

# **Abschlussbericht**

zum Projekt

## **„Entwicklung eines umfeldschonenden Verfahrens zur UV-Behandlung von Hautkrankheiten“**

**U V U V**

Projektpartner:



Projektverantwortlicher:

Prof. Dr. rer. nat. H.-D. Sträter

Förderkennzeichen:

1728B05

Projektlaufzeit:

September 2005 – August 2008

(Verlängert bis August 2009)

Datum:

14. Dezember 2009

## Inhaltsverzeichnis

1	Kurzdarstellung .....	3
1.1	Aufgabenstellung .....	4
1.1.1	Gesamtziel des Vorhabens .....	4
1.1.2	Wissenschaftliche und/oder technische Arbeitsziele des Vorhabens.....	4
1.2	Vorhabensvoraussetzungen.....	9
1.3	Vorhabensplanung und –ablauf .....	9
1.4	Wissenschaftlicher und technischer Stand .....	10
1.4.1	Bekannte Konstruktionen, Verfahren u. Schutzrechte .....	10
1.4.2	Recherche .....	13
1.5	Zusammenarbeit mit anderen Projektpartnern .....	14
2	Ausführliche Projektdarstellung .....	14
2.1	Erzielte Ergebnisse mit Zuwendungsverwendung .....	14
2.1.1	Ergebnisse bei der Detaildefinition der Aufgabe.....	15
2.1.2	Erkenntnisse bei der Schaffung eines geeigneten Strahlenganges.....	16
2.1.3	Erkenntnisse bei dem Aufbau einer Steuerung .....	18
2.1.4	Erkenntnisse bei dem Aufbau einer Regelung.....	20
2.1.5	Erkenntnisse bei der Integration des DMD .....	21
2.1.6	Aufbau des Funktionsmusters.....	22
2.1.7	Durchführung von Messungen und Tests.....	22
2.1.8	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	23
2.2	Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Arbeit.....	23
2.3	Verwertbarkeit der Ergebnisse .....	23
2.4	Fortschritts bei anderen Stellen.....	24
2.5	Veröffentlichung der Ergebnisse .....	24
	Literatur.....	25
	Anhang Übersicht über geprüfte Patente .....	27

## 1 Kurzdarstellung

Bei der UV-Bestrahlung von Patienten mit Schuppenflechte werden sowohl gesunde als auch erkrankte Hautpartien bestrahlt, da eine präzise örtlich aufgelöste Bestrahlung bisher kaum möglich war. Dies führt dazu, dass gesunde Hautpartien belastet werden und es zu Erythembildung (Sonnenbrand) kommt. Bei längerer Behandlung ist zudem das Hautkrebsrisiko erhöht. Die Aufgabe im Projekt bestand darin, das Funktionsmuster einer Bestrahlungseinheit zu entwickeln, das über ein Kamerasystem erkrankte Hautpartien identifiziert und über die Bestrahlungseinheit nur diese erkrankten Partien bestrahlt.

Im Teilprojekt der Leuphana Universität Lüneburg wurde ein optisches Funktionsmodell dieser Bestrahlungseinheit entwickelt. Hierzu gehört die Erarbeitung eines geeigneten Strahlenganges mit der Kernkomponente DMD (Digital Mirror Device), sowie die Bestimmung einer Anzahl weiterer Komponenten, um den Strahlengang zu komplettieren.

Es ist untersucht worden, inwieweit erkrankte Hautareale mittels optischer Verfahren hervorgehoben werden können. Mittels Bildverarbeitungssystem sind die Verfahren bewertet worden und dienen dann als Grundlage der Implementierung von Software an der Fachhochschule Hannover (vgl. Abschlussbericht der Fachhochschule Hannover).

Für die Besonderheit einer Nachführung der UV-Strahlung auf den Patienten sind zudem Verfahren untersucht worden um einen geeigneten Regelkreis zu entwickeln. Auch diese Untersuchungen waren Grundlage für eine Implementierung in Software an der Fachhochschule Hannover (vgl. Abschlussbericht der Fachhochschule Hannover).

Unter der Projektleitung der Leuphana Universität Lüneburg ist das Funktionsmodell unter Berücksichtigung der Ergebnisse aller Projektpartner fertiggestellt und mittels Kunststoffpuppen als Ersatz für Patienten getestet und bewertet worden.

Die erarbeiteten Verfahren und das optische Funktionsmodell haben gezeigt, dass die Projektidee tragfähig ist. In einem nächsten Schritt sollte ein Prototyp entwickelt werden, sodass das Gerät in einer klinischen Studie auf seinen positiven Effekt hin untersucht werden kann.

## **1.1 Aufgabenstellung**

### **1.1.1 Gesamtziel des Vorhabens**

Eine Behandlung mit UV-Strahlung (UVA oder UVB) wird bei einer ganzen Reihe von Hauterkrankungen, z.B. Psoriasis (Schuppenflechte), Vitiligo (Weißfleckenkrankheit) und Neurodermitis eingesetzt [1]. Stand der Technik ist die großflächige Bestrahlung durch Lampen (i.A. UVA) oder die Bestrahlung kleiner Flächen mit Laserstrahlung (z.B. UVB aus Excimer-Lasern). In den Randbereichen der erkrankten Fläche kommt es regelmäßig zur UV-Exposition gesunder Haut. Dies kann, in gesteigertem Maße bei UVB-Strahlung, zu Schäden an der Haut und zu Folgeerkrankungen führen.

Um solche, durch Therapie verursachte Erkrankungen zu verhindern, war es Ziel des Projektes ein Verfahren zu entwickeln, das auf einer automatischen Steuerung der Lichtmenge basiert. Eine Kamera nimmt ein Bild der erkrankten Haut auf und eine Bildverarbeitungssoftware identifiziert die erkrankten Flächen und ihre Ränder. Die extrahierten Daten werden an ein „Digital Mirror Device“ (DMD) weitergeleitet, das die UV-Strahlung nur dort freigibt, wo die Haut erkrankt ist. Im Bereich gesunder Haut wird die UV-Strahlung vom DMD gesperrt. Es wird also mit UV-Strahlung ein Bild der erkrankten Flächen auf die Haut projiziert.

### **1.1.2 Wissenschaftliche und/oder technische Arbeitsziele des Vorhabens**

Die UV-Therapie von Hauterkrankungen entspricht dem anerkannten Stand der Medizin. Medizinische Standardwerke [1], Leitlinien der Deutschen Dermatologischen Gesellschaft (DDG) und des Berufsverbandes Deutscher Dermatologen (BVDD) [2] sowie Standardbehandlungspläne großer Hautkliniken [3] beschreiben die verschiedenen Krankheiten und deren Therapie durch Bestrahlung mit UV-Licht. Abhängig von der Erkrankung kommen dabei verschiedene Wellenlängen im Bereich von ca. 300 nm bis 650 nm zum Einsatz. Abhängig vom Typ der Erkrankung werden sowohl schmalbandige als auch breitbandige Strahlungsquellen verwendet.

Bekannte Nebenwirkungen der UV-Therapie sind sonnenbrandähnliche Erytheme nach UV-B-Bestrahlung, eine lichtinduzierte Hautalterung sowie das Risiko von Hautkrebs. Zur Reduzierung dieser Nebenwirkungen ist es wünschenswert, nicht erkrankte Hautpartien möglichst nicht zu bestrahlen.

Nach einer Erhebung der amerikanischen Nation Psoriasis Foundation [4] leiden 4,5 Mio U.S. Amerikaner an Psoriasis (Schuppenflechte), das entspricht 2,5% der U.S. amerikanischen Bevölkerung. Das Statistische Bundesamt der Bundesrepublik Deutschland nennt für die Psoriasis eine Erkrankungsrate von 2-3% der Bevölkerung, also ca. 2 Mio. Erkrankte. [6]. Auf Grund der weiten Verbreitung der Psoriasis, wollen wir uns im Weiteren an diesem Krankheitsbild orientieren. Es wird jedoch noch erläutert werden, dass das beschriebene Verfahren auch für andere Erkrankungen anwendbar ist.

Abbildung 1 zeigt einen Patienten mit einer Psoriasis (Schuppenflechte) im Bauchbereich. Bei der konventionellen Behandlung werden erkrankte und gesunde Hautpartien gleichermaßen bestrahlt. In Einzelfällen werden, wie in Abbildung 2 dargestellt, gesunde Haut-

partien abgedeckt und dann, wie in Abbildung 3 dargestellt, der Patient/die Patientin mit UV Licht bestrahlt.

