الفصل الثامن والعشرون

تطبيقات الليزر في المجال الطبي الحيوي
LASER APPLICATIONS IN BIOMEDICAL FIELD

(٢٨,١) الليزر
The Laser

كلمة "ليزر laser" منحوتة بأخذ الأحرف الأولى من كلمات التعبير التالي بالإنكليزية :

Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

والذي يعني بالعربية "تضخيم الضوء بالانبعاث المستثار للإشعاع". وهو امتداد للميزر إلى المنطقة البصرية من الطيف الكهرومغناطيسي (كلمة "ميزر maser " منحوتة بدورها من الأحرف الأولى لنفس التعبير الإنكليزي أعلاه بعد استبدال كلمة (*Microwave*) بكلمة (*Light*) فيها، وبالتالي يعني : "تضخيم الموجة الميكروية بالانبعاث المستثار للإشعاع"). وبالرغم من أنه مضخم، كما يعني التعبير أعلاه، إلا أن الليزر يُستخدم دائماً كمولد للضوء، ولو أن ضوءه لا يشبه فعلاً خرج مصادر الضوء التقليدية، إذ أن حزمة الليزر تتمتع بترابط coherence زماني وحيِّزي وهي أحادية اللون (طول موجة نقي). حزمة الليزر اتجاهية بشكل كبير وتُظهر كثافة طاقة مرتفعة يمكن تركيزها بشكل بالغ الدقة.

تُستخدم الليزرات في الوقت الحاضر في تطبيقات شتى في المجال الطبي. لقد تم اختبار التقنيات سريرياً في بعض الحالات وهي وطيدة بشكل جيد، وهناك حالات أخرى لا تزال في مرحلة الأبحاث. ويكون الاستخدام الطبي لليزرات مناسباً حيث يكون هناك فعل تبادلي مؤاتٍ بين إشعاع الليزر والنسيج الإنساني، ويعتمد نجاح هذا الفعل التبادلي على :

- طول موجة الإشعاع،
- مقدرة النسيج على امتصاص طول الموجة هذا،
- الاستطاعة الموجهة على منطقة العلاج،
- الطاقة الكلية الساقطة على النسيج والمساحة التي يتم علاجها.

لقد كانت الليزرات ناجحة بشكل خاص في المجالات التالية من العلاج الطبي :

- علاج انفصال الشبكية ،
- التخثير في اعتلال الشبكية السكري (تخثير الآفات في الشبكية) ،
- الجراحة العصبية (علاج النسج في الدماغ والحبل الشوكي) ،
- المعدة والأمعاء (العلاج بالتخثير للقناة الهضمية السفلية) ،
- الجلدية (إزالة العيوب الجلدية بالتشعيع الليزري) ،
- جراحة الأذن والأنف والحنجرة.

إلا أن ما يمكن إدراكه مع ذلك أنه في كل هذه المجالات فإن الأمر لا يعدو أن يكون أحد أمرين :

- إما أن الليزرات قد تم إحلالها محل الطرق التي تم ممارستها حتى الآن ،
- وإما أنها تُستخدم كبدائل فعالة لهذه الطرق.

إن كون الليزر عالي الإشعاعية ووحيد اللون وذا ترابط زماني وحيِّزي يجعل منه مسباراً ضوئياً فريداً من أجل التطبيقات غير الاجتياحية. ويمكن للمعلومات المحتواة في ضوء الليزر (والمنعكسة أو المبعثرة عن طريق هيكليات معينة) أن يتم كشفها وتحليلها لأغراض تشخيصية.

لقد حدث التطبيق الطبي الأكثر انتشاراً لتكنولوجيا الليزر في الطب في اختصاص طب العيون ، وهذا يعود إلى سهولة الوصول إلى العين الإنسانية وشفافيتها وخصائص الامتصاص لنسجها الداخلية. الليزرات موجودة في الاستخدام السريري الروتيني للعديد من الأغراض العلاجية والتشخيصية ، ولقد أصبح تطبيقها معياراً للرعاية في علاج العديد من أمراض العيون. لقد تم الحفاظ على وإعادة البصر للملايين من المرضى من خلال العلاج بالليزر.

وقد قدم Thompson et al (1992). مراجعة عامة للتطبيقات السريرية والبحثية لليزرات في الاختصاصات العينية ، بينما راجع Marcus (1992) استخدام الليزر المبني على العلاج الضوئي- الحركي (الفوتوديناميكي) للسرطان لدى الإنسان. ويوضح الجدول رقم (٢٨,١) الخصائص النموذجية لليزر وتطبيقاته (Cayton, 1983).

(٢٨,١,١) مبدأ عمل الليزر Principle of Operation of Laser

لقد كانت جميع مصادر الإشعاع الضوئي حتى مجيء الليزر بشل أساسي أجساماً ساخنة بطاقة إشعاع تمتد على مدى حزمة عريضة من الترددات. وربما كانت الطاقة الكلية التي يتم إشعاعها من هذه المصادر مرتفعة ، إلا أن الاستطاعة لكل وحدة طول موجة على عكس ذلك منخفضة. وحتى المصادر المخبرية للضوء وحيد اللون كالمصابيح الطيفية كانت غير قادرة على إعطاء أكثر من بضعة ميلي وات لكل أنغستروم. إلى جانب ذلك فإن الذرات والأيونات في جسم ساخن تشعّ بشكل مستقل عن بعضها البعض ويتغير طور الإشعاع المنبعث بشكل عشوائي في المكان والزمان. وبكلمات أخرى فإن الإشعاع المنبعث غير مترابط. إن الضوء من الأجسام الساخنة غير مُقيَّد بأي اتجاه محدَّد ولا يمكن تسديده من دون ضياع معتبر في الشدة.

الجدول رقم (٢٨,١). خصائص الليزرات المطبقة في الطب.

الليزر	طول الموجة (ميكرومتر)	صلب أو غاز	الاستطاعة النموذجية (وات)		نوع الحزمة	مجال التطبيق
			موجة مستمرة	ذروة		
أرغون Argon	٠,٤٩ ٠,٥٢ (مرئي)	غاز	٥	١٠٠	مستمر مولّف منبض	جراحة عصبية، عيون، جراحة عامة، نسائية، جلدية، أبحاث بيولوجية
هيليوم- نيون Helium-Neon	٠,٦٣ ١,١٥ ٣,٣٩ (مرئي)	غاز	٠,١	٢	مستمر	تطبيقات تشخيصية كدراسة الضوء ونفلذية النسج المحتوية على دم، هولوغرافي الليزر، ... الخ
كريبتون Krypton	٠,٣٥ (فوق بنفسجي)	غاز	٥	١٠٠	مستمر	عيون، استخدام تشخيصي عام
ياقوت (روبي) Ruby	٠,٦٩ (مرئي)	صلب	٥	٥٠	منبَّض	عيون، جلدية
ثاني أكسيد الكربون CO_2	١٠,٦ (تحت حمراء)	غاز	٢٠٠	٧٥٠٠٠	مستمر	جراحة عصبية، جراحة عامة، جلدية، نسائية
إنديا غ Nd-YAG	١٠,٦ (تحت حمراء)	صلب	٥٠	١٠٠٠	فصل- وصل مستمر	جراحة عصبية، جلدية، نسائية
إكزيمرات Excimers	(طاقة منبَّضة : ميلي جول)					
فلور الأرغون ArF	١٩٣ (فوق بنفسجي)	غاز	٣٠ (ميلي جول)	٤٠٠ (ميلي جول)	منبَّض	جراحة
فلور الكريبتون KrF	٢٤٩ (فوق بنفسجي)	غاز	٤٥ (ميلي جول)	٥٥٠ (ميلي جول)	منبَّض	
كلور الكسينون XeCl	٣٠٨ (فوق بنفسجي)	غاز	٣٠ (ميلي جول)	٢٠٠ (ميلي جول)	منبَّض	
فلور الكسينون XeF	٣٥٠ (فوق بنفسجي)	غاز	٢٠ (ميلي جول)	٢٧٥ (ميلي جول)	منبَّض	

تبعاً للنظرية الكمية للطاقة فإن لكل ذرة قيمة طاقة خصائصية معروفة. وإذا ما استخدم شكل آخر من الطاقة كالحرارة أو الضوء أو الكهرباء في استثارة الذرة فإن إلكتروناتها يتغير مكانها وتنتقل إلى مستوى مرتفع أوحالة مهيَّجَة. فإذا ما أصبحت الذرة في حالة مهيَّجَة فإنها تحتفظ بهذه الطاقة لفترة $١٠^{-٨}$ ثانية فقط، حيث يتم بعدها إطلاق الطاقة عشوائياً على شكل ضوء منتشر لتعود الإلكترونات إلى حالة الراحة الأساسية الخاصة بها. يُلاحَظ

الإطلاق العشوائي للطاقة في الضوء التقليدي الذي ينتشر في كل الاتجاهات ويتكوَّن من أطوال موجات عديدة تظهر جماعياً كضوء أبيض بالنسبة للعين الإنسانية.

