

فصل ۵۱ - لیزر در ارولوژی.....	۱
مقدمه	۱
فیزیولوژی بافتی لیزر	۳
ابزارها	۸
اثرات بیولوژیکی لیزر بر ارگان‌های حساس بدن	۱۱
طبقه‌بندی لیزر بر اساس ANSI	۱۴
لیزر پروستات	۱۷
سنگ کلیه و سنگ‌شکنی با لیزر	۲۹
سنگ مثانه	۳۴
کارسینوم ترانزیشنال سیستم ادراری فوقانی و مثانه	۳۵
درمان تخریبی در تومور کلیه	۳۸
درمان تنگی در سیستم ادراری	۳۸

فصل ۵۱- لیزر در ارولوژی

مقدمه

پیشرفت جدی در لیزر را مدیون اینشتاین هستیم. وی در سال ۱۹۱۷ فرضیه متمرکز کردن اشعه نورانی و تحریک تابش امواج میکروویو را ارائه کرد. او در مقاله‌ای که برنده جایزه نوبل نیز شد به بررسی اثر فتوالکتریک پرداخت. یکی از پیش‌فرض‌های این مقاله، وجود فوتون بود. معرفی این ذره، که هم خاصیت موجی و هم خاصیت ذره‌ای را به‌طور توأمان داراست، موضوعی بسیار حساس در معرفی و خلق انرژی لیزر بود.

واژه لیزر (LASER) توسط آقای Gould در سال ۱۹۵۷، به‌صورت اختصار از Light Amplification by the stimulated Emission of Radiation (تقویت نور از طریق تشعشع تحریک‌شده) معرفی شد و به دنبال وی آقای Maiman در سال ۱۹۶۰ اولین نور لیزر قابل‌رؤیت را از طریق تحریک تشعشع لیزر در بلور یاقوت تولید کرد. از زمان معرفی اولین لیزر کاربردی توسط آقای تئودور مایمن، تاکنون انواع مختلفی از لیزر به‌طور تجاری تولیدشده‌اند که بسیاری از آن‌ها در پزشکی دارای کاربرد هستند. اختلاف بین سیستم‌های لیزری مختلف، بر مبنای طول‌موج تولیدشده منبع انرژی و نوع انرژی ساطع‌شده (پیوسته یا پالسی) است. این خصوصیت‌ها، جذب و عمق نفوذ در بافت را معین می‌کند. انواع مختلف و متعددی از لیزر در دسترس هستند و هرکدام با امکانات ویژه خود در درمان اختلالات مشخص به کار می‌روند. به همین دلیل برای ارولوژیست فهم ویژگی‌های هر نوع لیزر برای استفاده در درمان و انتخاب بیماران مهم است.

🌈 جنبه‌های تاریخی ورود لیزر به عرصه ارولوژی

اولین نسل لیزرها در مدیای گاز مانند نیتروژن - نئودیمیوم (N-Nd)، دی‌اکسید کربن (Nd-CO₂) و هلیوم - Nd ساخته شدند. اولین لیزرنئودیمیوم (Nd) در سال ۱۹۶۱ با استفاده از کریستال کلسیم - تنگستات و در سال ۱۹۶۴ با استفاده از کریستال ایتريوم - آلومینیوم - گارنت (YAG) اختراع شد.

اولین ارولوژیست که در سال ۱۹۶۶ لیزر Ruby (یاقوت) را در مثانه سگ آزمایش نمود آقای Parsons بود و ۲ سال بعد از او آقای Mulvaney با همین لیزر برای خرد کردن سنگ‌ها تلاش کرد. در سال ۱۹۸۱ از لیزر Nd:YAG

برای از بین بردن پروستات در بزرگی خوش خیم پروستات استفاده گردید، هرچند محدودیت‌هایی در استفاده از آن وجود داشت. در سال ۱۹۸۲ آقای Mcphee به جهت هموستاز، TURP را با لیزر پروستاتکتومی همراه کرد. انرژی کوآگولاسیون لیزر، هموستاز خیلی خوبی در پروستاتکتومی همراه کرد. در سال ۱۹۸۵ آقای Shanberg با افزایش تراکم انرژی لیزر YAG و قرار دادن فیبر در تماس مستقیم با بافت، باعث افزایش تبخیر بافت پروستات شد و توانست در بافت برش ایجاد کند. آقای کندل و مک کولوف تبخیر بافت پروستات را در سگ‌ها با استفاده از پروب غیرتماسی End Fire با استفاده از قدرت خیلی زیاد انجام دادند.

🌈 فیزیک لیزر و واکنش بافتی (Laser Physic & Tissue Interaction)

سه خاصیت منحصربه‌فرد در نور لیزر وجود دارد که آن را از نور طبیعی و Incandescent متمایز می‌سازد:

برخلاف نور طبیعی، که توسط تشعشع خودبه‌خودی به وجود می‌آید، نور لیزر به‌وسیله تشعشع تحریکی کنترل شده به وجود می‌آید. در نتیجه فوتون‌های این نور تولیدی به‌طور کامل در یک فاز هستند، به این خاصیت، همدوس (coherence) اطلاق می‌شود. چون اشعه همدوس بوده، لذا واگرایی (divergence) خیلی کمی دارد. به همین خاطر تقریباً یک دانسیته قدرت ثابت در فضا ایجاد می‌کند. به بیان ساده‌تر می‌توان گفت اشعه لیزر در یک واحد سطح، غلظت بالایی از انرژی را دارد. خصوصیت دوم نور لیزر این است که میزان بالایی از هم‌راستایی (collimation) را داراست. درواقع آینه‌های طراحی شده در داخل یک سیستم لیزر برای بیرون دادن فوتون‌ها در یک مسیر منفرد تنظیم شده‌اند. به همین دلیل نور لیزر برخلاف نور معمولی پراکنده و یا تضعیف نمی‌شود و نور خارج شده توسط یک منبع لیزری، تقریباً قطر یکسانی را در منبع و روی هدف دارد.

خاصیت سوم نور لیزر، تک‌رنگ بودن آن است (monochromaticity). از آنجاکه اشعه تحریک شده نور لیزر به‌وسیله انتقالات الکترون متعدد و یکسان تولید می‌شود همه فوتون‌های تولیدی طول موجی برابر را دارا هستند.

برای خروج اشعه لیزر به‌صورت همدوس باید از یک محوطه لوله‌ای شکل (کاویت) با آینه‌های متعدد استفاده کرد. کاویت، سیلندری است که در هر دو انتها توسط آینه بسته شده است. آینه‌ای که در پشت آن قرار دارد کاملاً آینه منعکس کننده است. درحالی که آینه‌ای که در جلو قرار دارد حاوی یک سوراخ کوچک در وسط است که از آن اشعه لیزر می‌تواند خارج شود.

بر اساس انرژی مورد استفاده برای برانگیختی و شکل کاویته، اشعه خارج شده از کاویته به دو صورت قابل تابش (موج دائم و موج پالسی) است. مدت زمان و میزان انرژی هر پالس وابسته به نوع لیزر خروجی است.

اولین حالت موج دائم (continues wave) است. در این حالت اشعه به طور دائم و ثابت و تا زمانی که پدال پایی فشرده شود، خارج می شود. موج دائم به لیزری اطلاق می گردد که مدت زمان خروجی هر بسته (پالس) انرژی بیش از ۰,۲۵ ثانیه باشد. در کار بالینی این نوع اشعه با توجه به برون ده ثابتش کاربری آسان تر و قابل کنترل تری دارد.

دومین حالت موج پالسی (Pulse wave) است. در حالت موج پالسی، انرژی برای یک مدت محدودی از زمان که توسط صفحه کنترل ماشین تنظیم می شود، خارج می شود. پس یک فاصله ثابتی بین پالس ها وجود دارد. در فاصله بین پالس ها قدرت اشعه در داخل کاویته لیزر افزایش می یابد که می تواند قدرت خیلی بالایی در مقایسه با موج دائم ایجاد کند. این نوع لیزر در شکستن سنگ ها مفید است ولیکن کنترل فرایند تداخل بافتی آن دشوارتر است.

میزان قدرت (Power) یا سطح انرژی خارج شده برابر با نسبت انرژی به زمان است ($P = \text{energy/time or } W = J/\text{sec}$). لذا در زمانی که انرژی در مدت زمان بسیار کوتاهی از کاویته خارج می شود، قدرت بسیار بالایی حاصل می شود.

فیزیولوژی بافتی لیزر

پرتو لیزر بعد از تابش، به بافت بر اساس خصوصیات فیزیکی اشعه و جنس بافت می تواند موجب یکسری از حوادث زیر گردد:

۱- انعکاس (Reflection): هنگامی که اشعه لیزر به سطح بافت برخورد می کند درصدی از آن توسط

سطح بافت منعکس می شود که در نتیجه باعث گرم کردن و آسیب بافت اطراف می شود. میزان انعکاس به طور عمده به خصوصیات نوری بافت هدف و مایع شستشوی اطراف آن وابسته است.

۲- پراکنش نور (Scattering): جنس مختلف (هتروژن) بافت باعث پراکندگی و تفرق اشعه و در نتیجه

منحرف کردن بخشی از اشعه لیزر از مسیر هدف گشته و مسیر نهایی را مختل می کند. میزان پراکنش

اشعه به طول موج آن و اندازه ذرات بستگی دارد. نورهای با طول موج کوتاه تر نسبت به طول موج های

بلند تمایل به پراکنش بیش تری دارند.

۳- جذب (Absorption): جذب، مهم‌ترین قسمت واکنش نور با بافت است. میزان شدت اشعه لیزر با افزایش میزان قدرت جذب بافت به صورت نمایی کم می‌شود. انرژی نورانی اشعه لیزر جذب‌شده، تبدیل به انرژی گرمایی شده و باعث بالا رفتن دمای بافت می‌شود. بر اساس دمای تولیدشده بافت منعقد یا تبخیر می‌گردد. بیش‌ترین میزان گرمای تولیدشده بلافاصله در بافت زیر محل اشعه دیده تولید می‌شود و در لایه‌های زیرین، میزان گرما همانند قدرت اشعه به صورت نمایی کم می‌شود. طول جذب (absortion length) یک مسیر نوری است که ۶۳٪ از انرژی لیزر در آن محدوده جذب می‌شود.

۴- عمق تخریب (Extinction Length): به عمقی از بافت گفته می‌شود که ۹۰٪ از اشعه لیزر تابیده‌شده جذب و به گرما تبدیل می‌شود. در مجموع میزان عمق تخریب برابر با ۲,۳ میزان طول جذب است. در اعمال جراحی لیزر دو کروموفور مورد استفاده، آب و خون هستند. به مدت کوتاهی بعد از جذب اشعه لیزر توسط بافت، گرمای تولیدشده با شکل استوانه‌ای ایجاد می‌شود، که طولی برابر عمق تخریب و عرضی برابر پهنای فیبر لیزر دارد. شدت انرژی جذب‌شده توسط بافت، تعیین‌کننده اثر اشعه روی بافت است.

نکته مهم در این زمینه هماهنگ کردن هدف درمانی با اشعه لیزر و میزان عمق تخریب اشعه است. برای مثال در یک ولتاژ یکسان، طول موج لیزر که عمق تخریب بیش‌تری داشته باشد ایجاد یک نکروز عمیق می‌کند؛ این در حالی است که یک لیزر با عمق تخریب کم‌تر می‌تواند دمای بافتی در محل اشعه دیده را بالاتر از دمای جوش برساند و باعث تبخیر سریع بافتی می‌شود.

انرژی لیزر در مصارف جراحی می‌تواند دو نوع واکنش بین بافتی را ایجاد کند:

۱- انعقاد: که در آن میزان حرارت تولیدی در بافت کمتر از نقطه تبخیر است. زمانی که دمای بافت به ۴۵-۵۰ درجه می‌رسد خشک شدن بافتی اتفاق می‌افتد. در دمای ۶۰ تا ۶۵ درجه دناتوره شدن پروتئین ایجاد می‌شود. بافت در مقابل منعقد تقریباً ۴ تا ۷ روز بعد از درمان، ریزش پیدا می‌کند. از معایب انعقاد بافتی این است که سلول‌های منعقدشده مانع از نفوذ مناسب انرژی لیزر به سطح زیرین می‌شوند که خود باعث کاهش میزان تخریب بافت زیرین و افزایش آسیب به بافت‌های مجاور می‌شود.

۲- تبخیر: که در آن بافت بالاتر از نقطه تبخیر، گرم شده و بخار می‌شود. این حادثه زمانی رؤیت می‌گردد که دمای بافت از ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد بالاتر رود. تبخیر بافتی اکثراً وابسته به شدت تابش لیزر است.

میزان تخریب بافتی توسط انرژی حاصله از لیزر در بافت کنترل می‌شود که خود تحت تأثیر طول موج اشعه لیزر است. همچنین در صورتی که میزان انرژی بالا در نقطه‌ای کوچک متمرکز شود عمق نفوذ انعقاد بیش‌تر می‌شود. یکی دیگر از خصوصیات مهم لیزر، نوع عملکرد آن به صورت پالسی یا مداوم است که می‌تواند روی میزان انرژی و عمق نفوذ بافتی تأثیرگذار باشد. برداشت بافتی از طریق سوزاندن سطح بافت با درجه حرارت بالا یا از راه ایجاد رسوب بافتی با انرژی نورانی پالسی انجام می‌گیرد. در برداشت بافتی از طریق انرژی پالسی، انرژی با استفاده از تبخیر ناگهانی مایع داخل بافتی، ایجاد یک تبخیر انفجاری می‌کند تا مایع از بافت خارج گردد.

🚦 انواع مختلف لیزر: مکانیسم عمل

لیزر را می‌توان بر اساس ماده بینابینی (Medium) که اشعه از آن عبور می‌کند به سه گروه اصلی تقسیم کرد:

۱- لیزر اجسام سخت یا لیزر بلورها (مثل لیزر یاقوت)

۲- لیزر گازها (مثل لیزر هلیوم نئون)

۳- لیزر نیمه‌رساناها (لیزر دیود گالیوم - آرسنیک)

🚦 لیزرهای مورد استفاده در ارولوژی

انواع مختلفی از لیزر با طول موج‌های متفاوت جهت مصارف ارولوژی موجود است، که در ذیل به توضیح مختصری از انواع شایع‌تر آن‌ها پرداخته می‌شود:

۱. لیزر CO₂

لیزر CO₂ یکی از اولین لیزرهای مورد استفاده در پزشکی است. لیزر CO₂ تشعشع مادون قرمز با طول موج ۹,۴ تا ۱۰,۶ میکرومتر ایجاد می‌کند. ۹۷ درصد انرژی آن توسط آب جذب می‌شود، قدرت نفوذ آن فقط ۰,۱ میلی‌متر است و می‌تواند در عروق با قطر ۰,۵ نانومتر هموستاز ایجاد کند. کاربرد اصلی آن در ارولوژی، درمان ضایعات سطحی پوستی است. امروزه از این لیزر به‌طور رایج در درمان انتخابی کوندیلوما آکومیناتا وسیع یا عودکننده استفاده می‌شود. اگرچه کاربرد این لیزر در ضایعات داخل مجرا به علت فقدان یک هدایت‌کننده آندوسکوپی محدودیت دارد.

۲. لیزر نئودیمیم ایتریوم آلومینوم گارنت

[Neodymium Yttrium-Aluminum- Garnet] (Nd: YAG)

این لیزر با طول موجی نزدیک به اشعه مادون قرمز (۱۰۶۴) نانومتر و به اشکال مداوم، پالسی و یا Q شکل تابش می‌کنند. در این طول موج، اشعه لیزر در محدوده جذب اکسی هموگلوبین بوده و با عمق حداکثر ۵ میلی متر نفوذ می‌کند و دارای خواص انعقادی و هموستاتیک است. از این نوع لیزر برای برش‌های بافت نرم (مانند تنگی مجرای ادراری، مجرای ادراری خلفی، اندوپیلوتومی، تنگی‌های گردن مثانه)، برای برش دادن و تخریب (مانند بزرگی خوش خیم پروستات، تومور مثانه، کوندیلوما، سرطان آلت تناسلی، همانژیوم پوست و مثانه)، برای اتصال بافت‌ها به هم (مانند وازو وازوستومی، ترمیم مجرا در هیپوسپادیازیس، پیلوپلاستی و آگمنتاسیون مثانه) و جهت برداشت مو مورد استفاده قرار می‌گیرد.