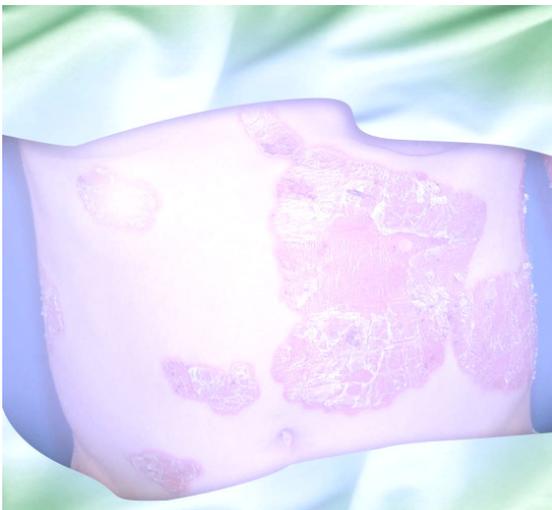
*(Hinweis: Bei den Bildern handelt es sich um eine Animation zur Veranschaulichung des Funktionsprinzips. Eintretende Effekte sind zur besseren Erkennbarkeit verstärkt dargestellt.)*



**Abb. 1: Patient mit Psoriasis**



**Abb. 2: Abdeckung nicht zu behandelnder Hautstellen**



**Abb. 3: Bestrahlung der freien Hautfläche**



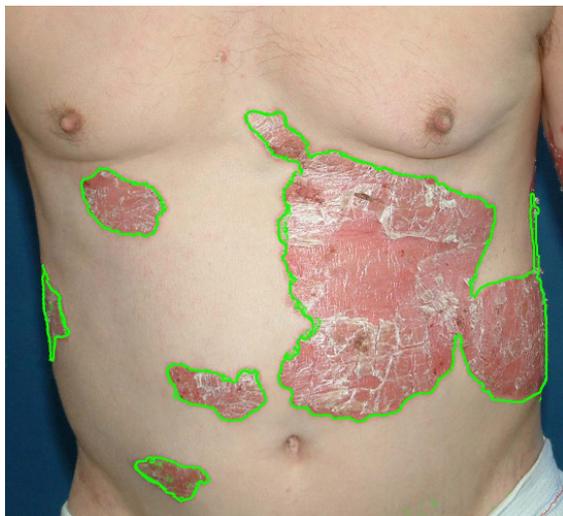
**Abb. 4: Nebenwirkungen auf den gesunden Hautstellen (rot markiert)**

Es ist, mit oder ohne Abdeckung, unvermeidlich, dass gesunde Hautpartien bestrahlt werden, da die Abdeckung mit Stofftüchern oder Blenden nicht exakt der Kontur der Erkrankung folgen kann. Da die gesunde Haut in den Randbereichen, die nicht konturgenau abgedeckt wurde, mit bestrahlt wird, tritt dadurch eine Schädigung ein (Sonnenbrand, Alterung, etc.). Eine Abdeckung mit Sonnenschutzcreme erweist sich im klinischen Betrieb als wenig praktikabel und nicht ausreichend exakt.

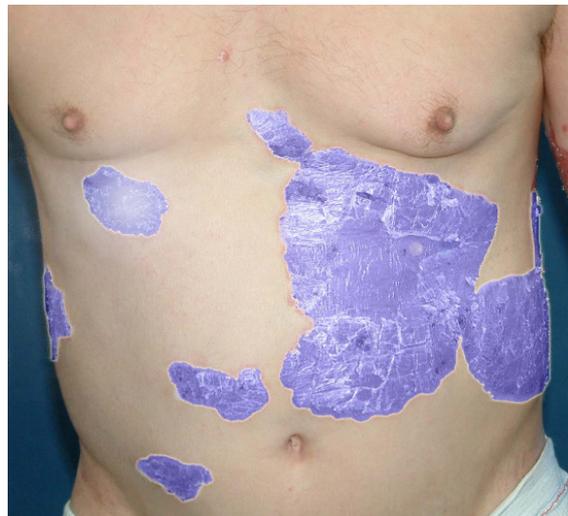
Abbildung 4 zeigt die durch die ungewollte Bestrahlung geschädigte gesunde Haut des Patienten (Sonnenbrand) in den Randbereichen der Behandlungszone (rot eingefärbt). Untersuchungen haben gezeigt, dass bei Psoriasis die erkrankte Haut eine wesentlich stärkere Strahlungsdosis verträgt, als die gesunde Haut. Bei der bisherigen Behandlungsmethode muss die Strahlungsdosis jedoch der Empfindlichkeit der gesunden Haut angepasst werden, um Erythembildung zu vermeiden. Bei konturgenauer Bestrahlung kann die Bestrahlungsdosis und damit die Wirksamkeit der Behandlung deutlich erhöht werden.

Von besonderem Interesse für das UVUV-Projekt ist insbesondere die Bestrahlung des Gesichtes. Zum Einen wird das Gesicht verstärkt natürlicher UV-Strahlung (Sonne) ausgesetzt. Zum Anderen ist die Gesichtshaut dünner und empfindlicher als andere Hautpartien. Ziel des UVUV-Projektes ist es, eine Behandlungsmethode zu entwickeln, bei der die UV-Bestrahlung auf die erkrankten Hautpartien beschränkt wird. Hierdurch soll eine Schädigung und therapiebedingte Alterung der gesunden Haut vermieden werden.

Das in dem Forschungsprojekt UVUV zu entwickelnde Verfahren soll zunächst über eine Kamera mit nachgeschalteter Bildverarbeitung die erkrankten Hautpartien erkennen.



**Abb. 5: Markierung erkrankter Hautpartien auf dem Monitor**



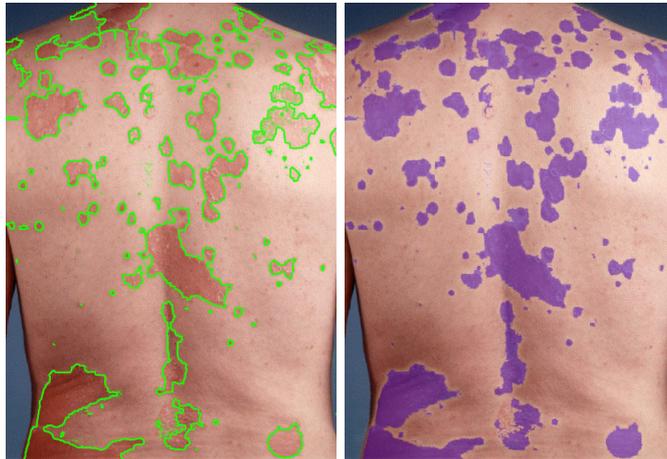
**Abb. 6: Exakte Bestrahlung der erkrankten Hautpartien**

Danach wird auf einem Monitor die zu bestrahlende Kontur markiert, so wie in Abbildung 5 dargestellt. Der behandelnde Arzt /die behandelnde Ärztin hat dann noch die Möglichkeit am Bildschirm des Bedienrechners die Kontur manuell zu verändern. Diese Nacharbeit der Kontur soll lediglich bei Behandlungsbeginn einmalig erfolgen. Die Konturdaten sollen dann patientenbezogen im Gerät gespeichert werden. Bei Folgebehandlungen kann dann auf die vorgegebenen Konturen zurückgegriffen werden. Dies gestattet die Durchführung der Folgebehandlungen durch medizinisches Hilfspersonal.

Im nächsten Schritt wird, wie in Abbildung 6 dargestellt, während der Bestrahlung die Kontur des UV-Lichtes millimetergenau der Kontur der erkrankten Hautpartie angepasst. Gesunde Hautteile werden nicht bestrahlt und somit auch nicht geschädigt. Die konturierte UV-Lichtquelle kann im Rahmen des Verstellbereiches Bewegungen des Patienten folgen, so dass eine Fixierung des Patienten während der Bestrahlung nicht erforderlich ist. Eine unnötige Bestrahlung und Schädigung gesunder Hautpartien wird somit verhindert. Es ist geplant, dass die Bestrahlungseinheit eine Fläche von 30 x 30 cm bestrahlen kann. Beweg-

ungen des Patienten bis zu 2,5 cm werden vom System erfasst und durch Nachführung des Belichtungsstrahls automatisch kompensiert.

Durch die Kopplung mit einer Kamera und die Modulation des UV-Lichtes lassen sich auch stark unregelmäßige Konturen wie in Abbildung 7 dargestellt, erfassen und markieren und dann, wie in Abbildung 8 gezeigt konturgenau bestrahlen.



