorun (7) sağladığı sinyali değerlendirerek dokunun (8) foto-ablasyonunu saptayacak şekilde yer alır.

- 5) İstem 4'e uygun foto-ablasyon cihazı (1) olup, burada kontrol ünitesi (4), akustik sensor (7) tarafından sağlanan sinyal değerlendirilerek dokunun (8) foto-ablasyonu saptanıncaya kadar lazer ışınının (21) yeğirliğini sürekli olarak arttırmaktadır.
- 6) İstem 3 ila 5'e uygun foto-ablasyon cihazı (1) olup, burada kontrol ünitesi (4), akustik sensorun (7) sağladığı sinyali değerlendirerek akustik dalğanın frekans spektrumunu izleyecek şekilde yer alır.
- 7) İstem 3 ila 6'dan herhangi birine uygun foto-ablasyon cihazı (1) olup, burada akustik sensor (7); bir mikrofon ve/veya bir piezoelektrik basınç transdüseri ve/veya bir lazer mikrofondur.
- 8) İnsan veya hayvan dokusunun (8) derinlik kontrollü foto-ablasyon yöntemi olup, şunları içerir:
minimum bir ışın çapına (2111, 2121) sahip odaklanmış bir lazer ışını (21) sağlanması; burada lazer ışınının (21) yarıçapı minimum ışın çapından (2111, 2121) itibaren lazer ışınının (21) yayılma yönüne (213) doğru artar;
bir lazer ışını foto-ablasyon bölgesinin (2112, 2122) tanımlanması; burada foto-ablasyon bölgesi (2112, 2122), minimum ışın çapından (2111, 2121) itibaren lazer ışınının (21) yayılma yönüne (213) doğru kaçık yer alan bir kesme **yüzünde** (2113, 2123) sonlanır;
lazer ışınının (21), foto-ablasyon bölgesinin (2112, 2122) kesme **yüzündeki** (2113, 2123) yeğirlik dokunun (8) foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için çok düşük olacak şekilde ayarlanması;
foto-ablasyon bölgesinin (2112, 2122) kesme **yüzü** (2113, 2123) dokunun (8) bir yüzeyinde yer alacak şekilde lazer kaynağının (2) dokuya (8) göre hareket ettirilmesi;
foto-ablasyon bölgesinin (2112, 2122) kesme yüzündeki (2113, 2123) yeğirlik dokunun (8) foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için yeterince yüksek oluncaya kadar lazer ışınının (21) yeğirliğinin sürekli olarak artırılması; ve
lazer ışınının (2) dokuya (8) doğru hareket ettirilmesi; burada insan veya hayvan dokusunun (8) foto-ablasyonu in vitro gerçekleştirilir.
- 9) İstem 8'e uygun yöntem olup, burada lazer ışınının (21) foto-ablasyon bölgesi (2112, 2122), lazer ışınının (21) Raleigh bölgesine mukabildir.
- 10) İstem 8 veya 9'a uygun yöntem olup, burada lazer ışınının (21) yeğirliği, lazer ışını (21) yayan bir lazer kaynağına (2) sağlanan akım ve/veya gerilim ayarlanarak ve/veya bir lazer ışını (21) darbesinin uzunluğu ayarlanarak ayarlanır.

- 11) İstem 8 ila 10'dan herhangi birine uygun yöntem olup, burada dokunun (8) foto-ablasyonunun gerçekleştirilip gerçekleştirilmediği kesintisiz olarak algılanır ve dokunun (8) foto-ablasyonunun başladığı algılandığında lazer ışınının (21) yeğirliğinin artırılması sonlandırılır.
- 5 12) İstem 11'e uygun yöntem olup, burada dokunun (8) foto-ablasyonunun gerçekleştirilip gerçekleştirilmediği akustik olarak algılanır; burada tercihen, akustik olarak algılanan bir dalganın frekans spektrumu izlenir.
- 10 13) İstem 8 ila 12'den herhangi birine uygun yöntem olup, burada optik bağdaşım tomografisi uygulanarak dokunun (8) foto-ablasyonunun gerçekleştirilip gerçekleştirilmediği optik olarak algılanır.
- 14) İstem 8 ila 13'ten herhangi birine uygun yöntem olup, şunları içerir:
lazer ışınının (21) yeğirliğinin, foto-ablasyon bölgesinin (2112, 2122) kesme yüzündeki (2113, 2123) yeğirlik dokunun (8) foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için çok düşük olacak şekilde azaltılması ve
- 15 lazer ışınının (21) yeğirliğinin, foto-ablasyon bölgesinin (2112, 2122) kesme yüzündeki (2113, 2123) yeğirlik dokunun (8) foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için yeterince yüksek oluncaya kadar sürekli olarak artırılması.
- 20 15) İstem 8 ila 14'ten herhangi birine uygun yöntem olup, bunda dokunun (8) özellikleri lazer ışınının (21) yeğirliği sürekli olarak arttırılmadan önce belirlenir, buradaki özellikler dokunun (8) foto-ablasyonu gerçekleştirilirken göz önünde bulundurulur.

İNSAN VEYA HAYVAN DOKUSUNUN DERİNLİK KONTROLLÜ FOTO-ABLASYONU

Teknik Alan

Mevcut buluş, bir insan veya hayvan dokusuna, minimum bir ışın çapına sahip odaklanmış bir lazer ışınının sağlandığı bir yöntem ve daha özel olarak, bu tür bir yöntemin uygulanabileceği bir cihaza ve bu tür bir cihazı kontrol eden bir bilgisayar programına ilişkindir. Bu tür yöntemler, cihazlar ve bilgisayar programları, insan veya hayvan dokusunun foto-ablasyonu ve böylelikle kesilmesi için kullanılabilir.

Tekniğin Arka Planı

Günümüzde kemik ve tırnak dokusu gibi insan veya hayvan dokusunu kesmek için çeşitli yöntemler ve cihazlar kullanılmaktadır. Böylece, son yıllarda, lazer ışınları vasıtasıyla foto-ablasyonun bilinen alet ve yöntemlere uygun bir alternatif olduğu ortaya çıkmıştır. Bilhassa, osteotomide, lazer kaynaklı foto-ablasyon, testere, keski veya matkap gibi bilinen mekanik aletlere bir alternatif olarak giderek daha fazla ilgi çekmeye başlamıştır. Bu tür lazer kaynaklı foto-ablasyonun amacı, örneğin mekanik aletlerin kemiğe doğrudan temasının neden olduğu kollateral hasarları azaltırken hassasiyeti ve işlerliği arttırmaktır.

