

(Laser)lichtbasierte Technologien in der Zahnheilkunde Status - quo



Univ.-Prof. Dr. M. Frentzen



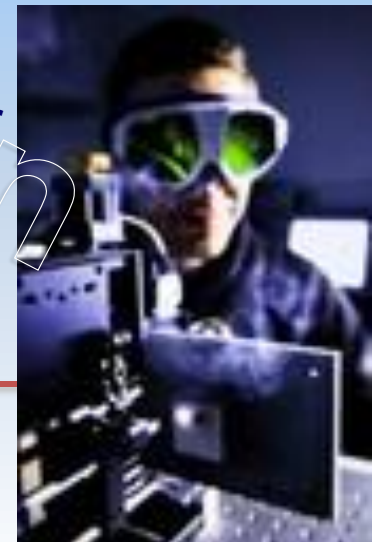
AG "Laser in der Zahnheilkunde":

Die Arbeitsgruppe "Laser in der Zahnmedizin" wurde 1989 gegründet.

Sie beschäftigt sich mit dem gesamten Spektrum optischer Technologien, die in der Zahnheilkunde Anwendung in Diagnostik und Therapie finden.

Beispiele hierfür sind die Entwicklung von Fluoreszenzdetektionssystemen zur Kariesdiagnostik, die indikationsbezogene Adaption von Dioden-, Nd:YAG- und CO₂-Lasern, die Erforschung von Laseranwendungen in der Kariestherapie, Endodontie und Parodontologie.

In diesem Zusammenhang wurden Modellsysteme zur Beurteilung der Lasergewebe/Interaktionen entwickelt und Kriterien für vorteilhafte Bearbeitungsparameter zusammengestellt. Sie dienen als Grundlage für eine „Biologische Werkbank“ zur Entwicklung und Adjustierung neuer Lasertherapiegeräte unter biologischen, medizinischen, zahnmedizinischen und anwendungsbezogenen Aspekten.



AG "Laser in der Zahnheilkunde":

- Öffentliche Förderung: ca. 8 Mill Euro / 10 a
- Zentrum für angewandte Laser-Medizinforschung und biomedizinische Optik (AMLaReBO) der DFG
- Photonik 2020 (BmBF)

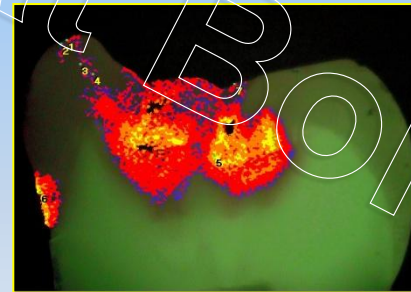
Web:



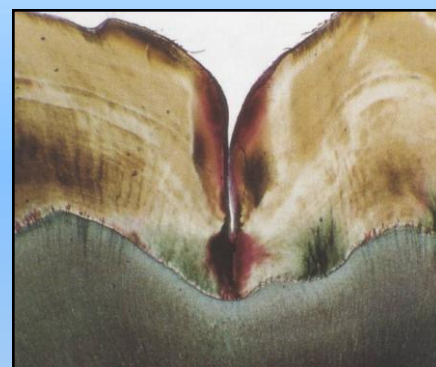
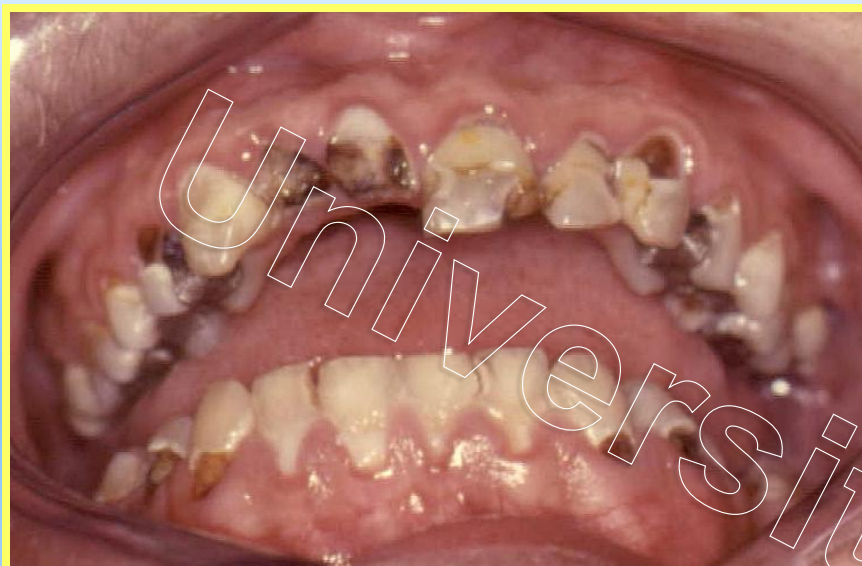
- <http://www.ag-laser.uni-bonn.de/>
- <http://www.miladi.uni-bonn.de/>
- <http://www.amlarebo.uni-bonn.de/>



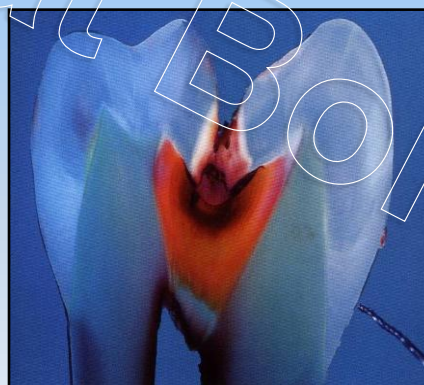
(Laser)licht-gestützte Kariesdiagnostik: Kann der Laser Röntgenbilder ersetzen?



Karies - früher ? / Karies - heute ?

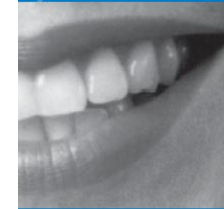


**Notwendigkeit *neuer*
Kariesdetektions-
verfahren**



Karies

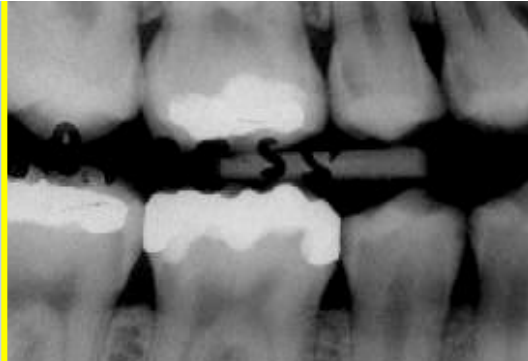
1. Kariesrückgang in allen Altersgruppen: Aus der DMS IV ergibt sich, dass Kinder (12-Jährige) im Durchschnitt 0,7 Zähne mit Karieserfahrung haben. Das bedeutet, dass statistisch betrachtet 0,7 Zähne kariös, gefüllt oder aufgrund einer Karies bereits verloren gegangen sind. Bei den Jugendlichen (15-Jährige) beträgt der Wert 1,8, bei den Erwachsenen (35- bis 44-Jährige) 14,5 und bei den Senioren (65- bis 74-Jährige) 22,1 Zähne. 70,1 Prozent der Kinder und 46,1 Prozent der Jugendlichen haben ein Gebiss ganz ohne Karieserfahrung.



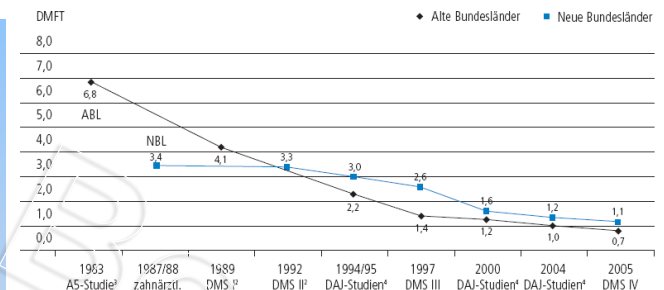
Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV)

Kurzfassung

Institut der Deutschen Zahnärzte (IDZ)
im Auftrag von Bundeszahnärztekammer und
Kassenzahnärztlicher Bundesvereinigung



Entwicklung des Kariesindex (DMFT*) bei den 12-Jährigen von 1983 bis 2005



* Decayed (kariöse), Missing (fehlende) und Filled (gefüllte) Teeth (Zähne)
¹ rechnerisch interpoliert, untersucht wurden die 8/9-jährigen Kinder und 13/14-jährigen Jugendlichen

² Bundesweite Patientenstudie der DGZMK von 1983
⁴ Deutsche Arbeitsgemeinschaft für Jugendzahnpflege

5. Hoher Kariessanierungsgrad in der Bevölkerung: Der Kariessanierungsgrad, der wesentlicher Indikator der Versorgung der Bevölkerung mit zahnärztlichen Dienstleistungen ist, liegt bei den Kindern und Jugendlichen auf hohem Niveau (zwischen 78,1 Prozent und 79,8 Prozent) und bei Erwachsenen und Senioren auf außerordentlich hohem Niveau (95,6 Prozent bzw. 94,8 Prozent).



Hat sich das Erscheinungsbild der Karies geändert?





Hat sich das Erscheinungsbild der Karies geändert?

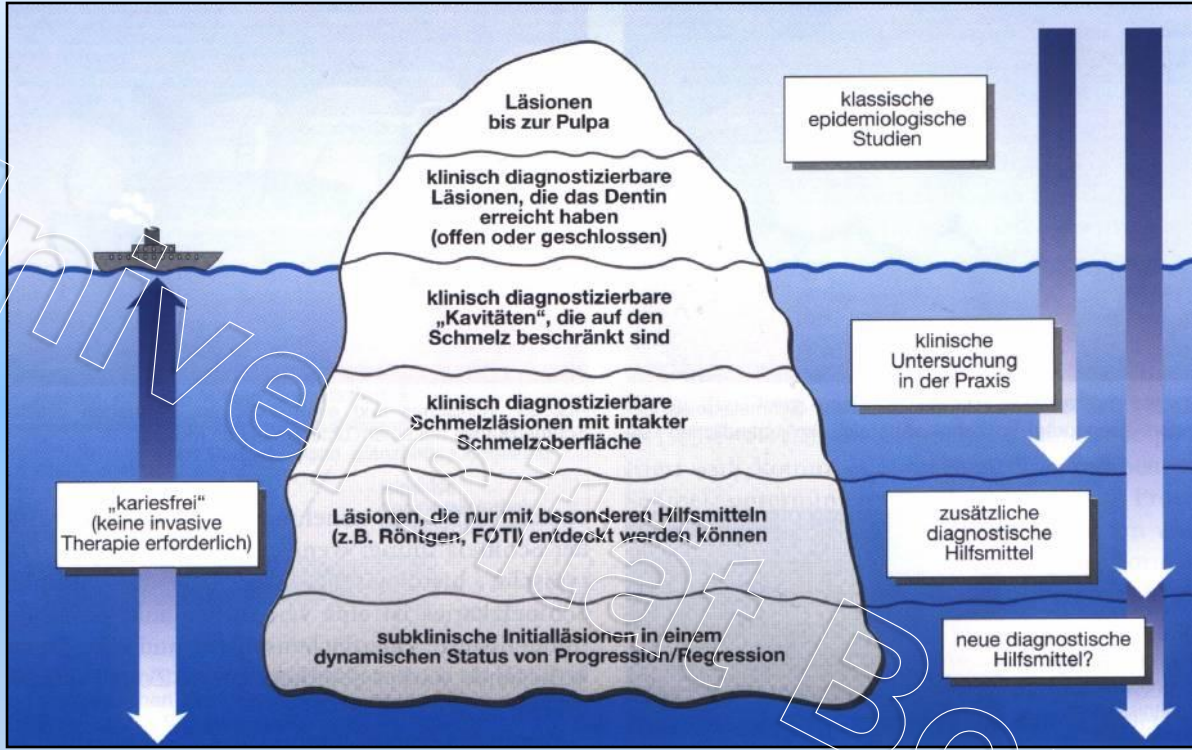
Hamacher/Frentzen:

Lage und Extension der Karies auf Bißflügelaufnahmen von 1976 (n=153) und 1990 (n=158)

- Anzahl der unversorgten Kariesläsionen hat zugenommen
- Verteilungsveränderung des Verhältnisses "kleine"/"große" Läsionen (Anteil der Defekte mit weitreichender Schmelzabdeckung überwiegt.)