عمق نفوذ و امکانات هموستاتیک این لیزر، آن را به انتخاب خوبی در درمان کارسینوم سطحی پنیس و همانژیوم مثانه نیز تبدیل کرده است. با اینکه لیزر Nd:YAG می‌تواند در درمان سنگ‌شکنی به کار رود ولیکن لیزر هولمیم کارایی بیش‌تر و عوارض کم‌تری دارد.

میزان بازده انرژی لیزر Nd:YAG پایین بوده و ۹۰٪ از انرژی تولیدی آن به صورت گرمایی به هدر می‌رود. به همین دلیل، ژنراتور لیزر Nd:YAG به یک خروجی الکتریکی پر قدرت و سیستم انرژی ویژه نیاز دارد. از فیبر سیلیکا برای انتقال انرژی لیزر Nd:YAG استفاده می‌شود.

۳. لیزر پتاسیم تیتانیل فسفات (KTP)

اشعه Potassium-titanyl phosphate crystal (KTP) لیزری برگرفته از خانواده لیزر Nd:YAG است. تفاوت اصلی بین این دو لیزر استفاده از کریستال KTP در رزوناتور لیزر است که به ژنراتور اجازه می‌دهد تا در طول موج ۵۳۲ نانومتر انرژی تولید کند. در واقع این نوع لیزر (نور سبز) از عبور لیزر Nd:YAG از داخل کریستال KTP به دست می‌آید. این لیزر همانند لیزر Nd:YAG به خروجی الکتریکی ویژه و در بیش‌تر موارد به سیستم خنک‌کننده آبی نیاز دارد. آنچه لیزر KTP را منحصربه‌فرد می‌کند گرانش قوی آن به هموگلوبین است که باعث توانایی سیستم لیزر در ایجاد هموستاز عالی می‌کند. عمق نفوذ بافتی آن ۱-۲ میلی متر است. این لیزر به طور کامل توسط محلول سالین منتقل می‌شود و در نتیجه نیاز به شستشوی با محلول گلايسين را مرتفع می‌سازد. لیزر KTP به دلیل طول موج مخصوص خود به طور

عمده در بافت نرم کاربرد دارد. در ارولوژی KTP با نام لیزر نور سبز، به طور گسترده در درمان هیپرتروفی خوش خیم پروستات (BPH) به کار گرفته شده است. این فرایند به اندازه روش استاندارد TURP کارایی دارد، اما به دلیل اثر انعقادی مؤثر روی هموگلوبین خطر سندرم TUR را از بین می برد و درعین حال دید بهتری به جراح می دهد.

۴. لیزر هولمیوم (HO:YAG)

جدیدترین و پرکاربردترین لیزر در ارولوژی، لیزر هولمیوم است. لیزر هولمیوم از طریق فیبرهای سیلیکا با OH پایین با قطر ۹۴۰-۱۵۰ میکرون هدایت می شود. لیزر هولمیوم به یک روش استاندارد طلایی در بسیاری از فرایندهای اندوورولوژی تبدیل شده است که علت آن تولید فیبرهای منعطف با قطرهای مختلف که قابلیت عبور از آندوسکوپ فلکسیبل دارند، است. لیزر هولمیوم انرژی را در طول موج ۲۱۰۰ نانومتر و به صورت پالسی در مدت زمان ۳۵۰ میلی ثانیه تولید می کند. این اشعه به طور زیادی توسط آب و بافت های حاوی آب جذب شده و در نتیجه باعث پراکنده شدن سریع گرما می شود. برخلاف لیزر Nd:YAG، لیزر هولمیوم به تماس مستقیم با بافت هدف نیاز دارد. حین استفاده از سیستم شستشو، لیزر هولمیوم عمق نفوذ بافتی ۰.۵ میلی متر دارد و آسیب حرارتی به میزان ۱-۰.۵ میلی متر ایجاد می کند. به دلیل عمق نفوذ کم، لیزر هولمیوم به بافت اجازه می دهد که تدریجاً بریده و منعقد شود که خود باعث افزایش میزان دقت برش بافتی می شود.

از مزایای لیزر هولمیوم امکان دید بهتر در محل تماس فیبر با بافت است. حباب های ناشی از لیزر هولمیوم کوچک هستند و طول عمری معادل ۵۰۰ میکروثانیه دارند؛ لذا کمترین اثر را در دید آندوسکوپیک ایجاد می کنند.

از کاربردهای لیزر هولمیوم می توان به درمان سنگ، بزرگی خوش خیم پروستات، تنگی مجرا، انسداد محل اتصال حالب به لگنچه و بدخیمی ها نام برد. از این لیزر به طور گسترده در درمان سنگ های سیستم ادراری استفاده شده است.

۵. لیزر تولیوم (thulium)

این لیزر جدید با طول موج ۲۰۰۰ نانومتر و به صورت مداوم تابش دارد. نسبت به لیزر هولمیوم خواص جذب در آب سریع تر، عمق نفوذ کمتر (معادل ۱ میلی متر) و خصوصیات برشی و هموستاتیک مشابه دارد ولیکن میزان برش آن کمتر است. در لیزر تولیوم، یون ها از طریق لیزر دیود برانگیخته می گردند و در نتیجه میزان تولید گرمای دستگاه کاهش

می‌یابد. از این لیزر در انجام برش تنگی‌های مجاری ادراری و بافت‌ها (پارشیال نفرکتومی) و برداشت تومورها استفاده می‌شود. این لیزر در تخریب سنگ‌ها کاربردی ندارد. لیزر هولمیوم به علت خصوصیات پالسی خود حین درمان پروستات باعث پاره شدن و ازهم‌گسیختگی بافت می‌شود.

۶. لیزر دیود (Diode)

این نسل لیزر نیز از جمله لیزرهای جدید است که با طول‌موج‌های متفاوتی از ۹۴۰، ۹۸۰ یا ۱۴۷۰ نانومتر در دسترس است و عمق نفوذی تا حد ۷ میلی‌متر دارد. در این طول‌موج‌ها میزان جذب اشعه در هموگلوبین و آب یکسان بوده که باعث خصوصیت هموستانیک عالی این نوع لیزر می‌شود. از مصارف این نوع لیزر در برداشت پروستات می‌توان نام برد.

۷. لیزر لیتیوم تری بورات (LBO)

لیزر ۱۲۰ وات لیتیوم تری بورات با این هدف توسعه یافت تا در مقایسه با لیزر KTP ۸۰ وات کارایی بالاتری در روند تبخیر پروستات‌های بزرگ داشته باشد و از این طریق زمان عمل جراحی تقلیل یابد. طول‌موج لیزر لیتیوم ۵۳۲ نانومتر است. قدرت بالاتر این نوع لیزر در مقایسه با لیزر KTP این امکان را فراهم می‌سازد تا فاصله نوک فیبر از بافت پروستات از ۰٫۵ میلی‌متر در لیزر KTP به ۳ میلی‌متر در لیزر لیتیوم افزایش یابد که کار با این سیستم را آسان می‌کند. هرچند کار کردن با لیزر با قدرت بالا نیاز به تبحر بیش‌تر داشته و خطر خون‌ریزی به علت کاهش هموستاز بالاتر است.

ابزارها

وسایل آندوسکوپی

به‌طور شایع، لیزرها در همراهی با سیستم‌وسکوپ و یورتروسکوپ منعطف و نیمه منعطف استفاده می‌شود. انتخاب وسیله مناسب به محل پاتولوژی بستگی دارد. مثانه و پروستات معمولاً با سیستم‌وسکوپ‌های سخت قابل درمان هستند. در روش‌های آنته‌گرید سیستم ادراری فوقانی، از نفروسکوپ با سایز بزرگ استفاده می‌شود. سیستم‌وسکوپ و نفروسکوپ دارای مجرای بزرگ با توانایی عبور فیبرهای با سایز ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ میکرون هستند.

یورتروسکوپ‌های نیمه منعطف اغلب برای ضایعات دیستال حالب ترجیح داده می‌شوند، به‌طوری‌که دید بهتر و کنترل بهتری نسبت به یورتروسکوپ‌های منعطف ایجاد می‌کنند. یورتروسکوپ‌های منعطف برای درمان رتروگرید ضایعات پروگزیمال حالب و سیستم جمع‌کننده، موردنیاز هستند. این آندوسکوپ‌ها به‌آسانی با انرژی لیزر آسیب می‌بینند، درجات محدودی از انحراف و خمش هنگام استفاده از فیبرهای بزرگ دارند و دستیابی محدودی به ضایعات پل تحتانی کلیه دارند. به‌علاوه working channel کوچک این آندوسکوپ‌ها با کوچک‌ترین فیبرها هم دچار انسداد می‌شود و در نتیجه جریان شستشو و دید را مختل می‌کند.

🚦 فیبرهای لیزر

فیبرهای لیزر برای انتقال انرژی لیزر دریافت هدف موردنیاز هستند. برای تناسب با آندوسکوپ، فیبرها باید نازک و قابل انعطاف باشند. به‌هرحال با توجه به ویژگی‌های ذاتی انرژی لیزر نیاز به وجود درجاتی از سخت بودن فیبرهای لیزر به‌منظور هدایت انرژی به هدف است. فیبرهای لیزر عموماً از یک هسته مدور تشکیل شده‌اند که معمولاً از جنس سیلیکا است و نقش انتقال انرژی را دارد. ۲ تا ۳ لایه خارجی در فیبرهای لیزر، تشعشع لیزر را محدود و پایداری مکانیکی را تأمین می‌کنند. این فیبرها می‌توانند مستقیم یا خمیده شکل باشند. فیبرهای لیزر در اعمال جراحی باید سبک وزن، دارای عملکرد بالا در اعمال جراحی طولانی‌مدت و مقاوم در برابر روشن و خاموش کردن مداوم باشند. فیبرهای سیلیکا نسبتاً ارزان بوده و خصوصیات سازگاری زیستی، انعطاف و توانایی عبور مکرر انرژی بالا را دارا هستند. فیبرهای نازک، منعطف‌تر بوده و قدرت اشعه بیش‌تری را در انتهای فیبر فراهم می‌کنند؛ اگرچه این موضوع باعث می‌شود که فیبر مستعد شکسته شدن شود.

نوک فیبرهای لیزر می‌توانند به‌صورت تابش از انتها (End-fire)، تابش از کنار (Side-fire) و یا تشعشع شعاعی (Radial) ساخته شوند. استفاده از فیبرهای تابش از کنار به‌ویژه در پروستات باارزش هستند درحالی‌که فیبرهای تابش از انتها، معمولاً در سنگ کاربرد دارند. در پارانشیم کلیوی استفاده از فیبرها با تابش شعاعی منجر به برداشت دایره‌ای شکل از بافت بینابینی می‌شود که با مرگ سلولی و هموستاز همراه است.

🚦 استانداردهای ایمنی لیزر در علوم پزشکی

وجود استاندارد ایمنی کاربرد لیزر در پزشکی یکی از ضروریاتی است که در صورت عدم رعایت این استانداردها می‌تواند تبعات جبران‌ناپذیری در کاربردهای بالینی در پی داشته باشد. همان‌طور که گفته شد، لیزر نوعی نور یا تابش الکترومغناطیس متشکل از پرتوهای موازی، همدوس و تک‌رنگ با واگرایی بسیار کم و شدت بالاست؛ به عبارت دیگر یک منبع انرژی به شدت متمرکز است. به همین دلیل، کار کردن با انواع لیزرها نیاز به آموزش‌های خاصی دارد تا علاوه بر کارایی حداکثری دستگاه، سوانح و صدمات ناشی از استفاده نادرست آن به حداقل کاهش یابد.

در این میان، چشم و پوست، اندام‌های مهم‌تری به حساب می‌آیند. یکی به دلیل حساسیت سیستم بینایی به تابش‌های الکترومغناطیس به خصوص در طول موج‌های خاص و دیگری به دلیل گستردگی پوست در سرتاسر بدن که آن را بزرگ‌ترین اندام بدن ساخته است.

🚦 حداکثر تابش‌دهی مجاز (MPE)

پارامتر MPE حدی از تابش لیزر است که اگر شخص در معرض آن قرار گیرد متحمل تأثیرات پرخطر یا تغییرات بیولوژیکی در چشم یا پوست نمی‌شود. استاندارد ANSI Z ۱۳۶,۱ در چندین جدول مقادیر MPE را برحسب طول موج و زمان تخمینی تابش‌دهی، برای چشم و پوست بیان می‌دارد. برای مثال، مقدار MPE برای چشم یا قرنیه در مورد لیزر Nd:YAG mWcm⁻² ۲,۵ است. MPE پوست برای این لیزر برابر mWcm⁻² ۲۰۰ است.

مقدار MPE چشم برای نور مرئی کمتر MPE پوست است، که این امر به جهت محافظت شبکیه از افزایش تابش‌دهی است؛ زیرا نور بعد از عبور از عدسی چشم، روی شبکیه کانونی می‌شود.

🚦 ناحیه خطر اسمی (NHZ)

پارامتر NHZ حجمی از فضا است که در آن میزان نور لیزر، نوع مستقیم، بازتاب شده یا پراکنده آن، از میزان MPE برای آن لیزر خاص فراتر می‌رود. در اولین گام برای تعیین NHZ تمامی مسیرهای ممکن پرتو اعم از مستقیم و بازتاب شده، شناسایی می‌شوند. سپس، میزان تابش‌دهی در هر مسیر و برای هر پرتو محاسبه شده و این مقادیر با مقادیر MPE چشم و پوست آن لیزر مقایسه می‌شوند. جایی که پرتو دهی از MPE فراتر رود، آن منطقه قسمتی از NHZ خواهد بود.

تجهیزات حفاظت فردی (مانند عینک لیزر و پوشش‌های ممکن حفاظتی پوست) باید در NHZ استفاده شوند. NHZ باید به وسیله فرد آموزش‌دیده و شایسته تعیین شود تا بتواند محاسبات پیچیده‌ای را اجرا نماید که معمولاً این شخص، مأمور ایمنی لیزر خواهد بود.

اثرات بیولوژیکی لیزر بر ارگان‌های حساس بدن

چشم

برجسته‌ترین نگرانی در رابطه با استفاده‌ی ایمن از لیزر در مورد احتمال آسیب‌دیدگی چشم در معرض پرتو لیزر است. ماهیت آسیب و حد آستانه آن، به پارامترهای پرتوی مانند طول‌موج، توان خروجی، واگرایی پرتو، قطر پرتو و مدت‌زمان پرتوگیری بستگی دارد. در مورد لیزرهای پالسی، پارامترهایی چون انرژی پالس، مدت‌زمان پالس و فرکانس تکرار آن نیز از اهمیت برخوردار است.

اما به‌طور کلی به وجود آمدن یک اثر بیولوژیکی در چشم توسط قرارگیری در معرض نور لیزر بسته به طول‌موج آن تغییر می‌کند؛ زیرا طول‌موج‌های مختلف، توانایی نفوذ متفاوتی را در بافت‌های چشم دارند.

(الف) نور فرابنفش

نور فرابنفش (۱۰۰-۴۰۰ nm) قدرت نفوذ پایینی دارد. UV-C (۱۰۰-۲۸۰ nm) و UV-B (۲۸۰-۳۱۵ nm) که در یک دسته‌بندی جزء فرابنفش دور در نظر گرفته می‌شوند، در قرنیه و زلالیه جذب می‌شوند و نمی‌توانند به عنبیه یا عدسی چشم نفوذ کنند. در این محدوده طول‌موج، خطرات اصلی به التهاب قرنیه و التهاب و قرمزی پوست مربوط می‌شود که در شرایطی که آسیب خیلی شدید نباشد، این اثرات برگشت‌پذیرند. UV-A (۳۱۵-۴۰۰ nm) (فرابنفش نزدیک)، می‌تواند به پشت زجاجیه نفوذ کند و در عدسی چشم جذب شود در این مورد، خطر اصلی مربوط به تشکیل آب مروارید در عدسی می‌باشد که توسط فرایند فوتوشیمیایی ایجاد می‌شود. UV-A نمی‌تواند به شبکیه نفوذ کند.