Örneğin, WO 2011/035792 A1'de, bilgisayar destekli ve robot yönlendirmeli bir lazer osteotom tıp cihazı anlatılır. Bu tıp cihazı, bir robot kola monte edilmiş bir lazer kafası içerir. Robotik kolun birkaç serbestlik derecesi vardır, böylelikle lazer kafası tercih edilen konumlarda ve yönlerde hassas bir biçimde ayarlanabilir. Bu tür bir lazer ışını kemik dokusunun üzerine hassas bir biçimde sağlanabilir ve kemik önceden belirlenen bir osteotomik hat boyunca kesilecek şekilde kemiğin foto-ablasyonu gerçekleştirilebilir. Işın konumunu kemiğe göre belirlemek ve ayarlamak için, tıbbi cihaz bir otomatik izleme sistemine sahiptir. Otomatik izleme sistemi sayesinde, kemiğin konumu ve yönelimi izlenebilir ve lazer kafası, önceden belirlenen osteotomik hattan kesme sapmasını önlemek üzere ayarlanabilir.

İnsan veya hayvan sert dokusunun bilinen lazerle indüklenmiş foto-ablasyonundaki yaygın bir sorun, kesme derinliği ve lazer yeğirliğinin kontrol edilmesine ilişkindir. Metaller ve plastikler gibi biyolojik olmayan malzemelerin mikro-işlenmesinde yaygın olarak kullanılan lazerle indüklenmiş foto-ablasyonun aksine, kollateral hasarlara ilişkin sorunlar insan veya hayvan sert dokusunun foto-ablasyonu gerçekleştirilirken kritik öneme sahiptir. Bu tür kollateral hasarlar, osteotomik hat veya kesme hattına komşu dokuda uygun olmayan lazer ışını yeğirliklerinin neden olduğu ısınma nedeniyle örneğin karbonlaşma şeklinde olabilir. Ayrıca, hedeflenen sert dokunun derinliğinin ötesindeki foto-ablasyon nedeniyle meydana gelebilir. Bu sorunları ele almayı daha da zorlaştırarak, biyolojik olmayan bu malzemelerin

aksine, aynı türde insan veya hayvan sert dokuları genellikle bir bireyden diğerine farklılık göstermektedir. Ayrıca, insan veya hayvan sert dokuları genellikle homojen değildir, böylelikle dokunun foto-ablasyon özellikler bilhassa kesme derinliğine bağlı olarak tek bir doku hedefinin içinde değişebilir. Bu tür aşırı veya istenmeyen foto-ablasyonu önlemek için, dokudaki foto-ablasyon derinliği örneğin optik bağdaşım tomografisi (OCT) vasıtasıyla genellikle optik olarak izlenir. Ancak, bu tür izleme bir yandan genellikle çok karmaşıktır ve diğer yandan kalıntı veya su veya kan gibi diğer foto-ablasyon faktörlerinden etkilenebilir.

Bu nedenle, bilhassa lazer ışınının dokuda neden olduğu kollateral hasarlar bakımından bir lazer ışını vasıtasıyla insan veya hayvan dokusunun uygun, gelişmiş foto-ablasyonunu sağlayan bir yöntem ile cihaza ihtiyaç vardır.

Buluşun Açıklaması

Buluşa göre, bu ihtiyaç, bağımsız istem 8'deki özelliklerle tanımlandığı gibi insan veya hayvan dokusunun derinlik kontrollü foto-ablasyon yöntemiyle ve bağımsız istem 1'deki özelliklerle tanımlandığı gibi bir foto-ablasyon cihazıyla giderilir. Tercih edilen uygulamalar, bağımlı istemlerin konusudur.

Buluşun özü şunlardır: İnsan veya hayvan dokusunun derinlik kontrollü foto-ablasyon yöntemi şu adımları içerir: •minimum bir ışın çapına sahip odaklanmış bir lazer ışını sağlanması; burada lazer ışınının yarıçapı minimum ışın çapından itibaren lazer ışınının yayılma yönüne doğru artar; •bir lazer ışını foto-ablasyon bölgesinin tanımlanması; burada foto-ablasyon bölgesi, minimum ışın çapından itibaren lazer ışınının yayılma yönüne doğru kaçık yer alan bir kesme yüzünde sonlanır; •lazer ışınının, foto-ablasyon bölgesinin kesme yüzündeki yağınlik dokunun foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için çok düşük olacak şekilde ayarlanması; •foto-ablasyon bölgesinin kesme yüzü dokunun bir yüzeyinde yer alacak şekilde lazer ışınının dokuya göre hareket ettirilmesi; •foto-ablasyon bölgesinin kesme yüzündeki yağınlik dokunun foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için yeterince yüksek oluncaya kadar lazer ışınının yağınliğinin sürekli olarak arttırılması; ve •lazer ışınının dokuya doğru hareket ettirilmesi. Buluşa uygun yöntem, insan veya hayvan dokusuna in vitro uygulanır.

Buluş bağlamında, insan veya hayvan dokusu, lazerle indüklenmiş foto-ablasyon yoluyla kesilmeye veya delinmeye uygun herhangi bir dokuya ilişkindir. Doku, tırnak dokusu, diş dokusu vb. ve bilhassa kemik dokusu gibi sert bir doku olabilir. Lazer ışını ile beraber anılan "yağınlik" sözcüğü, süre ve alan başına enerjiyi belirtir. Dokunun foto-ablasyonunun lazer ışınıyla mümkün olması için, yağınliği belirli bir eşğin üzerinde olmak zorundadır. Diğerlerinin ötesinde, bu eşik, dokunun özelliklerine bağlıdır. Lazer ışın yağınliğinin arttırılmasına ilişkin olarak anılan "kesintisiz" ifadesi, düzgün artışın yanı sıra döngülü veya

aşamalı artışı belirtir. "Foto-ablasyon" veya lazer ablasyon terimi, genellikle, malzemenin bir lazer ışınıyla ışınlanması suretiyle katı veya bazen sıvı bir yüzeyden malzeme giderme yöntemini belirtir. Buluşa uygun foto-ablasyonla, dokuda yarıklar, kesikler ve/veya delikler sağlanabilir. Lazer ışınını, foto-ablasyon bölgesinin kesme yüzündeki yeğlilik dokunun

5 foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için çok düşük olacak şekilde ayarlama ve lazer ışınının yeğliliğini, foto-ablasyon bölgesinin kesme yüzündeki yeğlilik dokunun foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için yeterince yüksek oluncaya kadar sürekli olarak arttırma adımlarına kalibrasyon denilebilir. Lazer ışınının yayılma yönü ayrıca distal yön olarak da belirtilebilir.