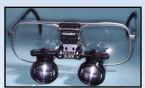
Okklusale Karies ?





PDZ 2, 1999 (Klimek, Helwig)

„versteckte Karies“



„hidden caries“



International Caries Detection & Assessment System ICDAS-II

Decision Table, Baltimore 2005

| Epidemiology | | | Practice | | Research | | Education | | | Care Planning Aids | | | |
|---|--|-------------|-----------------------|----------------|----------|------|-----------|--------|-------------|------------------------------------|------------|--------------------|--|
| Clinical Visual Assessment | | | Lesion Detection Aids | | | | | | | | | Care Planning Aids | |
| Lay Terms | Dental Terms | Letter code | Number code | ICDAS activity | Bw | FOTI | Tech 1 | Tech 2 | Risk Status | Colour | Care Range | | |
| severe decay | Extensive cavity with visible dentin | X | 6 | p/a/r | - | - | - | - | h/m/l | [Color gradient from red to green] | PCA OCA | | |
| severe decay | Distinct cavity with visible dentin | C | 5 | p/a/r | - | - | - | - | h/m/l | | PCA OCA | | |
| established decay | Non-cavitated surface with dentin shadow | N | 4 | p/a/r | - | - | - | - | h/m/l | | PCA OCA | | |
| established decay | Localized enamel breakdown | L | 3 | p/a/r | - | - | - | - | h/m/l | | PCA OCA | | |
| early stage decay <small>reversible/irreversible</small> | Distinct visual change in enamel | E | 2 | p/a/r | - | - | - | - | h/m/l | | PCA | | |
| early stage decay <small>reversible/irreversible</small> | First visual change in enamel | V | 1 | p/a/r | - | - | - | - | h/m/l | | PCA | | |
| Sound | Sound | S | 0 | p/a/r | - | - | - | - | h/m/l | | App Care | | |

Key: p = progressing, a = arresting, r = remineralizing; h = high risk, m = medium risk, l = low risk; PCA = Preventive Care Advised; OCA = Operative Care Advised.



"2. Meinung"







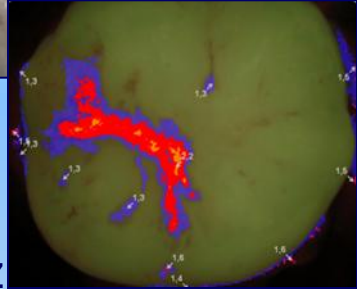


Universität Bonn

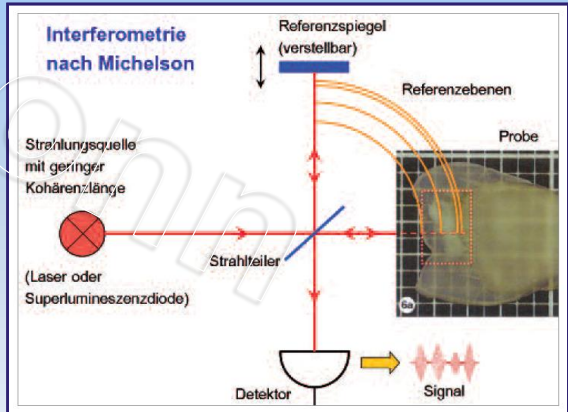




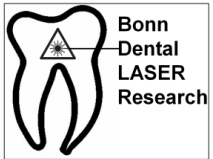
- Fluoreszenzdiagnostik
- Spektroskopie
- Optische Kohärenz Tomographie (OCT)
- Terahertz-Technologie



Fluoreszenz

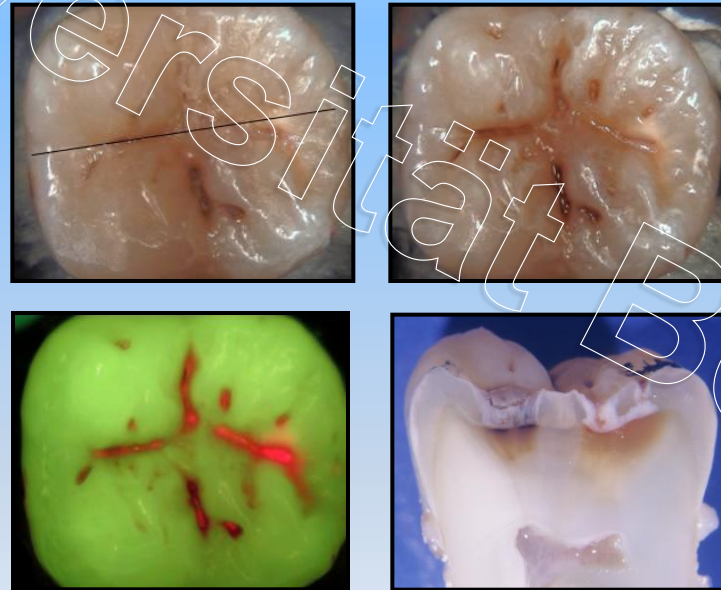


Optische Kohärenz Tomographie (OCT)



Laserfluoreszenzmessungen als Hilfsmittel zur Kariesdiagnostik

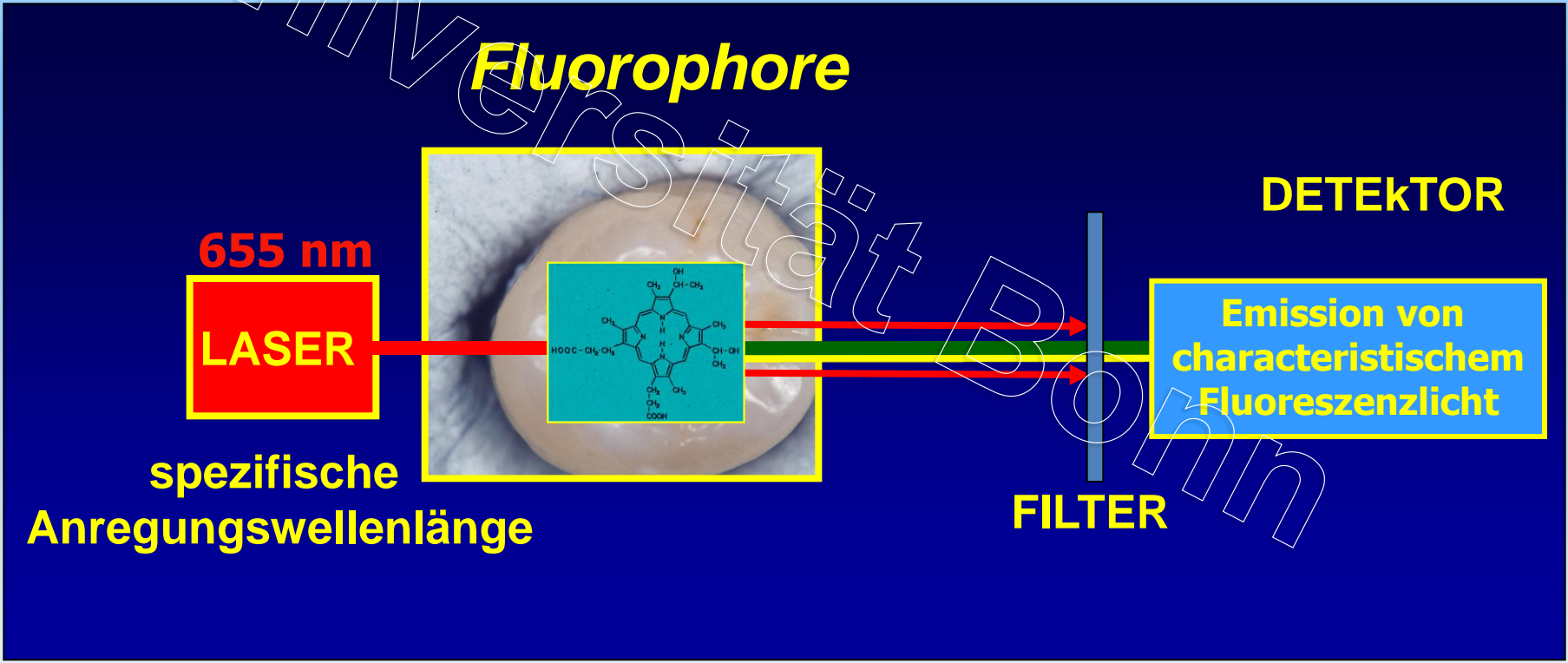
Das Phänomen der Fluoreszenz von Zahnhartgeweben wurde bereits vor mehr als 80 Jahren beschrieben.

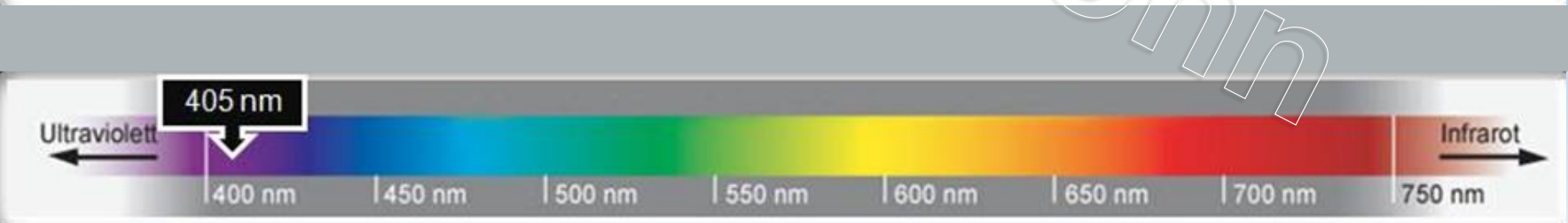


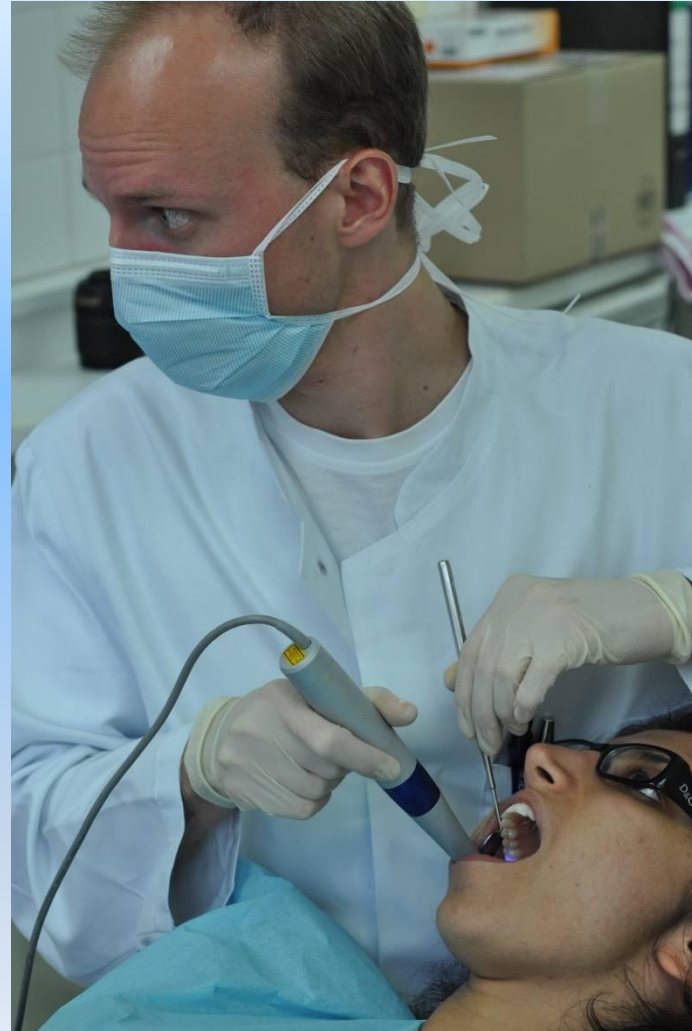
Benedict, H.C.: Note on the fluorescence of teeth in ultraviolet rays. *Science* 67, 442 (1928).

