



Royaume du Maroc المملكة المغربية

كلية الطب والصيدلة
FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

Année 2020

Thèse N° 126/20

MISE AU POINT SUR LES LASERS EN UROLOGIE

THESE

PRESENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 07/10/2020

PAR

Mme.HALOUI Abir

Née le 26 Août 1994 à Fès

POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MÉDECINE

MOTS-CLÉS :

Laser – Holmium – Greenlight – Nd:YAG – Hypertrophie bénigne de la prostate
Lithiase urinaire

JURY

M. FARIH MOULAY HASSAN..... Professeur d'Urologie	PRÉSIDENT ET RAPPORTEUR
M. EL AMMARI JALAL EDDINE..... Professeur d'Urologie	} JUGES
M. TAZI MOHAMMED FADL..... Professeur d'Urologie	
M. MELLAS SOUFIANE..... Professeur d'Anatomie	
M.AHSAINI MUSTAPHA..... Professeur Assistant d'Urologie	MEMBRE ASSOCIÉ

PLAN

I. INTRODUCTION.....	8
II. Le laser : Rappel des principes fondamentaux.....	9
A. Historique	9
B. Fonctionnement du laser	11
1. Rappels de physique.....	11
a. La lumière laser.....	11
b. Rappel de physique quantique	13
c. Principe du laser.....	14
C. Interactions entre le laser et le tissu vivant et précautions d’usage en pratique courante	16
1. Effets des lasers sur les tissus vivants	17
2. Les risques liés au laser.....	22
3. Mesures de sécurité.....	26
III. Indications des lasers en urologie	30
A. Hypertrophie bénigne de la prostate	31
1. Rappels	31
2. Traitement	36
3. Laser Holmium:YAG.....	40
4. La photo vaporisation sélective (GreenLight: KTP, LBO).....	56
5. Laser au Thulium.....	64
6. Laser à diode.....	68
7. Laser Nd-YAG.....	69
8. Synthèse.....	70
B. La lithiase urinaire	73
1. Rappels	73

2. Traitement	79
3. Laser Ho:YAG	81
C. Autres	95
1. Carcinome urothélial des voies excrétrices supérieures	95
2. Cancer de la vessie	96
3. Sténose urétrale	98
4. Adénocarcinome de la prostate.....	99
IV. CONCLUSION.....	100
V. RESUME.....	102
VI. BIBLIOGRAPHIE.....	107

ABREVIATIONS

AFU	: Association Française d'urologie
ASP	: Abdomen sans préparation
AVH	: Adénomectomie prostatique par voie haute
CELAP	: Ablation de la prostate endoscopique combinée au laser
CO2	: Dioxyde de carbone
CN	: Colique néphrétique
CW	: Onde continue
DNRO	: Distance nominale de risque oculaire
DiLEP	: Enucléation de la prostate par laser à diode
E	: Energie
EAU	: Association européenne d'urologie
Er:YAG	: laser Yttrium Aluminium Garnet dopé à l'Erbium
ECBU	: Etude cytobactériologique des urines
EHL	: Lithotritie hydro-électrique
EMP	: Exposition maximal permise
HBP	: Hyperplasie bénigne de la prostate
Ho:YAG	: Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet
HoLEP	: Enucléation de la prostate par laser Holmium
HoLAP	: Ablation de la prostate par laser holmium
HoLRP	: Résection de la prostate au laser Holmium
Hz	: Hertz
HPD	: Hématoporphyrine
ICP	: Incision cervicoprostatique
ILC	: Coagulation interstitielle par laser
IPSS	: Score international symptomatique de la prostate
KTP	: Titanyl phosphate de potassium
LEC	: Lithotripsie extra-corporelle
LBO	: Triborate de lithium

Laser : Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

LEA : Limite d'émission accessible

MASER : Amplification des micro-ondes par émission stimulée de rayonnement

Nd:YAG : Yttrium aluminium dopé au néodyme grenat

NLPC : Néphrolithotomie percutanée

PSA : Antigène prostatique spécifique

PW : Onde pulsée

PVP : Photo-vaporisation de la prostate

Qmax : Débit urinaire maximal

RAU : Rétention aiguë d'urine

RPM : Résidu post-mictionnel

RTUP : Résection transurétrale de la prostate

RTUP-B : Résection transurétrale de la prostate bipolaire

RTUP-M : Résection transurétrale de la prostate monopolaire

RTUV : Résection transurétrale de la vessie

SBAU : Symptômes du bas appareil urinaire

TR : Toucher rectal

Thu:YAG : Thulium:Yttrium-Aluminum-Garnet

ThuVAP : Résection de la prostate par vaporisation au thulium

ThuVEP : Thulium VapoEnucleation de la prostate

TmLRP-TT : Résection de la prostate au laser thulium

URS : Urétroscope

URS-S : urétroscope souple

UV : Ultraviolet

VLAP : Ablation laser visuelle de la prostate

W : Watt

5-ARI : Inhibiteurs de la 5-alpha réductase

LISTES DES FIGURES.

Figure 1 : Modèle de Bohr d'un atome à trois couches d'électrons (h étant la constante de Planck, f la fréquence de l'onde et E l'énergie du photon libérée).

Figure 2: Principe de fonctionnement du laser

Figure 3 : Spectre d'absorption de la mélanine, de l'hémoglobine et de l'eau pour des longueurs d'onde laser spécifiques [6].

Figure 4 : Effets néfastes des lasers sur les structures oculaires en fonction de leur longueur d'onde [7]

Figure 5 : Panneau avec logo international du laser

Figure 6 : Le laser en urologie [10]

Figure 7 : Hypertrophie bénigne de la prostate

Figure 8 : Score IPSS (International Prostate Symptom Score)

Figure 9 : Technique du toucher rectal [12]

Figure 10 : Algorithme des étapes à suivre pour le diagnostic lors de l'examen d'un patient typique présentant des symptômes du bas appareil urinaire causés par l'hyperplasie bénigne de la prostate (SBAU causés par l'HBP) au CHU Hassan II de Fès.

Figure 11 : Générateur du laser Holmium

Figure 12 : Laser HOLEP

Figure 13 : Le résectoscope Karl Storz utilisé pour la HoLEP [14]

Figure 14 : Etapes du déroulement de l'énucléation laser [25]

Figure 15 : Poignée du morcellateur et néphroscope [26]

Figure 16 : Générateur du morcellateur [26]

Figure 17 : Générateur laser Holmium 100 watts [26]

Figure 18 : (A) Énucléation. (B) Morcellement

Figure 19 : Principes de l'énucléation prostatique en 3 lobes de [28]

Figure 20 : Laser Greenlight

Figure 21 : Endoscope avec porte fibre laser utilisé pour la photovaporisation

Figure 22 : Échographie endorectale : aspect de la loge prostatique en coupe transversale après photovaporisation[32]

Figure 23 : Technique d'énucléation bloc au laser Greenlight (GreenLEP) [33]

Figure 24 : Générateur du laser au thulium

Figure 25 : Illustration de la technique chirurgicale d'énucléation de la prostate au laser thulium (ThuLEP) [34]

Figure 26 : Générateur laser Nd-YAG

Figure 27 : Algorithme thérapeutique des symptômes incommodants du bas appareil urinaire (SBAU) réfractaires aux traitements conservateurs ou médicamenteux, ou en cas d'indication absolue d'intervention chirurgicale [16]

Figure 28 : Lithiases urinaires

Figure 29 : ASP retrouvant des calculs urinaires (flèche jaune : urétéral, flèches rouges : rénaux)

Figure 30 : Dilatation des cavités pyélocalicielles à l'échographie [37]

Figure 31 : Les 8 profils de paramétrage d'un faisceau laser[45]

Figure 32 : Vue radiologique d'une urétéroscopie souple rénale[40]

Figure 33 : Possibilités de disposition au bloc opératoire pour une urétéroscopie souple-laser holmium [47]

Figure 34 : Principe de la néphrolithotomie per-cutanée[40]

Figure 35 : matériel de néphrolithotomie mini-percutanée (mini NLPC)[46]

Figure 36 : Matériel de ponction et de dilatation .(Service d'urologie, CHU HASSAN II-FES)

Figure 37 : Extraction des fragments du calcul à la pince (bipode)

Figure 38 : Cavités pyélocalicielles libres de fragments lithiasiques (stone free) en fin de l'intervention

Figure 39 : A : cliché radiographique avant NLPC, B : cliché après NLPC, C : reconstruction 3D avant NLPC , D : reconstruction 3 D après NLPC

Figure 40 : Stades du cancer de la vessie

LISTES DES TABLEAUX

Tableau 1 : Les causes de brûlures au laser [8]

Tableau 2 : Les complication aiguës et chroniques de l'HBP[11]

Tableau 3 : Caractéristiques, modes d'action et effets principaux des différents appareils LASER disponibles et utilisés en France [15]

I. Introduction

Le mot LASER est l'acronyme de « Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation », c'est-à-dire « Amplification de Lumière par Emission Stimulée de Rayonnement ».

Le premier laser au monde a été développé par Theodore Maiman en 1960. Au cours des six dernières décennies, cette technologie a évolué en une entité hautement spécialisée, notamment dans le domaine de l'urologie. Aujourd'hui, ces lasers sont le plus souvent utilisés dans la prise en charge chirurgicale des hyperplasies bénignes de la prostate et de la lithiase urinaire. Les autres utilisations comprennent l'ablation de diverses tumeurs urologiques, l'incision des rétrécissements du haut et du bas appareil.

Au cours des cinq dernières décennies, de nombreuses applications possibles des lasers en urologie ont été étudiées. Cette période "d'essais et d'erreurs" des années 1980 a été une étape cruciale dans le processus de l'évolution de cette technologie. Toutes les utilisations imaginables ont été explorées, avec des degrés variables de succès et d'applicabilité. Au final, la sécurité et l'efficacité sont restées, et sont constamment améliorées.

Certaines des procédures par laser initialement introduites ont dû être modifiées ou supprimées en raison de nombreuses complications postopératoires, de la nécessité d'un entretien prolongé des cathéters et d'effets thérapeutiques imprévisibles, cependant, cette technologie est en pleine évolution. Grâce aux progrès des équipements, la meilleure compréhension des besoins des urologues ainsi que l'expérience croissante des opérateurs en matière de traitements au laser, les lasers chirurgicaux sont une bonne alternative aux procédures chirurgicales traditionnelles, particulièrement chez les patients avec des comorbidités.

Le laser présente de nombreux avantages par rapport aux méthodes chirurgicales traditionnelles. Premièrement, il y a une plus grande précision et exactitude. De plus, le laser est moins invasif, l'énergie laser permet de sceller les vaisseaux sanguins à chaud et, par conséquent, il y a moins de saignements, d'œdèmes, de douleur et de cicatrices. Par ailleurs, la durée de l'intervention au laser et de l'hospitalisation peuvent être plus courtes, ce qui permet de le réaliser en ambulatoire. Il est à noter que des précautions de sécurité strictes doivent être prises dans la salle d'opération lorsque des lasers sont utilisés.

II. Le laser : Rappel des principes fondamentaux

A. Historique

L'utilisation des lasers en médecine date de plus de 50 ans. Des technologies nouvelles, sûres, efficaces et capables de répondre à la demande croissante, sont sans cesse sélectionnées, les technologies obsolètes et dangereuses sont condamnées à l'histoire. Cependant, chaque étape franchie est une étape essentielle vers l'apogée de l'application du laser en urologie.

C'est Albert Einstein qui, en 1917, a proposé pour la première fois la théorie de "l'émission stimulée" : le processus par lequel des photons (un "paquet d'énergie lumineuse"), avec la quantité d'énergie correcte, peuvent perturber un atome excité et le faire passer à un niveau d'énergie inférieur, ce qui entraîne la création d'un autre photon identique. Le photon d'origine qui interagit avec l'atome, ainsi que le photon libéré par la suite, seront déchargés simultanément et auront une longueur d'onde et une direction de propagation identiques[1]. Ce sont ces bases théoriques qui donneront naissance au concept de L.A.S.E.R.

En effet, la théorie de la physique quantique voit le jour grâce à ses pères ; Niels Bohr, Erwin Schrödinger, Paul Dirac et Louis de Broglie. S'opposant à la loi de la continuité, la physique quantique établit des bases grâce auxquelles en 1950 Alfred Kastler fera une découverte décisive : le pompage optique ou l'inversion de population qui rend possible la conception du laser.

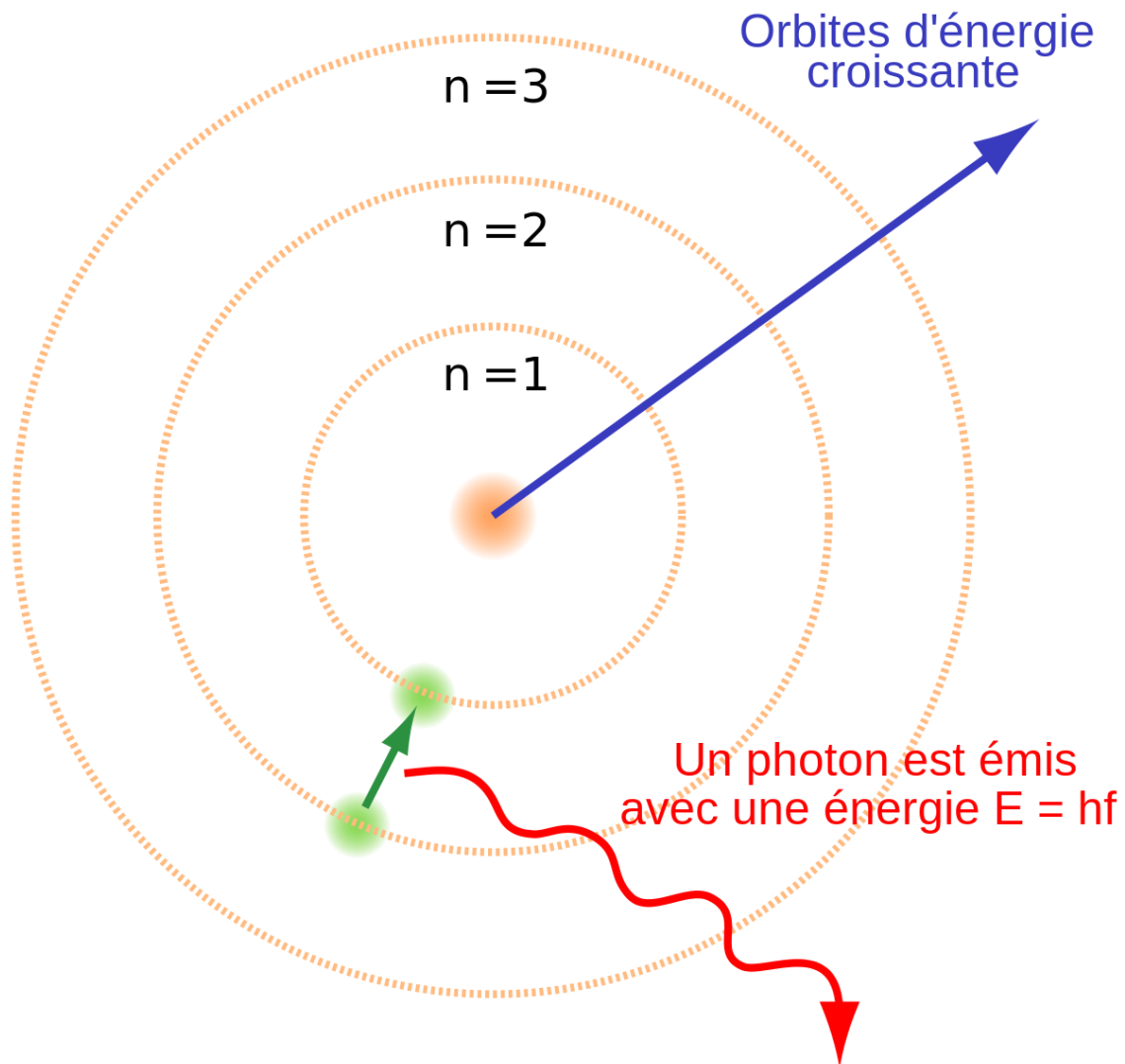


Figure 1 : Modèle de Bohr d'un atome à trois couches d'électrons (h étant la constante de Planck, f la fréquence de l'onde et E l'énergie du photon libérée).

Le développement du MASER (amplification des micro-ondes par émission stimulée de rayonnement) a constitué le premier pas de géant. Les micro-ondes sont des ondes électromagnétiques d'assez grande longueur d'onde (1 mm à 1 m).

En 1954, Gordon et ses collègues ont testé le premier MASER où une émission stimulée à des longueurs d'onde de 12,5 mm a été réalisée dans un oscillateur[2].

Le passage du MASER au LASER (amplification de la lumière par émission stimulée de rayonnement) a pris 3 ans. L'idée était d'étendre le principe de l'émission stimulée des micro-ondes à des longueurs d'onde beaucoup plus courtes, y compris les gammes optiques ou spectre visible qui varie entre 390 et 750 nm. Pour cela, il a fallu construire un oscillateur optique qui pouvait générer de la lumière en l'amplifiant par émission stimulée.

Theodore Maiman a été le premier à réussir et en 1960, aux Etats Unis, il a construit le premier LASER utilisant le rubis comme milieu actif[3].

B. Fonctionnement du laser

1. Rappels de physique

a. La lumière laser

La lumière utilisée dans les lasers est une lumière monochromatique, c'est-à-dire qu'elle n'est composée que d'une seule longueur d'onde (λ en m) ou fréquence (f en Hz). C'est cette même longueur d'onde qui caractérise chaque laser.

Les propriétés de la lumière laser sont :

- La propagation : dans un milieu homogène, la lumière se propage en ligne droite. Cela s'applique également dans le cas de la lumière laser.
- Monochromatique : la lumière laser émet une seule longueur d'onde qui est spécifique de son milieu actif[4].

- La divergence : A la différence du soleil qui lui émet dans toute les directions, la divergence de la lumière du laser est très faible, elle est d'environ 3mrd ; cela signifie qu'à un mètre de la source le rayon n'aura augmenté que de 0.3mm[4].
- La cohérence spatiale : Si à chaque instant, la lumière possède une phase constante tout au long de son front d'onde on dit qu'elle est spatialement cohérente. Cette cohérence est permise par la spécificité de l'émission du laser, à savoir l'émission stimulée provoquée dans un milieu actif chargé et au sein d'une cavité résonnante[4].
- La cohérence temporelle : Si la phase, à un instant donné le long d'un front d'onde en mouvement, est identique à celle que possède l'onde après avoir traversé une distance L en un temps t, alors le champ est considéré comme cohérent temporellement. Alors que pour une source classique la cohérence est d'environ 1mm pendant lequel les photons peuvent être en phase, dans le cas du laser la cohérence peut atteindre des centaines de centimètres voire un kilomètre[4].

C'est l'ensemble de ces propriétés qui permettent au laser de produire des énergies extrêmement importantes focalisées à des surfaces extrêmement réduites (plusieurs gigawatts pendant quelques nanosecondes).

Les énergies engendrées par le laser se mesurent le plus souvent par ces unités :

- L'énergie : elle caractérise le travail produit par un système et qui va produire soit de la chaleur, soit de la lumière soit un mouvement. Elle s'exprime en Joules.
- La puissance : Elle est mesurée en Watt (W), un Watt est la puissance d'un système énergétique dans lequel est transférée uniformément une énergie de 1 joule pendant 1 seconde ($W=J.s^{-1}$).

- La fluence : c'est la puissance reçue par une surface en 1 seconde ($W.s.m^{-2}$) ou encore l'énergie reçue par une surface (J/cm^2).
- b. Rappel de physique quantique
 - Couche énergétique : les électrons qui gravitent autour du noyau d'un atome peuvent occuper des orbites différentes de positions bien déterminées. Le passage d'un électron d'une orbite à une autre par éloignement du noyau correspond à une augmentation de l'énergie interne de l'atome.
 - Etat fondamental : Etat quantique où l'énergie est à son niveau le plus bas.
 - Etat excité : Tout état à énergie supérieure à celle de l'état fondamental, est un état « excité ». Le passage de l'énergie fondamentale à l'état excité se traduit par l'absorption d'une énergie extérieure à l'atome. Cette énergie d'excitation peut être cinétique (choc de particules, d'atomes, de molécules) ou électromagnétique. Dans ce dernier cas le rayon arrivant sur l'atome sera partiellement ou totalement absorbé[5].
 - Milieu actif : C'est un milieu qui possède une structure appropriée de niveaux d'énergie capable d'être facilement excités et possédant la capacité de stocker l'énergie reçue de l'extérieur[5]. C'est le milieu actif d'un laser qui détermine la longueur d'onde (et donc la couleur) et la fréquence de la lumière qu'il émet. La longueur d'onde et la fréquence sont inversement proportionnelles l'une à l'autre.

b-1. Emission spontanée

L'émission spontanée représente l'émission d'un photon d'énergie suite à la désexcitation d'un électron d'une couche périphérique (E_2) d'un atome excité pour retourner vers un état stable. Cette libération d'énergie est provoquée par le passage de l'électron vers une couche énergétique (E_1) plus proche du noyau. Cette

perte d'énergie obéit à la relation : $\Delta E = hf$, où ΔE représente l'énergie perdue par l'atome, f la fréquence du rayonnement émis et h la constante de Planck ($h=6,62.10^{-34}$ J.s). L'émission spontanée est incohérente : Chaque atome émettant indépendamment des autres, à un instant quelconque, et pendant une durée très brève, il n'y a pas de relation de phase, de direction, de polarisation entre toutes ces émissions, et le rayonnement est omnidirectionnel. Seule la fréquence est fixée[5].

b-2. Emission stimulée

Lors de l'émission stimulée, un premier photon, à la rencontre d'un électron excité, provoquera sa désexcitation et le forcera à émettre un second photon. La lumière laser est dite cohérente parce que ces deux photons sont de même fréquence et de même phase. La fréquence du rayonnement est toujours donnée par la relation $\Delta E = hf$. Mais cette émission n'est plus spontanée. Elle est provoquée par l'arrivée d'un photon, de même énergie que celle susceptible d'être libérée par l'atome qui repasse à un niveau inférieur. Cette émission stimulée possède des propriétés remarquables : les rayonnements inducteurs et induits ont la même phase, la même direction et la même polarisation. Il n'y a donc aucune discrimination physique possible entre le photon inducteur et le photon induit et cela donne l'impression qu'il y a une véritable « Amplification de lumière par émission stimulée de rayonnement ». Voilà donc l'explication du terme "L.A.S.E.R."[5].

c. Principe du laser

La conception d'un laser est essentiellement celle d'un milieu laser (un milieu actif) placé dans un résonateur optique (une cavité résonnante) constituée de deux miroirs parallèles, l'un est totalement réfléchissant (100%), l'autre est semi-transparent (90% de réflexion) de façon à permettre la sortie du rayonnement

généralisé. Ce rayonnement dans son trajet formé de multiples réflexions entre les miroirs s'amplifie par émission stimulée à chaque passage dans le milieu actif. Au niveau du miroir semi transparent, une certaine fraction du champ traverse le miroir pour constituer le faisceau laser alors que la fraction réfléchie effectue un trajet inverse le long de l'axe, de ce cela résulte une augmentation de l'intensité dans la cavité. Cette réaction en chaîne produit la libération de l'énergie stockée dans le niveau supérieur de la transition de manière extrêmement rapide, convertissant cette énergie en une onde électromagnétique d'intensité très élevée. L'énergie d'excitation est nécessaire pour ce processus d'amplification et peut être dérivée d'un courant électrique. Une fois le pompage effectué, un faisceau de lumière monochromatique de longueur d'onde(λ) appropriée (ex : 694nm dans le cas du rubis) arrive dans le milieu actif qui va amplifier le rayonnement laser par émission stimulée[4].

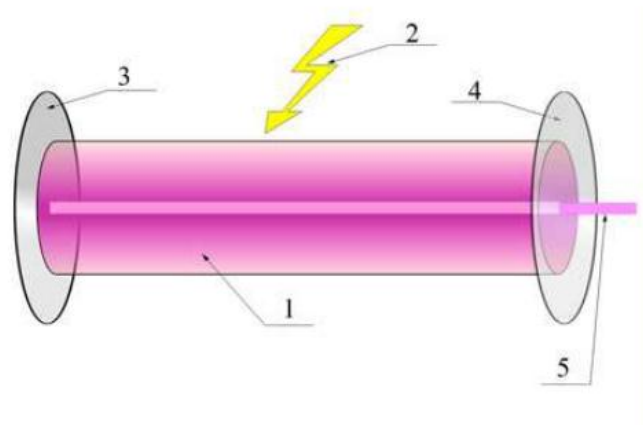


Figure 2: Principe de fonctionnement du laser :

1 - milieu excitable

4 - miroir semi-réfléchissant

2 - énergie de pompage

5 - faisceau laser

3 - miroir totalement réfléchissant

Les premiers lasers utilisaient un gaz comme milieu actif : azote (N), dioxyde de carbone (CO₂), hélium (He) et néon (Ne). Des liquides à moyen terme ont suivi : les "lasers à colorant", car le milieu actif est un colorant organique. Les lasers à colorant ont l'avantage d'être capable de générer une lumière amplifiée avec une gamme plus large de longueurs d'onde. Certaines sont même réglables. L'un des premiers lasers à solide (1964) utilisant Nd:YAG (yttrium aluminium dopé au néodyme grenat) en tant que milieu est encore populaire aujourd'hui.

c-1. Modes d'émission des lasers

Le mode de décharge du laser possède une importance pratique particulière en urologie, on y retrouve le mode à onde pulsée (PW) par rapport au mode à onde continue (CW). En mode continu, la sortie du laser est continue et d'amplitude constante. L'effet clinique est une interaction plus contrôlée avec le tissu. En revanche, l'opération à ondes pulsées produit de puissants éclats d'énergie laser, ce qui est utile pour la fragmentation d'un calcul.

