

## Derleme Review article

**Geliş tarihi:** 28 Ağustos 2022

**Kabul tarihi:** 1 Mart 2023

### Anahtar kelimeler:

Akciğer,  
Cerrahi,  
Lazer

### Key words:

Lung,  
Surgery,  
Laser

### Sorumlu yazar:

Hakan SALCI

### Adres:

Bursa Uludağ Üniversitesi,  
Veteriner Fakültesi, Cerrahi  
Anabilim Dalı, Görükle Kampüsü,  
16059, Bursa, Türkiye

### E-posta:

hsalcı@uludag.edu.tr

### ORCID iD

Vildan ASLAN  
<https://orcid.org/0000-0001-5323-6891>  
Hakan SALCI  
<https://orcid.org/0000-0001-6548-8754>

# Akciğer Cerrahisinde Lazer Kullanımı

## Application of Laser in Lung Surgery

Vildan ASLAN<sup>1</sup>, Hakan SALCI<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Bursa Uludağ Üniversitesi, Veteriner Fakültesi, Cerrahi Anabilim Dalı, Bursa, Türkiye

### ÖZ

Modern tıpta minimal invazif tekniklere verilen önceliğin artması toraks cerrahisinde lazer kullanımına olan ilgiyi de arttırmıştır. Kansız cerrahide etkin rol oynayan lazerler bazı fiziki ilkelere sahiptirler. Tüm lazerlerin ortak özellikleri, monokromatik, koherent ve kolime edilebilir olmalarıdır. Lazerlerin toraks cerrahisinde, özellikle de akciğer cerrahisinde kullanımı iyi bilinmektedir. Dokuları pıhtılaştırma, kesme veya buharlaştırma güçleri ve yetenekleri bakımından akciğer parankiminde kullanılan farklı dalga boylarında birçok lazer türü vardır. Akciğer parankiminde uygulanabilenlerde, hücre içi su absorpsiyonu, kesme, hemostaz ve koagülasyon özelliği yüksek, parankim pnömostazının istenen lokal etkilerini üreten ideal lazerler aranır. Bunlar arasında; Diyod, Nd:YAG ve Thulium lazer en çok kullanılanlardandır. Özellikle akciğer dokusunda metastaz olgularında minimum doku kaybına neden olması gerekçesiyle lazerler tercih edilirler. Bu derleme ile lazer fiziği ve mekanizması üzerinde durularak akciğer dokusunda lazer kullanımı hakkında bilgi verilmesi amaçlanmıştır.

### ABSTRACT

The increasing priority given to minimally invasive techniques in modern medicine has also increased the interest in the application of lasers in thoracic surgery. Lasers, which play an active role in bloodless surgery, have some physical principles. The common features of all lasers are that they are monochromatic, coherent and collimate. The application of lasers in thoracic surgery, especially lung surgery, is well known. There are many types of lasers with different wavelengths used in the lung parenchyma in terms of their power and ability to coagulate, cut or vaporize tissues. Ideal lasers with high intracellular water absorption, cutting, hemostasis, and coagulation properties and producing the desired local effects of parenchymal pneumostasis are sought for those that can be applied in the lung parenchyma. Among them; Diode, Nd: YAG, and Thulium laser are the most used ones. Particularly, in lung tissue metastases, lasers are preferred because of causing minimal tissue loss. This review aimed to give information about the use of lasers in lung tissue by emphasizing the physics and mechanism of the laser.

