

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

Zentrum für Operative Medizin
Klinik und Poliklinik für Urologie

Prof. Dr. med. Margit Fisch

**First Clinical Experience of a Novel Pulsed Solid-State
Thulium:YAG Laser during Percutaneous
Nephrolithotomy**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Julius Thomas Bergmann

Hamburg 2023

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 15.03.2024**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

Prüfungsausschuss, der Vorsitzende: Prof. Dr. Guido Sauter

Prüfungsausschuss, zweiter Gutachter: PD Dr. Clemens Mathias Rosenbaum

Inhaltsverzeichnis

1. Titelseite.....	S. 1
2. Inhaltsverzeichnis.....	S. 3
3. Darstellung der Publikation.....	S. 4
- Publikation.....	S. 4
- Einleitung.....	S. 12
- Material und Methoden.....	S. 15
- Ergebnisse.....	S. 16
- Diskussion.....	S. 18
3. Zusammenfassung.....	S. 22
4. Literaturliste.....	S. 24
5. Erklärung des Eigenanteils an der Publikation.....	S. 27
6. Danksagung.....	S. 28
7. Lebenslauf.....	S. 29
8. Eidesstattliche Erklärung.....	S. 30

Article

First Clinical Experience of a Novel Pulsed Solid-State Thulium:YAG Laser during Percutaneous Nephrolithotomy

Julius Bergmann †, Clemens Mathias Rosenbaum †, Christopher Netsch, Andreas J. Gross and Benedikt Becker *

Department of Urology, Asklepios Hospital Barmbek, 22307 Hamburg, Germany

* Correspondence: ben.becker@asklepios.com; Tel.: +49-401818829821; Fax: +49-401818822229

† These authors contributed equally to this work.

Abstract: Introduction: Laser lithotripsy during Mini-PCNL is one treatment option in urinary stone disease. In recent years, a new era in stone treatment has been initiated with the introduction of new pulsed thulium lasers. The aim of this study was to investigate the safety and efficacy of laser lithotripsy with a new pulsed solid-state thulium:YAG laser during mini-PCNL. Materials and methods: All patients, regardless of stone size, who were treated with a Mini-PCNL using the new pulsed thulium laser were prospectively enrolled. Operation times, stone size, laser time, and laser settings were noted. The stone-free rate was assessed postoperatively with sonography and either x-ray or computed tomography as a clinical standard. The complications were analyzed using the Clavien-Dindo classification. Results: A total of 50 patients with a mean age of 52 years were included. 31 (62 %) patients were male. The average stone size was 242.3 (\pm 233.1) mm² with an average density of 833 (\pm 325) Hounsfield units. The mean operating time was 30.56 (\pm 28.65) minutes, and the laser-on-time was 07:07 (\pm 07:08) minutes. The most commonly used settings were 0.4 J and 115 Hz (46 W). The mean total energy for stone ablation was 14,166 (\pm 17,131) kJ. The total stone-free rate was 84 %, with an overall complication rate of 32% according to Clavien-Dindo (grade 1: n = 9, grade 2: n = 6, 3b: n = 1). In the group of patients with singular stones (n = 25), the stone-free rate was 88%. Summary: The new pulsed solid-state Thulium:YAG laser allows a safe and effective lithotripsy during Mini-PCNL. The stone-free rates were high regardless of stone size with a comparable low rate of complications.

Citation: Bergmann, J.; Rosenbaum, C.M.; Netsch, C.; Gross, A.J.; Becker, B. First Clinical Experience of a Novel Pulsed Solid-State Thulium:YAG Laser during Percutaneous Nephrolithotomy. *J. Clin. Med.* **2023**, *12*, 2588. <https://doi.org/10.3390/jcm12072588>

Academic Editor: Cristian Fiori

Received: 20 February 2023

Revised: 12 March 2023

Accepted: 25 March 2023

Published: 29 March 2023



Copyright: © 2023 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Keywords: percutaneous nephrolithotomy; thulium laser; urolithiasis; endourology; Mini-PCNL

1. Introduction

Percutaneous nephrolitholapaxy (PCNL) was first described by Fernström in 1976 [1]. Until today, the PCNL is considered as first-line therapy for renal calculi >2 cm [2]. For stone breakage during PCNL, different energy devices are available [3]. Rigid pneumatic and ultrasonic lithotripsy devices are frequently used. For pneumatic or ballistic lithotripsy, a rapid forward motion of a rigid projectile that produces a jackhammer effect on the target stone is used. However, different mechanisms exist to produce the ballistic effect depending on the company that offers this system. Pneumatic lithotripsy is more suitable for hard stones due to a very strong impulse. The ultrasonic lithotripsy works with less strong but more frequented impulses. This procedure is not suitable for hard stones, but the tissue defect is significantly smaller if the surgeon is careless [3]. A combined lithotrite device is also available and a further development includes the ability of suction during lithotripsy of fragmented stones [4].

As a second source of energy, lasers can be used for lithotripsy during PCNL. When using a laser either a fragmentation with high energy and low frequency or a dusting setting with high frequency and low energy can be applied to break the stone. However,

other techniques such as popcorning, pop-dusting, or very fine dusting have been described as well [5]. Since 1995 the Holmium(Ho):YAG laser is the standard laser lithotripter for urinary calculi regardless of stone composition. The holmium laser uses white light that is emitted from a flashlamp to excite Holmium ions that are chemically bound to a YAG crystal. The interaction of the white light and the crystal results in the emission of photons with a characteristic wavelength of 2120 nm. This process repeats itself repetitively and is supported by a two-sided reflection by mirrors in the laser cavity which adds to holmium ions excitation, referred to as “laser pumping” [6]. Disintegration of stones was successful with this device, but the limitation of frequency and a distinct retro propulsion were obvious drawbacks for this laser. Until a few years ago, thulium lasers could not be used for stone lithotripsy due to a continuous wave mode of the laser [7].

However, over the last years, new pulsed thulium (Tm) lasers have been developed and introduced into the armamentarium of laser lithotripsy (LL). In contrast to flashlamps, which are used in Ho:YAG lasers to excite the ions and therefore require special cooling to avoid excessive heat generation, the thulium ions in thulium fiber lasers (TFLs) or Tm:YAG lasers are excited directly via high-power laser diodes. The narrow-band excitation via laser diodes thus prevents excessive heat generation and energy efficiency is improved. In addition to the pulsed or cw mode, a wide range of different settings is also possible with the new thulium lasers (pulse energy, pulse frequency, and pulse width).

The TFL uses various laser diodes as an energy source, which are operated with electrical current. The resulting laser emission, which emits at a wavelength of 1940 nm, is transmitted within a 10–30 m long active fiber doped with thulium ions and is further transmitted to the connected laser fiber. The TFL can operate at relatively high-power settings (up to 500 W) and theoretical frequencies of up to 2000 Hz, all while requiring only fan air cooling.

The TFL has shown faster operation times with smaller stone fragments compared to Ho:YAG lasers both in preclinical studies and in clinical use. Another innovation in the field of thulium lasers was recently presented as a solid-state Tm:YAG laser. This laser can work in both pulsed mode and traditional continuous wave mode. This means that both stones and soft tissue can be treated effectively with this laser machine. With an application of up to 300 Hz, a pulse peak power of up to 1000 W, and a fully adjustable pulse width from 100–4750 μ s, it is believed that it is possible to dust or fragment even harder stones in less time. Similar to the TFL, this pulsed Tm:YAG laser achieves laser pumping by electronically modulating diode lasers, however, uses a YAG crystal (instead of an active fiber) comparable to a Ho:YAG laser. The laser pumping excites thulium-electrons into higher-energy quantum states. The energy is focused by a fiber coupling lens and is then transmitted to the connected laser fiber. The resulting wavelength of 2013 nm is therefore located between the conventional holmium laser and the TFL [8]. The aim of the present study was to investigate the safety and efficacy of this new, yet not clinically tested, solid-state thulium:YAG laser during Mini-PCNL.

2. Material and Methods

2.1. Patient Selection and Study Design

After obtaining institutional review board approval, a prospective study was performed to evaluate the safety, efficacy and stone-free rate (SFR) of Mini-PCNL utilizing a novel pulsed solid-state Thulium:YAG laser for lithotripsy. Fifty consecutive patients were prospectively enrolled between September 2020 and May 2021. Exclusion criteria were: age <18 years, concurrent other surgical treatment, and additional ureteral stones.

Before surgical treatment, the following parameters were assessed: urine analysis and culture, a blood sample including serum creatinine and coagulation parameters, and radiology diagnostics with either kidney ureter bladder (KUB n = 13) x-ray or non-contrast computed tomography (NCCT n = 37).

Stone characteristics such as size, location, and Hounsfield Units (HU) were documented. All laser settings (Joule (J), Hertz (Hz), Watt (W)), total energy, laser fiber size, and laser-on-time (LOT) were documented as well.

2.2. Surgical Technique

All operations were performed by experienced endourologists. Patient positioning and percutaneous access were carried out in an analogous manner in all patients. After general anesthesia had been given, a 7 F multi-perforated double J catheter was inserted transurethral in the lithotomy position in order to retrogradely fill the renal pelvic system after insertion of a 22 F 3-way irrigation catheter.

All patients received intravenous antibiotic prophylactic with a second-generation cephalosporin (Cefuroxime), or according to the antibiogram.

After the patient had been placed in prone position, the lower calyx was punctured under combined ultrasound/fluorescence control, and the percutaneous tract was established. The tract dilation was carried out using a single-step dilation as described previously [2]. All renal calculi were disintegrated with a novel solid-state Thulium:YAG laser (RevoLix Hybrid Thulium Laser (HTL), LISA Laser products GmbH, Katlenburg, Germany). Three different fibers were used for lithotripsy (700 μm ($n = 28$), 550 μm ($n = 17$), and 300 μm ($n = 5$))(LISA Laser products GmbH, Katlenburg, Germany). The stone fragments were either removed passively using the “vacuum cleaner effect” ($n = 45$) or with an additional basket ($n = 5$). At the end of surgery, a 16-F nephrostomy catheter was inserted.

