

# **Dermatologische Lasertherapie 1**

Fraktionale Laser

# Inhalt

Vorwort .....	V	4.4 Gefäße .....	45
Über dieses Buch .....	VI	4.5 Aktinische Keratosen .....	45
Zur Benutzung dieses Buches .....	VI	4.6 Andere Indikationen .....	45
Abkürzungen und Symbole .....	X		
<b>1 Einführung in die fraktionale Lasertherapie .....</b>	<b>1</b>	<b>5 Grundlagen der ablativen fraktionalen Lasertherapie .....</b>	<b>47</b>
1.1 Biophysikalische Interaktionen von Laserlicht und der Haut .....	2	5.1 Wundheilung nach ablativer fraktionaler Lasertherapie .....	51
1.2 Konventionell arbeitende ablative und fotothermolytische Laserverfahren .....	2	5.2 Klinische Veränderungen nach ablativer fraktionaler Therapie .....	58
1.3 Fraktionierte fotothermolytische und ablative Laserverfahren .....	3	5.3 Fraktionale ablativ-koagulierende CO <sub>2</sub> -Laser .....	58
		5.4 Fraktionale ablative und ablativ-thermische Er:YAG-Laser .....	74
		5.5 Ablative fraktionale Er:YSGG-Laser .....	77
<b>2 Grundlagen der nicht ablativen fraktionalen Lasertherapie .....</b>	<b>5</b>	<b>6 Praxis der ablativen fraktionalen Lasertherapie .....</b>	<b>79</b>
2.1 Wundheilung nach nicht ablativer fraktionaler Lasertherapie .....	9	6.1 Vor dem Eingriff .....	80
2.2 Klinische Veränderungen .....	13	6.2 Ablauf des Eingriffs .....	92
		6.3 Nachsorge .....	129
<b>3 Praxis der nicht ablativen fraktionalen Lasertherapie .....</b>	<b>15</b>	<b>7 Datenlage zur ablativen fraktionalen Lasertherapie .....</b>	<b>131</b>
3.1 Vor dem Eingriff .....	16	7.1 Konzept der fraktionalen Laser .....	132
3.2 Ablauf des Eingriffs .....	23	7.2 Falten .....	132
3.3 Nachsorge .....	23	7.3 Pigmentverschiebungen und Melasma .....	132
		7.4 Narben .....	132
		7.5 Chronisch aktinische Hautalterung .....	132
		7.6 Striae distensae .....	132
<b>4 Datenlage zur nicht ablativen fraktionalen Lasertherapie .....</b>	<b>41</b>	7.7 Andere Indikationen .....	133
4.1 Falten .....	42		
4.2 Melasma und Pigmentverschiebungen .....	43		
4.3 Narben .....	43		

<b>8 Standards in der Lasertherapie .....</b>	<b>139</b>	<b>9 Anhang .....</b>	<b>173</b>
8.1 Patientenauswahl .....	140	9.1 Begriffe, Definitionen und Bezeichnungen	174
8.2 Aufklärung und Dokumentation .....	140	9.2 Bildquellen .....	175
8.3 Befundungsdokumentation .....	141	9.3 Literatur .....	175
8.4 Fotodokumentation .....	141	9.4 Index .....	183
8.5 3-D-Fotografie .....	148		
8.6 Praxisorganisation .....	152	Danksagung .....	186
8.7 Lasersicherheit .....	155		
8.8 Therapieplanung .....	170		
8.9 Fehlerquellen, Management von Nebenwirkungen, Behandlungsfehlern und rechtlichen Aspekten .....	170		

## 1 Einführung in die fraktionale Lasertherapie

Das Konzept der fraktionalen Laser hat innerhalb weniger Jahre umfassend Fuß im Bereich der modernen Lasermedizin gefasst [1]. Schon jetzt kann man davon ausgehen, dass fraktionierte Laser Standardlaser sind [2]. Das Konzept ist zukunftsorientiert und bei Weitem noch nicht vollständig ausgereizt.

Fraktionale Laser teilen wesentliche biophysikalische Interaktionen ihres Laserlichtes mit konventionellen Lasern, während deutliche Unterschiede im technischen Aufbau und im Heilungsverlauf bestehen. Auch die Unterscheidung in nicht ablativ und ablativ wirkende fraktionale Systeme ist wichtig, da sie Gemeinsamkeiten und Spezifika im Aufbau, im Einsatz und insbesondere in der posttherapeutischen Wundheilung aufweisen. Die Kenntnis der Details ist für einen effizienten und qualitätsgesicherten Einsatz unabdingbar.

### 1.1 Biophysikalische Interaktionen von Laserlicht und der Haut

Falten sind das wesentliche und charakteristische Merkmal einer gealterten Haut. Weitere Kennzeichen sind Pigmentverschiebungen, Gefäßneubildungen, Vernarbungen, Hyperplasien verschiedener Dignität und eine allgemeine Atrophie. Alle diese Veränderungen sind Angriffspunkte etablierter wie neuer Behandlungsmaßnahmen.

1  
Ablativ wirkende Laser werden effektiv zur Hautverjüngung und zur Therapie von Altersveränderungen der Haut eingesetzt [3]. Die Ablation der epidermalen Anteile und der oberen dermalen Areale (Skin Resurfacing) kennzeichnet das Behandlungsprinzip und resultiert in einer Wundfläche, die innerhalb von 7–14 Tagen aus den verbliebenen Follikelanteilen reepithelisiert [4, 5]. Neben dem Wundreiz an sich spielt jedoch die Wärmewirkung auf das kollagene Bindegewebe eine entscheidende Rolle in der Induktion der Neusynthese nicht nur von kollagenen und elastischen Fasern, sondern auch in der Neuproduktion von Grundsubstanzen wie z. B. der Hyaluronsäure.

Nicht ablativ wirkende Laser nutzen die Möglichkeit, Wärme in tiefe Gewebsschichten einzubringen, ohne die Integrität der epidermalen Barriere zu beeinflussen (Subsurfacing).

Der dermal eingebrachte thermische Reiz führt wahrscheinlich unabhängig von der Art seiner Erzeugung zu einer Umstrukturierung und Homogenisierung des Bindegewebes. Es kommt zunächst zu einer mehr oder weniger ausgeprägten Kontraktion der kollagenen Fasern für ca. 14 Tage nach Behandlung [4]. Dabei bilden die thermisch modifizierten Kollagene eine Matrix für neu entstehendes Bindegewebe [6]. Mikroskopisch erkennbar ist dies neben einer Neokollagenese infolge Einwanderung von Fibroblasten [7] an einer transepidermalen Ausschleusung von elastischen Fasern [8]. Letztlich wird der Kollagen- und Hyaluronsäurestoffwechsel auf molekularer Ebene beeinflusst [9] und somit die Wasserbindungskapazität der Haut verbessert [10, 11].

### 1.2 Konventionell arbeitende ablative und fotothermolytische Laserverfahren

Eine Ablation gelingt in der stark wasserhaltigen Haut am ehesten mit Lasern, die Wellenlängen nutzen, deren Absorptionsmaximum im Wasser liegt. Deshalb werden hierfür im Gewebewasser absorbie-

rende  $\text{CO}_2$ - und Erbium:YAG-Laser eingesetzt. Der Er:YAG-Laser mit 2.940 nm Wellenlänge trifft exakt das Absorptionsmaximum von Wasser und bewirkt somit keine nennenswerte Erhitzung der Umgebung (kalte Ablation). Durch Verlängerung der Pulszeiten oder der Kombination von ablativen und subablativen Pulsfolgen konnte man auch mit diesem System eine thermische Wirkung im Bindegewebe (warme Ablation, Thermoablation) erreichen [12, 13], die das System auch für das Resurfacing qualifizierte [14].

Bei der Behandlung mit dem  $\text{CO}_2$ -Laser erfolgt eine Abtragung oberflächlicher Hautanteile (20–60  $\mu\text{m}$ ) sowie eine Erwärmung des angrenzenden Hautbindegewebes auf einer Breite von ca. 150  $\mu\text{m}$  [15]. Mit den zunächst kontinuierlich emittierenden (cw: continuous wave)  $\text{CO}_2$ -Lasern standen zwar sehr leistungsfähige Geräte zur Verfügung, die jedoch infolge der ausgeprägten Vaporisation nicht den klinischen Erfordernissen entsprachen. Speziell für den cw  $\text{CO}_2$ -Laser wurde in der Vergangenheit versucht, unerwünschte Kollateralerwärmungen (Bulk Heating) mit Scannern zu vermeiden [16]. Die derzeit verfügbaren Scanner zeichnen sich durch hohen Bedienkomfort, Robustheit und Schnelligkeit aus. Trotz resultierend kurzer Gewebe-expositionszeit ermöglicht die hohe Leistungsdichte dieser Systeme eine ausreichende Gewebeerwärmung mit konsekutiver Gewebe-schrumpfung [17].

Die Weiterentwicklung hin zu sehr kurzen Superpulsen (Puls kürzer als thermische Relaxation der Haut von ca. 1 ms, Vaporisation ca. 20  $\mu\text{m}$ , Verhältnis Puls zu Pause = 1:4, mindestens zwei Pulse zur Ablation in Folge erforderlich) und Ultrapulsen (einzelner Puls ausreichend für Ablation, s. Kap. 5.3, S. 58 ff.) moderner  $\text{CO}_2$ -Laser ermöglichte später die effektive Verminderung thermischer Kollateralschäden bei erhaltener Gewebeerwärmung [18, 19].

Trotz der Spezifika von Er:YAG- und  $\text{CO}_2$ -Lasersystemen resultieren kalte und warme Ablationen mit nahezu identischen Nebenwirkungsprofilen, im Wesentlichen ein Erythem und eine postinflammatorische Hyperpigmentierung [4, 20]. Während die kalte Ablation des Er:YAG-Lasers diese Nebenwirkungen weniger intensiv und häufig auslöst [4, 21–25], zeichnet sich der  $\text{CO}_2$ -Laser durch ein höheres Risiko für ausgeprägte Nebenwirkungen und eine lange Abheilungszeit aus [26]. Auch die Kombination beider Ablationssysteme führte nicht zum Durchbruch [27].

Aus diesem Grunde wurde in der jüngsten Vergangenheit der nicht ablativen Ansatz intensiv verfolgt (Subsurfacing). Dabei wird eine kontrollierte Erwärmung tiefer dermaler Schichten induziert, während die epidermalen Anteile durch Kühlung geschützt werden [28]. Prinzipiell können koagulierende Laser (532 nm [29], 585–600 nm [30], 980 nm [31], 1.064 nm [32]) zum Einsatz gebracht werden, jedoch scheint deren klinische Wirksamkeit stark begrenzt, schlecht steuerbar [33, 34] und erfordert in der Regel multiple Behandlungen [35].