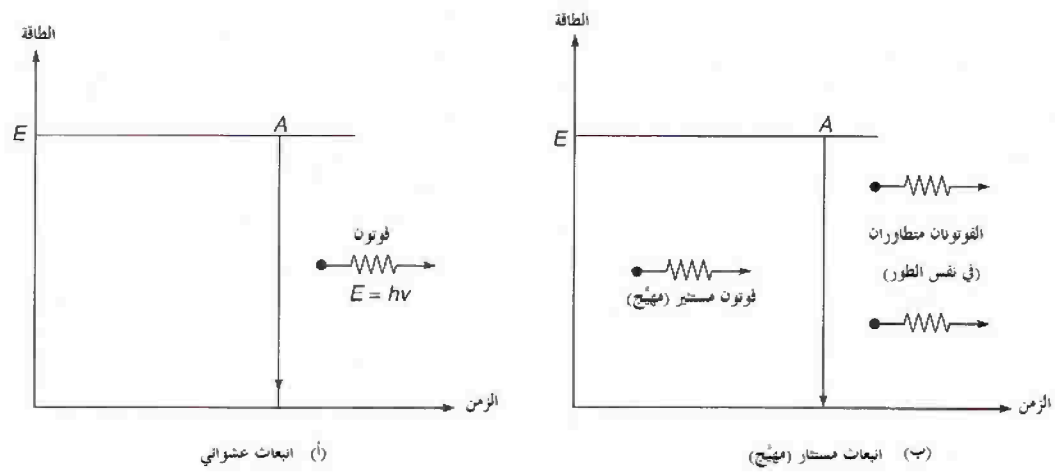
يعتمد عمل الليزر على ظاهرة الانبعاث المستثار. فإذا أخذنا ذرة واحدة A بعين الاعتبار (الشكل رقم ٢٨,١أ) في حالة مستثارة ويمكن أن تعود إلى الحالة العادية أو الأساسية بانبعاث "فوتون" أو كم (كوانتوم) ضوئي تردده ذو علاقة بطاقة التهييج E حسب معادلة معروفة جيداً:

$$E = h\,v$$

حيث h هو ثابت بلانك وv هو تردد الانبعاث.

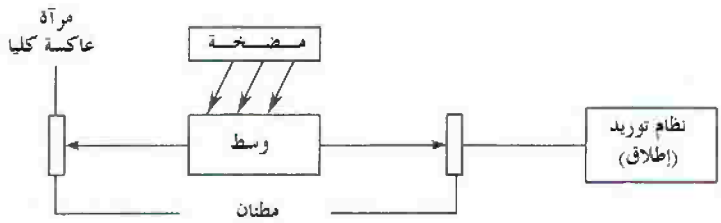
هذا يقابل الظاهرة المعروفة بالانبعاث العشوائي. فإذا بقيت الذرة خلال هذه الفترة مهيَّجة فإنه يمكن استثارتها للانبعاث إذا صُدمت بفوتون خارجي له بدقة تلك الطاقة التي كانت لولا ذلك ستنبعث عشوائياً. وهكذا فإن الفوتون المهيِّج أو الموجة المهيِّجة تُعَزَّز بتلك التي لم تُطلَق من قبل الذرة (الشكل رقم ب٢٨,١). الحقيقة المهمة هي أن الفوتون عند الإطلاق يقع تماماً في "الخطوة" أو "الطور" مع الفوتون الذي استثار إطلاقه. وبذلك فمن الممكن تحقيق ليزر بمواقتة عدد كبير من الذرات المهيَّجة بحيث أنه عندما تعمل مع بعضها فإنها ستولد موجة مترابطة قوية.

وبما أن معظم الذرات يكون في الحالة الأساسية فإن الامتصاص فيها يكون أكثر احتمالاً عموماً من الانبعاث. إلا أنه إذا أمكن الحصول على عكس للنسبة العددية (أي ذرات أكثر في الحالة المهيَّجة) فإن فوتوناً ساقطاً بالتردد الصحيح يمكن أن يقدح انبعاثاً مستثاراً مؤدياً إلى سيل من الفوتونات المترابطة. ويمكن أن تستمر الموجة الساقطة في النمو ما دامت عمليات التبعثر قليلة وكان ممكناً المحافظة على عكس للنسبة العددية.



الشكل رقم (٢٨,١). أنواع الانبعاث: (أ) انبعاث عشوائي، (ب) انبعاث مهيج.

وللتوصل إلى ذلك فإن من الضروري أن يكون هناك وسط فعال (نشط) يُحافظ فيه على الذرات في حالة مهيَّجة ويُستثار بواسطة فوتون خارجي لإصدار (بعث) ضوء في اتجاه معين (الشكل رقم ٢٨,٢). تسمى العملية التي يتم بواسطتها تنشيط الوسط بـ "الضخ". وهذا يستلزم حقن طاقة كهرومغناطيسية في الوسط عند طول موجة مختلفة عن طول الموجة المستثيرة.



الشكل رقم (٢٨,٢). العناصر الأساسية لليزر.

يكون الوسط الفعال عادة محصوراً داخل صندوق مِطنان resonator بجدران ذات عاكسية عالية. تخضع الفوتونات المحرَّرة بواسطة الانبعاث المستثار إلى انعكاسات متعددة ينتج عنها موجة مترابطة ذات شدة متنامية. يتم الحصول على الخرج الليزري إذا كان صندوق المطنان شفافاً بالنسبة لحزمة الليزر المنبعثة. ومن أجل تجميع عدد الفوتونات ذات الطاقة العالية المتراكمة ضمن النظام فإنه يتم استخدام حجرة طنين ثنائية المرايا لعكس حزمة الضوء بحيث أنه يتم تنضيد أشعة الضوء فوق بعضها كحزمة طاقة وحيدة عالية الكثافة. وهذه الطاقة العالية المخزنة ضمن حجرة الطنين يمكن بعد ذلك توجيهها من خلال مرآة عاكسة جزئياً بواسط إعتاق المصراع (تحرير المغلاق) بطريقة متحكَّم بها بشكل دقيق.

يمكن أن تُعزى الخواص الاتجاهية لحزمة الليزر إلى فيزياء عملية الانبعاث المستثارة والتي تقيِّد انبعاث الفوتونات المستثارة في نفس اتجاه الفوتون المهيِّج (المستثير). أما ترابط حزمة الليزر فله علاقة بالعلاقات التبادلية (الترابطات) للحقل الكهرومغناطيسي الذي يشكل حزمة الليزر وبالوضعيات المختلفة في المكان التي تبقى هذه الترابطات ثابتة على مداه. الليزر مقيَّد بأن يكون الانبعاث عند طول موجة محدد من مدى صغير جداً يقع في مركز حزمة الترددات التي نواجهها في الانبعاث العشوائي. تؤدي هذه الترددات بدورها إلى انبعاث عند نفس التردد بحيث أنه يتم الوصول إلى تباعد حزمة ضيق إلى أبعد الحدود. إن حزمة الليزر ذات شدة لأن معدل الانبعاث للطاقة في الليزر أعلى بكثير منه في الجسم الساخن.

هناك ثلاثة اعتبارات أولية تحدد خواص ليزر ما وهي: وسط الربح وآلية الضخ وتصميم المطنان.

هناك ثلاثة أصناف لأوساط الربح : الغازي والسائل والصلب. تبدي الليزرات الغازية مناطق طول موجة ضيقة حيث يكون هناك ربح بصري معتبر. وهذا عائد إلى انتقالاتها الطيفية الحادة. أما الليزرات السائلة فلها مناطق عريضة للربح البصري تقابل تقريباً تألقها fluorescence. بينما يمكن أن يكون لليزرات الحالة الصلبة إما مناطق ربح ضيقة وإما عريضة وذلك حسب طبيعة التألق.

يمكن تصنيف آلية الضخ كبصرية أو إلكترونية. يمكن أن يُستخدم في الضخ البصري ليزر مترابط لتهييج الوسط الليزري إلى حالته المهيَّجة. تُستخدم عموماً مصابح ذات قوس كهربائي أو مصابيح تنغستن في الليزرات المستمرة بينما تُستخدم مصابيح وميضية في الليزرات المنبضة.

يتم في الضخ الإلكتروني إحداث انفراغ discharge في وسط الربح والذي يهيِّج عكس النسبة العددية. تُستخدم الانفراغات العنيفة كالشرارات كما تُستخدم انفراغات ألطف كالانفراغات التوهجية. تحدد آلية الضخ إلى حد كبير ما إذا كان الليزر منبضاً أم مستمراً.

يوفر المطنان الوسيلة للتحكم بالليزر عن طريق ضبط الضياعات التي يعاني منها التجويف cavity. تُضمَن الضياعات المرتفعة للصيغ modes غير المرغوب فيها والضياعات المنخفضة للصيغ المرغوب فيها. وإذا كان هناك في التجويف أدوات انتقائية لطول الموجة مثل المُحَزَّزات gratings والمواشير prisms والإتالونات etalons (مقاييس تداخل لدراسة خطوط الطيف) فإنه من الممكن ضمان ضياعات منخفضة لحزمة ترددات منتقاة. ومن الممكن حتى أن يكون لصيغة واحدة فقط ضياع منخفض. مثل هذه الليزرات وحيدة الصيغة تكون ذات عرض حزمة ضيق جداً وذات قدرة على دقة تمييز (وضوحية) عالية جداً.

يلعب تجويف المطنان دوراً هاماً في عمل الليزر. تميل الفوتونات التي لا تنتشر على طول محور التجويف إلى أن تضيع خارجة بسرعة من جوانب الوسط المسؤول عن الدرجة العالية لمسامتة (توجيه/تحديد) حزمة الليزر. وعلى الرغم من أن الوسط يقوم بتضخيم الموجة فإن التغذية الراجعة البصرية التي يؤمنها التجويف تحول النظام إلى هزاز.

وبالإضافة إلى الصيغ المحورية للاهتزاز التي تقابل الصيغ الواقفة standing المقامة على طول التجويف، فإنه يمكن أيضاً الإبقاء على أمواج مستعرضة. وهذه معروفة كصيغ مستعرضة كهربائية ومغناطيسية (TEM_{ij}) حيث الدالتين السفليتين i و j هما العدد الصحيح للخطوط العقدية المستعرضة في الاتجاهين X و Y عبر الحزمة المنبثقة.

