

ПОРІВНЯННЯ ФІЗИКО-БІОЛОГІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ТА РАННІХ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ *GREENLIGHT PV* І *GREENLIGHT HPS* СИСТЕМ ПРИ ВИКОНАННІ ФОТОСЕЛЕКТИВНОЇ ВАПОРИЗАЦІЇ ДОБРОЯКІСНОЇ ГІПЕРПЛАЗІЇ ПЕРЕДМІХУРОВОЇ ЗАЛОЗИ

Головко С.В.

Клініка урології, Головний військово-медичний клінічний центр
«Головний військовий клінічний госпіталь» МО України, Київ

The Comparison of Properties and Early Functional Results of Greenlight PV and Greenlight HPS Systems in Fotoselective Vaporisation of Benign Prostatic Hyperplasia

S.V. Golovko

Clinic of Urology, Main Military Medical Clinical Center of the Defense Ministry, Kiev, Ukraine

Received: April 13, 2012

Accepted: May 7, 2012

Адреса для кореспонденції:

Клініка урології
Головний військовий клінічний госпіталь
вул. Госпітальна, 18
Київ, 01133, Україна
тел.: +38-044-521-95-97

Summary

There were compared properties and early functional results (1 month) of Greenlight PV and Greenlight of the HPS-systems which was used at implementation of fotoselective vaporisation of benign prostatic hyperplasia in 46 and 29 patients accordingly in article. In the group of patients with application of Greenlight HPS (120 W) the middle volume of prostate made 68.6 ± 4.1 ml, that statistically for certain more than in the group of patients with application of Greenlight PV (80 W) — 56.7 ± 6.3 ml. At the same time operating time and volume of prostate were statistically for certain ($p < 0.05$) less (84.5 ± 1.3 min and 29.5 ± 3.6 ml accordingly) in a group with application of Greenlight HPS (120 W), which testifies in behalf of the last.

Key words: photoselective vaporisation of the prostate, benign prostatic hyperplasia.

Вступ

Деякі десятиріч золотим стандартом в лікуванні ДГПЗ вважалась трансуретральна резекція простати (ТУРП). Однак, ускладнення і побічні ефекти ТУРП,

що включають резорбцію промивної рідини, електролітний дисбаланс, інтраопераційну і післяопераційну кровотечу, а також неадекватну резекцію, поступово ставлять під сумнів методику ТУРП як хірургічне лікування ДГПЗ першої лінії, особливо на фоні швидкого впровадження інших малоінвазивних технологій. На підставі постійно зростаючого клінічного досвіду, лазерна терапія показала деякі переваги в порівнянні із стандартним ТУРП, включаючи відносну простоту хірургічної техніки і відсутність або зниження таких ускладнень, як інтраопераційна резорбція промивної рідини, кровотечі, ретроградної еякуляції, імпотенції і нетримання сечі. Лазерна терапія забезпечує більш короткий ліжкодень і швидший термін одужання. Надійний гемостаз і обмеження абсорбції іриганта дозволяє виконувати лазерну простатектомію при гіперплазії великих розмірів і виконувати операції у пацієнтів з високим анестезіологічним ризиком при зменшенні фізіологічного стресу і кількості ускладнень [1;2]. Тому зрозуміло,

що останні дослідження показують підвищення кількості практикуючих урологів, що постійно виконують лазерні простатектомії у пацієнтів з симптоматичною ДГПЗ.

Останнім часом відмічається розширення ролі *Greenlight HPS* в хірургічному лікуванні інших урологічних захворювань, що стало можливим завдяки широкому варіюванню потужності енергії. *Greenlight PV* використовується при операціях з приводу новоутворень сечового міхура і стриктурах уретри, про що повідомляє Kaplan S.A. [11]. Взагалі, знижена потужність енергії необхідна при стриктурах уретри з метою профілактики перфорації. Також доцільно виконувати лазерну абляцію з пониженим рівнем коагуляції при наявності високоваскуляризованих пухлин в комбінації з їх високою чутливістю до лазера, що теж попереджує ненавмисну перфорацію стінки сечового міхура. Однією з лазерних технологій, що досягла широкого застосування протягом останніх п'яти років є високопотужна калій-титаніл-фосфатна [КТР] (532 нм) фотоселективна лазерна вапоризація ДГПЗ. Ця лазерна технологія впроваджується як *Greenlight PV* фотоселективна лазерна вапоризаційна система (*American Medical Systems, Minnetonka, MN*).