2.3. Outcome Measures

Operative time was measured as the time from puncture of the kidney until insertion of the nephrostomy. LOT, Hz, J, and W were automatically recorded by the laser device. The radiation dose ($\mu\text{Gy}/\text{m}^2$) and fluoroscopy time (s) were documented from the x-ray system and included the PCNL procedure as well as the previous ureteral stenting.

The complication rate was assessed with the Clavien-Dindo classification [9]. Patients were reassessed three months postoperatively with documentation of re-treatment rate and complications. The SFR was defined as no residual stones (<1 mm) at all and was proofed endoscopically during surgery and at postoperative day one with KUB ($n = 30$) or NCCT ($n = 20$).

2.4. Statistical Analysis

Primary outcome variables included operative time and SFR. Secondary outcomes were LOT and complication rate. Patient data were expressed as mean \pm standard deviation (SD) and a t-test was performed for statistical analyses. The significance level for all statistical analyses was $p < 0.05$. Statistical analyses were performed using SPSS version 20.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA).

3. Results

Of 50 patients who were included, 62% ($n = 31$) were male and 38% ($n = 19$) were female. Table 1 presents all patient and stone characteristics. The median age was 52 years with an average BMI of 28.4 (± 7.4). The mean stone size was 242.3 (± 233.1) mm^2 . Of those patients who received an NCCT ($n = 37$), the mean density was 830 HU (± 195). Fifty percent ($n = 25$) of the patients had multiple stones.

Table 1. **a**—Patient characteristics (*n* = 50). **b**—Stone characteristics.

(a)		
Patients (<i>n</i>)	50 (m = 31, f = 19)	
Age, (years)	52 ± 13.67 (21–81)	
Body mass index, (BMI)	28.4 ± 7.4 (15.79–52.86)	
Number of stones (<i>n</i>)	1.86 ± 1.24 (1–8)	
Stone size, (mm ²)	242 ± 233 (30–1262)	
Stone density, (Hounsfield Units)	830 ± 325 (418–1572)	
Data presented as mean ± SD (range)		
(b)		
Stone Location	<i>n</i>	(%)
Renal pelvis	17	34.0
Lower pole	8	16.0
Middle pole	3	6.0
Upper pole	2	4.0
Multiple location	20	40.0
Multiple location but not lower pole	4	8.0
Total	50	100.0

Data presented as *n* (%).

Postoperative outcomes are shown in Table 2. The mean LOT was 7:07 (±7:08) min with a mean total operative time of 30.56 (±17.5) min. In the subgroup of patients with single stones (*n* = 25), the mean total operative time was lower with 28.48 (±16.5) min. The mean total energy for stone ablation was 14,166 (±17,131) J. In 33 cases, dusting with high frequency (115 Hz) and low energy (0.4 J) was used for stone disintegration.

The total SFR was 84% with an overall complication rate of 32% according to the Clavien-Dindo classification system (Grad 1 *n* = 9, Grad 2 *n* = 6, Grad 3b *n* = 1). The Clavien 3b complication (injury of the spleen) was however not directly linked to the PCNL. After the stone was removed, it was not possible to insert the nephrostomy through the PCNL tract due to a dislocation of the guidewire. While trying to place the nephrostomy tube with its inlay, it went upwards which could be seen during fluoroscopy. During this attempt to insert the nephrostomy, it stripped the spleen and a splenectomy was inevitable.

Table 2. Intra- and postoperative parameters.

Intraoperative Parameters	
Surgery time (min)	30.56 ± 17.5 (15–64)
Stone-free rate	84%
Laser, Total Energy [J]	14,166 ± 17,131 (38–71,989)
Frequency (Hz)	81 ± 44 (10–200)
Joule	0.4 ± 0.2 (0.01–1)
Laser on time (min)	7:07 ± 07:08 (2–38:44)
Hospital stay	2.8 ± 1.56 (1–11)
Fluoroscopy time (DJ insertion + PCNL) (s)	48.78 ± 35.97 (3–164)
Radiation dose (DJ insertion + PCNL) (µg/m ²)	80.93 ± 72.61 (4.57–376.59)
Postoperative Complications	
Total	
Clavien grade I	
clot retention	2
fever	5
transient creatinine elevation (>0.5 mg/dL)	2
Clavien grade II	

Urinary tract infection	4
Blood transfusion	1
Urine leakage < 24 h	1
<hr/>	
Clavien grade 3 b	
Neighboring organ injury–splenectomy	1
<hr/>	
total	n = 16 (32%)

Data presented as n (%); Data presented as mean \pm SD (range).

In the subgroup of patients with single stones, the stone-free rate was higher with 88% according to a similar complication rate. Overall, in eight patients a secondary treatment (Re-PCNL n = 2, Re-URS n = 6) due to residual stones was necessary.

4. Discussion

The key finding of our study was that the laser lithotripsy with the novel pulsed solid-state Thulium:YAG laser showed efficient fragmentation and dusting during Mini-PCNL. Until recently, the most frequently used laser for LL during Mini-PCNL was the Ho:YAG laser [10]. In the latest years, there was a shift from low-power to high-power holmium lasers with better modifications of the laser settings to dust urinary stones [11]. By modifying these parameters, a so-called “burst effect” for LL in urolithiasis was presented in 2016. It describes a set of laser pulses that follow each other in rapid succession. Despite the promising data, however, this effect could not prevail in a clinical setting [12]. In 2017, Elhilali et al. presented another innovation using certain Ho:YAG lasers with the “Moses Effect” [13]. This effect is currently being investigated in clinical studies and, in addition to LL, is also used for prostate enucleation. Large et al. postulated that enucleation using the Moses technology leads to improved vaporization and coagulation performance and the adenoma tissue can be separated more quickly from the prostate capsule [14]. Moreover, higher stone ablation rates with lower retropulsion could also be seen [13,15]. However, very fine dusting was not possible due to a limitation of the frequency [6,16].

Pulsed thulium lasers were currently established and showed better results in various in vitro experiments compared to Ho:YAG lasers [16–18]. Presently, there are two different types of pulsed thulium lasers available for clinical practice: TFLs and solid-state Tm:YAG lasers. However, only sparse data are available of these lasers in clinical settings [19]. In 2020, Enikeev et al. showed that the TFL leads to higher ablation speeds and therefore shorter operation times (OT) [20]. The same study group showed that the TFL provides effective and safe lithotripsy during ureteroscopy regardless of stone density for ureteral stones [21]. The high frequency with better dusting opportunities is one of the main advantages of the new pulsed thulium lasers generation. Ulvik et al. and Ryan et al. both underlined these results and noticed an outperformance of a pulsed TFL with regards to SFR and OT compared to a Ho:YAG laser [22,23]. In contrast to these publications, there are also studies that describe an equal effectiveness between holmium and new thulium lasers, especially with regard to the pulse-modulated holmium laser [24,25]. In our study, we achieved an overall SFR of 84% for all stone sizes which is line with the current literature that shows a SFR between 72.6–100% for the Mini-PCNL [26]. However, in the mentioned papers, no data of experience was documented which could explain the wide range of SFRs. Only few studies assessed the clinical efficacy of TFL during Mini-PCNL with comparable SFR to ours, but no study investigated the solid-state Thulium:YAG laser yet [4,19,27,28]. In this study, the dusting mode (115 Hz, 0.4 J) as well as the fragmentation mode (10Hz, 1J) showed a high efficacy in stone breakage. Irrespective of the used regime, the pulse width was set to 100%.

The LOT for fragmenting was shorter compared to dusting or a combination of both techniques. However, this difference was not evident in the overall surgery time because the higher energy per pulse with low frequency meant more stone passages due to bigger fragments and less dust, which equalized the shorter LOT in the overall surgery time. The

way a stone is processed during Mini-PCNL is therefore not relevant to the total operation time, which is an important finding with regards to the new generation of thulium lasers. The higher peak power of this laser might be superior to a TFL for the treatment of harder stones; however, this has to be investigated in further studies.

A subgroup analysis of singular stones of our cohort showed faster OT and less complications compared to multiple stones. However, regardless of the heterogeneity in our cohort, we showed a high SFR with the HTL during Mini-PCNL.

In the aforementioned study of Enikeev et al., the OT was 23.4 min for the Mini-PCNL while using the TFL [19]. Our OT was slightly higher, but still lower compared to the literature with a mean of 30.56 min. This might be since both lasers are of comparable quality. Furthermore, both studies took place in departments with a high number of yearly performed Mini-PCNLs that goes in line with a high experience of the surgeons.

The fact that we did not perform an NCCT in every patient might lead to radiological measurement errors of the stone size and the measured SFR [29]. The SFR was defined as no residual stones (<1 mm) at all and was proofed endoscopically during surgery and at postoperative day one with KUB (n = 30) or NCCT (n = 20). Hence, it is well known that an NCCT has a higher sensitivity and specificity in the diagnosis of kidney and ureter stones than a KUB [30–32]. Still, according to our clinical standards, we only perform a postoperative NCCT for stones >3 cm, difficult anatomy, multiple stones, known uric acid stones, or difficult surgical conditions with limited visibility. This is the reason for the inconsistency of the postoperative measurement of the SFR. Gokce et al. showed the lower accuracy of plain radiograph compared to the NCCT for residual fragments after PCNL [33], but this was not within the scope of this study to detect diagnostic differences between the two different imaging modalities. Our experience to perform an NCCT at postoperative day 1 often supposedly shows a remaining stone mass. This leads to a second PCNL or ureteroscopy, but in the majority of these cases, the intraoperative view shows stone dust and no rigid stone mass to basket. A better way for postoperative SFR assessment would be to perform an NCCT after approximately four weeks. Conversely, an NCCT performed this late is difficult to explain ethically. Furthermore, in our opinion a decision for a re-do surgery should be made within the first postoperative days as the patients should not leave the hospital with a nephrostomy tube inserted.

Another limitation is the single arm study design. However, the intention of the study was to show the safety and efficacy of this novel laser that has not been published before. For this aspect, no control group is necessary to test the mentioned parameters [17,19]. Furthermore, this study did not investigate on the stone composition. It is well known that the ablation speed depends on the hardness of the stone, but the HU in the NCCT, which we used in this study, is also suitable for this. This study has shown the first cohort of patients treated with the novel pulsed solid-state HTL during Mini-PCNL.