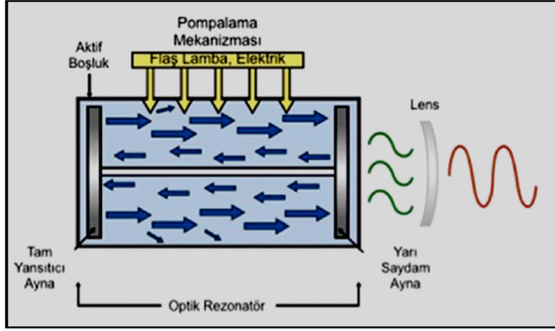
## GİRİŞ

Lazer ışığının teorik temeli ilk olarak 1917'de Albert Einstein tarafından tanımlanmıştır. Uzun bir süre sonra, 1960'ta, ilk çalışan Ruby kristal lazer Theodore Maiman tarafından geliştirildi. "LASER" terimi "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" ifadesinin baş harflerinin birleşmesinden oluşmaktadır. Lazer, uyarılmış radyasyonun yoğunlaştırılmasıyla güçlenmiş ışık demetini ifade etmektedir. Lazer ışığının, monokromatik (tek renkli ve tek dalga boyuna sahip), koherent (uzayda ve zamanda dalgaların aynı fazda paralel olması) ve kolime edilebilir (tek yönde, birbirine paralel) nitelikte oluşu diğer ışık kaynaklarından ayıran önemli temel özellikleridir.<sup>1,2</sup>

### Lazer Fiziği ve Oluşum Mekanizması

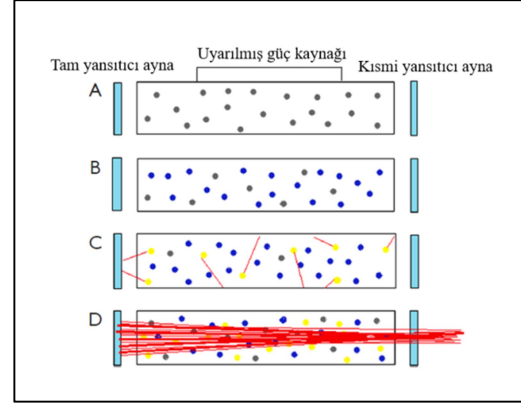
Lazerin şekillenmesinde dört temel bileşene gereksinim vardır. Bunlar; aktif ortam (lazer medyum), uyarma mekanizması (enerji kaynağı, pompalama mekanizması), tam ve kısmi yansıtıcı aynalar (optik rezonatörler)'dir. Aktif ortam, üretilen lazerin dalga boyunu belirler, enerji kaynağı ile elektronları daha yüksek enerji düzeyine uyarabilecek atomlardan oluşur. Aktif ortam, katı (kristaller, camlar, yarı iletkenler), sıvı (organik boyalar veya çözücüler) veya gaz (argon, karbon dioksit gibi) olabilir. Lazer ortamı genellikle lazer tipinin adını belirler. Uyarma mekanizması, optik bileşenler (flaş lamba, farklı bir lazerin ışığı), elektriksel ya da kimyasallar dahil olmak üzere birçok farklı enerji sağlayan pompalama sisteminden oluşur.

Farklı boyutlarda olabilen tam ve kısmi yansıtıcı aynalar, aktif ortam içerisinde karşılıklı durmakta ve aktif boşluk içindeki ışığı ileri geri hareketlendirerek final ışığın lazer ışını olarak yarı saydam aynadan geçmesini sağlama işlevindedirler (Şekil 1).<sup>1,3</sup>



Şekil 1. Lazer cihazının genel bileşenleri. Aktif boşluk içerisinde gaz ya da katı kristal olan lazerlerin çalışma prensibi.<sup>4</sup>

Foton adı verilen kütsüz atom altı parçacıklardan oluşan ışık, belirli bir dalga boyu, frekans ve şiddete sahip elektromanyetik bir enerjidir. Lazer ışığının normal ışıktan farkı, atom ya da moleküller arasındaki elektron geçişlerinden kaynaklanır. Lazer ışığının oluşabilmesi için aktif ortam içindeki atom ya da moleküllerin bir enerji kaynağı ile eksite hale gelmesi gerekir.<sup>4</sup> Ortamı harekete geçirebilecek uyarıcı, elektrik akımı ya da başka bir lazer gibi herhangi bir enerji türü olabilir. Aktif ortam içinde, her bir atomun yörüngesinde bulunan elektronlar başlangıçta dinlenme-temel enerji halindedirler. Bir enerji kaynağı ile uyarıldıklarında daha yüksek enerjili yörüngeye hareket ederler. Ancak bazı elektronlar kendiliğinden temel enerji konumuna dönme halinde olduklarında enerji farkı oluşarak belirli bir dalga boyunda foton salınımı gerçekleşir ve aktif ortam içinde her yöne dağılırlar, buna kendiliğinden emisyon denir. Bu foton salınımları, her iki uca yerleştirilen aynalar tarafından ortam içinde ileri geri yansıtılır, daha fazla elektronu hareketlendirir ve daha güçlü bir ışık kaynağı oluşturur. Aynı zamanda, bu fotonlar hali hazırda uyarılmış durumdaki başka bir atomla çarpışırsa, yönü, fazı, polarizasyonu ve enerjisi bakımından birinciye özdeş ikinci bir foton serbest bırakılır ve aynı özelliklere sahip fotonların artmasına katkı sağlar. Bu süreç "uyarılmış emisyon" olarak adlandırılır ve finalde kusursuz olarak bir yönde paralel hareket eden, aynı dalga boyunda fotonların bir kısmı, optik rezonatörde kısmen iletici aynadan çıkarak lazer ışınının elde edilmesi sağlanır (Şekil 2).<sup>1,5</sup>



