

Aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Klinische Navigation und Robotik
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Neue Wege in der Energieversorgung aktiver Implantate –
Untersuchungen zum Transmissionsverhalten der Haut**

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Sebastian Zorn

aus Halle / Saale

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. Dr. med. dent M. Klein

2. Prof. Dr. Dr.-Ing. J. Lademann

3. Prof. Dr.-Ing. Dr. h. c. E. Uhlmann

Datum der Promotion: 08.04.2011

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Grundlagen zum Verständnis der Haut	2
1.1.1	Aufbau der Haut	2
1.1.2	Optische Eigenschaften der Haut	4
1.1.3	Das optische Fenster der Haut	4
1.2	Grundlegende Gesetze der Optik/ Physikalische Grundlagen	5
1.2.1	Das Gesetz der geradlinigen Ausbreitung des Lichts	5
1.2.2	Das Gesetz von der Unabhängigkeit von Lichtstrahlen	5
1.2.3	Das Reflexionsgesetz	6
1.2.4	Das Brechungsgesetz	6
1.3	Einteilung der Spektralbereiche	6
1.4	Spektroskopische Verfahren	7
1.4.1	Definitionen	7
1.4.2	Qualitative Spektroskopie	8
1.4.3	Spektroskopie in biologischen Geweben	9
1.5	Bedeutung der Solarenergiegewinnung	10
1.5.1	Grundlagen zur Sonnenenergie	10
1.5.2	Anforderungen an eine implantierbare Solarzelle	10
1.5.3	Aufbau einer Solarzelle	11
1.5.3.1	Die Siliziumzelle	12
1.5.3.2	Andere Materialien	13
1.5.3.2.1	Cadmium–Tellurid (CdTe)	13
1.5.3.2.2	Kupfer–Indium–Diselenid (CIS)	13
1.5.3.2.3	Organische Solarzellen (OSC)	14
1.5.4	Bestrahlungsstärke und Wirkungsgrad	14
1.5.5	Wirkungsgrad und Wirkungsspektrum	15
1.6	Implantate	15
1.6.1	Der Stand der technischen Entwicklung	16
1.6.2	Gliederung medizinischer Implantate	16
1.6.3	Möglichkeiten der Energieversorgung von aktiven medizinischen Implantaten	17
1.6.3.1	Batterien	18
1.6.3.2	Piezoelektrik	18
1.6.3.3	Energieübertragung mittels Induktion	19
1.6.3.4	Energieübertragung mittels Magnetfeld	19
1.6.3.5	Energieübertragung auf Solarzellen im NIR-Bereich	20

2	Ziel der Untersuchung	22
3	Material und Methode	23
3.1	Spektrometrischer Versuch	23
3.1.1	Verwendete Instrumente	23
3.1.2	Software	24
3.1.3	Lichtquelle	24
3.1.4	Biologisches Material	25
3.1.5	Messaufbau	27
3.1.6	Methodik der ersten Versuchsreihe	29
3.2	Transmissionsverhalten des Lichts anhand drei verschiedener Solarzelltypen	30
3.2.1	Verwendete Instrumente	30
3.2.2	Statistik	31
3.2.3	Lichtquelle	31
3.2.4	Biologisches Material	32
3.2.5	Messaufbau	33
3.2.6	Methodik der zweiten Versuchsreihe	34
4	Ergebnisse	35
4.1	Ergebnisse des spektrometrischen Versuchs	35
4.1.1	Ergebnisse mit unpigmentierter Haut im UV Bereich	35
4.1.2	Ergebnisse mit pigmentierter Haut im UV Bereich	41
4.1.3	Ergebnisse der spektrometrischen Messung im NIR Bereich	45
4.2	Ergebnisse der Versuchsreihe mit 3 unterschiedlichen handelsüblichen Solarzelltypen	46
4.2.1	Solarzelle Typ 1 / Polykristalline Zelle	46
4.2.1.1	30 Proben unpigmentierte Haut Zelltyp 1	47
4.2.1.2	10 Proben pigmentierte Haut Zelltyp 1	47
4.2.2	Solarzelle Typ 2 / Amorphes Array	48
4.2.2.1	30 Proben unpigmentierte Haut Zelltyp 2	48
4.2.2.2	10 Proben pigmentierte Haut Zelltyp 2	48
4.2.3	Solarzelle Typ 3 / amorphes, flexibles Array mit 9 in Reihe geschalteter Zellen	49
4.2.3.1	30 Proben unpigmentierte Haut Zelltyp 3	49
4.2.3.2	10 Proben pigmentierte Haut Zelltyp 3	49
4.2.4	Statistische Auswertung der zweiten Versuchsreihe	50