5. Conclusions

To the best of our knowledge, this is the first study that investigated the pulsed Tm:YAG laser for laser lithotripsy during Mini-PCNL. It was shown that it is a highly efficacious laser for the treatment of renal calculi during Mini-PCNL with lower operation times compared to the literature and with a comparable complication rate.

Author Contributions: J.B.: writing—original draft (lead), review and editing (equal). C.M.R.: Conceptualization (supporting); writing—original draft (supporting); formal analysis (lead); writing—review and editing (equal). C.N.: Software (lead); writing—review and editing (equal). A.J.G.: Methodology (lead); writing—review and editing (equal). B.B.: Conceptualization (lead); Writing—original draft (lead); Writing—review and editing (equal). All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki, and approved by the Ethics Committee of the Medical Association Hamburg (protocol code PV5212).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: Data is unavailable due to privacy.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Fernström, I.; Johansson, B. Percutaneous pyelolithotomy. A new extraction technique. *Scand. J. Urol. Nephrol.* **1976**, *10*, 257–259. <https://doi.org/10.1080/21681805.1976.11882084>.
2. Türk, C.; Petřík, A.; Sarica, K.; Seitz, C.; Skolarikos, A.; Straub, M.; Knoll, T. EAU Guidelines on Interventional Treatment for Urolithiasis. *Eur. Urol.* **2016**, *69*, 475–482. <https://doi.org/10.1016/j.eururo.2015.07.041>.
3. Cho, C.O.; Yu, J.H.; Sung, L.H.; Chung, J.Y.; Noh, C.H. Comparison of percutaneous nephrolithotomy using pneumatic lithotripsy (lithoclast®) alone or in combination with ultrasonic lithotripsy. *Korean J. Urol.* **2010**, *51*, 783–787. <https://doi.org/10.4111/kju.2010.51.11.783>.
4. Patil, A.; Sharma, R.; Shah, D.; Gupta, A.; Singh, A.; Ganpule, A.; Sabnis, R.; Desai, M. A prospective comparative study of mini-PCNL using Trilog™ or thulium fibre laser with suction. *World J. Urol.* **2022**, *40*, 539–543. <https://doi.org/10.1007/s00345-021-03881-5>.
5. Aldoukhi, A.H.; Black, K.M.; Ghani, K.R. Emerging Laser Techniques for the Management of Stones. *Urol. Clin. N. Am.* **2019**, *46*, 193–205. <https://doi.org/10.1016/j.ucl.2018.12.005>.
6. Traxer, O.; Keller, E.X. Thulium fiber laser: The new player for kidney stone treatment? A comparison with Holmium:YAG laser. *World J. Urol.* **2020**, *38*, 1883–1894. <https://doi.org/10.1007/s00345-019-02654-5>.
7. Becker, B.; Gross, A.J.; Netsch, C. Ho: YaG laser lithotripsy: Recent innovations. *Curr. Opin. Urol.* **2019**, *29*, 103–107. <https://doi.org/10.1097/MOU.0000000000000573>.
8. Netsch, C.; Gross, A.J.; Herrmann, T.R.W.; Becker, B. Current use of thulium lasers in endourology and future perspectives. *Arch. Esp. Urol.* **2020**, *73*, 682–688.
9. Clavien, P.A.; Sanabria, J.R.; Strasberg, S.M. Proposed classification of complications of surgery with examples of utility in cholecystectomy. *Surgery* **1992**, *111*, 518–526.
10. De, S.; Autorino, R.; Kim, F.J.; Zargar, H.; Laydner, H.; Balsamo, R.; Torricelli, F.C.; Di Palma, C.; Molina, W.R.; Monga, M.; et al. Percutaneous nephrolithotomy versus retrograde intrarenal surgery: A systematic review and meta-analysis. *Eur. Urol.* **2015**, *67*, 125–137. <https://doi.org/10.1016/j.eururo.2014.07.003>.
11. Kronenberg, P.; Traxer, O. Update on lasers in urology 2014: Current assessment on holmium:yttrium-aluminum-garnet (Ho:YAG) laser lithotripter settings and laser fibers. *World J. Urol.* **2015**, *33*, 463–469. <https://doi.org/10.1007/s00345-014-1395-1>.
12. Kronenberg, P.; Traxer, O. MP22-13 burst laser lithotripsy—A novel lithotripsy mode. *J. Urol.* **2016**, *195*, e258. <https://doi.org/10.1016/j.juro.2016.02.701>.
13. Elhilali, M.M.; Badaan, S.; Ibrahim, A.; Andonian, S. Use of the Moses Technology to Improve Holmium Laser Lithotripsy Outcomes: A Preclinical Study. *J. Endourol.* **2017**, *31*, 598–604. <https://doi.org/10.1089/end.2017.0050>.
14. Large, T.; Nottingham, C.; Stoughton, C.; Williams, J.; Krambeck, A. Comparative Study of Holmium Laser Enucleation of the Prostate With MOSES Enabled Pulsed Laser Modulation. *Urology* **2020**, *136*, 196–201. <https://doi.org/10.1016/j.urol.2019.11.029>.
15. Mullerad, M.; Aguinaga, J.R.A.; Aro, T.; Kastin, A.; Goldin, O.; Kravtsov, A.; Assadi, A.; Badaan, S.; Amiel, G.E. Initial Clinical Experience with a Modulated Holmium Laser Pulse-Moses Technology: Does It Enhance Laser Lithotripsy Efficacy? *Rambam Maimonides Med. J.* **2017**, *8*, e0038. <https://doi.org/10.5041/RMMJ.10315>.
16. Rapoport, L.M.; Vinarov, A.Z.; Sorokin, N.I.; Dymov, A.M.; Enikeev, D.V.; Tsarichenko, D.G.; Lekarev, V.Y.; Klimov, R.E.; Andreeva, V.A.; Kovalenko, A.A. Experimental verification of thulium lithotripsy. *Urol. Mosc. Russ.* **1999** **2018**, *74*–80. <https://doi.org/10.18565/urology.2018.5.74-80>.
17. Andreeva, V.; Vinarov, A.; Yaroslavsky, I.; Kovalenko, A.; Vybornov, A.; Rapoport, L.; Enikeev, D.; Sorokin, N.; Dymov, A.; Tsarichenko, D.; et al. Preclinical comparison of superpulse thulium fiber laser and a holmium:YAG laser for lithotripsy. *World J. Urol.* **2020**, *38*, 497–503. <https://doi.org/10.1007/s00345-019-02785-9>.
18. Fried, N.M. Thulium fiber laser lithotripsy: An in vitro analysis of stone fragmentation using a modulated 110-watt Thulium fiber laser at 1.94 microm. *Lasers Surg. Med.* **2005**, *37*, 53–58. <https://doi.org/10.1002/lsm.20196>.
19. Enikeev, D.; Taratkin, M.; Klimov, R.; Alyaev, Y.; Rapoport, L.; Gazimiev, M.; Korolev, D.; Ali, S.; Akopyan, G.; Tsarichenko, D.; et al. Thulium-fiber laser for lithotripsy: First clinical experience in percutaneous nephrolithotomy. *World J. Urol.* **2020**, *38*, 3069–3074. <https://doi.org/10.1007/s00345-020-03134-x>.

20. Enikeev, D.; Taratkin, M.; Klimov, R.; Inoyatov, J.; Azilgareeva, C.; Ali, S.; Korolev, D.; Corrales, M.; Traxer, O.; Glybochko, P. Superpulsed Thulium Fiber Laser for Stone Dusting: In Search of a Perfect Ablation Regimen-A Prospective Single-Center Study. *J. Endourol.* **2020**, *34*, 1175–1179. <https://doi.org/10.1089/end.2020.0519>.
21. Enikeev, D.; Grigoryan, V.; Fokin, I.; Morozov, A.; Taratkin, M.; Klimov, R.; Kozlov, V.; Gabdullina, S.; Glybochko, P. Endoscopic lithotripsy with a SuperPulsed thulium-fiber laser for ureteral stones: A single-center experience. *Int. J. Urol. Off. J. Jpn. Urol. Assoc.* **2021**, *28*, 261–265. <https://doi.org/10.1111/iju.14443>.
22. Ulvik, Ø.; Aesoy, M.S.; Juliebø-Jones, P.; Gjengstø, P.; Beisland, C. Thulium Fibre Laser versus Holmium:YAG for Ureteroscopic Lithotripsy: Outcomes from a Prospective Randomised Clinical Trial. *Eur. Urol.* **2022**, *82*, 73–79. <https://doi.org/10.1016/j.eururo.2022.02.027>.
23. Ryan, J.R.; Nguyen, M.H.; Linscott, J.A.; Nowicki, S.W.; James, E.; Jumper, B.M.; Ordoñez, M.; Ingimarsson, J.P. Ureterscopy with thulium fiber laser lithotripsy results in shorter operating times and large cost savings. *World J. Urol.* **2022**, *40*, 2077–2082. <https://doi.org/10.1007/s00345-022-04037-9>.
24. Yang, B.; Ray, A.; Zhang, J.J.; Peng, S.; O'Brien, M.; Turney, B. Stone ablation efficacy: A comparison of a thulium fibre laser and two pulse-modulated holmium:YAG lasers. *Urolithiasis* **2023**, *51*, 31. <https://doi.org/10.1007/s00240-022-01393-4>.
25. Haas, C.R.; Knoedler, M.A.; Li, S.; Gralnek, D.R.; Best, S.L.; Penniston, K.L.; Nakada, S.Y. Pulse-modulated Holmium:YAG Laser vs the Thulium Fiber Laser for Renal and Ureteral Stones: A Single-center Prospective Randomized Clinical Trial. *J. Urol.* **2023**, *209*, 374–383. <https://doi.org/10.1097/JU.0000000000003050>.
26. Chung, D.Y.; Kang, D.H.; Cho, K.S.; Jeong, W.S.; Jung, H.D.; Kwon, J.K.; Lee, S.H.; Lee, J.Y. Comparison of stone-free rates following shock wave lithotripsy, percutaneous nephrolithotomy, and retrograde intrarenal surgery for treatment of renal stones: A systematic review and network meta-analysis. *PLoS ONE* **2019**, *14*, e0211316. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211316>.
27. Korolev, D.; Akopyan, G.; Tsarichenko, D.; Shpikina, A.; Ali, S.; Chinenov, D.; Corrales, M.; Taratkin, M.; Traxer, O.; Enikeev, D. Minimally invasive percutaneous nephrolithotomy with SuperPulsed Thulium-fiber laser. *Urolithiasis* **2021**, *49*, 485–491. <https://doi.org/10.1007/s00240-021-01258-2>.
28. Shah, D.; Patil, A.; Reddy, N.; Singh, A.; Ganpule, A.; Sabnis, R.; Desai, M. A clinical experience of thulium fibre laser in miniperc to dust with suction: A new horizon. *World J. Urol.* **2021**, *39*, 2727–2732. <https://doi.org/10.1007/s00345-020-03458-8>.
29. Metser, U.; Ghai, S.; Ong, Y.Y.; Lockwood, G.; Radomski, S.B. Assessment of urinary tract calculi with 64-MDCT: The axial versus coronal plane. *AJR Am. J. Roentgenol.* **2009**, *192*, 1509–1513. <https://doi.org/10.2214/AJR.08.1545>.
30. Heidenreich, A.; Desgrandschamps, F.; Terrier, F. Modern approach of diagnosis and management of acute flank pain: Review of all imaging modalities. *Eur. Urol.* **2002**, *41*, 351–362. [https://doi.org/10.1016/s0302-2838\(02\)00064-7](https://doi.org/10.1016/s0302-2838(02)00064-7).
31. Weinrich, J.M.; Bannas, P.; Regier, M.; Keller, S.; Kluth, L.; Adam, G.; Henes, F.O. Low-Dose CT for Evaluation of Suspected Urolithiasis: Diagnostic Yield for Assessment of Alternative Diagnoses. *AJR Am. J. Roentgenol.* **2018**, *210*, 557–563. <https://doi.org/10.2214/AJR.17.18552>.
32. Niall, O.; Russell, J.; MacGregor, R.; Duncan, H.; Mullins, J. A comparison of noncontrast computerized tomography with excretory urography in the assessment of acute flank pain. *J. Urol.* **1999**, *161*, 534–537.
33. Gokce, M.I.; Ozden, E.; Suer, E.; Gulpinar, B.; Gulpinar, O.; Tangal, S. Comparison of imaging modalities for detection of residual fragments and prediction of stone related events following percutaneous nephrolithotomy. *Int. Braz. J. Urol.* **2015**, *41*, 86–90. <https://doi.org/10.1590/S1677-5538.IBJU.2015.01.12>.