Wirksamere Laser waren daher erforderlich. Idealerweise emittieren sie in einem Bereich, in dem wenig Absorption durch das Melanin gegeben ist (Vermeidung einer postinflammatorischen Hyperpigmentierung) und die Penetrationstiefe die mittlere Dermis (200–400  $\mu\text{m}$ ) erreicht [36]. Theoretisch kommen hierfür Wellenlängen im Infrarotbereich (780 nm–1.000 nm; ab 780 nm kurzwelliges Infrarot = nahe Infrarot = near infrared) und idealerweise von 1.300–1.800 nm infrage.

Die Erfahrungen mit einem 1.320 nm Nd:YAG-Laser zeigen, dass mit dieser Wellenlänge die klinischen Effekte eher gering ausfallen und Pigmentverschiebungen sowie Narben auftreten können [37]. Weiterhin verfügbar sind 1.440 nm Nd:YAG- und Er:Glass-Laser mit Wellenlängen von 1.540–1.550 nm [1, 38]. Im Bereich von 1.540 nm besteht zudem ein geringer Streueffekt, sodass das Licht sich in der Dermis bei erhaltener Wärmewirkung fokussieren lässt [34]. Zudem besteht eine 1,65-fach geringere Absorption für das Melanin im Vergleich zu 1.320 nm [39]. Die biologische Wirkung von Laserlicht mit einer Wellenlänge von 1.540 nm ist damit direkt von der applizierten Energiedichte (Fluence) und der verwendeten Kühlung abhängig [36]. Idealerweise wird die Epidermis nicht zerstört und die bei konventionell ablatten Verfahren obligatorischen Nachsorgeregimes könnten entfallen.

Jedoch erwiesen sich diese Systeme immer noch als schlecht steuerbar und mit Nebenwirkungen behaftet [34]. Mit dem Ziel, die Effektivität der nicht ablatten Verfahren weiter zu erhöhen, wurde das Konzept der fraktionsierten Fotothermolyse entwickelt [1].

### 1.3 Fraktionierte fotothermolytische und ablative Laserverfahren

Das Konzept der diskontinuierlichen oder fraktionalen Applikation von Laserstrahlen in einem zu behandelnden Areal wurde zunächst für nicht ablative Laser im nahen Infrarotlichtbereich, die im mittleren Bindegewebe fokussieren und Wasser als Hauptabsorber haben, entwickelt [1, 34]. Diese Laser sind nicht ablative fraktionale Laser, deren Effizienz – wie man heute weiß – beschränkt ist.

Später wurde das Konzept im Wesentlichen mit dem Ziel der Steigerung der Wirksamkeit auf die im Gewebewasser absorbierenden CO<sub>2</sub>- und Er:YAG-Laser übertragen. Diese Laser werden als ablative fraktionale Laser bezeichnet.

Die drastische Reduktion der zu behandelnden Hautoberfläche auf ca. 5–10 % eröffnet eine schnelle und sichere Abheilung bei sicherer klinischer Effizienz in Abhängigkeit von der Invasivität. Beide Systemgruppen werden getrennt hinsichtlich aller wichtigen Inhalte im Folgenden abgehandelt. Es schließen sich Kapitel an, für die eine allgemein übergreifende Gültigkeit besteht.

#### Konventionelles Subsurfacing



**Abb. 1.1** Mittels 1540-nm-Er:Glass-Lasern (Quantel Derma Aramis) kann in begrenztem Maße ein dermales Remodelling (Subsurfacing) erreicht werden.

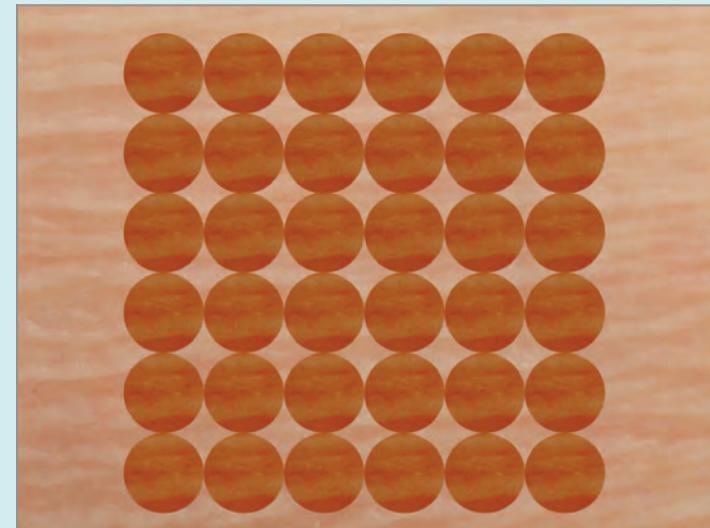
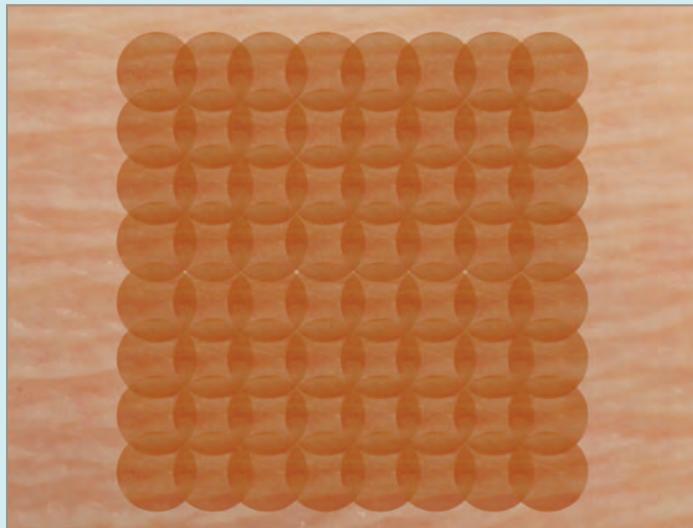
## 2 Grundlagen der nicht ablativen fraktionalen Lasertherapie

Im Kontext des hohen Invasivitätsgrades und der möglicherweise drastisch ausfallenden Nebenwirkungen des klassisch-ablativen (konfluierenden oder Full-Face-) Resurfacing stieg die Nachfrage nach insbesondere minimalinvasiven Verfahren zur Verbesserung des Erscheinungsbildes gealterter Haut. In Abhängigkeit von der Wellenlänge und Energie konnten diese Anforderungen hinsichtlich der Sicherheit erfüllt werden. Bei dem als Subsurfacing, Skin Toning oder Skin Rejuvenation bezeichneten Verfahren kamen nicht ablativen Methoden zum Einsatz, mit denen via Erhitzung der Dermis eine diskrete Neokollagenese induziert werden konnte [40-44]. Infolge der sehr viel geringeren Effektivität versuchte man, diese wirksamen Wellenlängen mit höherer Effektivität einzusetzen. Die Weiterentwicklung

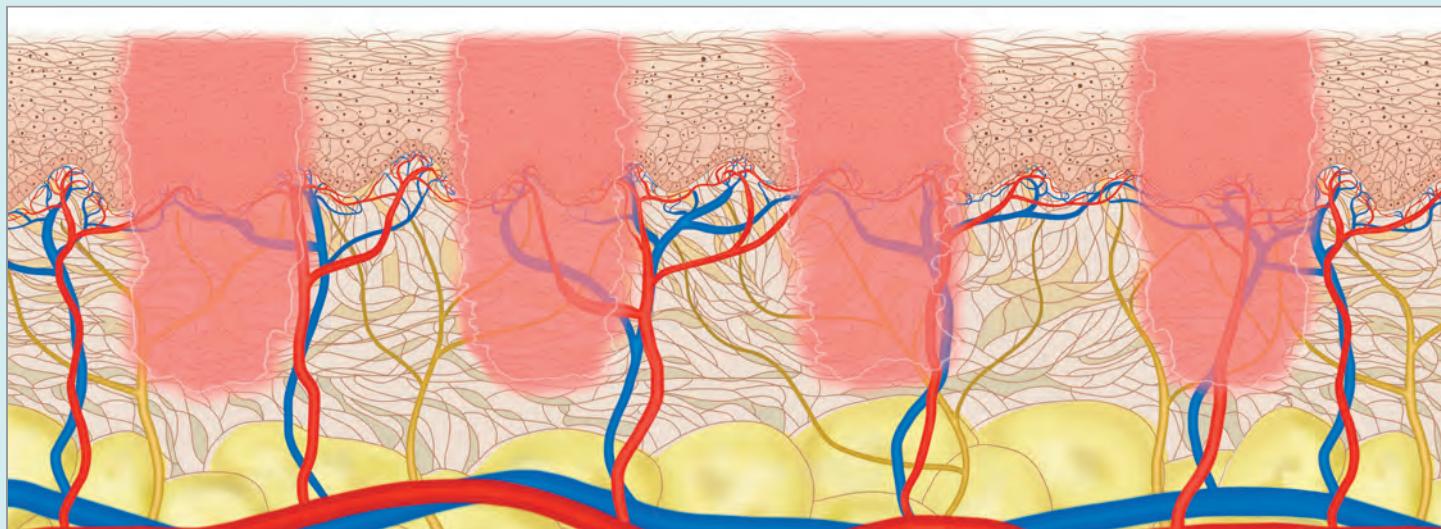
des Konzeptes der selektiven Fotothermolysse [39] ermöglichte in der jüngeren Vergangenheit weitere konzeptionelle Fortschritte [45], die zur Entwicklung der nicht ablativen fraktionierten Fotothermolysse überleiteten [1, 34].

Die fraktionierte Applikation nicht ablativ wirkender Laser zur Erwärmung tief liegender Bindegewebsanteile der Haut unter weitgehender Schonung der Epidermis eröffnet ein neues Behandlungskonzept. In Folge der Reduktion des Behandlungsareals auf unter 50 % sichern die unbehandelten Hautanteile eine sehr schnelle, nebenwirkungsarme Heilung bei deutlich gesteigerter Effektivität (s. Abb. 2.1 u. 2.2).