Bazı düzenlemelerde ve ek optik elemanlar bulunmadığında, lazer ışını esas itibariyle tüm

10 uzunluğu boyunca artar, yani sapar. Bu tür durumlarda, minimum ışın çapı, lazer ışınını yapan bir lazer kaynağında veya bunun yakınında yer alabilir. Bununla birlikte, tipik olarak odaklanmış lazer ışınları için, lazer ışınının yarıçapı ayrıca, minimum ışın çapından lazer ışınının yayılma yönüne doğru artar, böylelikle minimum ışın çapı lazer ışınının en dar bölümünü veya odak noktasını tanımlar.

15 Buluşa uygun yöntem dâhilinde, foto-ablasyonun doku içindeki derinliği, lazer ışınının dokuya doğru hareketiyle uygun bir biçimde kontrol edilip belirlenebilir. Özel olarak, derinlik, lazer ışınının dokuya doğru hareketine mukabildir. Ayrıca, foto-ablasyon enerjisi veya yeğliliği, dokunun özelliklerine göre hassas bir biçimde ayarlanabilir. Bunun gibi, dokunun ayrı ayrı özelliklerini hesaba katmak ve kollateral hasarları ve özellikle örneğin dokunun

20 karbonlaşması önlenebilecek şekilde dokunun ısınmasını en aza indirmek mümkündür.

Tercihen, lazer ışınının foto-ablasyon bölgesi, lazer ışınının Raleigh bölgesine mukabildir. Foto-ablasyon bölgesini lazer ışınının Raleigh bölgesine karşılık gelecek şekilde tanımlamak, foto-ablasyon bölgesinin iyi bilinen bir şekilde uygulanmasını ve lazer ışınının kesme yüzünü Raleigh bölgesinin distal ucunda hassas bir biçimde tanımlamayı sağlar.

25 Ayrıca, lazer ışını Raleigh bölgesinin dışına giderek saptıkça, yeğlilik de mukabil biçimde azalır. Bu nedenle, kesme yüzünü Raleigh bölgesinin distal ucunda olacak şekilde tanımlamak, örneğin enerji tüketimi bakımından, kesme yüzünün sınırlandırılması bakımından ve kesme ve delme kabiliyetleri bakımından etkili bir foto-ablasyon sağlar.

Tercihen, lazer ışınının yeğliliği, lazer ışınını yayan bir lazer kaynağına sağlanan akım

30 ve/veya gerilim ayarlanarak ve/veya bir lazer ışını darbesinin uzunluğu ayarlanarak ayarlanır. Lazer ışınının bu tür ayarı, karşılaştırılabilir bir biçimde basit, hassas ve etkili bir uygulama sağlar.

Dokunun foto-ablasyonunun gerçekleştirilip gerçekleştirilmediği kesintisiz olarak algılanır ve dokunun foto-ablasyonunun başladığı algılandığında lazer ışınının yeğliliğinin arttırılması

35 sonlandırılır. Bunun gibi, dokunun foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için gereken yeğlilik

eşik değeri hassas ve kolay bir şekilde belirlenebilir. Eşiğe ulaşıldığında yağın arttırılmasına son verilerek, yağın tam olarak dokunun özelliklerine göre ayarlanabilir ve dokunun her türlü gereksiz ısınması önlenir.

- Böylelikle, dokunun foto-ablasyonunun gerçekleştirilip gerçekleştirilmediği tercihen akustik olarak algılanır. Bu tür bir akustik algılama, örneğin, dokunun yakınına veya dokuya bir 5 mikrofona, bilhassa bir lazer mikrofona ve/veya bir piezoelektrik basınç transdüseri yerleştirilerek gerçekleştirilebilir. Bunun gibi, dokunun foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için gerekli lazer ışını yağın eşiği, karşılaştırılabilir bir biçimde basit bir yolla hassas bir şekilde saptanabilir.
- 10 Böylelikle, akustik olarak algılanan bir dalganın frekans spektrumu tercihen izlenir. Frekans spektrumu, dokunun akustik empedansına bağlıdır. Örneğin, aynı özelliklere sahip lazer ışınları uygulandığında, karşılaştırılabilir bir biçimde sert malzemeler karşılaştırılabilir bir biçimde yüksek akustik frekanslar üretirken, karşılaştırılabilir bir biçimde yumuşak malzemeler karşılaştırılabilir bir biçimde düşük akustik frekanslar üretir. Böylece, akustik 15 olarak algılanan sinyalin izlenmesi, dokunun değişen özelliklerini tanımayı sağlar. Dolayısıyla, izlenen akustik sinyale bağlı olarak uygun tedbirler alınabilir. Örneğin, ışın yağının tercihen azaltılması gereken şekilde dokunun yumuşadığı tespit edilirse, lazer ışınının yayılması aşağıdaki bölümde anlatıldığı gibi durdurulabilir veya yeniden kalibre edilebilir.
- 20 Genellikle, optik bağdaşım tomografisi (OCT), optik sinyal yakalama ve işleme yöntemi olarak kullanılan interferometrik bir tekniktir. Biyolojik doku, örneğin insan veya hayvan dokusu gibi optik saçılma ortamının içinden mikrometre çözünürlüğünde, bir-iki ve üç-boyutlu görüntüler çeker. Nispeten uzun dalga boyuna sahip ışığın kullanılması, ışığın saçılma ortamına girmesine neden olur. Işık kaynağının özelliklerine bağlı olarak, süper 25 ışıldayan diyotlar, ultra kısa darbeleri lazerler ve süper-süreklilik lazerleri kullanılır. OCT'nin frekans bölgesi OCT denilen nispeten yeni bir uygulaması, sinyal-gürültü oranında avantajlar sağlayarak daha hızlı sinyal yakalamaya imkân tanır. OCT sistemleri; tanısal tıp, oftalmoloji ve koroner arter hastalığını teşhis etmeye yardımcı olmak için kardiyoloji dâhil çeşitli uygulamalarda kullanılır. OCT ayrıca, foto-ablasyon yoluyla kesme veya delme 30 derinliğini gerçek zamanlı olarak izlemek için mevcut yöntemle birlikte kullanılabilir. Böylelikle, yukarıda açıklanan akustik algılamaya bir alternatif olarak veya bu tür bir akustik algılamaya ek olarak, tercihen, dokunun foto-ablasyonunun OCT uygulanarak gerçekleştirilip gerçekleştirilmediği optik olarak algılanır. Özel olarak, OCT, dış kemik yumuşak doku ara-yüzünü veya herhangi bir konumu yüksek hassasiyetle tahmin etmek 35 için kullanılabilir. OCT ile bu tür algılama, foto-ablasyonun etkili, yüksek hassasiyetli kontrolünü sağlayabilir.