(ب) نور مرئی

نور مرئی (۴۰۰-۷۸۰ nm) از قدرت نفوذ بالایی برخوردار است و اساساً در شبکیه چشم جذب می‌شود. علاوه بر آن، عدسی چشم، تصاویر را با بهره تقریباً ۱۰۵ بر روی شبکیه متمرکز می‌کند. این به معنی است که اگر یک منبع

خارجی نوری، تابشی به قدرت 1 W/cm^2 بر روی قرنیه تولید کند، تابشی به قدرت 10.5 W/cm^2 بر شبکه اعمال می‌شود. به‌طور کلی، برای آسیب رساندن به بافت، تابشی به قدرت 10 W/cm^2 کافی است. نوع آسیب وارده به شبکه وابسته به مکانی از آن است که نور در آنجا متمرکز می‌شود. تمرکز نور بر روی قسمت‌های جانبی شبکه، نسبت به قسمت فرورفته آن (با توجه به شکل بالا) که مسئولیت قدرت بینایی را بر عهده دارد، از خطرات کم‌تری برخوردار است. شدیدترین تأثیرات زمانی رخ می‌دهد که نور لیزر بر روی عصب بینایی متمرکز می‌شود؛ زیرا آسیب در این منطقه، به از دست دادن کامل بینایی منجر می‌شود.

آسیب‌هایی که ممکن است به دلیل قرارگیری چشم در معرض پرتو لیزر در شبکه اتفاق بیافتد عبارت‌اند از: سوختگی گرمایی: محتمل‌ترین اثری که از توقف یک پرتو حاصل از تابش لیزر در چشم اتفاق می‌افتد، سوختگی گرمایی است که به تخریب بافت شبکه منجر می‌شود. مقادیر ماکسیمم تابش‌دهی مجاز (MPE) تعیین‌شده توسط ANSI به‌گونه‌ای طراحی شده است که سطح آستانه را پایین‌تر از وقوع این سوختگی گرمایی نگه می‌دارد. آسیب آکوستیک: پالس‌های لیزری با مدت‌زمان کمتر از ۱۰ میکروثانیه، یک موج ضربه‌ای را به بافت شبکه القا می‌کنند که به گسیختگی آن منجر می‌شود. این اثر نیز به‌مانند سوختگی شبکه، اثری دائمی است. آسیب آکوستیک می‌تواند به‌مراتب از سوختگی گرمایی مخرب‌تر باشد. این آسیب، مساحت بزرگ‌تری از شبکه را تحت تأثیر قرار می‌دهد و انرژی آستانه آن نیز به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای پایین‌تر است. برای جلوگیری از رخداد این آسیب مقادیر MPE در مورد لیزرهای پالسی کوتاه کاهش یافته است.

ج) نور فروسرخ

نور فروسرخ ($1 \text{ mm} - 780 \text{ nm}$) نیز بسته به مقدار طول‌موجش، از قدرت نفوذ مختلفی برخوردار است. ناحیه فروسرخ نزدیک یا IR-A ($780 - 1400$) مشابه نور مرئی دارای خطر آسیب‌رسانی به شبکه است، با این تفاوت که قابل‌دیدن نیست و به یک پرتوگیری طولانی‌تر منجر می‌شود؛ زیرا واکنشی از طرف چشم (همچون پلک زدن در مقابل نور مرئی) در مقابل آن انجام نمی‌شود. IR-B ($1400 - 3000 \text{ nm}$) نمی‌تواند به عدسی نفوذ کند اما می‌تواند باعث تولید آب مروارید شود. IR-C ($3000 \text{ nm} - 1 \text{ mm}$) بیشتر در قرنیه جذب می‌شود و اگر تابش به‌اندازه کافی زیاد باشد، می‌تواند به سوختگی در این ناحیه منجر شود.

✚ علائم آسیب چشم

قرارگیری در معرض پرتوگیری از پرتوهای نامرئی لیزر دی اکسید کربن، توسط یک درد ناشی از سوزش در محل پرتوگیری بر روی قرنیه یا صلبیه مشخص می شود.

پرتوگیری از پرتو لیزر نور مرئی، توسط یک فلش رنگ روشن از طول موج ساطع شده و یک پس دید از رنگ مکمل آن، مشخص می شود؛ به عنوان مثال، نور سبزرنگ حاصل از لیزر، یک فلش سبزرنگ که با یک پس دید قرمز رنگ دنبال می شود، تولید می کند.

اگر شبکیه تحت تأثیر تابش قرار بگیرد، ممکن است تشخیص رنگ های سبز و آبی به سختی انجام گیرد و به آسیب مخروطی منجر شود و یا به وجود آمدن رنگ دانه های شبکیه از دیگر عوامل تشخیص پرتوگیری است.

قرار گرفتن در معرض پرتو لیزر Nd:YAG (۱۰۶۴ نانومتر) بسیار خطرناک است و ممکن است به دلیل نامرئی بودن پرتو و فاقد حسگر درد بودن شبکیه، غیرقابل تشخیص باشد.

✚ پوست

تأثیرات بیولوژیکی نور لیزر بر پوست شامل موارد زیر می شود:

- اثرات گرمایی
- اثرات فوتوشیمیایی
- اثرات تأخیری

اثرات گرمایی در پوست زمانی رخ می دهد که آهنگ جذب انرژی از آهنگ رسانش گرمایی بافت تابش دیده بیش تر باشد. مطالعات تجربی که با تابش دهی به فواصل ۰.۵ ثانیه از نور سفید بر روی چندین cm^2 از پوست انجام گرفت، نشان داد که نخستین درجه سوختگی پوست (قرمزی سطحی) زمانی اتفاق می افتد که تابش دهی سطح پوست از 12 W/cm^2 فراتر می رود. دومین درجه سوختگی (تاول زدن) زمانی که تابش دهی از 24 W/cm^2 و سومین درجه، شامل تخریب کامل لایه خارجی پوست، از 34 W/cm^2 فراتر رود، رخ می دهد. با این وجود، میزان تابش دهی که به آسیب

منجر خواهد شد به مساحت تحت تابش پوست بستگی دارد؛ زیرا با افزایش سطح تابش دیده، آهنگ رسانش گرمایی در مرکز سطح کاهش می‌یابد.

اثرات فوتوشیمیایی مانند آفتاب‌سوختگی به دلیل القای واکنش‌های شیمیایی در بافت، به‌وسیله جذب تابش فرابنفش به وجود می‌آیند. میزان آسیب‌دیدگی به مقدار انرژی جذب‌شده در حجم بافت بستگی دارد و به آهنگ جذب گرما و رسانش در سطح تابش دیده غیر وابسته است.

اثرات تأخیری، شامل سرطان پوست و سرعت دادن به پیری پوست می‌شود. سرطان پوست بر اثر جذب تابش فرابنفش که جهشی را در DNA سلول‌های زنده تولید می‌کند، به وجود می‌آید. احتمال سرطان به کل دوز دریافتی از تابش بستگی دارد و اینکه تابش‌دهی حاد بوده (دوره کوتاه) یا مزمن (دوره طولانی) در نتیجه آن تأثیری نخواهد داشت. عمق نفوذ تابش در پوست به طول موج آن بستگی دارد. اگر تابش‌دهی به‌اندازه کافی بالا باشد، این لایه بدون آسیب رساندن به لایه‌های زیرین خود خواهد سوخت. UV-B و IR-B کمی عمیق‌تر، به لایه زنده بافت پوست نفوذ می‌کنند و می‌توانند موجب آسیب‌هایی شوند. به دلیل توانایی نفوذ تابش UV-B به بافت‌های عمیق‌تر و القای واکنش فوتوشیمیایی در سلول‌های این بافت‌ها، پوست را در معرض خطر سرطان قرار می‌دهد که این امر به طول‌موج‌های دیگر مرتبط نمی‌شود. UV-A و IR-A می‌توانند عمیق‌تر به پوست نفوذ کنند و به‌وسیله اثرات گرمایی به آن آسیب برسانند. UV-A باعث برنزه شدن پوست می‌شود و همچنین از طریق تغییر فیبرهایی که مسئولیت نگهداری حالت ارتجاعی پوست را دارند، به تسریع در روند پیری پوست می‌انجامد.

طبقه‌بندی لیزر بر اساس ANSI

خصوصیات اصلی و تجهیزات موردنیاز برای سیستم طبقه‌بندی از سال ۲۰۰۲ به همراه برچسب‌های هشداردهنده موردنیاز، فهرست شده است. علاوه بر آن، لیزرهای گروه دو و بالاتر باید از برچسب‌های هشداردهنده مثلثی شکل که در اینجا نشان داده شده است برخوردار باشند و برچسب‌های دیگر در شرایط خاص موردنیاز هستند تا گسیل لیزر، دهانه‌های خروجی لیزر، خطرات پوستی و طول‌موج‌های نامرئی را نشان دهند.

گروه ۱

یک لیزر گروه ۱، در تمامی شرایط استفاده عادی، ایمن است. به این معنی که مقدار MPE برای این لیزر نمی‌تواند تجاوز یابد. این گروه لیزرهای پرقدرتی را شامل می‌شود که در محفظه بسته قرار داده شده‌اند تا از قرار گرفتن افراد در معرض تابش جلوگیری شود، به گونه‌ای که تا خاموش شدن لیزر این محفظه باز نخواهد شد. برای مثال، یک لیزر پیوسته در طول موج ۶۰۰ nm فقط تا ۰,۳۹ mW توانایی گسیل دارد و برای طول موج‌های کوتاه‌تر ماکسیمم گسیل آن کم‌تر است؛ زیرا این طول موج‌ها پتانسیل تولید آسیب‌های فوتوشیمیایی را دارند. همچنین ماکسیمم گسیل برای لیزرهای پالسی به طول مدت پالس و درجه انسجام فضایی نیز بستگی دارد.

گروه ۱M

یک لیزر گروه ۱M در همه شرایط کاری ایمن است به جز زمانی که از میان وسایل اپتیکی بزرگ کننده مانند میکروسکوپ یا تلسکوپ عبور می‌کند. لیزرهای گروه ۱M پرتوهایی با قطر بزرگ، یا پرتوهای واگرا تولید می‌کنند. MPE برای این لیزرها نمی‌تواند افزایش یابد مگر اینکه وسایل اپتیکی متمرکز کننده یا تصویر گیرنده برای باریک سازی این پرتوها مورد استفاده قرار گیرد. اگر بیم پرتوی دوباره متمرکز شود، ممکن است خطر این لیزرها افزایش یافته و گروه تولیدی آن‌ها تغییر یابد. به طور کلی یک لیزر زمانی می‌تواند جزو گروه ۱M دسته‌بندی شود که قدرت کل خروجی آن زیر گروه ۳B باشد اما قدرتی که می‌تواند از مردمک چشم عبور کند در گروه ۱ قرار می‌گیرد.

گروه ۲

لیزر گروه ۲ ایمن است به این دلیل که واکنش پلک زدن، در معرض گذاری چشم را در مقابل تابش محدود می‌کند؛ که بیش‌تر از ۰,۲۵ ثانیه نشود. این گروه تنها لیزرهای نور مرئی را شامل می‌شود (۴۰۰-۷۰۰ nm). لیزرهای گروه ۲، به امواج پیوسته ۱ mW محدود می‌شوند؛ که این توان می‌تواند افزایش یابد به شرطی که زمان گسیل کم‌تر از ۰,۲۵ ثانیه باشد یا نور به شکل همدوس نباشد. جلوگیری عمدی از واکنش پلک زدن، می‌تواند به آسیب چشم منجر شود. بسیاری از اشاره‌گرهای لیزری، در این دسته قرار می‌گیرند.

گروه ۲M

گروه ۲M در صورتی که به وسیله ابزار اپتیکی دیده نشود به دلیل واکنش پلک زدن، ایمن است. همانند گروه ۱M، این گروه به لیزرهایی گفته می شود که دارای بیم پرتوی با قطر زیاد یا واگرایی بالا باشند به گونه ای که میزان عبور نور از مردمک چشم از حد گروه ۲ فراتر نرود.

گروه ۳R

یک لیزر گروه ۳R را اگر به دقت به کار گرفته شود و با مشاهده محدود پرتو می توان ایمن در نظر گرفت. MPE برای این لیزرها می تواند افزایش یابد ولی ریسک آسیب، پایین است. توان لیزرهای موج پیوسته مرئی در این گروه تا ۵ mW محدود می شوند. برای طول موج های دیگر و برای لیزرهای پالسی محدودیت های دیگری اعمال می شود.

گروه ۳B

یک لیزر گروه ۳B اگر به طور مستقیم به چشم تابش دهی کند، خطرناک است اما بازتاب پراکنده شده آن از سطوحی مانند کاغذ یا سایر سطوح مات، مضر نیستند. توان لیزرهای پیوسته در محدوده طول موجی ۳۱۵ nm تا امواج مادون قرمز تا ۵ W، محدود شده است. برای لیزرهای پالسی بین ۷۰۰-۴۰۰ nm حد ۳۰ mJ است. در شرایطی که ممکن است چشم به طور مستقیم تحت تابش دهی لیزر گروه ۳B قرار گیرد به یک پوشش محافظ چشم احتیاج است. این لیزرها باید به یک کلید تنظیم کننده و یک قفل امنیتی مجهز باشند.

گروه ۴

لیزرهای گروه ۴، تمامی لیزرهای با قدرت بیش تر از گروه ۳B را در برمی گیرند. بر اساس این تعریف، یک لیزر گروه ۴ می تواند پوست را بسوزاند و به علاوه پتانسیل لازم برای رساندن صدمات ویرانگر و دائمی به چشم را، چه به صورت مستقیم و چه پراکنده، دارد. این لیزرها می توانند مواد قابل اشتعال را روشن کنند و بنابراین از ریسک آتش سوزی برخوردار خواهند بود. لیزرهای گروه ۴ باید به یک کلید تنظیم کننده و یک قفل امنیتی مجهز باشند. بسیاری از لیزرهای صنعتی، علمی و پزشکی در این رتبه بندی قرار می گیرند.

خلاصه‌ای از اقدامات کنترلی و ایمنی موردنیاز	
گروه ۱	معاف از هرگونه اقدام کنترلی و ایمنی برای تابش لیزر
گروه ۱M	معاف از هرگونه اقدام کنترلی و ایمنی برای تابش لیزر، به‌جز زمانی که با ابزاری کمکی (بزرگ کننده) دیده شود، یا زمانی که پرتو در محلی مورد استفاده قرار گیرد که پرسنل ناآگاه از خطرات آن، به‌طور مستقیم بتوانند به آن نگاه کنند.
گروه ۲	معاف از هرگونه اقدام کنترلی و ایمنی برای تابش لیزر به‌جز نگاه مستقیم به پرتو از روی عمد
گروه ۲M	معاف از هرگونه اقدام کنترلی و ایمنی برای تابش لیزر، به‌جز در طول مشاهده مستقیم عدی پرتو، و یا داشتن پتانسیل برای نگاه کردن مستقیم پرتو از میان ابزار اپتیکی
گروه ۳R	معاف از هرگونه اقدام کنترلی و ایمنی برای تابش لیزر یا دیگر اشکال نظارت به‌جز در شرایط مشاهده مستقیم پرتو یا بازتاب آینه‌ای آن و یا عملکرد بدون مراقبت با پرتوی که به سمت مکانی که می‌تواند توسط پرسنل ناآگاه به‌طور مستقیم دیده شود، جهت یافته است. دستورالعمل‌های ایمنی سازنده را دنبال کنید.
گروه ۳B و گروه ۴	نیاز به تصویب اقدامات کنترلی و ایمنی مناسب توسط LSO برای کاهش خطرات پرتوگیری چشم و پوست از پرتو مستقیم یا بازتاب لیزرهای گروه ۴ ممکن است به حفاظت اضافی در مقابل بازتاب‌های پراکنده پخشیده، خطرات پوستی، آتش‌سوزی، و خطرات غیر پرتوی مانند LGAC و تابش پلاسما نیاز داشته باشند.

لیزر پروستات

توانایی لیزر در تخریب بافت پروستات با حداقل میزان خون‌ریزی باعث جلب توجه بسیاری از متخصصان شده است. علی‌رغم پیشرفت‌های عمده‌ای که در زمینه جراحی‌های با تهاجم کم در درمان BPH ایجاد شده است، هنوز عمل جراحی پروستاتکتومی از طریق مجرا (TURP) یک روش استاندارد طلایی تلقی می‌شود. به‌طور معمول یکی از عللی که

افراد به دنبال پیدا کردن جایگزین برای TURP هستند، میزان عوارض این روش است. درواقع مهم‌ترین عارضه، خون‌ریزی است و این مشکل در افرادی که تحت درمان با داروهای ضد انعقاد مانند وارفارین و هپارین هستند و در پروستات‌های با سایز بزرگ از ۸۰-۶۰ گرم بیشتر در دسترس است.