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

Darstellung der Publikation

Einleitung:

Die perkutane Nephrolitholapaxie (PCNL) wurde erstmals 1976 von Fernström beschrieben [1]. Bis heute gilt die PCNL als Erstlinientherapie bei Nierensteinen >2 cm [2]. Zur Steinertrümmerung während der PCNL stehen verschiedene Energiequellen zur Verfügung [3]. Häufig werden starre pneumatische oder ultraschallbasierte Geräte zur Lithotripsie verwendet. Bei der pneumatischen oder ballistischen Lithotripsie wird eine schnelle Vorwärtsbewegung eines starren Projektils genutzt, um einen Presslufthammer-Effekt auf den Zielstein auszuüben. Es gibt jedoch verschiedene Mechanismen, um den ballistischen Effekt zu erzeugen, je nachdem welche Firma das System anbietet. Die pneumatische Lithotripsie ist aufgrund einer sehr starken Impulswirkung eher für harte Steine geeignet. Die ultraschallbasierte Lithotripsie hingegen arbeitet mit schwächeren, aber häufigeren Impulsen. Dieses Verfahren eignet sich für weichere Steine. Das Risiko für einen Gewebeschaden im Urothel des Nierenbeckens ist bei dieser Methode signifikant geringer [3]. Auch die Kombination aus verschiedenen Techniken innerhalb eines Lithotripsie-Geräts ist möglich, teilweise bereits mit der Option auf eine simultane Absaugung von fragmentierten Steinen [4].

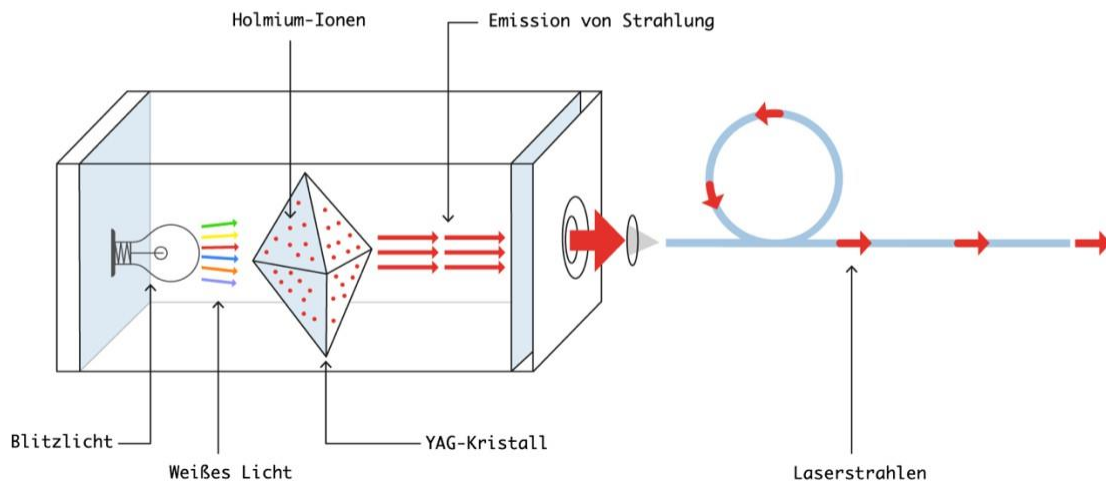
Als zweite Energiequelle können Laser zur Lithotripsie während der PCNL verwendet werden. Bei Verwendung eines Lasers kann entweder eine Fragmentierung mit hoher Energie und niedriger Frequenz oder eine Zerstäubung mit hoher Frequenz und niedriger Energie angewendet werden, um den Stein zu zerbrechen. Die applizierte Gesamtenergie bleibt in beiden Fällen nach der Grundformel Leistung [W] = (Einzel)Puls-Energie [J] x Puls-Frequenz [Hz] konstant.

Neben dem Fragmentieren und dem Zerstäuben von Steinen wurden auch andere Techniken wie Popcorning, Pop-Dusting oder sehr feines Zerstäuben (Dusting) beschrieben [5].

Seit 1995 ist der Holmium(Ho):YAG-Laser unabhängig von der Steinzusammensetzung der Standard-Laserlithotripter für Harnsteine. Der Holmium-Laser ist ein sogenannter Festkörperlaser. Das bedeutet, dass das verstärkende Medium aus einem Festkörper, in diesem Fall einem Kristall, besteht. Er verwendet weißes Licht, das von einer Blitzlampe abgestrahlt wird, um Holmium Ionen anzuregen, die chemisch an einen YAG-Kristall gebunden sind. Die Wechselwirkung von dem Licht und dem Kristall führt zur Emission von Photonen mit einer charakteristischen Wellenlänge von 2120 nm. Der Prozess wiederholt sich und wird durch eine doppelseitige Reflexion mit Spiegeln in der Laserhöhle potenziert. Dies führt zur Anregung von Holmium Ionen auf ein höheres Energielevel. Dieser sich wiederholende Vorgang wird auch als "Laserpumpen" bezeichnet [6].

Eine Steinertrümmerung mit einem Ho:YAG-Laser ist nach wie vor effizient möglich, jedoch ist das Verfahren im Bereich der Frequenz zum effektiven Dusting der Steine und durch eine deutliche Retropulsion bei Lithotripsie technisch limitiert.

Abbildung 2: Aufbau eines Ho:YAG Festkörperlasers



Mit freundlicher Genehmigung: E.M.S. Electro Medical Systems S.A.

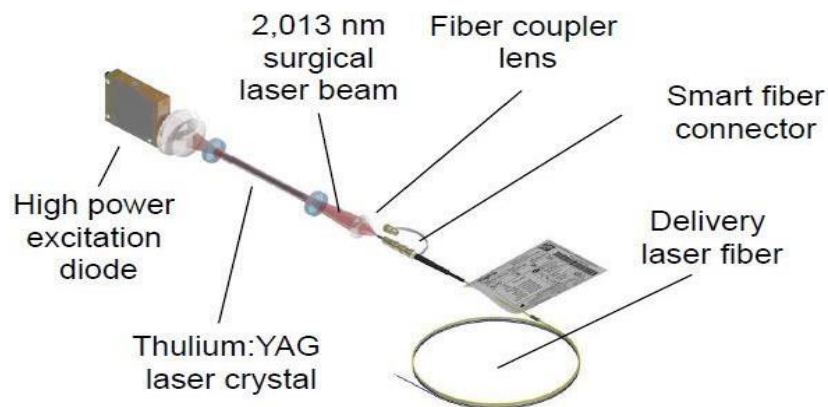
Der Einsatz von Thulium (Tm)-Lasern in der Lithotripsie von Harnsteinen war bis zur Entwicklung der neuen Lasergeneration nicht möglich. Die Energieabgabe dieses Laser-Typus ist lediglich kontinuierlich (continuous wave =cw) möglich gewesen [7]. Eine gepulste Abgabe, die für ein effektives Zerstäuben der Harnsteine zwingend notwendig ist, war technisch bisher nicht umsetzbar. Die Tm-Laser wurden bis zu diesem Zeitpunkt vorzugsweise in der operativen Therapie der benignen Prostatahyperplasie und zur Tumor en bloc Resektion von Raumforderungen in der Harnblase eingesetzt. [7,8].

In den letzten Jahren wurden verschiedene neue gepulste Tm-Laser für die Laserlithotripsie entwickelt und vorgestellt. Diese versprechen sowohl im alltäglichen Nutzen als auch in der Effizienz einen großen Vorteil in der urologischen Therapie von Harnsteinen und zum Beispiel der Prostatahyperplasie. Ein Großteil dieser neuen Lasergeneration lässt sich als sogenannter Hybridlaser nutzen. Die sowohl kontinuierliche als auch gepulste Energieapplikation ermöglicht eine universelle Anwendbarkeit bei sämtlichen endourologischen Eingriffen.