Şekil 2. A. Temel durumda bir lazer ortamı, B. Atomların daha yüksek enerji seviyelerine uyarılması, C. Uyarılmış emisyonla ileri geri yansıtılması, D. Son ürün olarak lazer ışığı üretimi.<sup>5</sup>

### Lazer Doku Etkileşimi

Bir lazerin doku üzerindeki etkisi, lazerin yanı sıra dokunun özelliklerine de bağlıdır. Doku özellikleri; yapısını, su içeriğini, termal iletkenliğini, ısı kapasitesini, yoğunluğunu ve yayılan enerjiyi emme, dağıtma veya yansıtma yeteneğini kapsar. Lazerin etkileşimdeki rolü ise gücü, yoğunluğu, maruz kalma süresi, enerji içeriği ve dalga boyudur. Bunlar içerisinde dalga boyu doku penetrasyon derinliğini de etkilemektedir.<sup>4</sup>

Kesme ve koagülasyon yeteneği iyi olan lazerlerin dalga boyu genellikle elektromanyetik spektrumda kızıl ötesinde (yakın, orta, uzak) yer alır. Bu nedenle farklı dalga boyundaki lazerler dokular üzerine selektif etkilere sahiptir. Bunlar; yansıma, absorpsiyon, saçılma veya iletim (transmission) şeklindedir.<sup>4,5</sup>

- Yansıma; ışığın doku yüzeyi tarafından geri döndürülmesidir.
- Absorpsiyon; foton enerjisinin değiştirilecek olan doku içindeki moleküllere aktarılmasıdır. Lazer ışığının absorpsiyonu, ışığın dalga boyuna ve dokunun rengine bağlıdır.
- Saçılma; istenen doku etkisine neden olmadan ışığın doku içinde farklı yönlerde dağılmasıdır.
- İletim; ışığın ortamdaki dokudan geçmesi ve doku etkisinde azalmaya neden olmadan geçişidir.

Lazerler için ana hedef olan kromoforlar (ışığı emen herhangi bir madde), melanin hemoglobin, oksihemoglobin ve sudur.<sup>5</sup> Lazer cerrahi prosedürlerinin çoğu, dalga boyu ve dokunun kromoforları arasındaki etkileşime bağlı olarak ya eksizyon ya da doku vaporizasyonu temelinde şekillenmektedir. İşlemler sırasında termal etkileşimden doğan doku hasarının derecesini minimuma düşürmek esas amaçtır. Termal etkileşimler bir dizi faktörden etkilenir; lazer ışığının dalga boyu, lazer ayarları (lazer gücü, lazer enerjisi ve tedavi süresi), dokunun fiziksel

özellikleri ve emisyon özellikleri şeklindedir.<sup>6</sup> Bu amacı gerçekleştirmek için doku absorpsiyon katsayısını, lazerin dalga boyunu, güç yoğunluğunu ve büyük ölçüde tekniğe bağlı olan enerjinin verildiği sürenin uzunluğunu doğru seçmek gerekir.<sup>7</sup>

Lazer cihazları kontakt ve nonkontakt modda kullanılabilir. Kontakt modda, lazer ışını, termal iletim yoluyla doku eksizyonu için kullanılan özel bir cerrahi ucu ısıtır. Bu modda kullanım için diyet lazerler uygundur. Ancak, kontakt modun ucunda konsantre olan lazerin enerjisi vaporezasyon ve çevre dokuda hasara neden olabilir. Alternatif olarak, non kontakt modda, çoğu yumuşak dokuda yüksek miktarda su bulunduğundan seçilecek lazerin dalga boyunda su absorpsiyon katsayısı yüksek lazer kaynağı tercih edilmelidir.<sup>8</sup>