بزرگی خوش‌خیم پروستات می‌تواند توسط یک سری از سیستم‌های لیزر متنوع تحت درمان قرار گیرد. تفاوت این سیستم‌های مختلف در اثرات متنوع کیفی و کمی روی بافت پروستات مانند انعقاد، تبخیر، برش و انوکلتاسیون است. درمان پروستات با استفاده از لیزر، یک روش درمانی جایگزین برای عمل جراحی TURP است. به همین دلیل برای بررسی اثرات آن باید بهبود علائم و کیفیت زندگی مشابه عمل TURP به دست آید. همچنین باید این اعمال، نتایج خوبی از نظر تست‌های یورودینامیک مانند کاهش باقی‌مانده ادراری و افزایش حداکثر سرعت جریان ادرار به همراه عوارض کم و مدت‌زمان بستری کم‌تر از TURP به همراه داشته باشند.

اگرچه برداشت بافت پروستات با استفاده از لیزر در سال ۱۹۸۶ برای نخستین بار معرفی شد؛ پیشرفت و گسترش این تکنیک از سال ۱۹۹۰ و با معرفی فیبرهای لیزری Sidefire باعث انقلابی در درمان BPH شد. Costell و همکارانش در سال ۱۹۹۱ توانستند با موفقیت، بزرگی خوش‌خیم پروستات را با استفاده از لیزر Nd:YAG درمان کنند. در سال ۱۹۹۴ Gilling اولین کسی بود که به‌طور هم‌زمان از لیزر هولمیوم و Nd:YAG به‌منظور انعقاد بافتی پروستات بهره برد. بعد از سال ۱۹۹۶ روش جراحی HOLEP تحت توجه ویژه قرار گرفت و به‌طور گسترده‌ای استفاده شد.

روش‌های Nd:YAG که به‌طور گسترده مورد مطالعه قرار گرفته است عبارت‌اند از: تخریب پروستات با دید مستقیم (VLAP)، تخریب پروستات با لیزر تماسی (CLAP)، انعقاد اینترستیشیال با لیزر (ILC) و تکنیک‌های ترکیبی با لیزر Nd:YAG.

یکی از اولین روش‌هایی که با استفاده از لیزر Nd:YAG برای درمان پروستات به کار گرفته شد تخریب پروستات با دید مستقیم (VLAP) بود. در این روش بافت پروستات تحت تابش غیر تماسی اشعه لیزر قرار می‌گیرد که نکرور انعقادی القاشده توسط گرما ایجاد می‌کند و عمقی برابر ۱۰ میلی‌متر زیر بافت تابش دیده دارد. این روش منطقاً آسان و سریع است و دوره آموزش کوتاهی نیاز دارد. همچنین روشی بسیار امن به‌ویژه در بیماران تحت درمان با داروهای ضد انعقاد است و خطر سندرم TUR ندارد. اگرچه می‌تواند بعد از عمل، ادم و ریزش بافت‌های نکرورزی و انعقادی به

همراه داشته باشد باعث ایجاد علائم تحریکی ادراری شدید، احتباس ادراری در بیماران، تا حداکثر ۳۰ درصد موارد می‌شود.

یکی از دیگر رویکردهای تخریبی لیزر Nd:YAG روش تماسی مستقیم است که باعث تخریب بافت آدنوم پروستات می‌شود. نوک تماسی لیزر باعث تبدیل انرژی نورانی به گرمایی می‌شود که نتیجه آن تبخیر بافت پروستات و ایجاد یک حفره است. در این روش نیز همانند تکنیک VLAP بافت پروستات جهت بررسی پاتولوژی حاصل نمی‌شود؛ هرچند از مزایای این روش، بهبود سریع علائم ادراری و عدم نیاز به سونداژ طولانی مدت است. برداشت بافت به روش نقاشی کردن (Paint) سطح پروستات، به آهستگی پیش می‌رود و در نتیجه در پروستات‌های بزرگ‌تر ۴۰ گرم کاربرد ندارد. همچنین میزان هموستاز در این تکنیک ضعیف‌تر از روش VLAP است.

به جز روش VLAP و تماسی، از دیگر کاربردهای لیزر Nd:YAG استفاده در روش انعقاد لیزری بینابینی (ILC) پروستات است. این تکنیک که برای اولین بار در سال ۱۹۹۳ توسط Hofstetter توضیح داده شد دارای مزایای حفظ مجرای ادراری و بافت مخاطی آن است. در این روش فیبرهای تابش کننده لیزر در داخل آدنوم پروستات از طریق پرینه، مجرای ادراری یا رکتال قرار داده می‌شود. این لیزر، داخل آدنوم نکروز انعقادی تولید می‌کند که منجر به ایجاد آتروفی می‌شود. این روش نیز همانند VLAP خطر خون‌ریزی کمی دارد و در بیماران تحت درمان با داروهای ضد انعقاد امنیت دارد، هرچند ادم ایجادشده بعد از این روش نیاز به سونداژ طولانی مدت را ایجاد می‌کند. در این روش درمانی نیاز به درمان مجدد، بالا است و از ۲۰٪ در طی ۲ سال تا ۵۰٪ در طی ۵ سال متغیر است. به همین علت بسیاری از نویسندگان معتقدند این روش باید محدود به بیماران پرخطر باشد؛ زیرا انجام این روش تحت بیهوشی موضعی و داروهای خواب‌آور ممکن است.

امروزه با گسترش فناوری‌های نوین در عرصه لیزر، تمامی روش‌های توضیح داده شده در بالا به سمت فراموشی پیش می‌روند. در این فصل به طور خاص بر روی درمان‌های مورد استفاده در حال حاضر برای بزرگی خوش خیم پروستات پرداخته می‌شود. امروزه ۴ سیستم تولیدکننده لیزر به طور گسترده‌ای در درمان بزرگی خوش خیم پروستات کاربرد دارند:

۱. لیزر هولمیوم

۲. لیزر KTP و LBO

۳. لیزر تولیوم

۴. لیزر دیود

در تمامی لیزرهای ذکرشده در بالا، بهتر است مایع شستشو از جنس تومال سالین ۰,۹٪ باشد. به همین علت در تمامی این روش‌های لیزری خطر استفاده از محلول‌های هیپوتونیک که باعث ایجاد سندرم TUR به میزان ۱,۴٪ در بیماران تحت درمان با TURP می‌شود؛ وجود ندارد. دیگر مزیت روش لیزر که مشترک در بین تمامی روش‌های با تهاجم کم است، عدم وجود خطر بیماری‌های مربوط به آلتیام زخم (عفونت زخم) است که در افراد تحت درمان با عمل باز تا حدود ۵۵٪ اتفاق می‌افتد.

۱. لیزر هولمیوم

مکانیسم عمل: لیزر هولمیوم (۲۱۴۰ نانومتر) یک لیزر پالسی و فاز جامد است که در بافت نرم با کاربردهای متنوعی مورد استفاده قرار می‌گیرد. لیزر هولمیوم در این طول موج به‌طور زیادی توسط آب، قابل جذب است. این بدین معناست که منطقه انعقاد بافتی و به دنبال آن نکروز بافتی در حد ۳-۴ میلی‌متر محدود است و این امر برای ایجاد هموستاز مناسب کفایت می‌کند. اگرچه میزان خصوصیت هموستاز این نوع لیزر از دیگر لیزرهای با امواج مداوم مانند KTP و Nd:YAG کمتر است. در توان‌های بالا، این لیزر می‌تواند یک تخریب بافتی محدود، قوی و غیر گرمایی ایجاد کند که باعث برش دقیق و کارا در بافت پروستات شود. اولین بار آقای ژوهانسون در سال ۱۹۹۲ از این روش در مدل حیوانی استفاده کرد اگرچه تاکنون با پیشرفت تکنولوژی تغییرات عمده‌ای در ابزار و وسایل به‌کاربرده شده در این لیزر ایجاد شده است. برش بافتی (رزکسیون) معمولاً در پروستات‌های کوچک‌تر از ۶۰ میلی‌لیتر و انوکلائسیون برای نمونه‌های بزرگ‌تر مورد استفاده قرار می‌گیرد.

۲. انوکله کردن پروستات با لیزر هولمیوم (HOLEP)

تکنیک عمل: تجهیزات مورد استفاده در این روش جراحی شامل یک فیبر کوارتز End-fire ۵۵۰ میکرومتری و سیستم لیزر هولمیوم ۸۰ وات است. از یک رزکتوسکوپ با جریان مایع مداوم به همراه شستشوی نرمال سالین استفاده می‌شود.

در طول عمل HOLEP، کپسول جراحی پروستات توسط برش و تبخیر بافت اطراف پروستات، آشکار می‌شود. بعد از مشخص کردن مسیر در کپسول جراحی، آدنومای پروستات از کپسول، به وسیله قطع کردن آدنوم از کپسول، مشابه

جراحی باز پروستات جدا می‌شود. برش پروستات به وسیله ایجاد پالسی حباب‌های بخار توسط فیبر و به دنبال ساطع کردن پالسی انرژی لیزر Ho:AG صورت می‌گیرد. معرفی HOLEP باعث بهبودی قابل توجهی در این تکنیک شد. تمام لوب انوکله شده T به داخل مثانه رانده شده و در نهایت با استفاده از مورسلاتور (Morcellator) قطعه‌قطعه شده و به بیرون کشیده می‌شوند.

تراشیدن پروستات با لیزر هولمیوم (HoLRP)

در عمل HoLRP تبخیر فقط برای برش قطعات کوچک پروستات استفاده می‌شود. همانند TURP، اصل مهم در روش HoLRP رزکسیون پروستات به روش رتروگرید است تا قطعات جدا شده از پروستات به داخل مثانه بیافتد و از طریق کانال شستشوی رزکتوسکوپ خارج شود. به علت اهمیت تکنولوژی که بر روی HOLEP شده است، کاربرد بالینی HoLRP کاهش یافته است. بدین ترتیب، اکثر اطلاعات در دسترس در ممبتون مبتنی بر هولمیوم، در مورد HoLRP بحث می‌کند. تکنیک HoLRP به پروستات‌های کوچک محدود می‌شود. در این روش زمان برش پروستات‌های بزرگ‌تر تقریباً دو برابر زمان HOLEP بوده و در نتیجه HoLRP برای درمان این گونه پروستات‌ها کم‌تر مناسب است.

کارایی

در یک مطالعه از Gilling و همکارانش که به صورت کار آزمایی بالینی تصادفی بر روی ۱۲۰ بیمار انجام شده بود به مقایسه دو روش TURP و HoLRP پرداختند. در این مطالعه مدت زمان رزکسیون در گروه HoLRP به طور معناداری بیش‌تر از گروه TURP بود (۴۲ در مقابل ۲۵٫۸ دقیقه) این در حالی است که بهبود علائم و نشانه‌های یورودینامیک در هر دو گروه قابل مقایسه بود. میانگین زمان سونداژ به طور قابل توجهی کوتاه‌تر بود (۲۰ در مقابل ۳۷٫۲ ساعت، $p < 0.05$). در پیگیری کوتاه مدت، بهبودی علائم و یورودینامیک در دو گروه برابر بود؛ ولیکن، ۱۲ و ۱۸ ماه بعد از عمل، HoLRP نتایج جریان ادراری بهتری نسبت به TURP نشان داد (به ترتیب ۲۵٫۲ در مقابل ۲۰٫۴ میلی لیتر بر ثانیه، در ماه ۱۲ و ۲۵٫۱ در مقابل ۱۹٫۲ میلی لیتر بر ثانیه در ماه ۱۸). برتری HoLRP در ماه ۲۴ تا انتهای مطالعه در ماه ۴۸ بعد از عمل ناپدید شد. در مطالعه دیگر از Gilling نیز مشخص شد که روش HOLEP در طول مدت پیگیری ۶ ساله یک روش پایا بوده و اکثر بیماران از نتایج عمل راضی هستند. روش HoLRP در مقایسه با TURP در مدت ۴۸ ماه پیگیری، از نظر میزان توان جنسی، اختیار ادراری و عوارض عمده بعد از عمل با هم برابری دارند. انزال برگشتی

در ۷۵-۸۰ درصد از بیماران گزارش شده است درحالی که هیچ گونه ناتوانی جنسی بعد از عمل جراحی لیزر وجود نداشته است. در مطالعه مروری دکتر عابدی میزان یادگیری مناسب برای این عمل را ۵۰-۲۵ بیمار ذکر کرده اند.

مطالعات مختلفی در زمینه استفاده از لیزر هولمیوم (HOLEP) در درمان پروستات های بزرگ انجام شده است. در دو مطالعه مختلف از Kou و Matlaga اثر این روش در درمان پروستات های بزرگتر از ۷۵ و ۱۲۵ گرم مورد بررسی قرار گرفت. در این روش میزان برداشت بافتی ۱,۰۹ گرم در دقیقه و متوسط زمان عمل ۹۴,۷ دقیقه بود و ۳,۴ دقیقه نیز جهت انجام مورسلاسیون سپری می شود. هرچند مدت زمان طولانی عمل یک نکته منفی به حساب می آید ولی مدت زمان سونداژ ۱۵,۱ ساعت و میزان بستری ۲۶ ساعت، از نکات مثبت قوی این روش است.

در دو متآنالیز انجام شده در جهت مقایسه مطالعات کار آزمایی بالینی HOLEP در برابر TURP، مشخص شد که زمان عمل در گروه HOLEP به طور واضحی طولانی تر است. همچنین بهبود علائم در هر دو گروه قابل مقایسه است؛ اما در گروه HOLEP میزان Qmax در ماه دوازدهم به طور معناداری بهتر و بالاتر است. در پروستات های بزرگتر از ۱۰۰ میلی لیتر، میزان کارایی این روش لیزر در بهبود علائم ادراری برابر با روش پروستاتکتومی باز بوده و میزان نیاز به عمل جراحی مجدد در مدت ۵ سال پیگیری، کم است.

میزان امنیت روش: در این روش جراحی هیچ گونه عوارض حین عمل عمده ای گزارش نشده است، هرچند نیاز به مهارت های آندوسکوپی معمولی برای انجام این عمل وجود دارد.

بیماران تحت درمان با داروهای ضد انعقاد و مبتلایان به رتانسیون ادراری می توانند با امنیت بالا تحت درمان با این روش قرار گیرند. اکثر اکولوژیست ها ترجیح می دهند که قبل از عمل HOLEP درمان دارویی ضد انعقاد را متوقف سازند؛ هرچند که این روش می تواند به طور امن در این بیماران انجام گیرد. در چندین مطالعه ای که روی بیماران تحت درمان با وارفارین صورت گرفته است میزان هماچوری حین عمل، تزریق خون، مدت زمان سونداژ و بستری در بیمارستان، تفاوت قابل توجهی از خود نشان نمی داد.

عوارض کوتاه مدت بعد از عمل: میزان خون ریزی نیازمند به انعقاد در ۶-۰٪ و رتانسیون ناشی از لخته در ۳-۰٪ از بیماران تحت درمان با لیزر هولمیوم گزارش شده است. همچنین میزان نیاز به عمل مجدد تا حد ۲,۹ درصد به صورت سطح ۱a متآنالیز گزارش شده است.

میزان بی‌اختیاری فوریتی به دنبال لیزر هولمیوم در مقایسه با عمل باز (OP) برابر است (۳۴,۱٪ در برابر ۳۸,۶٪)؛ درحالی‌که میزان دیزوری به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای در لیزر هولمیوم شایع‌تر است (۶۸,۲٪ در برابر ۴۱٪). در یک مطالعه‌اینده‌نگر در مقایسه TURP و HOLEP میزان بی‌اختیاری فوریتی در دو گروه یکسان بود. درحالی‌که میزان دیزوری به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای در گروه هولمیوم لیزر بالاتر گزارش شده است (۵۸,۹٪ در برابر ۲۹,۵٪). میزان بی‌اختیاری استرس بعد از عمل در حدود ۲٪ گزارش شده است که برابر با نتایج حاصل از OP یا TURP است.