Tercihen, yöntem ayrıca, lazer ışınının yeğniliğinin, foto-ablasyon bölgesinin kesme yüzündeki yeğnilik dokunun foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için çok düşük olacak şekilde azaltılmasını ve lazer ışınının yeğniliğinin, foto-ablasyon bölgesinin kesme yüzündeki yeğnilik dokunun foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için yeterince yüksek oluncaya kadar sürekli olarak artırılmasını içerir. Bunun gibi, lazer ışını, foto-ablasyon süreci esnasında yeniden kalibre edilebilir. Bu bilhassa doku özelliklerinin değiştiği, örneğin foto-ablasyon derinliğini arttığı durumlarda yardımcı olabilir. Örneğin, insan kemik dokusu genellikle tam homojen değildir ve foto-ablasyon özellikleri sıklıkla bir kemiğin içine doğru değişir. Özel olarak, yukarıda açıklandığı gibi akustik olarak algılanan frekans spektrumu göz önüne alındığında, bu, doku özelliklerindeki bir değişiklik frekans spektrumu değiştirilerek tespit edilir edilmez lazer ışınının süregelen yeniden kalibrasyonunu sağlar.

Dokunun özellikleri tercihen, lazer ışınının yeğniliğinin sürekli olarak artırılmasından önce saptanır; bu özellikler, dokunun foto-ablasyonu gerçekleştirilirken göz önünde bulundurulur. Bu bağlamda, özellikler, dokunun boyutlarına, yapısına ve/veya bileşimine ilişkin olabilir. Bunlar bilhassa dokunun kalınlığını içerebilirler. Dokunun özellikleri dikkate alınarak, foto-ablasyon süreci belirli duruma göre ayarlanıp optimize edilebilir. Ayrıca, bu önceden saptanan özellikler, süregelen bir şekilde ölçülen özelliklerle birleştirilebilir ve foto-ablasyon yöntemi ayrıca belirli duruma göre ayarlanıp optimize edilebilecek şekilde belirlenebilir.

Yukarıda bahsedildiği gibi, insan veya hayvan dokusunun foto-ablasyonu in vitro gerçekleştirilir.

Buluşun başka bir yönü, insan veya hayvan dokusunun foto-ablasyonu için bir foto-ablasyon cihazına ilişkindir. Foto-ablasyon cihazı şunları içerir: • bir lazer kaynağı; bu, minimum bir ışın çapına sahip odaklanmış bir lazer ışını yayacak biçimde yer alır, burada lazer ışınının yarıçapı minimum ışın çapından itibaren lazer ışınının yayılma yönüne doğru artar; • bir ayarlama yapısı; bu, lazer ışınının yeğniliğini ayarlayacak biçimde yer alır; • bir konum saptayıcı; bu, lazer kaynağının dokuya göre konumunu saptamak içindir; • bir konumlandırma tertibatı; bu, lazer kaynağını dokuya göre hareket ettirecek biçimde yer alır; ve • bir kontrol ünitesi; bu, şunları gerçekleştirecek şekilde yer alır: -lazer ışınının foto-ablasyon bölgesini tanımlayacak şekilde; burada foto-ablasyon bölgesi, minimum ışın çapından lazer ışınının yayılma yönüne doğru kaçık yer alan bir kesme yüzünde sonlanır; - ayarlama yapısı vasıtasıyla lazer ışınının foto-ablasyon bölgesinin kesme yüzündeki yeğniliği ayarlayacak şekilde ve -lazer kaynağının konum saptayıcı tarafından saptanan konumunun değerlendirildiği konumlandırma tertibatı vasıtasıyla lazer ışını dokuya doğru hareket ettirecek şekilde.

Buluş bağlamında, "konum" sözcüğü lazer kaynağının konumuna ve yönüne ilişkin olabilir. Foto-ablasyon cihazı, yukarıda açıklanan yöntemin etkili ve rahat bir şekilde uygulanmasını, böylelikle yöntemle bağlantılı olarak açıklanan yönlerin ve tercih edilen etkilerin uygulanmasını sağlar.

- 5 Lazer kaynağı, örneğin suyun güçlü soğurum kuşaklarına sahip olduğu dalga boylarında yayacak şekilde yer alabilir ve tercihen, Er:YAG, Er/Pr:YAG, Ho:YAG veya Er/Cr:YSGG gibi bir Erbium katı hal lazeri, Ho/Nd:YAG veya Ho:YSGG gibi bir olmium katı hal lazeri, bir diyot lazer ve/veya bir fiber lazer içerebilir. Örneğin, foto-ablasyon lazerinin darbe zamansal genişliği 10 femtosaniye ile 1 milisaniye arasında, tercihen 10 nanosaniye ile 800
10 mikrosaniye arasında olabilir. Ayrıca, enerji yoğunluğu santimetre kare başına 1 milijul ile santimetre kare başına 100'000 jul arasında, bilhassa santimetre kare başına 10 milijul ile santimetre kare başına 5 jul arasında olan bir lazer ışını gönderecek şekilde yer alabilir.

- Tercihen, ayarlama yapısı, lazer ışınını yayan lazer kaynağına sağlanan akımı veya gerilimi veya eşzamanlı olarak hem akımı hem de gerilimi ayarlamak için bir akım ayarlayıcı ve bir
15 lazer ışını darbesinin uzunluğunu ayarlamak için bir darbe ayarlayıcı içerir. Bu tür bir ayarlama yapısıyla, foto-ablasyon cihazı, lazer ışınının yeğinliğinin etkili ve hassas bir biçimde ayarlayabilir.

- Tercihen, foto-ablasyon cihazı ayrıca, dokuya çarpan lazer ışınının ürettiği akustik bir dalgayı algılayacak ve mukabil bir sinyal sağlayacak şekilde yer alan akustik bir sensor
20 içerir. Böylelikle, kontrol ünitesi tercihen, akustik sensörün sağladığı sinyali değerlendirerek dokunun foto-ablasyonunu saptayacak şekilde yer alır. Bunun gibi, dokunun foto-ablasyonunu gerçekleştirmek için gerekli lazer ışını yeğinlik eşiği, karşılaştırılabilir bir biçimde basit bir yolla hassas bir şekilde saptanabilir. Böylece, kontrol ünitesi tercihen, akustik sensor tarafından sağlanan sinyal değerlendirilerek dokunun foto-ablasyonu
25 saptanıncaya kadar lazer ışınının yeğinliğini sürekli olarak arttıracak şekilde yer alır. Bu tür bir kontrol ünitesi, lazer ışınının hassas, elverişli ve uygun bir şekilde ayarlanmasını sağlar.

- Tercihen, kontrol ünitesi, akustik sensor tarafından sağlanan sinyali değerlendirerek akustik dalganın frekans spektrumunu izleyecek şekilde yer alır. Buluşa uygun yöntem ile bağlantılı olarak yukarıda daha ayrıntılı olarak açıklandığı gibi, bu tür bir izleme dokunun değişen
30 özelliklerini tanımayı sağlar. Dolayısıyla, izlenen akustik sinyale bağlı olarak uygun tedbirler alınabilir.