Слово лазер є фактично аббревіатурою, що відображає аббревіатуру «*light amplification by stimulated emission of radiation*» — розповсюдження світла, що стимульоване радіаційним випромінюванням. Лазерне світло характеризується розповсюдженням простого монохроматичного когерентного світла з довжиною хвилі 532 нм, що випромінюється лазерним матеріалом, що пропускає електричний струм (напівпровідник, кристали, газ або фарба). Це світло доставляє енергію, яка, абсорбуючись в таргетному хромофорі, перетворюється у тепло. Рівень теплової енергії повинен бути достатнім для вапоризації таргетної ділянки. Протягом хірургічної операції лазерна енергія може формувати два види лазерного впливу на біологічну тканину: коагуляцію, коли нагрівання тканини нижче ніж точка кипіння/вапоризації, але вище порогу денатурації білка; і вапоризацію, що означає нагрівання тканини вище точки кипіння/вапоризації, що приводить до руйнування і вилучення тканини [3].

Швидкість лазерної абляції визначається швидкістю накопичення лазерної енергії в тканині, що в свою чергу залежить від довжини хвилі лазерного світла. При лазерній простатектомії відбувається швидка доставка достатньої кількості енергії в одиницю об'єму тканини, що доводить клітини до температури вапоризації. Якщо клітини отримують тільки температуру коагуляції при низькій енергії, то виникає виключно коагуляція з висушуванням оточуючих тканин, що запобігає виникненню передчасної вапоризації (абляції). Крім того, відмічено, що

чим триваліше виконується застосування лазерної світлової енергії з низькою щільністю енергії, тим глибше шар коагуляції. Це може бути потенційною причиною збільшення неконтрольованого перипростатичного пошкодження в більшій мірі ніж утворення гладенького каналу. Таким чином, темп передачі лазерної енергії є важливим фактором. Інтенсивність проведення лазерної вапоризації або коагуляції може впливати на ефективність тканинної абляції, що в свою чергу впливає на виникнення небажаних побічних ефектів (наприклад, дизурії) і тривалості процесів загоєння тканини.

Вказана лазерна система продовжує технічно вдосконалюватись, що покращує первинні та вторинні результати фотоселективної вапоризації. Ми зробили огляд технічних аспектів покращених лазерних систем наступного покоління, таких як нова високопотужна (120 Вт) лазерна система (довжина хвилі — 532 нм) *Greenlight HPS (high-performance system)*.

Проспективне мультицентрове дослідження 6 інститутів США повідомляє про сприятливі і стійкі результати лікування КТР-лазером протягом 3 років з незначною частотою реоперацій і низьким профілем побічних ефектів [5,6]. Враховуючи гемостатичні властивості, «Зелений лазер» використовується у хворих високого ризику (наприклад у пацієнтів, що отримують такі антикоагулянти як гепарин, варфарін, нестероїдні протизапальні препарати, включаючи аспірин) з відмінним рівнем безпеки і післяопераційними результатами. Середній час операції склав 38,7 хвилин при середньому об'ємі простати 54,6 мл, що було порівняльним з відповідними даними після проведення ТУРП [4,9].

Однак, існують питання щодо застосування фотоселективної вапоризації простати при гіперплазії передміхурової залози великих розмірів. Наприклад, хоча ФВП, як було показано, є безпечною і ефективною операцією в серії 64 пацієнтів з симптоматичною доброякісною гіперплазією при залозі великих розмірів (середній передопераційний об'єм дорівнював 101 см³), час операції при цьому був достатньо тривалим (середній час дорівнював 121 хвилині) [7]. В результаті з'явилась модифікація стандартної техніки вапоризації, що привело до впровадження техніки вапоризаційної інцизії і зменшення, в свою чергу, тривалості операції. Основним фактором темпу вапоризації є кількість тканини, що підлягає абляції, в одиницю часу [8].

Матеріали та методи

Фотоселективна вапоризація простати за допомогою 80-Вт КТР лазерної системи з боковим випромінюванням променя (*Greenlight PV*) і використанням цистоскопу з постійною промивною системою розмірами 23-F викону-

влась 46 хворим. В якості іриганта застосовувався фізіологічний розчин. *ADD Stat* файбер з боковим світінням має спеціальні маркери на кінчику для зручного і безпечного використання лазерного променя. Операція виконувалась як під спинномозковою, так і під загальною анестезією. Післяопераційна іригація використовувалась нечасто, час перебування катетера звичайно не перевищував 1–2 доби.