در حقیقت دیزوری و علائم تحریکی از شایع‌ترین عوارض حین عمل (Peri-operative) هستند. روش HOLRP در مقایسه با TURP به‌طور معناداری زمان سونداژ کمتر، زمان بستری در بیمارستان کوتاه‌تر و حوادث حین عمل کمتر دارد. همچنین در ۲ متاآنالیز انجام‌شده برای مقایسه TURP و HOLEP، روش لیزر هولمیوم میزان کمتری از مدت‌زمان سونداژ، اقامت در بیمارستان، از دست دادن خون و نیاز به تزریق خون و در مقابل مدت‌زمان عمل بیش‌تر داشته است.

عوارض بلندمدت: در زمینه عوارض بلندمدت لیزر هولمیوم، اخیراً مطالعات جدیدی منتشر شده است. در مطالعه Gilling روی ۳۸ بیمار با پیگیری ۶ ساله، ۳ بیمار بی‌اختیاری فوریتی، ۴ بیمار بی‌اختیاری mixed و یک بیمار بی‌اختیاری استرس داشت. جراحی مجدد و یوروترومومی در یک بیمار انجام شد.

۲. لیزر ۵۳۲ نانومتر (لیزر نور سبز) برای تبخیر پروستات

اخیراً روش فوتوسلکتیو تبخیر پروستات در بین اکولوژیست‌ها مقبولیت یافته است.

در این روش از لیزر KTP با طول‌موج ۵۳۲ نانومتر با نام لیزر نور سبز استفاده می‌شود. در این تکنولوژی با عبور دادن فرکانس لیزر Nd:YAG پالسی از داخل کریستال KTP می‌توان لیزر نور سبز ایجاد کرد. در این طول‌موج، اشعه به‌طور خاص توسط هموگلوبین موجود در بافت پروستات جذب شده و باعث تبخیر فوتورمال مایع داخل سلولی می‌شود. میزان عمق نفوذ آن ۰,۷ میلی‌متر است که امکان یک محوطه انعقادی دقیق در حد ۱-۲ میلی‌متر را می‌دهد. این مسئله کمک می‌کند تا میزان سوزش ادراری شدید، ریزش بافتی (Slough) و انسداد طول کشیده که در لیزر Nd:YAG دیده می‌شود، در این لیزر کاهش یابد. PVP اولیه از طریق سیستم‌های ۶۰ وات انجام می‌گرفت، ولی به علت سرعت‌پایین تبخیر، امروز از سیستم‌های با توان بالاتر بهره گرفته می‌شود. درحال‌حاضر لیزرهای KTP با توان ۸۰ وات و لیتیوم

تریبورات (LBO) با توان ۱۲۰ وات برای درمان BPH مورد استفاده قرار می‌گیرند. از سال ۲۰۰۶، لیزر LBO با قدرت از ۱۲۰ وات و پرتو collimated در دسترس است. همانند همه لیزرها، جراح باید از عینک ایمنی استفاده کند.

مکانیسم عمل: تبخیر پروستات به دنبال استفاده از انرژی لیزر به صورت افزایش ناگهانی دمای بافتی از ۵۰ به ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد محقق می‌شود. این افزایش دما منجر به ایجاد واکوئل (حباب) داخلی سلولی و در نتیجه افزایش فشار داخل سلول می‌شود. هنگامی که این فشار از حد مقاومت سلولی بالاتر رود این واکوئل‌ها رها می‌شوند که حین عمل جراحی نیز قابل‌رویت هستند. طول موج لازم برای تبخیر با لیزر از ۵۰۰ تا ۵۸۰ نانومتر متغیر است.

نکته مهم در توصیف نوع لیزر مورد استفاده برای تبخیر، توضیح طول موج و جنس کریستال تولیدکننده است. در حقیقت تداخل بافتی ناشی از انرژی بر اساس طول موج، انرژی دریافتی، ساختار فیبر و خصوصیات بافتی تغییر می‌کند.

تکنیک عمل: تبخیر پروستات با استفاده از لیزر ۵۳۲ نانومتر و ۸۰ وات و به وسیله یک فیبر لیزر شیشه‌ای-fire-Side، ۶۰۰ میکرومتر با توان تابش ۷۰ درجه اشعه و یک سیستم اسکوپ با ۳۰ درجه تابش لیزر صورت می‌گیرد. در طول عمل محلول شستشو می‌تواند آب یا نرمال سالین استریل سرد باشد. عمل تبخیر تحت دید مستقیم و به روش جارو کردن (sweeping) و معمولاً از سمت گردن مثانه شروع و به لوب‌های طرفی و آپکس پروستات خاتمه می‌یابد. هدف نهایی از عمل، ایجاد یک حفره شبیه به عمل TURP در داخل پروستات است.

کارایی

در سال ۱۹۹۸، مالک و همکارانش نشان دادند که لیزر KTP ۶۰ وات، کارایی مناسب و امنیت بالایی دارد. از آن زمان به بعد، و تا قبل از سال ۲۰۱۰ در اکثر کارآزمایی‌ها از لیزر از KTP ۸۰ وات جهت درمان استفاده شده است، مطالعات گسترده‌ای در زمینه کارایی لیزرهای ۸۰ وات در سال‌های اخیر منتشر شده است. عدم وجود نتایج بلندمدت در این مطالعات، زمینه را برای به دست آوردن یک نتیجه‌گیری نهایی سخت می‌سازد. تنها اطلاعات محدودی در مورد لیزر LBO ۱۲۰ وات تقویت شده در دسترس است. تقریباً ۱۰ سال پس از معرفی بالینی لیزرهای ۵۳۲ نانومتری، دو کارآزمایی کنترل شده تصادفی جهت مقایسه ۸۰KTP وات و TURP با دوره پیگیری ۱۲ ماه منتشر شده است.

Ruszat در یک مطالعه انجام شده روی ۵۰۰ بیمار با پیگیری ۵ ساله، میزان بهبود علائم و یافته‌های ادراری و میزان نیاز به جراحی مجدد را قابل‌مقایسه با TURP دانست. در این مطالعه حدود ۴۵٪ از بیماران، تحت درمان با داروهای

ضد انعقاد بودند؛ لیکن در هیچ‌یک از آن‌ها عارضه شدیدی در حین عمل مشاهده نشده است. مدت‌زمان سونداژ و اقامت در بیمارستان به ترتیب ۱,۸ و ۳,۷ روز بود. بعد از سه سال پیگیری میزان نیاز به درمان مجدد، ۷ درصد و میزان تنگی مجرای ادراری و گردن مثانه در حدود ۴ درصد بود.

بر اساس یک مطالعه کار آزمایی بالینی با مدت پیگیری ۱۲ ماه (توسط Bouchier Hahyes) این لیزر در بهبود علائم، کارایی مشابه TURP دارد. این تشابه در کاهش IPSS، کاهش حجم پروستات و بهبود کیفیت زندگی نیز مشاهده شد.

در مطالعه‌ای که Goh در سال ۲۰۱۰ به چاپ رسانده است، میزان Cost دو روش PVP و TURP تحت بررسی قرار گرفت. در این مطالعه ۹۵٪ از عمل‌های جراحی PVP و ۷۸٪ از اعمال TURP به‌صورت سرپایی (بستری کمتر از ۲۳ ساعت) صورت گرفته بود. در حقیقت میزان هزینه در بیماران بستری و سرپایی در بین دو روش جراحی تفاوت چندانی نداشت.

میزان امنیت روش: امنیت این روش در مطالعات مختلف آینده‌نگر در بیماران تحت درمان با داروهای ضد انعقاد، مبتلا به احتباس ادراری و پروستات بزرگ‌تر از ۸۰ میلی‌لیتر به اثبات رسیده است. همچنین در مقایسه با TURP این روش خطر کمتری حین جراحی دارد. در این لیزر، نتایج مشابه با TURP در بهبود سرعت جریان ادرار و کاهش IPSS دارد و همچنین مدت‌زمان سونداژ و بستری در بیمارستان را کاهش می‌دهد.

🌈 عوارض حین عمل

چندین مطالعه شامل مطالعات آینده‌نگر و کار آزمایی بالینی، ایمنی حین عمل PVP با لیزرهای KTP و LBO را در مقایسه با TURP یا پروستاتکتومی باز ثابت کرده‌اند. علاوه‌براین، در تجزیه و تحلیل زیر گروهی از بیماران مبتلا به پروستات بزرگ، دریافت‌کنندگان درمان ضد انعقاد، یا در احتباس ادراری ایمنی نشان داده شد. در یک مطالعه کار آزمایی، میزان از دست دادن خون در ۸۰KTP وات در مقایسه با TURP به‌مراتب بود، برعکس میزان نیاز به انتقال خون در بیماران تحت عمل TURP بالاتر گزارش شد. در مقایسه لیزر درمانی LBO PVP با TURP در یک مطالعه، در بازوی درمان با TURP میزان ترانسفوزیون خون ۲۰٪، میزان سوراخ شدن کپسول ۱۶,۷٪ و سندرم ۰,۵٪ گزارش شد، اما هیچ‌کدام از این عوارض در LBO گزارش نشده است.

عوارض زودرس بعد از عمل

در یک مطالعه کار آزمایشی بالینی، بیماران با پروستات بزرگتر از ۷۰ میلی لیتر را در دو گروه TP و TURP مقایسه کرد و مشاهده کرد که میزان احتباس ادراری بعد از KTP به میزان قابل توجهی بالاتر است (۱۵,۳) در مقابل ۲,۷٪، $p < 0.05$). مداخله مجدد در ۱۷,۶٪ بیماران به دنبال KTP نیاز بود درحالی که هیچ کدام از بیماران در گروه TURP نیاز به عمل مجدد نداشتند. در مطالعه دیگری میزان احتباس لخته در KTP و TURP به ترتیب ۱۶,۷٪ و صفر درصد بود، درحالی که احتباس ادراری گذرا همراه با سوندگذاری مجدد در ۵٪ هر دو گروه رخ داد. عفونت مجاری ادراری به ترتیب در ۳,۳٪ و ۵٪ KTP و TURP رخ داد، درحالی که ۱,۶٪ و ۵٪ به ترتیب نیاز به بستری شدن داشتند.

عوارض دیررس و ماندگاری نتایج

طولانی ترین پیگیری یک مطالعه بالینی در ارزیابی دیرپایی و ناتوانی طولانی مدت این روش ها، مطالعه الانصاری است که در آن PVP را با TURP با پیگیری ۳۶ ماه مقایسه کرد. پیگیری طولانی تر ۶۰ ماه توسط مطالعه غیر تصادفی ارائه شد. درمان مجدد با PVP ناشی از عود آدنوما در ۷,۷٪ از ۲۴۶ بیمار رخ داد، که از این تعداد بیماران سه نفر (۱,۲٪) تحت برش گردن مثانه قرار گرفتند و در کل میزان درمان مجدد ۸,۹٪ بود.

۳. لیزر تولیوم

لیزر تولیوم YAG (امواج پیوسته) طول موجی برابر ۲۰۱۳ میکرومتر دارد. این لیزر به میزان زیادی توسط آب جذب می شود و عمق نفوذی معادل ۱ میلی متر دارد. این تکنولوژی به تازگی در عرصه درمان BPH معرفی شده است. آقای Szlauer به تازگی نتایج اولیه خود در زمینه استفاده از این لیزر در ۵۶ بیمار با متوسط حجم پروستات ۵۰ CC منتشر کرده است. در این مطالعه متوسط زمان عمل ۶۰ دقیقه بود. میزان IPSS در طول مدت ۹ ماه پیگیری کاهش چشمگیری (۸,۱۹ به ۸,۶) و میزان Qmax افزایش معنادار از (از ۸,۱ به ۱۹,۳ ML/s) داشت. در مجموع عوارض این روش کم بوده و ۷٪ بیماران به عمل جراحی مجدد نیاز داشتند و یک بیمار دچار تنگی مجرای ادراری شده بود.

۴. لیزر دیود

استفاده از لیزر دیود برای تبخیر بافت پروستات در مقالات منتشر شده جایگاه خود را یافته است. در مدل‌های حیوانی، استفاده از لیزرهای دیود با توان بالا با هموستاز عالی و تخریب سریع بافت همراه بوده است. در حال حاضر از لیزر دیود با طول موج‌های ۹۴۰، ۹۸۰ و ۱۴۷۰ نانومتر برای درمان پروستات استفاده می‌شود. وزن سبک ژنراتور لیزر دیود (۳۰ کیلوگرم) به انتقال آسان آن کمک می‌کند. این وسیله با برق نرمال شهری (۲۲۰ ولت، ۵۰ هرتز) قابل استفاده است و خنک‌کننده مناسبی دارد. پروب آن تکمه مشخص‌کننده محل اشعه و خط مشخص‌کننده مسیر تابش لیزر را دارد. نکته مهم در استفاده از این لیزر حفظ ۵۰/۰ میلی‌متر فاصله پروب از بافت پروستات جهت بالا بردن کارایی تبخیر است. برای این منظور باید با حرکت مداوم نوک فیبر به صورت sweep یا Brush روی بافت پروستات فاصله را حفظ کرد. طول موج ۹۸۰ نانومتری لیزر دیود قابل‌رویت نبوده و اختلالی در دید جراح ایجاد نمی‌کند. همچنین نور قرمز کم‌کم‌کننده در تشخیص، جهت تابش لیزر حین عمل جراحی نقش به سزایی دارد.

🌈 روش اجرای تبخیر پروستات

ابتدا vaporization از لوب‌های لترال در محل گردن مثانه شروع می‌شود. به منظور لیزر گردن مثانه باید مثانه پر نگه‌داشته شود. این امر همچنین باعث باز نگه‌داشتن مجرای پروستاتیک شده و از اتصال فیبر به بافت جلوگیری می‌کند. تبخیر پروستات از ساعت ۱ تا ۱۱ مجرا به طور مداوم صورت می‌گیرد. هنگام لیزر کردن ناحیه گردن مثانه یا نزدیک اسفنکتر بهتر است قدرت دستگاه تا ۸۰ ولت پایین آورده شود. زمانی که حفره‌ای شبیه TURP در بافت پروستات ایجاد شد، باید عمل اتمام یابد و گرنه ادامه عمل می‌تواند منجر به پاره شدن کپسول پروستات شود. تبخیر ناحیه کنار اسفنکتر به توجه خاصی نیاز دارد، زیرا آسیب به این ناحیه می‌تواند بعدها به صورت اسکار یا تخریب عضله خود را نشان داده و باعث بی‌اختیاری تأخیری در افراد تحت درمان شود. در واقع از علل بی‌اختیاری فوریتی به دنبال اعمال TUR می‌توان به از بین بردن بافت سالم یا اعصاب ناحیه نام برد؛ و از آنجا که عمق نفوذ لیزر دیود ۱۹۸۰ نانومتر جهت انعقاد بافتی تا ۷ میلی‌متر می‌رسد باعث آسیب بیشتر بافت‌های زیرین می‌شود و در نتیجه خطر علائم تحریکی افزایش می‌یابد. حفره به‌جامانده بعد از لیزر دیود نسبت به لیزر KTP، ظریف‌تر است که علت آن می‌تواند ناشی از جذب هم‌زمان آن توسط آب بافتی و هموگلبین باشد.

اکثر نتایج بالینی به پیگیری‌های کوتاه‌مدت محدود می‌شود و شامل مطالعات مورد شاهدهی یا مطالعات کوهورت (کارآزمایی‌های کوهورت تصادفی) است. دو کار آزمایی، درمان با لیزر دیود را با سیستم‌های لیزر LBO به‌عنوان یک

بازوی درمان استاندارد مقایسه کردند. بیشترین داده‌های قابل توجه برای لیزر دیود ۹۸۰ نانومتر است. در انتهای دوره پیگیری، بهبودی قابل توجهی در پارامترهای یورودینامیک ایجاد شد (حداکثر جریان ادراری و باقی مانده ادراری). به عنوان یک نشانگر پارامتر جانشین برای کاهش در بافت پروستات، میزان PSA در محدوده ۵۸-۳۰٪ کاهش یافت. با این حال در دو مطالعه دیگر، تفاوت قابل توجهی در بهبودی پارامترهای یورودینامیک و کاهش نمره، علائم نشان ندادند. لیزر دیود با طول موج ۹۸۰ نانومتر، توان تخریب بافتی، هموستاز و منطقه انعقادی مشابه لیزر KTP دارد. در حال حاضر مطالعات کمی برای بررسی نتایج بالینی این لیزر با پیگیری طولانی مدت وجود دارد و حداکثر زمان پیگیری، یک سال بوده است. اکثر مطالعات انجام شده در این زمینه امنیت بالای این تکنیک حین عمل جراحی و خصوصیات هموستاتیک بالای این لیزر را تأیید کرده‌اند. هرچند در طولانی مدت میزان نیاز به جراحی مجدد تا ۳۲ درصد و بی‌اختیاری ادراری تا ۱۰ درصد گزارش شده است.