- Akustik sensor tercihen bir mikrofon veya bir piezoelektrik basınç transdüseri ve/veya bir lazer mikrofondur. Bu tür bir akustik sensor, uygun hassasiyet ve verimlilikle karşılaştırılabilir bir biçimde basit bir uygulama sağlar. Akustik sensora bir alternatif veya ek
35 olarak, foto-ablasyon cihazı tercihen ayrıca, optik bir sensora sahip bir optik bağdaşım

tomografisi yapısı içerir. Bu tür bir OCT yapısı, OCT'yi özellikle kontrol ünitesinin OCT'ye katılacak şekilde yer alabileceği yöntemle bağlantılı olarak yukarıda açıklandığı gibi uygulayacak şekilde yer alabilir.

5 Buluşun başka bir yönü, çalıştırıldığında yukarıda açıklandığı gibi bir foto-ablasyon cihazının kontrol ünitesini uygulayacak biçimde yer alan program kodunu içeren bir bilgisayar programı ile ilgilidir. Bu tür bir bilgisayar programı, yukarıda açıklanan yöntemin etkili ve rahat bir şekilde uygulanmasını ve yukarıda açıklanan cihazın kontrol edilmesini, böylelikle yöntem ve cihaz ile bağlantılı olarak açıklanan yönlerin ve tercih edilen etkilerin uygulanmasını sağlar.

10 Buluşun bu ve diğer yönleri buradan itibaren tarif edilen uygulama/düzenlemelere atıfla belirgin hâle gelecek ve açık şekilde anlatılacaktır.

Çizimlerin Kısa Açıklaması

Buluşa uygun foto-ablasyon cihazı ve yöntemi, örnek bir düzenleme aracılığıyla ve ekteki çizimlere atıfla aşağıda daha ayrıntılı olarak açıklanmaktadır; bu çizimlerde:

15 Şekil 1 buluşa uygun bir foto-ablasyon cihazının bir düzenlemesini gösterir;

Şekil 2 buluşa göre tanımlanan bir foto-ablasyon bölgesine sahip odaklanmış bir lazer ışınını gösterir; ve

Şekil 3 Şekil 2'deki odaklanmış lazer ışınını bir kemik dokusuna uygulanmış halde gösterir.

Uygulamaların Açıklaması

20 Aşağıdaki açıklamada, bazı terimler kolaylık gerekçesiyle kullanılır ve sınırlayıcı şekilde yorumlanmamalıdır. "Sağ", "sol", "yukarı" ve "aşağı" sözcükleri şekillerdeki yönlere atıfta bulunur. Terminoloji, açık bir biçimde bahsedilen terimlerin yanı sıra bunların türevlerini ve benzer anlama sahip terimleri içerir.

25 Şekil 1, hedef bir kemik dokusunun 8 derinlik kontrollü foto-ablasyonu için buluşa uygun bir foto-ablasyon cihazının 1 bir düzenlemesini gösterir. Foto-ablasyon cihazı 1 şunları içerir: konumlandırma tertibatı olarak bir robot kol 3, bir tahliye-besleme sistemi 5, konum saptayıcı olarak bir otomatik izleyici 6, bir lazer kaynağı 2, akustik sensor olarak bir mikrofön 7 ve bir bilgisayar 41 içeren bir kontrol ünitesi 4.

30 Lazer kaynağı 2, robot kolun 3 serbest ucunda bulunan bir platforma sabit bir biçimde monte edilmiştir. Odaklanmış bir lazer ışınını 21 Şekil 1'de soldan sağa olan yayılma yönüne 213 doğru yayacak biçimde yer alır. Lazer kaynağı 2, kontrol ünitesinin 4 akım ayarlayıcısına 47 bağlıdır; bu, lazer kaynağına 2 sağlanan akımı ayarlayarak lazer ışınının 21 enerji yoğunluğunun ayarlanmasını sağlar.

Kemik dokusu 8, lazer kaynağının 2 lazer ışını 21 tarafından ulaşıp hedeflenecek şekilde konumlanır. Robot kol 3, lazer ışınını 21 kemik dokusuna 8 yaymak için doğru bir şekilde konumlandırılmak ve yönlendirilmek üzere lazer kaynağının 2 robot kol 3 tarafından hareket ettirilebilmesi için çeşitli serbestlik derecelerine sahiptir. Robot kolu 3 ve özellikle hareketlerini kontrol etmek için, robot kol 3 kontrol ünitesinin 4 robot ara-yüzüne 45 bağlıdır, böylelikle bilgisayar 41 lazer kaynağının 2 konumunu ve yönelimini kontrol edip ayarlayabilir.

Otomatik izleyici 6, lazer kaynağının 2 kemik dokusuna 8 göre konumunu saptayıp izleyecek şekilde yer alır. Konum ve yönelimin üç boyutlu tespitini sağlamak için, lazer kaynağı 2 en az üç markör 22 ile donatılmış ve kemik dokusu 8 en az üç markör 84 ile donatılmıştır. Otomatik izleyici 6, kontrol ünitesinin 4 otomatik izleyici ara-yüzüne 43 bağlıdır, böylelikle lazer kaynağının 2 ve kemik dokusunun 8 veya bilhassa sırasıyla bunların işaretleyicilerinin 22, 84 algılanan konumları, bilgisayar 41 tarafından toplanıp değerlendirilir.

Kemik dokusu 8 üzerinde, kontrol ünitesi 4 aracılığıyla bir osteotomik hat 81 tanımlanır. Kemik dokusunu 8 osteotomik hat 81 boyunca kesmek üzere, lazer kaynağı 2, lazer ışını 21 uygun biçimde yayılacak şekilde kemik dokusuna 8 göre hareket ettirilir. Osteotomik hat 81, doğrusal bir nokta dizisini belirten bir veri setiyle kontrol ünitesinde 4 tanımlanabilir. Veri seti, kemik dokusunda 8 deliklerin açılacağı noktaların konumunu ve ayrıca kemik dokusunun 8 bir yüzeyine göre lazer ışınının 21 çarpma açılarını içerebilir. Özel olarak, her noktanın konumu, uzay koordinatları seti X, Y ve Z ile tanımlanabilir ve her noktaya çarpma açısı bir açı çifti θ ve Ω ile tanımlanabilir. Böylece, veri seti, birlikte osteotomik hattı 81 oluşturan her nokta için XYZ- $\theta\Omega$ bilgilerini içerebilir.