C. Interactions entre le laser et le tissu vivant et précautions d'usage en pratique courante

Primum non nocere, lorsque l'on utilise un laser dans sa pratique courante, il faut savoir quel effet est désiré et sur quel type de tissu il va être utilisé afin d'éviter au maximum des dommages secondaire à une utilisation non consciente de son matériel.

Une compréhension basique de l'interaction entre le tissu et le faisceau lumineux du laser est nécessaire pour apprécier pleinement des phénomènes importants tels que la profondeur de la pénétration, les effets thermiques et la réflexion. Ces termes techniques ont une signification clinique majeure. Lorsque la lumière du laser rencontre les tissus, un pourcentage du faisceau laser sera réfléchi. Le rayon laser réfléchi est perdue et ne participe pas à l'objectif chirurgical, mais il

peut également causer des dommages thermiques imprévus au niveau des zones environnantes. L'absorption est l'interaction la plus importante de la lumière laser avec les tissus. Un chromophore est nécessaire pour que l'absorption ait lieu : les chromophores corporels accessibles à lumière laser sont le sang, l'eau et la mélanine. La lumière laser absorbée est convertie en chaleur et en fonction de la quantité de chaleur, l'effet clinique sera la coagulation ou la vaporisation des tissus. La profondeur d'absorption dépend de la longueur d'onde du laser[1].

1. Effets des lasers sur les tissus vivants

a. La biostimulation

La biostimulation est la capacité du rayon laser à agir sur le tissu vivant sans l'altérer, en effet la lumière laser a la propriété de modifier l'activité enzymatique des cellules, voire d'induire des proliférations cellulaires[4].

b. L'effet thermique

C'est le principal effet du rayonnement laser utilisé en thérapeutique. Il résulte de l'absorption par les tissus de l'énergie transportée par le faisceau laser et de sa dégradation locale en chaleur. Ainsi la quantité surfacique d'énergie ou fluence (J/cm^2) définit l'échauffement des tissus en fonction de cette densité surfacique d'énergie.

Suivant son importance on peut observer une coagulation, une carbonisation ou une volatilisation des tissus. Par ailleurs le spectre d'absorption des différents tissus en fonction de la longueur d'onde révèle des variations notables du pourcentage d'énergie absorbée. Sur le plan clinique on s'intéressera à la notion de volume interactif dans lequel se produit la dégradation énergétique en chaleur puisqu'il faut tenir compte à la fois de la densité surfacique d'énergie, mais aussi de la profondeur tissulaire atteinte par le rayonnement. L'analyse de l'interaction rayonnement/tissu permet de conclure que lorsque l'on veut volatiliser un tissu

dans le but d'effectuer une coupe franche ou la destruction d'une tumeur par exemple il faut que le volume interactif soit le plus faible possible, pour obtenir une élévation thermique rapide ainsi qu'un faisceau focalisé donnant un impact de surface le plus réduit possible et un rayonnement peu pénétrant[4].

En fonction du degré d'échauffement, les tissus irradiés peuvent être coagulés, carbonisés ou vaporisés[5].

Les différents effets thermiques tissulaires sont :

- La température de 42°C, constitue la température critique au-delà de laquelle les effets de l'hyperthermie apparaissent[5].
- Entre 42°C et 54°C, l'hyperthermie n'entraîne aucune modification irréversible[5].
- Entre 58°C et 99°C, on observe une **coagulation** des protéines associées à une **rétraction** des fibres de collagène (à partir de 80°C)[5].
- A partir de 100°C c'est la **vaporisation ablativ**e ; elle se caractérise par l'**évaporation** de l'eau tissulaire et la **carbonisation** des chaînes protéiques. Cette réaction est exothermique et s'ajoute à l'énergie apportée par le faisceau laser[5].

Le volume interactif dans lequel se produit la dégradation thermique est fonction de la profondeur de pénétration du rayonnement et de la profondeur de la dénaturation. Les dommages thermiques tissulaires doivent être envisagés comme une double lésion entraînant d'une part, un dommage primaire dû soit à la destruction par la brûlure (tissus mous) soit à la fusion (tissus durs), et d'autre part un dommage secondaire dû à la dénaturation des protéines et enzymes du tissu sous-jacent, consécutif à la conduction de chaleur en profondeur, dans le tissu qui se nécrose pour des températures supérieures à 58°C[5].

c. L'effet photochimique

Dans certains cas, l'absorption énergétique globale peut être beaucoup plus sélective n'intéressant alors qu'un seul constituant cellulaire. On sait que certains constituants cellulaires absorbent électivement une ou plusieurs longueurs d'ondes du spectre électromagnétique. Par conséquent si on irradie ces constituants à l'aide d'un faisceau laser de longueur d'onde correspondant au(x) pic(s) d'absorption(s), ils absorberont de façon singulière la plus grande partie de l'énergie qui les atteindra. Ainsi peut être obtenue une dénaturation voire une destruction in vivo d'un constituant cellulaire donné, sans pour autant que cela n'entraîne une apoptose cellulaire. Sur le plan pratique deux grandes applications sont en cours d'étude. Premièrement, la photo-activation ou la photo-inhibition des couples enzymes-substrats, qui sont à la base de toute physiologie cellulaire. Ils permettraient d'intervenir électivement sur un métabolisme particulier. D'autres parts l'effet photochimique a une application qui pourrait se révéler très prometteuse en cancérologie par l'utilisation de produits photo-sensibilisant. Utilisés sous formes d'injections, les dérivés de l'hématoporphyrine (HPD) créent un gradient cellulaire par fixation préférentielle à certains composants lipidiques de la membrane cellulaire, qui dans le cas de cellules saines seront éliminées en 24h à 48h tandis que les cellules cancéreuses les présenteront toujours à leur surface après 48 heures. Si on les irradie avec une lumière rouge de 635nm alors on décompose l'HPD in situ générant ainsi un composé cytotoxique qui va détruire la cellule cancéreuse. Cette technique présente deux inconvénients majeurs ; la photosensibilisation du patient, et la faible pénétration tissulaire du rayonnement[4].

d. L'effet électromagnétique

L'un des autres effets du rayonnement laser sur les tissus biologiques réside dans le champ électrique qui accompagne le réseau. En effet d'après Einstein, dans la théorie électromagnétique de la lumière, on décompose le faisceau en un photon lumineux et une onde électromagnétique sinusoïdale ; formée d'un champ électrique et d'un champ magnétique. D'après la propriété de cohérence spatiale de la lumière laser, tous les photons d'un faisceau laser sont en phases, il y a donc sommation de la valeur des champs électrique et magnétique de chaque photon en chaque point du faisceau[5].

Par conséquent, le champ électrique lié au faisceau peut atteindre des valeurs de l'ordre de 10^7 à 10^{12} V.m⁻¹. De plus, les champs électriques qui règnent entre électrons et noyaux des atomes sont de l'ordre de 10^8 à 10^{12} V.m⁻¹. On conçoit alors que des tirs lasers puissent détruire toute organisation moléculaire, et entraîner à la fois des ionisations, des ruptures de liaisons et des radicaux libres. Ils peuvent également interagir avec les constantes physiques des milieux traversés, tel la conductivité et la constante diélectrique des tissus ou encore la polarisation membranaire des cellules, entraînant des désordres dans les échanges ioniques transmembranaires. Cet effet électromagnétique est celui utilisé dans les lasers à impulsions ultracourtes (nano ou picosecondes) : le champ électrique crée un point de focalisation qui atteint une valeur telle qu'un véritable micro plasma est créé au milieu duquel la température et surtout la pression sont extrêmement importantes. L'expansion de ce plasma dans le milieu va créer une onde de choc très puissante capable de dilacérer mécaniquement les tissus[5].

e. L'effet mécanique ou photo ablatif

Les protéines, les amides et les peptides absorbent de façon intense les UV "B" et "C". Donc l'effet d'un laser à UV avec une énergie de l'ordre de 10^8 W/cm²

sera la photo dissociation des chaînes polymérisées constituant la matière organique avec répulsion de type électronique des fragments. Il s'en suit une section tissulaire athermique de 3 à 5 μm , sans zones de nécrose ou de coagulation adjacentes. On a abouti donc à un effet de coupe très fin qui sera utilisé en microchirurgie, il s'avère que la cicatrisation est excellente grâce à ce mode de coupe. C'est l'effet des lasers Ho:YAG utilisé pour la lithotritie[4].

Actuellement, les types de lasers les plus couramment utilisés en urologie sont :

- Nd:YAG ;
- Ho:YAG (holmium:YAG) ;
- Thu:YAG (thulium:YAG) ;
- CO₂ (dioxyde de carbone) ;
- KTP (Titanyl phosphate de potassium) ;
- LBO (triborate de lithium) ;
- Laser à diode.

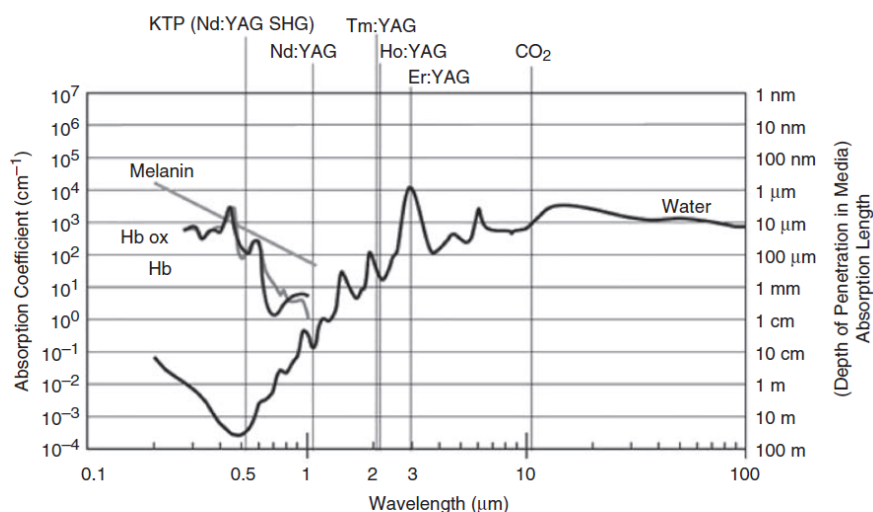


Figure 3 : Spectre d'absorption de la mélanine, de l'hémoglobine et de l'eau pour des longueurs d'onde laser spécifiques [6].

2. Les risques liés au laser

a. Risques oculaires

Un passage accidentel ou intentionnel du rayon laser sur l'œil, peut entraîner des dommages au niveau de la cornée, la conjonctive, l'iris, le cristallin ou la rétine. Ces dommages peuvent aller d'une simple brûlure conjonctivale à des troubles de la vision et jusqu'à une perte définitive de la vision. Les rayons dont la longueur d'onde est comprise entre 400 et 1400 nm sont ceux qui ont les effets les plus néfastes car ils abîment directement la rétine. De plus, la cornée et le cristallin, avec leurs propriétés convergentes multiplient la puissance du rayon lumineux par un facteur de 5. Les lasers puissants tels les lasers CO2 entraînent surtout des brûlures et des opacifications cornéennes[7].

On notera que les lasers dans le proche infrarouge sont les plus dangereux pour l'œil car ils ne sont pas vus par l'œil lorsqu'ils y parviennent. Ils ne provoquent pas de réflexe de clignement de la paupière (réflexe palpébral) ni de rétrécissement de l'iris comme les autres lumières violentes des lasers visibles. Les lésions sont donc plus graves. Les lasers Nd:YAG représentent d'ailleurs l'une des classes les plus impliquées dans les accidents humains[8].

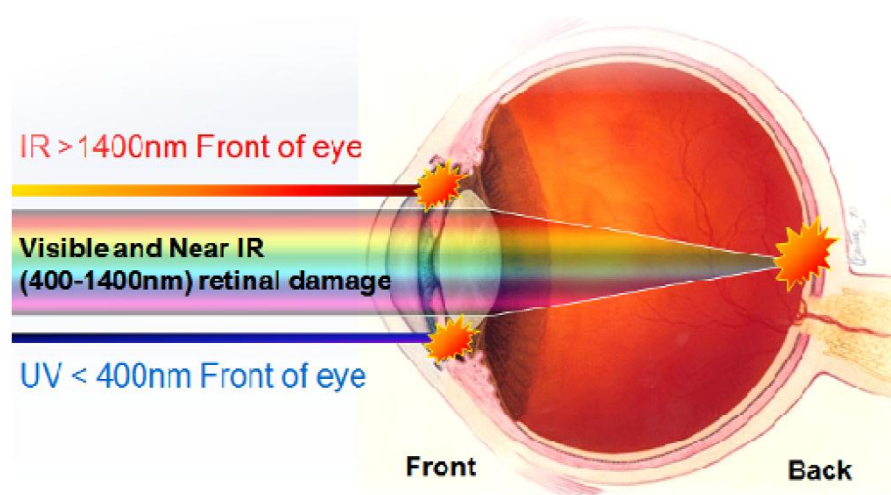


Figure 4 : Effets néfastes des lasers sur les structures oculaires en fonction de leur longueur d'onde[7]

Afin d'éviter ces complications oculaires, il faudrait respecter certaines mesures de prévention :

- Eviter l'exposition directe, surtout pour le patient, en protégeant les yeux avec des compresses mouillées[7].
- Eviter les rayons réfléchis et toute surface réfléchissante dans la salle de traitement au laser[7].
- Porter des lunettes de sécurité, prévues à cet effet, munies de protections latérales. Ces lunettes dépendent de la longueur d'onde du laser. Certaines lunettes protègent de plusieurs longueurs d'onde si différents lasers sont utilisés. Les lunettes de vue ainsi que les lentilles de contact sont évidemment insuffisantes[7].

Il faut, cependant, faire attention aux erreurs de protection telles que :

- Dans le cas d'utilisation de plusieurs lasers, oubli de changement de lunettes
- Les lunettes de protection rayées perdant leur efficacité
- Lunettes non complètement couvrantes
- Patients qui retirent leurs lunettes pendant le soin
- Contrôle visuel d'une optique mettant le faisceau en direct dans l'axe de la vision[7]

b. Risques cutanés

Le contact du laser avec la peau peut entraîner des brûlures sévères quand des lasers puissants sont utilisés. Une exposition plus longue à des lasers de faible ou moyenne puissance entraîne des lésions comparables à des coups de soleil et des réactions érythémateuses.

Tableau 1 : Les causes de brûlures au laser[8]

Les causes de brûlures laser	
Provenant de la machine / lasériste	Mauvais réglages de paramètres Erreur du le phototype Stacking des impacts (empilement) Panne ou inactivation du refroidissement Dérive dans l'étalonnage machine (non entretien) Optique de calibration sale trompant la calibration Réglage du froid trop fort sur certains phototypes foncé Echauffement anormalement important de la pièce à main touchant la peau Crayon de tracé agissant en chromophore (crayon noir par exemple)
Provenant du patient	Bronzage / UV / Autobronzant Cosmétique / Fond de teint Tatouage / Maquillage permanent Inclusion cutanée de poudre / matériel inflammable Médicament photo-sensibilisant Maladie photo-sensibilisante Poil trop long

c. Risques chimiques

Un danger chimique peut apparaître lorsque la lumière laser interagit avec les solvants organiques : éther, alcool, produits iodés... Les liquides et les gaz de refroidissement du laser peuvent également être directement dangereux. Certains déchets produits lors de l'émission de la lumière laser peuvent être toxiques. Les vapeurs des produits utilisés pour la désinfection sont aussi néfastes pour la santé : vapeur d'éthanol, vapeur de substances iodées. Ces vapeurs, comme l'oxygène sont rapidement combustibles[7].

Mesures de prévention[7] :

- Le site doit être rincé avec du Chlorure de Sodium (NaCl à 0,9%)
- Préférer la Chlorhexidine aux dérivés iodés pour l'asepsie du site (vapeurs iodées très toxiques)
- Utiliser une aspiration.

d. Risques biologiques

Ce risque est lié à la fumée produite par la vaporisation des tissus par la lumière laser. Cette fumée produite en grande quantité peut être irritante voire

blessante pour les muqueuses et pour le tractus respiratoire. Les gaz et les particules évaporées peuvent être toxiques car bien que les températures soient très élevées, du matériel organique viable peut se retrouver dans les vapeurs. Ce matériel peut être viral, bactérien ou fongique et certaines substances ont des effets carcinogènes : benzène, formaldéhyde, phénol, toluène ... Les risques sont d'ordre infectieux, allergique et néoplasique. Ils peuvent entraîner à moyen et long terme des pathologies respiratoires[7].

Mesure de prévention[7] :

- Utiliser une aspiration efficace dès la mise en route du laser.
L'aspiration est indispensable pour éviter les inhalations de fumées
- Utilisation de masques à haute filtration de particules.

e. Risques électriques

Certains lasers utilisent des sources de courants importantes qui peuvent devenir dangereuses pour le personnel. Seuls les professionnels qualifiés doivent entretenir ou réparer un matériel défectueux. Il ne faut jamais bricoler ou ouvrir un laser, même hors tension. En effet, il peut encore contenir des résidus électriques qui peuvent se décharger au contact. On rappelle que des courants de 110V ou 220V peuvent représenter une menace mortelle pour l'homme. Il est également interdit d'utiliser le laser dans un environnement humide[7].

f. Risques d'incendie

Les lasers puissants, en particulier ceux qui émettent dans l'infrarouge (CO₂, diode, Nd:YAG) peuvent produire rapidement une combustion des tissus biologiques, des compresses, champs et textiles chirurgicaux ou des gaz anesthésiques et biologiques[7].

Mesures de prévention[7] :

- Utiliser des compresses mouillées au maximum.

- Eviter l'échappement des gaz anesthésiques. L'oxygène est un gaz très inflammable.
- Préférer les champs en tissu. Eviter le matériel en plastique ou en papier.
- Eviter de travailler en présence de gaz biologiques (méthane).
- Eviter l'alcool pour l'asepsie. Préférer la Chlorhexidine.
- Un extincteur doit être présent au sein du bloc opératoire.

3. Mesures de sécurité

a. Classification des lasers

L'évaluation des risques liés aux lasers repose sur leur classification déterminée essentiellement en fonction de leur puissance et de leur longueur d'onde, le laser Ultraviolet étant bien plus dangereux que le laser visible. Les classes ont été déterminées en fonction des lésions que peut provoquer un laser[9].

- **Classe 1**

Lasers sans danger, à condition de les utiliser dans leurs conditions raisonnables prévisibles (exemples : imprimantes, lecteurs de CD-ROM et lecteurs de DVD).

- **Classe 1M**

Lasers dont la vision directe vers le faisceau, notamment à l'aide d'instrument optiques, peut s'avérer dangereuse.

- **Classe 2**

Lasers émettant un rayonnement visible de longueurs d'onde allant de 400 à 700nm. La protection de l'œil est normalement assurée par des réflexes de défense tels que le réflexe palpébral, clignement de la paupière (par exemple, des lecteurs de code-barres).

- **Classe 2M**

Lasers dont les caractéristiques sont similaires à ceux de la classe 2, mais dont la vision directe dans le faisceau, notamment à l'aide d'instrument optiques, peut être dangereuse (exemples : loupes et télescopes).

- **Classe 3A**

Lasers dont l'exposition directe dépasse l'exposition maximal permise (EMP) pour l'œil, mais dont le niveau d'émission est limité à cinq fois la LEA (Limite d'Emission Accessible) des classes 1 et 2.

- **Classe 3B**

Laser dont la vision directe du faisceau est toujours dangereuse. La vision de réflexions diffuses est normalement sans danger.

- **Classe 4**

Lasers capables de produire des réflexions diffuses dangereuses. Ils peuvent causer des dommages au niveau de la peau et peuvent également constituer un danger d'incendie. Leur utilisation requiert des précautions extrêmes[9].

L'EMP correspond aux doses maximales de rayonnement auxquelles on peut être exposé sans dommage immédiat ou à long terme. L'EMP dépend de la longueur d'onde, de l'exposition énergétique, du temps d'exposition et de la zone exposée[9].

b. Prévention des accidents liés au traitement au laser

La distance nominale de risque oculaire ou DNRO est la distance par rapport à la source de lumière où l'EMP est dépassée. La connaissance de la DNRO permet de définir dans une pièce la zone de danger[7].

La prévention des accidents pouvant survenir pendant un traitement au laser se situe à trois niveaux :

- La protection individuelle
- La protection collective
- La protection intégrée

b-1. La protection individuelle

Elle vise à protéger tous les individus (patients et personnel soignant) contre les risques optiques et les fumées tissulaires qui n'auraient pas été complètement éliminées par l'aspirateur de fumées. Lors de volatilisation de tissus, on recommande le port de lunettes, masques chirurgicaux et gants. En cas d'accident, il est nécessaire de consulter un ophtalmologiste.

b-2. La protection collective

Elle est assurée par l'agencement de la salle ainsi que l'organisation de l'équipe pendant les traitements.

Voici quelques recommandations[7] :

- L'utilisation d'un laser doit être signalée sur la porte d'entrée de la salle à l'aide d'une affiche portant le logo international des lasers. Il est habituel de prévoir une lumière rouge à l'entrée de la pièce quand le laser est utilisé.



Figure 5 : Panneau avec logo international du laser

- Lorsque l'on utilise un laser émettant dans le proche ultraviolet, le visible ou le proche infrarouge, les fenêtres situées dans la DNRO doivent être soit opaques soit diffusantes. Cette DNRO n'étant pas toujours facile à calculer et variant en fonction des réglages du laser, il est recommandé d'étendre ces mesures à toutes les fenêtres de la pièce.
- L'agencement de la salle et le choix de l'emplacement du laser doivent permettre d'éviter que la porte d'entrée soit située dans la DNRO. Ceci peut être obtenu avec une pièce en forme de « L ». Il est ainsi possible de mettre les boîtes à lunettes de protection à l'entrée de la salle de traitement.
- Lorsqu'on volatilise des tissus par laser, il faut utiliser un aspirateur de fumée spécial laser qui aspire la fumée au niveau de son émission. Comme il est difficile d'aspirer la totalité des fumées, il faut en outre prévoir une ventilation de la pièce.

b-3. La protection intégrée

Celle-ci concerne le laser lui-même. Les essais techniques ayant pour objectif de vérifier la conformité du laser aux normes en vigueur. Un laser homologué ou marqué CE peut donc être considéré comme non dangereux, sauf faute délibérée lors de son utilisation. Il conviendra cependant de rester prudent. Il faut bien suivre le mode d'emploi préconisé par le constructeur et prendre connaissance de ses conseils pour la maintenance du laser, seul moyen d'assurer la pérennité de la non dangerosité de l'appareil[7].