### Lazer iletim sistemleri

Farklı şekillerde ve çaplarda fiber optik kablolar bulunmakta ve bunların uç kısımları istenilen amaca yönelik değişik şekillerde olabilmektedir. Fiberler, ışını ileten optik dalga klavuzudurlar. Fiber yüzeyinin uygun tasarım ve üretimi, güç yoğunluğunun ve yüzeylerindeki sıcaklığın azaltılmasına ve hasarlı doku geometrisinin kontrol edilmesine olanak tanır. Bare fiber, safir uçlu fiber, silindirik uçlu fiber gibi fiberler vardır. Safir uçlu fiberler, kömürleşmiş doku, ışık penetrasyonunu ve doku nekrozunu sınırladığı için dokuya daha derin nüfuz etmek için fiber ucunun etrafındaki karbonizasyonu önlemeye yardımcı olmaktadır.<sup>6</sup> Fiber optik kablo çapı kalın olan fiberlerin özellikle akciğer cerrahisinde iyi koagülasyon sağladığı ve etkin pnömostaz yaptığı gerekçesiyle kullanılabilir.<sup>9</sup> Fiber uçları kontakt modda kullanılıyorsa yüksek ısı artışından dolayı dokuda yapışma olacağı için fiber ucu yanabilir ya da eriyebilir, bu nedenle cihaz kapalı iken fiber uç kısmının kesilmesi önerilir.<sup>10</sup>

### Akciğer Dokusunda Lazerin Etkinliği

Lazerin akciğer cerrahisinde kullanılması, cihazın kendine has özelliklerinden ve akciğer parankimi üzerindeki etkilerinden kaynaklanmaktadır. Akciğer, %80 oranında su içermektedir ve akciğerin çok düşük doku yoğunluğuna, düşük ısı kapasitesine ve değişken hava içeriğine sahip olması, akciğer parankimini fototermal lazer uygulamaları için ideal hale getirmektedir.<sup>11</sup> Lazer ışını akciğer parankimine temas geçtiğinde, ışık enerjisi ısıya dönüştürülür. Artan ısıyla (100°C üzerinde) birlikte akciğer parankiminde lokal vaporezasyon olur ve bu durum eksizyonun şekillenmesini sağlar. Bu arada bölgenin marjinal kesimlerinde sıcaklık düşer ve koagülasyon

şekillenerek karbonize bir alan oluşur. Lazerin etkisiyle akciğer dokusunun son derece hassas bir şekilde kesilmesi ve pıhtılaşması eş zamanlı sağlanmış olur.<sup>12</sup>

Düşük elektrik iletkenliği ve iyi ısı yalıtımına sahip olan akciğerlerin parankimal yapısı göz önüne alındığında, aynı dalga boyu ve enerjide lazer ışını kullanılarak diğer parankimal dokuların aksine akciğer dokusundan daha geniş alanlar rezeke edilebilir.<sup>13</sup> Akciğer parankimi herhangi bir fototermal uygulama ile rezeke edildiğinde bronkovasküler pulmoner yapılardan fistül, sızıntı ve kanamalar şekillenebilmektedir. Özellikle akciğer parankiminin diseksiyonu sırasında, merkezi yönde ne kadar derine inilirse, intraoperatif kanama ve bronkoplevral fistül oluşma riski o kadar yüksek olmaktadır.<sup>14</sup> Bu nedenle, yüksek damar yoğunluğu göz önüne alındığında, akciğer parankiminin rezeksiyonu sırasında mükemmel kesme özelliklerine ek olarak güçlü pıhtılaşma kabiliyetine sahip lazerlerin kullanılması gerektiği belirtilir. Bu kombinasyonun özelliklerine ek olarak lazer ışınması sırasında ilgili alandaki alveolar septumun büzülmesi ile kalın ve katmanlı hava geçirmez bir hat oluşturularak mekanik bir dayanım sağlaması, lazer kullanımını avantajlı hale getirmektedir.<sup>11</sup>