**Abb. 7**

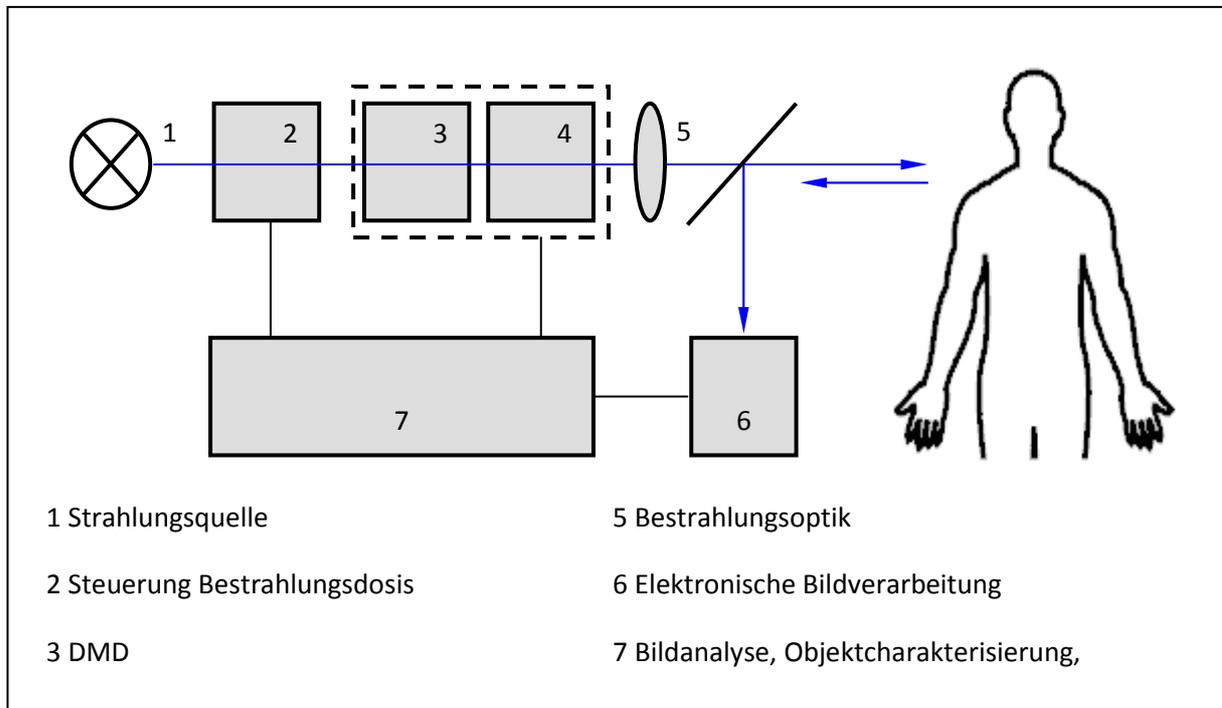
**Abb. 8**

Ziel der Arbeit ist die Entwicklung eines Funktionsmusters für ein umfeldschonendes Bestrahlungsgerät für die UV-Therapie von Hauterkrankungen. Eine Prinzipdarstellung des Gerätes wird in Abbildung 9 gezeigt.



**Abb 9: Prinzipdarstellung des Gerätes**

Das Behandlungsgerät wird aus dem Bestrahlungskopf, einem Stativ, welches den Bestrahlungskopf trägt sowie einem Rechner zur Bedienung und Überwachung der Einheit bestehen. Der Bestrahlungskopf ist in der Höhe und im Winkel verstellbar angeordnet.



**Abb. 10: Prinzipieller Aufbau des Bestrahlungskopfes**

Abbildung 10 zeigt den prinzipiellen Aufbau des Bestrahlungskopfes. Im Bestrahlungskopf sind eine UV-Lichtquelle (1) sowie eine Modulationseinheit zur Steuerung der Bestrahlungsdosis enthalten. Über ein digital ansteuerbares Spiegelement (DMD) kann über eine Matrix mit einer Auflösung von 1024 x 768 Bildpunkten eine beliebig strukturierte Projektionskontur erzeugt werden. Eine Lagekorrekturereinheit gleicht Bewegungen des Patienten aus. Das UV-Licht wird über eine Optik (5) auf den Patienten projiziert. Eine Kamera erfasst über einen Spiegel den Patienten und leitet die Bildinformation an eine Rechneinheit weiter. Der Bestrahlungskopf soll so gestaltet werden, dass durch Austausch der UV-Lichtquellen Geräte entstehen können, die an verschiedene Krankheitsbilder angepasst werden können.

## 1.2 Vorhabensvoraussetzungen

Das Projekt konnte, nach der Freigabe durch die Projektadministration seitens der AiF, innerhalb der LUL (Leuphana Universität Lüneburg) ad hoc gestartet werden. Die Fakultät III (Technik und Umwelt) hatte einen eingerichteten Büroarbeitsplatz und einen zusätzlichen Laborraum für den Aufbau der Messapparatur bereitgestellt.

Neben den planungsmäßigen Beschaffungen für das Projekt war auch die Nutzung des Labors „Technische Optik“, mit allen zur Verfügung stehenden Messgeräten oder anderen Komponenten eingeplant.

Für die Startphase des Projektes konnte mit Frau Brit-Maren Block eine erfahrene Ingenieurin auf dem Gebiet der Projektplanung kurzzeitig angestellt werden. Die weiterführenden Tätigkeiten wurden dann von dem elektrotechnisch erfahrenen Ingenieur Peter Lührs übernommen.

Für die Aufgaben im Bereich Optik konnte mit Herrn Dipl.-Ing (FH) Andreas Zedler, M.Sc. ein auf dem Gebiet der technischen Optik erfahrener Ingenieur als wissenschaftlicher Mitarbeiter verpflichtet werden. Herr Zedler hatte schon an einem vorigen von der AGIP geförderten Projekt, „Verbesserung eines Verfahrens zur Erzeugung höchster homogener Bestrahlungsstärken“, mitgearbeitet.

Zudem haben diverse ausgesuchte studentische Hilfskräfte mitgewirkt, teilweise konnten solche Tätigkeiten als Vorarbeiten zu einer Diplomarbeit verwertet werden. Zwei Diplomarbeiten haben sich direkt mit Teilen von Arbeitspaketen beschäftigen können.

## 1.3 Vorhabensplanung und –ablauf

In der Antragsphase wurde für das Projekt mit Hilfe eines Balkenplanes ein konkreter Projektablauf geplant. Obwohl die meisten Arbeitspakete plangemäß bearbeitet werden konnten, musste der Plan doch in wesentlichen Teilen geändert werden.

Die Änderungen waren im Wesentlichen dadurch bedingt, dass weltweit nur Texas Instruments (TI) die Kernkomponente des Funktionsmusters, das Digital Mirror Device (DMD), fertigt. Es war einmal schwierig, ein Evaluation Board mit DMD zu beschaffen, da vor der käuflichen Beschaffung umfangreiche Vertraulichkeitserklärungen abgegeben werden mussten. Diese umfassten auch Erklärungen darüber, wofür die Hochschule dieses System einsetzen darf und wofür nicht. Darüber hinaus war der Entwicklungsprozess des UV-tauglichen DMDs nicht so weit fortgeschritten, wie wir das zum Zeitpunkt der Antragstellung angenommen hatten. Glücklicherweise konnten wir im Laufe der Zeit ein Vertrauensverhältnis aufbauen, das uns dann die nötigen Informationen einbrachte.

Wir haben auf die Verzögerungen reagiert, indem wir das Projekt in der Mitte der Laufzeit mit halber Personalausstattung betrieben haben. So war es möglich, das Projekt kostenneutral um ein Jahr zu verlängern, und so die Laufzeit bis zu dem Zeitpunkt zu verlängern, an dem TI sein Entwicklungsziel als machbar vor Augen hatte.

Ein zweiter Punkt, der den geplanten Ablauf verhinderte, war, dass die Endphase des Projektes in die beginnende Wirtschaftskrise fiel. Ein Partner, der das Projekt nach Ablauf der Funktionsmusterphase zunächst übernehmen wollte, war eine ortsansässige Firma, mit ausgiebiger Erfahrung im Bereich medizinischer Produkte. Auf Grund der wirtschaftlichen Lage hat sich die Firma zum Jahresende 2008 entschlossen, sich auf ihren Stammmarkt zu konzentrieren und nicht in den Markt der Behandlungsgeräte einzusteigen. Damit war die Weiterführung des Projektes „UV-Bestrahlungsgerät“ nach Beendigung von UVUV stark gefährdet. Ab Februar 2009 wurde deshalb verstärkt nach einer neuen Partnerschaft gesucht. Letztendlich war diese Vorgehensweise erfolgreich. Es hat sich jetzt ein Konsortium zusammengefunden, das ab Januar 2010 eine Prototypenentwicklung durchführen will.

## **1.4 Wissenschaftlicher und technischer Stand**

Im Vorfeld der Arbeit wurde der Stand der Technik an Hand von Literatur, Herstellerangaben und Patenten eingehend recherchiert.

### **1.4.1 Bekannte Konstruktionen, Verfahren u. Schutzrechte**

#### ***Praktizierte Verfahren und Schutzrechte***

Die bestehende UV-Therapie orientiert sich an einer flächigen Bestrahlung ganzer Hautpartien ohne Selektion der erkrankten Partien, siehe hierzu die Literaturstellen [1], [2], [3]. Durch Tücher oder Blenden können im Einzelfall, gesunde Hautabschnitte vor der Bestrahlung geschützt werden. Diese Abdeckung ist jedoch nicht ausreichend präzise. (Siehe Bilderserie in Kap 1.2). Im Allgemeinen wird die gesamte Hautoberfläche ohne individuelle Abdeckung bestrahlt. Damit werden auch gesunde Hautpartien exponiert.

Produkte, die eine konturgenaue Bestrahlung erkrankter Hautpartien ermöglichen, sind im Markt nicht erhältlich. Bei Sichtung der Patentlage (siehe Tabellen im Anhang A) kann man erkennen, dass sich eine Reihe von Offenlegungen/Patenten mit der Phototherapie beschäftigen.