Durch die beim Ho:YAG-Laser verwendeten Blitzlampen entstehen hohe Temperaturen im Gerät. Dies führt dazu, dass hier eine spezielle Kühlung, häufig durch wasserbasierte Kühlsysteme, benötigt wird. Um eine solche Wärmeentwicklung zu vermeiden, werden die Thulium Ionen in Thulium-Faserlasern (TFL) oder Tm:YAG-Lasern direkt über Hochleistungslaserdioden angeregt. Die schmalbandige Anregung über Laserdioden verhindert somit eine übermäßige Wärmeentwicklung und die Energieeffizienz wird verbessert. Neben dem gepulsten oder CW-Modus sind mit den neuen Thulium-Lasern auch eine Vielzahl von verschiedenen Einstellungen möglich (Pulsenergie, Pulsfrequenz und Pulsbreite).

Der TFL verwendet verschiedene Laserdioden als Energiequelle, die mit elektrischem Strom betrieben werden. Die resultierende Laseremission, die bei einer Wellenlänge von 1940 nm emittiert, wird innerhalb einer 10-30 m langen aktiven Faser, die mit Thulium-Ionen dotiert ist, übertragen und dann zur angeschlossenen Laserfaser weitergeleitet. Der TFL kann bei relativ hohen Leistungseinstellungen (bis zu 500 W) und theoretischen Frequenzen von bis zu 2000 Hz betrieben werden und erfordert lediglich eine Luftkühlung. Im Vergleich zum Wasserkühlsystem ist diese deutlich platzsparender und erleichtert die tägliche Nutzung in verschiedenen Operationssälen.

Abbildung 2: Aufbau eines Tm:YAG Festkörperlasers



Mit freundlicher Genehmigung: LISA Laser Products GmbH

Eine weitere Innovation im Bereich der Thulium-Laser wurde kürzlich als festkörperbasierter Tm:YAG-Laser vorgestellt. Dieser sogenannte Hybrid-Laser kann sowohl im gepulsten Modus als auch im traditionellen Dauerstrichmodus arbeiten. Dies bedeutet, dass sowohl Steine als auch Weichgewebe effektiv mit dieser Laseranlage behandelt werden können. Mit einer Anwendung von bis zu 300 Hz, einer Pulsspitzenleistung von bis zu 1000 W und vollständig einstellbarer Pulsbreite von 100 - 475 μ s, ist es möglich, selbst härtere Steine in kürzerer Zeit zu zerstäuben oder zu fragmentieren. Ähnlich wie beim TFL wird die Laseranregung durch elektronische Modulation von Diodenlasern erreicht. Als Basis hierfür dient bei diesem Festkörperlaser jedoch ein YAG-Kristall (anstelle einer aktiven Faser). Dies ist vom grundsätzlichen Aufbau mit einem Holmium-Laser zu vergleichen. Die resultierende Wellenlänge von 2013 nm liegt somit zwischen dem herkömmlichen Holmium-Laser und einem TFL [8].

Der Tm:YAG Laser wird mit einem herkömmlichen 230 Volt Stromanschluss betrieben und bietet somit eine größere Praktikabilität im Gegensatz zum Ho:YAG-Laser, der einen Starkstromanschluss benötigt. Ziel der vorliegenden Studie war es, die Sicherheit und Wirksamkeit dieses neuen, bisher nicht klinisch getesteten festkörperbasierten Tm:YAG-Lasers während der Mini-PCNL zu untersuchen.

Material und Methoden:

Patientenauswahl und Studiendesign

Es wurde eine prospektive Studie durchgeführt, um die Sicherheit, Wirksamkeit und Steinfreiheitsrate (SFR) der Mini-PCNL unter Verwendung eines neuartigen gepulsten festkörperbasierten Tm:YAG-Lasers zur Lithotripsie zu bewerten. Zwischen September 2020 und Mai 2021 wurden fünfzig aufeinanderfolgende Patienten prospektiv eingeschlossen, die einen oder mehrere Nierensteine hatten, die wiederum per PCNL behandelt werden mussten. Ausschlusskriterien waren: Alter <18 Jahre, simultane weitere chirurgische Eingriffe und zusätzliche Harnleitersteine.

Vor der chirurgischen Behandlung wurden folgende Parameter erhoben und bewertet: Urinanalyse und -kultur, eine Blutprobe einschließlich Serumkreatinin- und Gerinnungsparameter sowie bildgebende Diagnostik durch eine sogenannte Nieren--Blasen-Übersicht (NBÜ n = 13) oder einer nicht-kontrastmittelgestützten Computertomographie (NCCT n = 37). Die konkrementenspezifischen Eigenschaften wie Größe, Lage und Hounsfield-Einheiten (HU) wurden dokumentiert.

Chirurgische Technik

Alle Operationen wurden von erfahrenen Endourologen durchgeführt. Die Lagerung der Patienten und der perkutane Zugang wurden bei allen Patienten analog durchgeführt.

In Allgemeinanästhesie erfolgt zunächst die Einlage eines 7-Ch-Doppel-J-Katheters transurethral in Steinschnittlage. Anschließend wird ein 22-Ch-3-Wege-Spülkatheter zur retrograden Füllung des Nierenbeckenkelchsystems in der Blase eingelegt. Dieser Schritt ist zwingend notwendig, um eine sichere perkutane Punktion zu ermöglichen.

Alle Patienten erhielten standardisiert eine intravenöse Antibiotikaprophylaxe mit einem Cephalosporin der zweiten Generation (Cefuroxim). Eine mögliche Umstellung auf ein alternatives Präparat erfolgte in Einzelfällen je nach Antibiogramm der Urinkultur.

Im nächsten Schritt wurde der Patient in Bauchlage gebracht und perkutan über das untere Kelchsystem (Abweichungen je nach Steinlage möglich) unter kombinierter Ultraschall/Fluoreszenz-Kontrolle punktiert, um den Zugangstrakt zu etablieren. Die Trakt-Dilatation wurde mittels einer Einzelschritt-Dilatation durchgeführt [2].

Sämtliche Nierenkonkremente wurden mit einem neuartigen festkörperbasierten Tm:YAG-Laser (RevoLix Hybrid Thulium-Laser (HTL), LISA Laser products GmbH, Katlenburg, Deutschland) desintegriert. Für die Lithotripsie wurden drei verschiedene Fasern verwendet (700 µm (n = 28), 550 µm (n = 17) und 300 µm (n = 5)) (LISA Laser products GmbH, Katlenburg, Deutschland). Die Steinfragmente wurden entweder passiv mit dem "Staubsauger-Effekt" entfernt (n = 45) oder unter Anwendung eines zusätzlichen Körbchens (n = 5). Am Ende der Operation wurde ein 16-Ch-Nephrostomie-Katheter unter radiologischer Kontrolle nach Kontrastmittelgabe eingelegt.

Messung der Ergebnisse

Die Operationsdauer wurde gemessen als Zeit von der Punktion der Niere bis zur Einlage der Nephrostomie. Intraoperativ wurden folgende Laser-Einstellungen aufgezeichnet: (Joule (J), Hertz (Hz), Watt (W)), applizierte Gesamtenergie, Laserfasergröße und Laser-On-Zeit (LOT).

Die Strahlendosis ($\mu\text{Gy}/\text{m}^2$) und die Fluoroskopiezeit (Sek.) wurden aus dem Röntgensystem dokumentiert und beinhalten sowohl die Parameter aus dem PCNL-Eingriff als auch von der vorherige Doppel-J Einlage.

Die Komplikationsrate wurde anhand der Clavien-Dindo-Klassifikation bewertet [9].

Die Steinfreiheit (SFR) wurde als das Fehlen von verbleibenden Steinen ($< 1 \text{ mm}$) definiert und intraoperativ endoskopisch sowie am ersten postoperativen Tag mit einer NBÜ ($n=30$) oder einem NCCT ($n=20$) nachgewiesen.

Statistische Analyse

Als primäre Endpunkte wurden die Operationsdauer und die SFR definiert. Die sekundären Endpunkte waren die LOT und die Komplikationsrate. Die Patientendaten wurden mit dem Mittelwert und der Standardabweichung (SD) dargestellt. Es wurde ein t-Test zur statistischen Analyse durchgeführt. Das Signifikanzniveau für alle Analysen betrug $p < 0,05$.

Die statistischen Analysen wurden mit der SPSS Version 20.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) durchgeführt.

Ergebnisse

Von den 50 eingeschlossenen Patienten waren 62% ($n=31$) männlich und 38% weiblich ($n=19$). Die Tabelle 1 zeigt alle Patienten bezogenen Daten und sämtliche Steinmerkmale.

Das mittlere Alter der Kohorte betrug bei einem durchschnittlichen BMI von 28,4 ($\pm 7,4$) 52 Jahre. Die durchschnittliche Konkrementgröße lag bei 242,3 ($\pm 233,1$) mm^2 .

Von den Patienten, die ein NCCT präoperativ erhielten ($n=37$) wurde die durchschnittlich HU mit 830 (± 195) gemessen. 50% ($n=25$) der Patienten hatten multiple Steine.

Tabelle 1. a – Patientendaten ($n=50$)

Patienten (n)	50 (m=31, w=19)
Alter (Jahre)	52 \pm 13.67 (21-81)
Body mass index (BMI)	28.4 \pm 7.4 (15.79-52.86)
Anzahl der Steine (n)	1.86 \pm 1.24 (1-8)
Steingröße (mm^2)	242 \pm 233 (30-1262)
Steindichte (Hounsfield Units)	830 \pm 325 (418-1572)

Daten angegeben als *Mittelwert \pm SD (Standardabweichung), Range (Minimum-Maximum)*

Table 1. b – Steinmerkmale

Stein Lokalisation	n	(%)
Nierenbecken	17	34.0
Unterer Kelchgruppe	8	16.0
Mittlere Kelchgruppe	3	6.0
Obere Kelchgruppe	2	4.0
Multiple Lokalisationen	24	48.0
Total	50	100.0

Daten angegeben als n (%)

Die postoperativen Ergebnisse sind in Tabelle 2 dargestellt. Die durchschnittliche Operationszeit betrug 30,56 (\pm 17,5) Minuten bei einer LOT von 7:07 (\pm 7:08) Minuten. In der Untergruppe der Patienten mit singulären Steinen (n=25) war die durchschnittliche Operationszeit mit 28,48 Minuten niedriger als in der Gruppe mit multiplen Steinen (32,64 min). Die applizierte Gesamtenergie für die Steinsanierung betrug 14.166 (\pm 17.131) J.