Сучасна техніка фотоселективної вапоризації простати з застосуванням *Greenlight PV*-системи описана Малек Р. і співавторами, що використовували торкаючу техніку пензлика з боковим світінням світловоду з подальшими рухами від шийки сечового міхура до рівня сім'яного горбика. Подальші рухи за методом маятника поступово створювали відкриту порожнину. Важливою ознакою ефективності вапоризації було утворення пухирців, які вказували на наявність вапоризації тканин. Відсутність пухирців вказувала на наявність ефекту з переважним коагуляційним некрозом. Для забезпечення світлової енергії до тканини-мішені зберігали 0.5 мл дистанцію (або ще меншу, впритул до незначного контакту) з метою досягнення максимального ефекту вапоризації. Якщо дистанція була більшою, тоді менш ефективна щільність світлової енергії доставлялась до тканини, що в послідовному призводило до потенційного збільшення коагуляційного некрозу. При застосуванні цієї лазерної системи та техніки, вапоризація гіперплазії передміхурової залози великих розмірів представляла певні складнощі і потребувала тривалого часу внаслідок обмеженої швидкості поступлення енергії в одиницю часу.

Для підвищення ефективності вапоризації були зроблені технічні вдосконалення, що базувались на покращенні деяких характеристик лазерного променя, що призвело до створення нової високопотужної 532-нм лазерної системи *Greenlight HPS*, яка була застосована у 29 пацієнтів. Ця прогресивна лазерна система доставляла таку ж саму 532-нм довжину хвилі з таким же самим коефіцієнтом абсорбції. Однак остання система складалась з лазерних діодів замість аркуатих ламп в якості джерела енергії (на підставі *ND:YAG*), що забезпечувала випромінювання променя з подвійною частотою та 532-нм довжиною хвилі. Це дозволяло системі доставляти 120-Вт квазі-постійну енергію з більш високою потенційною спроможністю вапоризації. Модифікація системи включала подвійний енергетичний блок з двома педалями: 1 для виконання вапоризації з поданням енергії високої потужності (80–120 Вт) і 2-для утворення ефекту коагуляції з низькою енергією (50 Вт). Сучасна *HPS*-система також використовувала покращений файбер з високовідбиваючим покриттям, що обмежує боковий ефект розсіювання, що може призводити до небажаного лазерного впливу на сусідні з тканинами-мішенями ділянки простати. Вказані зміни характеристик лазерного

променя, особливості світловоду і підвищення потужності енергії є достатніми не тільки для виконання швидкої лазерної абляції гіперплазії передміхурової залози, а також потенціювали вдосконалення оперативної техніки і системи початкового тренінгу, які відрізнялись від техніки і кривої навчання при застосуванні *Greenlight PV*-системи. Враховуючи використання підвищеної енергії і зміну фізичних характеристик лазерного променя, було необхідним застосовувати обережні і ретельні рухи лазерного файберу під час операції. Модифікації *HPS*-системи дозволяли змінювати величину потужності лазерної енергії в специфічних ситуаціях під час операції, підвищували тривалість «життя» файберу, сприяють варіюванню робочої дистанції вапоризації, швидкості виконання операції і техніки коагуляції, дозволяють виконувати вапоризацію при фіброзних змінах простати і оптимізувати техніку при приближенні до хірургічної капсули простати.

Результати та їх обговорення

Найбільш важливою модифікацією новітнього *HPS*-лазеру була зміна якостей і деяких характеристик лазерного променя. Стандартний *Greenlight PV* промінь має максимальний фокус і щільність енергії на відстані 0,5 мм від файберу. При збільшенні дистанції приєднується ефект дивергенції (розсіювання), при якій послідовно зменшується щільність енергії, що доставляється до тканини. Сучасний *Greenlight HPS* має таку якість променя, що забезпечує достатній фокус при незначній дивергенції на відстані 3 мм при обмеженій дивергенції на відстані 5 мм. Це означає, що забезпечується достатня щільність енергії на відстані від 3 мм до 5 мм від файберу. Це також означає, що забезпечується ефективна вапоризація при збільшенні дистанції від тканини-мішені (до 3–5 мм), що дозволяє проводити ефективну вапоризацію (таблиця 1).