Mikrofon 7, lazer kaynağına 2 göre sabit bir biçimde yer alır. Kemik dokusuna 8 çarpan lazer ışınının 21 ürettiği akustik bir dalgayı algılayacak şekilde yer alır. Mikrofon 7, algılanan akustik dalgaya mukabil bir sinyalin mikrofondan 7 bilgisayara 41 iletildiği kontrol ünitesinin bilgisayarına 41 bağlıdır. Genel olarak foto-ablasyonun neden olduğu ve farklı doku malzemelerinin foto-ablasyonunun neden olduğu akustik dalgaların değişken frekans spektrumları göz önüne alındığında, bilgisayar 41 mikrofon 7 tarafından iletilen sinyali değerlendirebilir. Böylece, bir yandan foto-ablasyonun gerçekleştirilip gerçekleştirilmediği, diğer yandan hedef malzeme veya özelliklerinin değişip değişmediği ve ne zaman değiştiği tespit edilebilir.

Kontrol ünitesi 4 ayrıca, bir osteotomi tasarım arayüzü 46 aracılığıyla bilgisayara 41 bağlı bir kumanda kolu 41 içerir. Kumanda kolu 41 vasıtasıyla, bir uygulayıcının, osteotomik hattı 81 kemik dokusu 8 üzerinde tasarlamasına izin verilir, burada kemik dokusu 8 uygun

herhangi bir yöntem ve araçla görsel olarak modellenebilir veya görüntülenebilir. Tahliye-
besleme sistemi 5, kemik dokusunun 8 foto-ablasyonundan kaynaklanan kalıntıları tahliye
etmek ve kemik dokusunu 8 özellikle osteotomik hattın 81 yakınında temiz tutmak için bir
ortam besleyecek şekilde yer alır. Bu amaçla, tahliye-besleme sistemi 5 bir aspirasyon
5 pompası ve/veya bir su jeti ile donatılı olabilir. Tahliye-besleme sistemi 5 bir tahliye-
besleme ara-yüzüne 44 bağlıdır, böylelikle bilgisayar 41 besleme ve tahliye işlemlerini
izleyebilir, kontrol edebilir ve tahsis edebilir.

Aşağıdakiler bu açıklamanın geri kalanı için geçerlidir. Çizimleri açık bir şekilde anlatmak
amacıyla, bir şekil açıklamanın doğrudan ilişkili bölümünde açıklanmayan referans işaretleri
10 içeriyorsa, bu durumda önceki açıklama bölümleri referans alınır.

Şekil 2'de, yayılma yönünde 213 lazer kaynağı 2 tarafından sağlanan odaklanmış lazer
ışını 21 ve bunun buluşa göre ayarlanması veya uygulanması daha ayrıntılı olarak
gösterilir. Genellikle, teoride tüm odaklanmış lazer ışınları ile benzer olduğu bilinen lazer
ışınının 21 şekli, esas itibarıyla $M^2=1$ iken ideal bir Gauss lazer ışını 211 veya $M^2>1$ iken
15 ideal olmayan bir lazer ışını 212 gibi görünür. İdeal Gauss lazer ışını 211, enerji
yoğunluğuna mukabil olan foton akısı veya foton yoğunluğunun en yüksek olduğu en küçük
ışın yarıçapına sahip bir bele 2111 sahiptir. Belden 2111 başladığında, ışın yarıçapı, ışın
yarıçapıyla 2114 örneklendiği yayılma yönüne 213 doğru artar. Mukabil bir biçimde, foton
veya enerji yoğunluğu belden 2111 yayılma yönüne 213 doğru azalır.

20 Buluşa göre, ideal Gauss lazer ışınının 211 bir foto-ablasyon bölgesi 2112 tanımlanır. Foto-
ablasyon bölgesi 2112, ideal Gauss lazer ışınının 211 bir Raleigh bölgesine mukabildir;
bunun sonunda foton ve enerji yoğunluğu, beldeki 2111 ilgili yoğunluğa kıyasla yarıya düşer.
Raleigh bölgesinin dışında, ideal Gauss lazer ışınının 211 adlandırılan biçimiyle uzak alanı
yer alır. Foto-ablasyon bölgesinin 2112 distal ucu veya foto-ablasyon bölgesinin 2112
25 yayılma yönüne 213 doğru uç, ideal Gauss lazer ışınının 211 kesme yüzünü 2113
oluşturur.

Buna göre, ideal olmayan lazer ışınının 212 minimum çapı 2121, ideal Gauss lazer ışınının
211 minimum çapına 2111 kıyasla daha büyük ve kaçık olan minimum ışın yarıçapına
sahiptir. İdeal olmayan lazer ışınının 212 minimum çapından 2121 itibaren foton veya enerji
30 yoğunluğu belden 2121 yayılma yönüne 213 doğru ve buna karşı ilerler. İdeal olmayan
lazer ışınının 211 foto-ablasyon bölgesi 2122, bir Raleigh bölgesine göre tanımlanır. İdeal
olmayan lazer ışınının 212 Raleigh bölgesinin sonunda, bunun foton ve enerji yoğunluğu,
beldeki 2121 ilgili yoğunluk ile kıyaslandığında yarıya düşer. Foto-ablasyon bölgesinin 2122
distal ucu veya foto-ablasyon bölgesinin 2122 yayılma yönüne 213 doğru uç, ideal olmayan
35 Gauss lazer ışınının 212 kesme yüzünü 2123 oluşturur.

Şekil 3, ideal olmayan lazer ışınının 212 bir üst kortikal kemik kısmına 82 ve bir alt süngerimsi kemik kısmına 83 sahip kemik dokusuna 8 göre iki farklı durumda gösterir. Kortikal kemik kısmı 82 ve süngerimsi kemik kısmı 83 farklı foto-ablasyon özelliklerine sahiptir.

- 5 Şekil 3'teki sol durumda görülebileceği gibi, lazer kaynağı 2, kontrol ünitesi 4 ve robot kol 3 vasıtasıyla, ideal olmayan lazer ışınının 212 kesme yüzü 2123 kemik dokusunun 8 üst yüzeyinde yer alacak şekilde konumlandırılıp yönlendirilmiştir. İlk olarak, kontrol ünitesinin 4 akım ayarlayıcısı 47, lazer kaynağına 21 sağlanan akımı, ışın yoğunluğunun kesme yüzünde 2123 kemik dokusunun 8 foto-ablasyonunu başlatmak için çok düşük olacağı bir
- 10 seviyede ayarlar. Bu durumda, mikrofon 7, kontrol ünitesinin 4 bilgisayarı 41 tarafından değerlendirilen ve akustik bir kemik foto-ablasyon dalgası tarafından indüklenmeyecek bir sinyal sağlar. Daha sonra, lazer kaynağına 2 sağlanan akımın artırılmasıyla, kesme yüzündeki 2123 yoğunluk, kontrol ünitesinin 4 bilgisayarı 41 mikrofon 7 tarafından sağlanan ilgili sinyalin kemik dokusunun 8 başlatılan foto-ablasyonu için gösterge olduğunu
- 15 değerlendirinceye kadar artırılır. Kontrol ünitesinin 4 akım ayarlayıcısı 47 daha sonra lazer kaynağına 21 sağlanan akımı bu seviyede tutar ve lazer kaynağı 2 kalibre edilir. Bunun gibi, lazer ışını yoğunluğu, foton akısı sadece ideal olmayan lazer ışınının 212 foto-ablasyon bölgesi 2122 içindeki kemik dokusunun ablasyonu için gereken eşiği aşacak şekilde seçilir. Robot kol 3, lazer ışınının 21 kemik dokusuna 8 göre konumlandırılmasını ve
- 20 yönlendirilmesini doğru bir şekilde kontrol ettiğinden, kesme derinliği böylece Şekil 3'te sağda görülebileceği gibi lazer kaynağı kemik dokusuna 8 doğru hareket ettirilerek hassas bir şekilde kontrol edilebilir.