### Lazerin Akciğer Dokusundaki Avantaj ve Dezavantajları

Lazerin akciğer dokusunda oldukça tatmin edici avantajları bulunmaktadır. Uygun özelliklerde kullanılan lazer, akciğer dokusunu olabildiğince koruyarak derin yerleşimli lezyonların sınırlı eksizyonuna izin verir. Bitişik akciğer dokusunda minimal deformite veya hasar oluşturur ancak ana bronş veya damar yakınında bulunan lezyonlar için, bu bitişik yapılara zarar vermeden lezyon çevresinde maksimum doku marjı alınmasına katkıda bulunabilir.<sup>15</sup> Ayrıca, ameliyat sırasında ve sonrasında kanamayı önlemesi, sağlıklı akciğer dokusunu koruması ve daha önce cerrahi olarak ulaşılamayan bölgelerdeki kavernoöz lezyonların çıkarılmasını sağlaması, düşük perioperatif komplikasyon oranı, yüksek oranda fizibilite, rezeksiyonun eksiksizliği ve iyi onkolojik sonuçlarının olması da avantajları arasında yer almaktadır.<sup>13,16</sup> Lazer ile rezeke edilen parankimde ileri düzeyde hemostaz ve pnömostaz sağlanması üstün avantajlarıdır.<sup>17</sup>

Lazer cerrahi dezavantajları ise tekniğin dikkat gerektirmesi ve zaman alması, hasta güvenliğinin sağlanması için daha fazla cerrahi eğitimin gerekliliği, prosedür sırasında oluşan dumanı azaltmak için özel veya ekstra egzoz sistemine duyulan ihtiyaç şeklinde söylenebilir.<sup>15,18</sup>

**Akciğer Dokusunda Kullanılan Lazer Çeşitleri**

Birçok lazer çeşidi olmasına rağmen, akciğer dokusunda kullanılacak lazer çeşidinde iyi derecede koagülasyon yapabilen, hemoglobini ve su absorpsiyonu iyi olan, ensizyon ya da eksizyon yeteneklerini bir arada tutan lazerler aranır. Geçmiş yıllarda akciğer cerrahisinde ilk olarak CO<sub>2</sub> lazer kullanıldığı belirtilir, ancak doku absorpsiyonu, kesme yetisi, koagülasyon özellikleri yetersiz görüldüğü için kullanımı önerilmemektedir.<sup>2,15</sup> Günümüzde, Nd:YAG lazer, Thulium Lazer, Diyot lazer akciğer dokusunda kullanılan lazerler arasında yer almaktadır. Yaptıkları termal etki, moleküler arasındaki etkileşim ilkelerine dayanmaktadır.

- **Nd:YAG lazer:** Dalga boyu 1064 nm ve 1318 nm olan çeşitleri bulunmakta ve aktif ortamı Neodymium-Yttrium, Aluminum, Garnet kristallerinden oluşmaktadır. 1318 nm dalga boyuna sahip Nd:YAG lazer, sudaki on kat daha yüksek absorpsiyonuyla standart lazerden (1064 nm dalga boyu) önemli ölçüde farklıdır.<sup>14</sup> Bu dalga boyunda anahtar doku kromoforları olmadığı için, Nd:YAG lazer-doku etkileşimi büyük ölçüde saçılma etkisi üretir. Bu, lazerin penetrasyon kabiliyetini azaltarak dokunun daha yavaş ısınmasına neden olur. Nd:YAG lazerin bu özelliği onu hemostaz ve tümör nekrozu ile çeşitli uzmanlık alanlarındaki sayısız endoskopik işlemler için ideal kılar.<sup>5</sup>
- **Thulium lazer:** Dalga boyu 1940 nm ve 2100 nm olarak değişmektedir. Dalga boyu 1940 nm olan Thulium lazerin, sudaki enerji absorpsiyonları, 1064 nm dalga boyunda yayılan geleneksel Nd:YAG lazerlerinden yaklaşık 1000 kat daha fazladır. Ancak ideal bir doku kesimi için yüksek oranda enerji emilimi olması gerekmektedir. Bu nedenle 2 µm thulium lazer yüksek absorpsiyon, iyi hemostaz ve hızlı yara iyileşmesi ile akciğer dokusunun uygun rezeksiyonuna katkıda bulunduğu için göğüs cerrahları tarafından son zamanlarda lobektomi, wedge rezeksiyon gibi tekniklerde daha fazla tercih edildiği belirtilir.<sup>18</sup>
- **Diyot lazer:** Dalga boyu 980 nm, 1350, 1470 nm dalga boyları ile yumuşak doku cerrahi girişimlerde kullanılmaktadır. 1470 nm dalga boyunda diyot lazerler, Nd:YAG lazerlerin yaydığı ışıktan 40 kat daha fazla su tarafından emilen ışın yayarlar.<sup>13</sup> Bu özelliği ile lazer ışını, su, hemoglobin ve özellikle oksihemoglobin tarafından yüksek absorpsiyonun bir sonucu olarak mükemmel hemostatik özelliklere