III. Indications des lasers en urologie

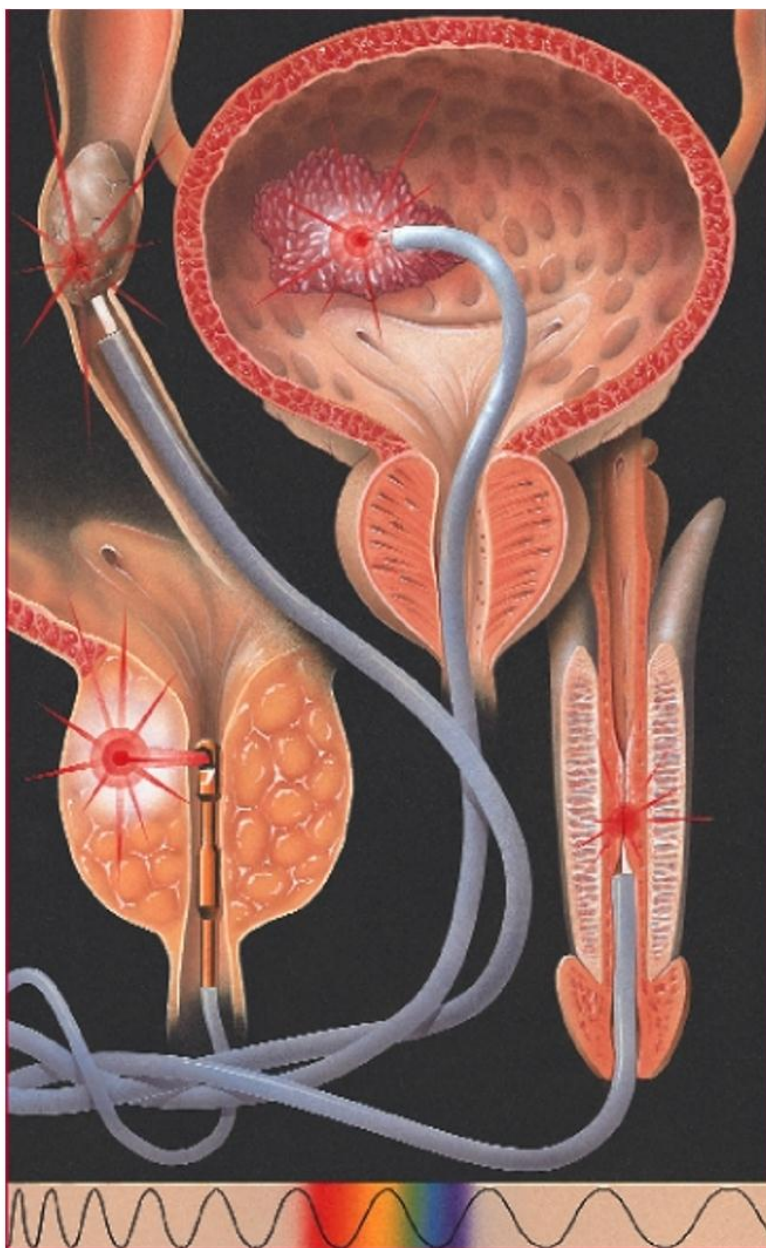


Figure 6 : Le laser en urologie [10]

A. Hypertrophie bénigne de la prostate

Adénome de la prostate

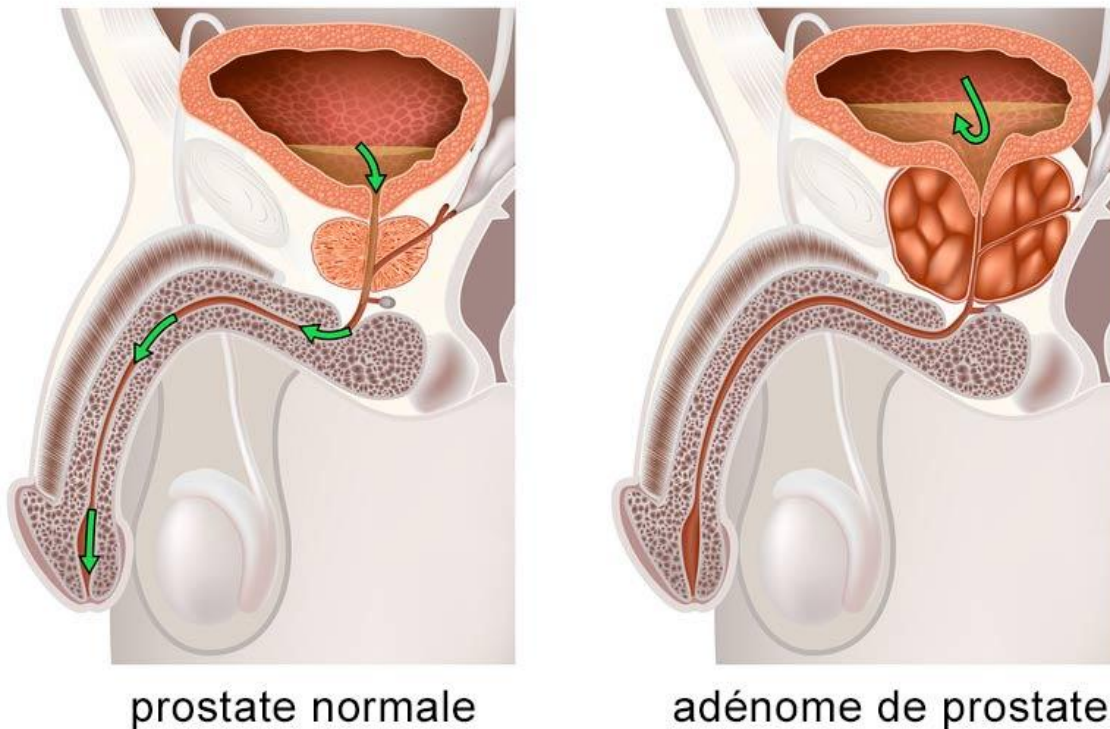


Figure 7 : Hypertrophie bénigne de la prostate

1. Rappels

L'hypertrophie bénigne de la prostate (également appelée hyperplasie bénigne ou hyperplasie adénomyomateuse de la prostate ou plus communément adénome prostatique) se définit sur le plan anatomique par une augmentation du volume de la prostate, essentiellement au niveau de la zone transitionnelle. L'HBP est caractérisée histologiquement par une hyperplasie des composantes stromales (fibromusculaire) et épithéliales (glandulaire) de la prostate. C'est la tumeur bénigne la plus fréquente chez l'homme dont l'âge et le statut hormonal du patient constituent les facteurs de risque les plus incriminés.

La prévalence de l'HBP augmente avec l'âge et continue d'augmenter du fait du vieillissement de la population.

Le diagnostic de l'HBP est clinique. Les examens paracliniques n'ont d'intérêt que pour apprécier le retentissement sur le haut appareil urinaire, et surtout pour éliminer un cancer associé.

L'HBP est à l'origine de symptômes du bas appareil urinaire (SBAU). Il s'agit de signes fonctionnels urinaires qui peuvent être :

- obstructifs : retard d'initiation de la miction, dysurie, jet faible, gouttes retardataires[11], vidange incomplète de la vessie, rétention aiguë d'urine.
- irritatifs : pollakiurie, urgenturie, impériosité, brûlures mictionnelles[11]
- ou bien SBAU de la phase mictionnelle, de la phase de remplissage et de la phase post-mictionnelle[11].

La sévérité et le retentissement des signes fonctionnels urinaires de l'HBP sont évalués par le score IPSS (International Prostate Symptom Score). Les SBAU sont souvent responsables d'une altération de la qualité de vie[11].

Nom : Prénom : Date :

IPSS : International Prostate Score Symptom							
	Jamais	Environ 1 fois sur 5	Environ 1 fois sur 3	Environ 1 fois sur 2	Environ 2 fois sur 3	Presque toujours	
Au cours du dernier mois, avec quelle fréquence avez vous eu la sensation que votre vessie n'était pas complètement vidée après avoir uriné ?	0	1	2	3	4	5	<input type="checkbox"/>
Au cours du dernier mois, avec quelle fréquence avez vous eu besoin d'uriner moins de 2 heures après avoir fini d'uriner ?	0	1	2	3	4	5	<input type="checkbox"/>
Au cours du dernier mois, avec quelle fréquence avez vous eu une interruption du jet d'urine c'est à dire démarrage de la miction puis arrêt puis redémarrage ?	0	1	2	3	4	5	<input type="checkbox"/>
Au cours du dernier mois, après avoir ressenti le besoin d'uriner, avec quelle fréquence avez vous eu des difficultés à vous retenir d'uriner ?	0	1	2	3	4	5	<input type="checkbox"/>
Au cours du dernier mois, avec quelle fréquence avez vous eu une diminution de la taille ou de la force du jet d'urine ?	0	1	2	3	4	5	<input type="checkbox"/>
Au cours du dernier mois, avec quelle fréquence avez vous dû forcer ou pousser pour commencer à uriner ?	0	1	2	3	4	5	<input type="checkbox"/>
	Jamais	1 fois	2 fois	3 fois	4 fois	5 fois	
Au cours du dernier mois écoulé, combien de fois par nuit, en moyenne, vous êtes-vous levé pour uriner (entre le moment de votre coucher le soir et celui de votre lever définitif le matin ?	0	1	2	3	4	5	<input type="checkbox"/>
<ul style="list-style-type: none"> • 0 – 7 = léger • 8 – 19 = modéré • 20 – 35 = sévère 						Total = IPSS :	<input type="checkbox"/>

Évaluation de la qualité de vie liée aux symptômes urinaires								
	Très satisfait	Satisfait	Plutôt satisfait	Partagé (ni satisfait, ni ennuyé)	Plutôt ennuyé	Ennuyé	Très ennuyé	
Si vous deviez vivre le restant de votre vie avec cette manière d'uriner, diriez-vous que vous en seriez :	0	1	2	3	4	5	6	<input type="checkbox"/>

Figure 8 : Score IPSS (International Prostate Symptom Score)

L'association de SBAU avec une dysfonction sexuelle est fréquente. Par conséquent, l'évaluation de la fonction sexuelle, notamment par un questionnaire, est recommandée dans le bilan initial de l'HBP[11].

Le toucher rectal est systématique et il permet d'une part diagnostiquer l'HBP et d'autre part de dépister un éventuel cancer de la prostate.

En cas d'HBP, le toucher rectal va objectiver certaines modifications de la prostate : la glande est augmentée de volume (> 20 grammes), elle est souple, indolore, lisse, régulière et s'accompagne d'une disparition du sillon médian[11].

Un toucher rectal évocateur d'un cancer de la prostate est une indication à réaliser des biopsies prostatiques avec examen anatomopathologique quel que soit le taux de PSA[11].

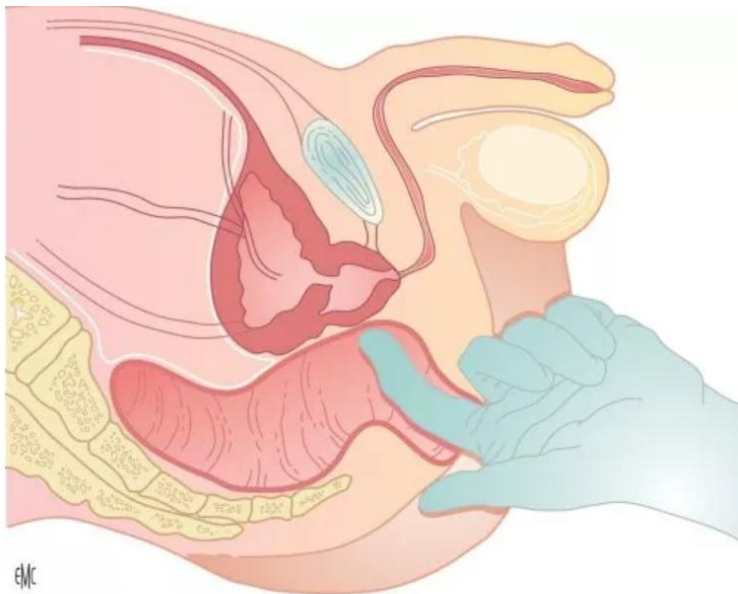


Figure 9 : Technique du toucher rectal [12]

Recommandations EAU 2012

Le diagnostic clinique de l'HBP repose sur :

- l'interrogatoire : dépistage et évolution des SBAU, score IPSS, dépistage d'une dysfonction sexuelle associée ;
- l'examen physique : TR.

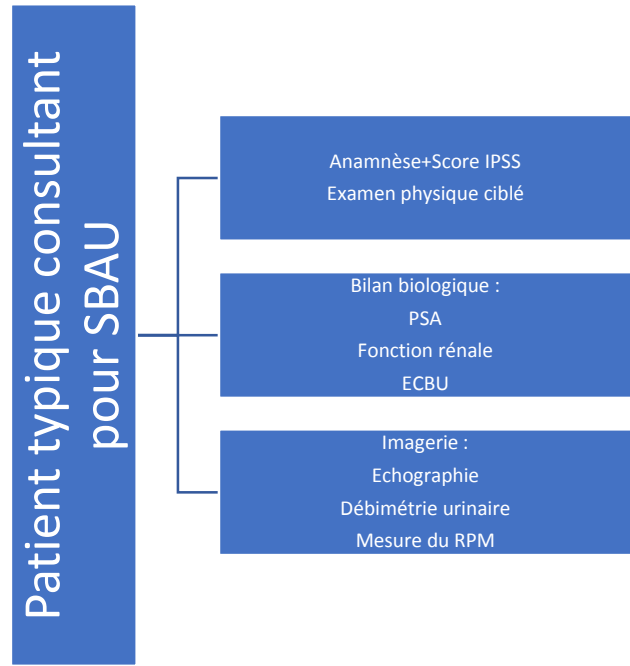


Figure 10 : Algorithmme des étapes à suivre pour le diagnostic lors de l'examen d'un patient typique présentant des symptômes du bas appareil urinaire causés par l'hyperplasie bénigne de la prostate (SBAU causés par l'HBP) au CHU Hassan II de Fès.

- Les complications :

Tableau 2 : Les complication aiguës et chroniques de l'HBP[11]

	Complications aiguës	Complications Chroniques
Bas appareil urinaire	<ul style="list-style-type: none"> ○ Rétention aiguë d'urine ○ Infection ○ Hématurie 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Rétention vésicale chronique ○ Lithiase vésicale de stase
Haut appareil urinaire	<ul style="list-style-type: none"> ○ Insuffisance rénale aiguë obstructive 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Insuffisance rénale chronique obstructive

2.Traitement

Les traitements de l'HBP comprennent l'abstinence/surveillance, le traitement médicamenteux et la chirurgie. Bien que la majorité des patients atteints d'HBP peuvent être traités par une abstinence/surveillance ou par des pharmacothérapies à type d'alpha-bloquants, inhibiteurs de la 5-alpha-réductase, phytothérapies seules ou combinées, un certain nombre d'entre eux se retrouve dans le besoin d'avoir recours à une intervention chirurgicale ou endoscopique; comme la résection transurétrale de la prostate (RTUP) monopolaire ou bipolaire, les laser, ou la chirurgie à ciel ouvert telle que l'adénectomie par voie haute.

La chirurgie classique reste réservée surtout aux adénomes volumineux et/ou compliqués : Elle permet d'énucléer l'adénome soit par voie supra-pubienne transvésicale (taille vésicale), soit par la voie rétro-pubienne transprostatique (technique de Millin).

Bien que la résection transurétrale de la prostate soit encore fréquemment utilisée comme traitement chirurgical traditionnel de l'HBP, au cours des deux dernières décennies, plusieurs nouveaux lasers, notamment le laser à holmium

(HoLEP), le laser au thulium, le laser KTP/Nd:YAG, le laser Nd:YAG, le laser à diode et laser à lumière verte, ont également montré une excellente efficacité clinique pour l'HBP. Tous ces traitements ont leurs avantages ou leurs inconvénients individuels[13]. Chaque laser a des propriétés uniques, ce qui donne lieu à une variété de techniques possibles, allant de la vaporisation à la résection et à l'énucléation.

Parmi ces thérapies laser, l'énucléation de la prostate au laser Holmium (HoLEP) semble être la technique laser qui pourrait rivaliser la RTUP, avec un large éventail d'études qui a confirmé des résultats cliniques satisfaisants, avec peu d'effets délétères[14].

Tableau 3 : Caractéristiques, modes d'action et effets principaux des différents appareils LASER disponibles et utilisés en France[15].

Fabriquant	AMS-Laserscope			Lisa	Lumenis
Nom commercial	GreenLight PV Lp™	GreenLight HPS™	GreenLight XPS™	Revolix™	VersaPulse PowerSuite™
Milieu de LASER	Nd :YAG	Nd :YAG	Nd :YAG	Diodes	Nd :YAG
Longueur d'onde en nm (source)	532 (KTP)	532 (LBO)	532 (LBO)	2013 (Thulium)	2140 (Holmium)
Type de lumière	Visible			Infrarouge	
Puissance W	80	120	180	70	100
Profondeur de l'effet (mm)	0,8	0,8 à 1.0	0,8 à 1.0	0,5	0,4
Technique et type de tir	Latéral sans contact	Latéral sans contact	Latéral sans contact	Direct Contact/ou sans contact	Direct contact
Mode	Quasi continu	Continu	Continu	Continu (ou pulsé)	Pulsé (ou continu)
Vaporisation	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Nécrose de coagulation	Non	Non	Non	Oui	Oui
Marquage CE	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui

PV : photoselective vaporization ; nm : nanomètre ; W : Watt ; Lp : long pulse and LASER prostatectomy; HPS : high performance system ; Nd:YAG grenat d'yttrium et d'aluminium dope de néodyme; KTP : potassium-titanyl-phosphate ; LBO : lithium tri-borate.

a. Indications du traitement chirurgical dans l'HBP symptomatique

Les indications du traitement au laser dans l'HBP symptomatique sont [16] :

- Rétention urinaire récurrente ou réfractaire.
- Infections récurrentes des voies urinaires.
- Calculs vésicaux.
- Hématurie récurrente.
- Insuffisance rénale causée par l'HBP.
- Echec du traitement médical.
- Préférence du patient.
- Diverticule vésical.[16]

b. Avantages du laser

Il y aurait moins d'hémorragie per et postopératoire, par un meilleur effet hémostatique. Par ailleurs, les patients sous anticoagulants ou sous antiagrégants plaquettaire pourraient être opérés sans arrêt du traitement. De plus, le sondage urinaire est de courte durée[15].

Grâce aux avantages ainsi décrits, la réalisation de cette technique serait possible en ambulatoire ou en hospitalisation de courte durée (sortie le lendemain de l'intervention)[15].

En raison du risque hémorragique faible, de l'absence de syndrome de réabsorption, de l'absence ou de la courte durée de sonde urinaire en période postopératoire et de la pratique d'une anesthésie peu agressive, le traitement par LASER pourrait être proposé aux patients présentant une comorbidité lourde qui auraient été récusés pour une résection endoscopique ou à ciel ouvert [15].

Etant donné que les effets du LASER ne se propagent pas localement, comme c'est le cas de l'électricité monopolaire utilisée pour la RTUP, l'irrigation de la vessie pendant l'intervention pourrait se faire avec du sérum physiologique, au lieu du

glycocolle, permettant d'opérer des adénomes de plus gros volume (avec une durée opératoire plus longue) sans risque de syndrome de résorption. De plus, le coût du sérum physiologique est inférieur à celui du glycocolle[15].

Par ailleurs, le risque infectieux postopératoire est moindre.

Il y aurait également moins d'effets secondaires à type de troubles d'éjaculation rétrograde [15].

Comme il n'y a pas de courant électrique, il n'y a pas de risque de déprogrammation des pacemakers, notamment cardiaques[15].

c. Inconvénients du laser

L'analyse histologique n'est pas possible après vaporisation de la prostate par LASER mais reste possible lors de la vaporésection ou l'énucléation par LASER. Cependant, les risques de laisser évoluer un cancer seraient réduits selon les urologues par :

- Un examen clinique complet et le dosage préopératoire des PSA, voire une biopsie préopératoire[15].
- Le fait qu'il s'agirait le plus souvent (60 à 88 %) d'un cancer au stade du début pT1a, le plus souvent entièrement enlevé ou détruit par l'effet LASER et qui de toute manière n'aurait nécessité qu'une surveillance clinique et des dosages réguliers de PSA sans traitement complémentaire[15].
- En cas de taux de PSA demeurant élevé, il est toujours possible de réaliser une biopsie sur la coque du tissu prostatique restant[15].

Par ailleurs, certains patients se plaignent d'un syndrome irritatif suite au traitement de l'HBP au laser.

2. Laser Holmium:YAG



Figure 11 : Générateur du laser Holmium

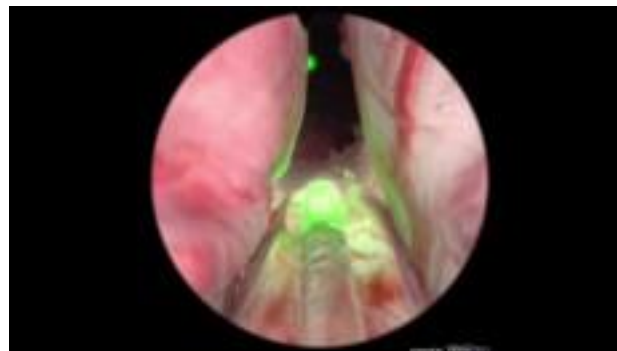


Figure 12 : Laser HOLEP

a. Mécanisme d'action

Le laser à holmium est alimenté par de petites fibres flexibles de quartz à faible teneur en eau. L'énergie est libérée par courtes impulsions[14].

Le chromophore absorbant l'énergie du laser à holmium est l'eau, avec une longueur d'onde de 2140 nm et une profondeur de pénétration dans le tissu prostatique de 0,5 mm, cela signifie qu'au-delà de cette distance, l'énergie est dissipée dans l'eau cellulaire et extracellulaire sans avoir d'effet thermique profond sur les tissus[17].

La forte teneur en eau du tissu prostatique entraîne une excellente conduction thermique, le laser holmium permet au chirurgien opérateur de coaguler ou d'effectuer une ablation. La nature pulsée de la longueur d'onde augmente sa capacité à vaporiser les tissus et facilite la dissection nécessaire à l'énucléation. De plus, l'hémostase est indépendante de l'état de coagulation du patient, ce qui en fait un outil idéal pour les patients sous traitement anticoagulant[17].

b. Application en chirurgie de l'HBP

L'énergie du holmium a été utilisée pour la première fois dans la prostate en 1994, en association avec le Nd:YAG (néodyme). Après coagulation avec la longueur d'onde Nd:YAG (1064 nm), l'holmium a été utilisé pour créer un canal par vaporisation et incision. Cette procédure a été appelée Ablation de la prostate endoscopique combinée au laser (CELAP). Le composant néodyme a été omis au profit d'une approche uniquement à l'holmium utilisant une fibre à feu latéral dans la technique appelée Holmium Laser Ablation of the Prostate (HoLAP)[18]. Cette procédure a ensuite été modifiée pour permettre la résection directe de tissus adénomateux à l'aide d'une fibre en bout de ligne, ce qui a donné lieu à la procédure connue sous le nom de Résection de la prostate au laser Holmium (HoLRP). Avec l'introduction d'un morcellateur mécanique des tissus mous, l'énucléation de la prostate au laser Holmium (HoLEP) a évolué à partir de l'expérience de la HoLRP. La popularité de la HoLEP n'a cessé de croître au fur et à mesure de la production de différents lasers holmium et de morcellateurs, mais également grâce aux résultats toujours favorables de plusieurs auteurs[14].

Pendant la HoLEP, la fibre laser est stabilisée à l'extrémité de l'endoscope à l'aide d'une gaine interne modifiée et d'un cathéter urétéral qui permet au chirurgien de contrôler à la fois le laser et l'endoscope. Autrefois, les premières incisions étaient faites à 5 heures et à 7 heures et l'énucléation du lobe moyen

précédait celle des lobes latéraux[17], mais la technique à deux lobes est désormais privilégiée. Après l'hémostase, le tissu énucléé est morcelé et évacué[14].

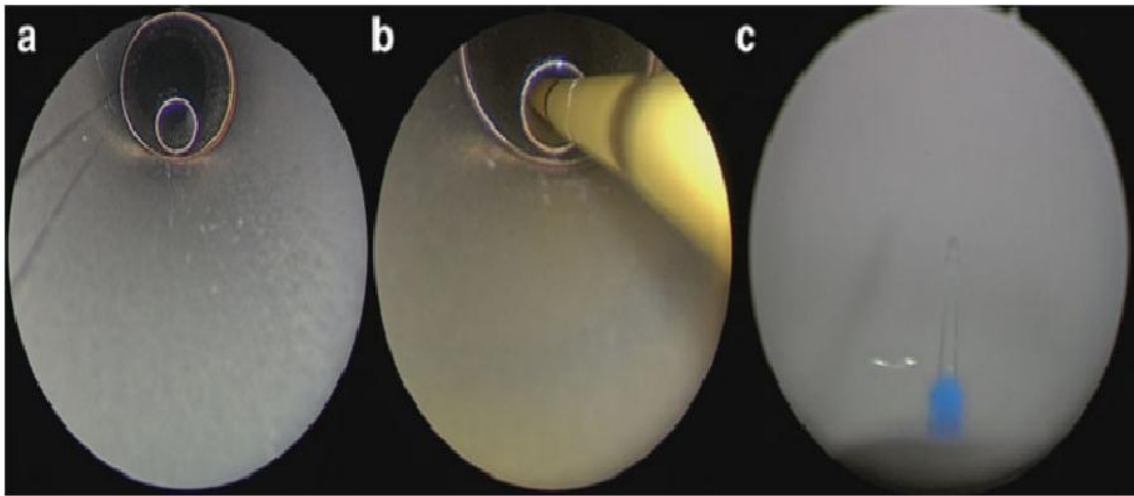


Figure 13 : Le résectoscope Karl Storz est utilisé pour la HoLEP. La gaine intérieure du résectoscope comporte un insert métallique (a) qui permet d'y placer un cathéter urétéral (b). Cela protège la fibre laser contre les dommages et la vue finale n'est pas obscurcie par le cathéter urétéral (c)[14]

L'efficacité de la HoLEP est bien établie, avec des résultats cohérents et statistiquement significatifs dans toute une série d'études, y compris de multiples essais randomisés contrôlés. L'efficacité de la HoLEP est bien établie, avec des résultats cohérents et statistiquement significatifs dans toute une série d'études, y compris de multiples essais contrôlés randomisés[14].

La HoLEP a montré son efficacité à l'aide de scores de symptômes validés tels que l'IPSS avec des réductions des symptômes supérieures à 70 %[19][20]. Plusieurs études ont également étudié l'efficacité de la HoLEP sur la base de facteurs liés au patient tels que la taille de la prostate et l'âge du patient. La sécurité et l'efficacité de la HoLEP dans les prostates de grand volume (> 100 g) ont été confirmées dès l'an 2000, avec une efficacité comparable à celle de la prostatectomie ouverte et une morbidité périopératoire plus faible[14].

Concernant les prostates de taille extrêmement importante (>200 g), Kim et al ont effectué une analyse rétrospective sur l'utilisation de la HoLEP, et bien que l'IPSS aie montré des résultats bénéfiques à 6 mois comparables aux résultats obtenus dans les prostates de taille plus petite et modérée (<100 ml, 100–200 ml, respectivement), les patients avec une prostate de taille extrêmement importante présentaient une durée d'intervention plus longue, des taux plus élevés de dysurie transitoire et une durée d'hospitalisation plus longue[21]. Toutefois, comme dans les études précédentes, il n'a pas constaté d'augmentation des complications importantes telles que les saignements nécessitant une transfusion, une réintervention ou une conversion en RTUP; conduisant à la conclusion que la HoLEP peut être réalisée de manière sûre et efficace dans le cas de prostate extrêmement volumineuse, sous réserve d'une expérience suffisante en raison des difficultés techniques associées à l'exploration dans la grande prostate[22][23].

Une méta-analyse de Yin et al comparant HoLEP à la RTUP a confirmé que la HoLEP est supérieure à la RTUP avec des améliorations plus importantes de l'IPSS sur 12 mois. Il n'y a pas eu de différence statistiquement significative dans les taux de complication entre les deux procédures. Bien que la RTUP ait eu un temps opératoire et un profil de dysurie postopératoire légèrement plus favorables, le séjour à l'hôpital, la durée de sondage et la perte de sang périopératoire ont tous joué en faveur de la HoLEP, ce qui en fait globalement une alternative très compétitive à la RTUP[24].