Zwei der Dokumente [US 20040181267](#) „*Laser therapy device for the treatment of skin diseases*“ und [WO0213905](#) „*Apparatus and method for targeted UV phototherapy of skin disorders*“ zeigen Ansätze, welche gesunde Hautpartien schonen (Siehe hierzu auch [5]). Hierbei wird UV-Licht bzw. UV-Laserlicht über Glasfasern in ein Handstück geleitet. Der Therapeut kann durch manuelle Führung des Handstückes das Licht auf erkrankte Hautpartien lenken und gesunde Partien schonen. Der Nachteil dieser Methode ist jedoch der manuelle Aufwand sowie die Gefahr, dass die Hautpartien durch die manuelle Führung des Beleuchtungskopfes nicht gleichmäßig bestrahlt werden. Das Patent [WO0197912](#) „*Targeted UV Phototherapy apparatus and method*“ ergänzt das Patent [WO0213905](#) und beschreibt den gleichen Sachverhalt.

Die Patentanmeldung [WO02094117](#) „*Apparatus and Method for selectively irradiating a surface*“. befasst sich mit der konturgenauen Bestrahlung von Hautfläche im Zusammenhang mit der Laser Ablation von Augen. Im Rahmen des UVUVProjektes ist ein Arbeitspaket

vorgesehen, insbesondere diese Patentanmeldung im Detail zu prüfen. Diese Prüfung wurde im Rahmen einer für das Projekt geplanten Patentanmeldung durch den beauftragten Patentanwalt durchgeführt.

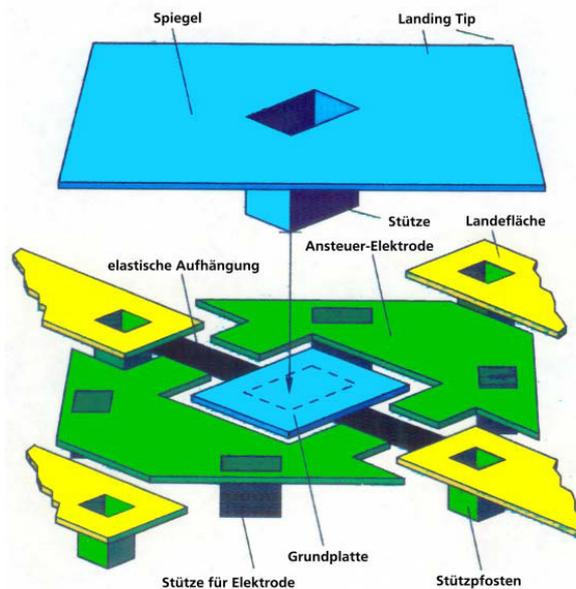
### ***Technische Orientierung***

Der für das Projekt gewählte Ansatz geht davon aus, dass eine Hautfläche (z.B. 30cm x 30cm) von einem automatischen System erfasst und danach die erkrankten Flächenelemente auf dieser Fläche simultan bestrahlt werden. Mit einer handelsüblichen Kamera wird die Fläche aufgenommen. Die Flächenelemente werden dann mittels Farbbildverarbeitung in „erkrankt“ und „nicht erkrankt“ klassifiziert. Auf das gesamte Umfeld wird ein Bild projiziert, das die als erkrankt identifizierten Flächenelemente "hell" bestrahlt und die nicht erkrankten Flächenelemente im Umfeld "dunkel" lässt.

Die Analyse der Bilder der Farbkamera wird multispektral erfolgen, um auch bei farblich weniger ausgeprägten Erscheinungsformen als die in Abbildung 1 gezeigte, eine sichere Lokalisierung der erkrankten Flächen zu erreichen. Dies ist ein etabliertes Verfahren im Bereich der Bildverarbeitung. Dieses Verfahren wird z. B. auch zur Identifizierung von Druckstellen an Äpfeln verwendet. Alternativ ist der Einsatz einer Schwarz-Weiß-Kamera mit vor geschalteten Filtern denkbar. Dies ist dann angebracht, wenn die multispektrale Analyse auch auf für das Auge nicht sichtbare Spektralbereiche ausgedehnt werden muss. Die Entscheidung über diese Verfahren wird, basierend auf Untersuchungen, im Rahmen des Projektes zu fällen sein.

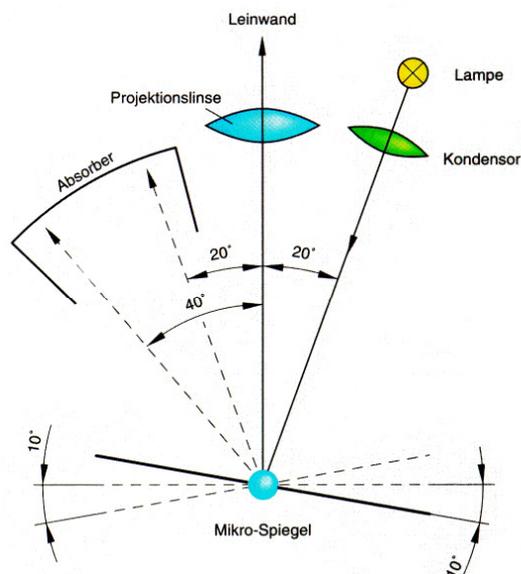
Die simultane, lokal intensitätsstrukturierte Bestrahlung einer Fläche lässt sich auf zwei Arten realisieren. Das Licht einer Lampe hoher Strahldichte wird mit einer geeigneten Kondensoreinheit mittels eines LC-Moduls (LC = Liquid Crystal) oder mittels eines DMDs (Digital Mirror Device) räumlich moduliert.

Die LC-Technik beruht auf der Verwendung von polarisiertem Licht aus einer Lampe, welches in einem LC-Panel mit ca. 1 000.000 aktiven Zellen moduliert wird. Die Modulation geschieht durch Drehung der Polarisationsrichtung in den aktiven Zellen. Hinter Bildelementen, die hell werden sollen, verlässt das Licht das Panel in der Polarisationsrichtung um 90 Grad anders orientiert als hinter Bildelementen, die dunkel werden soll. Ein Polarisationsfilter lässt dann die erwünschten Strahlen passieren, für die anderen ist das Polarisationsfilter gesperrt.



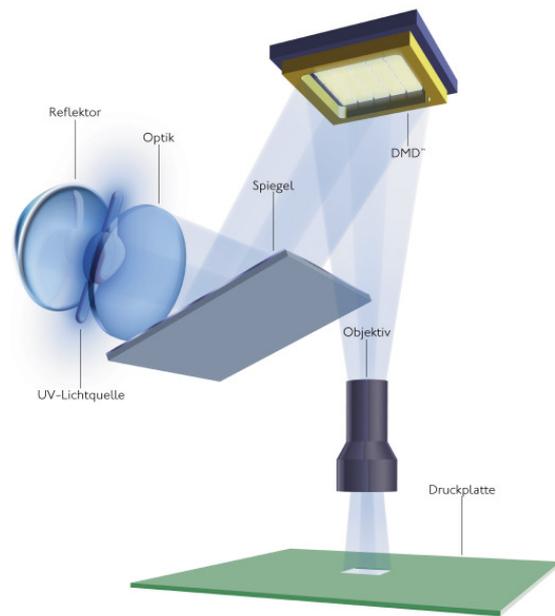
**Abb.11: Prinzipieller Aufbau eines DMD-Bildelementes**

Die DMD-Technik, oft auch DLP-Technik genannt (DLP = Digital Light Processing), beruht auf einem von der Firma Texas Instruments entwickelten Halbleiterbaustein, der ca. 1.000.000 Spiegel von etwa  $17 \times 17 \mu\text{m}$  Kantenlänge enthält. Diese Spiegel sind bistabil so über eine Diagonale zu kippen (vgl. Abb. 11), dass in einer Position das Licht ins Bild gelenkt wird. In der anderen Position wird das Licht auf einen Absorber gelenkt, es kommt also kein Licht im Bild an. Dieses Verfahren ist in Abbildung 12 illustriert.



**Abb. 12: Integration der DMD-Spiegel in ein optisches System**

Sowohl die LCD-Technik (Liquid Crystal Display) als auch die DLP-Technik (s.o.) werden in Datenprojektoren nebeneinander eingesetzt, kostenmäßig mit Vorteilen für LCD, performancemäßig mit Vorteilen für DLP. Im Bereich des sichtbaren Lichtes setzen viele Hersteller beide Techniken ein. Im Bereich der Modulation von UV-Licht ist der Stand der Technik definiert durch die Produkte im Bereich der Bebilderungssysteme für UV-empfindliche Offset-Druckplatten. Der Antragsteller von der Leuphana Universität Lüneburg, Prof. Sträter, hat seit 1993 einen wesentlichen Anteil an der Vorentwicklung und der Projektierung der Geräte eines mittelständischen Herstellers solcher Bebilderungssysteme geleistet und damit den Stand der Technik in der Bebilderung von Flächen im UV-Licht entscheidend mitgestaltet.



**Abb. 13: Typischer Strahlengang eines DMD-Projektors**

Seit dem Jahr 2000 werden die UV-Belichtungssysteme für die Druckindustrie im Bereich CTP (Computer to Plate ) in DMD-Technik ausgeführt (siehe Abbildung 13). Ein zentrales Patent für die effiziente Nutzung der DLP-Technik, PCT/EP98/08081 wurde vom Antragsteller der Leuphana Universität Lüneburg als einer von zwei Erfindern erfunden. Dieses Patent steht im Projekt zur Verfügung.