### Spezifika der fraktionierten Lasertherapie der Haut

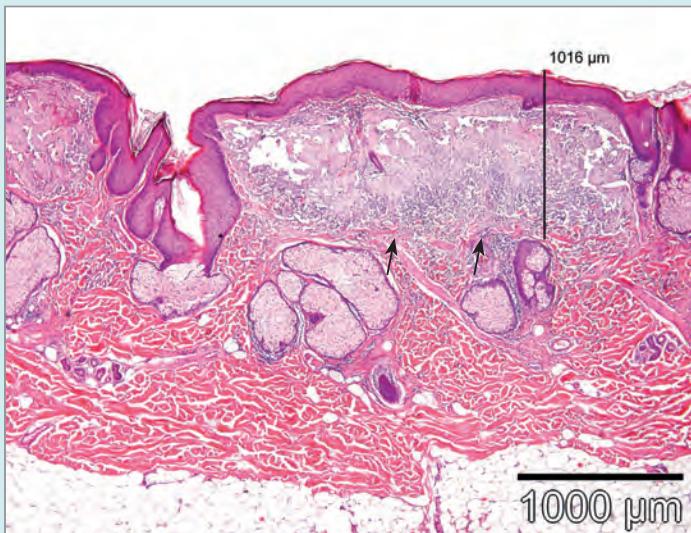


**Abb. 2.1 u. 2.2** Im Vergleich zu dem nicht ablativen Subsurfacing stellt das Konzept der nicht ablativen fraktionalen Therapie sicher, dass maximal 50 % der Hautoberfläche behandelt werden. Damit ergibt sich sehr schnelles Abheilen und ein in der Praxis ohne Gefahr größerer Komplikationen einsetzbares Konzept.

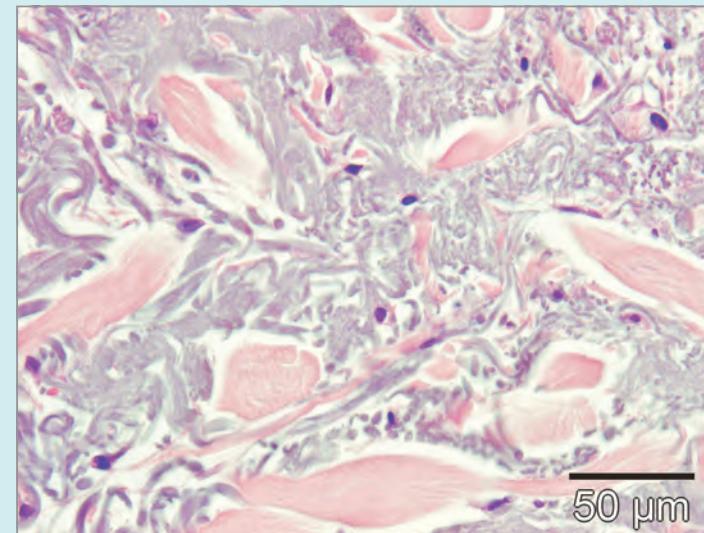


**Abb. 2.3** Im transversalen Schnitt wird deutlich, dass die fraktionale Therapie säulenförmig Wärme in die Haut einbringt. Von diesen Koagulationszonen aus wird das Remodelling gestartet. Dabei spielt die unbehandelte Epidermis eine wesentliche Rolle. Von ihr werden wesentliche Signaltransduktionen initiiert, die zunächst die Erneuerung der Epidermis und später in der Dermis triggern.

### Histologie der lichtgealterten Haut



**Abb. 2.4** Typisches histologisches Bild eines chronisch aktinisch geschädigten Bindegewebes der menschlichen Haut. In den oberen Anteilen fällt ein homogenisiert lrides Bindegewebe auf, in welchem sich die Faserstruktur des Bindegewebes weitgehend verloren (Pfeile: Grenzzone aktinisch geschädigten Bindegewebes versus erhaltenes Bindegewebe).



**Abb. 2.5** Histologisch sieht man vergrößerte verklumpte Fasern, amorphe Substanzen und Entzündungszellen.

Die mikroskopisch kleinen, aber tief reichenden Koagulationszonen des Bindegewebes werden als *Microscopic Treatment Zones* (MTZ, s. Abb. 2.3) bezeichnet. Dabei wird zudem die Integrität der darüber liegenden Epidermis erhalten, es tritt typischerweise eine Spaltbildung an der Junktionszone auf. Der Verbleib von reichlich vitaler Epidermis und Dermis in der Umgebung sichert eine klinisch schnelle Abheilung trotz Koagulationstiefen bis zu 1 mm [34], was zur deutlichen Reduktion typischer Nebenwirkungen wie Narben, Pigmentverschiebungen, Infektionen und zur Verkürzung der Abheilungszeit (Downtime) führt [1]. Die Ausprägung des aktinischen Schadens an der Dermis kann durchaus bis in solche Tiefen reichen (s. Abb. 2.4).

Aus historischer Sicht wurden nicht ablativ fraktionale Laserbehandlungen schon mit alten Systemen zur Behandlung vaskulärer Malformationen durchgeführt, um die Nebenwirkungen zu vermeiden oder zu verringern und sogar um bessere Ergebnisse zu erreichen. Es wurden einzelne Spots von 2 mm Durchmesser entlang der zu behandelnden Gefäße mit einem Abstand von 2–3 mm appliziert, was zu einer kontrollierten Narbenbildung mit besseren klinischen Ergebnissen führte [46]. Hierfür wurden sogar Scanner entwickelt. Diese Technik, durchgeführt mit Spots von weniger als 1 mm, wurde auch als „micro-fractional photothermolysis“ bezeichnet. Dieses Verfahren wurde danach auch erfolgreich zur Therapie periorbitaler Falten, chronisch lichtgeschädigter Haut, melanozytärer Hyperpigmentationen, Melasma und Aknenarben eingesetzt [47–50]. Heute hat das Verfahren bereits umfassendere Zulassungen (s. Textbox) [51].

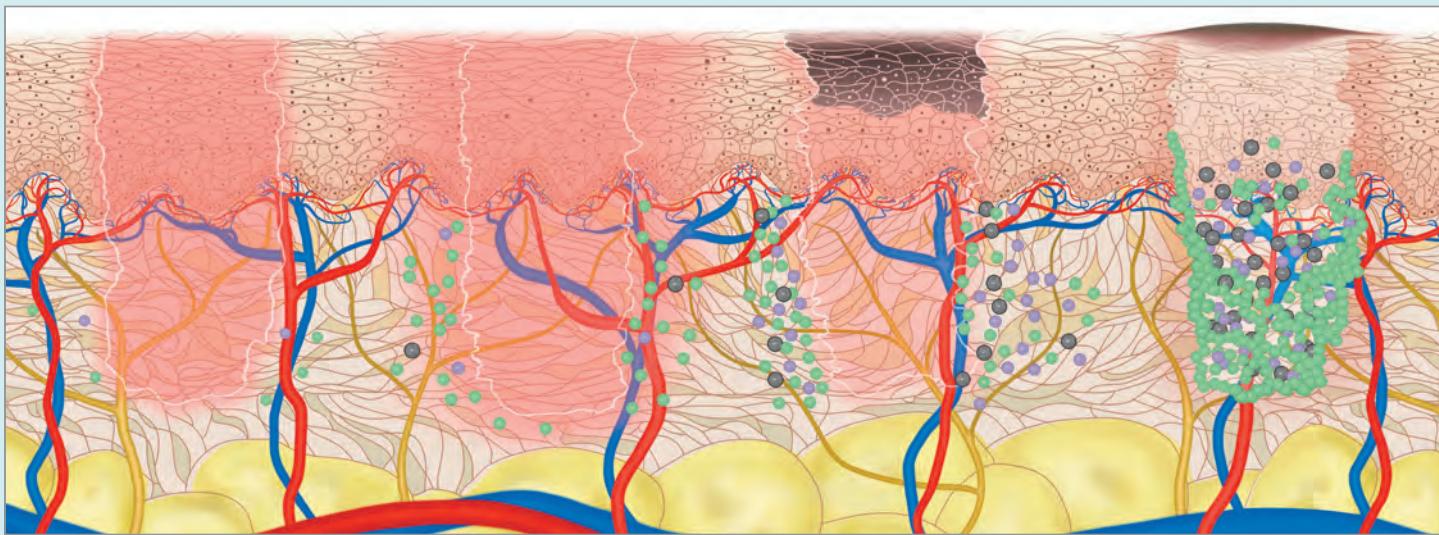
Das erste nicht ablativ mikrofraktionale Lasersystem wurde im Jahre 2003 auf der Basis eines 1.550 nm Erbium:Glass-Lasers eingeführt (Fraxel, Reliant Technologies, Mountain View, CA, USA). Mittels eines Scanners werden die MTZ in die Haut eingebracht. Die Density der MTZ kann zwischen 125 oder 250 MTZ/cm<sup>2</sup> gewählt werden. Mittels

### Einsatzgebiete nicht ablativer fraktionaler Lasersysteme

- Falten, Furchen, Fältchen im Gesicht, am Thorax, im Nacken und an den Händen
- Hauttexturschäden
- Residuale Hämangiome, teleangiektatisches Matting
- Poikilodermie
- Narben
- Pigmentläsionen, Melasma, Minozyklin-induzierte Hyperpigmentierung
- Striae
- Granuloma anulare
- Porokeratosis superficialis disseminata
- Aktinische Keratosen (1.550 nm in Kombination mit 1.927 nm System Fraxel re:store Dual; Solta Medical, Inc.)