sahiptir. 980 nm dalga boyundaki lazerlerin absorpsiyon katsayısının 1064 nm Nd:YAG lazerden büyük olduğu belirtilir.<sup>19</sup> Bu özellik, dokunun hızlı ısınmasına yardımcı olarak belirgin termal gradyanlar oluşturabilir. 1350 nm dalga boyundaki diyot lazer ışını, akciğer parankimal dokusu tarafından yüksek oranda emilir, kesme, hemostaz ve pnömostaz arasında mükemmel bir denge oluşturması bakımından sınırlı akciğer rezeksiyonları için ideal olduğu söylenebilir.<sup>17</sup>

**Akciğer Dokusunda Lazer Cerrahi Endikasyonları**

Akciğer, tümör metastazlarının yaygın olarak şekillendiği bir dokudur. Cerrahin amacı en az parankim kaybı ile en fazla metastazı tamamen çıkarmaktır. Bu nedenle nodülleri çıkarmak için kullanılan cerrahi teknik çok önemlidir. Bu amaçla klinik pratikte stapler kama rezeksiyonu, diatermi ile rezeksiyon sıklıkla tercih edilen cerrahi tekniklerdendir. Ancak, büyük ve merkezi yerleşimli tümöral oluşumlar için istenilen etkiyi tam anlamıyla karşılayamamaktadırlar. Lazer teknolojisi ise stapler kama rezeksiyonunun teknik sınırlarını aşmak ve diaterminin yetersiz sağladığı hemostatik etki ve hava sızdırmazlığı özelliklerini üst düzeyde sağlamak gibi avantajlardan dolayı aktif kullanılan teknik haline gelmiştir.<sup>16</sup> Majör rezeksiyonlara odaklanarak, stapler kama rezeksiyonunun teknik olarak mümkün olmadığı ve kesin rezeksiyonun yeterli olmayabileceği geniş ve santral metastaz olgularında lobektomiye bir alternatif olarak lazer cerrahisi önerilebilmektedir.<sup>10</sup>

**SONUÇ**

Akciğer dokusu patolojilerinden özellikle tümöral oluşumların maksimum düzeyde uzaklaştırılması ve sağlıklı akciğer dokusunun korunmasını sağlamak yönleriyle ideal lazer seçimi ve lazerin temel mekanizmasının anlaşılması oldukça önemlidir. Lazer ile rezeksiyon sırasında, alveolar duvarlar ısınır ve pıhtılaşma dokusu gelişerek sızdırmazlığı artıran kollaps ile büzülürler. Pıhtılaşma etkisinden kaynaklanan mekanik güçlendirme ve alveollerin sızdırmazlığı, rezeke edilen hattın tamamen kapanmasını sağlar, böylece hava sızıntılarına neden olabilecek parankimal fistül oluşumu önlenir. Sonuç olarak etkin bir cerrahi prosedür temeli oluşturulur, hasta konforu ve hava kaçağı riskinden oluşabilecek komplikasyonlar minimize edilir.