- Böylece, kemik kalınlığının genellikle bilindiği göz önüne alındığında da, robot kol 3, optiğin odak noktasını, istenen kesme derinliğindeki lazer enerjisi veya yoğunluğu, foto-ablasyon
- 25 kemik dokusu 8 için gerekli eşiği ancak zorlukla aşacak şekilde ayarlayabilir, böylece ablasyon derinliği üzerinde etkin kontrol sağlanır. Uzak alandaki foton akısı veya lazer ışını yoğunluğu eşik değerin altında olduğu için, hiçbir ablasyon gerçekleşemez. Böylece, kesme derinliği sınırlıdır ve karşılaştırılabilir bir biçimde basit bir fiziksel ilkeyle kontrol edilir.

- Kemik dokusunun 8 foto-ablasyonu gerçekleştirilirken, mikrofon, kesintisiz olarak akustik
- 30 sinyali sağlar ve kontrol ünitesinin 4 bilgisayarı 41, akustik sinyale mukabil olan akustik olarak algılanan dalganın frekans spektrumunu sürekli olarak izler. Ablasyonu gerçekleştirilen dokunun değişen özelliklerinden dolayı frekans spektrumunun değiştiği saptandığında, lazer ışını yoğunluğu azalır ve foto-ablasyon durdurulur. Lazer kaynağı 21 ardından yukarıda açıklandığı gibi yeniden kalibre edilebilir. Örneğin, ideal olmayan lazer
- 35 ışını 212 kortikal kemik kısmından 82 süngerimsi kemik kısmına 83 geçişe ulaştığında, mikrofon 7 tarafından sağlanan akustik sinyal değişir. Kontrol ünitesinin 4 bilgisayarı 41, bu

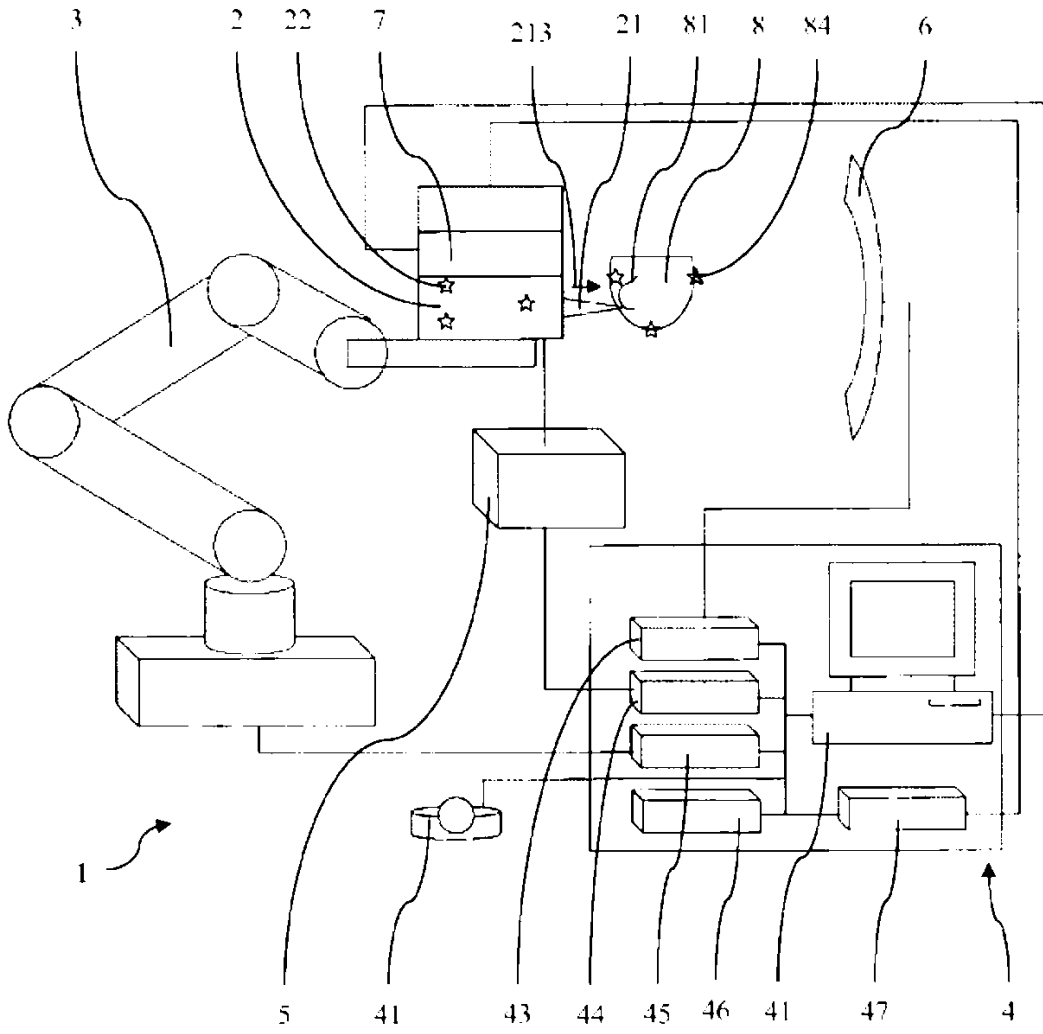
değiştirilmiş sinyale karşılık gelen bir dalganın frekans spektrumunun, kemik dokusunun 8 değiştirilmiş foto-ablasyon özelliklerini temsil ettiğini değerlendirir ve kontrol ünitesi 4, lazer kaynağına 2 sağlanan akımı hiçbir foto-ablasyonun gerçekleşmediği bir seviyeye düşürür. Şimdi, ilk kalibrasyona benzer şekilde, lazer kaynağı süngerimsi kemik kısmının 83
5 özelliklerine göre yeniden kalibre edilir.