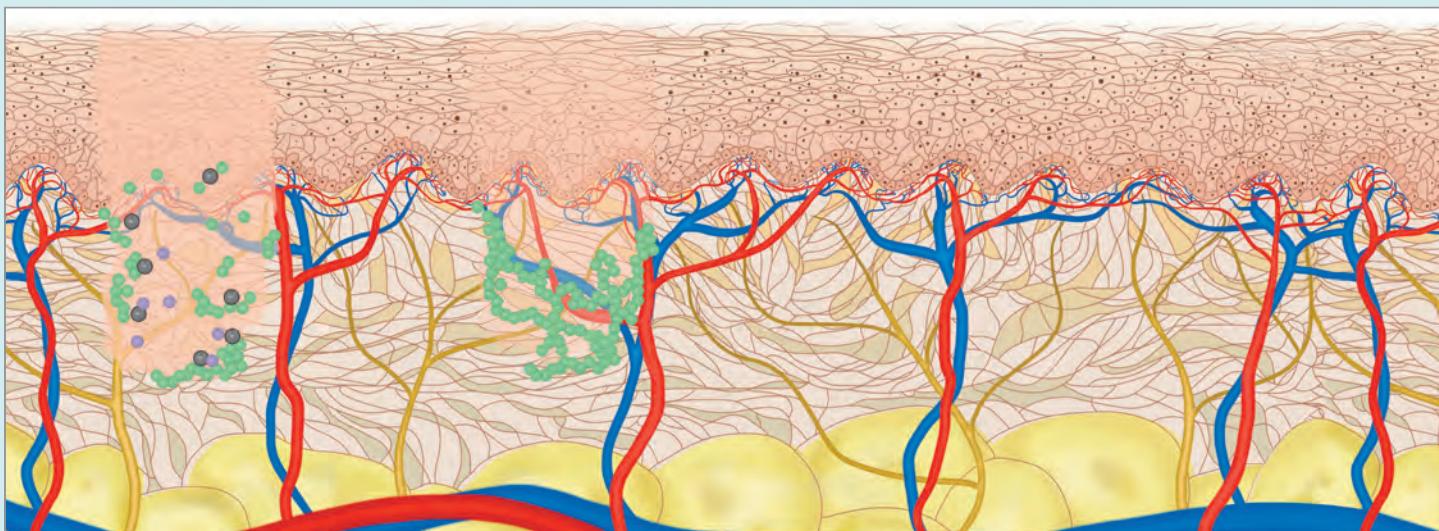
Überlappung und Applikation multipler Passes werden 1.500–2.500 MTZ/cm<sup>2</sup> insgesamt erreicht. Die pro Spot applizierte Energie erreichte typischerweise 6–12 mJ pro MTZ. Mit einer Spotgröße von 50–70 μm werden MTZ im Bereich von 70–100 μm im Durchmesser infolge der Wärmeausbreitung im Gewebe erreicht. Die Ausbreitung der MTZ zur Tiefe liegt im Bereich von 250–750 μm, abhängig von der Energie pro Einzelschuss. Im Laufe der letzten Jahre wurden die Systeme weiter entwickelt und erlauben nunmehr Einstellungen von 5–45 % Coverage [34, 49, 50, 52]. Alternativ kann das Verfahren auch in der sogenannten „Stempeltechnik“ eingesetzt werden, wobei auch hunderte MTZ/cm<sup>2</sup> mit einem einzigen Laserimpuls abgegeben werden. Da die Energie des Laserimpulses aufgeteilt werden

## Grafische Darstellung der Wundheilungssequenz nach nicht ablativ fraktionaler Lasertherapie



**Abb. 2.6** Nach Einbringen der sogenannten MTZ (Läsion ganz links) erfolgt im Laufe der nächsten 24 Stunden nach der Wärmekonvektion (Läsion mittig) der Start des epidermalen Remodellings. Innerhalb von 3 Tagen bildet sich eine neue Epidermis heraus, danach beginnt das dermale Remodelling (Abb. 2.7).

2



**Abb. 2.7** Mit dem Beginn des dermalen Remodellings finden sich auf der epidermalen Oberfläche sogenannte MEND (Läsion s. o. Abb. 2.6 rechts). Zugleich werden Entzündungszellen attrahiert. Diese bestehen v. a. aus B- und T-Lymphozyten sowie Mastzellen und Eosinophilen. Zuletzt werden Grundsubstanz und Fasern neu gebildet.

muss, sind zeitgleich nur kleine Flächen im Bereich von 10 bis 15 mm<sup>2</sup> zu behandeln. Die maximal applizierbare Energie liegt im Bereich von ca. 70 mJ/MTZ. Die Pulsdauer solcher Systeme wird mit 5 bis 10 ms angegeben, was zu einer Eindringtiefe von bis zu 1 mm führt. Das Stratum corneum und die übrigen Anteile der Epidermis absorbieren die Energie im Bereich der Wellenlängen von 1.540 nm und 1.550 nm in relativ geringem Umfang, sodass diese relativ geschützt ist, jedoch ist eine Oberflächenkühlung notwendig.

Die menschliche Haut besteht aus mehreren Kompartimenten, die aus zahlreichen Zellen aufgebaut sind. Vielfältig sind die Funktionen, ebenso die Alterungerscheinungen. Die Hautalterung spielt sich zu

Beginn stärker im Bindegewebe ab, während zu diesem Zeitpunkt die funktionelle Kompetenz der Epidermis meist noch erhalten ist [53]. Mit dem Nachweis aktinischer Keratosen ist der Punkt markiert, an dem neoplastische intraepitheliale Veränderungen eintreten (Carcinoma in situ).

Anders verhält es sich im Bindegewebe. Die kollagenen Fasern erscheinen verdickt und fragmentiert, während die elastischen Fasern zur Ausbildung der sogenannten solaren Elastose beitragen [54]. Im Vergleich zur jungen Haut lässt die Regenerationskapazität deutlich nach. Es liegt weniger Kollagen-III und vermehrt Kollagen-I vor. Die Proteine der chronisch lichtgeschädigten Haut sind kompaktiert und

**Termini technici****MTZ:**

Microscopic Treatment Zone; bezeichnet den Teil der Haut, auf den der Laserstrahl fraktionierter Laser eingewirkt hat (sowohl bei fraktional ablativen als auch nicht ablativen Systemen).

**Cleaving:**

Spaltbildung, die subepidermal nach nicht ablativer fraktionaler Lasertherapie histologisch meist nachweisbar ist. Sie entsteht wahrscheinlich durch die an der Junktionszone akkumulierte thermische Energie.

**Density:**

Dichte der MTZ, in der Regel pro  $\text{cm}^2$  angegeben.

**Coverage:**

Fläche der tatsächlich behandelten Haut (Spotsize  $\times$  Density).

**Passes:**

Anzahl der wiederholten Behandlungen ein und des selben Hautareals.

**Power Density:**

Leistungsichte, nicht Energiedichte [ $\text{W}/\text{cm}^2$ ].

**Fluence:**

Energiedichte [ $\text{J}/\text{cm}^2$ ], flächenbezogener Energieeintrag über einen definierten Zeitraum integriert.

**Bulk Heating:**

Erwärmung eines gesamten Therapieareals z. B. infolge zu hoher Dichte der MTZ, was zu gefürchteten Komplikationen wie Pigmentverschiebungen, Narben u. v. a. m. führen kann.

**MEND:**

Abkürzung für Microscopic Epidermal/Exudative Necrotic Debris: Beschreibt das aktive, durch den Lasereingriff koagulierte und durch die Epidermis aus der Dermis ausgeschleuste Material.

**Bronzing:**

Beschreibt das Braunwerden der Haut durch die Ausschleusung der MEND nach einer fraktionalen Lasertherapie

verlieren die Fähigkeit zur Interaktion mit Wasser [55]. Diese Änderung führt zum Verlust der engen Faserverflechtung und dem Verlust der Elastizität [54]. Zudem altert die extrazelluläre Matrix, nachweisbar an der Degradation der Hyaluronsäure sowie anderer Proteoglykane [56].

Dies ist wesentlich für den Verlust der Wasserbindungskapazität, weshalb vermehrtes Wasser im Gewebe nachweisbar

wird [55, 57]. Klinisch erscheint die Haut trocken, faltig-schlaff und verletzlich. Zudem finden sich unregelmäßige Pigmentierungen, erweiterte Gefäße und die typische Textur der Altershaut. Alle diese Veränderungen sollen möglichst nicht invasiv, effektiv in wenigen Sitzungen und unter Vermeidung von Nebenwirkungen und Risiken beseitigt werden. Das neue Konzept der fraktionalen Therapie ermöglicht einen großen Fortschritt, um dieses ideale Ziel zu erreichen. Von besonderer Bedeutung hierfür ist der spezifische Wundheilungsverlauf mit einem zeitlich und räumlich uniformen Muster (Spatio-Temporal Sequence, s. Abb. 7.1, S. 132).

## 2.1 Wundheilung nach nicht ablativer fraktionaler Lasertherapie

Nicht ablativ fraktionale Laser emittieren Licht im mittleren Infrarotbereich. Allerdings sinkt mit zunehmender Absorption des Wassers auch die Eindringtiefe. Benutzt werden daher meist Wellenlängen im Bereich von 1.320–1.927 nm, die insbesondere thermische Effekte ausnutzen (s. Abb. 5.1, S. 48). Typischerweise werden 300–450  $\mu\text{m}$  Eindringtiefe bei 1.320–1.450 nm erreicht [58]. Damit tatsächlich eine thermische Schädigung in einem umschriebenen Gebiet unter gesicherter Schonung des umliegenden Gewebes prädiktiv erreicht werden kann, ist eine präzise Fokussierung des Strahles unentbehrlich [34].

Gleichzeitig werden damit höhere Penetrationstiefen realisierbar, da bei niedriger Density mit höheren Energien gearbeitet werden kann [59]. Die Streuung des Strahles erwärmt das umliegende Gewebe, was bei zu hoher Dichte der MTZ zum gefürchteten Bulk Heating führt [60]. Insgesamt ist jedoch eine schonende Adressierung des dermalen Bindegewebes gegeben, da Laserlicht im mittleren Infrarotbereich zumindest bei nicht fraktionierten Therapien weder zur Destruktion der Talgdrüsen noch zur Beeinflussung anderer Hautfunktionen führt [61]. Trotz der langen Anwendungszeit der nicht ablativen fraktionalen Laser liegen systematische Langzeituntersuchungen zur Hautfunktionskapazität nach einer solchen Therapie noch nicht vor.

Die typischen klinischen Effekte unmittelbar nach einem Lasereingriff beschränken sich auf ein obligates Erythem, ein geringes Ödem, gelegentliche Urtikaria und Schmerzen für die Dauer von bis zu 24 Stunden. Danach klingen die unter Kühlung leicht zu kontrollierenden Erscheinungen rasch ab. Histologisch hingegen sieht man eine deutliche Koagulation des Bindegewebes, meist auch der Epidermis, mit einem ausgeprägten subepidermalen Spalt sowie Thrombenbildungen in Gefäßen.

Interessanterweise werden die Gefäße nicht nur im unmittelbaren Lasereinwirkungsbereich koaguliert. Es finden sich intravaskuläre Thromben gelegentlich sehr weit von der eigentlichen Lasereinwirkung entfernt in relativ großblumigen Gefäßen.

Klinisch entspricht dies dem beobachteten Effekt einer deutlichen Reduktion der erweiterten Gefäße in chronisch lichtgeschädigter Haut [62]. Zudem ist bekannt, dass mit der Adressierung des mikrovaskulären Systems die Kollagenproduktion stimuliert wird [63].