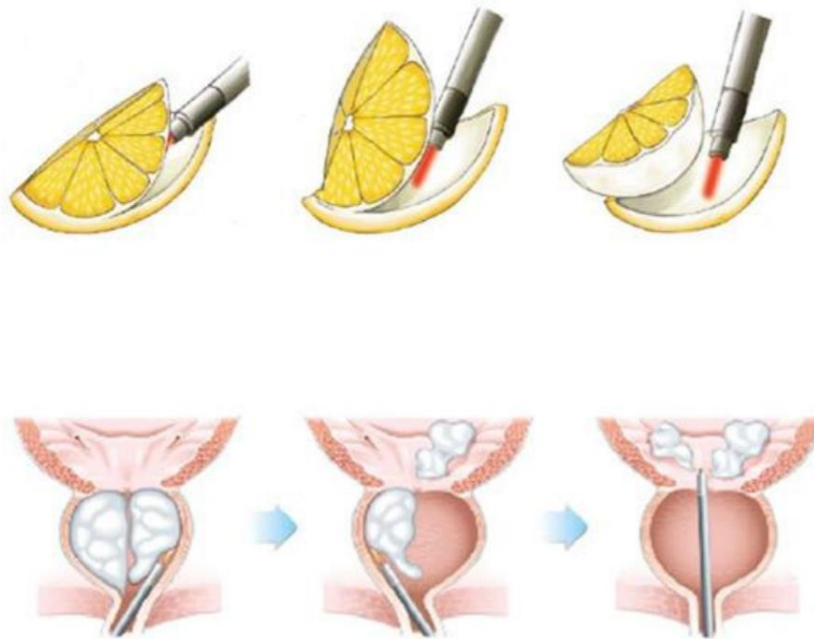
c . Enucléation prostatique au laser Holmium

Figure 14 : Etapes du déroulement de l'enucléation laser[25]

❖ Equipement

- Un résecteur spécifique comportant une poignée dite de Gilling
- Un porte-fibre laser de Charrière 26. Ce porte-fibre permettant de stabiliser la fibre laser tout au long de l'intervention en position « 6 heure » de l'endoscope.
- Un laser Holmium 100 watts. La fibre mesure 550 microns et l'énergie fournie est de 2 Joules avec une fréquence de 50 Hertz.
- Un néphroscope Ch 26 couplé à un morcellateur de tissus mous.
- Le morcellateur comprend une tige métallique à l'extrémité de laquelle tournent deux lames avec un système d'aspiration, une pièce à main, une pédale de commande, un générateur et un récipient de recueil pour le liquide d'aspiration et les copeaux de tissu

Toute la procédure est réalisée sous irrigation continue de sérum physiologique.[26]



Figure 15 : Poignée du morcellateur et néphroscope.[26]



Figure 16 : Générateur du morcellateur.[26]



Figure 17 : Générateur laser Holmium 100 watts [26]

❖ Introduction de l'endoscope et orientation

Sous anesthésie générale ou rachidienne, les patients sont placés en position de lithotomie. Il est recommandé d'écarter suffisamment les cuisses pour permettre une manipulation sécurisée du résectoscope pendant la dissection des deux lobes latéraux, au cours de laquelle l'amplitude de mouvement des deux mains est plus importante que lors de l'exécution de la RTUP[27].

Après badigeonnage à la chloréxidine et mise en place d'un champ stérile, environ 20 ml lubrifiant sont injectés dans l'urètre. Après une légère dilatation de l'urètre, le résectoscope est inséré. En présence d'un rétrécissement annulaire focal, l'opérateur peut avoir des difficultés à insérer ou à retirer l'endoscope. Dans ce cas,

il est bon d'envisager une urétrotomie interne endoscopique pour le rétrécissement focal avant l'insertion[27].

Durant l'énucléation, il n'est pas facile de s'orienter correctement, car l'espace de travail est petit et la distance est courte. La réorientation pendant la dissection en plan peut prendre beaucoup de temps. Les opérateurs doivent toujours garder à l'esprit la structure tridimensionnelle de la prostate. Comme le veru montanum et les orifices urétéraux sont des points de repère importants pour l'orientation, ces structures doivent être identifiées au tout début de l'intervention[27].

Un point important pour une bonne orientation est que la vue endoscopique doit être constamment fixée dans la même direction. Pour ce faire, l'opérateur doit saisir la caméra avec la main non dominante tout au long de la procédure et manipuler l'élément de travail avec la main dominante.

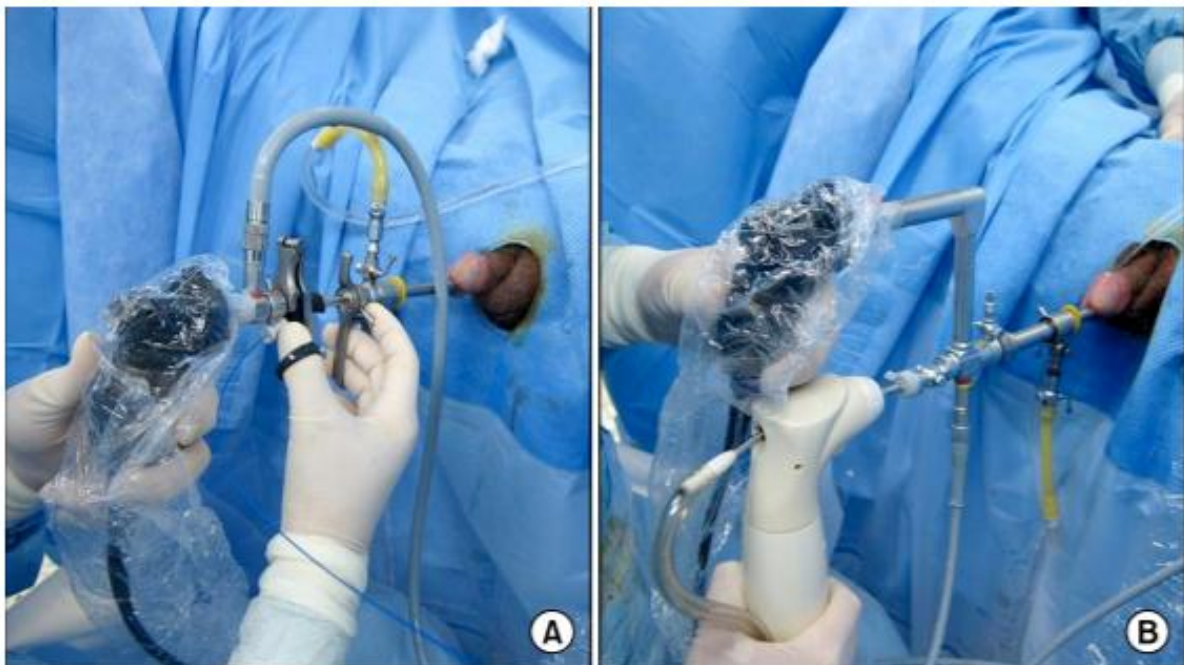


Figure 18 : (A) Énucléation. (B) Morcellement

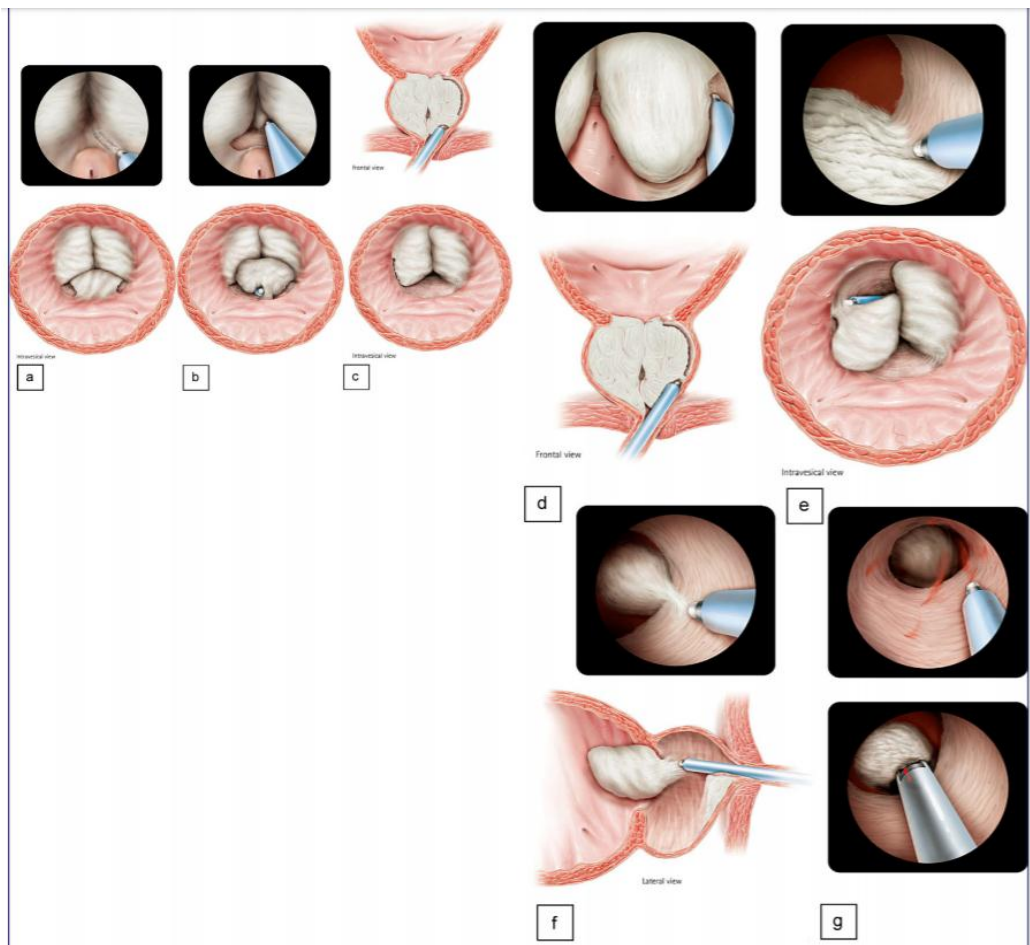
❖ L'énucléation

Figure 19 : Principes de l'énucléation prostatique en 3 lobes de Gilling :

a : incision cervicoprostatique à 5 et 7 heures ;

b : réunion des deux incisions cervicoprostatiques et énucléations du lobe médian ;

c et d : contournement de l'apex du lobe droit et prolongement de l'incision jusqu'à 1 heure ;

e : ouverture antérieure du col vésical et décollement des attaches antérieures;

f : luxation du lobe prostatique dans la vessie et section des dernières attaches prostatiques ;

g : coagulation de la capsule prostatique et morcellement endoscopique des lobes prostatiques[28].

Une incision est faite initialement à la position 5 ou 7 heures. Une énucléation du lobe latéral est effectuée sur le côté de l'incision. Le lobe médian est ensuite énucléé avec le lobe latéral restant. Cependant, la plupart des groupes utilisent la technique des "trois lobes", dans laquelle le lobe médian est réséqué en premier, suivi des lobes latéraux. Le chirurgien peut soulever les lobes latéraux le long des plans énucléés. Cette ablation du lobe antérieur avec l'un des lobes latéraux est appelée technique des trois lobes. En revanche, si le lobe antérieur est retiré séparément après l'ablation des lobes latéraux, on parle de technique des "quatre lobes". Nous utilisons soit la technique des trois ou des quatre lobes selon la situation chirurgicale[27].

Etape 1 : Premières incisions

Tout d'abord, des incisions sont faites aux frontières bilatérales du veru montanum jusqu'à la profondeur de la capsule prostatique. Ensuite, des incisions longitudinales bilatérales du col de la vessie sont pratiquées à 5 et 7 heures à partir d'un point distal par rapport aux orifices urétéraux et de chaque côté des incisions du veru montanum. Lors de ces premières incisions, l'étape la plus importante consiste à trouver la capsule prostatique. Ces incisions serviront de référence pour la profondeur de la dissection pendant le reste de la procédure. Au fur et à mesure que l'incision progresse en distal, elle peut être élargie en balayant les lobes latéraux avec l'extrémité de l'endoscope[27].

Etape 2 : Incisions transverses pour l'énucléation du lobe médian

Par la suite, une incision transversale est pratiquée juste à proximité du veru montanum, qui relie les incisions longitudinales précédentes jusqu'à ce que les plans de la capsule soient identifiés. Si la capsule du lobe médian est identifiée, le bec du champ d'application est poussé pour balayer le lobe médian en dessous de la partie distale du lobe médian. Cette dissection émoussée aide pour définir le plan

entre l'adénome et la capsule. Dans les adénomes plus volumineux, le plan de la capsule a tendance à être identifié facilement. En combinant une coupe tranchante et une dissection émoussée, l'adénome peut être énucléé de manière rétrograde. Le plan peut ne pas être clair près du col de la vessie. Par conséquent, le chirurgien doit veiller à ne pas léser le tissu fibreux du col de la vessie. L'espace créé après la suppression du lobe médian permet d'assurer l'espace de travail pour l'endoscope et facilite l'application de l'effet de levier afin soulever la prostate[27].

Etape 3 : Enucléation ascendante des deux lobes latéraux

L'énucléation complète d'un seul lobe à la fois est recommandée. Après énucléation du lobe médian, l'endoscope est rétracté distalement pour identifier le veru montanum et le sphincter urétral externe, qui est généralement attaché distalement au veru montanum. La dissection appropriée du plan de la capsule apicale est très importante pour l'énucléation du lobe latéral. Certains chirurgiens recommandent de réduire la puissance du laser à ce stade pour éviter les lésions thermiques du sphincter externe. Au niveau du site initialement disséqué du lobe latéral, il convient de procéder à une incision prudente de la muqueuse prostatique vers le haut, légèrement du côté de l'adénome, et non du côté du sphincter urétral distal, en utilisant la technique de "l'incision à ouverture en rideau". Si une énucléation inférieure supplémentaire du lobe latéral est effectuée sans cette incision muqueuse vers le haut, les fissures muqueuses peuvent être étendues distalement jusqu'à l'urètre bulbeux. Lorsqu'un plan correct est identifié, celui-ci est étendu vers le haut jusqu'à 3 heures (lobe gauche) et 9 heures (lobe droit) combiné à une coupe tranchante et un soulèvement émoussé. La dissection doit être orientée de manière rétrograde et vers le haut. Il serait préférable de choisir d'effectuer la coupe tranchante plus près du côté de l'adénome plutôt que du côté capsulaire lorsque le plan n'est pas clairement identifié[27].

ETAPE 4 : Enucléation descendante des deux lobes latéraux

Une incision longitudinale à 12 heures est pratiquée pour la dissection du lobe antérieur. Une attention particulière doit être accordée à l'extrémité distale de l'incision longitudinale. Le veru montanum, en tant que point de repère, est très important à cet égard. Les opérateurs doivent garder à l'esprit que l'incision ne doit pas être trop profonde, car le lobe antérieur est souvent très fin et se compose principalement de tissus fibro-musculaires. Après l'incision longitudinale, les opérateurs doivent trouver le plan supérieur des lobes latéraux. À ce stade, trouver un plan correct est difficile en raison de l'obscurité de la capsule. Certains opérateurs conseillent une dissection antérograde supérieure du col de la vessie car l'identification de la capsule est plus facile. En outre, les dommages au sphincter se produisent souvent dans la zone la plus distale à 12 heures où se trouve le sphincter externe, et non le col de la vessie. L'incision ascendante est un repère important pour faire une autre incision longitudinale à partir du col vésical jusqu'au bord le plus distal du lobe latéral. Les incisions horizontales bilatérales à 12 heures au niveau du col de la vessie sont prolongées vers le bas jusqu'à l'identification du plan de la capsule du lobe latéral. La dissection suivant ce plan est effectuée par des énucléation. Après une division plane correcte, une dissection émoussée de l'adénome à l'aide du bec endoscopique peut être applicable. Le plan de dissection est étendu à 3 heures (gauche) et 9 heures (droite). Le retour à 6 heures où se trouve le veru montanum et l'extension de la dissection des lobes latéraux est avantageux pour la prochaine étape de l'énucléation (étape 5)[27].

Etape 5 : Finalisation de l'énucléation des lobes latéraux

La dernière étape de l'énucléation du lobe latéral consiste à réunir les deux plans des incisions supérieure et inférieure. Les opérateurs doivent garder à l'esprit le point de jonction, qui sera la ligne d'extension imaginaire des deux incisions. La

ligne d'incision du col de la vessie faite dans l'étape 3 est prolongée transversalement pour rencontrer le bord supérieur de l'incision muqueuse faite deux étapes auparavant. Dans la plupart des cas, la connexion du plan est faite antérieurement (à 2 ou 10 heures). Pour éviter d'endommager le sphincter, l'incision doit être faite plus près du côté de l'adénome. A l'inverse, une dissection trop éloignée de la capsule peut provoquer une lésion du sphincter. Joindre les lignes d'incision pour compléter l'incision de la surface de l'adénome est une étape très importante. À l'aide du bec endoscopique, le lobe latéral est soulevé et poussé vers la vessie. Même si l'identification des plans d'énucléation vers le bas et vers le haut est effectuée correctement, il arrive que ces deux plans ne se rencontrent pas correctement. Dans ce cas, en un point intermédiaire, la dissection doit être effectuée pour relier ces deux plans tout en se dirigeant vers la direction proximale. Dans la plupart des cas, le lobe antérieur est enlevé simultanément avec le lobe droit (technique des trois lobes). Cependant, si le lobe antérieur est grand ou s'il est difficile à enlever avec le lobe droit, le lobe antérieur est enlevé séparément (technique des quatre lobes). Il faut prendre la précaution de faire une incision transversale, qui doit être faite à proximité du sphincter externe et être prolongée jusqu'au col de la vessie pour se dégager le lobe antérieur[27].

Hémostase

La propriété hémostatique du laser à holmium réduit l'incidence des pertes sanguines périopératoires majeures. Cependant, des saignements importants de grandes artères difficiles à contrôler peuvent parfois se produire. De plus, le saignement des petits vaisseaux qui se produit pendant une procédure doit être contrôlé méticuleusement afin d'assurer une vue endoscopique claire pour le morcellement. Tout saignement des petits vaisseaux peut interférer avec la vue endoscopique. Les saignements des vaisseaux de la capsule se présentent

principalement sous deux formes ; les vaisseaux terminaux et les vaisseaux rampants. Ce type saignements profonds est souvent difficile à coaguler avec un laser et requiert une plus grande attention. Une focalisation excessive sur l'une des ondes laser pour l'hémostase peut provoquer une perforation capsulaire. Pour une meilleure hémostase avec le laser holmium, les opérateurs doivent garder à l'esprit les points suivants. Tout d'abord, l'hémostase doit être réalisée avec le faisceau laser défocalisé à une légère distance (2 à 3 mm du vaisseau qui saigne). Deuxièmement, il peut être utile de tirer le laser en inclinaison pour défocaliser le faisceau laser. En outre, certains auteurs ont déclaré que l'hémostase la plus efficace avec le laser à holmium était obtenue à la puissance de 45 W (1,5 J avec 30 Hz). Les sites de prédilection des saignements pendant la HoLEP sont l'apex, les côtés bilatéraux du veru montanum, et les côtés 3 et 9 heures du lobe latéral. Lorsqu'ils opèrent près de ces points, les opérateurs doivent prêter davantage attention aux saignements. Si l'hémostase au laser est difficile, il peut être nécessaire d'avoir recours à une conversion pour contrôler le saignement. Une hémostase réussie et la garantie d'une vue endoscopique claire sont très importantes pour un morcellement sûr[27].

❖ Le morcellement

Le morcellement a été utilisé principalement pour l'ablation laparoscopique d'organes intra-abdominaux en chirurgie générale ou en gynécologie. Le morcellateur a été introduit pour la première fois pour le prélèvement de tissus prostatiques en 1998. Les morcellateurs transurétraux sont conçus avec des lames à mouvement alternatif qui utilisent une action de guillotine et une aspiration à grande puissance qui permet l'aspiration simultanée des fragments de tissu prostatique. Certains groupes de chirurgiens ont rapporté que le morcellement est relativement simple, que la prostate peut être enlevée de manière sûre et efficace,

et qu'il n'y a pas de courbe d'apprentissage. La lésion de la muqueuse vésicale est une complication peropératoire qui mérite la prudence pendant le morcellement. À la fin du morcellement, de petits fragments de tissu de forme ovale peuvent résister au morcellement. Ces nodules durs sont parfois difficiles à morceler car ils ne sont pas facilement saisis par la lame du morcellateur. Ces nodules, qui sont nettement plus grands que le calibre de l'urètre, peuvent l'endommager lorsqu'ils sont retirés directement avec une pince. Il n'est donc pas recommandé de les enlever directement avec une pince. Même s'il n'est pas possible d'enlever le nodule après avoir augmenté la puissance d'aspiration ou la vitesse de la lame, une incision au laser faite sur la surface du nodule peut faciliter le morcellement ultérieur. Si les nodules durs ne sont toujours pas facilement retirés malgré les techniques susmentionnées, on peut envisager une RTU adjuvante. Très rarement, une défaillance mécanique de la lame du morcellateur peut se produire, ce qui nécessite le changement de celle-ci[27].

❖ Soins postopératoires immédiats

Après avoir vérifié qu'il ne reste aucun fragment et que le sphincter urétral externe est intact, l'endoscope est retiré, puis un cathéter urétral est placé à l'intérieur. Certains groupes recommandent une irrigation continue de routine, tandis que d'autres recommandent une irrigation continue uniquement dans certaines situations. Si la prostate et le col de la vessie sont séparés en raison d'une fosse prostatique profonde ou d'un col de vessie étroit (fosse prostatique en forme de tonneau), la pose d'une sonde de Foley à demeure peut entraîner une lésion capsulaire. Dans ces cas, nous montons un fil de guidage via la gaine du résectoscope et nous insérons le cathéter de Foley le long de ce fil de guidage. Le cathéter de Foley est généralement retiré 12 à 24 heures ou 48 heures après l'intervention. Les patients sont libérés après que le volume résiduel postopératoire ait été mesuré au moins deux fois comme étant inférieur à 50 ml.

d. Eventuelles complications

L'**éjaculation rétrograde** est quasi-systématique. Des techniques peuvent tenter de préserver l'éjaculation antérograde en préservant le tissu sus-montanal. Le patient doit être cependant informé du risque plus élevé de retraitement secondaire de l'adénome, ainsi que du taux de succès de la préservation qui est au mieux de 70 %.

Concernant la **fonction érectile**, celle-ci est, en règle générale, pas modifiée par l'intervention.

Un syndrome d'**hyperactivité vésicale** de novo est possible en post-opératoire comme après toute intervention endoscopique. Cette irritation est transitoire, et disparaît dans la majorité des cas à 3 mois maximum. Une **incontinence** transitoire peut survenir, en règle générale résolutive au cours des trois premiers mois. Ce risque est plus marqué dans les techniques d'énucléation[29].

Une **rétenction urinaire** et une **hématurie** peuvent parfois survenir dans les suites immédiates. Les complications tardives sont marquées par le risque de **sténose de l'urètre ou du col**[29].

Ces suites sont propres au traitement de l'hyperplasie bénigne de la prostate et non spécifique au traitement laser.

3. La photo vaporisation sélective (GreenLight: KTP, LBO)



Figure 20 : Laser Greenlight

a. Mécanisme d'action

La photo vaporisation sélective est le terme collectif désignant le processus d'ablation utilisé principalement par les lasers de longueur d'onde 532 nm. Au départ, ces derniers ne comprenaient que les lasers à titanyl phosphate de potassium (KTP), qui sont un laser à cristal développé du laser Nd:YAG, cependant, la photo vaporisation sélective fait désormais également référence aux lasers à triborate de lithium (LBO) qui ont été développés afin d'améliorer les performances du KTP[30][31]. Les lasers KTP et LBO sont commercialisés sous le nom de système GreenLight (anciennement appelé système Niagara) mais d'autres entreprises font également cette longueur d'onde, et donc, la photo vaporisation sélective est souvent appelé GreenLight dans la littérature mais s'applique à la longueur d'onde de 532 nm[30]. Comme les lasers KTP et LBO ont des longueurs d'onde de 532 nm, la profondeur de pénétration pour les deux est 0,8 mm et le chromophore absorbant est l'hémoglobine. L'énergie est libérée de manière quasi-continue et l'ablation est obtenue par vaporisation [31].

b. Application en chirurgie de l'HBP

La technique de photovaporisation prostatique (PVP) par laser Greenlight (Boston scientific) a été rapportée par Malek et al. en 1998. Ses propriétés hémostatiques en font une technique mini-invasive alternative à la résection endoscopique ou à l'adénomectomie chirurgicale. La qualité de l'hémostase permet d'écourter l'hospitalisation à 24h dans la majorité des cas. Elle constitue une technique de choix chez les patients sous anticoagulants ou avec troubles de l'hémostase. Initialement décrite avec un générateur de puissance 60 W, la PVP a été réalisée successivement par des générateurs de 80 W, puis 120 W (HPSTM, couplé à la fibre 2090), et enfin le générateur Greenlight XPSTM de 180 W. Ce dernier est couplé à la fibre Moxy™, irriguée et d'une capacité maximale de 650 kilojoules. Le principe physique est de détruire l'adénome prostatique par vaporisation à forte température. Son efficacité est démontrée, non inférieure à la résection endoscopique et avec une réduction de la durée de sondage et d'hospitalisation. Si les repères anatomiques sont les mêmes que la résection endoscopique, la technique est très différente et nécessite un apprentissage spécifique[32].

c. Photovaporisation prostatique au laser Greenlight❖ **Matériel endoscopique**

Le matériel endoscopique de la PVP est le même que pour la résection endoscopique mono ou bipolaire mais il faut compléter la boîte de résection par l'acquisition d'un porte fibre spécifique pour le laser.



Figure 21 : Endoscope avec porte fibre laser utilisés pour la photovaporisation.

Le matériel pour la résection (anse et son support) doit être disponible en cas de conversion. Dans ce cas, il suffit de conserver la gaine externe en place dans l'urètre et de remplacer le porte fibre par l'anse de résection.