In 33 Fällen wurde zur Steinlithotripsie die Lasereinstellung mit hohen Frequenzen (115 Hz) und niedriger Energie (0,4 J) zum „Dusting“ angewendet.

Die Gesamt-Steinfreiheitsrate (SFR) betrug 84% bei einer Gesamtkomplikationsrate von 32% nach der Clavien-Dindo-Klassifikation (Grad 1 n=9, Grad 2 n=6, Grad 3b n=1).

Die Clavien-3b-Komplikation (Verletzung der Milz) lässt sich in diesem Fall nicht in direktem Zusammenhang mit der Mini-PCNL und dem gewählten Laserverfahren bringen. Nach erfolgreicher Steinsanierung dislozierte der Draht durch den PCNL-Trakt nach kranial. Dies wurde durch intraoperative Röntgenaufnahmen sichtbar und gehört zu den klassischen Risiken bei einer perkutanen Steinsanierung. Beim Versuch, die Nierenfistel über den dislozierten Draht einzulegen, wurde die Milz verletzt. Eine chirurgische Splenektomie war infolgedessen unvermeidlich. Des Weiteren benötigte die Patientin eine intensivmedizinische Betreuung und eine Transfusion von Erythrozytenkonzentraten.

Table 2. – Intra- und postoperative Parameter

Intraoperative Parameter	
OP-Zeit (min)	30.56 \pm 17.5 (15-64)
Steinfreiheitsrate	84%
Laser, Energie [J]	14166 \pm 17131 (38-71989)
Frequenz (Hz)	81 \pm 44 (10-200)
Joule	0.4 \pm 0.2 (0,01-1)
Laserzeit, LOT (min)	7:07 \pm 07:08 (2-38:44)
Krankenhaustage	2.8 \pm 1.56 (1-11)
Fluoroskopiezeit (DJ Einlage + PCNL) (s)	48.78 \pm 35.97 (3-164)
Strahlendosis (DJ Einlage + PCNL) (μ g/m ²)	80.93 \pm 72.61 (4.57 – 376.59)

Postoperative Komplikationen	total
Clavien Grad I	
Nierenbeckentamponade	2
Fieber	5
Kreatinin Erhöhung (> 0.5 mg/dl)	2
Clavien Grad II	
Infektionen des Harntraktes	4
Bluttransfusion	1
Urinleckage < 24 Std.	1
Clavien Grad 3 b	
Verletzung Nachbarorgane – Splenektomie	1
total	n=16 (32%)

Daten angegeben als *Mittelwert ±SD (Standardabweichung), Range (Minimum-Maximum)*

In der Subgruppe der Patienten mit singulären Steinen war die Steinfreiheitsrate mit 88% höher als bei den Patienten mit multiplen Steinen (84%). Die Komplikationsrate war in beiden Gruppen vergleichbar niedrig. Insgesamt war bei acht Patienten aufgrund von verbliebenen Steinen eine erneute Behandlung erforderlich (Re-PCNL n=2, Re-URS n=6).

Diskussion

Das Ergebnis unserer Studie zeigt eindeutig, dass die Laserlithotripsie mit dem neuen gepulsten Festkörper-Thulium:YAG-Laser eine effiziente Steinsanierung mit geringer Staubentwicklung während der Mini-PCNL ermöglicht. Bis vor kurzem war der am häufigsten verwendete Laser zur Lithotripsie bei der Mini-PCNL der Ho:YAG-Laser [10]. In den letzten Jahren kamen verschiedene Modifikationen der Holmium-Lasermodele zusätzlich auf den Markt. Unter anderem wurden neben den herkömmlichen Ho:YAG Lasern auch Hochleistungsmodelle vorgestellt. Diese ermöglichen durch eine Leistungssteigerung hinsichtlich der Frequenz und der möglichen Energieabgabe ein verbessertes „Dusting“ von Harnsteinen [11]. Durch diese Weiterentwicklung wurde 2016 ein sogenannter "Burst-Effekt" für die Laserlithotripsie vorgestellt. Es beschreibt eine Reihe von Laserimpulsen, die schnell aufeinanderfolgen abgegeben werden. In der Theorie sollte dieser Effekt zu einer suffizienteren Lithotripsie bei niedriger Retropulsion der Steine führen. Trotz vielversprechender Daten konnte dieser Effekt jedoch nicht in einem klinischen Umfeld durchgesetzt werden [12].

Im Jahr 2017 präsentierten Elhilali und Kollegen eine weitere Innovation, indem sie bestimmte Ho:YAG-Laser mit dem "Moses-Effekt" verwendeten [13]. Bei Applikation der Laserenergie von der Faser muss diese Energie in der Regel ein flüssiges Medium (Urin, Spülflüssigkeit) durchdringen bevor sie den Stein erreicht. Hierbei geht ein Teil der applizierten Energie verloren. Durch die Bildung einer Blase an der Laserfaser Spitze wird über eine kurze Distanz ein Vakuum geschaffen. Auf dieser Distanz kann die Energie des Lasers ohne Verluste bis zum Auftreffen auf den Stein transportiert werden. Dieser Effekt wird derzeit in klinischen Studien untersucht und wird neben der Laserlithotripsie auch bei der Prostataenukleation eingesetzt. Large et al. postulierten, dass die Enukleation mit der Moses-Technologie zu einer verbesserten Verdampfungs- und Koagulationsleistung führt und das

Adenomgewebe schneller von der Prostatakapsel getrennt werden kann [14]. Auch höhere Steinablationsraten mit geringerer Retropulsion waren möglich [13,15].

Ein wirkliches „Dusting“ der Steine war jedoch bei Einschränkungen im Bereich der Frequenz nicht möglich [6,16]. Aufgrund dieser Einschränkungen wurden verschiedene gepulste Thulium-Laser entwickelt. Diese zeigten hinsichtlich der Retropulsion und der Fähigkeit Steine zu zerstäuben mit deutlich höheren Frequenzleistungen in verschiedenen In-vitro-Experimenten im Vergleich zu Ho:YAG-Lasern bessere Ergebnisse [16-18].

Derzeit gibt es zwei verschiedene Arten von gepulsten Thulium-Lasern für die klinische Praxis. Ein Thuliumfaserlaser (TFL) und ein Festkörper-Tm:YAG-Laser. Bisher gibt es jedoch nur wenige Daten zur klinischen Anwendung dieser Laser [19]. Im Jahr 2020 zeigten Enikeev et al., dass die Anwendung des TFL's zu höheren Ablationsgeschwindigkeiten und damit zu kürzeren Betriebszeiten (LOT) führt [20]. Dieselbe Studiengruppe zeigte, dass der TFL eine effektive und sichere Lithotripsie während der Ureterorenoskopie ermöglicht. Diese Ergebnisse waren unabhängig von der Steindichte und der Steinlokalisierung im Harnleiter [21]. Die hohe Frequenz mit besseren Möglichkeiten beim Dusting ist einer der Hauptvorteile der neuen gepulsten Thulium-Laser-Generation. Ulvik et al. und Ryan et al. unterstrichen beide diese Ergebnisse und konnten einen Vorteil beim gepulsten TFL nachweisen. Sowohl SFR als auch LOT waren im Vergleich zu einem Ho:YAG-Laser verbessert [22,23].

Im Gegensatz zu diesen Veröffentlichungen gibt es auch Studien, die eine gleichwertige Wirksamkeit zwischen Holmium- und neuen Thulium-Lasern beschreiben. Insbesondere im Hinblick auf den gepulsten modulierten Hochleistungs-Holmium-Laser wird dies deutlich [24,25].

In unserer Studie erreichten wir eine gesamte Steinfreiheitsrate (SFR) von 84% für alle Steingrößen. Dieses Ergebnis deckt sich mit der aktuellen Studienlage in der Literatur. Hier werden SFR's zwischen 72,6-100% für die Mini-PCNL unter Anwendung eines gepulsten Thuliumlasers angegeben [26]. In den oben genannten Studien werden keine Angaben hinsichtlich der Erfahrung der Operateure gemacht. Dies könnte eine Erklärung für die unterschiedlichen Ergebnisse mit Diskrepanzen von bis zu 30% bei der SFR sein. Des Weiteren ist die Indikationsstellung für die Mini-PCNL nicht in jeder Studiengruppe gleich. Einige Kliniken sanieren Steine mit einer Größe von bis zu 1,5cm ureterorenoskopisch. Andere hingegen führen beim Nachweis eines Nierensteins ab einem 1cm eine Mini-PCNL/PCNL durch.

In wenigen Studien wird die klinische Anwendbarkeit vom TFL während Mini-PCNL mit vergleichbarer SFR nachgewiesen. Der gepulste Thulium:YAG-Laser hingegen wurde in seiner klinischen Nutzung bisher nicht untersucht [4,19,27,28].

In unserer Studie zeigten der "Dusting-Modus" (115 Hz, 0,4J) sowie der "Fragmentierungs-Modus" (10 Hz, 1J) eine hohe Effektivität bei der Steinzertrümmerung. Unabhängig vom verwendeten Regime, wurde die Pulsdauer auf 100% eingestellt.

Die LOT für die Fragmentierung war im Vergleich zum Modus beim "Dusting" oder einer Kombination beider Techniken kürzer. Dieser Unterschied zeigte jedoch hinsichtlich der gesamten Operationszeit keinen Vorteil. Beim Fragmentieren der Steine wird ein wesentlicher Teil der Operationszeit damit verbracht, die einzelnen Fragmente mittels Sogeffekt oder unter Anwendung eines Körbchens zu bergen. Dieser Teil entfällt beim Dusting, da der Stein Staub lediglich ausgespült oder auf physiologischem Weg ausgeschieden wird. In Einzelfällen ist hier die Gabe eines harntreibenden Diuretikums (z.B. Furosemid) notwendig, um ein sicheres Ausscheiden zu unterstützen. Die Art und

Weise, wie ein Stein während Mini-PCNL bearbeitet wird, ist daher für die Gesamtdauer der Operation nicht relevant, was eine wichtige Erkenntnis im Hinblick auf die neue Generation von Thulium-Lasern ist. Die höhere Spitzenleistung dieses Lasers könnte für die Behandlung härterer Steine überlegen sein, jedoch muss dies in weiteren Studien untersucht werden.