Indikation	Energie	Treatment Level (Density) Hauttyp I–III	Treatment Level (Density) Hauttyp IV–VI
<b>Resurfacing</b>	30–70 mJ	7–11	4–7
<b>Moderate periorbitale Falten</b>	30–50 mJ	7–11	3–7
<b>Unterlid</b>	30–50 mJ	7–11	3–7
<b>Oberlid unterhalb Braue</b>	30–50 mJ	7–11	3–7
<b>Moderate bis ausgeprägte periorale Falten</b>	50–70 mJ	7–11	4–7
<b>Dyschromie</b>	10–20 mJ	7–11	4–7
<b>Melasma</b>	8–20 mJ	4–7	4–6
<b>Chirurgische Narben</b>	50–70 mJ	7–11	4–7
<b>Aknenarben</b>	30–70 mJ	7–11	4–7
<b>Striae</b>	30–70 mJ	7–11	4–7
<b>Off-Face: Resurfacing und Pigmentverschiebung</b>	10–40 mJ	7–11	4–7
<b>Off-Face: Chirurgische und Aknenarben</b>	20–50 mJ	7–11	4–7

**Tab. 3.2** Konsensusempfehlung für die nicht ablativen fraktionale Lasertherapie mit dem System Fraxel re:store, Reliant Technology, Mountain View, CA [85]

Indikation	Energie (mJ)	Density cm <sup>-2</sup>	Hinweis
<b>Skin rejuvenation Gesicht</b>	50–120	50–100	1 Pass bei trockener Haut, 2 Passes bei Seborrhoe mit Density von 50, nicht mehr als 50 mJ im Bereich der Haut, die unmittelbar über einem Knochen liegt.
<b>Skin rejuvenation außerhalb des Gesichtes</b>	10–14	300–400	
<b>Dyspigmentierung</b>	8–14	< 500	
<b>Aknenarben</b>	50–120	50–100	Nur im statischen Mode
<b>Verbrennungsnarben</b>	20–40	400–1.000	An Narbendicke anpassen
<b>Hypertrophe Narben</b>	< 10	1.000–2.000	
<b>Atrophe Narben</b>	20–40	300–1.000	
<b>Narbenprävention</b>	6–10	1.000–2.000	Beginn nach Fadenzug
<b>Keloide</b>	7–12	500–1.000	
<b>Striae distensae</b>	18–24	300–500	Cave: PIH
<b>Inflammatorische Akne</b>	18–25	200–300	Static mode
<b>Blepharochalasis</b>	8–14	300–500	6 x 6 Tip

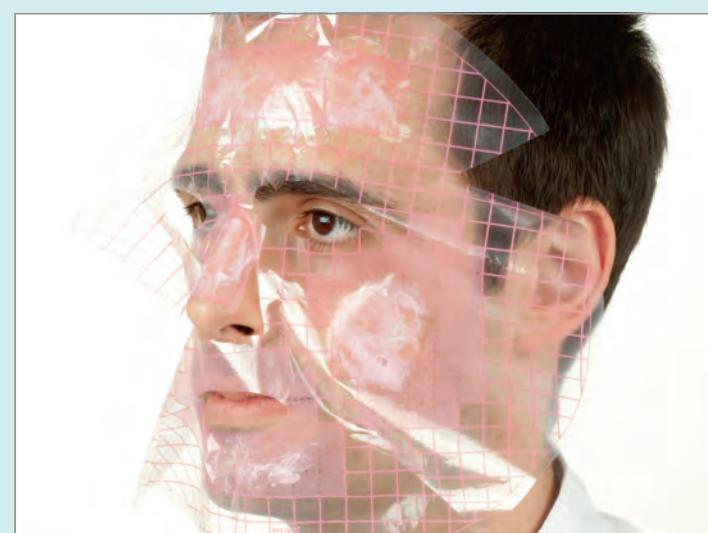
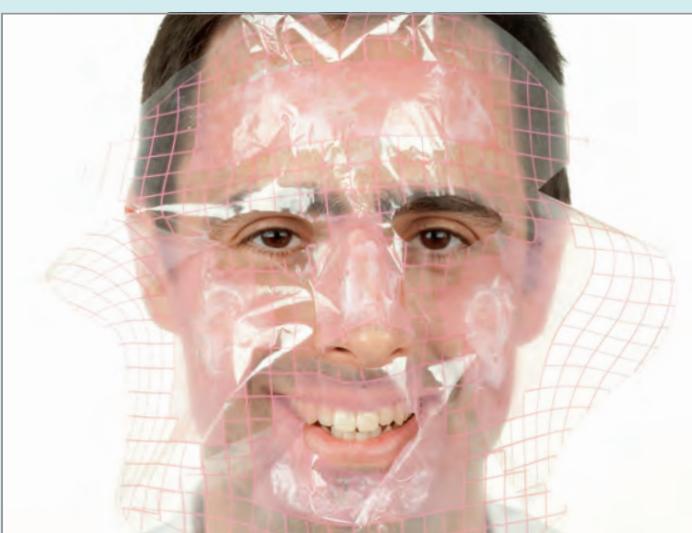
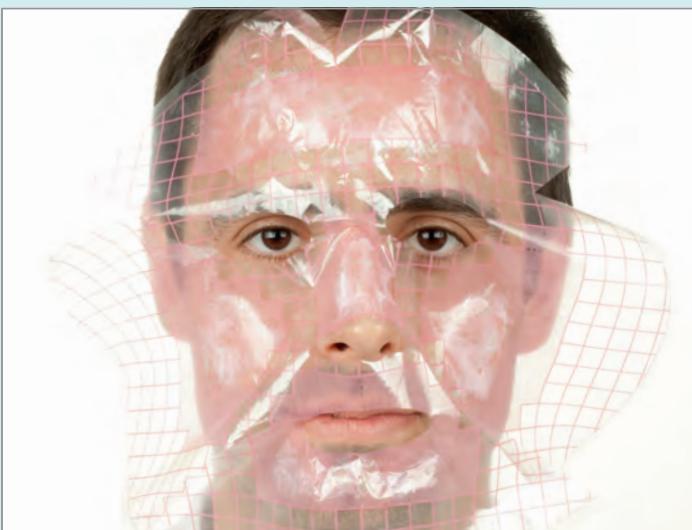
**Tab. 3.3** Angepasste Empfehlung für die nicht ablativen fraktionale Lasertherapie mit dem System Mosaic™, Lutronic Corporation, Gyeonggi, Korea.

pigmentierung insbesondere bei dunklen Hauttypen weiter reduzieren [98]. Es sind mindestens drei Behandlungen im Abstand von 4 Wochen zu empfehlen (s. Abb. 3.3, S. 22).

Trotz der Geräte- und der Wellenlängenvielfalt und der daraus resultierenden nahezu unüberschaubaren Anzahl von theoretisch möglichen Parameterkombinationen lässt sich insgesamt feststellen, dass mit allen hier genannten Lasersystemen kein ausreichender Therapieeffekt mit einer Einzelsitzung erreicht werden kann. In der Regel werden 4–6 Sitzungen in vierwöchigem Abstand empfohlen, um wenig bis moderat ausgeprägte Falten, die klinischen Veränderungen an chronisch lichtgeschädigter Haut und anderer Konditionen im

Gesicht [1, 82] und an anderen Körperarealen zu behandeln [40]. Insgesamt sind die möglichen Effekte bei deutlich ausgeprägter chronischer Lichtschädigung der Haut als eingeschränkt zu beurteilen [134]. Alle Systeme sind hinsichtlich dieser Einschätzung im Wesentlichen vergleichbar. Es findet sich tatsächlich eine Deposition von neu produziertem Kollagen ca. 6 Monate nach der Behandlung [38, 89]. Allerdings muss dies nicht immer zu deutlich sichtbaren Ergebnissen führen. Kürzlich wurde versucht, einen CO<sub>2</sub>-Laser so einzusetzen, dass im Wesentlichen nur thermale Effekte an der Haut entstehen. In dieser Studie wurde eine Density von 8 x 8 Spots/cm<sup>2</sup> (64 MTZ/cm<sup>2</sup>) eingesetzt. Bei einer Spotgröße von 500 µm und einer Leistung von 12 W sowie einer Pulsdauer von 3–5 ms wurde eine Energie von 36–

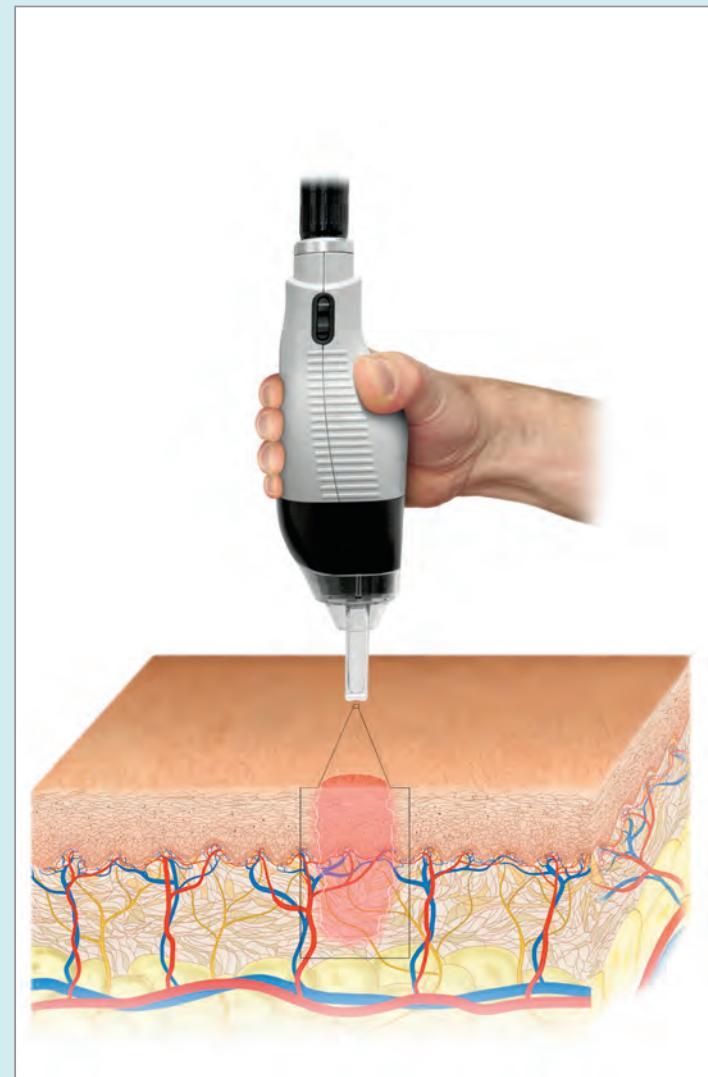
**Lokalanästhesie und Flächengröße**



**Abb. 3.2** Die Kombination aus Okklusionsfolie und Ermittlung der Fläche realisiert eine Spezialfolie.

3

**Nicht ablativ fraktionale Fotothermolysse: Geräte, Wirkung und Zubehör**



**Abb. 3.3** Nicht ablativ fraktionale Systeme (hier Mosaic, Lutronic) benötigen sogennante TIPS (Aufsätze) für die Behandlung, um die MTZ zu applizieren.