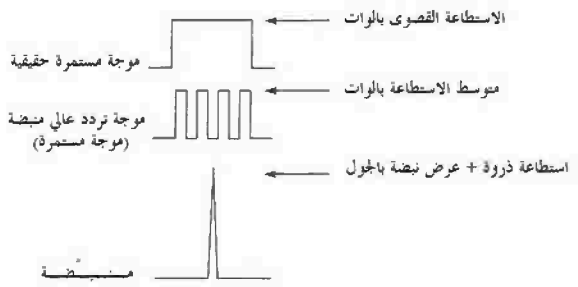
يُعبَّر عن تضاؤل الطاقة ضمن تجويف بواسطة عامل الجودة Q-factor. فإذا ما تم تمزيق التجويف عن طريق إزاحة المرآة فإن نشاط الليزر سيتوقف عموماً. على أنه يمكن عمل ذلك بشكل مقصود لتأخير الاهتزاز ضمن التجويف. تُعرف هذه العملية بتبديل الجودة Q-switching.

(٢٨,١,٢) أنواع الليزرات Types of Lasers

هناك أنواع عديدة من الليزرات في الاستخدام بما فيها ذات الحالة الصلبة والغازية ونصف الناقلة. تُصنَّف هذه الليزرات طبقاً لصيغتي التشغيل الأساسيتين، وتحديداً:

- التشغيل المنبَّض كالذي يتم التوصل إليه بالياقوت والنيوديميوم.
- تشغيل الموجة المستمرة كالذي يتم التوصل إليه بليزرات الهيليوم- نيون والأرغون والكريبتون وثاني أكسيد الكربون.

إن لكل من هذين الصنفين مجالات تطبيق محددة في الحقل الطبي. ويوضح الشكل رقم (٢٨,٣) التعبير الكمي عن الطاقة في ليزرات الموجة المستمرة والليزرات المنبضة.



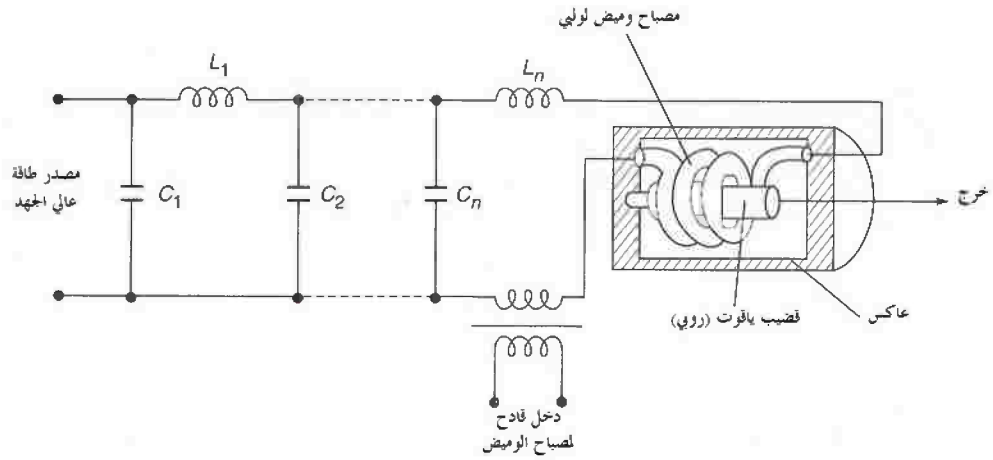
الشكل رقم (٢٨,٣). التعبير الكمي عن طاقة الليزر.

(٢٨,٢) روبي ليزر النبضي
Pulsed Ruby Laser

من الناحية التاريخية فإن أول ليزر تشغيلي قد تم تطويره من قبل T.H.Maiman في عام ١٩٦١م مسخدماً بلورة من الياقوت Ruby كوسط فعال. الياقوت عبارة عن ثلاثي أكسيد الألمنيوم تم فيه إحلال ٠,٠٥٪ من ذرات الألمنيوم بذرات كروم. يتم في نظام ليزر منبض نموذجي توصيل محولة عالية الجهد ٤٠٠٠-١٠٠٠٠ فولت إلى صف من سعات وملفات تحريض مشكّلة للنبضة. توصل من ثم هذه الشبكة إلى مصباح وميض من الكسينون كما هو موضح في الشكل رقم (٢٨,٤) والذي يمكن أن يكون مستقيماً أو لولبياً. يتم ضخ بلورة الياقوت بواسطة المصباح الوميضي هذا والذي له ترتيبات مناسبة لتكثيف وتركيز الضوء على البلورة.

تُستخدم نبضة قدح عالية الجهد من أجل التسبب في تأيين مصباح الوميض. يرفع الضوء الممتص من قبل ذرات الكروم هذه الذرات إلى مستوى عالٍ من من التهيج، و عندما تهبط منه إلى حالة الاستقرار الحرج فإنه يتم استثارتها لتقوم بالبعث وذلك من خلال فوتون تناثري ينبعث عن طريق الاضمحلال العشوائي. تتم مراكمة موجة

ضوئية مترابطة وقوية بمساعدة الطنانات. طول الموجة في هذا الانبعاث هو ٦٩٤٣ أنغستروم أو ٠,٦٩ ميكرو متر والذي يقع في المنطقة الحمراء من الطيف.



الشكل رقم (٢٨,٤). مخطط توضيحي لليزر الياقوت (روبي ليزر) المنبض.

يُشغَّل ليزر الياقوت (روبي ليزر) عادة على شكل دفقات أو نبضات قصيرة لأنه في حالة تشغيل الموجة المستمرة فإنه سيسخن وسينشأ عن ذلك اضطراب في توزيع الذرات على الحالات الكمية (الكوانتومية) المختلفة وضرر مادي في البلورة. إن فترة استمرار النبضة بالغة القصر ومن مرتبة الميكرو ثانية، وهذه النبضة قادرة على إنتاج استطاعة ذروة من عدة مليونات من الوات وكثافات طاقة تتجاوز بسهولة ١٥ كيلو جول لكل سنتيمتر مربع.

حيث تكون الطاقة المرتفعة مطلوبة في العلاج الطبي فإن الروبي ليزر يجد تطبيقاته. وهو مصدر طاقة مثالي لتخثير الشبكية، لأن الضوء المنبعث ذو طول موجة يقع في منطقة الامتصاص الأقصى للضوء من قبل الشبكية والمشيمية (طبقة العين الوعائية). بالإضافة لذلك فإن الروبي ليزر يعطي نبضة عالية الاستطاعة تجعله ملائماً لإنتاج شراطات في فترة زمنية من مرتبة الميلي ثانية.

يُعتبر علاج انفصال الشبكية تطبيقاً ناجحاً لليزر في المجال الطبي. ويمكن لهذه العملية أن تُجرى في دقيقة أو دقيقتين كعملية في العيادات الخارجية. التخدير ليس مطلوباً؛ لأن المريض لا يعاني من أي ألم. يسافر ضوء الليزر عبر القرنية والحدقة والعدسة والجسم البلوري ليضرب المشيمية مسخناً إياها في الحال. وهذه الحرارة التي تُنقَل رجوعاً إلى الشبكية ينتج عنها "لحام" للشبكية مع المشيمية.

يتكوّن المخثر الضوئي النموذجي الذي يستخدم الروبي ليزر من رأس ليزر يُمسَك باليد منسجم مع منظار عين تقليدي ووحدة تغذية بالطاقة. يبعث الليزر ضوءاً عند طول موجة ٠,٦٩ ميكرو متر في دفقات من نبضات

تستمر حوالي ميلي ثانية. ولما كانت كمية الطاقة المطلوبة للوصول إلى التخثير تختلف من مريض إلى آخر، فإن إطلاق الطاقة من الليزر يتم التحكم به وتغييره من صفر إلى ١٠٠ ميلي جول.

(٢٨,٣) إنديا غ ليزر
ND-YAG Laser

إنديا غ هو تعريب الاختصار "Nd-YAG" والذي هو بدوره عبارة عن الأحرف الأولى من العبارة الإنكليزية :
Neodymium doped-Yttrium Aluminium Garnet

والتي يكن ترجمتها إلى العربية كما يلي : "عقيق يتريوم الألمنيوم المُشاب بالنيوديميوم".

الإنديا غ ليزر شديد الشبه بالروبي ليزر في تركيبته. وقد أصبحت هذه هذه الليزرات ذات شعبية كبيرة في السنوات الأخيرة بسبب : (١) طاقة خرجها المرتفعة جداً، و(٢) معدلات تكرارها، و(٣) طول موجة خرجها. العنصر الفعال هو بلورة الإنديا غ التي تُضَخُّ عن طريق مصباحي كريبتون قوسيين. طول الموجة المنبعثة هو ١,٠٦ ميكرو متر.

يمتلك النيوديميوم انتقالاً رباعي المستويات. والانتقال الليزري يُعكَس بسهولة أكثر، فيما يتعلق بمستوى الانتقال الوسيط، من الانتقال ثلاثي المستويات في الياقوت (الروبي). وبذلك فإن التوصل إلى عكس النسب العددية في الإنديا غ أكثر سهولة، لأنه يقاس بالنسبة لحالة مستثارة أخرى غير الحالة الأساسية كما في الليزرات الياقوتية. تتألف ترتيبة الليزر من قضيب إنديا غ موضوع في تجويف إهليلجي.

يُضَخ قضيب الليزر عموماً بواسطة أنبوب انفراغ منبَّض أو مستمر بينما يتم الوصول إلى الضخ عند مستويات منخفضة من خرج طاقة الموجة المستمرة بواسطة مصابيح وميض. الهزاز ذو تبديل جودة Q-switching لكي يتم الحصول على طاقة ذروة مرتفعة جداً قابلة لإعادة الإنتاج يمكن بفعالية مضاعفة ترددها مرتين وثلاثة وأربعة. القيم النموذجية لعروض النبضة تقع في المجال ١٠-٢٠ نانو ثانية ولمعدل التكرار ١٠ هرتز. هذه الخواص مثالية تقريباً من أجل عدد من التطبيقات.