Fluorophore

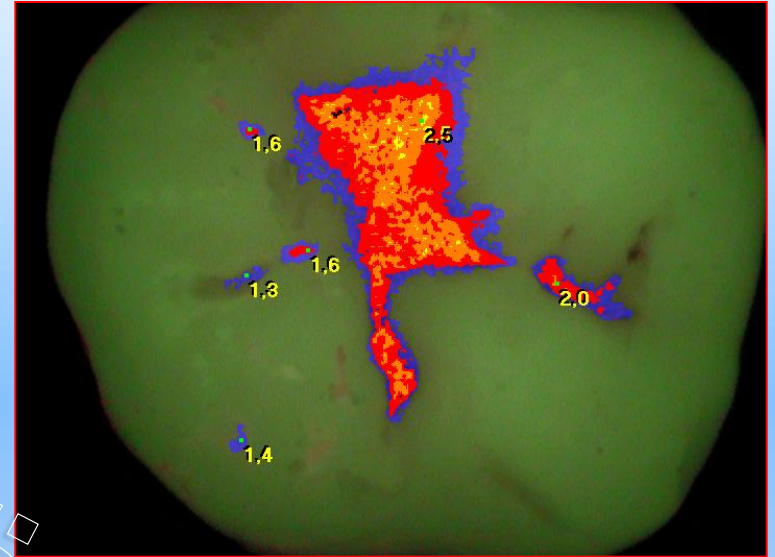
Nachweis pathologiespezifischer Fluophore (z.B. Tryptophan, Tyrosin, NADH, NADPH, Flavin und **Porphyrin-Derivaten**).



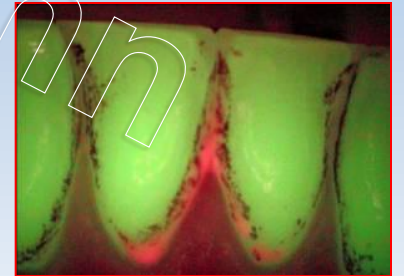




(Laser)fluoreszenzsysteme

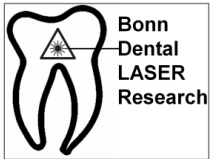
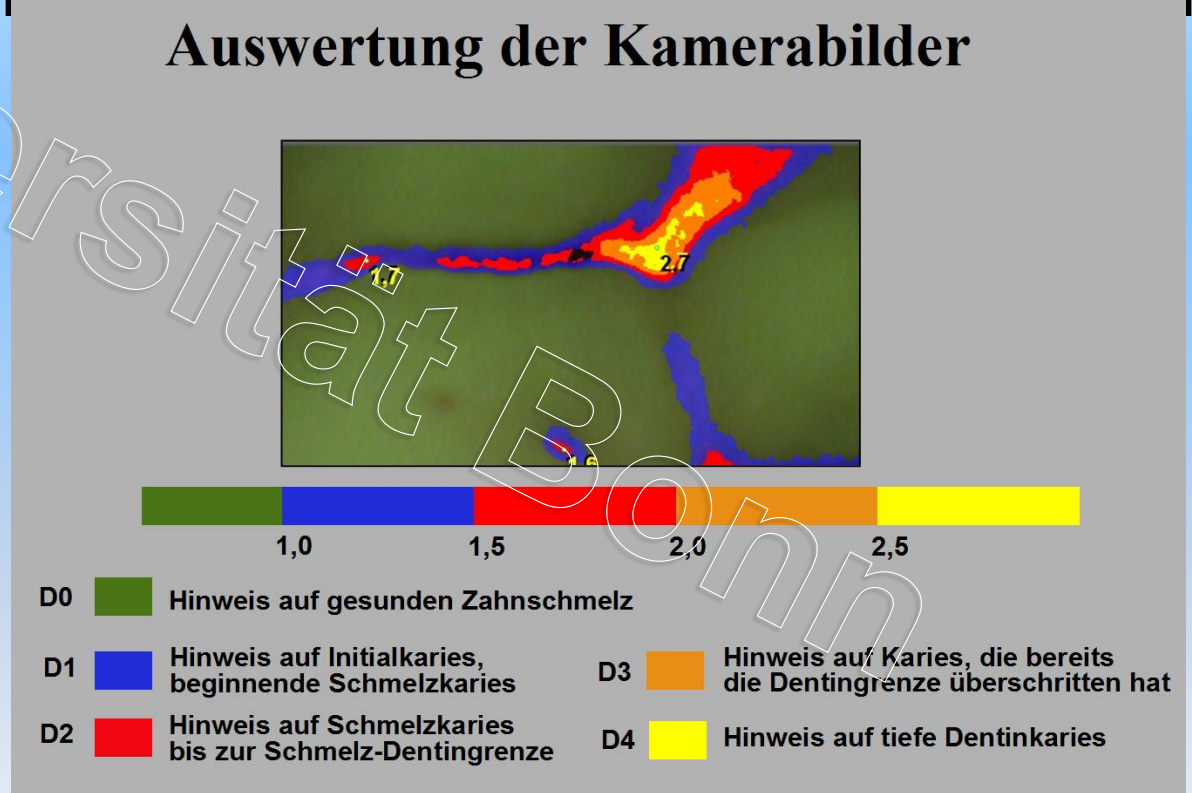


- **Red color zones mean caries**
- **Caries probability increases with lightness**
 - Visualization of plaque is also possible



Beispiel: VistaProof®

Verrechnung Eigenfluoreszenz / Fluorophore



(Laser)fluoreszenzdetektion

Use of ICDAS-II, Fluorescence-Based Methods, and Radiography in Detection and Treatment Decision of Occlusal Caries Lesions: An In Vitro Study.

[Jablonski-Momeni A](#), [Stucke J](#), [Steinberg T](#), [Heinzel-Gutenbrunner M](#).

Department of Paediatric and Community Dentistry, Dental School, Philipps University of Marburg

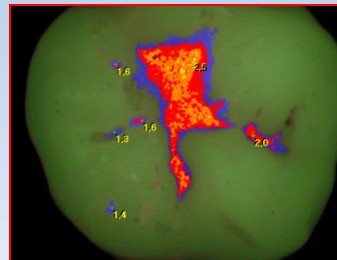
Aim: To use visual inspection (ICDAS-II), laser fluorescence (LF), fluorescence based camera (FC) and radiographic examination (BW) for detection of caries and for treatment decision.

Methods: The occlusal sites of 84 extracted permanent teeth were examined using all methods and treatment decisions (preventive or operative care) were recorded based on each method independently. ...

Results: Highest correlation was found between ICDAS-II and FC (r(s) 0.84), ICDAS-II and gold standard (0.82) and FC and gold standard (0.81). ICDAS-II provided the highest performance (AUC 1.0), followed by FC (0.95) and LF (0.88). The greatest difference was found for treatment planning of dentine lesions, where the use of FC (cut-offs according to the literature) had the greatest agreement between operative treatment and dentine lesions, followed by use of ICDAS-II.

Conclusion: ICDAS-II may have high potential for detection and treatment planning, and other devices, especially the fluorescence camera, can add substantial information to the visual examination, enabling examiners plan treatment more accurately.

[Int.J.Dent.](#) 2012;2012:371595. Epub 2012 Aug 29.



Zusammenfassung:

- Erfassung nicht-kavittierter okklusaler Läsionen möglich
- 2. Meinung
- Patientenaufklärung
- Monitoring
- *Kombination mit klinischer Diagnostik verbessert Detektion signifikant*



Caries Research

Original Paper

Caries Res 2008;42:297-304
 DOI: [10.1159/000148162](https://doi.org/10.1159/000148162)

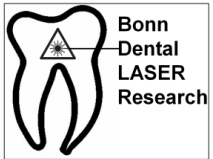
Received: November 27, 2007
 Accepted after revision: May 28, 2008
 Published online: July 29, 2008

Performance of Fluorescence Methods, Radiographic Examination and ICDAS II on Occlusal Surfaces in vitro

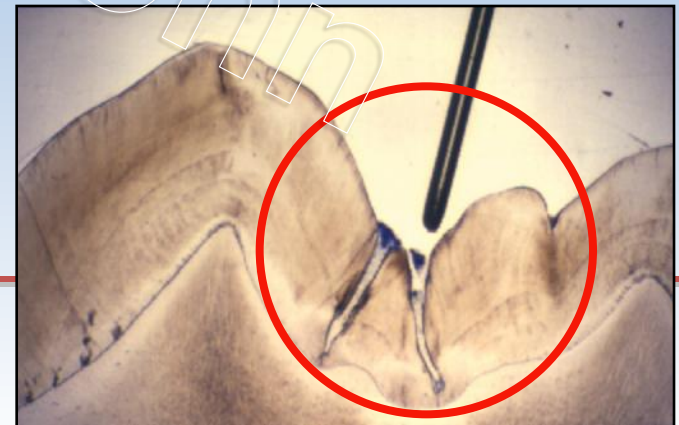
J.A. Rodrigues^{a,b} I. Hug^a M.B. Diniz^b A. Lussi^a

^aDepartment of Preventive, Restorative and Pediatric Dentistry, School of Dental Medicine, University of Bern, Bern, Switzerland; ^bDepartment of Pediatric Dentistry, School of Dentistry of Araraquara, São Paulo State University (UNESP), Araraquara, Brazil

Erfassung approximaler Läsionen nicht möglich !

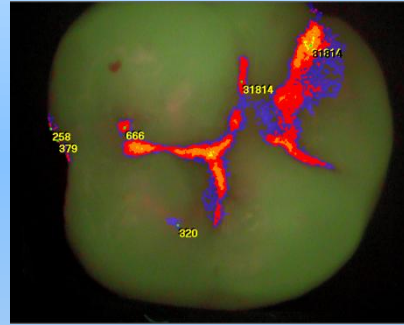
- 1. Detektion der okklusalen Karies /
Entscheidungshilfe der Primärtherapie**
- 2. Kariesmonitoring im Rahmen von
präventiven Betreuungsprogrammen**
- 3. Kariesdetektion und Verlaufskontrolle im
Rahmen der Fissurenversiegelung**



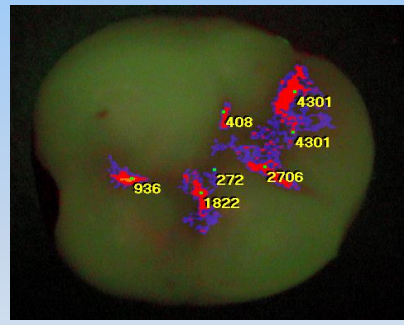
(Laser)fluoreszenzdetektion

Fluoreszenzdiagnostik

- **Karies**
- *Fissurenversiegelung*
- **Füllungsrand**
- **Konkremente**
- **(Leukoplakien)**



**vor
Vers.**



**nach
Vers.**

Fluoreszenzdiagnostik

- **Karies**
- **Fissurenversiegelung**
- **Füllungsrand**
- **Konkremente**
- **(Leukoplakien)**





SIROInspect



Während der Exkavation wird der Zahn durch die Sonde mit violettem Licht (ca. 405 nm) beleuchtet. ... Die Diagnosebrille filtert kurze Wellenlängen unter 500 nm heraus. Lichtanteile mit höheren Wellenlängen bleiben durch den Filter sichtbar. Damit lassen sich die rotfluoreszierenden kariösen Bereiche ... erkennen. Gesundes Zahnmaterial unterscheidet sich hiervon grünfluoreszierend.