Un filtre spécifique doit être interposé entre l'optique et la caméra endoscopique afin de ne pas endommager le microprocesseur de la caméra. L'optique peut être de 128 ou 308[32].

❖ Préparation et installation

Les urines sont stériles. L'antibioprophylaxie est la même que pour la résection endoscopique. Deux lignes d'irrigation de sérum physiologique sont utilisées, l'une pour l'endoscope et l'autre pour la fibre. La poche d'irrigation de la fibre est positionnée à 1 m au-dessus de la vessie. Celle de l'endoscope est installée à 60 cm d'eau et le retour du lavage s'effectue en débit libre sans aspiration directement dans le sac de recueil du champ opératoire. Il est préférable de travailler à faible pression, ce qui permet d'obtenir une meilleure hémostase en fin

de geste. La vessie doit être maintenue remplie afin d'éviter de vaporiser le dôme vésical. Ce dernier serait plaqué sur le col vésical en cas de vessie vide[32].

Il est possible de mettre en place une sonde d'échographie endorectale fixée sur un arceau flexible à la table d'opération sous le champ opératoire. Cette technique de monitoring peropératoire, permet de visualiser en temps réel la progression de la vaporisation, de vérifier la disparition de la zone de transition en fin de geste et le caractère complet de la procédure[32].

❖ Étapes de l'intervention [32]

L'inspection de l'urètre prostatique et de la vessie permet d'apprécier le volume de l'HBP, la présence d'un lobe médian, la position des orifices urétéraux par rapport au col vésical et l'existence éventuelle de lésions associées (calcul vésical). Un chenal est parfois créé au centre de l'urètre prostatique en cas d'HBP volumineuse afin d'obtenir une irrigation de bonne qualité et une bonne vision. La vaporisation de la surface des lobes latéraux est effectuée à 80-120 W selon la sensibilité du tissu.

Étape 1 : vaporisation postérieure

Une tranchée est réalisée en arrière entre 5 et 7 heures allant du col vésical au bord supérieur du veru montanum. La vaporisation débute au niveau du col vésical entre 5 et 7 heures à la puissance de 80-100 W. Une puissance supérieure exposerait à un saignement de la muqueuse vésicale. Un repérage des orifices urétéraux préalable permet de s'assurer qu'ils restent à distance lors de la vaporisation au niveau du col vésical dans sa partie postérieure. La vaporisation du col vésical se poursuit jusqu'aux fibres circulaires du col vésical, bien identifiables. Elle se poursuit vers le bas par la création d'une tranchée jusqu'au bord supérieur du veru montanum.

Étape 2 : vaporisation antérolatérale

La vaporisation est effectuée en avant entre 11 heures et une heure du col vésical jusqu'à l'apex repéré par le veru montanum. Elle rejoint en profondeur le plan de la capsule chirurgicale, repéré par la différence de coloration entre l'HBP de couleur beige et irrégulière et la capsule de couleur blanche et lisse. Ce sillon antérieur est élargi latéralement à 10 et 2 heures en suivant le plan capsulaire tangentiellement.

Étape 3 : apex

On isole l'apex de l'urètre sphinctérien par une vaporisation à 80 W, qui débute de part et d'autre du veru montanum. Le plan de clivage chirurgical entre HBP et prostate périphérique est identifié en utilisant l'extrémité de l'endoscope pour s'introduire dans le plan en utilisant un bras de levier. L'apex est détaché progressivement par vaporisation latéralement puis en avant en suivant la convexité des lobes. On rejoint ainsi la tranchée effectuée préalablement entre 10 et 2 heures.

Étape 4 : lobes latéraux

Les lobes latéraux ont été préalablement isolés par la création des tranchées antérieure et postérieure et une puissance de 160 à 180 W est utilisée. À partir du plan capsulaire dans la profondeur de l'incision postérieure, la vaporisation est effectuée de dedans en dehors en suivant l'aspect blanc et lisse de la capsule chirurgicale. La vaporisation progresse selon un trajet qui soulève progressivement le lobe latéral pour l'isoler de la prostate périphérique. De la même façon, la vaporisation est effectuée à partir de l'incision antérieure de dedans en dehors en suivant le plan capsulaire. De cette façon, lobes latéraux deviennent saillants dans la lumière de l'urètre prostatique. La vaporisation de la convexité des lobes peut être effectuée à pleine puissance sans risque capsulaire.

En fin d'intervention l'irrigation est interrompue pour vérifier l'absence de saignement et l'intégrité des orifices urétéraux.

NB : Conversion

En dehors de la rare conversion pour hémostase non contrôlable par le laser, elle peut être indiquée en début d'apprentissage pour effectuer l'ablation complète de l'adénome si le temps opératoire est trop long. L'utilisation d'un résecteur bipolaire permet de convertir sans modifier l'irrigation de sérum salé. Cela évite également le risque de réabsorption de glycolcolle en cas de résection monopolaire (TURP syndrome).

d. Suites opératoires

Deux paramètres permettent indirectement d'apprécier la qualité de la réalisation de l'intervention : l'énergie utilisée par mL de prostate (volume prostatique total mesuré par échographie endorectale préopératoire) et le ratio du temps de tir laser divisé par le temps d'intervention. Quand la technique est maîtrisée, on observe en moyenne 5 kJ/cm³ et 60 % minimum de ratio temps de tir/temps opératoire. Des variations modestes peuvent exister en fonction de la sensibilité du tissu prostatique propre à chaque patient. L'aspect de la loge de vaporisation en échographie endorectale permet également de vérifier la disparition de la zone de transition en fin d'intervention.

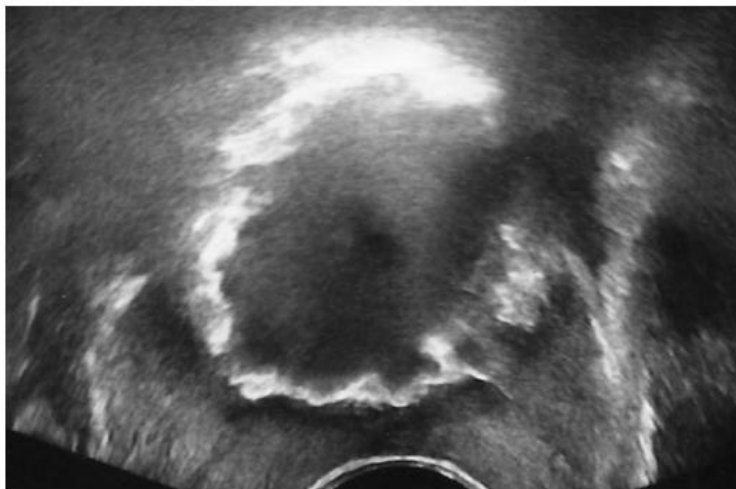


Figure 22 : Échographie endorectale : aspect de la loge prostatique en coupe transversale après photovaporisation[32].

4. Enucléation « en bloc » de la prostate au laser greenlight « Greenlep »



Figure 23 : Technique d'enucléation bloc au laser Greenlight (GreenLEP) :

1 : incision de la muqueuse à l'apex contournant ici le veru montanum.

2 : dissection « monobloc » de l'adénome par action mécanique.

3 : hémostase progressive.

4 : ouverture du col vésicale en avant.

5 : incision latérale du col.

6 : fin de la section du col en arrière (l'adénome est détaché et refoulé en un seul bloc dans la vessie).

7 : hémostase (ici au col).

8 : morcellement[33].

La technique GreenLEP utilise un cystoscope 26 Fr et une fibre laser GreenLight. A 35W de coagulation, l'étendue distale de l'énucléation est marquée au niveau proximal du veru montanum. Des sillons sont ensuite créés à la température de vaporisation de 80 W dans l'adénome jusqu'à la capsule à 5 et 7 heures, séparant ainsi efficacement le lobe médian des lobes latéraux.

Le plan entre le lobe médian et la capsule prostatique est développé de manière rétrograde vers le col de la vessie. Grâce à une dissection brutale avec coagulation intermittente des vaisseaux et des attaches fibreuses, le lobe médian est séparé de la capsule et énucléé de manière rétrograde.

Une fois que le lobe médian est séparé du col de la vessie, les attaches du col de la vessie sont sectionnées latéralement à médialement.

Le lobe médian est placé à l'intérieur de la vessie pour un morcellement ultérieur. L'étendue distale de l'énucléation est alors délimitée antérieurement et latéralement et une commissurotomie antérieure est établie. L'énucléation des lobes latéraux est effectuée un lobe à la fois.

Le plan capsulaire est pénétré apicalement et latéralement, puis antérieurement vers le col de la vessie, en laissant les attaches postérieures intactes. Cette dissection antérolatérale est poursuivie jusqu'à l'entrée de la lumière vésicale à 1–3 heures pour le lobe latéral gauche et à 9–11 heures pour le lobe latéral droit. Les attaches antérieures sont ensuite séparées latéralement à médialement, suivies par les attaches postérieures lorsque le lobe latéral est introduit dans la vessie. Cette procédure est répétée sur le côté controlatéral.

Une fois que les trois lobes ont été placés à l'intérieur de la vessie et qu'une hémostase adéquate est assurée, un morcellateur est inséré et utilisé pour morceler l'adénome[33].

5. Laser au Thulium



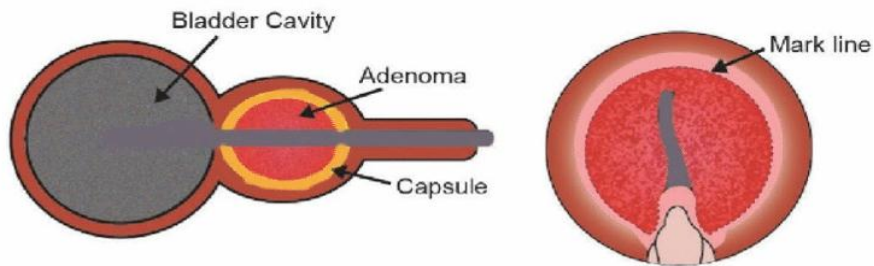
Figure 24 : Générateur du laser au thulium

a. Mécanisme d'action

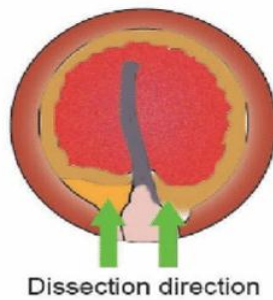
Le laser au thulium (Tm) a une longueur d'onde de 2013 nm et une profondeur de pénétration de 0,25 mm, il utilise l'eau comme chromophore absorbant l'énergie du laser au thulium. Contrairement à l'holmium, l'énergie est libérée sous la forme d'une onde continue visible[14].

b. Application en chirurgie de l'HBP

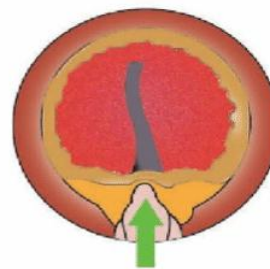
Step 1



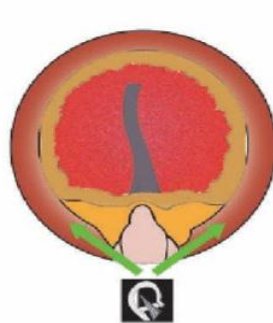
Step 2



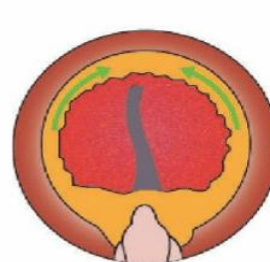
Step 3



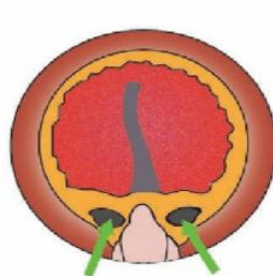
Step 4



Step 5



Step 6



Step 7



Step 8

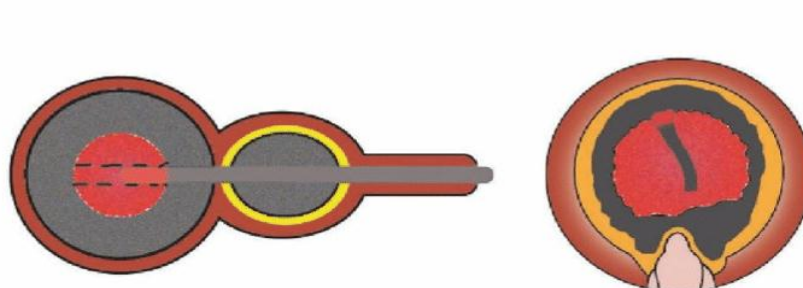


Figure 25 : Illustration de la technique chirurgicale d'énucléation de la prostate au laser thulium (ThuLEP).

Étape 1 : Création de l'espace de travail : coaguler la muqueuse le long du côté proximal du sphincter, en épargnant le verumontanum, et créer la ligne marquée.

Étape 2 : Coupe et extension de la ligne marquée à la capsule à 5 heures et 7 heures. La ligne marquée qui est proximale au verumontanum est épargnée (à 6 heures).

Étape 3 : Prolonger le bord tranchant à 5 heures et 7 heures jusqu'à 6 heures. Étape 4 : Placer le tube de guidage sur la gaine du microscope et continuer à disséquer du côté opposé à partir de la direction de 6 heures (dans les directions de 5 à 4 heures et de 3 heures et dans les directions de 7 à 8 et de 9 heures, respectivement).

Étape 5 : Le tissu est relativement fin à 12 heures, il faut veiller à ne pas couper trop profondément ou trop superficiellement.

Étape 6 : Couper le long de la capsule prostatique et faire une fenêtre vers l'espace de la vessie à 5 et 7 heures.

Étape 7 : Étendre le bord de coupe des directions 5 et 7 heures à la direction 6 heures. Prolonger le bord le long de la paroi latérale à 12 heures.

Étape 8 : Pousser le tissu de l'adénome dans l'espace de la vessie, vérifier le saignement, puis effectuer la procédure de morcellement[34].

Comme l'holmium, le laser au thulium peut être utilisé pour la vaporisation, la résection ou l'énucléation. Utilisé pour la première fois pour l'HBP en 2005, il a été utilisé pour une procédure connue sous le nom de résection de la prostate au laser thulium (TmLRP-TT) dans laquelle le laser thulium est utilisé pour découper la prostate en petits fragments de tissu. Une autre version est connue sous le nom de résection de la prostate par vaporisation au thulium (ThuVARP), en référence à une combinaison de vaporisation et de résection. En 2009, l'énucléation est devenue Thulium VapoEnucleation de la prostate (ThuVEP) dans un premier temps, analogue à la HoLEP. Récemment, cela a été encore plus raffiné pour devenir une énucléation de la prostate au laser thulium (ThuLEP), dans laquelle l'incision est plutôt apicale par rapport à HoLEP/ThuVEP où elle est à trois lobes[14].

c. Suites opératoires

La TmLRP présente un risque réduit de TURP syndrome, de transfusion sanguine et de sténose urétrale par rapport à la RTUP. Les autres complications signalées comprennent l'incontinence urinaire transitoire, l'infection urinaire et l'éjaculation rétrograde. Cependant, les taux étaient comparables à ceux de la RTUP. Les complications dues à la ThuVEP sont similaires, toutefois, des symptômes irritatifs postopératoires et une contracture du col vésical ont également été rapportés. En termes de dysfonctionnement sexuel, bien que l'éjaculation rétrograde soit connue pour être fréquente, les scores de la fonction sexuelle ont objectivé une différence non significative en pré et post-opératoire, ou par rapport à la RTUP. Cependant, peu d'études ont inclus les complications liées à la fonction sexuelle. La ThuLEP a eu un profil de sécurité encourageant jusqu'à présent[14].

6. Laser à diode

a. Mécanisme d'action

Les lasers à diode font référence à un groupe de lasers qui fonctionnent grâce à une barre de semi-conducteurs qui utilise l'énergie électronique pour générer de la lumière laser et provoquer l'ablation des tissus par vaporisation. Bien que les chromophores absorbants soient l'hémoglobine et l'eau pour tous les lasers à diodes, il existe une gamme de longueurs d'onde et, par conséquent, les profondeurs de pénétration atteintes sont différentes. Pour la prostatectomie au laser, les longueurs d'onde actuellement disponibles sont de 940, 980 ou 1470 nm avec des profondeurs de pénétration en fonction de la longueur d'onde[14].

b. Application en chirurgie de l'HBP

La prostatectomie au laser à diode peut être pratiquée sous rachianesthésie ou anesthésie générale, sous guidage cystoscopique et irrigation continue de la vessie. Les réglages de puissance sont généralement compris entre 80 et 200 W et la vaporisation est réalisée sans contact direct avec les tissus à l'aide d'une fibre à feu latéral. Après l'ablation des lobes latéraux et médian, le laser est utilisé pour l'hémostase si nécessaire. Plus récemment, l'énucléation de la prostate par laser à diode (DiLEP) a été développée, sur la base d'une technique HoLEP modifiée. Un laser à diode de 980 nm est utilisé avec une fibre de tir flexible et un résectoscope, et l'énucléation est obtenue par la technique d'incision 4-U utilisée dans la procédure HoLEP. Là encore, comme pour la procédure HoLEP, Le morcellateur est utilisé pour collecter les tissus énucléés en vue d'une analyse histologique[14].

c. Suites opératoires

Les principaux effets indésirables qui affectent particulièrement le traitement par laser à diode sont les symptômes d'irritation vésicale et l'éjaculation rétrograde. Parmi les autres complications signalées, nous trouvons les saignements nécessitant une transfusion, la perforation de la capsule et l'incontinence urinaire.

Toutefois, il n'y a pas de différence statistiquement significative dans la fréquence de ces complications par rapport à d'autres traitements tels que la RTUP[14].

7. Laser Nd-YAG



Figure 26 : Générateur laser Nd-YAG

a. Mécanisme d'action

Le laser à grenat d'yttrium-aluminium dopé au néodyme (Nd-YAG) est un laser à cristal dont l'eau et l'hémoglobine sont les chromophores absorbants, avec une longueur d'onde de 1064 nm et une profondeur de pénétration de 10 mm. L'ablation des tissus se fait par coagulation pulsée ou continue. Cependant, en

raison de ses coefficient d'absorption et profondeur de pénétration des tissus faibles, le Nd-YAG a un risque de lésion thermique, en particulier de nécrose coagulante profonde qui peut prendre jusqu'à 3 mois pour guérir complètement, mais elles forment la base même de son effet[35][36].

b. Application en chirurgie de la prostate

Des études ont montré que des procédures telles que l'ablation laser visuelle de la prostate (VLAP) et la coagulation interstitielle par laser (ILC) ont des résultats fonctionnels comparables à la RTUP [60, 61]. Toutefois, des études plus récentes, notamment des études randomisées contrôlées à long terme avec un suivi des patients jusqu'à 10 ans ont abouti au fait que les procédures basées sur le Nd-YAG soient abandonnées après que la RTUP se soit révélée supérieure en termes de résultats fonctionnels[14]. Un autre inconvénient important du Nd-YAG, comme toutes les procédures d'ablation, est son incapacité à obtenir du tissu pour l'analyse histologique, qui est probablement une autre raison de son abandon[35].

8. Synthèse

Plusieurs traitements au laser ont été développées en tant qu'options moins invasives que la RTUP pour le traitement des HBP symptomatiques. Actuellement, la plus utilisée et la plus établie des techniques laser est la HoLEP et l'ablation à 532 nm (Greenlight). Les deux présentent un bon profil de sécurité et une efficacité équivalente à celle de la RTUP.

Le principal inconvénient de la HoLEP est la fameuse courbe d'apprentissage qui doit être surmontée. La vaporisation photosélective est limitée par la durée opératoire prolongée et l'ablation variable des tissus.

La ThuLEP, ThuVEP et DiLEP sont de nouvelles modalités prometteuses, mais exigent davantage d'études notamment à propos de leur efficacité clinique à long terme pour pouvoir concurrencer la RTUP.

La Nd-YAG a été abandonnée en raison de son manque d'efficacité clinique à long terme.

Par ailleurs, le coût élevé du traitement au laser pose un problème, particulièrement dans notre contexte socio-économique. Certes, le coût initial du matériel laser est plus élevé que celui de la RTUP ou les instruments de chirurgie ouverte. Cependant, la réutilisation des fibres laser, la durabilité de l'équipement et son utilisation par de multiples spécialités, réduisent significativement les coûts de fonctionnement. Les applications multiples des lasers, notamment dans de nombreuses pathologies urologiques, aident à augmenter la portée de leur utilisation et diminuent ainsi le coût.

L'avantage du traitement au laser, à savoir moins de séjour à l'hôpital, une reprise précoce de l'activité, moins de taux de retraitement, la sécurité chez les patients à haut risque et la capacité d'opérer les grandes prostates, surmontent également le facteur coût. Cependant, le matériel laser a un coût élevé, d'où la difficulté d'en bénéficier au sein de toutes les structures sanitaires.

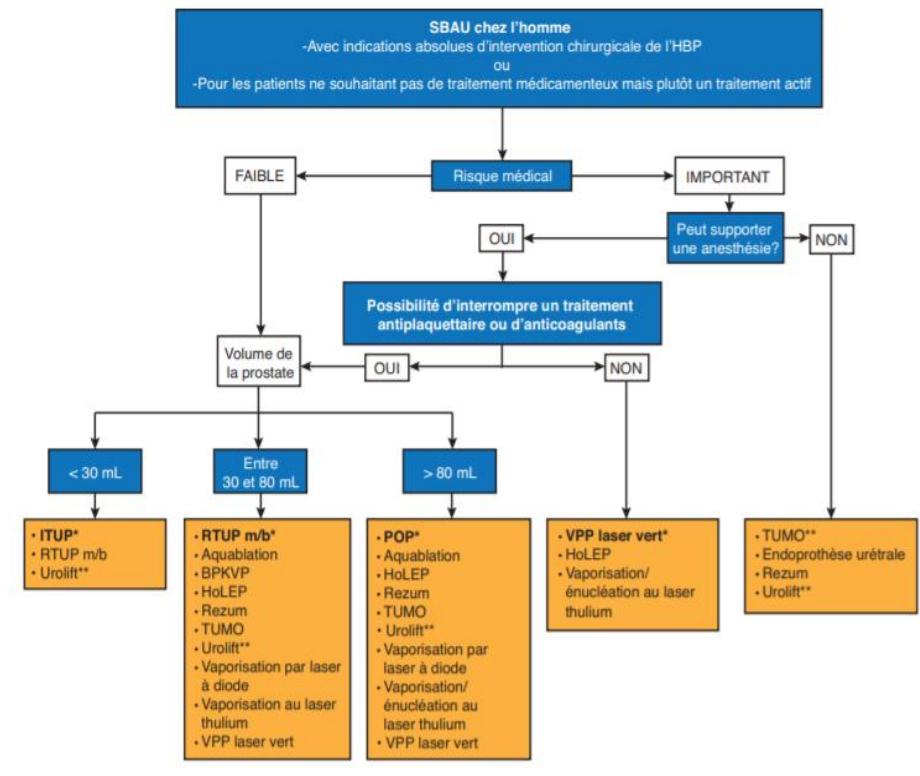


Figure 27 : Algorithme thérapeutique des symptômes incommodants du bas appareil urinaire (SBAU) réfractaires aux traitements conservateurs ou médicamenteux, ou en cas d'indication absolue d'intervention chirurgicale. BPKVP : vaporisation bipolaire au plasma; ITUP : incision transurétrale de la prostate; POP : prostatectomie ouverte partielle; RTUP m/b : résection transurétrale de la prostate monopolaire/bipolaire; TUMO : thérapie transurétrale à micro-ondes; VPP laser vert : vaporisation photosélective de la prostate au laser vert Greenlight [16].

B. La lithiase urinaire

1. Rappels

Le terme de lithiase désigne la maladie résultant de la formation de calculs dans les reins ou les voies urinaires. Le mot lithiase vient du grec *lithos* (pierre) et celui de calcul du latin *calculus*, nom des petits cailloux utilisés par les comptables romains. Pendant longtemps, la lithiase urinaire a été appelée maladie de la pierre, la plupart des calculs ressemblant, en effet, à des pierres dont ils ont la dureté. Elle était souvent aussi désignée sous le nom de gravelle, car les concrétions d'acide urique trouvées dans les urines ressemblaient à de petits graviers[37].

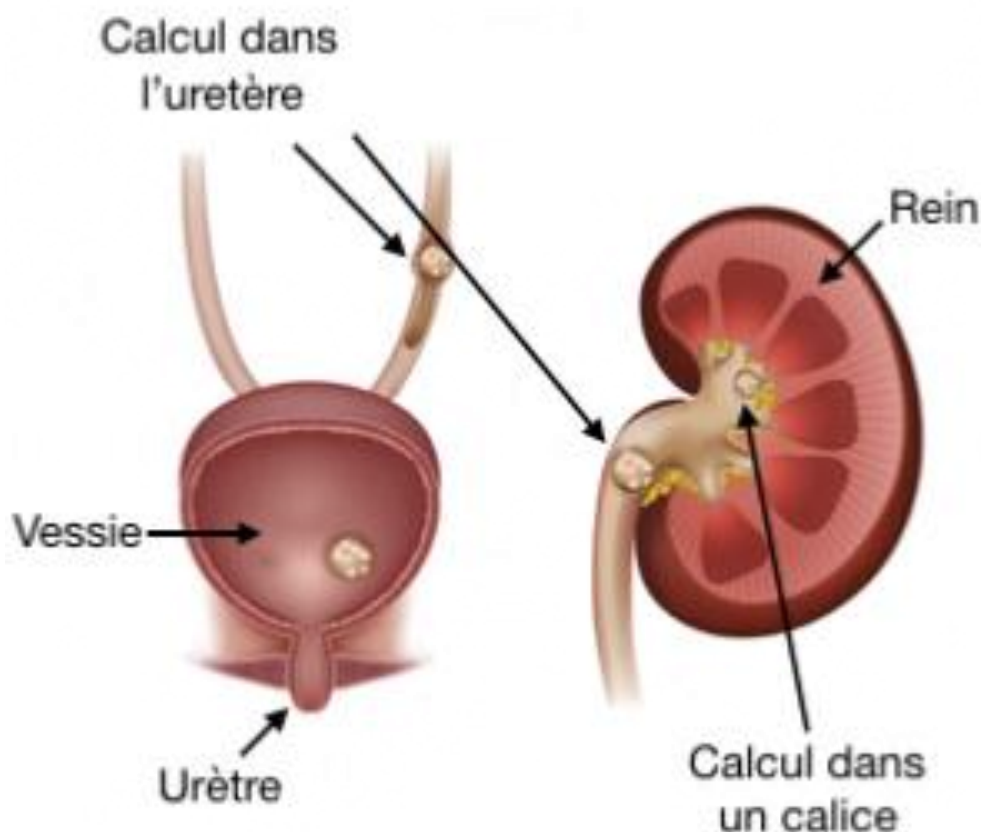


Figure 28 : Lithiases urinaires

La lithiase urinaire est une affection très fréquente puisqu'elle touche 5 % à 10 % de la population dans les pays industrialisés. De plus elle peut récidiver dans 50 % des cas à 5 ans en l'absence de traitement préventif[38].