#### 1.4.2 Recherche

(siehe Literaturverzeichnis sowie Anhang / Übersicht über geprüfte Patente)

## **1.5 Zusammenarbeit mit anderen Projektpartnern**

Außerhalb des im Antrag vorgesehenen Konsortiums war eine intensive Zusammenarbeit mit dem weltweit einzigen Hersteller von DMD-Chips (Texas Instruments, TI) notwendig. Zu Zeit der Beantragung des Projektes UVUV erschien es einfach, mit TI zu kooperieren, weil wir dies schon einmal sehr erfolgreich gemacht hatten. Das war aber nicht so, weil viele Ansprechpartner aus früherer Zeit ihre Funktion gewechselt hatten oder ausgeschieden waren. Wir mussten das Verhältnis deshalb neu aufbauen. Auf Basis unserer hohen Kompetenz im Bereich homogener UV-Beleuchtungstechnik ist uns dies auch gelungen. Wir haben nun beste Kontakte, die uns mit aktuellen Informationen über die UV-Anwendungen von DMDs versorgen. Dies hat im November 2009 zu einer Einladung zur jährlichen Konferenz der europäischen DMD-Entwickler geführt.

## **2 Ausführliche Projektdarstellung**

### **2.1 Erzielte Ergebnisse mit Zuwendungsverwendung**

Die Leuphana Universität Lüneburg (LUL) hatte die leitende Funktion, war also an allen nachfolgenden beschriebenen Punkten beteiligt. Der Schwerpunkt der eigenen Arbeiten sollte aber die optische Integration aller Komponenten mit der Verfügbarkeit eines Funktionsmusters sein. Die gesamte Projektstruktur gliedert sich in folgende sieben Punkte:

- 1. Detaildefinition der Aufgabe**
- 2. Schaffung eines geeigneten Strahlenganges**
- 3. Aufbau einer Steuerung**
- 4. Aufbau einer Regelung**
- 5. Integration des DMD**
- 6. Aufbau des Funktionsmusters**
- 7. Messungen und Tests**

Im Detail wird dementsprechend nachfolgend der Katalog der Arbeitspakete mit Beurteilung aufgeführt.

### 2.1.1 Ergebnisse bei der Detaildefinition der Aufgabe

Die Detaildefinition der Aufgabe basierte bei Projektbeginn im Wesentlichen von dem bereits vorhandenen Wissen. Bereits bei der Antragstellung wurde dieses Wissen aus diversen anderen Projekten, die sich mit der technischen Nutzung der UV-Strahlung auseinandersetzten, berücksichtigt.

Besonders anspruchsvoll für das Erreichen des Projektzieles war daher der neue medizinische Hintergrund. In einigen Gesprächen der Projektbeteiligten in der Medizinischen Hochschule Hannover konnte dieser sensible Bereich definiert werden. Neben den unterschiedlichsten Hauterkrankungen, die wiederum unterschiedlichsten Bestrahlungsanwendungen benötigen, waren von besonderer Bedeutung, dass es sich um eine Anwendung für Menschen handelt. Die Reaktion von menschlicher Haut auf UV-Strahlung ist bis heute nicht eindeutig vorhersehbar. Für die unterschiedlichen Bestrahlungsanwendungen müssen die Wellenlänge mit der Dosis sowie die Anzahl der Behandlungssitzungen und deren Dauer in Betracht gezogen werden.

Das Kernstück zum Erreichen des Projektzieles ist das DMD (Digital Mirror Device). In Projektoren wird dieses Bauteil heute als eine Standardteil eingesetzt, jedoch nur für den sichtbaren Bereich. Es war schnell klar, dass in den Bestrahlungsanwendungen ein modifiziertes DMD zwingend notwendig ist. Das war ohne eine sehr enge Zusammenarbeit mit dem DMD Hersteller nicht verfügbar (vgl. Kap. 1.5).

Mit dem Basiswissen sowie der medizinischen Wissensergänzung wurde bereits zur Antragstellung eine weltweite Patentrecherche durchgeführt. Keines der aufgefundenen Patente blockierte die Projektidee. Auch während der Projektlaufzeit durchgeführte Patentrecherchen ergaben keine Hinweise darauf.

Vorgesehene Aufgaben laut Katalog der Arbeitspakete 1 - 3:

1	Erstellung eines Pflichtenheftes	durchgeführt
2	Patentrecherche und Monitoring	durchgeführt
3	Medizinische Beratung	durchgeführt

Die vorgesehenen Aufgaben konnten vollständig bearbeitet werden. Hinweis: Die eingerückte Nummerierung folgt den Bezeichnungen des Antrages.

## 2.1.2 Erkenntnisse bei der Schaffung eines geeigneten Strahlenganges

Als ein grundsätzliches Ziel bei der Konstruktion des Strahlenganges (Arbeitspaket 4) wurde darauf Wert gelegt, Licht möglichst kurzer Wellenlängen mit entsprechender Leistung transportieren zu können. Hierbei war das Ziel 308nm mit 3W zu übertragen.

Vorab war Wissensstand, dass eine Quecksilberdampf Lampe die Wellenlängen 405, 365 sowie 311nm mit einer gewissen Leistung emittiert. Die Strahlungsleistung hängt hierbei von der Gesamtleistung der eingesetzten Lichtquelle ab. Bei der Recherche nach einer geeigneten Lichtquelle kam heraus, dass eine Kombi-Lampe, gefüllt mit Quecksilber und Xenon, als geeignet erschien. Eine solche Lampe verbreitert die Linien des Quecksilbers, das Xenon trägt zudem zu einer Grundemittierung im gesamten interessanten Bereich von 308-400nm bei. Einige Tests mit vorhandenen Lichtquellen, jedoch mit deutlich unter dem Limit liegender Leistung, bestätigten die Wahl. Auch die beschaffte Lampe (200 Watt) liegt weit unter der erreichbaren Leistungsgrenze (ca. 1000 Watt). Da diese Lampe jedoch ohne Wasserkühlung betrieben werden kann, war sie wesentlich besser zu integrieren. Für das Funktionsmuster war diese Lösung völlig ausreichend.



**Abb 14: Lumatec Lichtquelle mit Xenon-Quecksilber-Lampe**

Das DMD ist die zentrale Komponente des Projektes. Für Entwickler stellt Texas Instruments ein Evaluation-Board für den UV-Bereich (bis 350nm) bereit. Ein solches Board-Kit beinhaltet neben dem DMD die komplette Ansteuerungselektronik sowie eine Testsoftware. Für diese Beschaffung war eine Vertraulichkeitserklärung notwendig. Die LUL hat sich dabei schwer getan mit den restriktiven Bedingungen dieser Erklärung. Dies führte zu einer deutlichen Verzögerung der Beschaffung des DMD-Kits und hat letztendlich zu einer Modifizierung des restlichen Projektablaufes beigetragen. An dieser Stelle muss erwähnt werden, dass die wesentlichen Anwendungen für die Behandlung von Hautkrankheiten eher Wellenlängen kürzer als die zuvor erwähnten 350nm erfordern. Momentan ist ein DMD für Wellenlängen unterhalb von 350nm aber nicht verfügbar. Für die eigentliche Funktion des Musters ist diese Tatsache weniger bedeutend. Es muss jedoch auf das



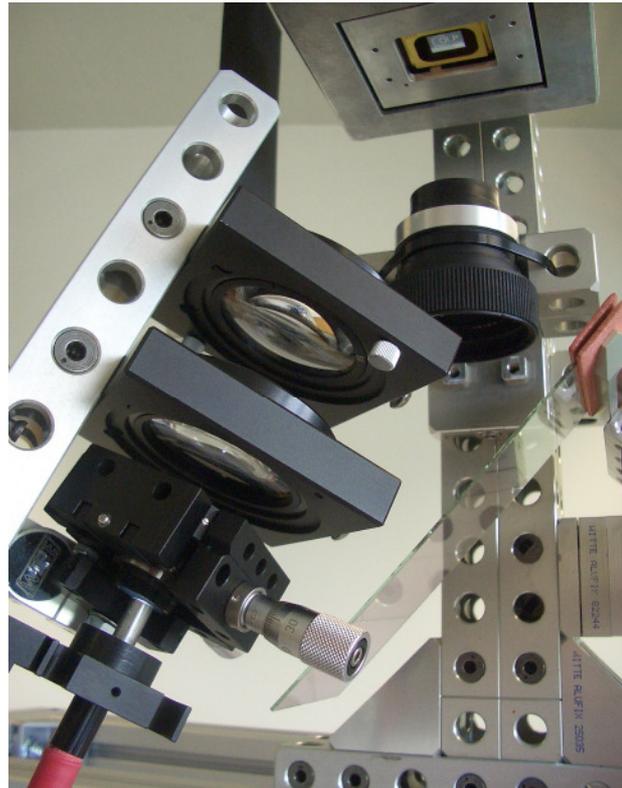
**Abb 15: DMD (Texas Instruments)**

Zusammenpassen aller Komponenten geachtet werden. Jede Veränderung der Wellenlänge erfordert eine Anpassung aller Komponenten.