در مطالعه کار آزمایی بالینی انجام شده در مرکز پزشکی شهدای تجریش، ۱۰۰ بیمار مبتلا به بزرگی خوش خیم پروستات به صورت تصادفی در دو گروه لیزر دیود و TURP قرار گرفتند. در این مطالعه متوسط سن افراد دو گروه، میزان PSA قبل از عمل، حجم پروستات، تست‌های عملکردی مثانه در دو گروه با هم قابل مقایسه بود. در گروه TURP مدت زمان عمل جراحی 54.9 ± 15.3 و در گروه لیزر 60.6 ± 22.6 گزارش شد ($p=0.16$) در گروه لیزر عارضه جراحی حین عمل رؤیت نشد در حالی که در گروه TURP ۶ مورد (۱۲٪) انتقال خون، ۵ مورد (۱۰٪) پارگی کپسول و ۲ مورد (۴٪) سندرم TUR گزارش شد. همچنین میزان افت هموگلوبین و سطح سرمی سدیم در گروه TURP به طور معناداری تفاوت داشت.

مدت زمان بستری در گروه لیزر دیود 25.8 ± 2.9 و در گروه TURP 59.8 ± 14.1 ساعت بود ($p=0.0001$) این تفاوت در مورد زمان سونداژ نیز رؤیت شد. در مورد عوارض بلندمدت بعد از عمل مانند نیاز مجدد به عمل جراحی، تنگی مجرای ادراری، تنگی گردن مثانه، و ایجاد اختلال عملکرد جنسی بین دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد. در هر دو گروه بعد از ۱۲ ماه پیگیری میزان IPSS و حجم باقی مانده ادراری کاهش و میزان حداکثر جریان ادراری افزایش داشت.

سنگ کلیه و سنگ شکنی با لیزر

شایع‌ترین و قابل‌قبول‌ترین مصرف لیزر در جراحی‌های از طریق پوست در درمان سنگ کلیه است. یکی از روش‌های درمانی برای سنگ‌های بزرگ کلیه PCNL است که برای آن روش‌های مختلف سنگ‌شکنی موجود است یکی از انواع سنگ‌شکن‌ها روش اولتراسونیک است که قابلیت خرد کردن سنگ با آسیبی کم به بافت را داراست، هرچند در سنگ‌های سخت مانند سیستینی کاربرد محدودی دارد. همچنین برای جلوگیری از ایجاد گرمای بیش‌ازحد در نوک پروب به شستشوی مداوم نیاز دارد. در مورد سنگ‌های سخت‌تر دو روش بالیستیک و الکتروهایدرولیک وجود دارند، که از معایب آن‌ها نیاز به خارج کردن قطعات خردشده و آسیب بافتی بیشتر است. از سال ۱۹۹۰ که لیزر هولمیوم برای درمان بالینی به کار گرفته شد قدم در جایگاه سنگ‌شکنی نهاد. خرد کردن سنگ با لیزر هولمیوم از روش اولتراسونیک سریع‌تر و از روش الکتروهایدرولیک کندتر است. در حقیقت با استفاده از لیزر هولمیوم می‌توان سنگ‌شکنی سریع با حداقل آسیب بافتی داشت؛ هرچند در این روش نیز نیاز به خارج کردن سنگ وجود دارد. برای افزایش میزان کارایی روش هولمیوم می‌توان از نوآوری‌های ویژه‌ای بهره برد. برای مثال آقای Michle و همکارانش هم‌زمان حین لیزرتراپی از ساکشن مداوم جهت خروج قطعات سنگ استفاده کردند که با این عمل مدت‌زمان عمل سنگ‌شکنی کاهش یافت و نیاز به جابه‌جا کردن نوک فیبر بر روی سنگ را از بین برد. یکی دیگر از راهکارهای افزایش میزان کارایی لیزر، بالا بردن توان و انرژی دستگاه است. همچنین هم‌زمان کردن دو فرایند لیزر و سنگ‌شکنی پنوماتیک باعث تسریع در تخریب سنگ می‌شود. حین انجام سنگ‌شکنی با لیزر هولمیوم در عمل PCNL میزان توانایی مانور دادن فیبر لیزر در نفروسکوپ رزید کمتر است، به همین دلیل تغییراتی در ساختار فیبرها برای افزایش این توان ایجادشده است. مشخص‌شده است که میزان خرد شدن سنگ با استفاده از فیبرهای لیزر Side-fire بیشتر از فیبرهای End-fire است. همچنین میزان نتایج موفقیت سنگ‌شکنی می‌تواند به جنس سنگ وابسته باشد. برای مثال در مطالعه آقای Teichman لیزر هولمیوم بیشترین موفقیت را در خرد کردن سنگ‌های استرووایتی و کمترین موفقیت را در سنگ‌های کلسیم اگزالات مونوهیدرات داشته است.

🚦 درمان یورتروسکوپیک سنگ‌های کلیوی (URS)

در طول دو دهه گذشته به سبب پیشرفت تجهیزات لیزر، فیبرهای نوری و یورتروسکوپ‌های منعطف، سنگ‌شکنی از طریق یورتروسکوپ در درمان سنگ‌های کلیوی همراه با موفقیت چشمگیری بوده است. در اولین و بزرگ‌ترین مطالعه‌ای که در ۱۱۴ مرکز ارولوژی صورت پذیرفته، ۲۵ درصد از موارد سنگ کلیه از طریق یورتروسکوپ

درمان می‌شوند. در تمامی این موارد یورتروسکوپ منقطع به دنبال ۱-۲ هفته از کارگذاری استنت حالب انجام گرفته است. میزان موفقیت کلی این روش ۸۷ درصد گزارش شد و تنها عارضه در این روش ۲ مورد سپسیس بوده است. با معرفی نسل جدید یورتروسکوپ‌های منقطع ۷,۵ Fr انجام عمل جراحی URS بدون دیلاتاسیون حالب نیز مقدور است. در مطالعات اخیر میزان نیاز به دیلاتاسیون حالب در حدود ۳۰ درصد گزارش شده است. در این روش میزان موفقیت در یک جلسه درمان بین ۷۰ تا ۸۰ درصد متغیر است؛ ولیکن در سنگ‌های بزرگ‌تر ممکن است جلسه دوم درمان مورد نیاز باشد. شایع‌ترین عارضه URS تب و عفونت ادراری است.

🌈 روش اجرا

در این عمل سنگ‌های حالب فوقانی و سنگ‌های داخل کلیه به راحتی با یورتروسکوپ منقطع قابل دسترس هستند. در گذشته تمامی بیماران قبل از عمل تحت تعبیه استنت حالب قرار می‌گرفتند اما امروزه تعبیه استنت محدود به بیمارانی است که امکان عبور یورتروسکوپ از داخل حالب مقدور نیست و لذا از استنت به مدت ۲-۴ هفته گذاشته می‌شود. در مواردی که سنگ متعدد یا بزرگ باشد و نیاز به خروج سنگ به کمک بسکت است، می‌توان از شیت حالب جهت تسهیل خروج سنگ بهره گرفت. بر اساس مطالعات مختلف طول زمان عمل URS در گروه درمانی که از شیت حالب استفاده می‌کنند کوتاه‌تر است. برای انجام عمل URS ابتدا دو گایدوایر تعبیه می‌شود و سپس یورتروسکوپ منقطع از روی یکی از گایدوایرها عبور داده می‌شود. با استفاده از محلول نرمال سالین شستشو برقرار می‌گردد. در صورتی که عبور یورتروسکوپ از حالب سخت باشد، می‌توان از سالین با فشار مثبت کمک گرفت. سنگ‌شکنی در تمامی موارد با استفاده از لیزر هولمیوم انجام می‌شود. برای اینکه خرده‌سنگ‌ها حین انجام سنگ‌شکنی راحت‌تر در دسترس قرار گیرند، بهتر است سر بیمار پایین‌تر از بدن و پهلوی همان طرف بالاتر قرار گیرد. در مورد سنگ‌های پل تحتانی که دسترسی سخت‌تری دارند، موقعیت خوابیده به شکم (prone) و سرپایین‌تر از بدن می‌تواند کمک‌کننده باشد. همچنین می‌توان در این بیماران با استفاده از بسکت سنگ را از داخل کالیس تحتانی خارج و در لگنچه قرار داد تا دسترسی آسان فراهم شود. هدف نهایی از سنگ‌شکنی در روش URS تولید سنگ کوچک‌تر از ۲ میلی‌متر است. در یک کار آزمایشی بالینی تصادفی در بیمارستان شهدای تجریش ۱۲۰ بیمار مبتلا به سنگ کلیه کوچک‌تر از ۲ سانتی‌متر در دو گروه SWL و URS قرار گرفتند و نتایج بالینی آن‌ها با هم مقایسه شد. میزان موفقیت درمان سنگ بعد از یک جلسه درمان در گروه URS ۹۰٪ و در گروه SWL ۷۵٪ بود که این میزان بعد از جلسه دوم درمان به ترتیب به ۹۷ و ۸۸ درصد افزایش یافت. در گروه SWL میزان

بروز عارضه Steinstrasse ۴ مورد بود؛ درحالی که در گروه دیگر این مورد اصلاً گزارش نشد. اگرچه مدت زمان بستری در بیمارستان در گروه URS به مراتب بالاتر از گروه SWL بود.

با توجه به اینکه انجام PCNL و SWL در بیماران مبتلا به اختلالات انعقادی می تواند باعث خونریزی تهیه کننده حیات شود استفاده از یورتروسکوپی و لیزر هولمیوم در بیمارانی که نمی توانند داروهای ضد انعقاد را قطع کنند روش ارجح است. همچنین در بیماران چاق این روش قابل انجام است. در مطالعه ای که دکتر رزاقی و جوانمرد بر روی ۴۶ بیمار چاق با BMI بالای 35kg/m^2 که مبتلا به سنگ کلیوی ۲۰-۱۰ میلی متر بودند، انجام دادند؛ میزان موفقیت روش URS ۹۰ درصد و روش SWL ۶۸ درصد گزارش شد. هر دو گروه درمانی از نظر مدت زمان عمل و عوارض تفاوت آماری با هم نداشتند. در مطالعه دیگری از همین گروه، میزان کارایی دو روش فوق در بیماران مبتلا به سنگ کوچک تر از ۲ سانتی متر مورد ارزیابی قرار گرفت و میزان موفقیت در جلسه اول درمان RIRS ۹۰ درصد و درمان SWL ۷۵ درصد گزارش شد.

🌈 درمان یورتروسکوپی لیزر هولمیوم در سنگ های حالب

در یک مقاله مروری از آقای Lobik, Leveillee مشخص شد که روش سنگ شکنی اولتراسونیک بیشترین توانایی را هنگام استفاده از یورتروسکوپی سخت (Rigid) دارد درحالی که در یورتروسکوپی منعطف (flexible) لیزر هولمیوم روش ارجح است. این لیزر توانایی تخریب هرگونه سنگ با هر جنس را داراست و میزان عاری بودن از سنگ به دنبال استفاده از آن ۱۰۰ درصد است.

در مقاله ای که توسط نگارنده در مجله کاربرد لیزر در پزشکی به چاپ رسیده است در مورد مقایسه دو روش لیزر شکنی با لیزر هولمیوم و سنگ شکنی با پنوماتیک صحبت شده است. در این مطالعه کار آزمایشی بالینی ۱۱۲ بیمار مبتلا به سنگ حالب بزرگ تر از یک سانتی متر به طور تصادفی به دو گروه تقسیم شده اند. در این بررسی میزان موفقیت روش لیزر هولمیوم ۱۰۰٪ و روش پنوماتیک ۸۵٫۷ درصد بود که علت اصلی عدم موفقیت در روش پنوماتیک بازگشت سنگ در سنگ های حالب فوقانی بود. هیچ گونه عارضه ای شامل آسیب دیواره حالب، پارگی حالب و آسیب به بافت های مجاور در دو گروه رؤیت نشد. مدت زمان بستری در بیمارستان در گروه لیزر و پنوماتیک به ترتیب $24,4 \pm 3,2$ و $25,3 \pm 3,0$ ساعت گزارش شد. نگارنده تأکید می کند که روش لیزر هم از نظر میزان موفقیت و هم از نظر امنیت انجام بر روش

پنوماتیک ارجحیت دارد. با این حال در مطالعه دکتر ربانی که به مقایسه دو روش فوق در درمان سنگ‌های حالب پرداخته شده است، میزان موفقیت در هر دو روش یکسان و در حدود ۷۸ درصد ذکر شده است. همچنین مدت زمان عمل جراحی در گروه سنگ‌شکنی پنوماتیک، کوتاه‌تر از گروه لیزر بوده است.

مکانیسم عمل: لیزر هولمیوم می‌تواند سنگ‌های با جنس مختلف را متلاشی کند که اکثراً از طریق تبخیر این کار را انجام می‌دهد. علاوه بر اینکه لیزر توسط سنگ قابل جذب است، به‌طور عمده توسط آب جذب می‌شود. لذا این لیزر پالسی باعث تبخیر آب در کنار سنگ شده و حباب‌های خلاً در نوک فیبر نوری تشکیل می‌دهد. با ادامه زمان لیزر، تبخیر آب کنار حباب‌ها ادامه می‌یابد و حباب‌های خلاً کشیده و بلندی که اثرات شوکی موجی (Shokwave) ضعیفی دارند، ایجاد می‌کند. این پدیده که به‌عنوان اثر MOSS شناخته می‌شود باعث می‌شود تا انرژی لیزر از این مسیر تبخیری به یک مسافت دورتر انتقال یابد و در نهایت انرژی به سنگ هدف منتقل شود.

در حقیقت سنگ‌شکنی با لیزر هولمیوم به‌عنوان یک پروسه تخریبی گرمایی (Thermal ablative) شناخته می‌شود و حرکت مایع به دنبال کلاپس حباب‌ها باعث پراکنده شدن قطعات خردشده سنگ می‌شود. Vassar مشخص کرد که در زمان سنگ‌شکنی با لیزر هولمیوم، خرد شدن سنگ‌ها قبل از کلاپس حباب‌ها و ایجاد شوک موجی اتفاق می‌افتد. همچنین در صورتی که زاویه فیبر از ۹۰ درجه خارج گردد سنگ به میزان کمتری خرد می‌شود. سنگ‌شکنی با لیزر در سنگ‌های خشک در محیط هوا بسیار کارا تر بوده و نشان می‌دهد که اثر لیزر هولمیوم به‌صورت جذب مستقیم انرژی لیزر است.

مزایا و معایب سنگ‌شکنی با لیزر: لیزر هولمیوم می‌تواند انرژی خود را از درون فیبر منعطف عبور دهد و لذا قابلیت سنگ‌شکنی در کلیه قسمت‌های سیستم ادراری را دارد و در مقایسه با سنگ‌شکنی الکترو هیدرولیک، لیزر امنیت بیشتر و کارایی بالاتری دارد. توانایی لیزر هولمیوم در خرد کردن تمامی سنگ‌ها بدون توجه به جنس آن یک خصوصیت ویژه در مقابل لیزرهای کومارینی پالس - دای است. یکی دیگر از خصوصیات این لیزر ایجاد قطعات ریز سنگ بوده که قابلیت شستشو با محلول را به راحتی دارند و نیاز به ساکشن و گراسپر را کاهش می‌دهد. از آنجاکه اثر ضربه‌ای این لیزر کم است، احتمال بازگشت سنگ به عقب در این روش نسبت به روش الکترو هیدرولیک و پنوماتیک کمتر است. هرچند میزان برگشت به عقب سنگ با ساینز فیبر ارتباط مستقیم و با مدت زمان پالس لیزر ارتباط معکوس دارد. یکی از مزایای

دیگر لیزر هولمیوم قابلیت استفاده از آن در درمان بیماران حامله مبتلا به سنگ حالب است. میزان موفقیت این درمان و عدم وجود عارضه در بیماران حامله در مطالعه دکتر عابدی و همکاران مورد بررسی قرار گرفته است.