La lithiase calcique représente plus de 80 % des lithiases urinaires. Les autres types de lithiase urinaire sont les calculs d'acide urique (10 %), les calculs infectieux (5 %) et des calculs rares (cystine, xanthine, médicamenteuses...).

La lithiase calcique, idiopathique dans 90 % des cas, est favorisée par des facteurs métaboliques comme l'hypercalciurie.

L'analyse du calcul est le temps primordial de l'enquête étiologique chez tout patient lithiasique. Elle est indispensable à un diagnostic exact sans lequel les mesures thérapeutiques adéquates ne peuvent être définies. Lorsque la cause du calcul n'a pas été correctement identifiée, la récurrence lithiasique est la règle[37].

On distingue [38]:

- Les calculs calciques :
 - Oxalate de calcium
 - Phosphate de calcium
 - Hydroxyapatite
- Les calculs non calciques :
 - Acide urique
 - Cystine
 - Struvite (phospho-ammoniac-magnésien)

L'aspect radiologique est important[38] :

- Les lithiases radio-opaques sont habituellement calciques
- Les lithiases radio-transparentes sont de nature urique
- Les lithiases cystiniques et de struvite sont faiblement radio-opaques

- Les lithiases coralliformes (moulant les cavités rénales) sont habituellement de struvite (infectieux), plus rarement de cystine ou d'oxalate de calcium
 - Des microlithiases calcicielles multiples évoquent une maladie de Cacchi–Ricci
- De plus, certaines lithiases calciques de petite taille ne sont pas visibles à l'ASP et peuvent faire porter à tort le diagnostic de lithiase radio-transparente.

La modification des habitudes alimentaires, dans le sens d'apports nutritionnels excessifs au regard d'une activité physique insuffisante, apparaît comme la principale cause de l'explosion de la lithiase oxalocalcique et, plus récemment, urique dans les sociétés au mode de vie occidental ou occidentalisé[37].

La lithiase urinaire compliquée se manifeste habituellement par une colique néphrétique (CN). La CN résulte de l'obstruction aiguë plus ou moins complète de la voie excrétrice par engagement d'un calcul dans le bassinet ou l'uretère. Certains facteurs favorisent la survenue d'une CN : voyage de longue durée, immobilisation, chaleur, boissons insuffisantes...[38]

La douleur de la CN a les caractéristiques suivantes[38] :

- Elle est à type de torsion
- Elle est de début brutal, souvent très intense
- Elle est paroxystique
- De siège lombaire ou à l'angle costo–vertébral avec une irradiation vers la racine de la cuisse et les organes génitaux externes.

Les signes associés sont[38] :

- Agitation du fait de l'impossibilité pour le malade de trouver une position antalgique
- Digestifs : nausées, vomissements, constipation du fait de l'iléus réflexe
- Urinaires : pollakiurie, impériosités, dysurie.

- Il n'y a pas de fièvre et l'examen clinique est normal avec un abdomen souple et des touchers pelviens normaux.

Les signes de gravité à rechercher [38]:

- Fièvre > 38 °C. Elle traduit une rétention d'urine purulente au-dessus de l'obstacle (pyélonéphrite obstructive). Les risques sont l'abcès du rein et la septicémie d'origine urinaire.
- Anurie. Elle traduit un obstacle bilatéral ou le plus souvent unilatéral chez un patient ayant un rein unique anatomique ou fonctionnel. Il s'agit d'une insuffisance rénale aiguë obstructive.
- Terrains particuliers : grossesse, transplantation rénale, insuffisance rénale

Ces signes de gravité nécessitent une prise en charge urologique avec dérivation urinaire en urgence.

Autres situations pouvant justifier une dérivation des urines[38] :

- Résistance à un traitement médical bien conduit
- Répétition des crises
- Rupture de la voie excrétrice
- Formes hyperalgiques résistant au traitement antalgique

Par ailleurs, la lithiase urinaire compliquée peut se manifester par des infections urinaires à répétition ainsi que par une insuffisance rénale chronique par néphropathie interstitielle chronique qui est une complication rare de la maladie lithiasique liée à une obstruction prolongée et souvent silencieuse de la voie excrétrice associée à une infection plus ou moins permanente des urines.

En ce qui concerne la lithiase urinaire non compliquée, le diagnostic est principalement radiologique, le plus souvent de découverte fortuite. L'imagerie se base sur :

❖ Abdomen sans préparation (ASP) face couché :

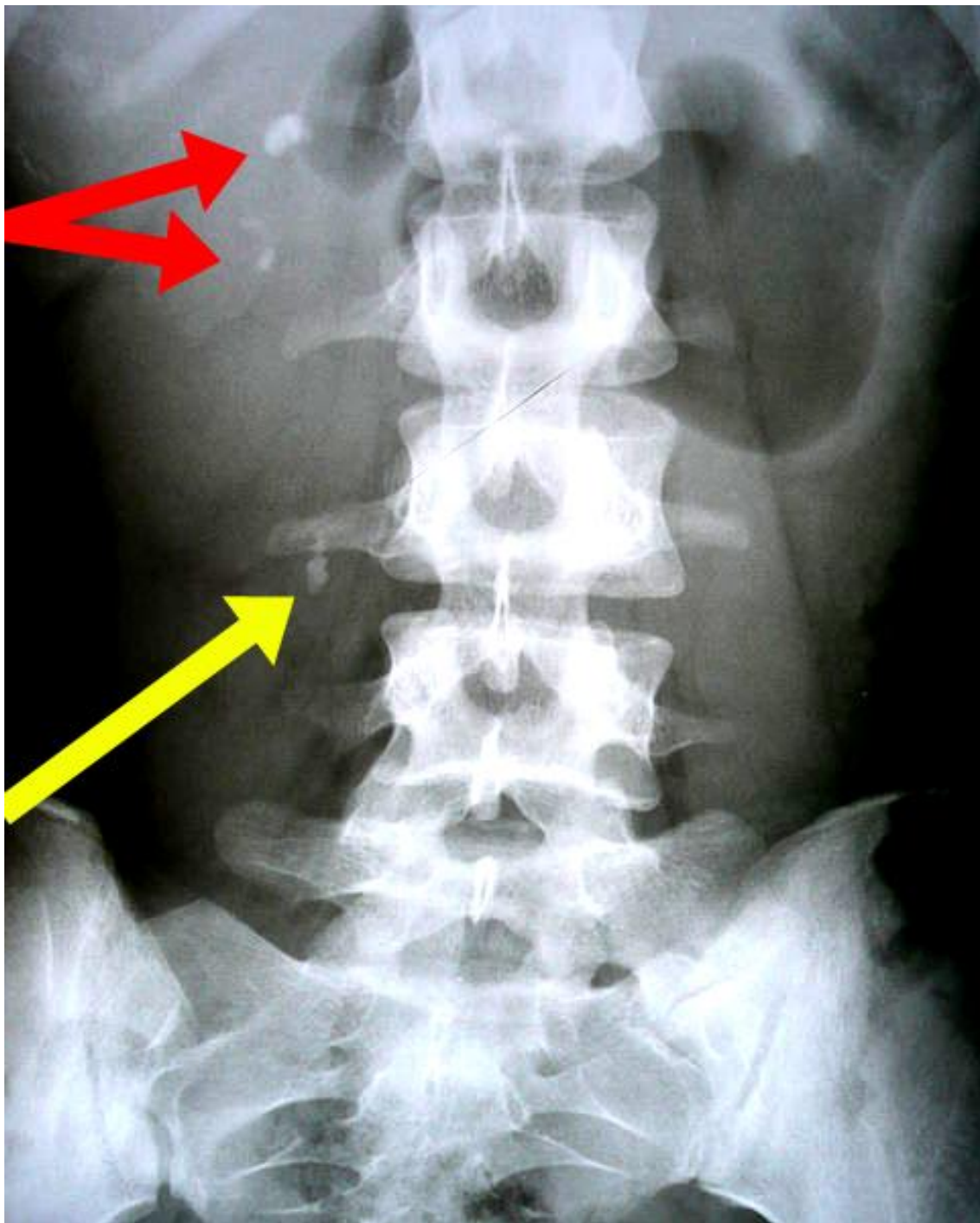


Figure 29 : ASP retrouvant des calculs urinaires (flèche jaune : urétéral, flèches rouges : rénaux)

Il fait le diagnostic des calculs radio-opaques[38] :

- Calculs calciques (les plus radio-opaques)
- Struvite
- Cystinique (faiblement radio-opaques)

❖ **Échographie de l'appareil urinaire :**

L'échographie du rein et des voies excrétrices urinaires est l'examen de première intention.

Pour le diagnostic positif de calcul :

- Image hyperéchogène
- Cône d'ombre postérieur

L'échographie fournit par ailleurs un signe indirect d'un grand intérêt pour le diagnostic d'obstruction urétérale : la mise en évidence de la dilatation des cavités pyélocalicielles du rein. Toutefois, cette dilatation n'est pas immédiate et elle n'apparaît souvent que plusieurs heures après le début de l'obstruction[37].



Figure 30 : Dilatation des cavités pyélocalicielles à l'échographie[37].

Elle a pour avantages[38] :

- Performante (sensible et spécifique) et non invasive
- Visualise tous les calculs, même radio-transparents

Ses limites sont[38] :

- La non visualisation des calculs situés dans l'uretère lombaire ou iliaque.
- Opérateur dépendant

Toutefois, l'association de l'ASP et de l'échographie, dont les informations sont complémentaires, augmente significativement la détection des signes directs et indirects de lithiase obstructive et apporte une sensibilité de 90% et une spécificité de 75 à 100% [39].

❖ **La tomodensitométrie de l'appareil urinaire (uroscanner) :**

L'uroscanner hélicoïdal sans injection est très performant car il détecte tous les calculs (même radio-transparents) et en particulier les calculs urétéraux non visualisés par l'échographie.

Il est surtout indiqué[38] :

- En urgence en cas de doute diagnostique avec une pathologie abdominale
- A distance, pour le bilan de lithiases récidivantes à la recherche d'une anomalie urologique (maladie de Cacchi-Ricci, syndrome de jonction, duplicité...);
- Avant le traitement urologique des calculs pour apprécier l'état de la voie excrétrice.

2. Traitement

Les calculs de petite taille, asymptomatiques, non compliqués et non évolutifs peuvent être surveillés. Dans les autres cas un traitement instrumental urologique est indiqué. Les traitements urologiques disponibles pour détruire les calculs sont

la lithotritie extra-corporelle, l'urétéroscopie rigide et souple et la néphrolithotomie percutanée. Les énergies utilisées en pratique pour détruire les calculs sont Les ondes de choc, l'énergie balistique pneumatique, le laser Holmium et les ultrasons. Les indications et les aspects techniques de ces techniques sont bien codifiés dans les recommandations du Comité Lithiase de l'Association Française d'Urologie et celles de l'Association Européenne d'Urologie. Ces techniques ont des taux de succès de plus de 80 %. Les résultats de ces traitements peuvent être optimisés par une thérapie médicale expulsive[40].

Grâce à la lithotritie extracorporelle (LEC) et à l'urétéroscopie, il est désormais possible de fragmenter ou d'extraire un calcul sans attendre son expulsion spontanée, aléatoire et grevée de douleurs. Le recours précoce à la LEC et aux techniques d'endo-urologie est devenu de plus en plus fréquent, si bien qu'aujourd'hui la moitié, à peine, des calculs sont expulsés sous l'effet du seul traitement médical[37].

En plus de la lithotripsie par ondes de choc ou lithotritie extracorporelle, il est possible de traiter les calculs par une approche ouverte, percutanée, endoscopique ou transurétrale. Avec le développement de la technologie laser ainsi que l'utilisation généralisée des urétérorénoscopes, le traitement endourologique de l'urolithiase est devenu l'une des options de traitement standard.

a. Indications du traitement urologique des calculs du haut appareil urinaire

Les indications de traitement instrumental de calculs du haut appareil sont[40]:

- Calcul symptomatique : douleur, hématurie, infection
- Calcul avec complication : obstruction, infection urinaire
- Calcul évolutif avec augmentation de taille en imagerie
- Calcul de taille significative (> 1,5 cm dans le rein et > 6mm dans l'uretère)
- Calcul du pôle inférieur du rein

- Calcul complexe
- Anomalie anatomique
- Maladie lithiasique évolutive (> 2 épisodes/an)
- Calcul infecté ou infectieux
- Choix du patient (profession, tourisme)
- Patient fragile ou complexe (rein unique, insuffisance rénale, insuffisance cardiaque, anticoagulation...)

3. Laser Ho:YAG



Le premier laser décrit comme efficace dans la fragmentation des calculs urinaires a été le laser au rubis. Ce laser à onde continue vaporisait essentiellement un calcul, mais en raison de l'excès de chaleur produite, le laser au rubis n'est jamais devenu un traitement de référence. Dans les années qui ont suivi, des lasers à ondes pulsées ont été introduits. Ces lasers produisent de courtes impulsions d'énergie, ce qui entraîne un dégagement de chaleur minimal. En outre, ces lasers génèrent une bulle de plasma qui éclate et fragmente les calculs par une onde de choc mécanique[41].

Après quelques années, la lithotripsie par le laser holmium:yttrium-aluminium-garnet (Ho:YAG) a été introduite. Contrairement aux lasers à impulsions courtes, qui induisent une bulle de plasma générant une onde de choc de fragmentation, le laser Ho:YAG induit une onde de choc plus faible en raison de sa durée d'impulsion relativement longue de 350 μs [42]. Une étude a révélé que la fragmentation du calcul avec le laser Ho:YAG commence avant la rupture de la bulle de plasma et la production de l'onde de choc. En outre, le laser à holmium est absorbé par les molécules d'eau dans les calculs, ce qui entraîne la vaporisation des fragments[43]. La plupart des lasers Ho:YAG ont une longueur d'onde de 2,1 μm , et des fibres d'un diamètre de 200–1000 μm sont utilisées pour le transport de l'énergie laser[44]. Le laser Ho:YAG est le système de lithotripsie laser le plus efficace et est donc le système le plus répandu en urologie.

a. Mécanisme d'action

Le laser Ho:YAG a une longueur d'onde de 2120 nm, ce qui est très proche du pic d'absorption de l'eau (1940 nm). Ainsi, une grande partie de l'énergie du laser à holmium est absorbée de manière non spécifique par les molécules d'eau, ce qui en fait un outil utile pour la lithotripsie puisque l'eau constitue un élément important de la plupart des calculs. L'énergie laser doit être transmise du générateur à la cible. Les fibres de silice sont les plus couramment utilisées à cette fin, car la silice représente un des moyens de transmission les moins coûteux et biocompatibles à l'énergie laser Ho:YAG. Le diamètre de ces fibres varie de 200 à 1000 μm [42].

Le laser à holmium fonctionne par un mécanisme photo-thermique, qui implique l'absorption directe de l'énergie laser par le calcul. En d'autres termes, le calcul est littéralement "fondu". Cette théorie est étayée par la constatation que l'efficacité de fragmentation du calcul par le laser à holmium augmente avec

l'augmentation de la température du calcul. De plus, des sous-produits thermiques pour toutes les compositions de calculs testés se trouvent sur les surfaces des fissures produites lors de la lithotripsie au laser holmium, et dans la solution d'irrigation lors de la fragmentation du calcul au laser holmium. Ces résultats suggèrent qu'une réaction thermo-chimique générée par le laser se produit à la surface du calcul (c'est-à-dire la fonte du calcul)[42].

L'effet photo-thermique du laser à holmium peut également contribuer à la fragmentation du calcul par l'absorption d'énergie dont la longueur d'onde est particulière par les molécules d'eau à l'intérieur du calcul. La vaporisation des molécules d'eau dans le calcul urinaire peut contribuer à la formation de bulles de vapeur dans le calcul qui, en se dilatant, peuvent contribuer à la fragmentation du calcul[42].

Le mécanisme d'action photo-thermique du laser holmium a plusieurs implications cliniques, dont la plupart favorisent le laser holmium par rapport aux autres lithotrities intracorporels. L'absence d'une onde de choc très forte minimise la migration des calculs urinaires loin de la fibre laser pendant la lithotripsie, un phénomène appelé rétro-pulsion des calculs.

L'absence d'une onde de choc très forte minimise également le risque de dommages par dispersion sur les tissus adjacents (par exemple, la paroi urétérale) et sur l'équipement endoscopique, que l'on rencontre plus fréquemment avec l'énergie de la lithotritie hydro-électrique (EHL). Cependant, il a été suggéré que cette onde de choc "faible" est encore suffisamment forte pour dissiper la poussière créée par la décomposition du calcul, et donc faciliter la fragmentation de celui-ci. Des études ont démontré que la fragmentation au laser holmium donne des fragments plus petits que ceux produits par les autres lasers, l'EHL ou la lithotripsie pneumatique. Cliniquement, cette découverte permet d'avoir moins recours aux

procédures annexes pour enlever les fragments résiduels, et donc moins de temps opératoire et de morbidité. La capacité de vaporiser un calcul en particules de poussière, combinée au traumatisme minimal associé à l'utilisation des endoscopes actuellement disponibles, a récemment remis en question la nécessité de poser une endoprothèse urétérale après une urétéroscopie. Comme l'énergie du laser holmium est absorbée par tous les composants du calcul, ce laser peut être utilisé pour fragmenter tous les types de calculs, y compris les calculs monohydratés plus durs de cystine et d'oxalate de calcium[42].

b. Fragmentation et dusting

Fragmentation et dusting sont des réglages adaptés au traitement des calculs. Ces 2 profils de tir sont caractérisés par des réglages des 3 paramètres complètement opposés :

- Le dusting permet de produire des fragments de petites tailles (dust = poussière), en utilisant une fréquence élevée, un pulse long et une faible énergie par pulse. Les fragments de calcul sont fins comparables à du sable
- A l'inverse la fragmentation utilise une fréquence basse, une durée de pulse brève et une énergie par pulse élevée. Les fragments obtenus sont plus volumineux[45].

Selon les études in vitro, le paramétrage le plus efficient (celui qui permettrait une perte maximale de poids du calcul en un minimum de temps) serait plutôt la fragmentation. Pour un même niveau de puissance, une énergie élevée et une fréquence basse permettraient de briser un calcul 4 à 10 fois plus vite qu'en dusting. Cependant, les études in vitro ne reproduisent pas toutes les conditions réelles de l'endoscopie : la nature du calcul, la taille des fragments conditionnant l'élimination spontanée, et surtout l'effet de rétropulsion (c'est-à-dire les

mouvements du calcul à chaque impact laser). En conditions réelles, le dusting a au moins 3 avantages :

- Il limite la rétroimpulsion et donc augmente la précision du tir en permettant de garder un calcul immobile dans le champ de vision
- Il produit du sable qui est éliminé facilement et qui évite la formation de fragments lithiasiques volumineux que l'opérateur serait amené à retraiter ou extraire un par un en fin d'intervention
- En mode dusting, l'extrémité de la fibre laser se dégrade moins qu'en mode fragmentation.[45]

D'un point de vue pratique, il n'existe pas de paramétrage unique et standard permettant de traiter toutes les tailles et toutes les natures de calcul. L'aspect optique du calcul ou sa nature chimique connue peut aussi prédéterminer le choix initial du paramétrage. Pour trouver le réglage optimal en dusting, il faut régler la fréquence d'impulsion à 15-20 Hz et ne pas la changer. Augmentez par paliers l'énergie par impulsion à partir de 500 mJ jusqu'à l'obtention un bon compromis entre un aspect « tempête de neige » caractéristique du dusting et une rétroimpulsion minimale. Un fragment lithiasique de 5 mm en fin de traitement aura forcément un recul plus important qu'un calcul de 15 mm en début de traitement. Il faudra adapter l'énergie par impulsion tout au long du geste[45].

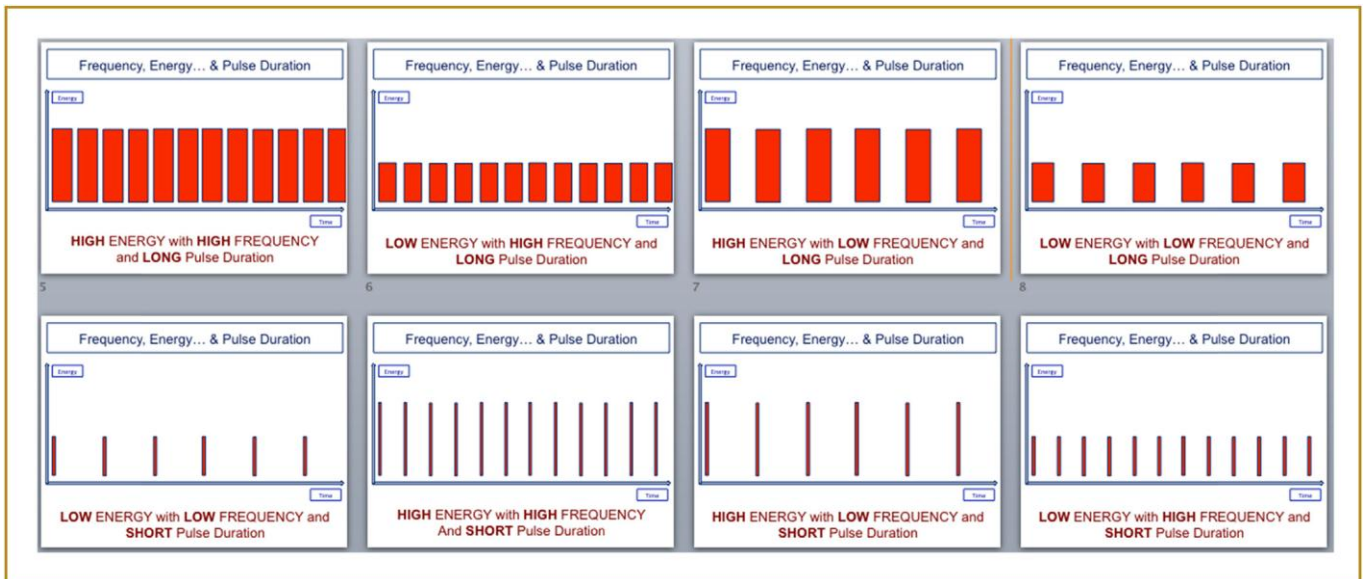


Figure 31: Les 8 profils de paramétrage d'un faisceau laser[45].

c. Application dans le traitement de la lithiase urinaire

c-1. L'urétéroscopie

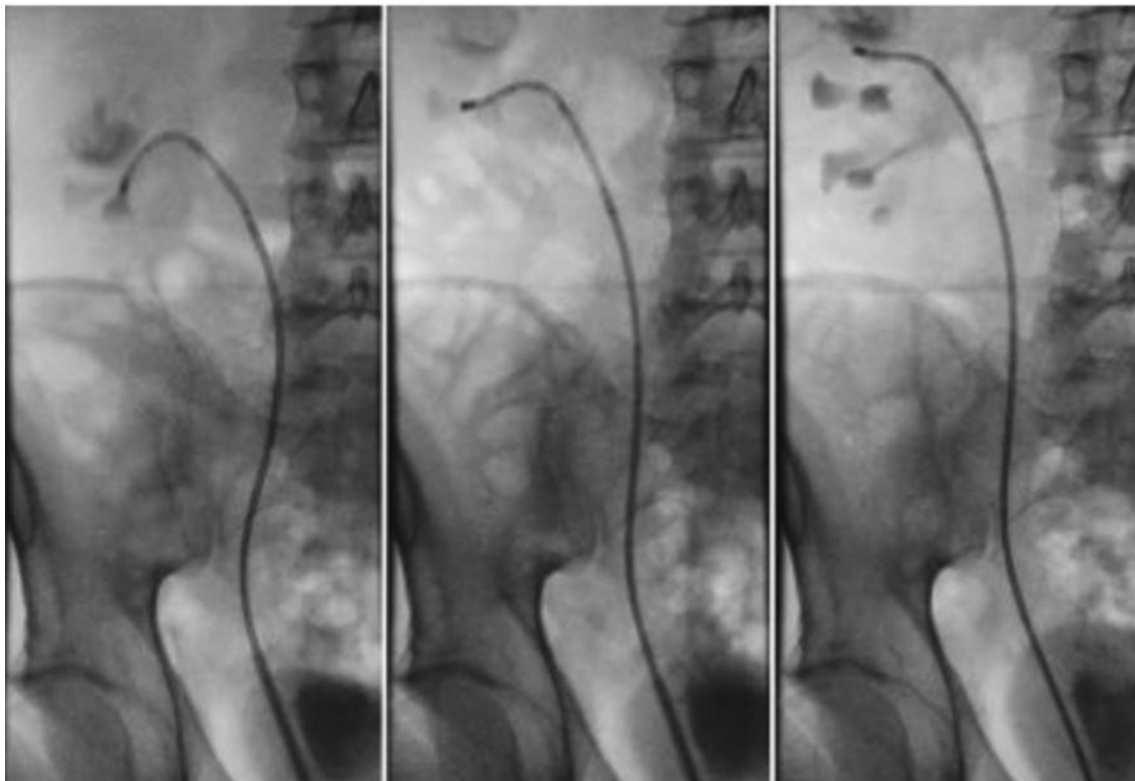


Figure 32 : Vue radiologique d'une urétéroscopie souple rénale[40]

L'urétéroscopie (URS) visualise la lumière de l'urtère, du bassin et des calices et permet aussi l'introduction sous contrôle visuel de matériel opératoire pour détruire les calculs. Cette technique date des années 1980. Les urétéroscopes sont des endoscopes de faible diamètre (8 Fr : 3 mm) avec un optique, une lumière froide, un canal opératoire (1-1,2 mm) et un canal d'irrigation. Les urétéroscopes peuvent être rigides (URS-r) ou souple (URS-s). Ils sont introduits dans le haut appareil urinaire par voie rétrograde sous anesthésie générale ou éventuellement sous rachianesthésie. L'urétéroscopie est réalisée au bloc opératoire sous contrôle radioscopique. Une antibioprophylaxie par C3G est recommandée. Pour les calculs infectieux une bi-antibiothérapie active sur les Bacilles Gram négatif est réalisée 2 jours avant et 3 jours après l'intervention[40].