60 mJ appliziert. Histologisch fand sich jedoch ein nur auf die Oberfläche im Bereich der Epidermis beschränktes Wirkungsspektrum im Sinne einer Koagulation unmittelbar nach der Exposition. Es wurde eine Verbesserung der Hautdichte auf 40,2 % ohne Zeichen einer Entzündung gemessen [135]. Auf Grund der deutlich besseren Effekte ablativer fraktionaler Lasersysteme auf CO<sub>2</sub>-Basis bleibt es abzuwarten, ob sich dieses Konzept tatsächlich bewährt.

#### Checkliste Parameterwahl nicht ablative fraktionale Lasertherapie

##### Einstellungen passend zur Indikation wählen

- Je stärker der Indikationsbefund, desto mehr Wärme wird benötigt
- Effektivität: Patientenzufriedenheit steigt mit Fluence, jedoch nicht mit Density

##### Energiewahl nach Indikationsbefund

- Je stärker der Indikationsbefund, desto mehr Energie wird benötigt
- Density nicht zu hoch wählen
- Reduktion der Behandlungsintensität in empfindlichen Hautregionen und außerhalb des Gesichtes

##### Zahl der Behandlungen dem gewünschten Grad der Verbesserung anpassen

- Mit erster Therapie treten klinische Verbesserungen meist nicht sofort ein
- Repetitive Therapien (3–6 Behandlungen) zeigen stetige Verbesserungen.

**Hinweis:** Gerätedaten können sich ändern. Daher bitte vor Einsatz Herstellerinformationen zu zugelassenen Indikationen, Parameterwahl und Warnhinweisen beachten. Die Gerätezusammenstellung erhebt nicht den Anspruch auf Vollständigkeit und Richtigkeit der Informationen (s. Tab. 3.4, S. 24).

## 3.2 Ablauf des Eingriffs

Während der nicht ablativen fraktionierten Therapie sollte das klinische Behandlungsergebnis zur eingestellten Energie passen.

Die Behandlung folgt den kosmetischen Einheiten: Wangen, Nase, Lippen, Schläfen, Stirn und Augenlider. Innerhalb der kosmetischen Einheiten sollte nicht überlappt werden, damit es nicht zu einer Überwärmung (Bulk Heating) und damit zum erhöhten Risiko der postinflammatorischen Hyperpigmentierung kommt.

Damit das Handstück gut über die Haut gleiten kann, wird das Auftragen einer Creme empfohlen (LipoThene Inc., Pacific Grove, CA) [85].

Es sollten 8 Passes à 250 MTZ/cm<sup>2</sup> oder 4 Passes à 500 MTZ/cm<sup>2</sup> appliziert werden, um die angestrebte finale Density von ca. 2.000 MTZ/cm<sup>2</sup> zu erreichen. Bei letzterer Einstellung wird je Pass mehr Wärme ins Gewebe eingebracht, wozu die Schmerzen deutlich korrelieren.

Um die Gefahr des Bulk Heating zu vermindern, empfiehlt sich die Applikation der ersten beiden Passes in craniocaudaler Richtung, gefolgt von einer Pause, nach der in mediolateraler Richtung weiter behandelt wird [137]. Wichtig zu bedenken ist, dass sich mit steigender Energie die Eindringtiefe erhöht [59] und mit zunehmenden Passes ein Clustering von MTZ und die Größenzunahme individueller MTZ eintritt [131]. Unmittelbar nach dem Eingriff empfiehlt sich das Auflegen gekühlter feuchter Kompressen oder Masken (s. Abb. 3.4–3.10, S. 26 ff.).

Insbesondere die on-time-Kühlung, also das parallele Kühlen der Haut während der Behandlung, wird als erfolgskritisch angesehen, da sich die Gefahr des Bulk Heating und assoziierter Komplikationen (Blasenbildung, Pigmentverschiebung usw.) so vermeiden lassen [85, 137]. Zudem reduziert sich der Schmerz um fast drei Punkte auf einer Skala von 1–10 [138]. Zugleich wurde festgestellt, dass sich die Größe der MTZ reduziert. Es ist daher wichtig, immer gleiche Kühlbedingungen anzuwenden, um reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten.

## 3.3 Nachsorge

Ein gutes Gelingen der nicht ablativen fraktionierten Fotothermolysis kann durch eine standardisierte Nachbehandlung weitgehend sichergestellt werden.

### 3.3.1 Pflege

Unmittelbar nach dem Eingriff sollte eine gekühlte hydrophile Pflege aufgetragen werden. Die weitere Kühlung der Creme kann durch Lagerung im Kühlschrank gewährleistet werden. Steriles Arbeiten ist der Verhinderung von Infektionen zuträglich [139].

Alternativ wird das Waschen des Gesichtes mit handwarmem Wasser empfohlen [85]. Kürzlich wurde jedoch eine Mykobakterieninfektion mit Mycobacterium chelonae nach ablativer fraktionaler Therapie unter dem klinischen Bild akneiformer Eruptionen beschrieben und als Quelle Leitungswasser vermutet [140]. Daher sollten nur keimfreie Zubereitungen verwendet werden.

Während der ersten 1–3 Tage nach dem Eingriff sollte dem Patienten ein festgelegtes Pflegeregime an die Hand gegeben werden. Abgeraten wird von okkludierenden oder komedogenen Externen, um eine posttherapeutische Akne nicht zu stimulieren [85]. Nach eigener Erfahrung können Cicaplast®, Hydra-Recovery® (La Roche-Posay, Düsseldorf) oder die dehnbare Vliesmaske (Olaz Anti-Aging-Pflege Total Effects Maske, Procter & Gamble) sinnvoll eingesetzt werden, wenn gleich letztere aufgrund der zahlreichen Inhaltsstoffe zunächst leicht brennen kann ([http://www.olaz.de/product-range/total-effects/total\\_effects\\_mask.php](http://www.olaz.de/product-range/total-effects/total_effects_mask.php)).

### 3.3.2 Infektionsprophylaxe

#### Bakterien

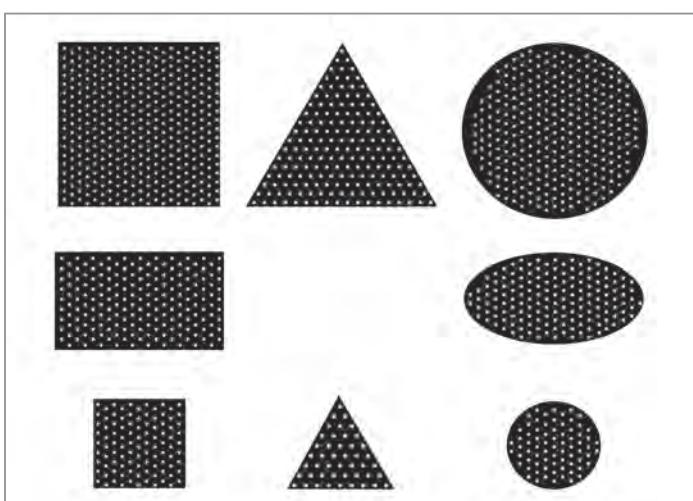
Die prophylaktische antibiotische Abschirmung ist umstritten und den eigenen Erfahrungen nach nicht unbedingt erforderlich. Empfohlen wird die Gabe von Doxycyclin oder Azithromycin oder die Applikation von Mupirocin Creme [127].



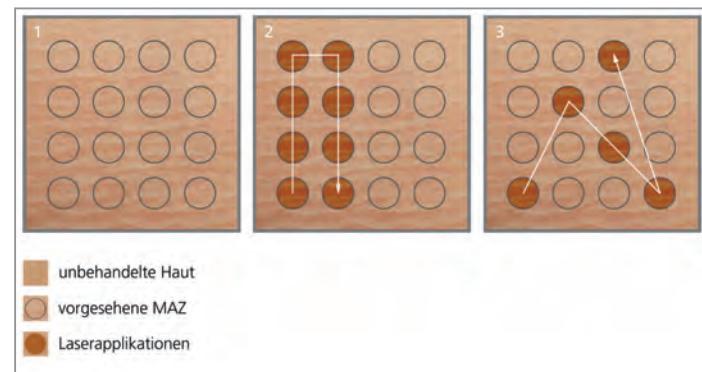
**Abb. 5.52** Gelenkarm eines Stempelscanners sowie Zuführung von Kaltluft (großer Schlauchansatz unten) und Absaugung (kleiner weißer Schlauchansatz oben).

z. T. umfangreiche Möglichkeiten der Flächenadaptation (Kreise, Dreiecke, Vielecke etc.).

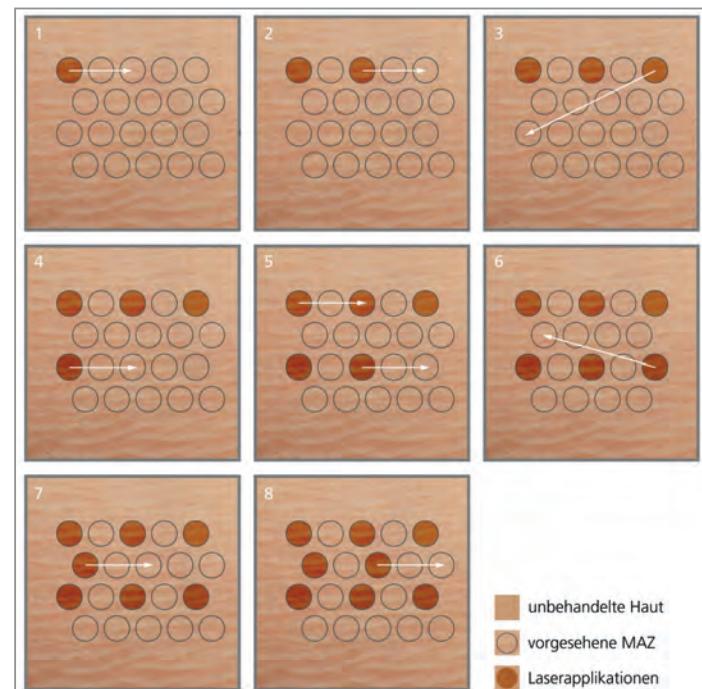
Teilweise als unangenehm empfunden wird der mit diesen Scannern erzeugte „Stempelabdruck“ auf der Haut. Zudem gelingt es nicht