يتكوّن الإنديا غ ليزر النموذجي المتاح تجارياً من مغذي طاقة ورأس ليزر مجهَّز بموجِّه ضوء وقبضة تركيز. يعمل النظام بتغذية كهربائية ثلاثية الطور ذات جهد ٣٨٠ فولت وتيار ٢٠ أمبير. تحتوي وحدة التغذية بالطاقة على المتحكم الثايرستوري من أجل تيار المصباح وعلى دارة تحكم من أجل التبديل الأوتوماتيكي ومراقبة الليزر. ونظراً لمتطلبات الطاقة المرتفعة فإن مثبتات المصابيح وبلورة الياغ تُبرَّدان بنظام تبريد وحيد الدارة محمي بمراقبات جريان وصمامات مغناطيسية.يتطلب التبريد تدفقاً للماء قدره ١٠ لتر في الدقيقة تقريباً عند ضغط ٣,٥ بار. وبهذه المدخلات فإن خرج الطاقة الأعظمي المتاح عند مخرج موجِّه الضوء هو ٧٠ وات تقريباً.

ولكي تُستوفى المتطلبات المتغيرة للتكنولوجيا الطبية الحديثة فإن من الضروري وجود موجِّه ضوء ينقل طاقة الليزر من دون ضياعات كبيرة وفي نفس الوقت يكون مرناً بما يكفي ليسمح بعمل دقيق في مجالات طبية مختلفة

كالتنظير والبولية والجراحة العصبية والأذن أنف حنجرة والنسائية والجلدية والسنية والجراحة العامة. يمكن إحلال الأنظمة الثقيلة ذات الذراع المتمفصل بموجِّهات الضوء المرنة من أجل إيصال حزمة الليزر.

يعتمد تأثير حزمة ليزر الإنديغ على جرعة الإشعاع (حاصل ضرب الاستطاعة بالأمد (فترة الاستمرار)) لكل وحدة سطح. يمكن تغيير استطاعة الليزر وأمده ومساحة التشعيع طبقاً للمتطلبات. تنفذ حزمة ليزر الإنديغ تحت الحمراء بعمق نسبياً داخل النسيج (٢-٣ ميليمتر تقريباً) ويتم امتصاصها هناك. تعتمد الآثار البيولوجية الأساسية الناتجة على جرعة التشعيع وتتضمن نزع الماء (تقلص خلوي) وتخثير البروتين والانحلال الحراري (الذبول الحراري للجزيئات) وتبخر النسيج (شراطة/قطع).

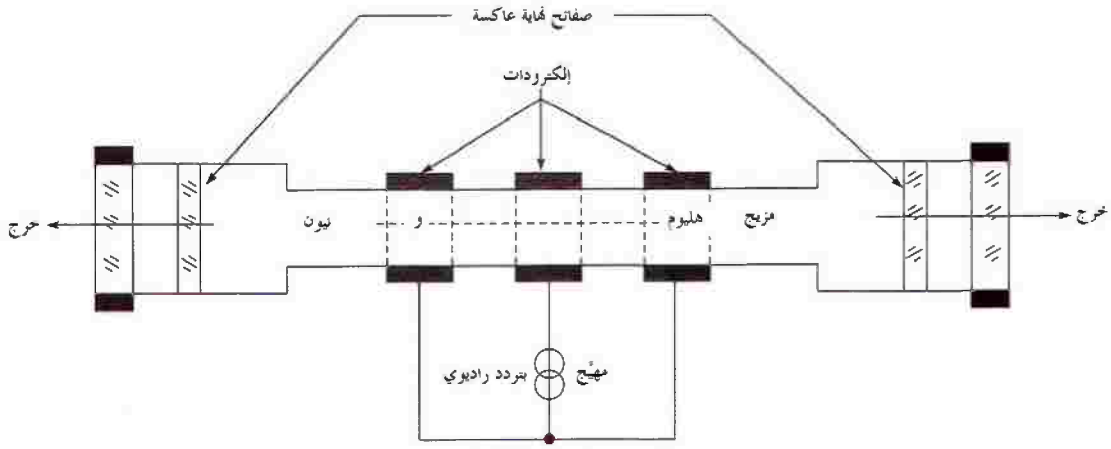
لقد شرح Wyman et al (1992). استخدام الإنديغ ليزر من أجل التخثير الضوئي الخلالي interstitial للقضاء على نسيج ورمي صلب في الدماغ والرأس والرقبة والكبد والثدي والبنكرياس (المعثكلة). وتقريباً يتم توجيه ٢ وات استطاعة ليزرية بطول موجة ١٠٦٤ نانو متر إلى داخل الورم من خلال واحد أو أكثر من الألياف البصرية المزروعة بشكل خلالي. تمتاز هذه الطريقة بالتحطيم الموضعي الدقيق المتحكَّم به لأورام عميقة مع حد أدنى من الاجتياح. ولقد قدم Marcus (1992) مراجعة لاستخدام الإنديغ ليزر للعلاج الفوتوديناميكي للسرطان لدى الإنسان، بينما قدم Thompson et al (1992). شرحاً تفصيلياً للتطبيقات العلاجية والتشخيصية لليزر بشكل عام وللإنديغ بشكل خاص في مجال طب العيون.

(٢٨,٤) هيليوم - نيون ليزر

Helium – Neon Laser

يستخدم هذا الليزر وسطاً فعالاً غازياً تضخ فيه ذرات غاز (النيون) نفسها من خلال اصطدامات مع ذرات مهيَّجة لغاز آخر (الهيليوم). يُحافَظ على أنبوب الانفراغ (الذي يحتوي على عشرة أجزاء من الهيليوم وجزء من النيون) عند ضغط منخفض جداً قيمته ١ ميليمتر زئبق تقريباً (الشكل رقم ٢٨,٥). ومن أجل حزمة ليزر مستمرة يتم التوصل إلى الضخ عن طريق انفراغ كهربائي في الغاز بتهييج بتردد راديوي.

يمكن أن يكون لإلكترونَي الهيليوم دورانات مغزلية إما متوازية أو متوازية عكسياً. في الحالة الأولى يمتلكان مستوى طاقة أكبر بشكل معتبر من المستوى الأساسي. إن عدداً معيناً من هذا النوع من الإلكترونات في حالة الاستقرار الحرج يكون موجوداً في غاز الهيليوم غير المهيَّج. ينشأ عن اصطدامات بين ذرات الهيليوم ذات الاستقرار الحرج وذرات النيون غير المهيَّجة انتقال في الطاقة إلى النيون بحيث إن عدد ذرات النيون في المستوى المهيَّج سوف يزداد. وعندما تعود هذه الذرات إلى حالتها الأساسية فإنها تقوم بذلك عن طريق انتقالات عديدة تقود إلى خرج في المنطقة البصرية.



الشكل رقم (٢٨,٥). مخطط توضيحي للهيليوم – نيون ليزر.

وعلى النقيض من الروبي ليزر فإن الهيليوم- نيون ليزر يستطيع أن يعمل عند أطوال موجات متعددة. وإضافة إلى ذلك فإن عرض خط الإشعاع المنبعث أصغر بكثير منه في الروبي ليزر. كما أنه يستطيع أن يعمل بشكل مستمر، إلا أن خرج الطاقة محدود ببضعة ميلي وات.

يمكن استخدام الهيليوم- نيون ليزر لقياس حدة الرؤية وهو مفيد جداً لأخصائي العيون في تقرير مدى ضرورة إجراء جراحة لإزالة عتامة عدسة عين المريض. استطاعة الليزر المطلوبة لهذا التطبيق هي ١ ميكرو وات لكل سنتيمتر مربع عند الشبكية. هذا التطبيق مبني على قياس التداخل البيني interferometry حيث يُستخدم الترابط الحيّزي لليزر لتشكيل أهداب تداخل interference fringes على الشبكية. وهذه تكون خطوطاً معتمة بتباعدات واتجاهات متغيرة تشكيلها غير حساس إلى حد كبير للصفاء البصري لوسط التداخل. يتم تغيير التباعد بين الأهداب عن طريق ضبط الزاوية بين حزمتي تداخل، ويشير المريض فيما إذا كانت مرئية أم لا، مما يسهِّل التنبؤ بحدة بصر المريض بعد جراحة إزالة العتامة.

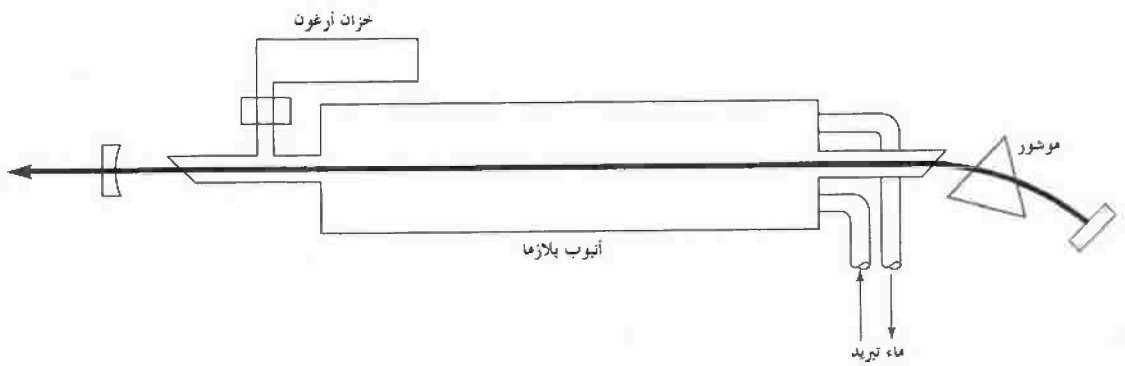
لقد تم تطوير منظار العين الليزري الماسح scanning laser ophthalmoscope من أجل رؤية الشبكية وبُناها (هياكلها) الداعمة بما فيها الأوعية الدموية والحزم العصبية والطبقات التي تحتها. يتم هنا تركيز حزمة ليزرية بقطر ١ ميليمتر عند حدقة العين لتصبح بقعة بقطر ١٠ ميكرومتر على الشبكية. يتم مسح الحزمة على مدى الشبكية، وفي أية لحظة فإن هناك بقعة بقطر ١٠ ميكرومتر فقط مضاءة على الشبكية وهذه اللحظة قد تستمر ١٠٠ نانو ثانية فقط. تتضمن التطبيقات الأخرى لمنظار العين الليزري الماسح استخدامه كجهاز علاجي (مختر ضوئي) ومتتبع عين شبكي retinal eye tracker.