Другою значною перевагою було підвищення коливання лазерної потужності до рівня 120 Вт, що забезпечила нова *HPS*-система. Це 50% збільшення потужності в порівнянні з стандартним *Greenlight PV*-лазером приводило до підвищення ефективності вапоризації. Однак, із зростанням потужності енергії, що доставляється до тканин, також підвищується хірургічна відповідальність щодо застосування обережної і селективної до різних ділянок простати техніки, тому що вказана система спроможна створювати більш швидкий хірургічний дефект тканини. З іншого боку, *Greenlight HPS*-лазер мав змогу пенетрувати певні анатомічні структури, ефективність абляції яких викликала раніше деякі труднощі (наприклад, вапоризація фіброзних тканин).

Таблиця 1. Порівняльна характеристика лазерного променя *Greenlight PV* і *Greenlight HPS*-системи

Відстань від тканини до лазера	PV	HPS
0,5 мм	Оптимальний профіль променя і щільності енергії, забезпечується вапоризація	Небажана відстань
1 мм	Зниження ефекту вапоризації	Оптимальний профіль променя і щільності енергії, забезпечується вапоризація
3 мм	Дивергенція променя, забезпечується коагуляція	Продовжує забезпечуватись вапоризація
3–5 мм	Зниження ефекту коагуляції	Якість променя зберігається, незважаючи на збільшення відстані до тканини, забезпечується достатня якість вапоризації

Збільшення якості лазерного променя приводило до більш компактного і більш щільного лазерного профелю при збільшенні дистанції, що дозволяло хірургу працювати на віддаленій дистанції від тканини без втрати ефективності вапоризації. Тому протягом всієї операції використовувалась і підтримувалась безконтактна техніка. Для забезпечення постійної якості дії фібру і обмеження зниження його потужності (що залежить від постійного впливу високої температури) забезпечувалась постійна адекватна іригація та дотримувалась дистанція від тканини, особливо при використанні високої потужності енергії. На відміну від стандартного *Greenlight PV*, при використанні якого збільшення дистанції від 1 мм до 3 мм може викликати коагуляційний некроз, при застосуванні *Greenlight HPS* на вказаній дистанції зберігається ефект вапоризації. Головною небезпекою при застосуванні цього лазерного профілю, особливо при великій лазерній енергії, є можливість ненавмисного лазерного впливу з глибоким ураженням стінки сечового міхура у випадку, коли файбер просувається за межі шийки сечового міхура. Це може привести до можливої перфорації стінки сечового міхура або пошкодженню вічок сечоводів. Окрім цього треба уникати застосування високої енергії лазера з недостатньою амплітудою рухів фібру, що може привести до можливості швидкого утворення глибокого небажаного дефекту в області затримки лазерного променя. Таким чином техніка «пензлика» з постійною іригацією виявилась найкращою.

Можливість використання енергії вапоризації з коливаннями потужності вапоризації від 60 Вт до 120 Вт дозволяло діяти більш гнучко в різноманітних клінічних ситуаціях з відмінними результатами. Головною метою дії лазера високої потужності з щільним променем є вапоризація і вилучення тканини за менший період часу. Це дозволяло більш ефективно вилучати фіброзну гіперплазію передміхурової залози та викликати абляцію гіперплазії простати великих розмірів за короткий проміжок часу. При застосуванні енергії високої потужності наявність численних пухирців вказує на підвищену ефективність вапоризації. Однак, застосування високопотужної енергії потребувало додаткової уваги, тому що швидка вапоризація може привести до погіршення гемостазу і збільшення деградації фібру (послаблення інтенсивності дії) внаслідок підвищеної продукції теплової енергії.

Взагалі ми використовували таку потужність енергії, яка дозволяла досягти бажаного ефекту вапоризації в конкретному випадку. При всіх розмірах гіперплазії передміхурової залози, початкова потужність енергії складала від 60 Вт до 80 Вт з поступовим підвищенням енергії. Взагалі, потужність 80 Вт була достатньою в більшості операцій для того, щоб виконати ефективну вапоризацію простати. Також важливим є забезпечення достатньої відстані між фібром та лікувальною поверхнею, для того, щоб забезпечити безконтактну техніка при використанні енергії високої потужності. Ці технічні обережності є необхідними для попередження небажаного передчасного зменшення інтенсивності дії фібру внаслідок підвищеного утворення теплової енергії при комбінації високої енергії та компактного лазерного променя. При використанні високопотужної енергії (особливо 120 Вт) та техніки високої потужної вапоризації утворюються теплові пухирці

великих розмірів. Тому необхідно уникати безпосереднього контакту між фібром та простатичними тканинами, та витримувати відповідну дистанцію між ними, а також забезпечувати достатню іригацію, для попередження деградації фібру. При використанні високої потужності, також є можливим зберігання кінчику фібру чистим, та вільним від простатичних тканин, тому що адгезія тканин може діяти, як гаряча оболонка (раковина), що сприяє пошкодженню фібру. Високопотужна енергія від 100 Вт до 120 Вт повинна використовуватись дуже обережно і навіть періодично знижуватись до менших показників (для попередження перфорації хірургічної капсули).