Die Ansteuerung der Elektronik wurde von der FHH programmiert. Für Details sei hier auf dem Abschlussbericht mit Kapitel 5.1 der FHH verwiesen.

Mittels diverser optischer Komponenten, neben der Lampe und dem DMD, wurde der optische Aufbau abgeglichen und auf den Trägerrahmen montiert. Von besonderer Bedeutung ist hierbei, dass möglichst wenig Strahlung durch mechanische oder optische Grenzen verloren geht.

Für den Einsatz in diesem Projekt ist eine möglichst homogene Ausleuchtung des DMDs erforderlich. Zur Zeit der Antragstellung gingen wir noch von einem optischem Lichtmischer aus. Gedacht war an einen Wabenkondensator. Dieser war von einer Firma angekündigt, während der Laufzeit unseres Projektes konnte dieser aber nicht geliefert werden. Für eine eigene oder fremde Entwicklung standen jedoch nicht die nötigen Mittel zur Verfügung. Als Behelfslösung wurde ein Flüssigkeitslichtleiter gewählt und eingesetzt. Dieser wurde dementsprechend bei der Beschaffung der zuvor beschriebenen Lichtquelle berücksichtigt. Die Abbildung 16 zeigt den Aufbau der Beleuchtungsoptik des DMDs. Ausgehend von der Lichtquelle (hier nicht dargestellt), über den Lichtleiterausgang (unten links) und über zwei Quarzlinse als Kondensator zum DMD (oben rechts).



**Abb 16: Beleuchtungsoptik mit DMD**

Die Abbildungsoptik projiziert das auf dem DMD generierte Bild auf eine Fläche, die Hautareale (vgl. Abb. 16 / unterhalb des DMD). Bei der Antragsstellung waren wir davon ausgegangen, ein Objektiv für UV-Licht kommerziell erwerben zu können. Das war jedoch nicht der Fall. Deshalb mussten wir bis zur Endphase des Projektes mit einem Kompromiss arbeiten. Wir haben ein Objektiv für einen Diaprojektor (Kindermann 2.4/90 MC) gewählt, das in Brennweite und Lichtstärke zu unserem Strahlengang passte, jedoch bei der Wellenlänge von 350 nm nur noch eine Transmission von 50 % aufwies. Erst kurz vor Projektende konnten wir mit einem Objektiv (Rodenstock 4401-366-821) unseres Kooperationspartners eine signifikante Verbesserung erzielen. Dieses Objektiv hatte eine gute Transmission bei 350 nm, allerdings ein ungeeignetes Abbildungsverhältnis. In Kombination mit einer Feldlinse und einem zweiten Objektiv (Quarz Linse 25mm F2.8), welche allein ebenfalls ungeeignet war, konnten wir eine zufriedenstellende Abbildung erzielen. Da es sich bei dem ersten Objektiv um ein Einzelstück handelt, ist dies nur eine Lösung für das Funktionsmuster.

In der Abbildung 12 sieht man, wie das Prinzip des DMD, die Spiegel über die Diagonale zu kippen, den Strahlengang bestimmt. Die optische Achse muss mindestens einmal geknickt werden. Der gesamte Strahlengang bis auf die Abbildungsoptik (UV-Objektiv), muss schief im Raum angeordnet werden. Die optischen Komponenten müssen relativ zu der abgeknickten optischen Achse justierbar sein. Der Aufbau der Bestrahlungsoptik, wie er in der Abbildung gezeigt ist, hat sich als Funktionsmuster bewährt.

Vorgesehene Arbeiten im Arbeitspaket 4:

4.1	Lichtquelle		realisiert
4.2	DMD	als Kompromiss	realisiert
4.3	Optische Integration		realisiert
4.4	Abbildungsoptik	als Kompromiss	realisiert
4.5	Versuchsaufbau Bestrahlung		realisiert

Im Arbeitspaket 4 mussten einige Kompromisse gemacht werden, die jedoch tragbar waren. Die Brauchbarkeit des Funktionsmusters war dadurch nicht wesentlich eingeschränkt.

### 2.1.3 Erkenntnisse bei dem Aufbau einer Steuerung

Die Projektidee beinhaltet eine automatische Erkennung von erkrankten Hautpartien. Für diese Erkennung wurde bei Projektbeginn davon ausgegangen, dass erkrankte Partien mit optischen Mitteln hervorgehoben und diese dann mittels Bildverarbeitung identifiziert und markiert werden können.

Bei der MHH haben sich einige Patienten bereit erklärt, eine Fotodokumentation ihres Heilungsprozesses zu unterstützen. Somit liegt eine Anzahl von hochauflösenden Bildern vor (Abb. 17 zeigt ein Beispiel), die für eine Untersuchung verwendet wurden. Mit verschiedenen Lichtquellen, unter Verwendung von diversen Farbfiltern, wurden die Bilder beleuchtet und mit einer Kamera in eine Bildverarbeitung eingelesen und ausgewertet. Auf die Verwendung von Live-Bildern von unterstützenden Patienten wurde zu diesem Zeitpunkt des Projektes aus Gründen der Rücksichtnahme bewusst verzichtet.



**Abb. 17: Erkrankte Hautpartie im Detail**

Es zeigte sich, dass mit optischen Mitteln eine gute Vorarbeit geleistet werden konnte und musste. Für eine automatische Erkennung mussten jedoch in einem weiteren Schritt eine Kontrastverstärkung und eine Segmentierung der Areale durch eine Bildverarbeitung erfolgen.

Während die LUL sich um die weitere Optimierung der optischen Prozessschritte kümmerte, hat die FHH gemäß Planung diverse Verfahren zur Erkennung farblich differenzierter Flächen mittels Softwarealgorithmen untersucht. Hierbei stellte sich heraus, dass es das eine Verfahren nicht gibt. Je nach Krankheitsbild und Erscheinungsformen der Hautflächen ergeben die Erkennungsverfahren unterschiedlich gute Ergebnisse. Weitere Details sind dem Abschlussbericht der FHH, Kapitel 5.2, zu entnehmen.

Es ist festzustellen, dass für eine gute Erkennung der erkrankten Hautareale das optimale Zusammenwirken von Beleuchtung, Kamera und Software erforderlich ist. Eine stetige Optimierung gemäß der praktischen Erfahrung ist notwendig.

Aus den zuvor beschriebenen Erfahrungen heraus erfolgte die Beschaffung eines geeigneten Kamerasystems (Olympus F-View II) für die Erfassung des Patientenbildes. Neben einer hohen Auflösung (1376 x 1032) wurden die Farbempfindlichkeit und das Interface in der Beschaffungsentscheidung berücksichtigt.

Wie bereits oben erwähnt, sollen Hautareale automatisch erkannt werden. Für die Steuerung des Funktionsmusters ist daher eine Bildverarbeitung in die Steuerungssoftware zu integrieren. Die LUL und die FHH haben anfangs mit der Bildverarbeitung Analysis von SIS gearbeitet, diese war bereits an der LUL vorhanden. Analysis stellt neben einer Reihe von Standardwerkzeugen in der professionellen Bildverarbeitung auch eine Softwareschnittstelle bereit, hier können Entwickler eigene Verfahren integrieren. Auch die Erstellung einer eigenen DLL ist möglich, diese kann wiederum in andere Software, wie bei Steuerungssoftware, integriert werden. Alles in allem ein sehr offenes System.

Nach ersten Erfahrungen seitens der LUL und der FHH wurden Bildverarbeitungsverfahren zur Markierung der erkrankten Hautareale in ein eigenes Rahmenprogramm der FHH integriert, um spezialisierte Algorithmen besser zur Verfügung zu haben.

#### Vorgesehene Aufgaben des Arbeitspaketes 5:

5.1	Auswahl Multispektralverfahren	durchgeführt
5.2	Auswahl und Beschaffung Kamerasystem	durchgeführt
5.3	Auswahl und Beschaffung Bildverarbeitungssystem	durchgeführt
5.4	Bildverarbeitung	durchgeführt
5.5	Optimierung der Algorithmen	durchgeführt

Die vorgesehenen Aufgaben konnten vollständig gelöst werden. Eine Erkennung von erkrankten Hautpartien ist möglich. Allerdings muss an dieser Stelle betont werden, für das Funktionsmuster sind die Markierungsalgorithmen nur als ausreichend zu bezeichnen und müssen zurzeit noch einer stetigen menschlichen (ärztlichen) Kontrolle unterworfen werden.

## 2.1.4 Erkenntnisse bei dem Aufbau einer Regelung

Im Projekt ist beabsichtigt, nur erkrankte Hautpartien zu bestrahlen. Es ist also erforderlich dieses auch dynamisch sicherzustellen. Patienten bewegen sich während einer Behandlung von vielen Minuten. Daher ist eine Nachführung der Bestrahlungsmaske in diesen Zeiträumen notwendig. In Zusammenarbeit mit dem Partner Pannhoff Optische Messtechnik wurden Verfahren untersucht, die so eine Nachverfolgung ermöglichen.