Buluş her ne kadar çizimler ile yukarıdaki açıklamada detaylı olarak gösterilip ve anlatılmış olsa da, bu gösterim ve açıklamanın açıklayıcı veya örnek niteliğinde olduğu ve sınırlayıcı olmadığı kabul edilmelidir. Buluş istemlerde tanımlanır, diğer düzenlemeler sadece örnek niteliğindedir.

10 Açıklama, istemlerde veya örnek niteliğindeki düzenlemelerde tanımlanan özelliklerden ibaret konuyu ve ayrıca bu özellikleri içeren konuyu içerir.

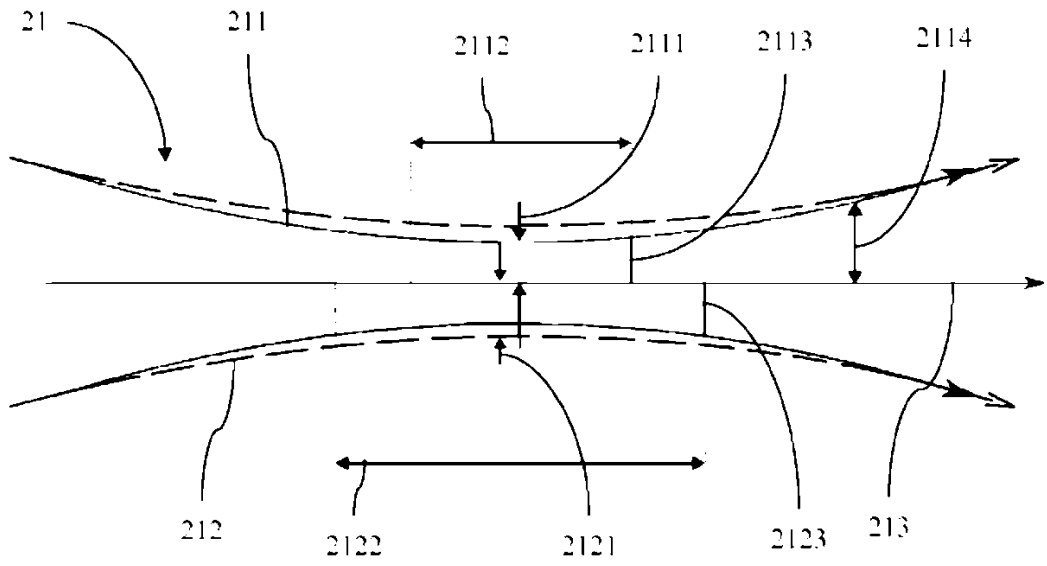
Ayrıca, istemlerdeki "içerir" kelimesi diğer elemanları veya adımları dışlamaz ve "bir" belgisiz sıfatı çoğulluğu dışlamaz. Tekil bir birim veya adım, istemlerde zikredilen çeşitli özelliklerin işlevlerini yerine getirebilir. Birbirinden farklı bağımlı istemlerde zikredilen belirli
15 ölçüler, bu ölçülerin bir kombinasyonunun lehte kullanılamayacağını belirtmez. Bir nitelik veya değerle beraber anılan "esas itibarıyla", "hemen hemen", "yaklaşık" ve benzeri terimler bilhassa ayrıca sırasıyla tam olarak niteliği veya tam olarak değeri de tanımlar. Verili bir rakamsal değer veya aralık bağlamındaki "yaklaşık" terimi, verili değer veya aralığın örneğin %20, %10, %5 veya %2 dâhilindeki bir değer veya aralığa atıfta bulunur.

20 Bir bilgisayar programı, optik depolama ortamı veya başka bir donanım ile birlikte veya bunun bir parçası olarak sağlanan katı hal ortamı gibi uygun bir ortamda depolanabilir/dağıtılabılır, ancak başka biçimlerde, örneğin internet veya başka kablolu veya kablosuz telekomünikasyon sistemleri aracılığıyla da dağıtılabılır. Özel olarak, örneğin, bir bilgisayar programı, bilgisayar tarafından okunabilen bir ortamda depolanan bir
25 bilgisayar programı ürünü olabilir; bu bilgisayar programı ürünü, buluşa uygun yöntem gibi belirli bir yöntemi uygulamak için çalıştırılmaya uygun bilgisayarda çalıştırılabilir program koduna sahip olabilir. İstemlerdeki her türlü referans işaret, kapsamı sınırlayıcı olarak yorumlanmamalıdır.

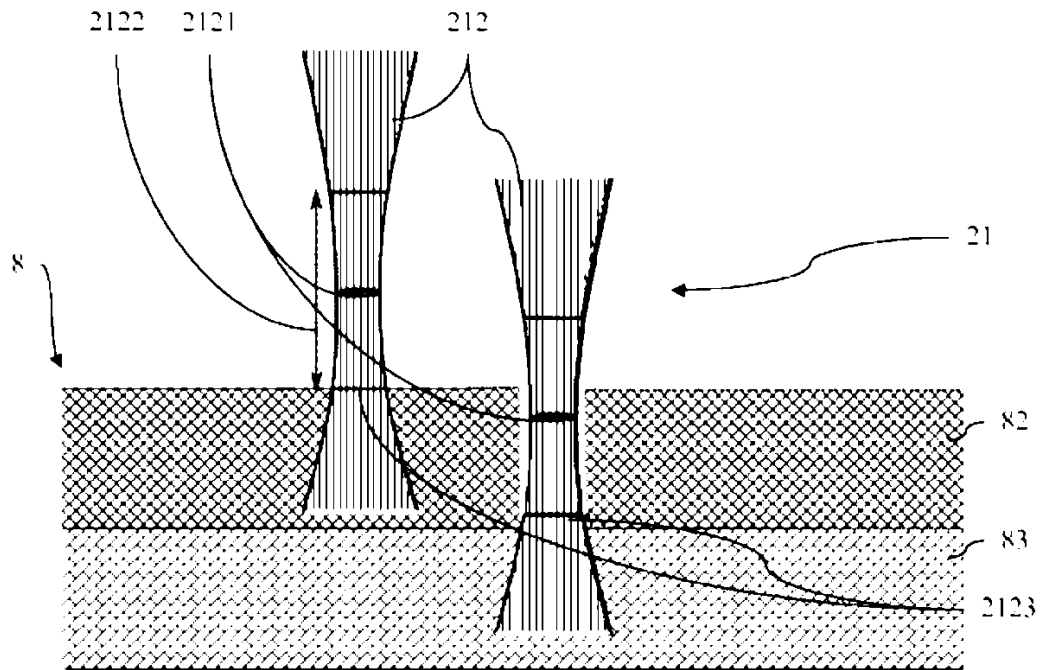


Şekil 1

2/2



Şekil 2



Şekil 3