Вигідною рисою *Greenlight HPS* системи є наявність педалі подвійної потужності, що дозволяє миттєво знижувати потужність енергії, що використовується, для негайного переходу від режиму вапоризації до режиму коагуляції. Ця особливість дозволяє хірургу швидко контролювати зону кровотечі методом застосування зниженої потужності лазерної енергії і досягати належного гемостазу. При цьому використовується енергія потужністю 20-30 Вт і застосування торкаючої техніки (безконтактної або мало-контактної).

Greenlight HPS система створена з метою забезпечити більші можливості досвідченого хірурга з фотоселективної вапоризації простати при утворенні різноманітних ендоскопічних ситуацій, що можуть зустрічатись при гіперплазії передміхурової залози великих розмірів, коагулопатіях і інших клінічних випадках. Це стало можливим завдяки використанню різних фізичних параметрів, що властиві *HPS*-лазеру. Важливі характеристики, що контролює хірург, є варіювання лазерної потужності (60-120 Вт для вапоризації та 20-40 Вт для коагуляції), зміна робочої дистанції, інтенсивності іригації, а також швидкості рухів «пензлика».

При гіперплазії передміхурової залози малих (до 40 мл) і середніх розмірів (40-70 см³) доцільно починати з потужності енергії, що дорівнювала 70 Вт і поступово збільшувати потужність до 80 Вт, за виключенням випадків фіброзних форм гіперплазії. При ДГПЗ великих розмірів (>70см³)

Таблиця 2. Основні клінічні і функціональні показники у групах хворих в залежності від методу хірургічного лікування

Показники	Група хворих із застосуванням <i>Greenlight PV</i> (80 Вт)	Група хворих із застосуванням <i>Greenlight HPS</i> (120 Вт)
Число пацієнтів	46	29
Вік (років)	62,4±2,6	69,3±3,2
Операційний час* (хвилини)	98,5±2,1	84,5±1,3
IPSS*, бали (до операції)	25,8±1,8	21,6±2,3
IPSS*, бали (через 1 місяць)	12,3±2,7	11,8±1,9
Об'єм простати*, мл (до операції)	56,7±6,3	68,6±4,1
Об'єм простати*, мл (через 1 місяць)	39,9±5,4	29,5±3,6
Qmax* (мл/с) (до операції)	9,2±2,6	6,81±2,1
Qmax* (мл/с) (через 1 місяць)	16,57±4,1	18,6±3,4

* різниця статистично достовірна (p<0,05).

потужність може поступово підвищуватись до 120 Вт при умові, що хірург дотримується оптимальної робочої дистанції між фібромом і тканиною-мішенню. Важливим фактором було також підтримання постійної іригації кризь фіброскоп для постійного охолоджуючого ефекту. Слід прийняти до уваги, що постійне охолодження простатичних тканин за рахунок дії іригації також обмежує формування вторинного коагуляційного некрозу, що виникає внаслідок теплового трансдуктивного впливу від джерела вапоризації.

Належна торкаюча техніка також обмежувала трансдуктивний тепловий ефект внаслідок зменшення глибини коагуляційного некрозу. Вказана техніка не дозволяє фібромом затримуватись в одній позиції і вимагає постійних маятникоподібних рухів. Для вапоризації гіперплазії передміхурової залози великих розмірів повинна використовуватись потужність енергії 100-120 Вт, що дозволяє прискорити час операції. Потужність енергії повинна знижуватись до 80 Вт у випадках наближення до хірургічної капсули або у ситуаціях, коли використання високої потужності не є необхідним (наприклад, при роботі в зоні зовнішнього сфінктеру). При ДГПЗ великих розмірів з інтравезикальним ростом була необхідна обережна техніка і додаткова увага при роботі лазера в порожнині сечового міхура, що забезпечується акуратними рухами світловоду для попередження ненавмисного пошкодження стінки сечового міхура і рекомендується використовувати потужність 60-80 Вт. При великих розмірах інтравезикальної частки гіперплазії було доцільним використовувати техніку вапоризаційної інцизії, однак остання може бути рекомендована для застосування хірургом з достатнім досвідом виконання фотоселективної вапоризації простати. У пацієнтів високого ризику, що отримували пероральні антикоагулянти, застосування потужності від 60 до 80 Вт ефективно забезпечує оптимальну комбінацію вапоризації і гемостазу.