**Abb. 5.53** Moderne Scanner bieten umfangreiche Möglichkeiten der Flächenadaptation.



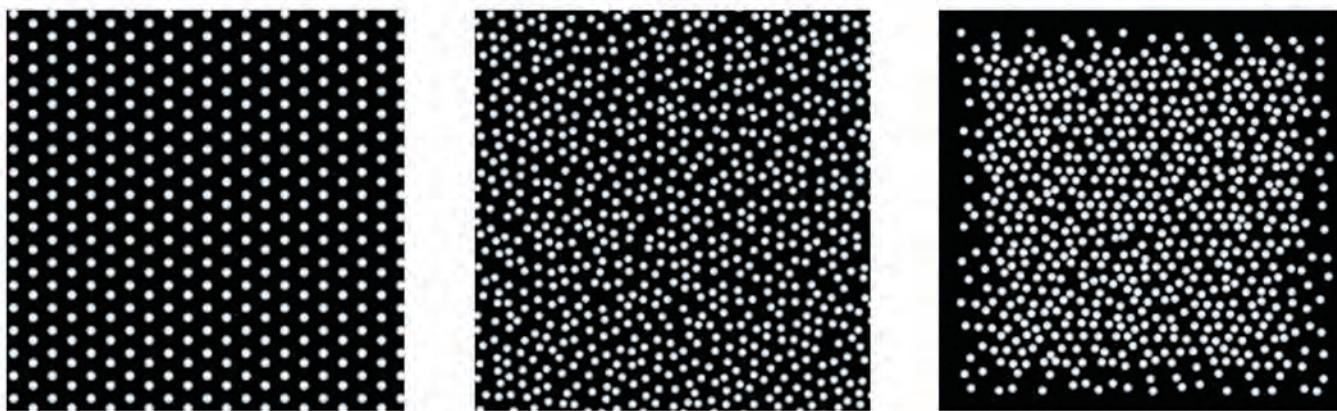
**Abb. 5.54** Schematische Darstellung der fraktionierten Applikation der MTZ und Varianten des Scannens. Bei der linear-sequenziellen Abtastung wird eine MTZ nach der anderen eingebbracht, während eine „randomisierte“ oder irreguläre Verteilung versucht, die Wärmeentwicklung gleichmäßiger auf das gesamte Behandlungsgebiet zu verteilen.



**Abb. 5.55** Schematische Darstellung der fraktionierten Applikation der MTZ in der Variante des hexagonalen Scans, der sicherstellt, dass bei der Applikation einer konsekutiven MTZ immer der größtmögliche Abstand zu den vorhergehend applizierten MTZ mit dem Ziel der maximalen Reduktion der Wärmebelastung eingehalten wird.

immer, überlappungsfrei und ohne Auslassungen z. B. die gesamte Gesichtshaut zu behandeln. Wenngleich auch solche Fehler wahrscheinlich nicht wesentlich das klinische Ergebnis beeinflussen werden, fallen sie dem Patienten prominent auf.

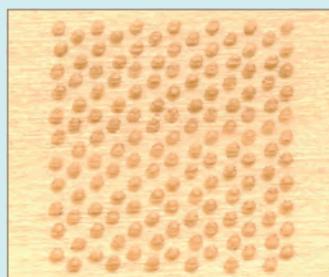
Abhilfe schaffen kann hier die Bewegung des Scanners, was aber in der Regel mit Verlust der Eindringtiefe und Verbreiterung der epidermalen Ablation verbunden ist. Um diese Nachteile nicht in Kauf nehmen zu müssen, haben einige Geräte sogenannte *Random-Mode*- und *Soft-Random-Mode*-Einstellmöglichkeiten.

**Scannereinstellungen**

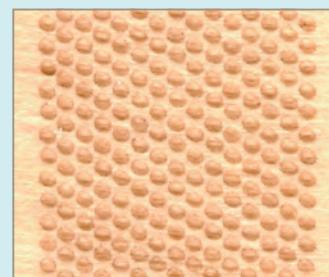
**Abb. 5.56** Horizontales Schussprofil nach der Applikation mit einem Scanner im normalen Modus (links), im *Random Mode* (Mitte) und im *Soft Random Mode* (rechts). Somit wird es möglich, die starre geometrische und streifige Erscheinung auf der Haut zu reduzieren und zugleich eine ungefährliche Überlappung zu ermöglichen.

**Scannereinstellung: Normaler Modus**

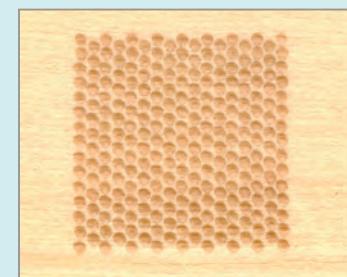
**Abb. 5.57** Scanner im normalen Modus: Density 25



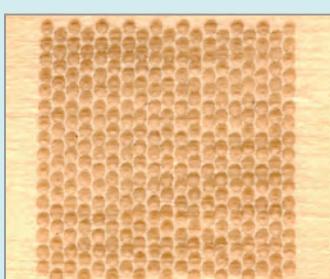
**Abb. 5.58** Scanner im normalen Modus: Density 100



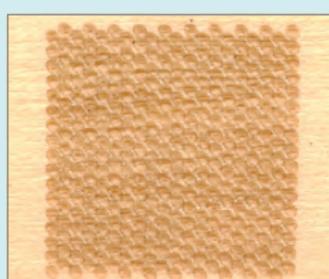
**Abb. 5.59** Scanner im normalen Modus: Density 200



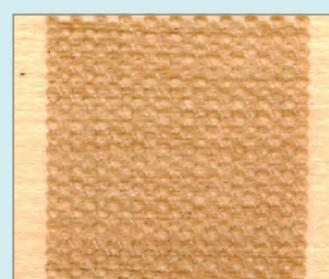
**Abb. 5.60** Scanner im normalen Modus: Density 250



**Abb. 5.61** Scanner im normalen Modus: Density 300

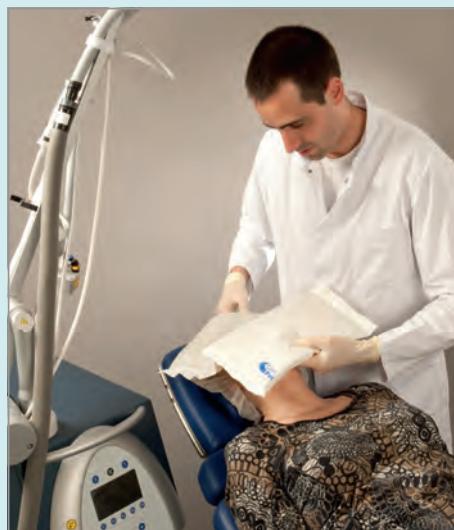


**Abb. 5.62** Scanner im normalen Modus: Density 350



**Abb. 5.63** Scanner im normalen Modus: Density 400

### AFXL mit einem gescannten System



**Abb. 6.14** Die sachgerechte Nachbehandlung mit einem geeigneten Externum und guter Nachkühlung sind entscheidend für eine kurze Downtime. Die Nachbehandlung nach einer ablativen fraktionären Lasertherapie kann mit einem kühlenden Externum, welches die Wundheilung fördert, vorgenommen werden. International wird ein sehr breites Spektrum von Topika verwendet.

Gelegentlich wird die Applikation von Steroiden (1 % Hydrocortison) praktiziert [141]. Inwiefern die Steroide mit der unmittelbaren Induktion des Remodelling interferieren, ist nicht bekannt.

Möglicherweise liegt ihr Nutzen in der kurzzeitigen Vasokonstriktion und damit der Verzögerung oder Abschwächung der Schwellung. Insgesamt 15–30 Minuten sollte unbedingt in der Praxis oder Klinik

die Nachkühlung überwacht werden. Nach dieser Zeit stellt sich ein intensives Erythema und Ödem ein.

Allerdings kann in diesem Zeitraum weder direkt auf die applizierte Energie noch auf den eingesetzten Laser oder die Wellenlänge geschlossen werden. Allenfalls an den „Stempelabdrücken“ kann erahnt werden, um welchen Laser es sich gehandelt haben könnte.

**Klinik der AFXL, das Erythem ist obligat**



**Abb. 6.15** Klinisches Bild 30 Minuten nach ablativer fraktionaler Lasertherapie mit einem CO<sub>2</sub>-Laser.

Checkliste: Kameragrundeinstellungen	
<b>ISO</b>	Nicht höher als 800
<b>Brennweite Übersichts- aufnahmen Details</b>	35–50 mm 85–100 mm
<b>Bildformat</b>	JPEG; Fine
<b>Komprimierung</b>	Mittlere Komprimierung
<b>Weißabgleich</b>	Manuell, abgestimmt auf das verwendete Licht
<b>Belichtungszeit</b>	1/60 bis 1/250
<b>Blende</b>	5,6 bis 11
<b>PictureStyles</b>	Deaktivieren oder Hauttöne

Tab. 8.3 Kameratypen im Vergleich

## 8.5 3-D-Fotografie

Die 3-D-Fotografie wird bereits seit mehr als 20 Jahren in der Medizin eingesetzt. Aufgrund der technischen Voraussetzung und der hohen Kosten war jedoch kein Einsatz im Routinebetrieb oder gar im Praxisalltag denkbar. Die Entwicklung von hochleistungsfähigen Grafikkarten für den Consumer-Bereich, kompakte Kameras mit entsprechend hoher Auflösung, schnellen Prozessoren und hochmoderner Software haben in der Summe dazu geführt, dass eine Bildsynthese (Rendering) von zweidimensionalen Bildern in komplexe dreidimensionale Formen in Echtzeit möglich geworden ist. Damit stehen kompakte Systeme für den Praxiseinsatz zur Verfügung. Der folgende Abschnitt vermittelt praxisbezogene Informationen für den Einsatz von 3-D-Fotografie in der ästhetischen Medizin.

Der Bereich der ästhetischen Medizin ist geradezu prädestiniert für den Einsatz der 3-D-Bildgebung. Es handelt sich bei den medizinischen Leistungen in der Regel um elektive Verfahren, die zudem von den Patienten aktiv nachgefragt werden. Dabei geht es um Eingriffe und Verfahren, die das Aussehen und Erscheinungsbild von Gesicht oder Körper modifizieren. Die 3-D-Bildgebung ermöglicht es, einen substanziellen Dialog mit den Patienten zu führen. Auf der Basis eines Ausgangsbildes, dem Ist-Zustand, können verschiedene Interventionen in Echtzeit simuliert werden. Andersherum kann den Patienten demonstriert werden, welche Auswirkungen eine gewünschte Modifikation auf das Erscheinungsbild hat. Aus betriebswirtschaftlicher Sicht stellt der Einsatz der 3-D-Bildgebung in der Arzt-Patienten-Kommunikation einen großen Wettbewerbsvorteil dar. Für Patienten ist die Vorher-Nachher-Simulation ein starker Anreiz, die Einwilligung zu einer bestimmten Therapie zu geben. Durch die 3-D-Darstellung wird das Ergebnis konkret erlebbar. Weiterhin ist es für den Therapeuten einfacher, den Nutzen verschiedener Therapieoptionen in ihrem Zusammenwirken, wie z. B. die Kombination von Lasereingriffen mit dermalen Fillern mit Botulinumtoxin A, zu erläutern.