(٢٨,٥) أرغون ليزر

Argon Laser

يوضح الشكل رقم (٢٨,٦) مخططاً صندوقياً لليزر أيون الأرغون. إن قلب هذا النظام هو أنبوب البلازما الذي يمر فيه تيار انفراغي شديد الارتفاع نزولاً إلى برميل الأنبوب عبر غاز الأرغون. يؤيِّن الانفراغ غاز الأرغون ويراكم أيضاً من حالات الأيون المهيَّج ذات العلاقة بالليزرة. يُجبَر تيار كهربائي قوي على السريان عبر غاز الأرغون ضمن الأنبوب الذي لكل نهاية منه مرآة. يهيِّج التيار ذرات الأرغون إلى مستوى طاقة أعلى وبعض هذه الذرات يبدأ بإصدار (ببعث) الضوء بشكل عشوائي (Labuda et al, 1965). وبانعكاس هذا الضوء ذهاباً وإياباً بين المرآتين فإنه يهيِّج ذرات أرغون إضافية لتصدر ضوءاً بإجبارها على مستويات طاقة أقل.

وقد يتم الوصول إلى حالة مستقرة من تضخيم الضوء. المرآة عند إحدى نهايتي أنبوب الليزر مرآة جزئية تسمح لجزء من الضوء بالخروج من تلك النهاية كحزمة ليزر. ولما كانت شدات التيار المطلوبة لتأيين وتهييج غاز خامل كالأرغون مرتفعة جداً فإن ذلك يستلزم استهلاكاً كبيراً للطاقة وترتيبات تبريد ضخمة. إن أرغون ليزر باستطاعة ١٨ وات سيتطلب عادة ٣٨ كيلو وات طاقة كهربائية ومتطلبات تبريد مشابهة. ولذلك فإن الجزء الخارجي من أنبوب البلازما محاط بالماء water-jacketed لتوفير نظام تبريد.



الشكل رقم (٢٨,٦). تمثيل توضيحي لليزر غاز الأرغون.

استُخدمت أنابيب من الكوارتز عند استطاعات ليزر منخفضة (تحت وات واحد)، إلا أنه عند استطاعات أعلى فإن أنبوب الليزر يجب أن يكون قادراً على تحمل درجات حرارة مرتفعة جداً، ولذلك فإن الأنابيب تُصنع من البيريليا (أكسيد البيريليوم) المقطَّع أو تُستخدم حلقات من الغرافيت. تُستخدم نوافذ Brewster windows بصريات خارجية مغلَّفة بعازل كهربائي من أجل الحصول على عاكسية عالية عند أطوال موجات خرج قصيرة.

يستخدم ليزر الأرغون عادة انفراغ تيار مستمر عند تيارات حول ١٠-١٠٠ أمبير لتهييج فعل الليزر ولو أنه استُخدِمت أيضاً انفراغات تردد راديوي ذات ربط تحريضي في بعض الأحيان. يُستخدَم حقل مغناطيسي محوري لجعل انفراغ التيار المستمر مستقراً على محور الأنبوب. ينشأ عن شدات التيار المرتفعة تسخين للتجويف الداخلي لأنبوب البلازما بحيث أن كمية لا بأس بها من إشعاع الجسم الأسود غير المترابط تنبعث من الليزر. ويجب إزالة هذه الخلفية بواسطة مرشحات أو موحدات لون monochromators إذا كانت القياسات تتعلق بمستويات ضوء منخفضة.

تُميَّز ليزرات الأرغون بالخطوط الطيفية العديدة المتباعدة عن بعضها بشكل متساوٍ في التردد بـ (C/2L) حيث C هي سرعة الضوء و L طول التجويف. هذه الخطوط الفردية تقابل الصيغ modes الطولانية المختلفة للتجويف. يمكن الحصول على خرج على مدى مجال أطوال موجة من ٤٥٨ و٥١٥ نانو متر عند مخرجات استطاعة حتى عدة واتات عند كفاءة (مردودية) كلية ٠,٠٥٪ وعند أطوال حول ٢,٢ متر. إن مقياس تداخل طيفي (إتالون) موضوعاً داخل التجويف يمكن أن يُضبط لانتقاء صيغة mode طولانية واحدة محولاً بذلك الليزر إلى ليزر وحيد الصيغة بعرض حزمة ضيق جداً.

إن تآكل المهبط الشديد عند التيارات المرتفعة سيئة رئيسية. فهو يحد من عمر الأنبوب الذي لا بد من استبداله بين الحين والآخر، وهذا الاستبدال يكلف حوالي ربع التكاليف الابتدائية لليزر نفسه.

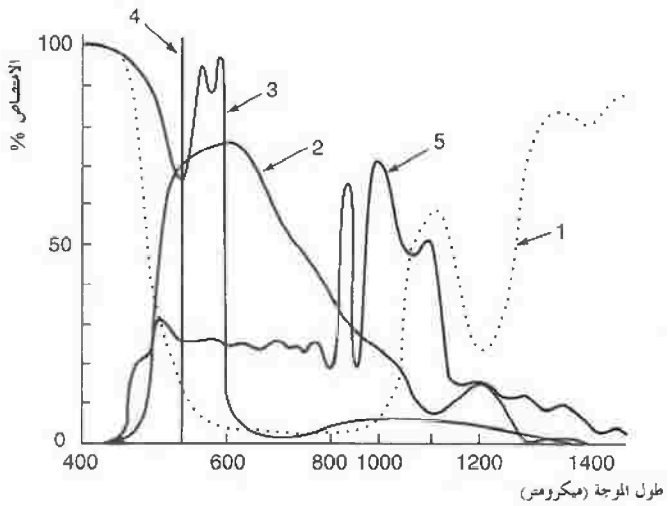
(٢٨,٥,١) المخثر الضوئي بليزر أيون الأرغون Argon-Ion Laser Coagulator

يمتص اللون الأحمر بشدة طول موجة الأرغون. وبما أن النسيج البيولوجي يحتوي على أوعية دموية وخضاب دم (هيموغلوبين) وهما أحمران وباستطاعتهما امتصاص حزمة الأرغون، فإن الطاقة الضوئية للأرغون يمكن أن تُحوَّل إلى طاقة حرارية عند ملامستها لمثل هذه الأوساط media. وهذا ما ينشأ عنه تخثير ضوئي لبروتين الدم ووقف نزيف ميكروي. وهكذا فإن أنسجة طرية متشابهة ومتجاورة يمكن تلحيمها نقطياً وجعلها تلتصق بواسطة حزمة الليزر.

يقع طول موجة الأرغون في مجال اللون الأزرق- الأخضر من طيف الضوء المرئي ويُنقَل بشكل طبيعي عبر السوائل من دون تحوُّل الطاقة الضوئية إلى حرارة. وهو يتداخل interface جيداً مع الألياف البصرية الزجاجية مما يسمح لحزمة الأرغون بالترابط مع نظام ضوء الليف البصري. هذه الخاصية تزيد بشكل كبير من قابلية المناورة بها كمشرط ضوئي يُمسَك باليد أو كأداة تُستخدم في المجهر الجراحي.

يوضح الشكل رقم (٢٨,٧) كيف أن الأرغون ليزر فعال إلى أقصى حد كمنبع للتخثير الضوئي. إن للامتصاص في الوسط العيني (المنحني ١) "نافذة" من الطيف المرئي على جوار ما تحت الأحمر. تُنقَل الطاقة في هذا الجزء من الطيف إلى الشبكية بضياعات قليلة في الوسط. هذه النافذة تقابل الامتصاص الذروي للخلايا الظهارية الصبغية pigment epithelium والمشيمية مجتمعة (المنحني ٢). ولحسن الحظ فإن الامتصاص الأعظمي للهيموغلوبين

يقع أيضاً في نفس الجزء من الطيف (المنحني ٣). إن ضوء الأرغون الأزرق/الأخضر النوعي (الخط ٤) ملائم بشكل مثالي لخصائص الامتصاص في العين. يحدث امتصاص قليل جداً في الأوساط بينما يحدث الامتصاص الأعظمي في الظهارة المخضبة بالدم والمشيمية (غلاف العين المشيمي).



الشكل رقم (٢٨,٧). مبدأ استعمال الأرغون ليزر كمصدر للتخثير الضوئي.