لیزر هولمیوم مزایای خاصی در برابر لیزرهای کومارینی دارد. برای مثال سیستم‌های حفاظتی چشم در این لیزر مانع از دیدن مناسب سنگ یا فیبر نمی‌شوند. همچنین در انرژی‌های معمول برای سنگ‌شکنی، این لیزر زمانی باعث آسیب به قرنیه می‌شود که در فاصله‌ای کمتر از ۱۰ سانتی‌متر از چشم قرار داشته باشد. آماده‌سازی دستگاه لیزر هولمیوم آسان‌تر بوده و در عرض یک دقیقه آماده بهره‌برداری است.

از دیگر مزایای این روش استفاده آسان فیبرهای لیزر نازک در اطفال است. به گونه‌ای که انرژی آن قابلیت عبور از یورتروسکوپ‌های کوچک‌تر مورد استفاده در بیماران خردسال را نیز دارد.

استفاده از لیزر بدون عارضه نیست؛ این عوارض شامل خون‌ریزی، سفید شدن لایه مخاطی و پارگی حالب است. از مهم‌ترین معایب این سیستم، گران بودن دستگاه و فیبرهای لیزر است. با این وجود فیبرهای لیزر، قابلیت استفاده مجدد را دارند و برای درمان مشکلات ارولوژیک دیگر نیز می‌توانند مورد استفاده قرار گیرند. یکی دیگر از مشکلات، شکسته شدن فیبر لیزر، داخل وسایل آندوسکوپیک است که می‌توان منجر به اختلال در آندوسکوپ به علت تخریب رشته‌های عبور دهنده تصویر شود. یکی دیگر از عوارض منحصربه‌فرد در لیزر، جدا شدن قطعه‌ای از فیبر لیزر و به جا ماندن آن در سیستم ادراری است که برای جلوگیری از سنگ شدن آن باید زودتر خارج شود. همچنین در صورتی که فیبر لیزر شکسته باشد می‌تواند باعث آتش‌سوزی پارچه روی بیمار شود. در این مواقع استفاده از یک حوله خیس می‌تواند کمک‌کننده باشد.

یکی دیگر از عوارض بالقوه لیزر هولمیوم ایجاد سیانید حین خرد کردن سنگ‌های اسید اوریکی است که در محیط Invitro گزارش شده است. هرچند در مرور تجربیات بالینی هیچ‌گونه مسمومیتی با سیانید حین سنگ‌شکنی با لیزر گزارش نشده است.

🌈 روش انجام کار

تکنیک عمل جراحی با لیزر هولمیوم برای سنگ‌شکنی بسیار آسان است و نیاز به قرار دادن فیبر لیزر روی سنگ و فعال کردن لیزر دارد. بهترین کار برای پیشگیری از آسیب به حالب، داشتن دید خوب و شفاف حین انجام کار

است. درواقع بعد از شروع سنگ‌شکنی به علت اثر طوفان برفی (Snowstorm) ناشی از پخش شدن ذرات سنگ، دید مختل می‌شود که باید با شستشو آن را از بین برد. یکی از ملاحظات مهم حین لیزرترابی دور کردن بسکت یا سیم فلزی (Giud - wire) از فیبر لیزر است زیرا لیزر، توانایی برش دادن فلزات را دارد. همچنین باید نوک فیبر به میزان ۲ میلی‌متر از ابتدای سر آندوسکوپ خارج باشد تا به لنز آن آسیب وارد نشود.

فیبرهای لیزر هولمیوم موجود در بازار، سائزهای ۲۰۰ و ۳۶۵، ۵۵۰ و ۱۰۰۰ میکرومتری و اشکال Side-fire, End-fire دارند. لازم به ذکر است که دو نوع فیبر ۲۰۰ و ۳۶۵ میکرومتری برای سنگ‌شکنی داخل بدنی با استفاده از آندوسکوپی منعطف مورد استفاده قرار می‌گیرند. در مقایسه با دیگر کاربردهای لیزر هولمیوم در بافت نرم، قدرت مورد استفاده در سنگ‌شکنی پایین‌تر است. به‌طور کلی از انرژی پالسی ۰٫۶-۱٫۲ ژول و فرکانس ۵-۱۵ هرتز استفاده می‌شود. نکته مهم این است که بهتر است سنگ‌شکنی ابتدا با فرکانس و انرژی پایین شروع شود و در صورت لزوم افزایش یابد.

توصیه می‌شود که پزشک ارولوژیست سنگ‌شکنی را به‌صورت نقاشی کردن روی سنگ انجام دهد و از خرد کردن، سوراخ کردن و آسیب به نوک فیبر یا اروتلیوم مخاطی بپرهیزد.

سنگ مثانه

شایع‌ترین ناحیه درگیر در سنگ‌های سیستم ادراری تحتانی، مثانه است که در حدود ۵٪ از تمامی سنگ‌های سیستم ادراری را شامل می‌شود. این بیماری بر اساس وجود یک عامل عفونی، آناتومیک یا عملکردی به دودسته اولیه و ثانویه تقسیم‌بندی می‌شود. شایع‌ترین علت سنگ مثانه ثانویه، انسداد خروجی مثانه (BOO) است. برای درمان این بیماری روش‌های متنوعی از جمله جراحی باز یا پرکوتانتوس مثانه، سنگ‌شکنی با ESWL و سنگ‌شکنی از طریق مجرای ادراری پیشنهاد شده است. استفاده از لیزر هولمیوم برای انجام سنگ‌شکنی مثانه یک روش انتخابی است، زیرا توانایی درمان سنگ‌های بزرگ را با حداقل آسیب به بافت‌های مجاور دارد. اکثر بیمارانی که تحت این درمان قرار می‌گیرند در یک جلسه از درمان، بدون سنگ (Stone-free) می‌شوند. در مطالعه دکتر کرمی و همکارانش که بر روی ۴۸ مرد مبتلا به سنگ مثانه بزرگ‌تر از ۲ سانتی‌متر انجام دادند، مدت‌زمان عمل کمتر از یک ساعت و میزان موفقیت ۹۸٫۵ درصد گزارش شد. مدت‌زمان بستری در بیمارستان ۶٫۵ ساعت بود. عارضه تنگی مجرا در هیچ‌یک از بیماران مشاهده نشد.

بعضی از محققان از فیبرهای با اشعه تابشی از کنار (Side-fire) جهت درمان سنگ مثانه بهره می‌گیرند و علت کار خود را بالا بودن توانایی مانور این فیبرها و کم بودن زمان عمل ذکر می‌کنند.

🚩 استنت‌های کراسته شده (Encrusted)

این گونه استنت‌ها یک مسئله مشکل برای بیماران و ارولوژیست است. از عوامل خطر برای ایجاد رسوب روی استنت می‌توان به مدت طولانی تعبیه استنت، سابقه سنگ‌سازی، حاملگی جنس استنت و کلونیزاسیون باکتریال نام برد. در این موارد می‌توان با عبور دادن یک یوروتروسکوپ منعطف از کنار استنت و تخریب آن با لیزر هولمیوم اقدام به خارج نمودن استنت کرد.

کارسینوم ترانزیشنال سیستم ادراری فوقانی و مثانه

کارسینوم سلول ترانزیشنال سیستم ادراری فوقانی، یک یافته نادر بوده و در مجموع ۵ درصد از تمام TCCها را شامل می‌شود. در حدود ۶۰ درصد از این تومورها حین تشخیص، تهاجمی هستند و درمان اصلی و استاندارد بیماری نفروپورترکتومی رادیکال به همراه برداشتن کاف مثانه است. اگرچه در گروه خاصی از بیماران به علت نارسایی کلیوی، تک کلیوی یا بیماری‌های همراه خطرناک باید از روش‌های کم تهاجمی استفاده کرد. هدف از درمان محافظتی تومورهای یوروتلیال مجرای فوقانی، حفظ عملکرد کلیه است. این امر ممکن است در بیماران با کلیه منفرد از نظر آناتومیکی یا عملکردی ضروری بوده و یا به طور مطلق اندیکاسیون داشته باشد. با پیشرفت روش‌های آندوسکوپی، دسترسی به این تومورها آسان‌تر شده است. برخلاف برداشتن تومور، در موارد تبخیر تومور نمونه پاتولوژی به دست نمی‌آید بنابراین باید نمونه‌برداری‌های متعدد برای تعیین عمق تهاجم انجام شود. مرحله‌بندی مناسب تومور (CT/biopsy) مهم بوده و اجازه می‌دهد تا بیماران را برای جراحی حفظ کلیه انتخاب کنیم. گزارشاتی در مورد درمان TCC کلیه وجود دارد و این تکنیک در اعمال ارولوژیک پذیرفته شده است.

از لیزرهای شایع برای این نوع تومور می‌توان از Nd:YAG و Hol:YAG نام برد، همچنین تولیوم و دیود در مراحل تحقیقاتی قرار دارند. هر یک از این لیزرها خصوصیات منحصربه‌فردی دارند و می‌توانند از طریق فیبرهای نازک و منعطف ۲۰۰ یا ۳۶۵ میکرومتر تابش کنند. فیبر لیزر به راحتی از سوراخ یوروتروسکوپ منعطف عبور می‌کند بدون اینکه ایجاد مزاحمتی برای عبور مایع شستشو یا تغییر جهت مسیر یوروتروسکوپ ایجاد کنید.

لیزر هولمیوم یک لیزر مناسب برای استفاده در حالب است. میزان عمق نفوذ آن در بافت، کم بوده که این باعث می‌شود برداشت تومور با یک هموستاز مناسب و با کم‌ترین آسیب ضخامت جداری حالب همراه باشد. اگرچه کم‌عمق بودن نفوذ آن در برداشتن تومورهای بزرگ به‌ویژه در لگنچه می‌تواند سخت باشد. در اکثر مواقع دستگاه لیزر هولمیوم با انرژی ۰.۶-۱ ژول و فرکانس ۱۰ هرتز تنظیم می‌شود.

لیزر Nd:YAG بر اساس تنظیم دستگاه و مدت‌زمان درمان، عمق نفوذی معادل ۵-۶ میلی‌متر دارد. برخلاف لیزر هولمیوم که خصوصیات ساینده (ablative) دارد لیزر Nd:YAG با انعقاد و ایجاد نکروز بافت باعث ریزش تومور می‌شود. به همین علت میزان امنیت آن کمتر از لیزر هولمیوم بوده و استفاده آن در حالب با محدودیت بیشتر همراه است. در اکثر مواقع دستگاه لیزر Nd:YAG با توان ۱۵ وات و به مدت ۲ ثانیه برای فرسایش تومور و با توان ۵-۱۰ وات به مدت ۲ ثانیه برای انعقاد بافت تومورال به کار گرفته می‌شود. بعد از درمان بهتر است که یک استنت حالب تعبیه گردد تا به پروسه ترمیم کمک شود. تومورهای بزرگ به دوره‌های درمانی متعدد و چندین ماهه نیاز دارند.

برای دسترسی به این تومورها می‌توان از طریق آنته‌گرید یا رتروگرید یورتروسکوپی بهره برد. هدف از این روش، برداشتن کامل تومور با هموستاز مناسب است.

استفاده از لیزر هولمیوم این امکان را می‌دهد که هموستاز با استفاده از مایع شستشوی نرمال سالین انجام پذیرد، این در حالی است که الکتروکوتر باید با استفاده از آب مقطر یا گلیسین صورت گیرد و خطر جذب مایع و هیپوناترمی را افزایش می‌دهد.

برداشتن تومورهای با مرحله و درجه پایین از طریق پوست (پروکوتائوس) با استفاده از الکتروکوتر از ۲۰ سال قبل توضیح داده شده است و به نظر می‌رسد در تومورهای کوچک‌تر از ۲ سانتی‌متر مؤثر باشد. همچنین این روش می‌تواند مسیری برای تجویز شیمی‌درمانی یا ایمونوتراپی داخل سیستم ادراری باشد. امروزه بعد از گرفتن بیوپسی از تومور از لیزر هولمیوم جهت تخریب تومور استفاده می‌شود.

از آنجاکه استفاده از یورتروسکوپی برای تومورهای کوچک و منفرد با سایز کمتر از ۱.۵ سانتی‌متر لگنچه و تومورهای حالب مقدور است؛ در تومورهای متعدد و یا بزرگ لگنچه، روش آنته‌گرید از طریق پوست، روش ارجح‌تر است. در بیمارانی که تومور درجه پایین دارند میزان سورویوال مربوط به بیماری در ۵ سال به دنبال روش‌های نفروپورکتومی،

یورتروسکوپی و آندوسکوپی از طریق پوست به ترتیب ۸۴، ۸۱ و ۸۰ درصد و میزان سورویوال عادی از تومور ۵ ساله به ترتیب ۷۵، ۷۱، ۵ و ۷۲ درصد است. به این دلیل می‌توان از روش‌های جایگزین و با تهاجم کمتر به جای نفروپورتروسکوپی در این‌گونه از تومورها استفاده کرد. با استفاده از این لیزرها، می‌توان برش مناسب تومور با هموستاز مناسب و عوارض کلی کم به دست آورد. بر اساس مطالعه Phillips میزان عود در تومورهای با درجه پایین (G1, G2) و مرحله پایین (T1, T2, T3) در حدود ۳۵ درصد و میزان عود در تومورهای با درجه بالا (G3) و مرحله بالا ($T \geq T2$) به ۴۷٪ می‌رسد.

باوجود پیشرفت درمان‌های جراحی سرطان مثانه TURBT درمان استاندارد تومورهای NMIBC باقی‌مانده است. اگرچه TURB بدون عارضه نبوده و عوارضی مانند: خون‌ریزی، رفلکس عصب اوبتراتور، پرفوراسیون مثانه و زمان بستری و سونداژ طولانی‌مدت با آن دیده می‌شود. برای بهبود کارایی و ایمنی TURBT روش‌های درمانی دیگر به وجود آمد. اولین درمان لیزر تومورهای مثانه در سال ۱۹۷۸ با استفاده از لیزر Nd:YAG انجام شد (۶). سپس لیزر هولمیوم برای رزکسیون تومورهای مثانه در سال ۲۰۰۱ به کار رفت. در مطالعه‌ای که توسط Wei Tao و همکاران در چین انجام شد و در سال ۲۰۱۲ منتشر شد، کارایی و ایمنی، دو روش high performance System green light laser و ۱۲۰ w TURT در ۱۵۸ بیمار مورد مقایسه قرار گرفت که تفاوتی در طول زمان عمل و سدیم خون و هموگلوبین قبل و بعد عمل در دو گروه دیده نشد اما نیاز به بستری و کاتتریزاسیون و همچنین عود در گروه لیزر کمتر بود. در مطالعه دکتر آقامیر که به مقایسه میزان رفلکس اوبتراتور حین عمل TURBT و لیزر تولیوم پرداخته است، فراوانی این رفلکس در گروه لیزر ۲۵ درصد و در گروه TURBT به میزان ۶۳ درصد بود.

در مطالعه‌ای که نگارنده بر روی ۷۶ نفر از بیماران مبتلا به تومورهای بدون تهاجم عضلانی مثانه انجام دادند؛ بیماران به‌صورت تصادفی در یکی از دو گروه HOLRBT یا TURBT قرار گرفتند. عوارض حین عمل و خصوصیات بعد از عمل در دو گروه مقایسه شدند. در این مطالعه مشاهده شد که یافته‌های دموگرافیک و مشخصات تومور در دو گروه همسان بودند. مدت عمل در دو گروه مشابه بود. روش HOLRBT در قیاس با روش TURBT عوارض حین عمل و بعد از عمل شامل رفلکس عصب اوبتراتور، پرفوراسیون مثانه، خون‌ریزی و Irrigation مثانه کمتری داشت. میزان نیاز به تزریق خون و نیز میزان تنگی مجرا در دو گروه مشابه بود. میزان کاتتریزاسیون و مدت بستری بیمارستانی در روش HOLRBT به میزان معناداری کمتر از روش TURBT بود. میزان بقای کلی نیز بین دو گروه موردبررسی تفاوت معناداری را نشان نمی‌داد.