### 8.5.1 3-D-Systeme im Überblick

3-D-Systeme bestehen aus verschiedenen Komponenten. Die genaue Konfiguration ist abhängig vom Anwendungszweck und der Technologie des Herstellers.

Eine detaillierte Wiedergabe des Gesichts erfordert die höchste Auflösung und die präziseste Beleuchtung. Von entscheidender Bedeutung ist darüber hinaus die nutzerfreundliche Bedienbarkeit des Systems. Die entsprechende Software sollte verständlich, logisch und intuitiv nutzbar sein.

### 8.5.2 Kameras

Die Kameras in 3-D-Systemen dienen mehreren Zwecken. Durch ihre Positionierung definieren sie zum einen die räumliche Geometrie eines Gegenstandes, zum anderen erfassen sie sämtliche Oberflächendetails der Haut in Bezug auf Farbe und Struktur. Die von den Kameras aufgezeichneten digitalen Bilder werden durch eine Software in virtuelle 3-D-Modelle umgerechnet.

### 8.5.3 Beleuchtung

Die Beleuchtung in 3-D-Systemen muss präzise abgestimmt werden, um die Konturen und Oberflächendetails farblich abzubilden. Bevorzugt wird hier ein Xenonblitz mit einer Dauer von wenigen Millisekunden. Diese kurzen Belichtungszeiten sorgen dafür, dass auch geringfügigste Bewegungen des Motivs das endgültige Bild nicht beeinträchtigen. Zusätzlich ermöglicht die hohe Intensität des Xenonlichts, dass die Aufnahmen unter normalen Raumlichtbedingungen durchgeführt werden können.

### 8.5.4 Positionierung

Sowohl die Kameras als auch die Beleuchtungsquellen müssen so positioniert sein, dass der richtige Winkel und der korrekte Abstand zum Aufnahmeobjekt jederzeit gewährleistet sind. Geräte, die für 3-D-Aufnahmen des Gesichtes konstruiert sind, bringen in der Regel Positionierungshilfen mit. Systeme, die für den Einsatz von Gesicht- und Halsfotografie zur Anwendung kommen, sind dagegen meist fest eingerichtet. Das Aufnahmeobjekt wird durch entsprechende Vorrichtungen in die optimale Aufnahmeposition gebracht. Systeme für den Brust- und Körperebereich sollten höhenverstellbar und auf verschiedene Körpergrößen anpassbar sein (s. Abbildungssequenz 8.24–8.28, S. 149 f.).

### 8.5.5 Computersysteme

Die meisten Systeme basieren auf kommerziell verfügbaren PCs mit hoher Rechenleistung und großen Speicherkapazitäten. Wegen der großen Menge an Daten, die verarbeitet und in 3-D-Modelle umgewandelt werden müssen, ist eine entsprechend leistungsfähige Grafikkarte erforderlich. In den meisten Fällen ist der Computer in ein lokales Netzwerk eingebunden, um den Zugriff auf die Bilder während der Beratung zu gewährleisten und um die regelmäßige Datensicherung zu erleichtern. Eine Internetanbindung ist wichtig, um Ferndiagnosen und andere Serviceleistungen zu ermöglichen.

### 8.5.6 Software

Eine geeignete Software enthält mehrere Module. Aus der Sicht eines Anwenders sollten folgende Funktionalitäten vorhanden sein:

- Bildaufnahme und Speicherung
- Bildauswertung

**3-D-Kamerasysteme**

**Abb. 8.24** Im einfachsten Fall besteht das System VECTRA M1-System (Canfield Imaging Systems) aus dem Kamerablock mit Positionierungshilfe (oben aufgesetzt).



**Abb. 8.25** Das VECTRA M3-System (Canfield Imaging Systems) liefert hoch aufgelöste 3-D-Modelle von Gesicht und Oberkörper.

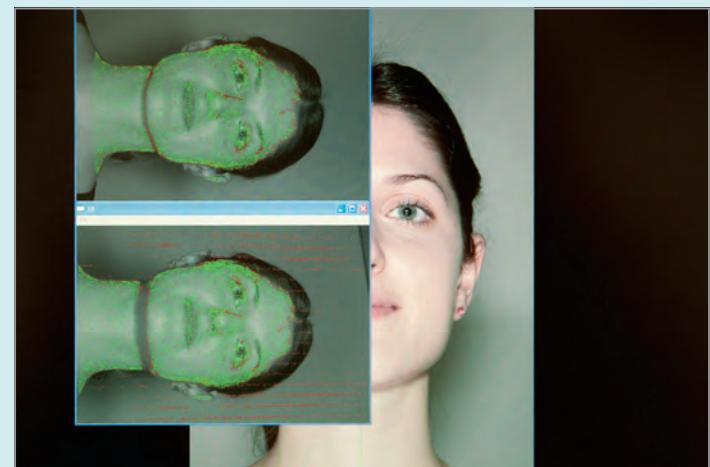
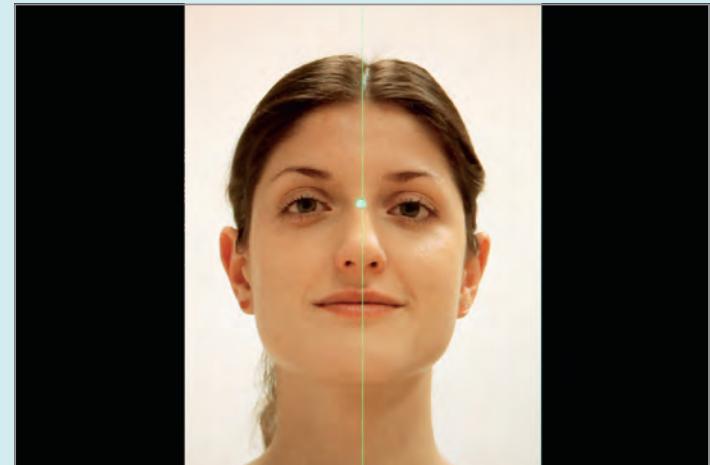


**Abb. 8.26** Das VECTRA X3-System (Canfield Imaging Systems) liefert hoch aufgelöste 3-D-Modelle vom gesamten Körper.

### Ablauf der 3-D-Fotografie



**Abb. 8.27 (oben links u. rechts)** Das Positionierungssystem ist dann korrekt eingerichtet, wenn der grüne Zielstrahl auf der Haut erkennbar ist.



**Abb. 8.28 (unten rechts)** Nach Abschluss der Aufnahme erfolgt die Be- rechnung der Polygone zur Darstellung des 3-D-Bildes.

Einfach ausgedrückt ermöglicht die Software dem Therapeuten, eine dreidimensionale Abbildung des Aufnahmobjekts zu erstellen. Wenn der Anwender mit dem Ergebnis zufrieden ist, kann er das Bild lokal oder auf dem Server speichern.

### 8.5.7 Bildauswertung

Module der Software ermöglichen die Ausmessung und Auswertung von Linien, Oberflächen und Volumina. Damit können die Resultate klinischer Prozeduren visualisiert und über verschiedene Zeitpunkte miteinander verglichen werden (s. Abbildungssequenz 8.29–8.35, S. 151 ff. sowie Abb. 8.36 u. 8.37, S. 155).

### 8.5.8 Praktische Anwendung der 3-D-Fotografie

Der Ausgangsbefund bzw. das Referenzbild ist der Grundstein im Konsultationsprozess. Im ersten Schritt wird die Referenzaufnahme generiert, welche den Ist-Zustand zum Zeitpunkt der Konsultation abbildet. Diese Referenzaufnahme bildet die Basis für alle Simulationen, die später durchgeführt werden. Ferner dient diese Aufnahme

als Referenz, mit der die späteren Ergebnisse der Behandlung verglichen werden. Die Erstellung der Referenzaufnahme sollte daher mit großer Sorgfalt erfolgen, um sicherzustellen, dass der Ausgangsbefund die aktuelle körperliche Verfassung der Patientin in eindeutiger Weise repräsentiert.

Für die Durchführung der Referenzaufnahme müssen folgende Grundbedingungen vorhanden sein:

- Die Haut des Patienten sollte trocken, sauber und frei von allen kosmetischen Produkten sein.
- Wenn das Gesicht im Behandlungsfokus steht, sollten keine Haare diese Region verdecken.
- Starker künstlicher Lichteinfall oder direktes Sonnenlicht sollten vermieden werden.
- Die Patientin sollte sich in einer bequemen Aufnahmeposition befinden, um Bewegungen vor oder während der Aufnahme zu minimieren.
- Bei der Aufnahme des Gesichtsbereichs sollte die Patientin einen entspannten und neutralen Gesichtsausdruck haben. Gesichtsausdrücke wie Lächeln, Stirnrunzeln oder Grimassen führen zu

### Gegenüberstellung der verschiedenen Bildfilter



**Abb. 8.29** Die freie Beweglichkeit des Bildes via Maus oder Filmerstellung ermöglicht ein leichtes Demonstrieren spezifischer Hautareale zusammen mit dem Patienten.



**Abb. 8.30** Spezifische Softwarefilter erlauben die Darstellung von Pigmenten.



**Abb. 8.31** Spezifische Softwarefilter erlauben die Darstellung von Gefäßen.

einer nicht reproduzierbaren Verfälschung des Ausgangsbefunds. Dabei würden Merkmale, wie beispielsweise Falten und Gesichtsproportionen, verfälscht und hervorgehoben.

Die Folgeaufnahmen müssen ebenso sorgfältig erstellt werden. Beim Vergleich ist darauf zu achten, dass tatsächlich nur vergleichbare Fotografien und Areale der Auswertung zugeführt werden.

#### 8.5.9 Foto-Archivierung

Während die Anfertigung digitaler Fotografien kein größeres Problem darstellt, kann die Archivierung derselben schnell zu einem sol-

chen werden. Fotodokumentationen benötigen daher ein Archivierungssystem.

Die Daten müssen zuverlässig gespeichert und schnell wiedergefunden werden. Hierfür gibt es für alle Anwendungsbereiche verschiedene spezialisierte Systeme und Vorgehensweisen. Folgende Grundsätze gelten beim Archivieren von Daten:

- Regelmäßige Sicherung der Daten
- Erstellung von mindestens zwei Kopien
- Aufbewahrung der Kopien an zwei unterschiedlichen Orten