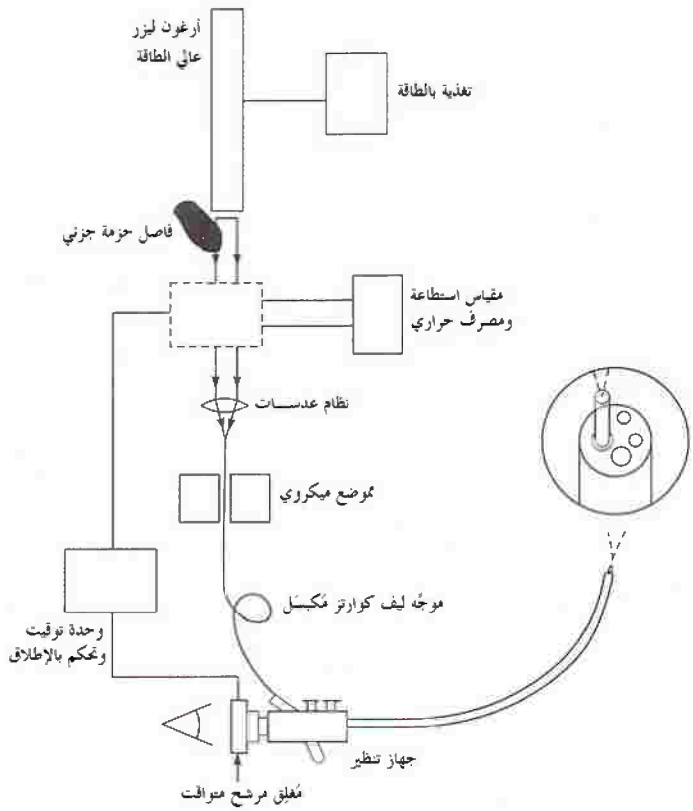
وعلى النقيض من ذلك فإن استمرارية انبعاث غاز الكسينون (المنحني ٥) تغطي كامل النافذة ممتدة إلى جوار ما تحت الأحمر حيث يحدث الامتصاص في الأوساط. ويمكن أن يُلاحظ أن ذروات الانبعاث لا تقابل ذروات الامتصاص في قعر العين. هذه الخصائص تشرح لماذا يمكن الوصول إلى التخثير بالأرغون ليزر باستطاعة تصل حتى واحد من عشرة من الاستطاعة بالكسينون. وبذلك فإن الأرغون يستطيع أن يؤمن تخثيراً قابلاً للمقارنة مع تسخين كلي أقل في كرة العين، وهذا اعتبار مهم عند إجراء أي جراحة للشبكية.

إن التخثير الضوئي بالأرغون ليزر ملائم أكثر للتخثير الضوئي للشبكية حيث أن خرج الروبي ليزر لا يُمتَص بشكل فعال من قبل الأوعية الدموية (L'Esperarance, 1968). يوفر الأرغون ليزر ميزة أن المنطقة المتأثرة تكون أصغر عادة (٠,١٥–١,٥ ميليمتر) مع متطلبات طاقة ليزر أقل تؤدي إلى تضرر أقل للنسج السليمة مقارنة مع مصادر أقواس ضوء الكسينون.

الحد من النزف الهضمي بالتخثير الضوئي باستخدام الأرغون ليزر: لقد تراكمت الخبرة العملية في استخدام الأرغون ليزر في العمليات العينية التي تستلزم تخثيراً ضوئياً. بقياس by scaling متطلبات الاستطاعة من أجل التطبيقات العينية فقد وُجد أن مستوى للاستطاعة حوالي ١٠ وات يعتبر ملائماً للحد من النزف الهضمي. يتم نقل

حزمة الأرغون ليزر عن طريق موجّه موجة من ألياف الكوارتز مُغمَّد داخل جهاز تنظير ذي ألياف بصرية. ومع التقدم في تكنولوجيا الكوارتز فقد أصبح التوصيل الليفي البصري لجرعة ملائمة من إشعاع الضوء المرئي أو قرب تحت الأحمر أمراً عملياً.

يوضح الشكل رقم (٢٨,٨) مخثراً ضوئياً هضمياً يمكن أن يُغمد في قناة خزع لجهاز تنظير تقليدي مرن من أجل الحد غير الاجتياحي من النزف الهضمي. يستخدم النظام أرغون ليزر مبرد بالماء قادر على تأمين أكثر من ١٣ وات من الإشعاع المستمر عند التشغيل بجميع الخطوط الذرية القياسية standard atomic lines. يستفيد النظام من فاصل حزمة لأغراض خاصة لتوفير حزمة تصويب لجهاز التنظير عند مستوى استطاعة تشغيل مضبوط مسبقاً ومتحَكَّم به بشكل جيد. وفي نفس الوقت فإنه يمكن ضبط ومراقبة استطاعة الليزر قبل الإطلاق.



الشكل رقم (٢٨,٨). مخطط صندوقي للمخثر الضوئي الهضمي بالألياف البصرية.

يتم نقل الحزمة ذات الاستطاعة العالية إلى موجّه الموجة المرن المصنوع من الكوارتز عن طريق قدح وشيعة متحكَّم بها إلكترونياً. يمكن ضبط مُغلِق الوشيعة بخطوات قدر الواحدة منها ٠,١ ثانية من صفر إلى ٧٦٠ ثانية.

ويكون ليف الكوارتز مغلَّفاً في غمد مصفح من البولي إيثيلين غير السام بقطر كلي أقل من ٢ ميليمتر. هذا يؤمن حماية فيزيائية ويمكّن من انتقال سهل عبر قناة الخزع لجهاز تنظيري تقليدي. وبوجود ما يقارب من ١٤ وات من إشعاع الليزر فإن حوالي ١٠ وات يمكن إيداعها عن بعد distally. ولقد بينت دراسات رائدة بتجارب على الحيوانات أن النظام يمكن تبنيه وتشغيله بسهولة ضمن عملية بمنظار تقليدي. ولقد لوحظ في الدراسات التجريبية على الحيوانات توقف سريع للنزيف باستخدام هذه التقنية.

وعلى الرغم من أنه قد وُجد أن نظام التخثير الضوئي التنظيري ذو موثوقية وظيفياً في التجارب على الحيوانات إلا أن لذلك حدوداً (Silverstein et al., 1976). المشكلة الرئيسية هي أنه من الصعب الحد من النزف الشديد (أكثر من ٢ سنتيمتر مكعب لكل ميليمتر)، فهذه التقنية تستطيع أن تخثر ضوئياً القُرح النازفة نزفاً منخفضاً إلى معتدل فقط بشكل جيد. ذلك أن الدم الأحمر في الطبقات العليا، ومن خلال امتصاص حزم الأرغون الزرقاء – الخضراء، يحجب ما تحته من الأوعية النازفة مانعاً بذلك الإيقاف الفعال للنزف على مستوى الأوعية. هناك أيضاً مشكلة أخرى، وهي أن الليف البصري يمكن أن يتخرب إذا ما تناثر الدم على نهايته أثناء التشغيل باستطاعة عالية.

ولقد قام Kimura et al (1978). بتصميم قثطار ليفي بصري هجين لتجاوز هذه التقييدات. فقد وجدوا أنه إذا ما تم نفخ تيار نفاث من غاز ثاني أكسيد الكربون على الموضع النازف أثناء انبعاث إشعاع الليزر فإن الطبقة العليا تنزاح جانباً ويصل إشعاع الليزر إلى المستوى الوعائي، وبالتالي يكون أكثر فعالية في التوصل إلى إيقاف النزيف من إشعاع الليزر لوحده. كما أن جريان الغاز يساعد على منع أي تلوث لرأس الخرج إذا ما تم توجيهه حول الليف البصري أثناء عملية التخثير الضوئي. وقد قام فريق العمل بتوضيح بنية القثطار بالتفصيل.

وقد حذر Silverstein et al.(1976) من أنه على الرغم من عمل نظام التخثير الضوئي بالأرغون بشكل ملائم من وجهة النظر التقنية فإن كثيراً من الأسئلة تبقى من دون إجابة. والدراسات ضرورية لتحسين تجميع الاستطاعة وزاوية التباعد وجوار رأس الليف البصري. كما أن من الضروري إشراك آلية لإبطاء النزيف الشرياني النشط لإعطاء الليزر فرصة لتخثير الوعاء الدموي. ويبقى أيضاً تحديد أي نوع من النزف وأي حجم للأوعية مناسب للعلاج بالليزر.

ليزر CO_2 (٢٨,٦)

CO_2 Laser

يوفر ليزر ثاني أكسيد الكربون وسيلة لجراحة من دون دم. فهو يتسبب بطبقة رقيقة من النسيج المتخثر حرارياً مباشرة حول الموضع المعالج بينما تبقى الخلايا فيما وراء هذا الموضع غير متأثرة أو مضطربة، وتبدأ عملية التعافي في الحال. ينشأ عن تخثر الأوعية الأصغر من ٠,٥ ميليمتر جراحة جافة الحقل من دون دم تقريباً. إن الوذمة التي تحدث بعد العملية في الجراحة الكهربائية (بالنفاذ الحراري diathermy) وفي الجراحة بالتبريد البليغ cryosurgery هي في حدها

الأدنى في الجراحة بالليزر. وكنتيجة لذلك فإن التعافي أسرع مع حد أدنى من انتفاخ النسج والتندُّب، مع ألم أقل وعدم راحة أقل ما بعد العملية.

يحطم الليزر النسج بتبخير الخلايا. فالنسج التي تحتوي على ٨٠-٩٠٪ ماء تنفجر؛ نتيجة تشكل البخار داخل الخلايا عند تعرضها لطاقة الليزر. تتطاير المكونات الخلوية الأكبر نتيجة التبخر السريع وقد تسخن لدرجة التوهج في مهب الريح. لا تبدي المنطقة التي يتم تحطيمها بالليزر أية قرينة أو دليل على احتراق النسيج. وبما أن التبخر يحدث عند الضغط الجوي، فإن درجات الحرارة داخل الخلية لا تتجاوز أبداً ١٠٠ درجة مئوية[1]. إن هذه الدرجة المنخفضة نسبياً للحرارة مقرونة مع ناقلية الأنسجة الضعيفة للحرارة تعني أن التضرر للمنطقة الملامسة للنسيج المتحطم هو في حده الأدنى. إن للأثر التخثيري لحزمة الليزر، والذي يقود إلى انهيار النسيج وبالتالي انغلاق وسد الأوعية المفتوحة أثناء الجراحة، أهمية سريرية.

لقد استُخدم ليزر ثاني أكسيد الكربون بشكل واسع من أجل التطبيقات الجراحية. إن الخاصية الأساسية التي تجعله مناسباً لهذا التطبيق هي أنه ليزر مرتفع الاستطاعة وذو تشغيل مستمر، وأن طول موجته يقع في المجال تحت الأحمر عند ١٠,٥ ميكرومتر وهو طول موجة يتم امتصاصه بالكامل تقريباً من غالبية الأنسجة البيولوجية.