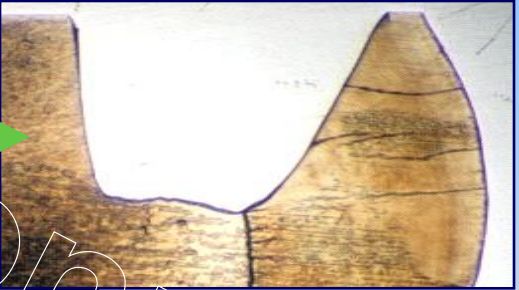
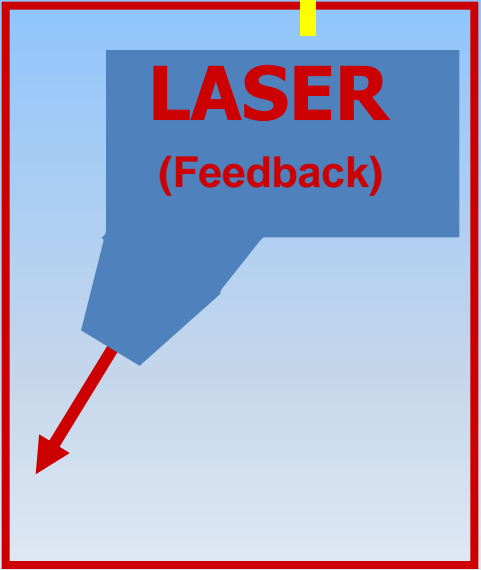
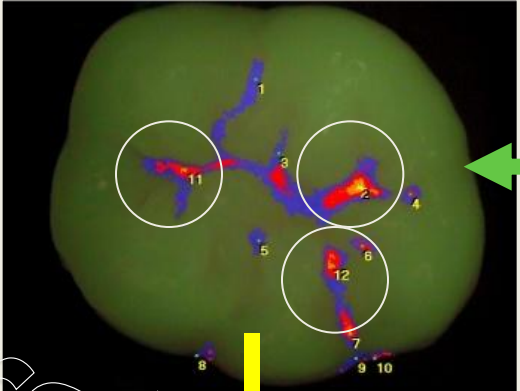
© Prof. Dr. Wolfgang Buchalla

Beispiel:

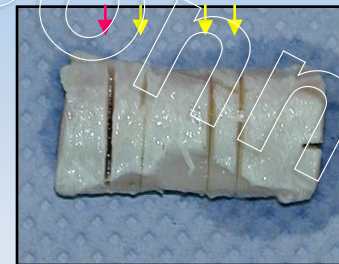
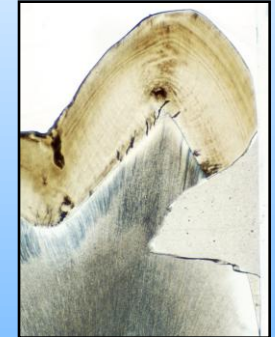
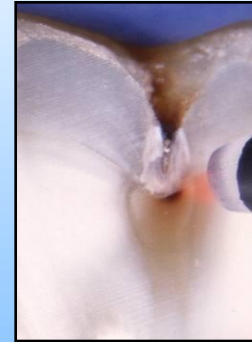
- Detektion von Konkrementen



Beispiele: PAR, Endo, Chir



- Laser in der Diagnostik
- Laser in der präventiven Zahnheilkunde
- Laser in der Kariestherapie
- Laser in der Endodontie
- Laser in der Parodontologie
- Laser in der Implantologie
- Laser in der Chirurgie
- Laser in der Prothetik



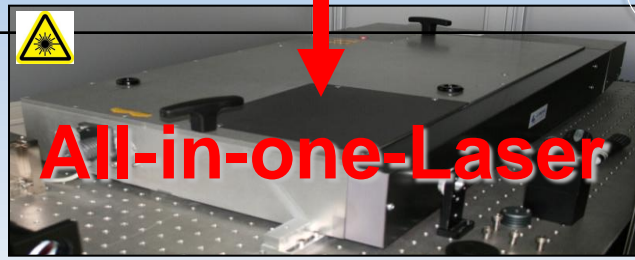
Beispiele für mögliche Anwendungen

Wissenschaftliche Fortschritte in der Zahnheilkunde bedingen eine zunehmende Zahl von Therapiesystemen (Instrumente / Medikamente)



Laserzahnheilkunde → Vielzahl therapeutischer Laser-Systeme

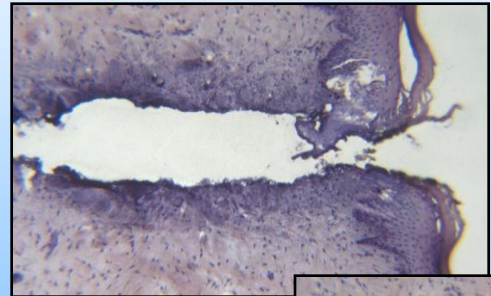
| Laser | Wellenlänge | Parameter |
|-----------------|--------------|----------------------------------|
| CO ₂ | 10.6 µm | 100 W cw |
| Er:YAG | 2.940 µm | 0,7 J/ Pulse |
| Er,Cr:YSGG | 2.78 µm | < 300 mJ / Puls 0,1 J/ Pulse, |
| Nd:YAG | 1.064 µm | 50 W cw 2 – 20 W cw |
| Diodenlaser | 810 – 980 nm | 2 – 5 mW cw |
| HeNe | 633 nm | 1 – 3 W cw |
| Farbstofflaser | 450 – 900 nm | 15 W cw |
| Nd:YAG 2v | 532 nm | 2 – 10 W |
| Argon-Ion | 488, 514 nm | |



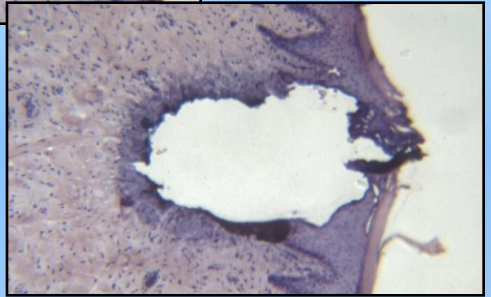
All-in-one-Laser

Implementierung neuer diagnostischer und therapeutischer Verfahren durch die Laserzahnheilkunde

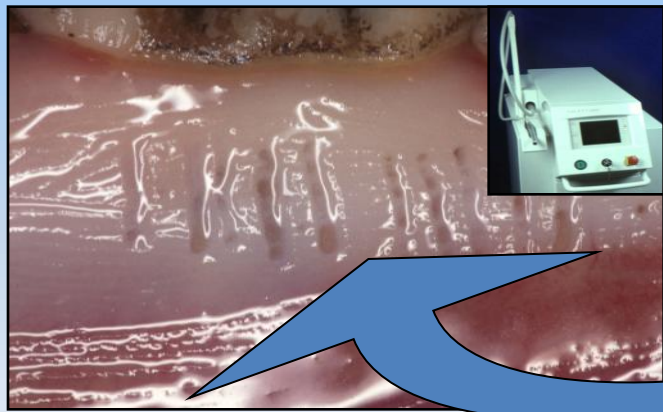




HF



Diode



Er:YAG



Wirkmechanismen im Gewebe

Chirurgische Maßnahmen

Mögliche Anwendungen in der Parodontologie beschränken sich auf Inzisionen bei mukogingivalchirurgischen Eingriffen (Frenulotomie, Frenektomie, Vorbereitung von freien Schleimhauttransplantaten) sowie abtragende oder modellierende Maßnahmen an der Gingiva (Gingivektomie, Gingivoplastik, Entfernung von Epuliden).

Für Lappenoperationen sind sie zur Zeit wenig geeignet. Aufgrund einer fehlenden Kontrolle über die Tiefenwirkung des Laserstrahls kann eine unbeabsichtigte Bestrahlung Nekrosen von Zahnhartgeweben, Desmodont oder Alveolarknochen verursachen, die zu irreversiblen Schäden führen.

Chirurgische Maßnahmen

-Cyclosporin – induzierte Gingivahyperplasie-
(CO₂ – Laser)



Chirurgische Maßnahmen



**Gingivo-
plastik
(CO₂-Laser)**



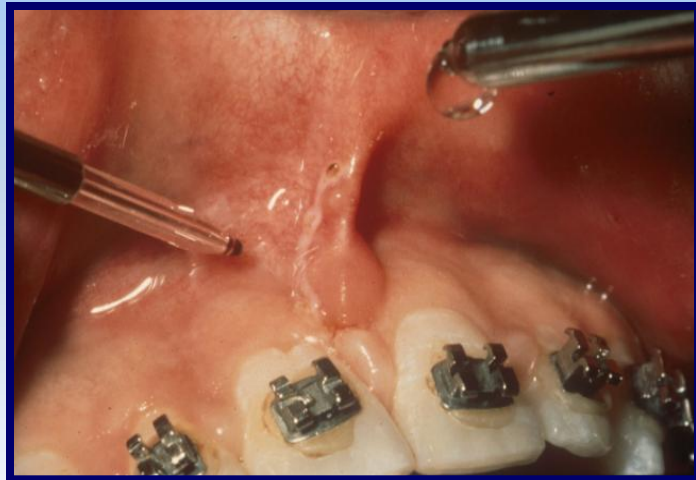
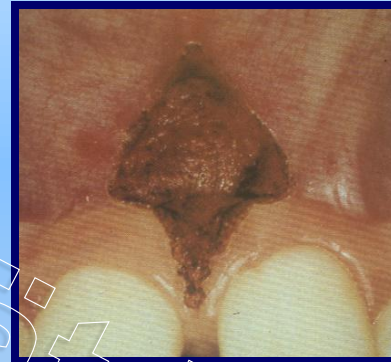
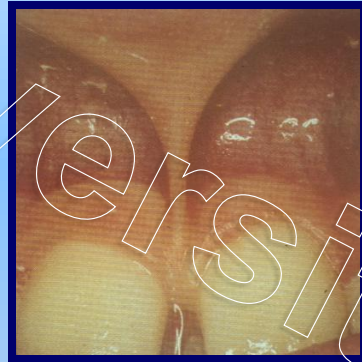
**Papillektomie
(CO₂-Laser)**



**„Sulkus-
Erweiterung“
(Nd:YAG-Laser)**

Chirurgische Maßnahmen

Lippenbändchen-Plastik (CO₂-Laser)



Lippenbändchen-Plastik (Ar⁺- Laser)

Chirurgische Maßnahmen



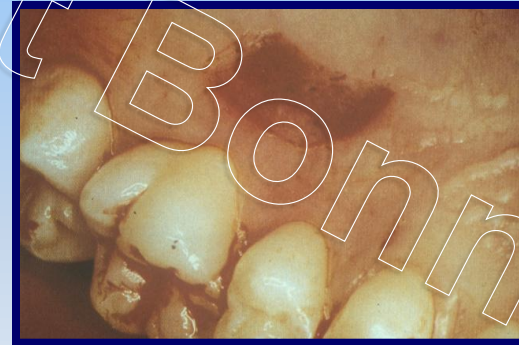
**Konventionelle
VY-Plastik**



Laser ??

Chirurgische Maßnahmen

**Entnahme-Stelle bei FST
-Koagulation-
(CO₂-Laser)**



Chirurgische Maßnahmen

Die Koagulationsnekrose an den Wundrändern führt zu einer Verzögerung der Wundheilung, deren Ausmaß stark vom verwendeten Lasertyp und der Applikationstechnik abhängt, die jedoch bei richtiger Anwendung dieser Geräte keine klinische Relevanz hat. Durch die Oberflächenkoagulation kann bei kleinen Eingriffen häufig auf Naht oder Verband verzichtet werden.