Eine Subgruppenanalyse singulärer Steine unserer Kohorte zeigte eine schnellere OP-Zeit und weniger Komplikationen im Vergleich zu multiplen Steinen. Trotz der großen Heterogenität unserer Kohorte mit Inklusion aller Steingrößen und Lokalisationen, zeigten wir eine hohe SFR mit dem HTL während der Mini-PCNL.

In der bereits erwähnten Studie von Enikeev et al. betrug die OP-Zeit 23,4 Minuten für die Mini-PCNL unter Verwendung des TFL [19]. Unsere OP-Zeit ist mit 30,56 Minuten im Mittelwert zwar höher, jedoch deutlich niedriger als im Vergleich zur restlichen Literatur. Eine Ursache für diesen Umstand könnte die vergleichbare Qualität der gepulsten Thulium Laser (Tm:YAG und TFL) sein. Zudem wurden beide Studien in Kliniken durchgeführt, die jährlich eine große Anzahl an Mini-PCNLs durchführen. Dies bringt entsprechende Routine und Erfahrung sowohl bei den Operateuren als auch beim restlichen Personal mit sich.

Die Tatsache, dass wir nicht bei jedem Patienten eine NCCT durchgeführt haben, könnte zu radiologischen Messfehlern bei der Steingröße und der gemessenen SFR führen [29]. Die SFR wurde als ein ausbleibender Nachweis von Steinen (< 1 mm) definiert und wurde während der Operation endoskopisch und am ersten postoperativen Tag mittels einer NBÜ (n=30) oder einem NCCT (n=20) nachgewiesen. Es ist bekannt, dass das NCCT eine höhere Sensitivität und Spezifität bei der Diagnose von Nieren- und Harnleitersteinen hat als eine NBÜ [30-32]. Gökce et al. zum Beispiel zeigte die geringere Genauigkeit von Röntgenaufnahmen im Vergleich zum NCCT für verbliebene Restkonkremente nach PCNL [33]. Dennoch führen wir gemäß unseren klinischen Standards nur bei Steinen >3 cm, schwieriger Anatomie, multiplen Steinen, bekannten Harnsäuresteinen oder schwierigen chirurgischen Bedingungen mit eingeschränkter Sicht ein postoperatives NCCT durch. Dies stellt eine gewisse Limitation unserer Studie und der damit verbundenen Analyse der SFR dar.

Unserer internen klinischen Erfahrung nach führt ein NCCT am ersten postoperativen Tag oft zum Nachweis von vermeintlich verbliebener Reststeinmasse. Folgerichtig führt dies zu einer zweiten Mini-PCNL oder einer URS. In der Mehrheit dieser Fälle zeigte sich intraoperativ lediglich Steinstaub und kein verbliebenes Konkrement. Das Ausscheiden des Steinstaubs geschieht oft erst nach mehreren Tagen, sodass eine sicherere Beurteilung mittels NCCT erst nach vier Wochen wirklich sinnvoll wäre. Einerseits führt das frühe postoperative NCCT zu einer Überdiagnostik an restlicher Steinmasse ohne wirkliche Indikation zur erneuten Operation. Andererseits ist es ethisch schwer zu erklären, ein NCCT nach solch einem Zeitraum durchzuführen. Darüber hinaus sollte eine Entscheidung zur erneuten Operation innerhalb der ersten postoperativen Tage getroffen werden. Eine Entlassung der Patienten aus dem Krankenhaus mit liegender Nierenfistel ist bis auf Einzelfallentscheidungen nicht vertretbar. Die optimale Lösung hinsichtlich der Kontrolle der SFR ist unserer Meinung nach bisher nicht erarbeitet worden.

Das einarmige Studiendesign ist eine weitere Einschränkung der Arbeit. Das Ziel der Studie war jedoch,

die Sicherheit und Wirksamkeit dieses neuartigen Lasers zu zeigen, der zuvor noch nicht entsprechend untersucht wurde. Für diesen Aspekt ist eine Kontrollgruppe nicht notwendig, da die untersuchten Parameter sich auch bei dem gewählten Studiendesign beurteilen lassen. Außerdem ist die Anwendung des Ho:YAG Lasers ausreichend untersucht worden [17,19].

Die fehlende Analyse der Steinzusammensetzung ist eine zusätzliche Qualitätseinschränkung. Es ist bekannt, dass die Ablationsgeschwindigkeit von der Härte des Steins abhängt. Die Härte des Steins hingegen ist abhängig von der materiellen Zusammensetzung. Ein Calcium-Oxalat Stein ist vergleichsweise härter als ein Cystinstein. Die präoperativ HU im NCCT, die in dieser Studie erhoben wurde, ist jedoch ebenfalls ein guter Indikator für die Härte des zu sanierenden Steins.

Zusammenfassend beweist der neue gepulste Tm:YAG Laser anhand unserer Ergebnisse eine sichere klinische Anwendung mit einer hohen Steinfreiheitsrate bei vergleichsweise niedriger Komplikationsrate. Diese moderne Laser Generation birgt das Potenzial, eine neue Ära in der Lithotripsie von Harnsteinen zu beginnen.

Zusammenfassung

Zusammenfassung:

Einleitung:

Die Laserlithotripsie während einer Mini-PCNL ist eine der wichtigsten Behandlungsoptionen bei einem Nierensteinleiden. In den letzten Jahren ist mit der Einführung gepulster Thulium-Laser eine neue Ära in der Steinbehandlung angebrochen. Ziel dieser Studie war es, die Sicherheit und Wirksamkeit der Laserlithotripsie mit einem neuen gepulsten Festkörper-Thulium:YAG-Laser während der Mini-PCNL zu untersuchen.

Material und Methoden:

Alle Patienten, unabhängig von der Größe des Steins, die mit einer Mini-PCNL unter Verwendung des neuen gepulsten Thulium-Lasers behandelt worden sind, wurden prospektiv eingeschlossen. Operationszeiten, Steingröße, Laserzeit und Laser-Einstellungen wurden notiert. Die steinfreie Rate wurde postoperativ sonographisch und mittels NBÜ (Nierenblasenübersicht) oder einer CT (Computertomographie) als klinischem Standard bewertet. Die Komplikationen wurden mit der Clavien-Dindo-Klassifikation analysiert.

Ergebnisse:

Insgesamt wurden 50 Patienten mit einem durchschnittlichen Alter von 52 Jahren eingeschlossen. 31 (62 %) Patienten waren männlich. Die durchschnittliche Steingröße betrug 242,3 ($\pm 233,1$) mm² bei einer durchschnittlichen Dichte von 833 (± 325) Hounsfield-Einheiten. Die mittlere Operationszeit betrug 30,56 ($\pm 28,65$) Minuten und die Laser-On-Zeit betrug 07:07 ($\pm 07:08$) Minuten. Die häufigsten verwendeten Einstellungen waren 0,4 J und 115 Hz (46 W). Die durchschnittliche Gesamtenergie für die Steinentfernung betrug 14.166 (± 17.131) kJ. Die Gesamt-Steinfreiheitsrate betrug 84 % bei einer Gesamt-Komplikationsrate von 32 % gemäß Clavien-Dindo (Grad 1: n = 9, Grad 2: n = 6, 3b: n = 1). In der Gruppe der Patienten mit einzelnen Steinen (n = 25) betrug die Steinfreiheitsrate 88 %.

Zusammenfassung:

Der neue gepulste Festkörper-Thulium:YAG-Laser ermöglicht eine sichere und effektive Lithotripsie während einer Mini-PCNL. Die Steinfreiheitsraten waren unabhängig von der Steingröße hoch bei vergleichsweise niedrigen Komplikationsrate.

Abstract

Introduction:

Laser lithotripsy during Mini-PCNL is one treatment option in urinary stone disease. In recent years, a new era in stone treatment has been initiated with the introduction of new pulsed thulium lasers. The aim of this study was to investigate the safety and efficacy of laser lithotripsy with a new pulsed solid-state thulium:YAG laser during mini-PCNL.

Materials and methods:

All patients, regardless of stone size, who were treated with a Mini-PCNL using the new pulsed thulium laser were prospectively enrolled. Operation times, stone size, laser time, and laser settings were noted. The stone-free rate was assessed postoperatively with sonography and either x-ray or computed tomography as a clinical standard. The complications were analyzed using the Clavien-

Dindo classification. Results: A total of 50 patients with a mean age of 52 years were included. 31 (62 %) patients were male. The average stone size was 242.3 (\pm 233.1) mm² with an average density of 833 (\pm 325) Hounsfield units. The mean operating time was 30.56 (\pm 28.65) minutes, and the laser on-time was 07:07 (\pm 07:08) minutes. The most commonly used settings were 0.4 J and 115 Hz (46W). The mean total energy for stone ablation was 14,166 (\pm 17,131) kJ. The total stone-free rate was 84 %, with an overall complication rate of 32% according to Clavien-Dindo (grade 1: n = 9, grade 2: n = 6, 3b: n = 1). In the group of patients with singular stones (n = 25), the stone-free rate was 88%.

Summary: The new pulsed solid-state Thulium:YAG laser allows a safe and effective lithotripsy during Mini-PCNL. The stone-free rates were high regardless of stone size with a comparable low rate of complications.