**KAYNAKLAR**

1. Haley D., Pratt O.: Basic principles of lasers. *Anaesth. Intensive Care Med.* 2017, 18(12): 648-650.
2. Khemasuwan D., Mehta A. C., Wang K-P.: Past, present, and future of endobronchial laser photoresection. *J. Thorac. Dis.* 2015, 7(S4): 380-388.
3. Franck P., Henderson P. W., Rothaus K. O.: Basics of lasers history, physics, and clinical applications. *Clin. Plast. Surg.* 2016, 43: 505-513.
4. Kasnak G., Fıratlı H. E.: Lazer fiziği ve lazer uygulamalarında temel kavramlar. *Türkiye Klinikleri J. Periodontol-Special Topics.* 2016, 2(2): 1-6.
5. Azadgoli B., Baker R. Y.: Laser applications in surgery. *Ann. Transl. Med.* 2016, 4(23): 452.
6. Schena E., Saccomandi P., Fong Y.: Laser ablation for cancer: past, present and future. *J. Funct. Biomater.* 2017, 8(19): 1-15.
7. Arroyo H. H., Neri L., Fussuma C. Y., Imamura R.: Diode laser for laryngeal surgery: a systematic review. *Int. Arch. Otorhinolaryngol.* 2016, 20: 172-179.
8. Khalkhal E., Rezaei-Tavirani M., Zali M. R., Akbari Z.: The evaluation of laser application in surgery: A review article. *J. Lasers Med. Sci.* 2019, 10(1): 104-111.
9. Kirschbaum A., Höchsmann N., Steinfeldt T., Seyfer P., Pehl A., Bartsch D. K., Palade E.: Investigations of initial airtightness after non-anatomic resection of lung parenchyma using a thulium-doped laser with different optical fibres. *Lasers Med. Sci.* 2016, 31: 1097-1103.
10. Kirschbaum A., Bartsch D. K., Rexin P.: Comparison of the local effects of a 600-µm bare fibre at high laser power on lung parenchyma: Nd:YAG laser 1320 vs. 1064 nm. *Lasers Med. Sci.* 2017, 32: 557-562.
11. Marulli G., Droghetti A., Chiara F. D., Calabrese F., Rebusso A., Perissinotto E., Muriana G., Rea F.: A prospective randomized trial comparing stapler and laser techniques for interlobar fissure completion during pulmonary lobectomy. *Lasers Med. Sci.* 2013, 28: 505-511.
12. Meyer C., Bartsch D., Mirow N., Kirschbaum A.: Video-assisted laser resection of lung metastases- feasibility of a new surgical technique. *Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2017, 65: 382-386.
13. Janeczek M., Rybak Z., Lipinska A., Bujok J., Czernski A., Szymonowicz M., Dobrzyński M., Świdorski J., Bogusława Zywicka B.: Local effects of a 1940 nm thulium-doped fiber laser and a 1470 nm diode laser on the pulmonary parenchyma: an experimental study in a pig model. *Materials.* 2021, 14 (18): 5457.
14. Pereszlenyi A.: Laser segmental resection for pulmonary tumors. *Adv. Cancer Res. Treat.* 2013, 1-9.
15. Venuta F., Rolle A., Anile M., Martucci N., Bis B., Rocco G.: Techniques used in lung metastasectomy. *J. Thorac. Oncol.* 2010, 5(6): 145-150.
16. Stefani A., Oricchio F., Cinquepalmi A., Aramini B., Morandi U.: Is laser-assisted resection preferable to lobectomy for pulmonary metastasectomy?. *Lasers Med. Sci.* 2020, 35: 611-620.
17. Ng C. S. H., Capili F., Zhao Z. R., Yu P. S. Y., Ho J. Y. K., Lau R. W. H.: Laser resection of pulmonary nodule via uniportal thoracoscopic surgery. *J. Thorac. Dis.* 2017, 9(3): 846-848.
18. Zhang Y., Wang R., Qian K., Liu L., Li Y., Hu M., Zhao X., Hua L., Zhi X.: A retrospective comparative study of 2-µm thulium laser during thoracoscopic resection of pulmonary nodules. *Indian J. Surg.* 2020, 82(6): 1021-1025.
19. Ahrar K., Gowda A., Javadi S., Borne A., Fox M., McNichols R., Ahrar J. U., Stephens C., Stafford R. J.: Preclinical assessment of a 980-nm diode laser ablation system in a large animal tumor model. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 2010, 21(4): 555-561.