Bei einer solchen Nachverfolgung wird eine bestimmte Struktur auf einer Fläche benutzt. Dies kann eine extra angebrachte Markierung oder eine krankheitsbedingte Struktur sein. Mittels einer Kamera werden Bilder der zu behandelnden Fläche in einen Rechner übertragen. Aus den 2-D Bildern kann dann jeweils die Positionsänderung ermittelt werden. Eine Schwierigkeit dabei war, was eine geeignete Markierung ist. Eine andere Schwierigkeit war die notwendige Nachführungsgeschwindigkeit zu erreichen. Bei der Markierung sind die Größe, die Farbe und der Farbkontrast von Bedeutung. Für die Geschwindigkeit spielt das eigentliche Verfahren zur Feststellung der Verschiebung die entscheidende Rolle.

Die FHH hat auf Basis der gewonnenen Erkenntnisse verschiedene Algorithmen eingesetzt, die dann im Hause der LUL am Modellaufbau getestet wurden. Für eine ausführliche Darstellung seitens der Algorithmen, wird auf den Abschlussbericht der FHH, Kapitel 5.3, verwiesen.

Die bereits bei der Antragstellung gesehenen Schwierigkeiten aufgrund der dreidimensionalen Struktur der Körper wurden bestätigt. Die Projektpartner haben sich bis zur Entwicklung einer besseren Strategie darauf verständigt, dass zunächst Flächen behandelt werden, die man unter der Prämisse, die optische Auflösung nicht wesentlich zu verschlechtern, als eben betrachten kann.

Vorgesehene Aufgaben des Arbeitspaktes 6:

6.1	Regelkreis inkl. Optischer Komponenten	leicht modifiziert	durchgeführt
6.2	Implementierung in Software		durchgeführt
6.3	Test		durchgeführt

Die vorgesehenen Aufgaben konnten nahezu vollständig gelöst werden. Die Modifikation beeinflusst die Brauchbarkeit des Funktionsmusters kaum.

### 2.1.5 Erkenntnisse bei der Integration des DMD

Wie schon unter 2.1.2 erwähnt, ist das Kernstück des Funktionsmusters das DMD. Zur Zeit der Antragstellung war State Of The Art, dass DMDs bis hinunter zu 350nm für eine akzeptable Lebensdauer von ca. 2000 Stunden verfügbar sind.

Ziel dieses Projektes sollte sein, die zu reflektierende Wellenlänge des DMD weiter in Richtung auf eine Wellenlänge von 300nm zu nutzen. Der Projektpartner Lüllau Engineering hatte seit Jahren Kontakte zu Texas Instruments (TI), allerdings war ein Neueinstieg in eine Zusammenarbeit deutlich schwerer als erwartet (vgl. Kap. 1.5). In einigen Kontakten mit TI wurde hier eine erneute Zusammenarbeit zwischen TI, Lüllau Engineering und der LUL (nach Vertraulichkeitserklärung / vgl. 2.1.1 DMD) vereinbart.

Da ein DMD mehr als eine Million Spiegel besitzt, erschien es von Interesse, wie stabil ein DMD funktioniert. Innerhalb einer Bachelorarbeit (Entwicklung eines Prüfstandes zur Qualitätssicherung von DMDs für den medizinisch-technischen Anwendungsbereich „UV-Behandlung von Hautkrankheiten“) wurde eine Apparatur entwickelt, die erkennen soll, wie viele einzelne Spiegel innerhalb definierter Zeitfenster nicht mehr funktionieren. Gerade bei UV-Strahlung ist dieser Punkt von wesentlicher Bedeutung und dient der Aussage darüber wie viele ausgefallene Spiegel akzeptabel sind und wann ein DMD als defekt eingestuft werden muss.

Aus den Vertraulichkeitsgründen heraus, können an dieser Stelle keine weiteren Angaben zum Arbeitspaket 7 erfolgen.

Vorgesehene Aufgaben zum Arbeitspaket 7:

- |     |                                 |                          |
|-----|---------------------------------|--------------------------|
| 7.1 | Modifikation des DMD im UV-Band | hat TI verzögert erfüllt |
| 7.2 | Verifikation des DMD            | läuft zurzeit            |
| 7.3 | Modifikation des Strahlenganges | steht noch aus           |

Innerhalb der Projektlaufzeit konnte kein Funktionsmuster für die Wellenlänge von 308nm aufgebaut werden, grundsätzlich beeinflusst dies die Brauchbarkeit des Funktionsmusters zurzeit nicht wesentlich.

### 2.1.6 Aufbau des Funktionsmusters

Bei dem Bau gab es keine wesentlichen Schwierigkeiten. Glücklicherweise konnte seitens Lüllau Engineering ein leicht defekter Belichtungskopf aus der Druckindustrie bereitgestellt werden. Hieraus konnte ein sehr hochwertiges UV-Objektiv ausgebaut und für dieses Projekt nutzbar gemacht werden. Der beschriebene Kompromiss aus Kapitel 2.1.2 / Abbildungsoptik konnte so gegen Ende des Projektes für das Funktionsmuster durch eine erheblich verbesserte Lösung ersetzt werden.

Vorgesehene Aufgaben des Arbeitspaketes 8:

- |     |   |         |
|-----|---|---------|
| 8.1 | Konstruktion des Funktionsmusters                   | erfüllt |
| 8.2 | Integration des Versuchsaufbaus „Beleuchtungsoptik“ | erfüllt |
| 8.3 | Bau des Funktionsmusters                            | erfüllt |

Das Funktionsmuster konnte mit den Kompromissen aus den zuvor erläuterten Arbeitspaketen gebaut werden.

### 2.1.7 Durchführung von Messungen und Tests

Die Projektpartner haben sich darauf verständigt, während der Funktionsmusterphase keine Tests an Patienten durchzuführen. Durch den Verzug bei der Bereitsstellung des DMDs stand am Projektende die Zeit für die dafür nötigen Prozesse (u.a. Beteiligung des Ethikrates) nicht mehr zur Verfügung.

Als Alternative wurden Versuchsreihen mit sich motorisch bewegenden Teilen von Schaufensterpuppen durchgeführt. Auch Körperhalbschalen aus dem gewerblichen Textileinzelhandel wurden für die Tests eingesetzt.

Vorgesehene Aufgaben des Arbeitspaketes 9:

- |     |                        |               |
|-----|------------------------|---------------|
| 9.1 | Testreihe an Dummies   | erfüllt       |
|     | Testreihe an Patienten | ist entfallen |

Die Testreihen an Dummies, außerhalb von realen Patienten, können als erfolgreich betrachtet werden.

### **2.1.8 Zusammenfassung der Ergebnisse**

Nach der Projektlaufzeit steht nun ein Funktionsmuster zur Verfügung, welches:

- 1 mittels einer Kamera und der Steuerungssoftware eine Hautfläche größer als A5 aufnehmen kann,
- 2 mit spezieller Beleuchtung sowie Softwarealgorithmen der Bildverarbeitung und manueller Nachbearbeitung am Bildschirm erkrankte Areale bestimmen kann.
- 3 durch eine geeignete Lichtquelle, den lichtmischenden Flüssigkeitslichtleiter, das DMD, die Abbildungsoptik und die dazugehörige Steuersoftware ein Bestrahlungsbild, basierend auf Punkt 2, zeitgesteuert projizieren kann,
- 4 durch eine Markierung auf der Hautfläche, einer Beobachtungskamera und der Regelungssoftware dem Patienten in der Bewegung folgen kann.

Trotz einiger Kompromisse kann das Projekt als erfolgreich eingestuft werden. Ein Folgeprojekt mit der Entwicklung eines Prototypen steht zur Diskussion.

### **2.2 Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Arbeit**

Die im Antrag formulierten Arbeiten zum Erreichen der Projektziele haben sich grundsätzlich als angemessen herausgestellt. Der Einsatz der verschiedenen Mitarbeiter, insbesondere der Einsatz von Herrn Dipl.-Ing. Peter Lührs, der als BAT IVa/2-Kraft die Streckung des Projektes bis zum Abschluss der Arbeiten bei Texas Instruments möglich gemacht hat, war zum Erreichen des Projektzieles notwendig und angemessen.

### **2.3 Verwertbarkeit der Ergebnisse**

Das im Projekt aufgebaute Funktionsmuster erfüllt seinen Zweck zu zeigen, ob, wie und mit welchem Aufwand sich die Projektidee in Zukunft in die Tat umsetzen lässt. Das Funktionsmuster wird genutzt, dies dritten gegenüber zu demonstrieren.