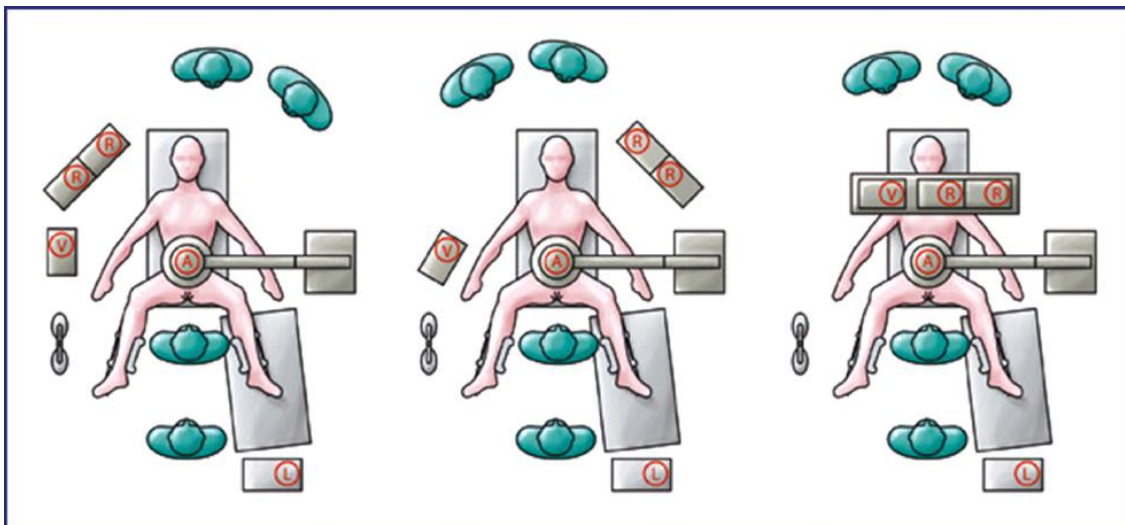


Figure 33 : Possibilités de disposition au bloc opératoire pour une urétéroscopie souple-laser holmium . R : Appareil de contrôle de radiologie. A : Amplificateur de brillance. V : Colonne de vidéo-endoscopie. L : Laser.[47]

Les urétéro-rénoscopes souples de petit diamètre permettent désormais d'accéder à l'ensemble du tractus urinaire supérieur. L'un des principaux avantages du laser holmium est que ses petites fibres laser peuvent être placées à travers de petits urétéroscopes souples avec une perte minimale de déflection ou d'irrigation. Les fibres de 200 et 365 μm peuvent être placées à travers un urétéroscopie souple, bien que la fibre de 200 μm soit préférée pour le traitement des calculs intrarénaux, car le diamètre plus petit de la fibre permet une plus grande déviation urétéroscopique et une irrigation maximale[42].

Pour les calculs de l'uretère distal, l'URS rigide ou semi-rigide avec lithotripsie au laser Ho:YAG reste la technique de choix.

Schématiquement, on peut retenir qu'au-dessus des vaisseaux iliaques, l'URSS est utile et qu'en-dessous, l'URS semi-rigide reste souveraine. Les calculs à traiter par URSS-laser sont les calculs ayant résistés à la LEC (y compris les fragments résiduels), ou plurifocaux, ou de taille comprise entre 10—20mm, ou caliciels inférieurs. Cette technique n'est en compétition ni avec la LEC ni avec la néphro-lithotomie percutanée (NLPC). Elle est une technique complémentaire de ces deux techniques. En réalité, elle fait souvent partie de la stratégie thérapeutique et vient compléter ou s'associer à une LEC ou une NLPC. Les calculs ne peuvent être traités par URSS que si l'on dispose d'une source « laser Holmium:YAG ». Il peut être dangereux de vouloir traiter les calculs rénaux sans source de fragmentation. En effet, l'absence de laser oblige à mobiliser les calculs jusqu'au niveau de l'uretère ou en sous-pyélique et de les fragmenter avec les ondes balistiques après mise en place d'un URS semi-rigide. Toutes ces manœuvres exposent l'opérateur et le patient à des risques non-acceptables. Autant que possible, il ne faut pas traiter in situ les calculs caliciels inférieurs. Ces calculs doivent être saisis à la pince panier à fond caliciel puis placés idéalement dans le calice supérieur, ou à défaut

dans le bassinnet où ils seront fragmentés au laser Holmium. Les fibres laser utilisables sont celles de 200 ou 365 microns. Si le calcul ne peut pas être mobilisé vers le groupe caliciel supérieur ou le pyélon (calcul volumineux, sténose de la tige calicielle), il peut être fragmenté in situ à l'aide d'une fibre laser de petit diamètre (150 à 200 microns). De façon générale, lorsqu'on traite un calcul avec le laser Holmium, la fibre laser doit toujours être introduite dans le canal opérateur lorsque l'URS-S est en position rectiligne (sans déflexion). La déflexion de l'URS-S n'est débutée que lorsque la fibre apparaît à l'extrémité de l'endoscope. Il faut éviter de créer des fragments volumineux. La structure cristalline du calcul est détruite sous forme de sable mais des fragments peuvent exister. Ils doivent être idéalement fragmentés jusqu'à une taille inférieure à 2mm. Il n'y a pas de limite de « durée de traitement » : il faut cependant rester dans les limites du raisonnable (entre 1 et 2 h)[47].

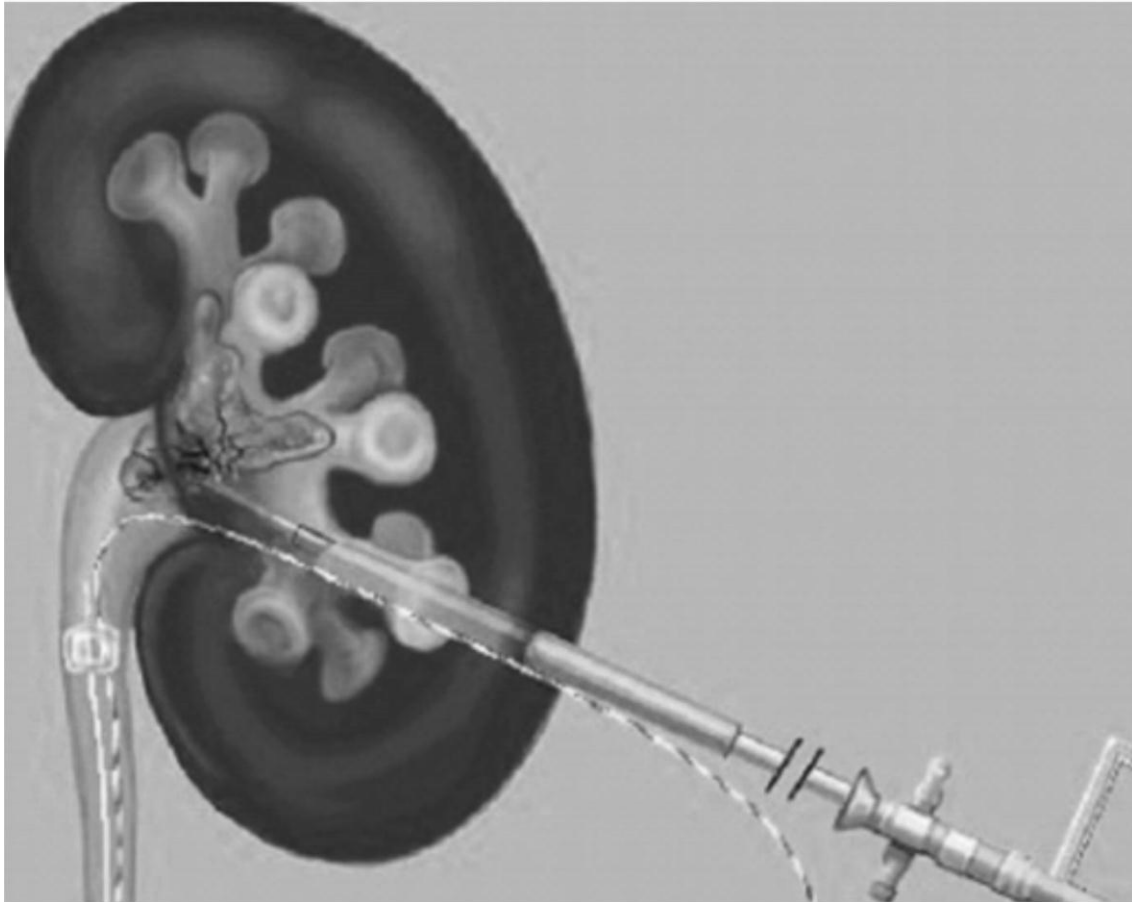
c-2. La NéphroLithotomie PerCutanée

Figure 34: Principe de la néphrolithotomie per-cutanée[40]

La néphrolithotomie percutanée (NLPC) est la destruction des calculs du rein par un abord percutané. La NLPC est le traitement de référence des calculs de plus de 2 cm, complexes ou coralliformes. Après ponction du calice postéro-inférieur du rein sous guidage échographique et radioscopique, le trajet de ponction est dilaté sur guide, jusqu'à un diamètre de 30 Fr (1 cm) à travers lequel est introduite une gaine puis un endoscope rigide (néphroscope). Le calcul est détruit par **laser Holmium:Yag**. Dans cette technique, les fragments peuvent être enlevés avec une pince endoscopique.

L'objectif de cette technique plus agressive est d'avoir un rein sans fragment résiduel à la fin de l'intervention. L'intervention est classiquement terminée par la mise en place d'une sonde de néphrostomie (16-16 Fr) hémostatique pour 2-3 jours[40].

Compte tenu de l'agressivité de cette technique et de sa morbidité liée au diamètre du trajet percutané, des NLPC avec des trajets de plus petit diamètre ont été développés (< 18 Fr : mini-NLPC voir 5 Fr : micro-NLPC). Les complications hémorragiques de la NLPC seraient moins fréquentes. En revanche ces techniques ne permettent pas toujours de retirer tous les fragments rénaux [40].



Figure 35 : matériel de néphrolithotomie



mini-percutanée (mini NLPC)[46]

Figure 36 : Matériel de ponction et de dilatation .(Service d'urologie, CHU HASSAN II-FES) 1: Aiguille de ponction (CHIBA 18G) 2 : guide hydrophile 0.035 FRENCH 3: dilateurs d'ALKEN. 4: Dilatateur ou gaine d'AMPLATZ (ONE-SHOOT).

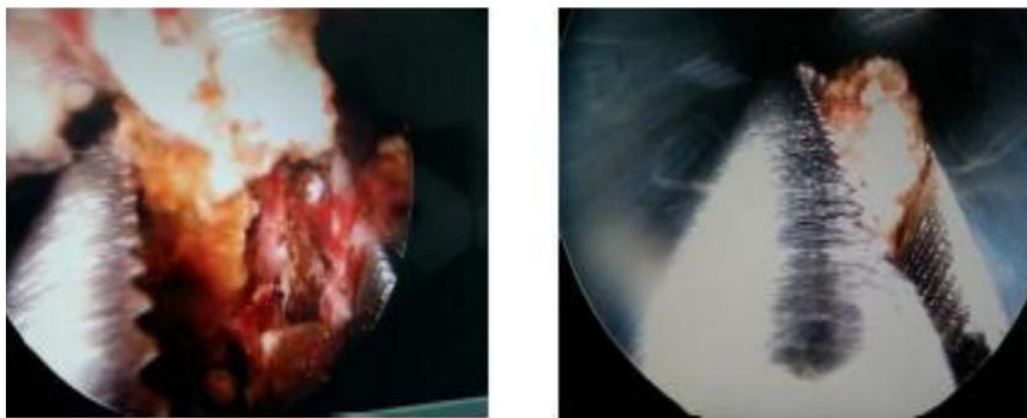


Figure 37 : Extraction des fragments du calcul à la pince (bipode)

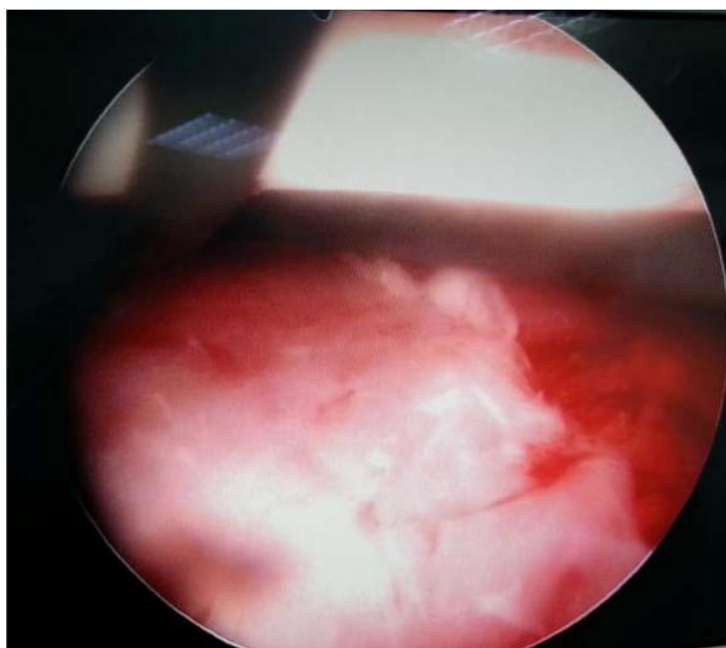


Figure 38: Cavités pyélocalicielles libres de fragments lithiasiques (stone free) en fin de l'intervention.

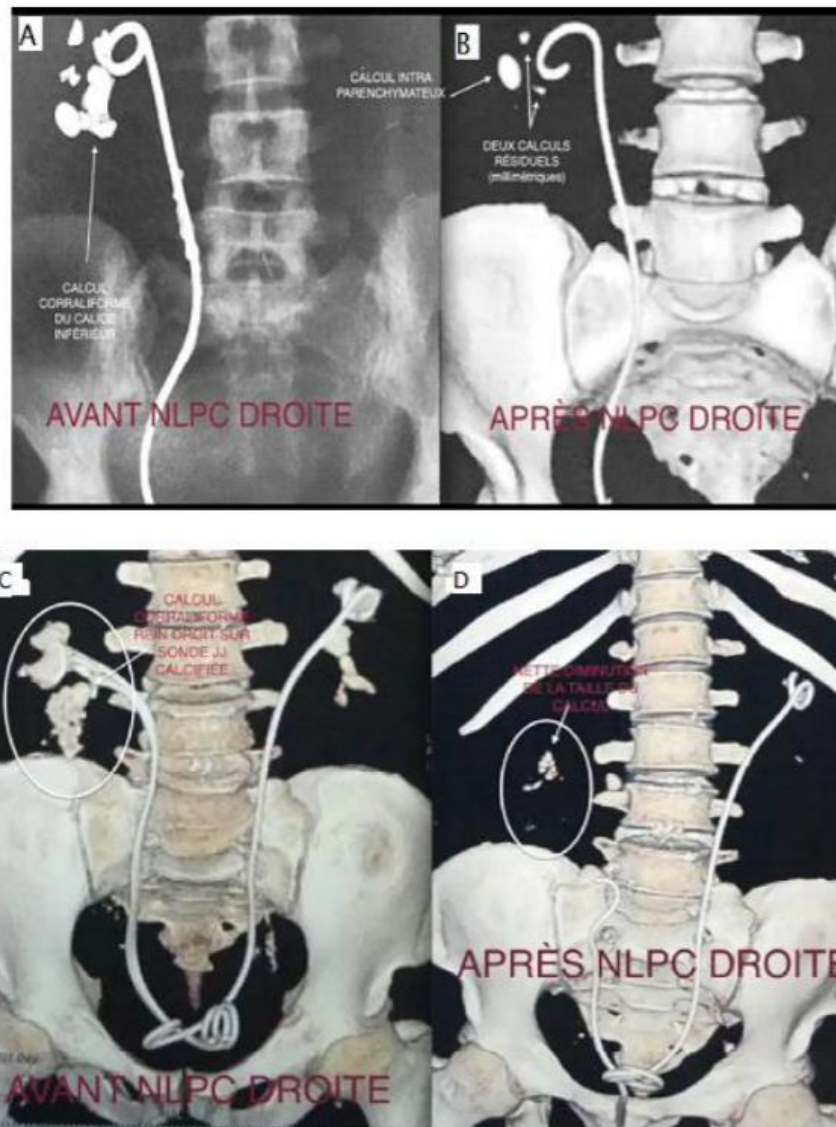


Figure 39 : A : cliché radiographique avant NLPC, B : cliché après NLPC, C : reconstruction 3D avant NLPC, D : reconstruction 3D après NLPC

d. Synthèse

Bien que le traitement au laser Ho:YAG soit considéré comme la méthode de référence, les nouveaux systèmes laser montrent des résultats prometteurs. En plus du laser Yttrium Aluminium Garnet dopé à l'Erbium (Laser ER:YAG), la lithotripsie au thulium pulsé semble aussi prometteuse, en particulier dans les études précliniques. Les résultats de ces études suggèrent que le temps de fragmentation est beaucoup plus court. Dans l'une des premières études cliniques portant sur

l'effet de la lithotripsie au laser thulium, un taux d'élimination de 100% a été observé. En outre, aucune rétropulsion n'a été signalée en utilisant le laser au thulium. Outre les lithotripteurs, les fibres laser jouent également un rôle important dans l'application clinique des systèmes laser. On sait déjà que la rétropulsion ainsi que les fragments de calcul plus gros sont causées par des fibres laser de plus grand diamètre. Par ailleurs, les fibres de grand diamètre limitent la flexibilité des instruments souples et le flux de liquide d'irrigation. Il existe donc une tendance à l'utilisation de fibres laser plus petites. En ce qui concerne la lithotripsie, le dépoussiérage est une méthode couramment utilisée de nos jours pour la désintégration des calculs. Il est réalisé en utilisant des fréquences plus élevées et des énergies d'impulsion plus faibles. Cette technique présente plusieurs avantages. Les tendances futures semblent indiquer une combinaison de fibres fines, de haute fréquence et de basse énergie pour le traitement des pathologies lithiasique[41].

Néphrolithotomie percutanée (NLPC) (URS)	Urétéroscopie semi-rigide ou souple
Calcul coralliforme	Calcul caliciel inf. < 15 mm
Calcul > 15 mm avec obstruction voie urinaire basse	Calcul rénal avec gros calcul urétéral
Calcul caliciel inf. > 15 mm avec anatomie défavorable	Calcul rénal dans calice antéro-médian
Calcul dans diverticule caliciel	Calcul de cystine récidivant
Calcul + maladie de la jonction pyélo-urétérale	Obésité et/ou diathèse hémorragique
Calcul enclavé dans l'uretère proximal après échec LEC	

Tableau 2. Indications à la néphrolithotomie percutanée et à l'urétéroscopie.

C.Autres

1. Carcinome urothélial des voies excrétrices supérieures

Le carcinome urothélial des voies excrétrices supérieures est une tumeur maligne rare du bassinet ou de l'uretère et ne représente que 5 à 10 % de tous les carcinomes urothéliaux. Pour cette affection, la néphrourectomie radicale était le traitement de référence.

Aujourd'hui, les lasers jouent un rôle de plus en plus important en uro-oncologie. En particulier dans le traitement du carcinome urothélial des voies excrétrice supérieures, le laser est une option de traitement pour les tumeurs à bas risque ou chez les patients pour lesquels une chirurgie épargnant le rein est indiquée. Dans la littérature, les lasers à l'holmium, au thulium et au néodyme dopé (Nd:YAG) ont été décrits comme efficaces dans le traitement de ces tumeurs[48].

Le laser Nd:YAG à une longueur d'onde de 1064 nm et une profondeur de pénétration allant jusqu'à 10 mm. Pour l'ablation des tumeurs, il est recommandé d'utiliser 15 W, tandis que la coagulation est obtenue avec 5 à 10 W. Le laser Ho:YAG provoque une coagulation à des énergies plus faibles et des durées d'impulsion plus élevées, et la profondeur de pénétration n'atteint que 5 mm. Principalement en raison de la profondeur de pénétration, le Nd:YAG est préféré pour le traitement des tumeurs volumineuses, tandis que le Ho:YAG est préféré pour le traitement des tumeurs superficielles de l'uretère. Par ailleurs, la manipulation de la fibre laser est d'une grande importance : en mode contact, les deux lasers peuvent être utilisés pour la vaporisation et l'incision, tandis qu'en mode sans contact, le laser Nd:YAG induit la coagulation et la vaporisation. Le laser Ho:YAG présente une capacité de vaporisation et d'incision ainsi qu'une coagulation superficielle[48].

2. Cancer de la vessie

Stades du cancer de la vessie

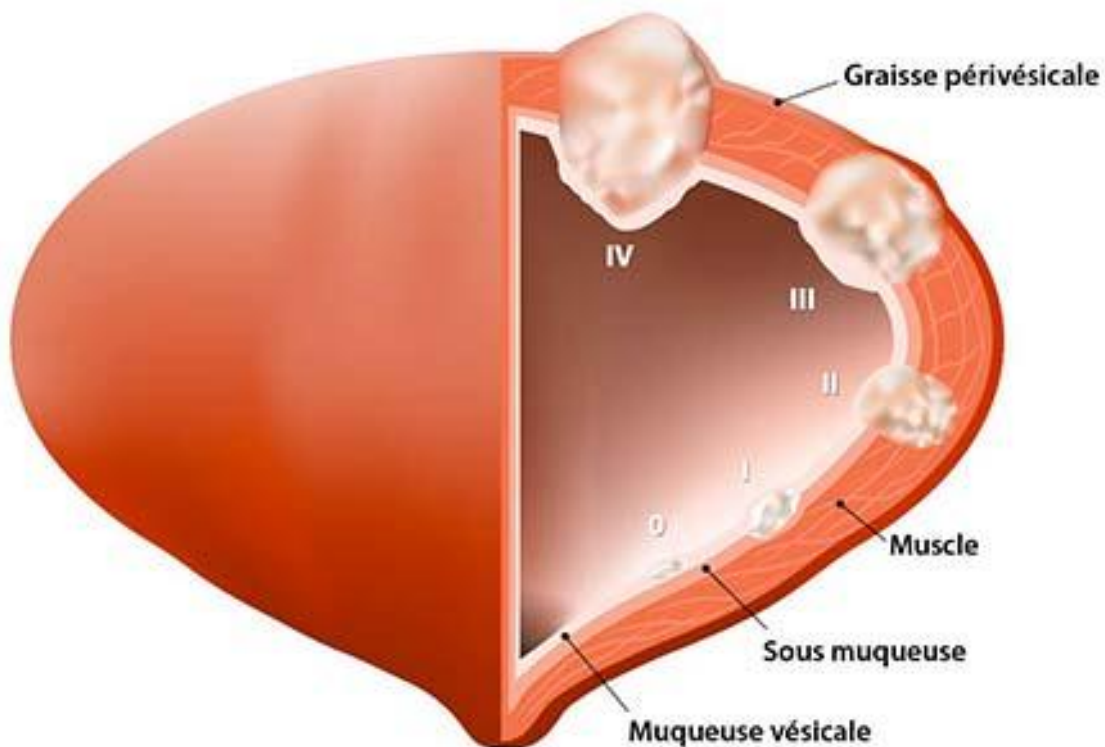


Figure 40 : Stades du cancer de la vessie

Les techniques laser ont également trouvé leur place dans le traitement des patients atteints de tumeurs de la vessie. Les premières tentatives d'utilisation du laser dans le cancer de la vessie ont été publiées par Staehler et Hofstetter en 1979 [49]. Cependant, le premier grand rapport sur l'utilisation du laser dans le traitement du cancer de la vessie a été publiée par Beer en 1989[50]. Malgré des résultats prometteurs, cette méthode a été abandonnée pendant des années. La raison en est un éventuel risque de blessure de l'intestin à l'utilisation des Laser Nd:YAG[51].

Aujourd'hui, avec l'introduction de nouveaux appareils, les techniques de résection au laser des tumeurs de la vessie reviennent. Plusieurs rapports suggèrent la supériorité de la méthode laser par rapport au résection transurétrale de la vessie

(RTUV), car il semble que la récurrence du cancer après les traitements au laser ne soit pas plus fréquente qu'après la RTUV et les taux de complications semblent être plus faibles après les procédures modernes au laser par rapport à RTUV. Aucun des rapports ne mentionne de décès ou d'hémorragie aiguë. Malheureusement, dans la littérature disponible, la plupart des études ne sont pas randomisées. De plus, il n'existe pas d'études qui comparent les différentes méthodes[48].