درمان تخریبی در تومور کلیه

🌈 درمان گرمایی بینابینی با استفاده از لیزر (Therapy laser interstitial Thermal)

در این روش انرژی ناشی از لیزر به صورت مستقیم به بافت منتقل شده و باعث افزایش دمای بافتی به بالاتر از ۵۰ درجه سانتی گراد و نکروز بافتی می شود. لیزرهای درمانی مورد استفاده شامل Nd:YAG و دیود هستند؛ ولی به علت محدودیت تعداد بیماران درمان شده و کوتاه بودن زمان پیگیری، این روش ها در مراحل تحقیقاتی قرار دارند. در حال حاضر توافق موجود از درمان تومورهای کلیوی کوچک به وسیله گرما و انعقاد به عنوان یک انتخاب درمانی جایگزین حمایت می کند؛ همچنین این روش درمانی برای بیمارانی که به علت بیماری های همراه که کاندید مناسبی برای نفرکتومی پارشیل نیستند به کار می رود. تخریب لیزری کلیه به وسیله گرما (LAT) از طریق پوست و تحت هدایت تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (MRI) اولین بار توسط Jode معرفی شد و در یک مطالعه Pilot کارایی آن تحت بررسی قرار گرفت. در این تحقیق که در سه بیمار با تومورهای کلیه غیرقابل عمل انجام شد، لیزر Nd:YAG از طریق پوست به تومور کلیه از طریق یک فیبر اینترستشیال سرد شده با آب تابیده شد. از MRI برای هدایت جایابی لیزر و تحت نظر گرفتن درمان به طور هم زمان استفاده شد. نکروز بافتی درون بافت هدف تأیید شد.

درمان تنگی در سیستم ادراری

الف) تنگی محل اتصال حالب به لگنچه

تنگی محل اتصال حالب به لگنچه (UPIO) به صورت باریک شدن محل اتصال حالب به لگنچه تعریف می شود که باعث انسداد آناتومیک یا عملکردی می شود. در حدود ۲۰ سال از معرفی روش اندوپیلوتومی با استفاده از چاقو سرد (Cold Knife) می گذرد. این روش به دو صورت آنته گرید و رتروگرید قابل انجام بوده و محل برش در قسمت طرفی خارجی (لترال) قسمت تنگی قرار دارد تا خطر خونریزی کاهش یابد. روش آنته گرید در بیمارانی که همزمان سنگ کلیه دارند و کسانی که محل ورود حالب به لگنچه بالاتر (high insertion) است روش ارجح است.

اندوپیلوتومی رتروگرید با استفاده از لیزر، یک روش جایگزین برای پیلوپلاستی در درمان UIPO است که بسیار امن، کارا و با حداقل آسیب است. از مزایای این روش نسبت به عمل جراحی پیلوپلاستی، مدت زمان کوتاه بستری در بیمارستان، بهبود سریع و عوارض کمتر است. در مطالعه Giddens روش اندوپیلوتومی با لیزر هولمیوم با استفاده از

سونوگرافی اینترالومینال موفقیتی برابر ۸۳٪ داشت درحالی که این موفقیت در مطالعه آقای Martin ۷۳,۵ درصد گزارش شد.

در یک کار آزمایشی بالینی دو روش بالون اندوپیلوتومی و لیزر اندوپیلوتومی تحت مقایسه قرار گرفتند. در این مطالعه آقای El-Nahas این گونه نتیجه گرفت که هر دو روش، نتایج کلینیکی مشابه دارند و میزان عوارض در هر دو روش پایین است. در مطالعه‌ای که توسط نگارنده انجام شده است اثر هولمیوم ۴۰ وات در درمان تنگی عودکننده محل اتصال حالب به لگنچه موردبررسی قرار گرفته است. در این مطالعه بیماران بعد از ۲ تا ۳ نوبت درمان اندوپیلوتومی با لیزر به همراه تعبیه استنت حالب، نتایج قابل قبولی در اسکن DTPA و بهبود علائم داشتند. لازم به ذکر است که دستگاه لیزر هولمیوم مورد استفاده در این مرکز، ساخت متخصصان مرکز انرژی اتمی ایران بوده که با کارایی بالا و حداقل هزینه برای بیماران در دسترس است. در مروری که روی مقالات موجود در این زمینه انجام شده میزان موفقیت در این روش از ۷۵-۸۷ درصد متغیر بوده است. هرچند باوجود روش‌های لاپاراسکوپیک پیلوپلاستی که موفقیت بالا و عوارض کمی دارند جایگاه اندوپیلوتومی همچنان محدود است.

ب) دیورتیکول کالیس / تنگی انفاندیبولوم

دیورتیکولیک ساختار حفره مانند داخل کلیوی، پوشیده از سلول‌های اپیتلیال و بدون ترشح است که به سیستم جمع کننده ادراری از طریق یک مسیر باریک فورنیکس ارتباط دارد. از اندیکاسیون‌های مداخله جراحی در این بیماری می‌توان به درد مداوم، عفونت ادراری راجعه، سنگ داخل دیورتیکول علامت‌دار، آسیب کلیوی و هماچوری واضح نام برد. هدف از این مداخله جراحی، برداشتن سنگ، فولگوراسیون و تخریب مخاط و باز کردن مسیر فورنیکس برای درناژ مناسب است. برای رسیدن به این هدف می‌توان بعد از گشاد کردن مسیر فورنیکس با استفاده از بالون، از لیزر هولمیوم برای تخریب سنگ و فولگوراسیون مخاط دیورتیکول بهره برد.

ج) تنگی محل آناستوموز حالب

تنگی حالب یکی از شایع‌ترین عوارض ایاتروژنیک به دنبال آناستوموز حالب است.

در مطالعه آقای Kristo بیمارانی که به دنبال پیوند کلیه، دچار تنگی محل آناستوموز بودند ابتدا تحت تعبیه نفروستومی قرار می‌گرفتند. سپس از طریق محل نفروستومی، یوروتروسکوپ منعطف انجام می‌شد و در نهایت محل تنگی

با استفاده از لیزر هولمیوم برش داده و باز می‌شد. در مدت پیگیری ۲ ساله بیماران این روش کارایی مناسبی داشت، اگرچه میزان موفقیت این روش به علت زمینه‌ای تنگی (ایسکمی، نشت ادراری)، ساختار تنگی (طول و محل) و همچنین فعالیت کلیه بستگی داشت.

تنگی محل آناستوموز حالب به روده در حدود ۸-۴٪ از موارد تغییر مسیر ادراری دیده می‌شود. استفاده از لیزر هولمیوم برای برش دادن محل تنگی، یکی از راهکارهای استفاده‌شده در این عارضه است و در مطالعه Laven میزان موفقیت با این روش در طول مدت ۲ سال پیگیری ۵۸٪ ذکر شده است.

(د) تنگی گردن مثانه و مجرای ادراری

تنگی مجرای ادراری به دنبال جراحی، التهاب یا ضربه ایجاد می‌شود. برای باز کردن تنگی مجرای ادراری یک سری از روش‌های درمانی مختلف وجود دارد و اینترنال یوروتروتومی یکی از موارد درمانی با موفقیت مناسب، دوره بهبودی سریع و روش انجام آسان است. در این روش اغلب ساعت ۱۲ مجرای ادراری با استفاده از چاقوی سرد برش زده می‌شود تا بافت اسکار به‌طور کامل باز شود و قطر مسیر ادراری به حالت نرمال برگردد. برای رسیدن به بهبود بیشتر، یک سری تغییرات در این روش داده است. از لیزرهای مورد استفاده می‌توان از دیود، آرگون، KTP و هولمیوم نام برد. لیزر مورد استفاده در این روش باید علاوه بر قدرت تبخیر بالای بافت انسدادی، آسیب کمی به بافت‌های سالم اطراف ایجاد کند. لیزر هولمیوم با توجه به خصوصیات ذکر شده در قبل مورد مناسبی در این زمینه است. معرفی یوروتروتومی ترنس یورترال با لیزر با استفاده از لیزر Nd:YAG به سال ۱۹۷۹ برمی‌گردد. از آن زمان به بعد یوروتروتومی با لیزر، تبدیل به یک عمل شایع در درمان تنگی پیشابراه در ارولوژی در سراسر جهان شد. متون چاپ‌شده مربوط به این روش بر اساس تجزیه و تحلیل گذشته‌نگر، مانند مطالعات تک مؤسسه‌ای بوده که منجر به داده‌هایی با شواهد سطح ۳ یا ۴ شده است. برش دادن تنگی مجرای ادراری با استفاده از لیزر هولمیوم، عوارض حین و بعد از عمل کمی دارد و از نظر میزان موفقیت در کوتاه‌مدت، قابل مقایسه با اینترنال یوروتروتومی با چاقوی سرد (Cold knife) است. اگرچه میزان نیاز به عمل مجدد در آن ۳۰ درصد است، میزان موفقیت یوروتروتومی با لیزر در تنگی‌های کوتاه مجرای ادراری تا ۱۰۰٪ گزارش شده است. با این حال نتایج تنگی‌های طولانی (بیشتر از ۱٫۵ سانتی‌متر) یا عود کرده، پایین‌تر نشان داده شده است. اتساع دوره‌ای مجرای ادراری (CIC) معمولاً برای درمان موارد شکست، کافی است. مطالعات چندمرکزی بزرگ برای مقایسه آندویورتروتومی لیزری با یوروتروتومی نوری مرسوم وجود ندارد. در حال حاضر، اثربخشی میان‌مدت در هر دو گزینه درمانی،

برابر در نظر گرفته می‌شود. بالین حال، در یک مطالعه کنترل شده تصادفی که اثربخشی لیزر Nd:YAG با یورتروتومی نوری مرسوم با چاقوی سرد در درمان تنگی‌های پیشابراه با طول‌های مختلف (۲,۴-۰,۳ سانتی‌متر) مقایسه شد و این گونه نتیجه‌گیری شد که درمان لیزر به‌طور قابل‌توجهی احتمال شکست درمانی و عود تنگی‌ها را کاهش می‌دهد.

با توجه به نبود مطالعات کار آزمایی بالینی و گسترده بودن اندیکاسیون عمل جراحی یورتروپلاستی، باز نقش لیزر یورتروتومی محدود به بیماران خاص و بیماران بالای خون‌ریزی حین عمل است. برای مثال در مطالعه انجام‌شده در مرکز پزشکی شهدای تجریش لیزر هولمیوم در درمان بیماران مبتلا به تنگی مجرای ادراری که تحت درمان با داروهای ضد انعقاد بودند و به دلایل زمینه‌ای امکان قطع آن‌ها نبود، با امنیت بالا و کارایی مناسب مورد استفاده قرار گرفت. در این مطالعه هیچ موردی از عوارض مانند هماتوم پرینه، نشت مایع شستشو به داخل بافت اسپونژیوزوم و ناتوانی جنسی گزارش نشد. همچنین مدت‌زمان بستری در این بیماران بسیار کوتاه‌مدت بوده است (در حدود ۶ ساعت) و میزان عود تنگی در بیماران حدود ۲۶ درصد گزارش شده است.

تنگی گردن مثانه بخش عمده‌ای از تنگی‌های مجاری ادراری را شامل می‌شود که اغلب به دنبال درمان‌های جراحی مانند پروستاتکتومی رادیکال یا باز، TURP، سونداز طولانی‌مدت و عود تومور در ناحیه گردن مثانه اتفاق می‌افتد. اکثریت تنگی‌های به دنبال پروستاتکتومی در ۶ ماه ابتدای عمل جراحی بروز می‌کنند. روش‌های درمانی مختلفی برای بهبود این تنگی‌ها ذکر شده است. با توجه به سیر روزافزون استفاده از لیزر هولمیوم، در این زمینه نیز گزارشی وجود دارد؛ هرچند درباره نتایج درمانی، اطلاعات کمی در دسترس است. در مطالعه‌ای که توسط دکتر رزاقی در مرکز پزشکی شهدای تجریش بر روی بیماران مبتلا به تنگی گردن مثانه انجام شد، ۶۴ بیمار مبتلا به این بیماری به دنبال TURP (۱۵ مورد)، پروستاتکتومی باز (۱۰ مورد) و رادیکال پروستاتکتومی (۳۹ مورد) در دو گروه درمانی coldknife (۴۳ بیمار) و لیزر هولمیوم (۲۱ بیمار) قرار گرفتند. میزان نیاز به درمان مجدد در گروه لیزر ۳۹٪ و در گروه چاقوی سرد ۸۰ درصد بود ($p=0,001$) که نشان‌دهنده میزان کارایی بالای این روش است. در هر دو روش ذکر شده میزان عوارض، ناچیز و قابل‌مقایسه با هم بود. در مطالعه Eltahawy برای درمان ۲۴ مورد تنگی گردن مثانه از لیزر هولمیوم به همراه تزریق تریامسینولون داخل ضایعه استفاده شد که در پیگیری ۲ ساله این بیماران، میزان موفقیت ۸۳ درصد (با استفاده از سیستم اسکوپ) بود. همچنین در مطالعه Lagerveld در ۱۰ بیمار مبتلا به تنگی مجرای ادراری به دنبال عمل رادیکال

پروستاتکتومی، میزان موفقیت در پیگیری ۲ ساله (با استفاده از یوروفلومتری) بالای ۹۰ درصد گزارش شد. در مجموع می‌توان گفت که استفاده از لیزر هولمیوم می‌تواند جایگاه ویژه‌ای در درمان تنگی گردن مثانه داشته است.

در مطالعه‌ای که توسط خانم دکتر شریفی اقدس و همکاران ایشان بر روی ۱۴ زن مبتلا به کاهش فشار ادراری صورت گرفت، گردن مثانه با استفاده از برش با لیزر تولیوم باز شد. متوسط زمان عمل در بیماران ۲۴ دقیقه بود. میزان بهبود IPSS در بیماران از ۲۸ به حدود ۱۱ مشاهده شد. عارضه‌ای به دنبال این جراحی شامل بی‌اختیاری یا عود مجدد تنگی در این افراد مشاهده نشد.

✚ کارسینوم پنیس

کارسینوم پنیس یک بیماری نادر با میزان بروز ۱ در صد هزار نفر است. روش سنتی درمان شامل جراحی به صورت آمپوتاسیون با ۲ سانتی‌متر مارژین از ناحیه تومور است. با توجه به اینکه نوع درمان باعث اختلال عملکردی شدید، بدشکلی و کاهش میزان کیفیت زندگی می‌شود؛ درمان‌های نگه‌دارنده بافتی در مراحل اولیه تومور، جایگزین شده‌اند. بر اساس راهنمای انجمن ارولوژی اروپا لیزر CO2 و Nd:YAG یک روش درمانی توصیه‌شده در درمان تومور Ta, Tis, T1G1 گلس پنیس هستند. در مطالعه‌ای که بر روی ۲۲۴ بیمار مبتلا به تومور آلت با مرحله insitu, T1 انجام شده برداشتن کامل تومور با لیزر CO2 می‌تواند ناحیه عاری از تومور در ۹۸,۷٪ از مارژین کناری و ۹۶,۹٪ از مارژین عمقی را به دست آورد. میزان عود ۱۰ ساله ۱۷,۵٪ و میزان آمپوتاسیون ۵,۵ درصد گزارش شد. در پیگیری بعد از درمان با لیزر کارسینوم پنیس به‌ویژه در ناحیه گلس ممکن است تغییراتی در میزان حس این ناحیه ایجاد شود ولی در مجموع، میزان رضایتمندی جنسی در این بیماران مشابه جمعیت عادی است.

✚ پلاک پیرونی

درمان بیماری پیرونی به‌عنوان یک معضل برای پزشکان باقی‌مانده است و درمان استاندارد طلایی برای آن وجود ندارد. در مطالعه دکتر علامه و همکاران، به بررسی اثرات مصرف داخل ضایعه وراپامیل در مقایسه با مصرف داخل ضایعه وراپامیل به‌علاوه یک لیزر با شدت پایین (LIL) پرداخته شد در گروه درمان ترکیبی، ۶ کاهش درد و بهبود انحنای آلت تناسلی تغییرات معنی‌داری را در ۳ ماه نشان داد. اگرچه در مدت زمان طولانی این تأثیرات کاهش می‌یافتند.