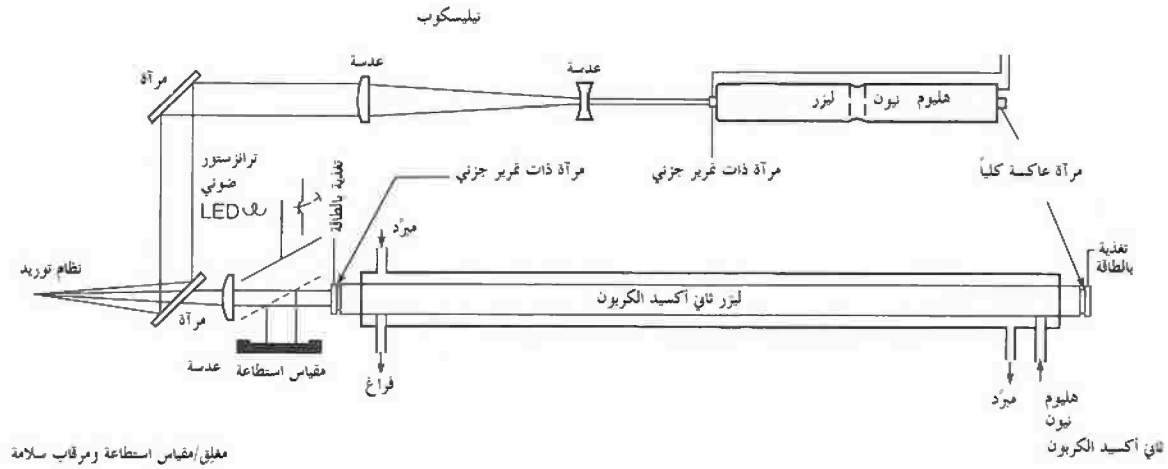
إن هذه الدرجة العالية من الامتصاص بالاشتراك مع الاستطاعة العالية والصيغة المستمرة للتشغيل وحقيقة أن حزمة الليزر يمكن أن تُرَكَّز على بقعة صغيرة جداً، كل ذلك يسمح بتطبيق الإشعاع على النسيج بجرعات كافية لتتسبب باحتراق وتبخر سريعين لحجم محدد جداً من نسيج. إن الأثر الحراري الخالص لهذا الإشعاع يتغلب على الصعوبة الرئيسية التي تتم مواجهتها في الجراحة بليزرات أخرى عالية الاستطاعة منبَّضة أو ذات تبديل جودة Q-switched مثل الروبي ليزر والنيوديميوم ليزر، حيث وُجد أن الآثار التمزيقية للإشعاع بهذه الليزرات على النسج ليست موضعية not localized.

إن ليزر ثاني أكسيد الكربون عبارة عن مزيج من ثاني أكسيد الكربون والنتروجين والهيليوم (Polanyi et al, 1970). مع ثاني أكسيد الكربون كغاز فعال باعث للطاقة. يتمتع ليزر ثاني أكسيد الكربون بفعالية (بمردود) تحويل عالية من مرتبة ١٥٪ بالمقارنة مع الروبي ليزر الذي تبلغ فعاليته حوالي ١-٢٪. وهو يعمل بنظام تبريد بسيط بماء صنبور كما أنه غير مكلف نسبياً. ويمكن عكس أو تركيز الحزمة بواسط مرايا وعدسات ملائمة موجهة بذلك نفسها للمرور خلال المناور manipulator الجراحي. إن التشغيل العادي لليزر متعدد الصيغ. إلا أنه يمكن مع ذلك، وبإدخال حجاب حلقي إلى داخل المطنان، الحصول على خرج وحيد الصيغة وخفض البقعة المحرقة إلى حوالي ٠,٥ ميليمتر. يمكن استخدام مجهر عمليات بالمشاركة مع ليزر ثاني أكسيد الكربون وذلك كمساعدة من أجل الرؤية الواضحة للنسج تحت العلاج.

---

(١) للمترجم رأي آخر بهذا الخصوص (سواء في الجراحة بالليزر أو في الجراحة الكهربائية) يفترض وجود ضغط يزيد عن الضغط الجوي (قياساً على الجراحة التقليدية) وبالتالي درجة حرارة تزيد عن المئة مئوية.

يوضح الشكل رقم (٢٨,٩) مخططاً صندوقياً لجهاز ليزر ثاني أكسيد الكربون الموضحة صورته في الشكل رقم (٢٨,١٠) (نظام ٤٥٠ ، شركة Coherent). يحتوي رأس الليزر على ليزر ثاني أكسيد الكربون الذي يعطي حزمة تحت حمراء غير مرئية (١٠,٦ ميكرون) تُستخدم للجراحة. هناك استطاعة قابلة للضبط بشكل مستمر حتى ٢٥ وات متاحة. يؤمن هيليوم- نيون ليزر صغير حزمة حمراء مرئية ٠,٨ ميلي وات و٦٣٢٨ أنغستروم من أجل التصويب. توفر هذه الحزمة رؤية دقيقة لمنطقة العمل من أجل إزالة دقيقة بالليزر للنسيج المَرَضي.



الشكل رقم (٢٨,٩). مخطط صندوقي لليزر ثاني أكسيد الكربون مع هيليوم – نيون ليزر لغرض تصويب الحزمة.

الشكل رقم (٢٨,١٠). نظام ليزر ثاني أكسيد الكربون (بموافقة شركة Coherent).

إن التطبيقات الأكثر شيوعاً لليزر ثاني أكسيد الكربون هي في الجراحة الدقيقة الميكروية حيث تُرَكَّز حزمة الليزر لتكون متوافقة محرقياً parfocal مع المجهر الجراحي. يمكن تركيز الحزمة المترابطة أحادية اللون بدقة على منطقة بقطر ١ ميليمتر تقريباً ويتم التحكم بها من خلال المجهر أو المنظار المكبر المتصل بالنظام البصري. ويقوم متحكم مناورة ميكروي دقيق micromanipulator بتوجيه ضور الليزر إلى منطقة العلاج. وفي الجراحة العامة يمكن أن يتم توجيه الليزر من خلال قبضة جراحية تسمح بمعالجة فعالة للمناطق الكبيرة أو الممكن الوصول إليها بسهولة. أما بالنسبة للمناطق الصعبة أو التي من المستحيل الوصول إليها بالطرق التقليدية فإنه يتم استخدام الليزر بالاشتراك مع منظار داخلي. لقد أصبح الليزر الأداة الجراحية المفضلة في كثير من أمراض الأنف والتجويف الفموي والمسار الأنفي البلعومي والرغامي القصبي.

يُستخدم الليزر حالياً بشكل متزايد كعلاج أولي في سرطانات منتقاة للحنجرة والرغامى والتجويف الفموي. لقد شرح Andrews and Moss (1974) التقنيات المستخدمة في الجراحة الليزرية للحنجرة، وأشارا إلى أنه، وبدقة هذه الجراحة، فإن غياب النزف ومحدودية عمق ومساحة منطقة التحطيم والتقليل من ردة فعل النسيج والمحافظة على النسيج السليم قد رفعت كلها من جودة إجراءات ما بعد العملية.

وقد استغل Strong et al (1973). ليزر ثاني أكسيد الكربون المستمر الموجة في إدارة علاج مرضى بآفات في القناة العلوية الهوائية- الهضمية. راجع Strong et al (1975). التقدم في استخدام ليزر ثاني أكسيد الكربون في أمراض الأذن والحنجرة. وكان استخدام ليزر ثاني أكسيد الكربون في الأمراض النسائية ذا جاذبية بشكل خاص. فقبل الجراحة بالليزر كان طبيب الأمراض النسائية مجبراً على التضحية بمساحات كبيرة من النسيج السليم كي يزيل كمية صغيرة من نسيج مرضي.

أما بالجراحة بالليزر فإن من الممكن إزالة مساحات صغيرة من نسيج حتى في المناطق التشريحية الأكثر عدم قابلية للوصول إليها. يقترح Jordan (1977) أن العلاج بليزر ثاني أكسيد الكربون سوف يسمح لغالبية المرضى الذين يعانون من مرض ماقبل ورمي في عنق الرحم والمهبل بأن يُعالَجوا على أساس مرضى عيادات خارجية. وقد استخدم Baggish and Dorsey (1981) ليزر ثاني أكسيد الكربون لعلاج سرطان في موضعه في الفرج. وقد ثبت أن العلاج بالليزر دقيق وينتج عنه تعافٍ سريع من دون تشكل ندبة. وقد أفاد Stafi et al (1977) عن نسبة شفاء تزيد عن ٩٠٪ في علاج أورام عنق الرحم والمهبل.

استخدم Goodale et al (1970) ليزر ثاني أكسيد الكربون عن طريق منظار صلب مفتوح للتقليل من النزف من تآكلات هضمية تجريبية في الكلاب. كما استُخدم ليزر ثاني أكسيد الكربون أيضاً في جراحة الدماغ مع نتائج جيدة (Polanyi et al., 1970). واستخدم Mockwitz et al (1975) ليزر ثاني أكسيد الكربون في قطع الشرايين والعظام. يوفر استخدام الليزرات الإمكانية لقطع العظام من دون تخريب كبير أو تغير مكان غير مرغوب بهما ولكنهما لا يمكن تجنبهما في تقنيات الجراحة التقليدية.

إن للجراحة بالليزر حدوداً معينة. فمثلاً يجب أن تكون منطقة العملية جافة ؛ لأن وجود دم أو سائل دماغي- شوكي أو لعاب أو ما شابه قد يجعل ربما من المستحيل القيام بتحطيم النسيج حتى تتم إزالتها. كما يجب أن تكون الآفة المستهدفة مرئية بشكل واضح في كل الأوقات. وفي حالة الضرورة، فإنه يمكن رؤية الآفة في مرآة من فولاذ لا يصدأ (ستانلس) ومعالجتها بالليزر، إلا أنه يجب المحافظة على المرآة خالية من الدخان والبخار.