## 2.4 Fortschritts bei anderen Stellen

**Vertraulich!!!**

## 2.5 Veröffentlichung der Ergebnisse

Die Arbeiten im Rahmen des Projektes haben sich bisher in zwei Einladungen zu Vorträgen niedergeschlagen:

H.-D. Sträter, Anwendungspotentiale von UV-LEDs, UV-LEDS. Mögliche Anwendungen in der Medizintechnik, eingeladener Vortrag, optence Kompetenznetz Optische Technologien, Hessen/Rheinland-Pfalz, 27.11.2008, Mainz

Der Vortrag ist veröffentlicht bei: <http://www.bayern-photonics.de/inhalte/event/08/q4/anwendungspotenziale-von-uv-leds/>

H.-D. Sträter, UV Treatment of Skin Diseases using DLP Imagers, invited lecture, 4<sup>th</sup> International Symposium on Emerging and Industrial DLP Applications, Frankfurt, 12.11.2009

## Literatur

- [1] Hönigsmann, H. (Hrsg), Krutmann, J.: Handbuch der dermatologischen Phototherapie und Photodiagnostik. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New-York. 2003.
- [2] Leitlinien der Deutschen Dermatologischen Gesellschaft (DDG) und des Berufsverbandes Deutscher Dermatologen (BVDD). Empfehlungen zur Phototherapie und Photochemotherapie. AWMF-Leitlinien-Register Nr. 013/029 Entwicklungsstufe: 1.  
<http://www.uni-duesseldorf.de/AWMF/II/013-029.htm>
- [3] Hautklinik Linden – Klinikum Hannover, Klinik und Poliklinik für Dermatologie und Venerologie der Medizinischen Hochschule Hannover. Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. habil. A. Kapp. Funktionsbereich Immundermatologie, Berufsdermatologie und Photomedizin (Leiter: Univ.-Prof. Dr. med. habil. T. Werfel): Leitfaden Photodiagnostik, Phototherapie und Photochemotherapie. 3. Auflage, 2004.
- [4] National Psoriasis Foundation. Benchmark Survey on Psoriasis and Psoriatic Arthritis. Summary of top Line Results.  
<http://www.psoriasis.org/files/pdfs/press/2001benchmarksurvey.pdf>
- [5] N.N.: XRTAC-Excimer Laser. Firmeninformation der Fa. Photomedex über Excimer Laser zur Hauttherapie. <http://www.photomedex.com/category.php?cid=5>
- [6] Traupe, H., Robra, B.-P.: Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Heft 11, Schuppenflechte. Statistisches Bundesamt, Robert Koch Institut. 2002.
- [7] Tzay Y. Young; King-Sun Fu, Handbook of pattern recognition and image processing. Acad. Press, 1986
- [8] Wagner C.: Kantenextraktion: Klassische Verfahren.. Vortrag zum Seminar "Bildsegmentierung und Computer Vision". Universität Ulm 2006.  
[http://www.mathematik.uniulm.de/stochastik/lehre/ws05\\_06/seminar/wagner.pdf](http://www.mathematik.uniulm.de/stochastik/lehre/ws05_06/seminar/wagner.pdf)
- [9] Universität Trier: Digitale Bildverarbeitung. Script der Abteilung Fernerkundung.
- [10] Ehrich, S.: Mathematische Methoden in der Bildverarbeitung. Vorlesungsskript der Fakultät für Informatik der TU München. 2004.
- [11] Jähne, B: Digitale Bildverarbeitung. Springer, Heidelberg, 2002.
- [12] Ruzon, M. A.: Early vision using distributions. Dissertation. Stanford 2000.
- [13] Backfrieder, W.: Segmentierung. Vorlesungsskript der FH-Hagenberg. 2005
- [14] Van Vliet, L. J.: Binary Image Processing. Script TU Delft 2005.
- [15] Ruzon, M. A.: Corner Detection in Textured Color Images. IEEE Seventh International Conference on Computer Vision, Volume 2, pages 1039-1045, September 1999
- [16] Comanicu, D. u. Meer, P.: Mean shift: A robust approach toward feature space analysis. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence May 2002.

- [17] Zimmer, H.: Mean Shift-Tracking. Semesterarbeit, RWTH-Aachen. 2005.  
[http://www.henrikzimmer.com/SemMBV05\\_HZimmer.pdf](http://www.henrikzimmer.com/SemMBV05_HZimmer.pdf)
- [18] Ukrainitz, Y. u. Sarel, B.: Mean Shift Theory and Applications. Vortrag. 2004  
[http://www.cse.psu.edu/~rcollins/CSE598G/introMeanShift\\_6pp.pdf](http://www.cse.psu.edu/~rcollins/CSE598G/introMeanShift_6pp.pdf)
- [19] Image Processing Fundamentals. TU Delft  
<http://www.ph.tn.tudelft.nl/Courses/FIP/noframes/fip-Contents.html>
- [20] HYPERMEDIA IMAGE PROCESSING REFERENCE: Adaptive Thresholding, John Wiley & Sons Ltd <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/adpthrsh.htm>
- [21] DLP-Bauelement von TI. Bautsch  
<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/de/7/79/DLP.Chip.jpg>
- [22] Was ist DCAM / IIDC. The Imaging Source GmbH, Whitepaper. 2005  
<http://www.theimagingsource.com/de/resources/whitepapers/download/whatisdcamwp.de.pdf>
- [23] The coupled Camshift algorithm. Belaroussi, Laboratoire d'electronique et electromagnetisme. [http://www.lisif.jussieu.fr/%7Ebelaroussi/face\\_track/index.htm](http://www.lisif.jussieu.fr/%7Ebelaroussi/face_track/index.htm)
- [24] Representation of colors in the HSV system. Wiki Media  
[http://de.wikipedia.org/wiki/Datei:HSV\\_cone.png](http://de.wikipedia.org/wiki/Datei:HSV_cone.png)
- [25] Jaroslavskij, Leonid Pinchusovič: Einführung in die digitale Bildverarbeitung mit 9 Tabellen. Hüthig, 1990
- [26] Angelika Erhardt: Einführung in die Digitale Bildverarbeitung : Grundlagen, Systeme und Anwendungen. Vieweg+Teubner / GWV Fachverlage GmbH, Wiesbaden, 2008
- [27] Rafael C. Gonzalez; Richard E. Woods: Digital image processing. Pearson/Prentice Hall, 2002
- [28] Vijay Madisetti, Douglas Bennett Williams: The digital signal processing handbook. CRC Press, 1998
- [29] Takashi morimoto, Osama kiriyama, youmei harada: Object tracking in video images based on image segmentation and pattern matching. IEEE conference proceedings, vol no 05, page no, 3215-3218, 2005

## Anhang Übersicht über geprüfte Patente

Tabelle 1: Deutsche Patente / Offenlegungen

DE10222738	Photodynamic therapy of epithelial and/or non-epithelial tumors or psoriasis, using UV-light in presence of topically and/or systemically ad
DE10041855	Light therapy device for cosmetic and medical use, e.g. for UV light treatment has a ventilation arrangement that ensures a filter does not
DE19810201	Combination sunbed for skin UV radiation therapy or tanning
DE19642337	Secondary mirror reflector arrangement for light- and UV-radiation therapy
DE19637535	UV or IR radiation therapy device e.g. for domestic use
DE19606396	Secondary reflector mirror arrangement for light- and UV therapy
EP0292410	Cabin for the therapy by UV irradiation.
DE4108328	Therapy treatment radiation appts. - has control circuit determining duration of IR, visible or UV radiation from matrix of elements e.g. LED
DE4026327	Tanning and therapy appts. - has alternating UV and colour light sources mounted on radiation element
DE4026022	UV irradiating appts. for photo-therapy of neuro-dermatitis - has spectral characteristic such that portion between 250 and 350 nm is below

Tabelle 2: Europäische Patente/ Offenlegungen

EP1340521	Medizinischer Apparat zur Lichttherapie
EP1309285	Photodynamic Therapy Light Diffusor
EP1272246	Light Therapy Device
EP1212057	Extended Duration Light Activated Cancer Therapy
EP1137459	Instrument for Light Therapy

Tabelle 3: U.S. Amerikanische Patente

20040181267	Laser therapy device for the treatment of skin diseases
20030108536	Inhibition of graft versus host disease
20030088296	Irradiation apparatus & system, especially for photodynamic therapy Light
20030032900	System and method for facial treatment
20010028879	Inhibition of graft versus host disease

Tabelle 4: PCT Patente (Patent Cooperative Treaty)

WO2004071579	Photodynamic Therapy for the Treatment of Prostatic Conditions (Offenlegung, Dokument noch nicht verfügbar)
WO2004075985	Cosmetic or Therapeutic Methods and Apparatus (Off., Dok. n. n. v.)
WO2004064922	Lichttherapievorrichtung (Off., Dok. N. n. v.)
WO2004064923	Apparatus and Method for treatment of Skin Conditions using Light (Off., Dok. n. n. v.)
WO2004047921	Device for Treating Human Skin by Means of Radiation (Off., Dok. n. n. v.)
WO2004043543	Apparatus for Performing optical Dermatology (Off., Dok. n. n. v.)
WO03086539	Therapeuting Uses of UVA (Off., Dok. n. n. v.)
WO02070066	Method and Lamp for Color Therapy (Off., Dok. n. n. v.)
WO03013653	Phototherapeutical Apparatus
WO02094117	Apparatus and Method for selectively irradiating a surface.
WO03013653	Phototherapeutical Apparatus
WO02087698	Irradiating Device with Light Diode and Light Guide (Offenlegung, Dokument noch nicht verfügbar)
WO02078786	Therapeutig Treatment Device (Off., Dok. n. n. v.)
WO0230512	Irradiation Device for Photodynamic Therapy (Offenlegung, Dokument noch nicht verfügbar)
WO0230512	Irradiation Device for Photodynamic Therapy
WO0213905	Apparatus and Method for Targeted UV
WO0197912	Phototherapy of Skin Disorders
WO0213905	Targeted UV Phototherapy Apparatus and Method