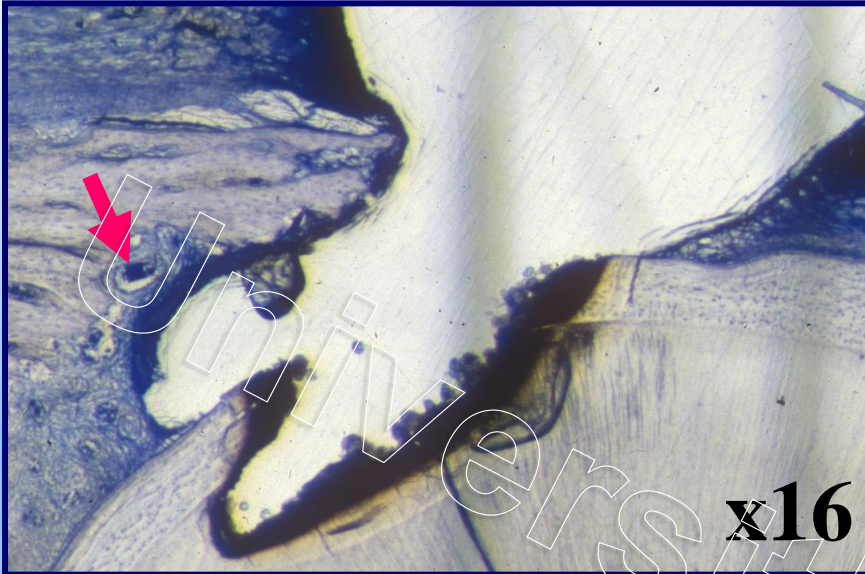


Laserlicht im nahen infraroten- oder im sichtbaren Spektralbereich (z.B. Ho:YAG-, Nd:YAG-, Dioden- und Argon⁺-Laserbestrahlung) kann jedoch tief in das Gewebe eintreten. Bei unsachgemäßer Anwendung derartiger Laser besteht eine erhöhte Gefahr von Wundheilungsstörungen.

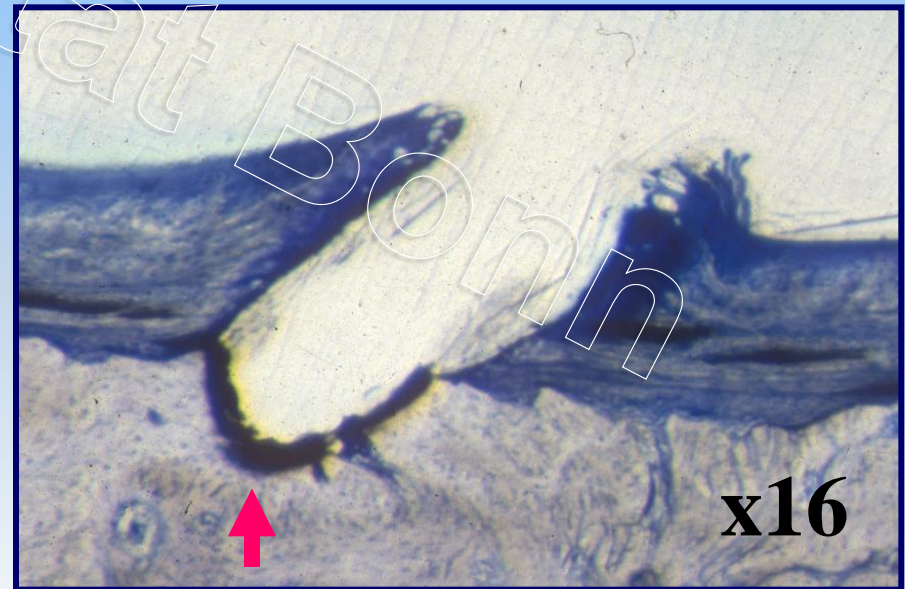
Chirurgische Maßnahmen

Bei den relativen Laser-Indikationen ist auf den Schutz von Zähnen, Parodont und Knochen zu achten.

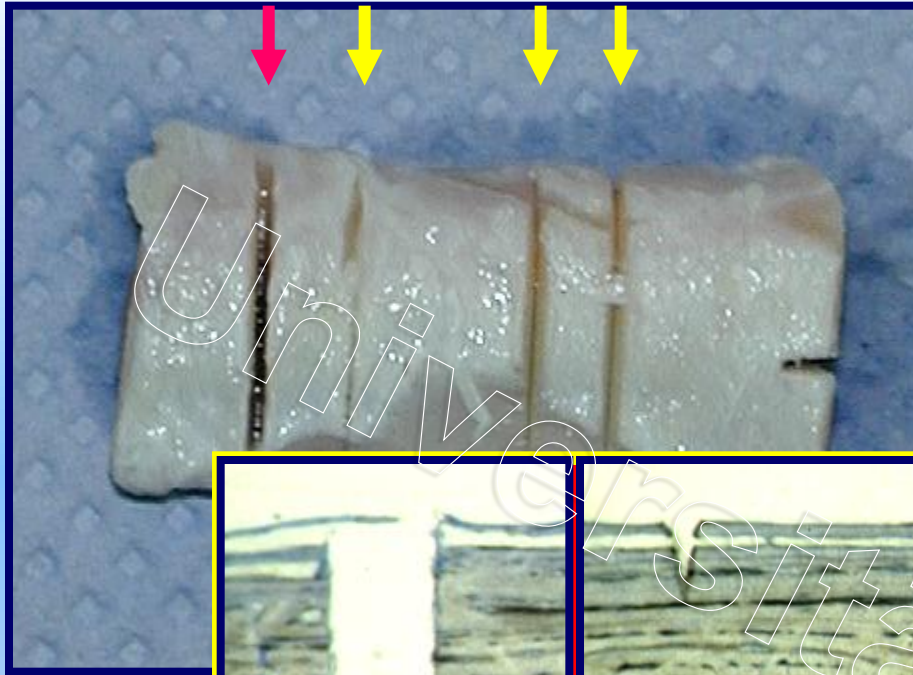




Mögliche Nebenwirkungen bei Anwendung chirurgischer cw- oder ms-gepulster CO₂-Laser in Knochen

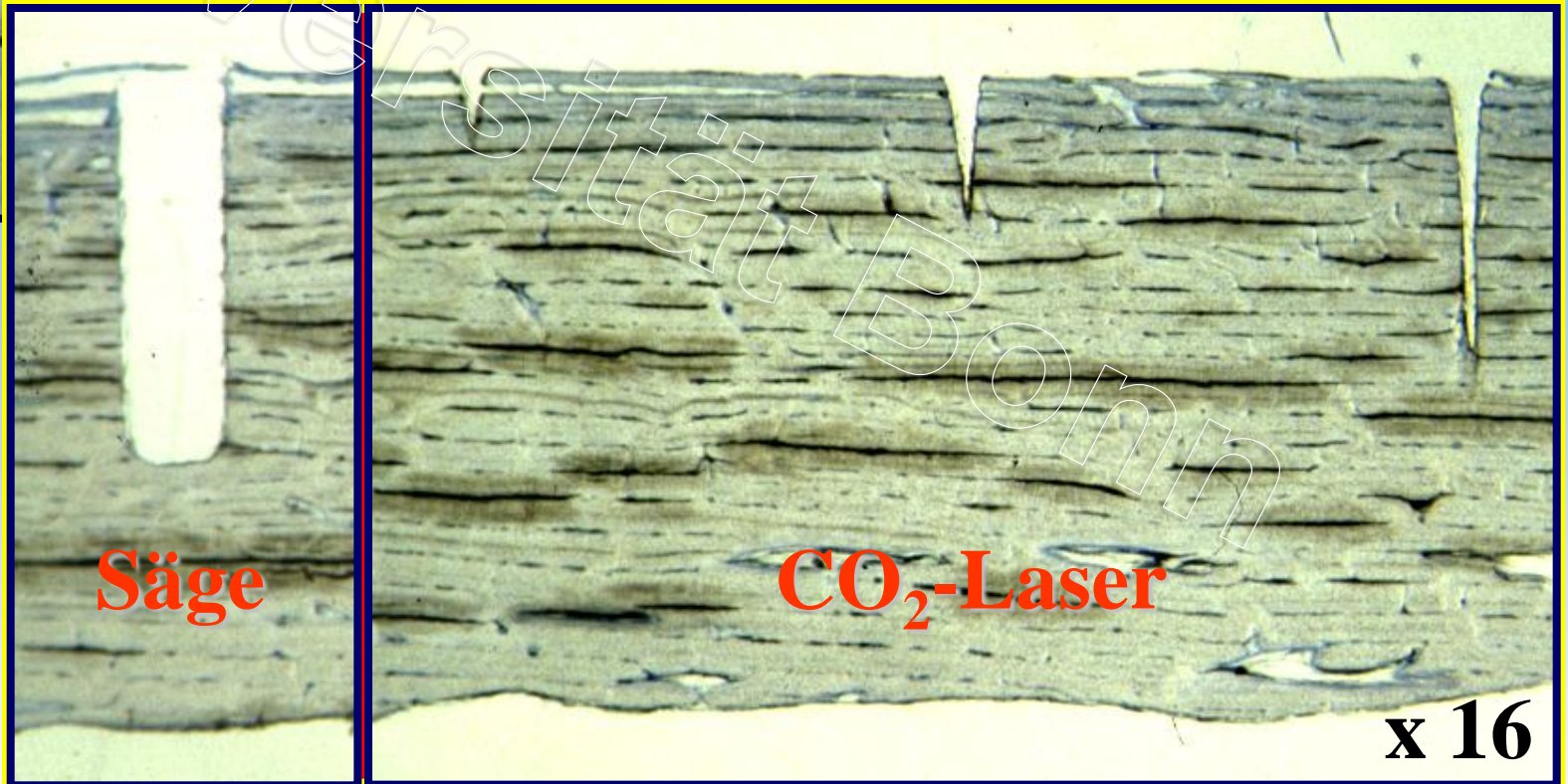


saw **laser**



80- μ s CO₂-Laser

(CAVE: Pulslänge !)



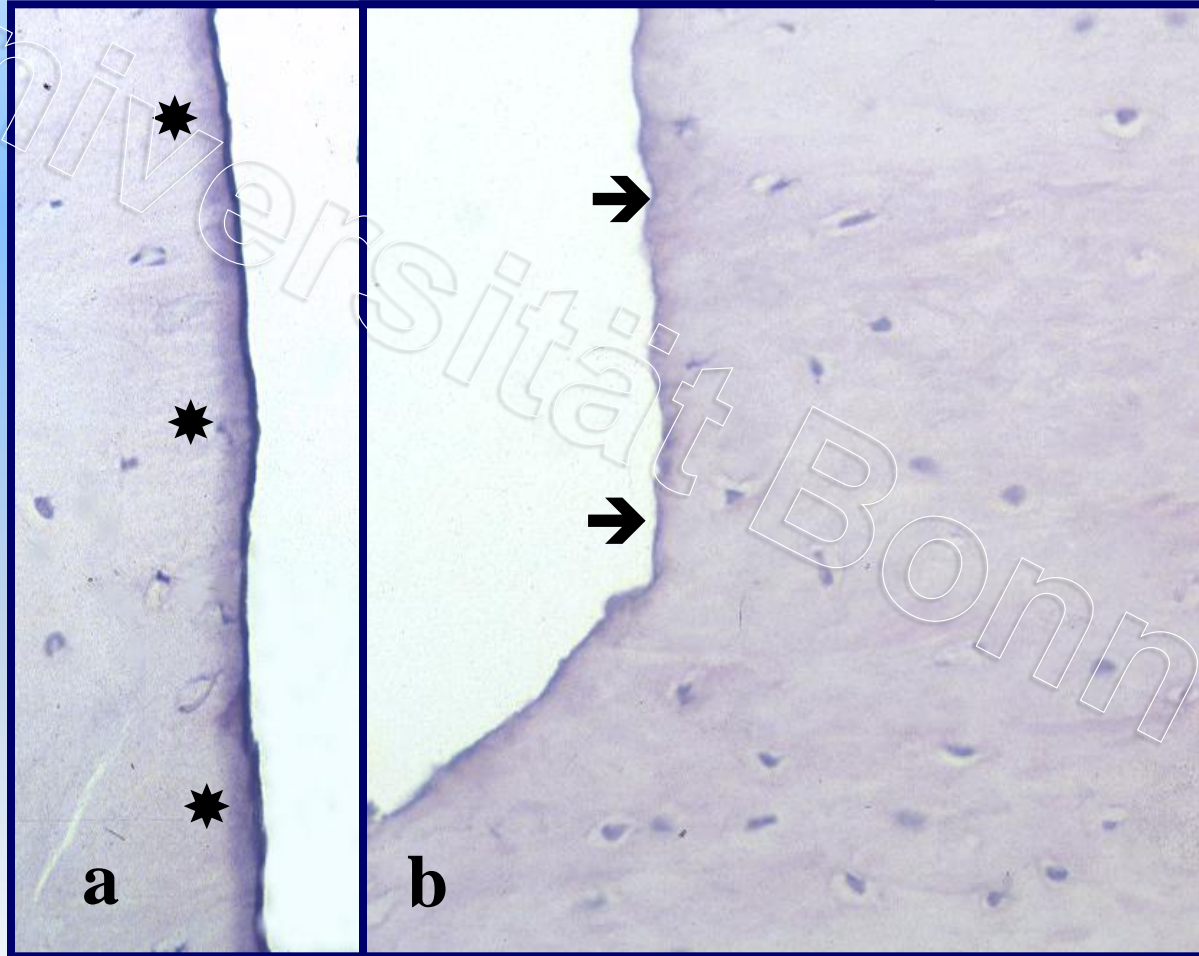
Säge

CO₂-Laser

x 16

80- μs CO₂-Laser

CO₂-
Laser



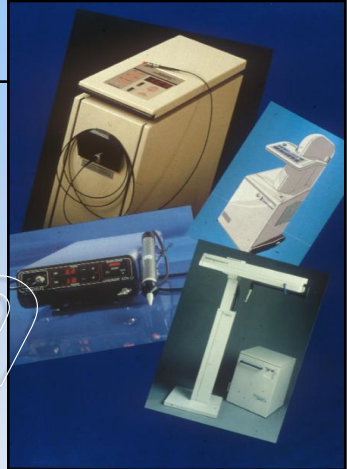
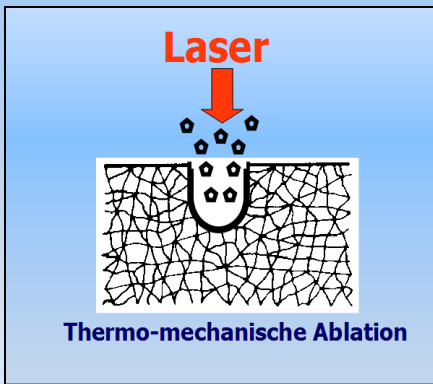
Säge

x250

x250

Auswahl von Lasersystemen in der Oralchirurgie

| Lasersystem | Anwendung | Gewebe | Effektivität |
|---------------------------|--------------------------|---------------------|--------------|
| CO ₂ | Abtragen/Schneiden | Weichgewebe | ++++ |
| Er:YAG | Abtragen/Schneiden | Knochen/Weichgewebe | +++ |
| Er, Cr:YSGG | Abtragen/Schneiden | Knochen/Weichgewebe | +++ |
| Nd:YAG | Schneiden Koagulieren | Weichgewebe | ++ +++ |
| Diodenlaser 810-980 nm | Schneiden Koagulieren | Weichgewebe | ++ ++ |





Laserzahnheilkunde → Vielzahl therapeutischer Laser-Systeme

Neue Strategie: USPL-Technologie / Plasma-Induzierte Ablation

(free electron plasma/multi-photon-processes)

Hauptidee:

Beobachtungen:

Typische Laser:

Puls-Dauer:

Leistungsdichte [Intensivität]:

Speziale Applikationen:

online-

„Kalte“ Gewebeabtragung

Hochpräzise Ablation mit

„Plasmaerscheinungen“

Nd:YAG, Nd:YLF, Ti:Sapphir

100fs ... 500ps

10^{11} ... 10^{13} W/cm²

Abtragen und Schneiden von oralen Weich-

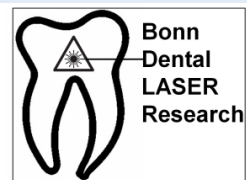
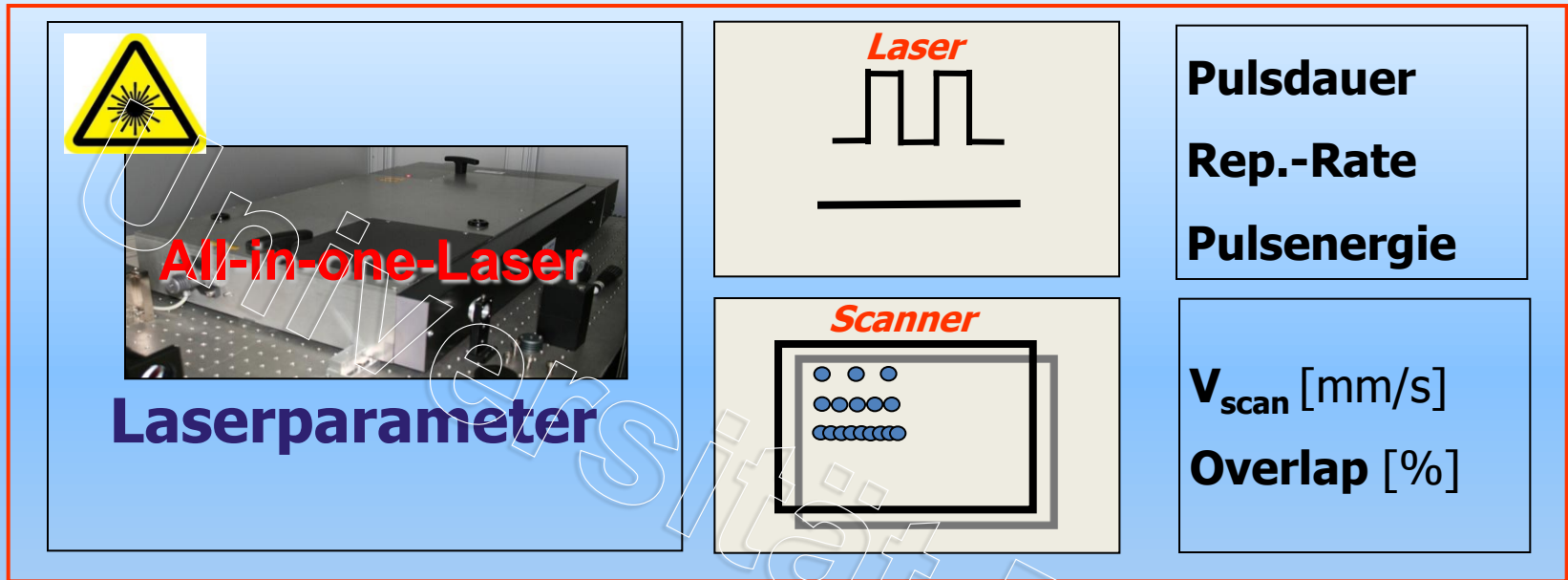
und Hartgeweben einschließlich

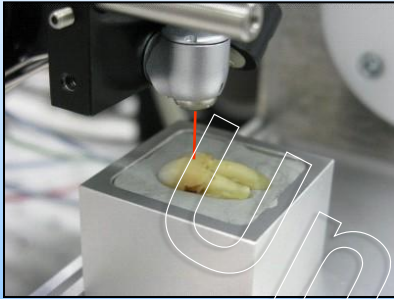
Analyse bzw. Detektion (z.B. Fluoreszenz
oder LIBS*)

[*Laser induced breakdown spectroscopy]

[Niemz, Laser-Tissue Interactions, Berlin 1996]

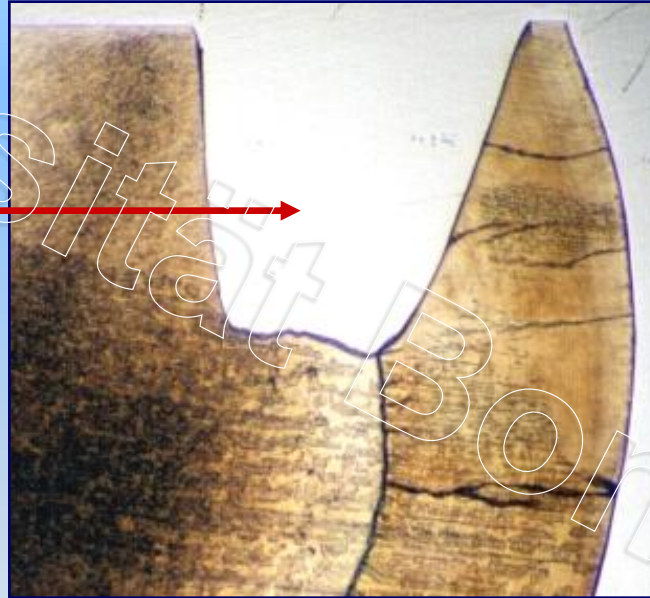
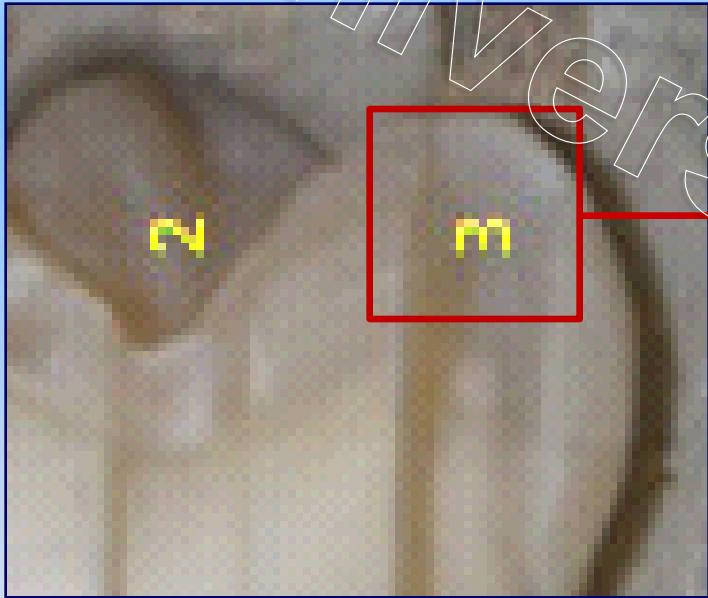






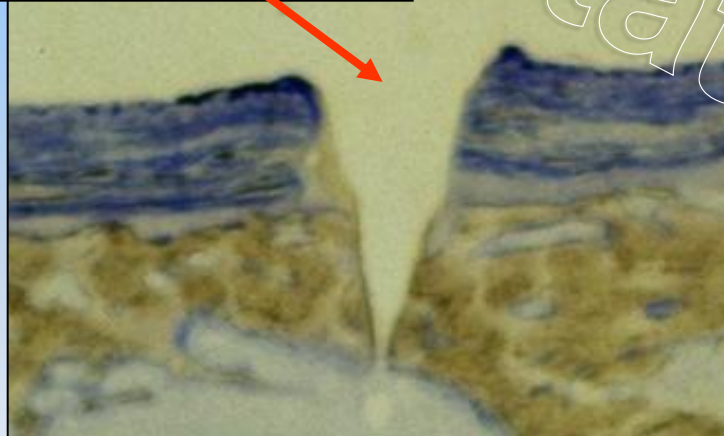
Dentin und Schmelz bearbeitet mit einem USPL-System:
Präzise Kavitätenform,
kein Hinweis auf Nebenwirkungen (x 16).

Präparation ohne Luftkühlung oder Spray.





Laser-Ablation von oralem Weichgewebe und Knochen: Hochpräzise Schnitte ohne nachweisbare (thermische) Nebenwirkungen.



Ablation of porcine bone tissue with an Ultra Short Pulse Laser System (USPL)

C. Plötz, F. Schelle, B. Oehme, O. Brede, C. Dehn, A. Braun, M. Fröntzen
Department of Periodontology, Operative and Preventive Dentistry, University of Bonn, Germany
Laser Research Unit

AIM OF THE STUDY
The aim of this study was to assess the laser-tissue-interaction and the efficiency using a new ultra short pulse laser system (USPL) for ablation of porcine bone. The USPL is assumed to be well suited to ablate dental hard tissue; therefore an efficient ablation of bone tissue could be expected.

MATERIAL AND METHODS
The USPL used for this study was a Nd:YAG laser, emitting pulses of approximately 8 ps at 1064 nm wavelength ($V_{scan} = 2000 - 6000 \text{ mm/s}$, spot size = $40 \mu\text{m}$, minimal overlap, no water cooling or spray). Ablation threshold and laser tissue interaction should be demonstrated on several laser and scanner parameters. Slices of porcine bone were sectioned into specimens of $1 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$. The ablation process was performed with variable repetition rates between 50 kHz and 500 kHz. Thus, the pulse energies varied from 5 to 70 μJ , depending on the chosen repetition rate and average power. Ablation rates were determined by measuring the depth of the cavities after defined exposition times with an optical profilometer in compact bone (fig.1). Histological preparations were made to evaluate the cavity surfaces using a light microscope.

RESULTS
Cavities ablated in compact bone were very precise and efficient (fig.3-6), resulting in ablation rates of approximately 0.5 mm^3/s . The efficiency of the ablation process showed a strong dependence on the repetition rate (fig.2-3). Higher repetition rates led to shorter processing times, thus best efficiency was achieved with 500 kHz. Light microscopy showed only minimal side effects (fig.3-6).

Fig. 2: Ablation rate of bone with different pulse energies and repetition rates

| repetition rate [kHz] | ablation threshold | | carbonisation | |
|-----------------------|--------------------|--------------------------------|---------------|--------------------------------|
| | power [W] | pulse energy [μJ] | power [W] | pulse energy [μJ] |
| 50 | 0,5 | 10 | 2,5 | 50 |
| 100 | 1,0 | 10 | 4,5 | 45 |
| 200 | 3,0 | 15 | 8 | 40 |
| 500 | 5,0 | 10 | >8 | >18 |

Table 1: Ablation threshold ($\sim 10 \mu\text{J}/\text{pulse}$) and carbonisation threshold ($\sim 40 \mu\text{J}/\text{pulse}$) in relation to repetition rate, power and pulse energy.

Fig. 3: Sample of a bone cavity analysed by polarisation microscopy (magnification $\times 100$)
• no structural damages in the mineralised tissues

Fig. 4: Sample of a bone cavity analysed by light microscopy (magnification $\times 100$, toluidine blue)
• well defined cavity walls, no cracks

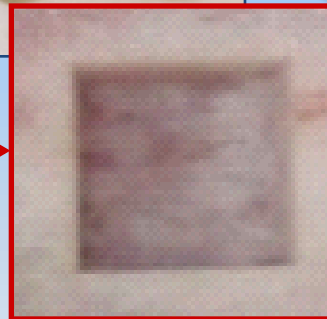
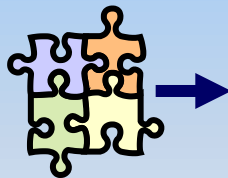
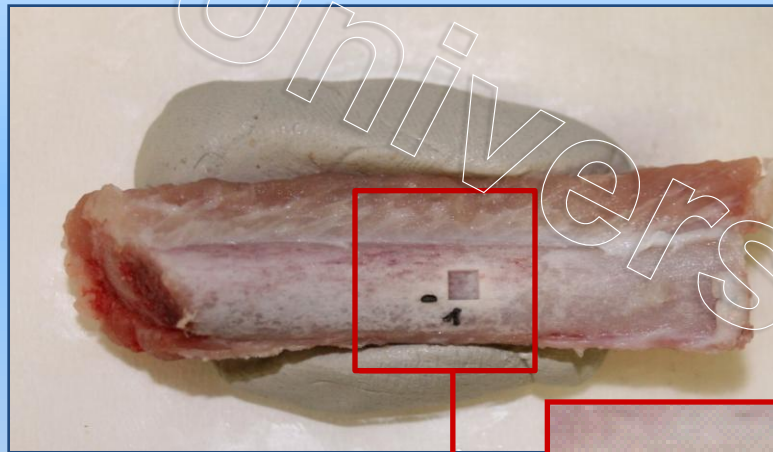
Fig. 5: Sample of a bone cavity analysed by light microscopy (magnification $\times 250$, toluidine blue)
• no visible side effects or carbonisation

Fig. 6: Sample of a bone cavity analysed by light microscopy (magnification $\times 1000$, toluidine blue)
• smooth surface, no visible side effects in bone matrix
• osteocytic lacuna

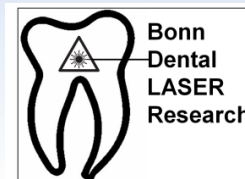
CONCLUSION
The present study indicates that an effective ablation of porcine bone without water rinsing and no major side effects is possible. Further studies are necessary to evaluate in vivo ablation, especially to include the specific influence of blood supply.

Funded by

C. Plötz
Department of Periodontology, Operative and Preventive Dentistry, University of Bonn
Weiswidenstrasse 17
53111 Bonn, Germany



Laser-Ablation von Knochen:
Das Beispiel zeigt ein rechteckiges Design ohne mikroskopisch erkennbare Nebenwirkungen.
(Ablationsrate: ca. 1-10 mm³/s)





Laserkavität
in einer Gusskrone



Ablation of restorative materials with an Ultra Short Pulse Laser System (USPL)

A. Navidy, O. Brede, F. Schelle, B. Oehme, C. Dehn, M. Frentzen, A. Braun
Department of Periodontology, Operative and Preventive Dentistry, University of Bonn, Germany
Laser Research Unit

AIM OF THE STUDY
The aim of this investigation was to analyze the ablation of dental restoration materials using a new ultra short pulse system (USPL).

MATERIAL AND METHODS
Two dental restoration materials composite resin (C) and phosphate cement (PC) were included. Ablation threshold interaction were demonstrated on several laser and scanner parameters. The light source used for creating was a Nd:YAG laser with a wavelength of 1064 nm. Repetition rates varied from 100 kHz to 500 kHz. The pulse short with a length of 8 ps. In a series of various specimens over 70 cavities were analyzed. The cavity surface was evaluated using reflect light microscopy (fig. 1, 2). Laser ablation of PC resulted in cavities with a bubble surface. The created cavity surfaces in composite resins were smooth and precise.

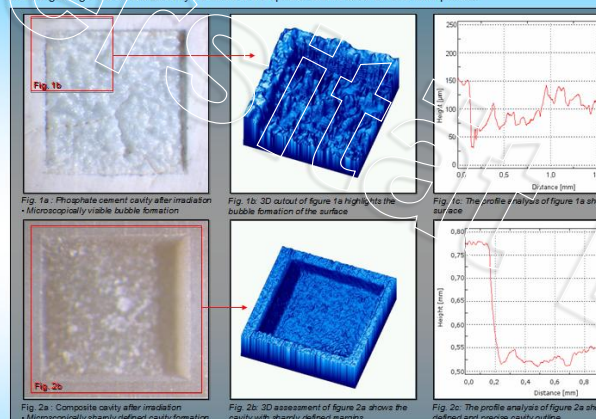


Fig. 1a: Phosphate cement cavity after irradiation - Microscopically visible bubble formation

Fig. 1b: 3D outout of figure 1a highlights the bubble formation of the surface

Fig. 1c: The profile analysis of figure 1a shows air rise

Fig. 2a: Composite cavity after irradiation - Microscopically sharply defined cavity formation

Fig. 2b: 3D assessment of figure 2a shows the cavity with sharply defined margins

Fig. 2c: The profile analyses of figure 2a show defined and precise cavity outline

Fig. 1 Parameters: Rep. Rate 500 kHz, Time 2,1 s, Total Energy 15 J, Ablation volume 45,12 mm³/min, Size 2,25 x 2,25 mm

Fig. 2 Parameters: Rep. Rate 500 kHz, Time 0,67 s, Total Energy 5 J, Ablation volume 20,98 mm³/min, Size 1,5 x 1,5 mm

RESULTS
While USPL technology makes it possible to ablate as good as any given material, we could demonstrate severe effects when ablating phosphate cement.

CONCLUSION
Further studies are necessary to determine laser and scanner parameters that minimize the thermal stress on the material during the ablation process.

Federal Ministry of Education and Research | MIADI | universität**bonn**

Thermal effects ablating restorative materials with an Ultra Short Pulse Laser System (USPL)

R. Wehry, O. Brede, F. Schelle, B. Oehme, C. Dehn, S. Reimann, M. Frentzen, A. Braun
Department of Periodontology, Operative and Preventive Dentistry, University of Bonn, Germany
Laser Research Unit

AIM OF THE STUDY
The aim of this study was to assess temperature generation in several restoration materials following laser ablation using an ultra short pulse laser system (USPL). Depending on the type of restoration material and material thickness, thermal side effects during the ablation process should be evaluated.

MATERIAL AND METHODS
Specimens of phosphate cement (PC), ceramic (CE) and composite (C) were used (fig. 1). The thickness of the respective materials was 1 to 5 mm. The laser source was a Nd:YAG laser at 1064 nm, a pulse length of 8 ps and a repetition rate of 500 kHz. The beam was focussed to a spot size of 25 µm. The beam was focussed onto the surface of the specimens. Ablation was performed at a constant total energy of 4 J, employing a scanner system (V_{scan} = 2000 mm/s) to create rectangular cavities of 1.5 mm edge length (fig. 2). A temperature sensor (TDA 3000, Jumo) was placed at the back of the specimen, recording the temperature for several seconds from the start of the ablation process. All measurements were made employing heat-conductive paste and without any additional cooling or spray. For statistical analysis values were analyzed with the nonparametric Wilcoxon and Mann-Whitney test employing the SPSS[®]-software (SPSS Inc., Chicago, USA). Differences were considered as statistically significant at p < 0.05.

RESULTS
As heat transport is strongly affected by material properties like heat capacity and heat conduction, significant differences could be observed among the diverse relevant materials (p<0.05). For example the temperature increase in composite was higher than in ceramic (fig. 3). Furthermore a statistically significant difference of temperature increase could be observed for the different thicknesses within each material (p < 0.05, fig. 4).

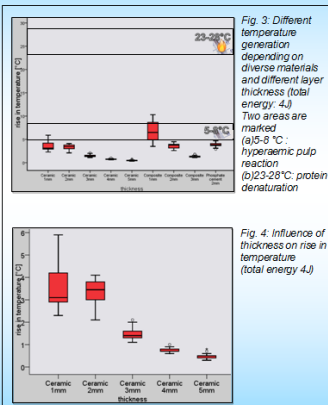


Fig. 3: Different temperature generation depending on diverse materials and different layer thickness total energy: 4 J. Two areas are marked (a) 5-9 °C: hyperaemic pulp reaction (b) 23-28 °C: protein denaturation

Fig. 4: Influence of thickness on rise in temperature (total energy 4 J)

Fig. 1: Specimens of (a) composite (b) ceramic (c) phosphate cement

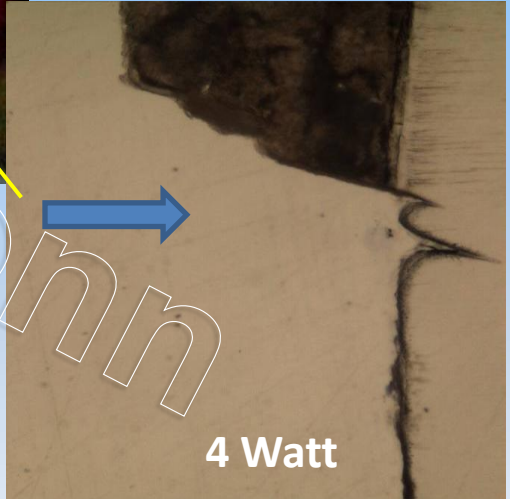
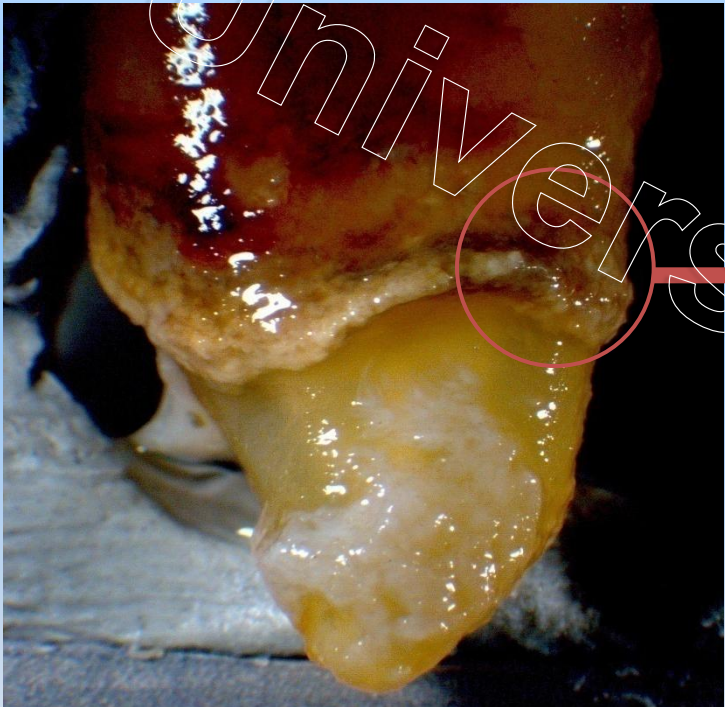
Fig. 2: Representative examples for cavities in composite (a) and phosphate cement (b)

CONCLUSION
The USPL system offers a wide range of possibilities to further assess heat generation caused by the ablation process. In the present study the preparation of restorative materials employing an USPL laser led to a heating of the respective materials. Further studies are needed to gain a deeper understanding of the nature of this temperature increase and how to control and minimize the thermal side effects.

Federal Ministry of Education and Research | MIADI | universität**bonn**

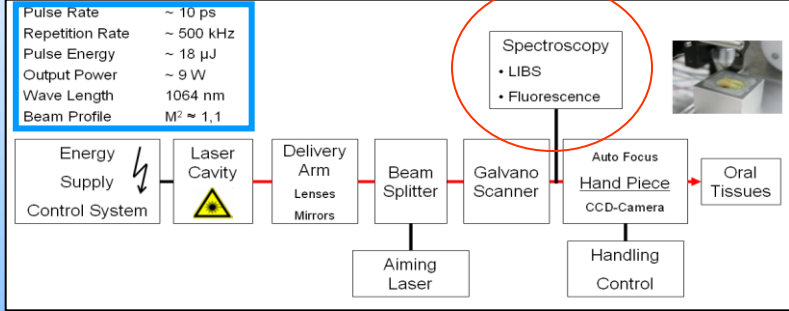
R. Wehry
Department of Periodontology, Operative and Preventive Dentistry, University of Bonn
Weichholmsstrasse 17,
53111 Bonn, Germany
e-mail: wehry@uni-bonn.de

Im Bearbeitungsfeld konnten Biofilme und Konkremente bei einer Durchschittsleistung von 4 W sicher entfernt werden, ohne die Zahnhartgewebe zu schädigen. Es entsteht eine glatte Oberfläche.



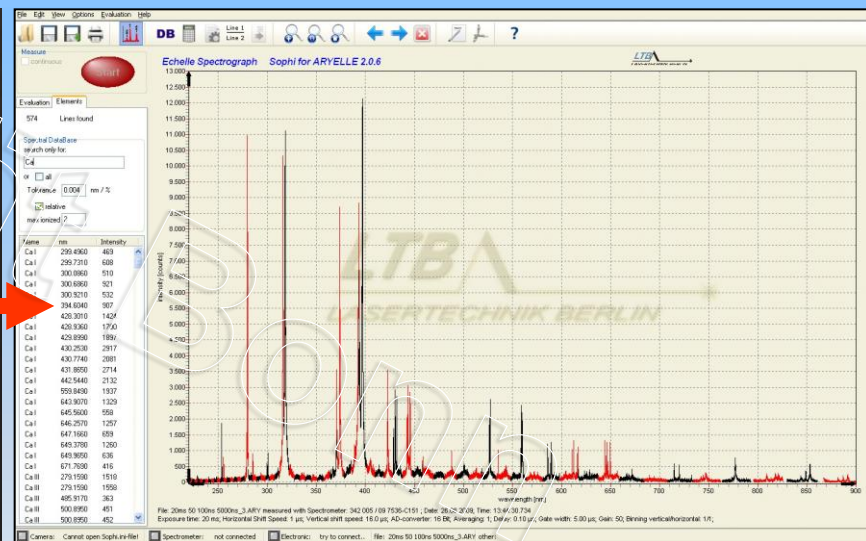
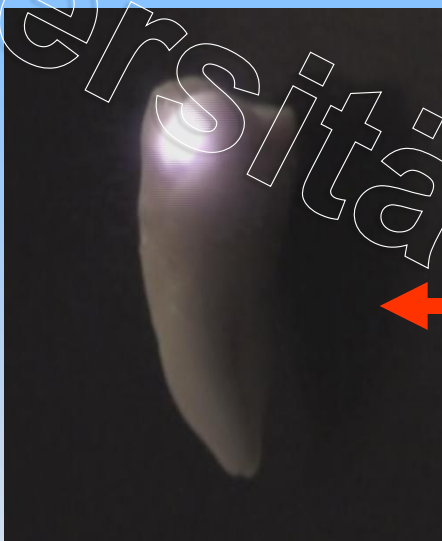
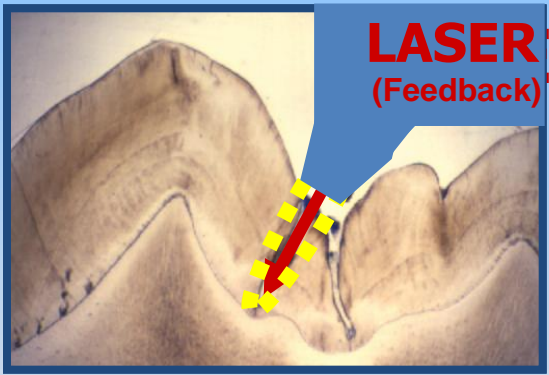
Möglichkeiten der Konkremententfernung

Detektion and Diagnose



Plasma-induzierte Ablation

Beispiele: Selektive Kariesentfernung



(z.B. LIBS*)

*Laser induced breakdown spectroscopy



Zusammenfassung

USPL-T

- ps-...
- Kar...
- Koa...

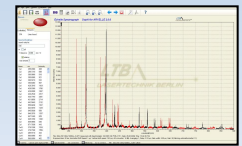
ist n

Im Ablat

glich.



“Cold“ as ice ...



Bundesministerium für Bildung und Forschung

universität **bonn**

MI LADI

Minimalinvasive Laserablation und Diagnose von Oralem Hartgewebe

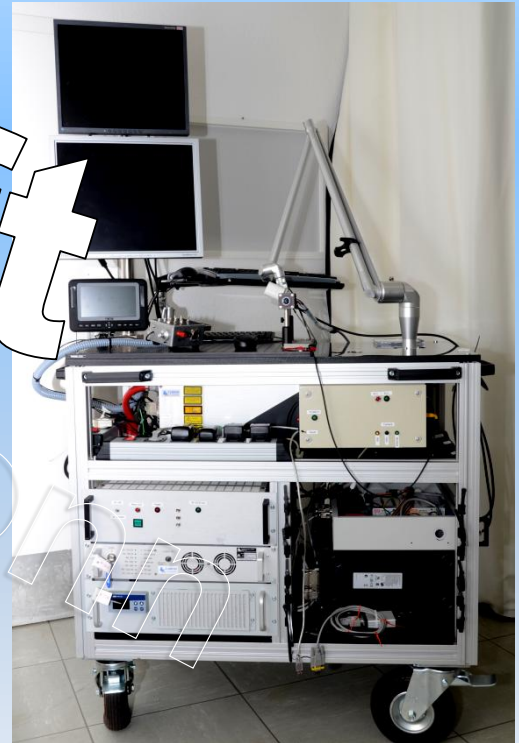
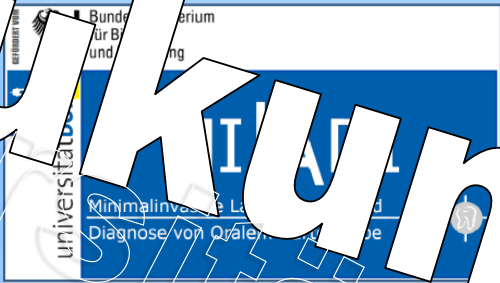
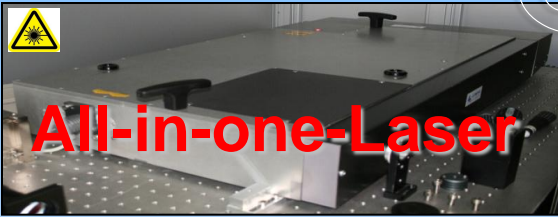


Verbundprojekt MiLaDi

(Minimalinvasive Laserablation und Diagnose von oralem Hartgewebe)

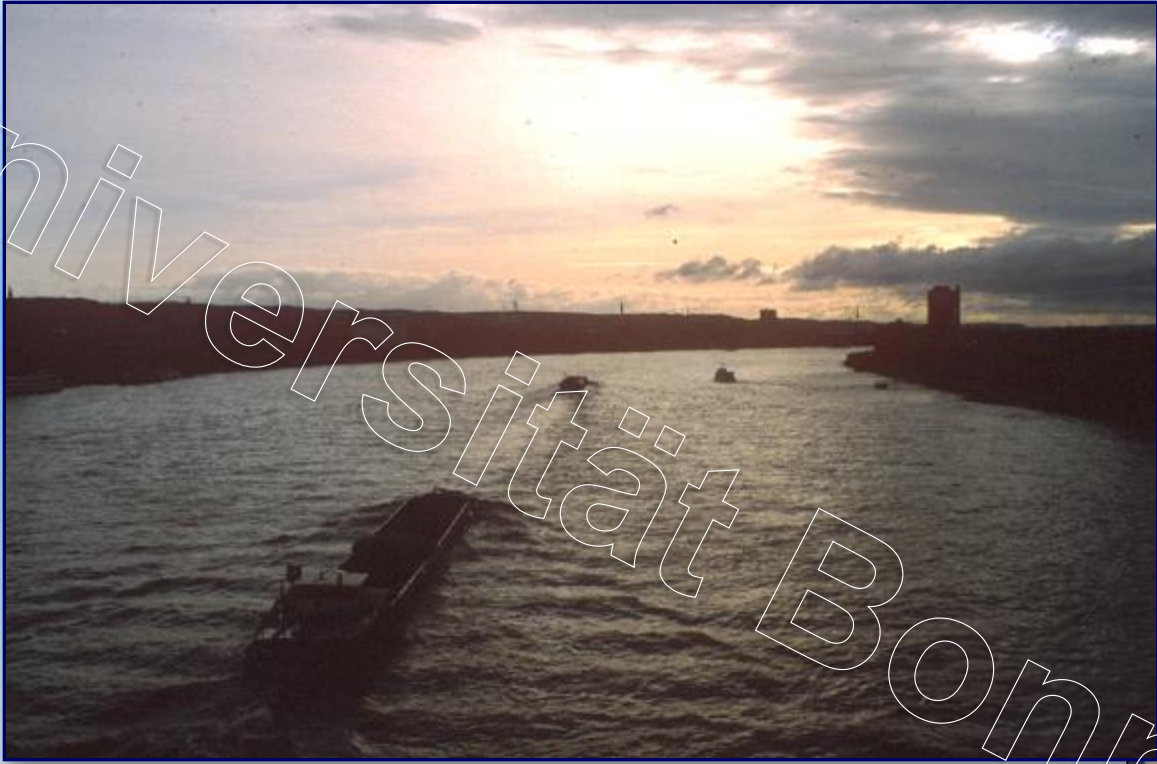
- Oralbiologische und klinische Erforschung eines Pikosekunden-Lasertherapiesystems für die Zahnheilkunde -

Zukunft



Zukunft





Vielen Dank !

<https://www3.uni-bonn.de/miladi>



Bundesministerium
für Bildung
und Forschung



universität**bonn**

MILADI

Minimalinvasive Laserablation und
Diagnose von Oralem Hartgewebe



Bonn
Dental
LASER
Research