(٢٨,٧) إكزيمر ليزر
Excimer Lasers

تعمل ليزرات الإكزيمر بشكل أساسي في المنطقة الطيفية فوق البنفسجية. وهي تستخدم مزيجاً من غازات نادرة مثل الأرغون أو الكريبتون أو الكسينون مع جزيئات أملاح هالوجينية كالكلورين والفلورين. إن الجزيئات مثل فلوريد الأرغون وفلوريد الكريبتون وكلور الكسينون تكون مترابطة بشدة في الحالات المهيَّجة فقط.

وتتميز الحالة الأساسية لهذه الجزيئات، والتي تسمى إكزيمرات، بطاقات انفصال صغيرة. ونتيجة الضخ الكهربائي ينشأ في هذه الليزرات مواد وأيونات تتحد لتشكل جزيئات إكزيمر. ونظراً لكون الحالة الأساسية لهذه الجزيئات فارغة من ناحية المبدأ بسبب الانفصال السريع، فإن عكس النسبة العددية بين حالة الإكزيمر والحالة الأساسية يتم الحصول عليه بسهولة. تحدث الانتقالات بين هاتين الحالتين في المنطقة فوق البنفسجية، ولذلك ينبعث عن ليزرات الإكزيمر أطوال موجة أقصر من ٣٥٠ نانو متر. إن ليزرات الإكزايمر الأكثر شيوعاً هي: فلوريد الأرغون ١٩٣ نانو متر وفلوريد الكريبتون ٢٤٨ نانو متر وكلوريد الكسينون ٣٠٨ نانو متر وفلوريد الكسينون ٣٥١ نانو متر.

إن غالبية الإكزيمرات منبَّضة، إلا أن التردد يمكن أن يكون مرتفعاً بما فيه الكفاية في بعض الحالات بحيث يمكن أن تعتبر الموجة مستمرة. العمر المشع لمستوى الإكزيمر قصير للغاية ومن مرتبة ١٠ نانو ثانية، وبالتالي فإن هذه الليزرات تنتج عادة نبضات قصيرة من الطاقة بفترات استمرار من ١٠ إلى ٥٠ نانو ثانية وبمعدلات تكرار ٢٠٠٠ نبضة في الثانية. تتراوح مستويات الطاقة في ليزرات الإكزيمر من بضعة ميلي جول إلى آلاف من الجول في الصيغة المنبضة. ويمكن الحصول من ليزرات الإكزيمر التجارية على متوسط استطاعة تصل حتى ٢٠٠ وات. وهي فعالة نسبياً بمردود ١-٥٪ وتعطي طاقة مفيدة في المنطقة فوق البنفسجية.

إن الميزة الرئيسية للإكزيمر ليزر هي حزمته فوق البنفسجية القوية التي تستطيع تبخير النسيج من دون انتقال حرارة تقريباً إلى النسيج المحيط. إن التطبيقين الأكثر أهمية لليزرات الإكزيمر في الطب هما تحسين الرؤية عن طريق الكشط ablation المتحكَّم به للقرنية بإكزيمر ليزر فلوريد الأرغون ١٩٣ نانو متر وإزالة الطبقات المتصلبة من الشرايين بإكزيمر ليزر كلور الكسينون ٣٠٨ نانو متر. وقد درس Kochevar (1992) الآثار البيولوجية لإشعاع الإكزيمر ليزر عند طولي الموجة هذين.

إن جراحة الشرايين لفتح التضيقات الشريانية التصلبية في الشرايين الطرفية والشرايين التاجية (الإكليلية) هي أحد المجالات ذات الاهتمام السريري الكبير. في البداية استُخدمت ليزرات ذات موجة مستمرة كالأرغون والإنديا غ لفتح هذه التضيقات. إلا أنه، وبسبب الأذى الحراري، فقد كان هناك نسبة عالية غير مقبولة طبياً من عودة التضيق. تسبب إكزيمرات مصممة بشكل خاص أذى حرارياً في حده الأدنى (Haller and Wholey, 1992). إلا أنه لم يتضح مع ذلك أن أنظمة الليزر الحديثة تقدم أية ميزات واضحة لمعالجة أية مجموعة من المرضى تعاني من أمراض شريانية انسدادية.

(٢٨,٨) الليزرات نصف الناقلة

Semiconductor Lasers

إن الليزرات نصف الناقلة أجهزة إصدار (انبعاث) ضوء ليزري فعالة جداً وصغيرة إلى حد كبير. وهي مركبة من عدة أنظمة مواد نصف ناقلة أجدرها ذكراً:

- نظام زرنيخ الغاليوم / زرنيخ غاليوم الألمنيوم.
- نظام فوسفيد الإنديوم / فوسفيد زرنيخ غاليوم الألمنيوم.

لقد تم تصنيع أول جهاز ليزر نصف ناقل من رقائق زرنيخ الغاليوم. وقد تم تنمية زرنيخ الغاليوم بحيث يتم تشكيل وصلة p-n أو ديود. يتم ضخ الديودات الليزرية المحتوية على وسط (مادة نصف ناقلة) كهربائياً للحصول على مطنان resonator. وبدلاً من استخدام المرايا فإن المصنّعين يستخدمون الفروقات في قرائن الانكسار بين طبقات نصف الناقل لتشكيل مطنان.

عانت الأجهزة الأولى من نقص في الترابط عائد إلى عرض الحزمة الطيفي العريض وانخفاض طاقة الخرج. لقد تم التغلب على هذه العوائق، والتقنيات المستخدمة حالياً لإنتاج الليزرات نصف الناقلة تماثل التكنولوجيا المستخدمة لتصنيع الأجهزة الإلكترونية، ويمكن إنتاجها بالجملة بموثوقية قابلة للمقارنة كمكونات إلكترونية قياسية. ومع هذا الرابط link في تكنولوجيا المعالجة فإن الأجهزة الإلكترونية يمكن مكاملتها مع الليزرات نصف الناقلة على نفس شكل الموجة. إن غالبية الليزرات نصف الناقلة المتاحة بشكل شائع مصنوعة من مادة زرنيخ غاليوم الألمنيوم. ويمكن تغيير طول موجة الانبعاث من ٧٠٠ إلى ٩٠٠ نانو متر بتغيير تركيبة الغاليوم / الألمنيوم. يمكن للديودات الليزرية أن توضَّب إفرادياً أو، من أجل استطاعة أكبر، في مصفوفات. غالبية الليزرات الديودية ذات موجة مستمرة، غير أن هناك ليزرات ديودية منبَّضة وذلك حسب التطبيق.

لقد استخدمت الديودات الليزرية في التطبيقات العلاجية وتُستعمل كمضخات لليزرات الحالة الصلبة (الترانزستورية). ويمكن استخدامها مع أفضلية كمخثرات ضوئية (Balles et al., 1990). وهي تقدم حجماً صغيراً وكلفة قليلة إلى حد كبير وصيانة خفيفة. لقد استُخدمت الليزرات الديودية المصنوعة من زرنيخ غاليوم الألمنيوم عند طول موجة ٨٠٥ نانو متر واستطاعة خرج ١-٣ وات من أجل علاج الأمراض الوعائية الشبكية.

وأُفيد عن نماذج أولية قليلة من الديودات الليزرية الزرقاء، إلا أنه سيمضي بعض الوقت قبل أن تكون متاحة للتطبيقات الطبية. تتضمن السيئات التقنية لليزر الديودي محدودية خرج الاستطاعة وزاوية مخروط حزمة أكثر تباعداً من ليزرات الأرغون والكريبتون. ومن المحتمل أن تصبح الليزرات الديودية وليزرات الحالة الصلبة ذات الضخ الديودي باستطاعة خرج متعددة الواتات وعند أطوال موجة مرغوب فيها لتطبيقات سريرية مختلفة متاحة لتحل محل ليزرات الأرغون والكريبتون والليزرات الصباغية dye الثقيلة والأكثر كلفة من أجل تطبيقات عينية.

(٢٨,٩) السلامة في الليزر

Lasers Safety

يشكل القدح (الإشعال) مشكلة جدية في استخدام الليزرات للتطبيقات الجراحية. ويجب اتخاذ احتياطات خاصة لتجنب غازات التخدير القابلة للاشتعال أو الانفجار. ويجب أن يتم التعامل مع الأكسجين بممارسة حذر معقول في استخدام الليزر. يمكن لأخطار الليزر أن تتضمن الحرائق للمتدليات غير المحمية والأنابيب الرغامية وحيث تزيد البيئات الغنية بالأكسجين من احتمالية الحريق.

تتضمن ممارسات السلامة في الليزر ارتداء نظارات واقية مصنوعة من أجل طول الموجة الذي يتم استخدامه. ويجب توسيم هذه النظارات فيما يتعلق بطول الموجة وشدة الضوء. هناك احتمال بأن ترتطم حزمة الليزر بسطح معدن مسطح وأن تنعكس بالصدفة كحزمة مركزة. ولذلك ينبغي على كادر غرفة العمليات ارتداء نظارات ليحموا عيونهم. ولنفس السبب ينبغي أن تتم حماية عيني المريض بنظارات واقية أو مناشف رطبة على العينين.

يجب أن يكون في المرفق الصحي لجنة مسؤولة عن سلامة الليزر من أجل ضمان اتباع جميع ممارسات السلامة ذات العلاقة بالليزر ولمراقبة وتطبيق إجراءات الحد من أخطار الليزر. هناك مواصفات قياسية لسلامة الليزر تم عملها مثل ANSI-Z136.1 وهي المواصفة القياسية الوطنية الأمريكية من أجل الاستخدام الآمن لليزرات وANSI-Z136.3 من أجل الاستخدام الآمن لليزرات في مرافق الرعاية الصحية. وينبغي لأي مرفق لديه ليزر من أي نوع أن يتبع استخدام هاتين المواصفتين القياسيتين سوية.