Les techniques laser permettent la vaporisation des tissus, résection en bloc du cancer de la vessie et l'ablation du cancer de la vessie. La vaporisation au laser convient comme une procédure ambulatoire parce qu'elle ne nécessite pas une anesthésie générale. Dans certains rapports, la vaporisation au laser a été réalisée uniquement avec de la lidocaïne topique avec un résultat satisfaisants. Cependant, la classification histologique du cancer de la vessie est impossible après la vaporisation au laser, par conséquent, la vaporisation au laser n'est pas recommandée pour le traitement du cancer de la vessie primitif. Par ailleurs, la résection en bloc du cancer de la vessie est une méthode qui, contrairement à la vaporisation au laser, peut fournir des informations oncologiques.

L'intervention consiste en une incision circulaire superficielle autour de la tumeur en maintenant une distance d'environ 2 à 5 mm. À l'aide de cette ligne de marquage, la tumeur est ensuite extraite par dissection en bloc. La profondeur correcte est atteinte lorsque l'on voit les fibres striées du muscle dérusor. Les laser dans le traitement du cancer de la vessie semblent être une alternative intéressante à la RTUV classique, mais leur potentiel doit encore être prouvé dans le cadre d'études prospectives plus larges, randomisées et contrôlées, avec un suivi à long terme[52].

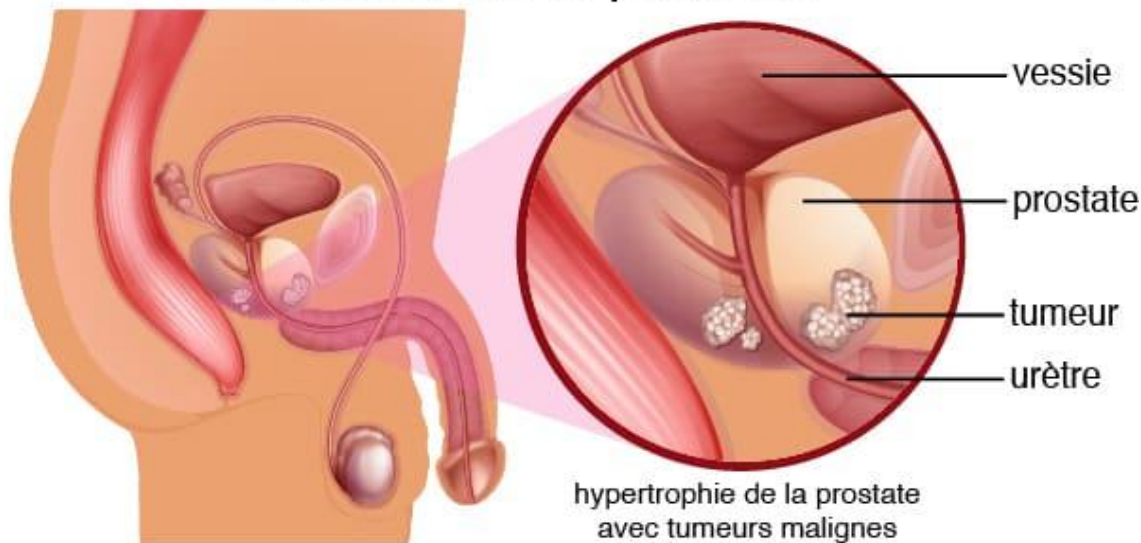
3. Sténose urétrale

La description d'un laser à argon pour le traitement des sténoses urétrales remonte à 1978. L'utilisation du laser au lieu d'un couteau froid semblait efficace, mais le suivi a montré un taux de récurrence allant jusqu'à 70,1 % sur une période moyenne de 15,2 mois. Les lasers Ho:YAG, Nd:YAG et KTP ont également été étudiés. Récemment, le laser Thu:YAG a été étudié dans ce contexte. La profondeur de pénétration de ce laser, qui n'est que de 0,3 mm, entraîne des lésions très limitées des tissus adjacents. Le laser Ho:YAG est efficace et non invasif pour le traitement de la sténose de l'anastomose urétéro-intestinale après une dérivation urinaire ainsi que dans les rétrécissements urétéro-vésicaux aux sites d'anastomose après une transplantation rénale [48].

L'urétrotomie endoscopique ou à l'aveugle reste la procédure de référence, cependant, la technologie laser peut également être utilisée. L'urétrotomie interne au laser est peu invasive et présente une efficacité et une sécurité similaires, voire supérieures, à celles des méthodes conventionnelles. L'urétrotomie interne au laser s'avère également être une procédure plus courte que les méthodes conventionnelles. Le laser Ho:YAG offre un avantage significatif grâce à sa capacité de coagulation. Le laser enlève efficacement les tissus cicatrisés par vaporisation avec un minimum de dommages thermiques aux tissus adjacents. Par ailleurs, dans les cas de rétrécissements longs (>1,5 cm), les résultats de l'urétrotomie interne au laser sont moins bons, mais ils sont thérapeutiquement efficaces. Bien que le rôle de l'urétrotomie interne au laser dans la prise en charge des rétrécissements ne soit pas encore bien défini, elle peut être une bonne alternative à l'urétroplastie, en particulier chez les patients présentant une comorbidité élevée et qui ne sont pas adaptés aux interventions à ciel ouvert[52].

4. Adénocarcinome de la prostate

Cancer de la prostate



La probabilité d'une ablation focale au laser d'un cancer de la prostate localisé a récemment été étudiée. Le laser à diode ou le laser Nd:YAG peuvent être utilisés à cette fin. Une avancée récente est la possibilité de surveiller en temps réel la lésion créée par le laser grâce à l'imagerie par résonance magnétique[48].

Dans une étude réalisée en 2014, Javanmard et al ont étudié 36 patients pour évaluer la prostatectomie par laser à diode pour traiter les symptômes obstructifs secondaires à un cancer de la prostate. Après l'intervention, les résultats de la comparaison entre l'ablation au laser à diode et la « channel » RTUP (la résection de tissu visiblement obstruant sans extension à la capsule prostatique chez un patient atteint d'une maladie métastatique ou localement avancée pour améliorer les symptômes de miction) ont montré une amélioration de l'IPSS, de la PVR et de la Qmax dans les deux groupes. L'IPSS moyen était de $11,1 \pm 4,1$ dans le groupe cTURP contre $11,7 \pm 3,6$ dans le groupe laser ($P = 0,64$). Le PVR moyen était de $18,4 \pm 3,5$ ml dans le groupe RTUP contre $17,7 \pm 6,3$ ml dans le groupe laser ($P = 0,68$). Le Qmax moyen dans les groupes RTUP et laser était de $20,1 \pm 4,5$ mL/s contre $19,4 \pm 2,6$ mL/s, respectivement ($P = 0,57$)[53].

CONCLUSION

La technologie laser est indispensable en urologie moderne. Avec de nombreuses implications, les urologues du monde entier pourraient continuer à suivre le développement et l'amélioration des traitements au laser élaborés au cours des dernières décennies pour les différentes affections urologiques. Néanmoins, il existe des possibilités d'amélioration et il est certain que les avantages supplémentaires de la thérapie laser deviendront évidents dans les années à venir.

Bien que les applications du laser dans les sciences médicales et notamment en urologie soient en augmentation, l'utilisation de cette technologie n'a pas encore trouvé sa position au sein du CHU Hassan II. Les principales causes de cette situation sont la difficulté d'accès et le manque de moyens.

Sur la base de l'analyse de littérature présentée dans ce travail, la stratégie pour introduire les thérapies laser au sein du service d'urologie du CHU Hassan II nécessiterait :

- La mise en place d'une formation sur les fondations laser et leurs applications en sciences médicales dans le cadre d'une formation spécialisée.
- L'organisation de cours et d'ateliers.
- L'organisation de congrès et d'interventions en direct ou en vidéoconférence.
- L'organisation des cours de répétition médicale au laser.
- D'exiger l'apprentissage de certaines interventions, comme la lithotritie au laser.

RESUME

RESUME

Le mot laser est un acronyme de l'anglais Light Amplification By Stimulated Emission Of Radiation.

L'évolution et le développement technique des lasers a permis le traitement de nombreuses pathologies de manière moins invasive, notamment en urologie.

La lumière du laser est collimatée (divergence limitée sur une longue distance), cohérente (ondes synchrones) et monochromatique, émise de façon continue ou pulsée. Il s'agit d'un rayon avec une longueur d'onde (nm) et une fréquence (Hz) bien spécifiques.

L'énergie lumineuse du rayon laser est transformée en chaleur et en diffusion thermique, c'est ce qu'on appelle l'effet photo-thermal. L'absorption de cette lumière cause le réchauffement de toute surface touchée, dépendant du type de tissu et de la longueur d'onde du laser.

Ainsi une destruction cellulaire peut apparaître à partir de 45–50°C, la coagulation des protéines est obtenue au-dessus de 65°C, la dessiccation tissulaire à partir de 100°C, la carbonisation et la vaporisation des tissus à des températures supérieures à 100°C. La réaction d'un tissu au laser dépend de sa densité, de la puissance du rayon laser et de la durée de l'exposition, mais également de la teneur en eau et de la pigmentation du tissu.

Les faisceaux Lasers sont actuellement fréquemment utilisés en urologie.

Les principales applications selon le type de Laser :

- Le traitement de l'HBP symptomatique
- Le traitement des calculs urinaires

Mais il est également utilisé dans la stratégie thérapeutique d'autres pathologies urologiques telles que le cancer de la vessie ou la sténose urétrale.

Le laser est une alternative moins invasive, particulièrement chez les patients avec des comorbidités lourdes et donc non opérables ou encore sous traitement anti-coagulant.

À travers une revue de la littérature récente, nous allons mettre le point sur l'utilisation des Lasers dans les pathologies de l'appareil uro-génital.

Abstract

Update on lasers in urology

The word laser is an acronym for Light Amplification By Stimulated Emission Of Radiation.

The evolution and technical development of lasers has made possible the treatment of many diseases in a less invasive manner, particularly in urology.

Laser light is collimated (limited divergence over a long distance), coherent (synchronous waves) and monochromatic, emitted continuously or pulsed. It is a beam with a very specific wavelength (nm) and frequency (Hz).

The light energy of the laser beam is transformed into heat and thermal diffusion, which is called the photo-thermal effect. The absorption of this light causes the heating of any affected surface, depending on the type of tissue and the wavelength of the laser.

Thus, cell destruction can occur from 45–50°C, protein coagulation is obtained above 65°C, tissue desiccation from 100°C, carbonization and vaporization of tissue at temperatures above 100°C. The reaction of a tissue to the laser depends on its density, the power of the laser beam and the duration of exposure, but also on the water content and pigmentation of the tissue.

Laser beams are nowadays frequently used in urology.

The main applications according to the type of laser:

- Treatment of symptomatic BPH.
- Treatment of urinary stones.

But it is also used in the therapeutic strategy of other urological diseases such as bladder cancer or urethral stenosis.

The laser is a less invasive alternative, particularly in patients with severe co-morbidities and therefore not operable or under anticoagulant treatment.

Through a review of recent literature, we will focus on the use of Lasers in urogenital tract pathologies.

ملخص :

كلمة الليزر هي اختصار إنجليزي لتضخيم الضوء بواسطة انبعاث الإشعاع المحفز.

لقد أتاح التطور التقني لليزر معالجة العديد من الأمراض بطريقة أقل توغلاً ، لا سيما في طب المسالك البولية.

ضوء الليزر موازٍ (تباعده محدود على مسافة طويلة)، متماسك (موجات متزامنة) وأحادي اللون ، ينبعث باستمرار أو

نابض .إنه شعاع بطول موجة محدد (نانومتر) وتردد (هرتز).

يتم تحويل الطاقة المضيئة لشعاع الليزر إلى انتشار حراري ، وهذا ما يسمى التأثير الحراري الضوئي .يتسبب

امتصاص هذا الضوء في تسخين أي سطح مصاب ، اعتماداً على نوع النسيج وطول موجة الليزر.

وبالتالي يمكن أن يظهر تدمير الخلايا في درجة حرارة 50-45 درجة مئوية ، ويتم الحصول على تخثر البروتين

فوق 65 درجة مئوية ، وتجفيف الأنسجة من 100 درجة مئوية ، وكربنة الأنسجة وتبخرها في درجات حرارة أعلى عند

100 درجة مئوية .يعتمد تفاعل النسيج مع الليزر على كثافته وقوة شعاع الليزر ومدة التعرض ، ولكن أيضاً على محتوى

الماء وتصبغ الأنسجة.

تستخدم أشعة الليزر حالياً بشكل متكرر في جراحة المسالك البولية.

أهم التطبيقات حسب نوع الليزر:

- علاج تضخم البروستاتا
- علاج حصوات المسالك البولية

ولكنه يستخدم أيضاً في الاستراتيجيات العلاجية للأمراض المسالك البولية الأخرى مثل سرطان المثانة أو تضيق الإحليل.

الليزر هو بديل أقل توغلاً ، خاصة في المرضى الذين يعانون من أمراض مصاحبة شديدة و لا يزالون يخضعون

للعلاج بمضادات التخثر.

من خلال مراجعة الأدبيات الحديثة ، سنركز على استخدام الليزر في أمراض الجهاز البولي التناسلي.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] A. Zarrabi and A. J. Gross, "The evolution of lasers in urology," *Ther. Adv. Urol.*, vol. 3, no. 2, pp. 81–89, 2011.
- [2] J. P. Gordon, H. J. Zeiger, and C. H. Townes, "Molecular microwave oscillator and new hyperfine structure in the microwave spectrum of NH₃," *Physical Review*, vol. 95, no. 1. pp. 282–284, 1954.
- [3] T. Maiman, "Stimulated emission from a ruby crystal," 1960.
- [4] K. Julien, "Les indications des lasers en medecine dentaire," Université Henri Poincare – Nancy 1, 2010.
- [5] G. Lodi, A. Sardella, C. Bez, F. Demarosi, and A. Carrassi, "Systematic Review of Randomized Trials for the Treatment of Oral Leukoplakia," 2002.
- [6] T. R. Herrmann and T. Bach Asklepios Klinik Harburg, "Technical aspects of lasers in urology," *Artic. World J. Urol.*, vol. 25, no. 3, pp. 221–225, Jun. 2007.
- [7] L. Abdelkrim, "Intérêt des lasers en dermato-cosmetologie," Faculté de médecine et de pharmacie de Marrakech, 2016.
- [8] C. Philippe, "Laser Médicaux esthétiques: Technologie– Principales indications et protocles," La Rochelle, 2011.
- [9] International Electrotechnical Commission, "Safety of laser products – Part 1: Equipment classification, requirements and user's guide (IEC 60825–1:1993+AMD1:1997+AMD2:2001 CSV)," p. 115, 2001.
- [10] E. Letavernier and M. Daudon, "Lithiase urinaire," *La Revue du praticien*, vol. 67, no. 9. pp. e423–e432, 2017.
- [11] Collège Français des Urologues, "Item 123 (Item 247) – Hypertrophie bénigne de la prostate," no. Item 247, 2014, pp. 1–13.
- [12] L. Bastien, R. Fourcade, B. Makhoul, P. M.–P. en Urologie, and undefined 2012, "Hyperplasie bénigne de la prostate–Publication originale dans: EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Urologie, 18–550–A–10, 2011."

- [13] X. Zhang *et al.*, "Different lasers in the treatment of benign prostatic hyperplasia: A network meta-analysis," *Sci. Rep.*, vol. 6, pp. 1-11, 2016.
- [14] S. M. Nair, M. A. Pimentel, and P. J. Gilling, "A Review of Laser Treatment for Symptomatic BPH (Benign Prostatic Hyperplasia)," *Curr. Urol. Rep.*, vol. 17, no. 6, pp. 1-8, 2016.
- [15] HAS, "Traitement des symptômes du bas appareil urinaire liés à l'hypertrophie bénigne de la prostate par laser," 2013.
- [16] J. C. Nickel, L. Aaron, J. Barkin, D. Elterman, and K. C. Zorn, "Guide de pratique de l'Association des urologues du Canada sur les symptômes du bas appareil urinaire chez l'homme et l'hyperplasie bénigne de la prostate (SBAUH/HBP) : mise à jour de 2018," 2018.
- [17] L. Lerner and M. T. Clinics, "Holmium laser applications of the prostate," *urologic.theclinics.com*, 2009.
- [18] P. J. Gilling, K. Kennett, A. K. Das, D. Thompson, and M. R. Fraundorfer, "Holmium laser enucleation of the prostate (HoLEP) combined with transurethral tissue morcellation: An update on the early clinical experience," *J. Endourol.*, vol. 12, no. 5, pp. 457-459, 1998.
- [19] P. J. Gilling, L. C. Wilson, C. J. King, A. M. Westenberg, C. M. Frampton, and M. R. Fraundorfer, "Long-term results of a randomized trial comparing holmium laser enucleation of the prostate and transurethral resection of the prostate: Results at 7 years," *BJU Int.*, vol. 109, no. 3, pp. 408-411, Feb. 2012.
- [20] M. C. Cho *et al.*, "Predictor of de novo urinary incontinence following holmium laser enucleation of the prostate," *Neurourol. Urodyn.*, vol. 30, no. 7, p. n/a-n/a, Sep. 2011.
- [21] M. Kim, S. Piao, H. E. Lee, S. H. Kim, and S. J. Oh, "Efficacy and safety of holmium laser enucleation of the prostate for extremely large prostatic adenoma in patients with benign prostatic hyperplasia," *Korean J. Urol.*, vol. 56, no. 3, pp. 218-226, 2015.

- [22] M. H. Lee, H. J. Yang, D. S. Kim, C. H. Lee, and Y. S. Jeon, "Holmium laser enucleation of the prostate is effective in the treatment of symptomatic benign prostatic hyperplasia of any size including a small prostate," *Korean J. Urol.*, vol. 55, no. 11, pp. 737–741, 2014.
- [23] R. Kuntz, K. Lehrich, S. A.–E. urology, and undefined 2008, "Holmium laser enucleation of the prostate versus open prostatectomy for prostates greater than 100 grams: 5-year follow-up results of a randomised clinical trial," *Elsevier*.
- [24] L. Yin, J. Teng, C. J. Huang, X. Zhang, and D. Xu, "Holmium laser enucleation of the prostate versus transurethral resection of the prostate: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials.," *J. Endourol.*, vol. 27, no. 5, pp. 604–611, 2013.
- [25] K. Youssef, "ENUCLEATION LASER DE LA PROSTATE (HOLEP): Technique, apport et résultats," Université Sidi Mohammed Ben Abdellah, 2017.
- [26] M. Fourmarier, A. Van Hove, F. Arroua, and C. Eghazarian, "L'énucléation de la prostate par laser," *Prog. en Urol. – FMC*, vol. 22, no. 3, pp. F83–F86, 2012.
- [27] M. Kim, H. E. Lee, and S. J. Oh, "Technical aspects of holmium laser enucleation of the prostate for benign prostatic hyperplasia," *Korean J. Urol.*, vol. 54, no. 9, pp. 570–579, 2013.
- [28] T. Marquette, V. Comat, and G. Robert, "Énucléation Endoscopique De La Prostate : Indications, Techniques Et Résultats," *Prog. en Urol.*, vol. 27, no. 14, pp. 836–840, 2017.
- [29] R. Mallet, "Les traitements par laser de l'hyperplasie bénigne de la prostate," *Bull. Acad. Natl. Med.*, vol. 202, no. 7, pp. 1487–1499, 2018.
- [30] K. E. West and H. H. Woo, "Does prostate size impact upon perioperative outcomes associated with photoselective vaporization of the prostate using the 180W lithium triborate laser?," *Urol. Ann.*, vol. 7, no. 1, pp. 17–20, 2015.

- [31] P. N. Dogra and A. K. Saini, "KTP laser prostatectomy–current status," *J. Int. Med. Sci. Acad.*, vol. 24, no. 3, pp. 137–139, 2011.
- [32] G. Fournier, "Photovaporisation prostatique au laser Greenlight XPS™," *Prog. en Urol. – FMC*, vol. 27, no. 4, pp. F75–F79, 2017.
- [33] P. Bajic, N. Noriega, A. Gorbonos, and E. Karpman, "GreenLight Laser Enucleation of the Prostate (GreenLEP): Initial Experience with a Simplified Technique," *Urology*, vol. 131, pp. 250–254, 2019.
- [34] C. H. Chang, T. P. Lin, and J. Y. Huang, "Safety and effectiveness of high–power thulium laser enucleation of the prostate in patients with glands larger than 80 mL," *BMC Urol.*, vol. 19, no. 1, 2019.
- [35] S. Gravas, A. Bachmann, O. Reich, C. G. Roehrborn, P. J. Gillig, and J. De La Rosette, "Critical review of lasers in benign prostatic hyperplasia (BPH)," *BJU Int.*, vol. 107, no. 7, pp. 1030–1043, 2011.
- [36] P. Maheshwari, ... N. J.–I. journal of urology, and U. 2013, "Best laser for prostatectomy in the year 2013," *ncbi.nlm.nih.gov*.
- [37] V. Gomola and J. Hubert, *Lithiase urinaire*, vol. 62, no. 5. 2012.
- [38] P. OlivierTraxer, "Item 262 – Lithiase urinaire," 2014, pp. 1805–1815.
- [39] E. Lechevallier, C. Saussine, and O. Traxer, "Imagerie et calcul de la voie excrétrice urinaire supérieure," *Prog. en Urol.*, vol. 18, no. 12, pp. 863–867, 2008.
- [40] É. Lechevallier, "Les traitements instrumentaux de la lithiase rénourétérale," *Bull. Acad. Natl. Med.*, vol. 202, no. 7, pp. 1461–1474, 2018.
- [41] S. M. Korn, N. A. Hübner, C. Seitz, S. F. Shariat, and H. Fajkovic, "Role of lasers in urology," *Photochem. Photobiol. Sci.*, vol. 18, no. 2, pp. 295–303, 2019.
- [42] S. Pierre and G. M. Preminger, "Holmium laser for stone management," *World J. Urol.*, vol. 25, no. 3, pp. 235–239, 2007.
- [43] G. J. Vassar *et al.*, "Holmium:YAG lithotripsy: Photothermal mechanism," *J. Endourol.*, vol. 13, no. 3, pp. 181–190, 1999.

- [44] G. J. Vassar, J. M. H. Teichman, and R. D. Glickman, "Holmium:YAG lithotripsy efficiency varies with energy density," *J. Urol.*, vol. 160, no. 2, pp. 471–476, 1998.
- [45] R. Boissier, A. Faure, and E. Lechevallier, "Les paramétrages du laser Holmium-YAG en endo-urologie," *Prog. en Urol. – FMC*, vol. 26, no. 2, pp. F35–F39, 2016.
- [46] P. Kronenberg and B. Somani, "Advances in Lasers for the Treatment of Stones—a Systematic Review," *Curr. Urol. Rep.*, vol. 19, no. 6, 2018.
- [47] O. Traxer, E. Lechevallier, and C. Saussine, "Urétroscopie souple-laser Holmium-YAG : la technique," *Prog. en Urol.*, vol. 18, no. 12, pp. 929–937, 2008.
- [48] M. R. Razzaghi, M. F. Karkan, S. Ghiasy, and B. Javanmard, "Laser application in Iran urology: A narrative review," *J. Lasers Med. Sci.*, vol. 9, no. 1, pp. 1–6, 2018.
- [49] G. Staehler and A Hofstetter, "Transurethral laser irradiation of urinary bladder tumors," *Eur. Urol.*, 1979.
- [50] M. BEER, D. JOCHAM, A. BEER, and G. STAEHLER, "Adjuvant Laser Treatment of Bladder Cancer: 8 Years' Experience with the Nd-YAG Laser 1064 nm," *Br. J. Urol.*, vol. 63, no. 5, pp. 476–478, 1989.
- [51] M. W. Kramer *et al.*, "Current evidence for transurethral laser therapy of non-muscle invasive bladder cancer," *World J. Urol.*, vol. 29, no. 4, pp. 433–442, 2011.
- [52] Ł. Dołowy, W. Krajewski, J. Dembowski, R. Zdrojowy, and A. Kołodziej, "The role of lasers in modern urology," *Cent. Eur. J. Urol.*, vol. 68, no. 2, pp. 175–182, 2015.
- [53] B. Javanmard, A. H. Hadad, M. Yaghoobi, and B. Lotfi, "Diode laser ablation of prostate and channel transurethral resection of prostate in patients with prostate cancer and bladder outlet obstruction symptoms," *Urol. J.*, vol. 11, no. 4, pp. 1788–1791, 2014.



المملكة المغربية Royaume du Maroc

كلية الطب والصيدلة
+052100111 +01511511 1 +00000000
FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

أطروحة رقم 20/126

سنة 2020

التركيز على الليزر في جراحة المسالك البولية

الأطروحة

قدمت و نوقشت علانية يوم 2020/10/07

من طرف

السيدة عبير حالوي

المزداة في 1994/08/26 بفاس

لنيل شهادة الدكتوراه في الطب

الكلمات الأساسية

الليزر - هولميوم - Nd:YAG - GreenLight - تضخم البروستاتا الحميد - الحصى البولي

اللجنة

الرئيس والمشرف السيد مولاي حسن فريح
 أستاذ في علم أمراض المسالك البولية
الأعضاء السيد جلال الدين العمري
 أستاذ في علم أمراض المسالك البولية
 السيد تازي محمد فضل
 أستاذ في علم أمراض المسالك البولية
 السيد ملاس سفيان
 أستاذ في علم التشريح
عضو مشارك السيد مصطفى احساني
 أستاذ مساعد في علم أمراض المسالك البولية