Клінічні показники результатів лікування хворих різними лазерними системами з тарміном спостереження 1 місяць представлені в таблиці 2. У групі хворих із застосуванням *Greenlight HPS* (120 Вт) середній передопераційний об'єм простати склав $68,6 \pm 4,1$ мл, що статистично достовірно більше ($p < 0,05$) ніж у групі хворих із застосуванням *Greenlight PV* (80 Вт) — $56,7 \pm 6,3$ мл. Разом з тим операційний час та післяопераційний об'єм простати були статистично достовірно ($p < 0,05$) меншими ($84,5 \pm 1,3$ хв та $29,5 \pm 3,6$ мл відповідно) в групі із застосуванням *Greenlight HPS* (120 Вт), що свідчить на користь останньої.

Висновки

Лазерна простатектомія продовжує постійно розвиватись як шляхом підвищення потужності енергії, так і за рахунок вдосконалення хірургічної техніки. Все це дозволяє досягнути ефективної абляції простатичних тканин при надійному профілю безпеки. Високотужний (120 Вт) лазер з довжиною хвилі 532 нм дозволяє виконувати ефективну фотоселек-

тивну вапоризацію простати з відмінним гемостазом, що продемонстровано багатьма дослідженнями. Технологічний прогрес, що базувався на клінічному досвіді застосування *Greenlight PV*-лазера, привів до впровадження високо потужного лазера з покращеним профілем променя, *Greenlight HPS*. Високотужний лазер спроможний досягати ефективної абляції простатичних тканин за короткий проміжок часу і забезпечувати хірургічну гнучкість при виконанні лазерної абляції гіперплазії простати різних розмірів. Однак, при збільшенні потужності і наявності великої кількості варіантів проведення операції значно зростає відповідальність хірурга в плані вибору оптимальних параметрів вапоризації з метою збереження профіля безпеки. При відповідному досвіді і застосуванні *Greenlight HPS* хірург має можливість виконати ефективну і швидко лазерну операцію при великих розмірах гіперплазії передміхурової залози і різноманітних анатомічних варіантах її зросту.

Література

1. Santanosa R.P., Te A.E., Kaplan S.A. (1998) Transurethral resection, incision and ablation of the prostate. Glenn's Urologic Surgery, 5th ed. (Philadelphia). "Lippincott, Williams and Wilkins". pp. 921-931
2. Te A.E. (2004) The development of laser prostatectomy. B. J. U. Int. 93: 262-265
3. Gonzales R.R., Lee R., Sandhu J., Te A.E. (2006) Laser prostatectomy. Atlas of the Prostate. 3rd ed. (Philadelphia). "Current Medicine".
4. Lee R., Gonzales R.R., Te A.E. (2006) The evolution of photoselective vaporization prostatectomy: advancing the surgical treatment of benign prostatic hyperplasia. World J. Urol. 24: 405-409
5. Te A.E., Malloy T.R., Stein B.S. et al. (2004) Photoselective vaporization of the prostate for the treatment of benign prostatic hyperplasia: 12-month results from the first United States multicenter prospective trial. J. Urol. 172: 1404-1408
6. Te A.E., Malloy T.R., Stein B.S. et al. (2006) Impact of prostate-specific antigen level and prostate volume as predictors of efficacy in photoselective vaporization prostatectomy: analysis and results of an ongoing prospective multicentre study at 3 years. B. J. U. Int. 97: 1229-1233
7. Sandhu J.S., Ng C., Vanderbrink B.A. et al. (2004) High-power potassium-titanyl-phosphate photoselective laser vaporization of prostate for treatment of benign prostatic hyperplasia in men with large prostates. Urology. 64: 1155-1159
8. Sandhu J.S., Te A.E. (2006) Photoselective vaporization of the prostate-the vaporization incision technique for large volume prostates. J. Urol. 173: 366
9. Malek R.S., Kuntzman R.S., Barrett D.M. (2000) High power potassium-titanyl-phosphate laser vaporization prostatectomy. J. Urol. 163: 1730-1733
10. Laserscope (2006) GreenLight HPS product user manual, specifications sheet, and training manual. (San Jose). Laserscope.
11. Kaplan S.A. (2006) Expanding the role of photoselective vaporization of the prostate. Rev. Urol. 3; 8: 3-8