4. Literaturliste

1. Fernström I, Johansson B. Percutaneous pyelolithotomy. A new extraction technique. *Scand J Urol Nephrol* 1976;10(3):257–259; doi: 10.1080/21681805.1976.11882084.
2. Türk C, Petřík A, Sarica K, et al. EAU Guidelines on Interventional Treatment for Urolithiasis. *Eur Urol* 2016;69(3):475–482; doi: 10.1016/j.eururo.2015.07.041.
3. Cho CO, Yu JH, Sung LH, et al. Comparison of percutaneous nephrolithotomy using pneumatic lithotripsy (lithoclast®) alone or in combination with ultrasonic lithotripsy. *Korean J Urol* 2010;51(11):783–787; doi: 10.4111/kju.2010.51.11.783.
4. Patil A, Sharma R, Shah D, et al. A prospective comparative study of mini-PCNL using Trilogy™ or thulium fibre laser with suction. *World J Urol* 2022;40(2):539–543; doi: 10.1007/s00345-021-03881-5.
5. Aldoukhi AH, Black KM, Ghani KR. Emerging Laser Techniques for the Management of Stones. *Urol Clin North Am* 2019;46(2):193–205; doi: 10.1016/j.ucl.2018.12.005.
6. Traxer O, Keller EX. Thulium fiber laser: the new player for kidney stone treatment? A comparison with Holmium:YAG laser. *World J Urol* 2020;38(8):1883–1894; doi: 10.1007/s00345-019-02654-5.
7. Becker B, Gross AJ, Netsch C. Ho: YaG laser lithotripsy: recent innovations. *Curr Opin Urol* 2019;29(2):103–107; doi: 10.1097/MOU.0000000000000573.
8. Netsch C, Gross AJ, Herrmann TRW, et al. Current use of thulium lasers in endourology and future perspectives. *Arch Esp Urol* 2020;73(8):682–688.
9. Clavien PA, Sanabria JR, Strasberg SM. Proposed classification of complications of surgery with examples of utility in cholecystectomy. *Surgery* 1992;111(5):518–526.
10. De S, Autorino R, Kim FJ, et al. Percutaneous nephrolithotomy versus retrograde intrarenal surgery: a systematic review and meta-analysis. *Eur Urol* 2015;67(1):125–137; doi: 10.1016/j.eururo.2014.07.003.
11. Kronenberg P, Traxer O. Update on lasers in urology 2014: current assessment on holmium:yttrium-aluminum-garnet (Ho:YAG) laser lithotripter settings and laser fibers. *World J Urol* 2015;33(4):463–469; doi: 10.1007/s00345-014-1395-1.
12. Kronenberg P, Traxer O. MP22-13 BURST LASER LITHOTRIPSY – A NOVEL LITHOTRIPSY MODE. *J Urol* 2016;195(4):e258; doi: 10.1016/j.juro.2016.02.701.
13. Elhilali MM, Badaan S, Ibrahim A, et al. Use of the Moses Technology to Improve Holmium Laser Lithotripsy Outcomes: A Preclinical Study. *J Endourol* 2017;31(6):598–604; doi: 10.1089/end.2017.0050.
14. Large T, Nottingham C, Stoughton C, et al. Comparative Study of Holmium Laser Enucleation of the Prostate With MOSES Enabled Pulsed Laser Modulation. *Urology* 2020;136:196–201; doi: 10.1016/j.urology.2019.11.029.
15. Mullerad M, Aguinaga JRA, Aro T, et al. Initial Clinical Experience with a Modulated Holmium Laser Pulse-Moses Technology: Does It Enhance Laser Lithotripsy Efficacy? *Rambam Maimonides Med J* 2017;8(4); doi: 10.5041/RMMJ.10315.
16. Rapoport LM, Vinarov AZ, Sorokin NI, et al. [Experimental verification of thulium lithotripsy]. *Urol*

Mosc Russ 1999 2018;(5):74–80.

17. Andreeva V, Vinarov A, Yaroslavsky I, et al. Preclinical comparison of superpulse thulium fiber laser and a holmium:YAG laser for lithotripsy. *World J Urol* 2020;38(2):497–503; doi: 10.1007/s00345-019-02785-9.
18. Fried NM. Thulium fiber laser lithotripsy: an in vitro analysis of stone fragmentation using a modulated 110-watt Thulium fiber laser at 1.94 microm. *Lasers Surg Med* 2005;37(1):53–58; doi: 10.1002/lsm.20196.
19. Enikeev D, Taratkin M, Klimov R, et al. Thulium-fiber laser for lithotripsy: first clinical experience in percutaneous nephrolithotomy. *World J Urol* 2020;38(12):3069–3074; doi: 10.1007/s00345-020-03134-x.
20. Enikeev D, Taratkin M, Klimov R, et al. Superpulsed Thulium Fiber Laser for Stone Dusting: In Search of a Perfect Ablation Regimen-A Prospective Single-Center Study. *J Endourol* 2020;34(11):1175–1179; doi: 10.1089/end.2020.0519.
21. Enikeev D, Grigoryan V, Fokin I, et al. Endoscopic lithotripsy with a SuperPulsed thulium-fiber laser for ureteral stones: A single-center experience. *Int J Urol Off J Jpn Urol Assoc* 2021;28(3):261–265; doi: 10.1111/iju.14443.
22. Ulvik Ø, Æsøy MS, Juliebø-Jones P, et al. Thulium Fibre Laser versus Holmium:YAG for Ureteroscopic Lithotripsy: Outcomes from a Prospective Randomised Clinical Trial. *Eur Urol* 2022;82(1):73–79; doi: 10.1016/j.eururo.2022.02.027.
23. Ryan JR, Nguyen MH, Linscott JA, et al. Ureteroscopy with thulium fiber laser lithotripsy results in shorter operating times and large cost savings. *World J Urol* 2022;40(8):2077–2082; doi: 10.1007/s00345-022-04037-9.
24. Yang B, Ray A, Zhang JJ, et al. Stone ablation efficacy: a comparison of a thulium fibre laser and two pulse-modulated holmium:YAG lasers. *Urolithiasis* 2023;51(1):31; doi: 10.1007/s00240-022-01393-4.
25. Haas CR, Knoedler MA, Li S, et al. Pulse-modulated Holmium:YAG Laser vs the Thulium Fiber Laser for Renal and Ureteral Stones: A Single-center Prospective Randomized Clinical Trial. *J Urol* 2023;209(2):374–383; doi: 10.1097/JU.0000000000003050.
26. Chung DY, Kang DH, Cho KS, et al. Comparison of stone-free rates following shock wave lithotripsy, percutaneous nephrolithotomy, and retrograde intrarenal surgery for treatment of renal stones: A systematic review and network meta-analysis. *PLoS One* 2019;14(2):e0211316; doi: 10.1371/journal.pone.0211316.
27. Korolev D, Akopyan G, Tsarichenko D, et al. Minimally invasive percutaneous nephrolithotomy with SuperPulsed Thulium-fiber laser. *Urolithiasis* 2021;49(5):485–491; doi: 10.1007/s00240-021-01258-2.
28. Shah D, Patil A, Reddy N, et al. A clinical experience of thulium fibre laser in miniperc to dust with suction: a new horizon. *World J Urol* 2021;39(7):2727–2732; doi: 10.1007/s00345-020-03458-8.
29. Metser U, Ghai S, Ong YY, et al. Assessment of urinary tract calculi with 64-MDCT: The axial versus coronal plane. *AJR Am J Roentgenol* 2009;192(6):1509–1513; doi: 10.2214/AJR.08.1545.
30. Heidenreich A, Desgrandschamps F, Terrier F. Modern approach of diagnosis and management of acute flank pain: review of all imaging modalities. *Eur Urol* 2002;41(4):351–362; doi: 10.1016/s0302-

2838(02)00064-7.

31. Weinrich JM, Bannas P, Regier M, et al. Low-Dose CT for Evaluation of Suspected Urolithiasis: Diagnostic Yield for Assessment of Alternative Diagnoses. *AJR Am J Roentgenol* 2018;210(3):557–563; doi: 10.2214/AJR.17.18552.
32. Niall O, Russell J, MacGregor R, et al. A comparison of noncontrast computerized tomography with excretory urography in the assessment of acute flank pain. *J Urol* 1999;161(2):534–537.
33. Gokce MI, Ozden E, Suer E, et al. Comparison of imaging modalities for detection of residual fragments and prediction of stone related events following percutaneous nephrolithotomy. *Int Braz J Urol* 2015;41(1):86–90; doi: 10.1590/S1677-5538.IBJU.2015.01.12.

5. Erklärung des Eigenanteils an der Publikation:

Eigenanteil:

- Studienkoordination, Datenerhebung und Akquise des Patientenkollektivs
- Erstellung der Datenbank
- Statistische Analyse und Auswertung der Messdaten
- Literaturrecherche zu perkutaner Sanierung von Nephrolithiasis, vor allem unter Verwendung von moderner Lasertechnologie
- Erstellen der Publikation und des Manuskripts, sowie aller Tabellen

Fremdanteil:

- Urologische Abteilung AK Barmbek, Hamburg, Prof. A. Gross: Technische Gerätschaften und Räumlichkeiten

6. Danksagung

Ich möchte mich zuerst bei Frau Prof. Dr. med. Fisch und Herrn Prof. Dr. med. Gross für die Möglichkeit an den Institutionen für Urologie der Universitätsklinik Eppendorf und der Asklepios Klinik Barmbek zu promovieren, bedanken.

Außerdem bedanke ich mich herzlich bei der urologischen Abteilung im AK Barmbek für die aktive persönliche Unterstützung meiner Studie und die Nutzung der Gerätschaften.

Des Weiteren möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn PD Dr. med. Rosenbaum, welcher mich gemeinsam mit Herrn PD Dr. med. Malte Vetterlein aus der urologischen Abteilung des UKE betreut hat, bedanken. Die Betreuung war hervorragend, äußerst unkompliziert und immer lösungsorientiert. In diesem Zusammenhang möchte ich mich bei meinem Kollegen, Herrn Dr. med. Becker für die Einführung in die Lasertechnologie und die unendliche Geduld hierbei bedanken. Ich konnte mich stets auf eine freundschaftliche und zugleich fachlich ausgezeichnete Hilfe verlassen.

Zuletzt gilt der größte Dank meiner Familie, meinen Kindern Leo und Romy sowie insbesondere meiner wundervollen Frau Christina. Die motivierende Unterstützung und der emotionale Rückhalt haben diese Promotion erst möglich gemacht.

7. Lebenslauf

Entfällt aus datenschutzrechtlichen Gründen.

8. Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

Unterschrift: