

**Wirkung von Nah-Infrarotstrahlung (NIR) eines gepulsten  
Titan-Saphir-Lasers (Femtosekunden-Laser)  
auf Gewebe und Zellen *in vitro***

Von der Naturwissenschaftlichen Fakultät der Universität Hannover

zur Erlangung des Grades

Doktor der Naturwissenschaften

Dr. rer. nat.

genehmigte Dissertation

von

Dipl.-Biol. Jörg Bornemann

geboren am 30. März 1969 in Delmenhorst

2006

Referent: PD Dr. H. Lubatschowski  
(Institut für Quantenoptik & Laserzentrum Hannover)

Korreferent: Prof. Dr. H.-A. Kolb  
(Institut für Biophysik)

Korreferent: Prof. Dr. R. Heermann  
(Klinik für HNO-Heilkunde)

Tag der Promotion: 31.01.2006

Spare deine guten Lehren  
Für den eigenen Genuß.  
Kaum auch wirst du wen bekehren,  
Zeigst du, wie man's machen muß.

Laß ihn im Galoppe tollern,  
Reite ruhig deinen Trab.  
Ein zu ungestümes Wollen  
Wirft von selbst den Reiter ab.

(Wilhelm Busch, 1909)

## Zusammenfassung

Seit Anfang der 80er Jahre erweitern Lasersysteme das operative Spektrum im Bereich des Bohrens und Schneidens von Geweben. Etablierte Lasersysteme wie Er:YAG-Laser und CO<sub>2</sub>-Laser können jedoch zur thermischen oder photoakustischen Schädigung des an den Ablationsort angrenzenden Gewebes führen. Durch die Entwicklung der Femtosekudentechnologie (FST), deren Materialabtrag auf Photodisruption basiert, könnten neue Anwendungsbereiche für die Chirurgie erschlossen werden.

In der vorliegenden Arbeit wurden Effekte auf Gewebe und Zellen durch die Bestrahlung mit einem gepulsten und verstärkten Titan-Saphir-Laser (Femtosekunden-Laser) lichtmikroskopisch, rasterelektronenmikroskopisch und toxikologisch untersucht.

Es konnte gezeigt werden, daß die applizierten Femtosekundenpulse (Pulslänge 150fs, Pulsenergie 30µJ-100µJ, Repetitionsrate 5kHz) bei Knochengewebe von Meerschweinchen keine mikroskopisch nachweisbaren thermischen Schäden erzeugen. Bei Weichgeweben (Nervengewebe, Fettgewebe, Muskelgewebe) von Meerschweinchen und Hausschwein konnten keine Karbonisierungs- oder Koagulationszonen bei Pulsenergien zwischen 33µJ-130µJ (Pulslänge 150fs, Repetitionsrate 5kHz) gefunden werden.

Photoakustische Schäden wurden an Nervengewebe und freipräparierten Kochleae von Meerschweinchen untersucht. Bei Pulsenergien von 100µJ (Pulslänge 150fs, Repetitionsrate 5kHz) zeigten sich Strukturauflockerungen in den Nervengeweben und zwischen Hensenschen Zellen und Phalangenzellen der Kochleae, sowie Scherungen der Zilien der Haarzellen. Bei Pulsenergien von 50µJ und 80µJ konnten derartige Schäden nicht erkannt werden. In photoakustisch sensiblen, wabenförmigen Bestrahlungsmustern zur Oberflächenvergrößerung zum Ankleben eines Pistons wurden die Pulsenergien 50µJ und 80µJ an einem Incus vom Meerschweinchen erprobt. Die Ergebnisse zeigten, daß eine durchschnittliche Pulsenergie von 50µJ (Pulslänge 150fs, Repetitionsrate 5kHz) einen Kompromiß zwischen maximalem Abtrag und thermischem, bzw. photoakustischem Schaden darstellt.

Die Abtragsraten von Geweben (Knochengewebe, Nervengewebe, Muskelgewebe und Knorpelgewebe vom Hausschwein) wurden in Abhängigkeit von der eingestrahlten Pulsenergie eines Femtosekunden-Lasers zwischen 30µJ und 160µJ (Pulslänge 150fs, Repetitionsrate 5kHz) an definierten Semidünnschnitten gemessen. Dabei wurde der Wasseranteil der Gewebeproben zwischen physiologischem Gehalt und wasserfreien Gewebeproben variiert. Besonders bei der Knochenablation konnte ein direkter Einfluß des Gewebefeuchtigkeitsgehalts auf die Abtragsraten ermittelt werden; die Abtragsraten lagen bei physiologischen Wasseranteilen und einer Pulsenergie von 80µJ bis 110µJ um den Faktor 100 über denen der wasserfreien Proben.

Auf zellulärer Ebene konnten an humanen Fibroblasten energiedosisabhängige zyto- und gentoxische Strahlungseffekte beim Femtosekunden-Laser zwischen 0,77J/cm<sup>2</sup> und 7,75J/cm<sup>2</sup> (Nachweisgrenze für den Kometen-Assay) gemessen werden. Durch den Einsatz des Radikalfängers DMSO wurde indirekt die Beteiligung von Hydroxylradikalen an den DNA-Schäden nachgewiesen.

Zusammenfassend stellt der Femtosekunden-Laser gegenüber Er:YAG- und CO<sub>2</sub>-Laser, im Hinblick auf die thermischen und photoakustischen Schäden, eine Verbesserung der bisherigen Laser-OP-Methoden (Bohren und Schneiden) dar. Die bei allen Pulsenergien des Femtosekunden-Lasers entstehenden strahlungsinduzierten DNA-Schäden könnten jedoch ein Risiko für die klinische Anwendung darstellen.

**Schlagnworte:** Femtosekunden-Laser, Chirurgie, Toxizität

## Abstract

Ever since the early 1980s, various laser systems have been implemented in numerous operative spectrums dealing primarily with the drilling and slicing of tissue. Experimentally established laser systems such as the Er:YAG laser and the CO<sub>2</sub> laser have been known to thermally or photoacoustically damage tissue at the sight of ablation. Due to the development of femtosecond technology (FST), in which material ablation is based upon photodisruption, it may soon be possible to employ this technology for newly developed surgical procedures.

The results established in the present thesis were gathered by studying the effects of treated tissue and cell samples, which were irradiated with a pulsed and intensified Ti:sapphire laser (femtosecond laser). The samples were examined using toxicological screening methods as well as both light and electron microscopy.

It could be demonstrated microscopically that the applied femtosecond pulses (pulse length 150fs, pulse energy 30μJ-100μJ, repetition rate 5kHz) did not generate any thermal damage upon application (guinea pig bone samples). Carbonisation and coagulation zones were also absent upon applying pulse energies between 33μJ-130μJ (pulse length 150fs, repetition rate 5kHz) to soft tissue samples (nerve, fat, muscle) of guinea and domestic pigs.

In addition, photoacoustic damage of nerve tissue and freely dissected cochleae belonging to the guinea pigs were examined as well. Structural instability was seen in the nerve tissue between the Hensen's cells and the phalangeal cells of the cochlea upon using a pulse energy of 100μJ (pulse length 150fs, repetition rate 5kHz). Tearing of the hair cells was also noted upon applying the given pulse energy. These injuries could not be detected upon using pulse energies between 50μJ and 80μJ. In order to experimentally attach a piston to the incus of a guinea pig, photoacoustic sensitive comb-like irradiation patterns (50μJ and 80μJ) were produced for the purpose of surface area enlargement. The results demonstrated that an average pulse energy of 50μJ (pulse length 150fs, repetition rate 5kHz) represents a compromise between maximal ablation and thermal/photoacoustic damage.

The tissue (bone, nerve, muscle and cartilage) ablation rates were measured using a femtosecond laser pulse energy between 30μJ and 160μJ (pulse length 150fs, repetition rate 5kHz) and compared to defined semithin section standards. In addition the water content of the tissue samples was varied in the experiments ranging between a physiological and completely dehydrated level. The direct influence that tissue hydration levels have on ablation rates could especially be established in the bone ablation samples; the ablation rates of the samples containing a physiological water content were 100 times that of the dehydrated samples upon being irradiated with a pulse energy of 80μJ-110μJ.

On a cellular level, energy dose dependent cyto- and genotoxic radiation effects of the femtosecond laser were measured between 0.77J/cm<sup>2</sup> and 7.75J/cm<sup>2</sup> (detectable threshold for the comet assay) using human fibroblasts. By implementing the free radical binder DMSO, the participation of hydroxyl radicals in DNA damage could indirectly be proven.

In summary, it can be stated that when compared to the Er:YAG laser and CO<sub>2</sub> laser, in relation to thermal and photoacoustic damage, the femtosecond laser provides an improvement to the previous operative laser methods (drilling and slicing). Risks could however be involved when considering clinical application of the femtosecond laser. These were demonstrated by the radiation induced DNA damage that occurred regardless of the utilized pulse energy.

**Key words:** femtosecond laser, surgery, toxicity

# Inhaltsverzeichnis

	Seite
Abbildungsverzeichnis	VII
Tabellenverzeichnis	X
Abkürzungsverzeichnis	XI
<b>1. Einleitung</b>	<b>16</b>
<i>1.1 Grundlagen der Lasertechnologie</i>	<i>17</i>
<i>1.2 Laser-Gewebe-Wechselwirkungen</i>	<i>22</i>
<b>2. Material und Methoden</b>	<b>35</b>
<i>2.1 Material</i>	<i>35</i>
2.1.1 Gepulster Ti:Saphir-Laser (Femtosekunden-Laser) zur Erzeugung ultrakurzer Pulse	35
2.1.1.1 Überblick	35
2.1.1.2 Resonator-/Oszillatorsystem	36
2.1.1.3 Ultrakurzpuls-Verstärker-System	38
2.1.2 Zelllinien und Gewebe	40
2.1.3 Chemikalien	24
2.1.4 Puffer und Lösungen	25
2.1.5 Geräte und Software	29
 <i>2.2 Methoden</i>	 <i>41</i>
2.2.1 Paraffineinbettung, Schneiden und HE-Färbung von Weichgeweben	41
2.2.2 Haarzellpräparation	42
2.2.3 Vorbereitung für die Rasterelektronenmikroskopie (REM)	44
2.2.4 Temperaturmessung/-effekte	44
2.2.5 Druckmessung/-effekte	46
2.2.6 Bestimmung gewebespezifischer Abtragsraten	47
2.2.7 Zellkultivierung	49

2.2.8	Bestimmung der akuten Zytotoxizität mit dem MTT-Test	50
2.2.9	Bestimmung energiedosisabhängiger DNA-Strangbruchinduktion mit dem Kometen-Assay	53
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse</b>	58
3.1	<i>Temperaturmessung/-effekte</i>	58
3.2	<i>Druckmessung/-effekte</i>	64
3.3	<i>Bestimmung gewebespezifischer Abtragsraten</i>	71
3.4	<i>Bestimmung der akuten Zytotoxizität mit dem MTT-Test</i>	72
3.5	<i>Bestimmung energiedosisabhängiger DNA-Strangbruchinduktion (Gentoxizität) mit dem Kometen-Assay</i>	73
<b>4.</b>	<b>Diskussion</b>	84
4.1	<i>Temperaturmessung/-effekte</i>	84
4.2	<i>Druckmessung/-effekte</i>	88
4.3	<i>Gewebespezifische Abtragsraten</i>	93
4.4	<i>Akute Zytotoxizität (MTT-Test)</i>	95
4.5	<i>Gentoxizität (Kometen-Assay)</i>	97
4.6	<i>Schlußfolgerung</i>	104
<b>5.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	106
<b>Anhang</b>		117
A.	<i>Chemikalien</i>	117
B.	<i>Puffer und Lösungen</i>	119
C.	<i>Geräte und Software</i>	123

## **Danksagung**

## **Lebenslauf**

# Abbildungsverzeichnis

	Seite
Abb. 1: Stimulierte Emission durch ein Photon gleicher Energie	18
Abb. 2: Hornhautkorrektur mittels fs-LASIK	21
Abb. 3: Prozeßbereiche der Laser-Gewebe-Wechselwirkungen in Abhängigkeit von Laserintensität und Wirkungsdauer	22
Abb. 4: Chromosomen-Strukturveränderungen als Folge von Bestrahlungen	27
Abb. 5: Strahlenschäden an der DNA	28
Abb. 6: Reparatur von Strahlenschäden an der DNA: molekulare Mechanismen zur Heilung von Strangbrüchen oder Basenschäden	31
Abb. 7: Zusammenfassung von DNA-Schädigung und -Reparatur nach ionisierender Strahlung	33
Abb. 8: Ti:Saphir-Femtosekunden-System der Firma THALES	35
Abb. 9: Erzeugung kurzer Pulse	37
Abb. 10: Optischer Kerr-Effekt	38
Abb. 11: Prinzip der CPA (chirped pulse amplification)	39
Abb. 12: Funktionsprinzip von Strecker und Kompressor zur zeitlichen Pulsveränderung	39
Abb. 13: Plexiglas <sup>®</sup> -Kammer (PMMA) für die Temperaturmessung mit PVDF-Zylinder und Temperatursensor	45
Abb. 14: Schematischer Versuchsaufbau zur Messung der Druckent- wicklung <i>in vitro</i>	46
Abb. 15: Meßtool für Gewebedickenbestimmung mit digitalem Pulszähler	48
Abb. 16: Fs-Laser abladiert nach erfolgter Dickenmessung porcines Muskelgewebe auf einem graphitbeschichteten Objektträger	48
Abb. 17: Reaktionsschema und molekulare Struktur von MTT und Formazan	50
Abb. 18: Ungeschädigte und geschädigte DNA nach Elektrophorese	53
Abb. 19: Angeheftete Fibroblasten in Petrischalen	54
Abb. 20: Temperaturänderung von Wasser bei Bestrahlung mit einem gepulsten Ti:Saphir-Laser	58



Abb. 21: Temperaturänderung von Wasser bei Bestrahlung mit einem freilaufenden Er:YAG-Laser	59
Abb. 22: Temperaturänderung von Wasser bei Bestrahlung mit einem gepulsten CO <sub>2</sub> -Laser	59
Abb. 23: Temperaturerhöhung [°C] in Abhängigkeit von der mittleren eingestrahlten Leistung [mW] verschiedener Lasertypen	60
Abb. 24: Oberfläche bestrahlter Kochlea (Meerschweinchen)	61
Abb. 25: Oberfläche eines abgetrennten Amboß-Fortsatzes (Meerschweinchen)	62
Abb. 26: Nervengewebe vom Hausschwein nach Bestrahlung	62
Abb. 27: Nervengewebe vom Meerschweinchen nach Bestrahlung	63
Abb. 28: Fett- und Muskelgewebe vom Hausschwein nach Bestrahlung	63
Abb. 29: Nervengewebe vom Hausschwein nach Bestrahlung (Er:YAG)	64
Abb. 30: Spitzendruckentwicklung (peak to peak) in Abhängigkeit vom Abstand zwischen Laserfokus und Drucksensor	64
Abb. 31: Ermittlung des minimal möglichen Linienabstandes bei Hartgewebe	65
Abb. 32: Wabenförmig bestrahlter Amboß (Meerschweinchen)	66
Abb. 33: Unbestrahltes Nervengewebe mit sternförmigen Zerreißen als Entwässerungs-/Schneideartefakt	66
Abb. 34: Bestrahltes Nervengewebe vom Meerschweinchen	67
Abb. 35: Bestrahltes Nervengewebe vom Meerschweinchen (Nervus facialis)	67
Abb. 36: Ungeschädigte Zilien eines Innenohres (Meerschweinchen)	68
Abb. 37: Intakte Zilien einer Kochlea (Meerschweinchen) direkt neben einem Ablationskrater (mittlere Pulsenergie 50µJ)	68
Abb. 38: Intakte Zilien einer Kochlea (Meerschweinchen) direkt neben einem Ablationskrater (mittlere Pulsenergie 80µJ)	69
Abb. 39: Zilien einer Kochlea (Meerschweinchen) mit deutlichen Strukturauflockerungen zwischen Hensenschen Zellen und Phalangenzellen (mittlere Pulsenergie 100µJ)	69
Abb. 40: Zilien einer Kochlea (Meerschweinchen) mit Verformungen (nach Beschuß mit Er:YAG-Laser)	70

Abb. 41: Zilien einer Kochlea (Meerschweinchen) mit Verformungen und Scherungen (nach Beschuß mit Er:YAG-Laser)	70
Abb. 42: Abtragsraten für verschiedene Gewebe	71
Abb. 43: Vitalitätsveränderung bei Fibroblasten in Abhängigkeit von der eingestrahlten Energiedosis [J/cm <sup>2</sup> ]	72
Abb. 44: Vermessung von Ablationskratern in Agarose	74
Abb. 45: Lineares Verhältnis zwischen eingestrahlter Pulsenergie und Fokusdurchmesser (Ablationsdurchmesser)	74
Abb. 46: Scan-Raster des Ti:Saphir-Lasers in Agarose (0,5%)	75
Abb. 47: Einfluß des LMP-Agarosegehaltes als Einbettmedium auf das „tail moment“ bestrahlter Zellen (0,5% und 0,35%)	75
Abb. 48: Verhältnis zwischen Einzelstrangbrüchen (SSBs) und Doppelstrangbrüchen (DSBs) bei NHDF-Zellen nach erfolgter Bestrahlung mit einem Ti:Saphir-Laser	76
Abb. 49: Einzelstrangbrüche (SSBs) bei NHDF-Zellen und N57-Zellen nach erfolgter Bestrahlung mit einem Ti:Saphir-Laser (Pulslänge 150fs)	77
Abb. 50: Einzelstrangbrüche (SSBs) bei NHDF-Zellen und N57-Zellen nach erfolgter Bestrahlung mit einem Ti:Saphir-Laser (Pulslänge 400fs)	77
Abb. 51: Einzelstrangbrüche (SSBs) bei NHDF-Zellen nach erfolgter Bestrahlung mit einem Ti:Saphir-Laser (Pulslänge 150fs und 400fs)	78
Abb. 52: Einzelstrangbrüche (SSBs) bei NHDF-Zellen nach erfolgter Bestrahlung mit einem Ti:Saphir-Laser in Ab- und Anwesenheit von DMSO (8%)	79
Abb. 53: Einzelstrangbrüche (SSBs) bei N57-Zellen nach erfolgter Bestrahlung mit einem Ti:Saphir-Laser in Ab- und Anwesenheit von DMSO (8%)	79
Abb. 54: Individuelle DNA-Schadensverteilung bei N57-Zellen nach erfolgter Bestrahlung mit einem Ti:Saphir-Laser in Abhängigkeit der jeweiligen Energiedosis	80

Abb. 55: Individuelle DNA-Schadensverteilung bei N57-Zellen mit DMSO nach erfolgter Bestrahlung mit einem Ti:Saphir-Laser in Abhängigkeit der jeweiligen Energiedosis	81
Abb. 56: Individuelle DNA-Schadensverteilung bei N57-Zellen nach erfolgter Bestrahlung mit einem Ti:Saphir-Laser in Ab- und Anwesenheit von DMSO (8%) bei einem durchschnittlichen „tail moment“ von etwa 12000	82
Abb. 57: Individuelle DNA-Schadensverteilung bei NHDF-Zellen und N57-Zellen nach erfolgter Bestrahlung mit einem Ti:Saphir-Laser bei einem durchschnittlichen „tail moment“ von etwa 3300	83

## **Tabellenverzeichnis**

Tab. 1: Geschätzte DNA-Schädigungen in Humanzellen pro Tag	30
Tab. 2: Bestrahlungsplan für den MTT-Test	51
Tab. 3: Bestrahlungsplan für den Kometen-Assay	55
Tab. 4: Starttemperatur und die Modell-Parameter zur Lage und Steigung der Temperaturmessung bei Er:YAG-Laser, CO <sub>2</sub> -Laser und Ti:Saphir-Laser	58
Tab. 5: Verhältnis von eingebrachter Leistung pro Temperaturerhöhung um einen Grad Celsius bei CO <sub>2</sub> -Laser, Er:YAG-Laser und Ti:Saphir-Laser	60
Tab. 6: Modell-Parameter [V] zur Lage und Steigung des jeweiligen Gewebeabtragsmodells der verschiedenen Gewebe	72

## Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
%	Prozent
$\tau$	Pulslänge
$\mu\text{g}$	Mikrogramm
$\mu\text{g/ml}$	Mikrogramm pro Milliliter
$\mu\text{J}$	Mikrojoule
$\mu\text{l}$	Mikroliter
$\mu\text{m}$	Mikrometer
$\mu\text{s}$	Mikrosekunde
$\mu\text{S}$	Mikrosiemens
A	Adenin
Abb.	Abbildung
ALS	Alkali-labile Sites
$\text{Ar}^+$	Argon
ArF	Argon-Fluor
ATP	Adenosintriphosphat
bar	Bar
BTS	Bow Tie Scanning
C	Cytosin
$\text{Ca}^{2+}$	Calcium-Ion
CCD	Charge Coupled Device
CI	Konfidenzintervall
cm	Zentimeter
$\text{CO}_2$	Kohlendioxid
CPA	Chirped Pulse Amplification
CPD	Critical-Point-Drying
$\text{Cr}^{3+}:\text{Al}_2\text{O}_3$	Chrom:Aluminiumoxid
$\text{Cu}^+$	Kupfer-Ion
cw	Continuous Wave
DFM	N,N-Dimethylformamid
DMSO	Dimethylsulfoxid
DNA	Deoxyribonucleic Acid

DSB	Double Strand Break
EC <sub>30</sub>	Effect Concentration 30%
EC <sub>50</sub>	Effect Concentration 50%
EC <sub>70</sub>	Effect Concentration 70%
ELAN	Extraluminal Laser Angioplasty
Er:YAG	Erbium:Yttrium-Aluminium-Granat
<i>et al.</i>	et alii
exp	Exponent
f	Brennweite
f	Frequenz
Fe <sup>2+</sup>	Eisen-Ion
Fe <sup>3+</sup>	Eisen-Ion
FKS	Fötale Kälberserum
fs	Femtosekunde
FST	Femtosekundentechnologie
g	Gramm
G	Guanin
Geschw.	Geschwindigkeit
h	Plancksches Wirkungsquantum
H <sup>+</sup>	Wasserstoffproton
HCl	Chlorwasserstoff
HE	Hämalaun / Eosin
H <sub>2</sub> O	Wasser
H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	Wasserstoffperoxid
Hz	Hertz
J	Joule
J/cm <sup>2</sup>	Joule pro Quadratcentimeter
Kap.	Kapitel
KCl	Kaliumchlorid
KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub>	Kaliumdihydrogenphosphat
kHz	Kilohertz
KLM	Kerr-Lens Modelocking
KrF	Krypton-Fluor
l	Liter

LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LASIK	Laser in situ Keratomileusis
LCD	Liquid Crystal Display
LIB	Laser Induced Breakdown
LMP	Low Melting Point
LZH	Laserzentrum Hannover
M	Molar
mA	Milliampere
mbar	Millibar
MEM	Minimum Essential Medium
Mg <sup>2+</sup>	Magnesium-Ion
MHH	Medizinische Hochschule Hannover
min.	Minuten
mJ	Millijoule
ml	Milliliter
mM	Millimolar
mm	Millimeter
mm <sup>2</sup>	Quadratmillimeter
mm/s	Millimeter pro Sekunde
mol	Mol
MPI	Multi-Photonen-Ionisation
m/s	Meter pro Sekunde
MTT	3-(4,5-Dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazoliumbromid
mV	Millivolt
mW	Milliwatt
mW/°C	Milliwatt pro Grad Celsius
n	Stichprobenanzahl
N57 (GM 05757)	Primäre humane dermale Fibroblasten
NaCl	Natriumchlorid
NADH	Nicotinamidadenindinucleotid
NADPH	Nicotinamidadenindinucleotidphosphat
NaHCO <sub>3</sub>	Natriumhydrogencarbonat
NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> x H <sub>2</sub> O	Natriumdihydrogenphosphatmonohydrat
Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> x H <sub>2</sub> O	Dinatriumhydrogenphosphatmonohydrat

$\text{Na}_2\text{HPO}_4 \times 2\text{H}_2\text{O}$	Dinatriumhydrogenphosphatdihydrat
NaOH	Natriumhydroxid
Nd	Neodymium
Nd:YAG	Neodymium: Yttrium-Aluminium-Granat
Nd:YLF	Neodymium: Yttrium-Lithium-Fluor
NHDF	Normale humane dermale Fibroblasten
NIR	Near Infrared Radiation
nm	Nanometer
$\text{N}_2\text{O}$	Distickstoffoxid
$\text{NO}^\bullet$	Stickstoffmonoxidradikal
ns	Nanosekunde
$\text{O}_2$	Sauerstoff
$^1\text{O}_2$	Singulett-Sauerstoff
$\text{O}_2^{\bullet-}$	Superoxidradikalanion
$\text{O}_3$	Ozon
$\text{OH}^\bullet$	Hydroxylradikal
$\text{OH}^-$	Hydroxid-Ion
P	Wahrscheinlichkeit für Signifikanz
PB	Phosphate Buffer
PBS	Phosphate Buffered Saline
PCD	Programmed Cell Death
PDT	Photodynamische Therapie
PFA	Paraformaldehyd
PG	Prüfgröße
PMMA	Polymethylmethacrylat
ps	Pikosekunden
PVDF	Polyvinylidenfluorid
$R^2$	korrigiertes Bestimmtheitsmaß
Redox	Reduktion-Oxidation
REM	Rasterelektronenmikroskop
$\text{RO}^\bullet$	Sauerstoffradikal mit einem unbestimmten Anhang
ROS	Reactive Oxygen Species
rpm	Rounds per minute
s	Sekunde

SCGE	Single Cell Gel Electrophoresis
SDS	Natriumdodecylsulfat
SFM	Serumfreies Medium
SIS	Synchronised Image Scanning
SOD	Superoxid-Dismutase
SSB	Single Strand Break
T	Thymin
Tab.	Tabelle
Temp.	Temperatur
Ti	Titan
TIF	Tagged Image File
tm	Tail Moment
Tris	Tris-[hydroxymethyl]aminomethan
U	Units
UV	Ultraviolett
V	Volt
W	Watt
ZNS	Zentralnervensystem