5	Diskussion	51
5.1	Der spektrometrische Versuch	51
5.1.1	Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens von der Schichtdicke bei unpigmentierten Proben im UV Bereich	52
5.1.2	Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens von der Schichtdicke bei unpigmentierten Proben im NIR Bereich	53
5.1.3	Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens von der Schichtdicke bei pigmentierten Proben im UV Bereich	53
5.1.4	Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens von der Schichtdicke bei pigmentierten Proben im NIR Bereich	54
5.1.5	Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens vom Pigmentierungsgrad im UV Bereich	54
5.1.6	Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens vom Pigmentierungsgrad im NIR Bereich	56
5.2	Versuch mit drei unterschiedlichen Solarzellen	56
5.2.1	Zelltyp 1 mit unpigmentierter Haut	57
5.2.2	Zelltyp 1 mit pigmentierter Haut	58
5.2.3	Zelltyp 2 mit unpigmentierter Haut	59
5.2.4	Zelltyp 2 mit pigmentierter Haut	60
5.2.5	Zelltyp 3 mit unpigmentierter Haut	62
5.2.6	Zelltyp 3 mit pigmentierter Haut	62
5.3	Ethische Überlegungen	63
5.3.1	Die ethischen Prinzipien der EGE [48]	64
5.4	Schlussfolgerungen	65
5.4.1	Fragen zu Messaufbau	66
5.4.2	Fragen zur Verwendung der geeigneten Solarsysteme	67
5.4.3	spezielle medizinisch-chirurgische Fragen	67
5.4.4	Ausblick anhand der gewonnenen Ergebnisse	68
6	Zusammenfassung	69
7	Literaturverzeichnis	71
8	Erklärung über Selbstständigkeit	76
9	Danksagung	77
10	Lebenslauf	78
11	Publikation	79

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Aufbau der Haut / Quelle: [52] Seite 16	2
Abbildung 2:	Aufbau der Epithelschicht / Quelle: [52] Seite 6	3
Abbildung 3:	Sonnenspektrum – die Abhängigkeit der Leistungsdichte von der Wellenlänge des Lichts [1]	5
Abbildung 4:	Gleichung zur Transmissions- und Absorptionsgradberechnung ([41], Seite 9)	8
Abbildung 5:	NIR – Spektrum, humane Bauchhaut (Epithel und obere Deckschicht, post mortem, in vitro), Gefrierschnitt, Schichtdicke 100 µm, ([11], Seite 21)	9
Abbildung 6:	Siliziumsolarzelle der Firma Q-cells [23]	11
Abbildung 7:	25 µm dünner Siliziumwafer des Fraunhofer ISE [54]	13
Abbildung 8:	Zusammenhang zwischen Wirkungsgrad und Bestrahlungsintensität	14
Abbildung 9:	Zusammenhang zwischen Ausgangsspannung und Bestrahlungsintensität	15
Abbildung 10:	Spektralverhalten von Lichtleitern, die für den sichtbaren (UV/VIS) und den nahen Infrarotbereich (NIR) ausgelegt sind	24
Abbildung 11:	Spektrum der 12V 20W Halogen-Reflektorlampe im UV-VIS Bereich	24
Abbildung 12:	Spektrum der 12V 20W Halogen-Reflektorlampe im NIR Bereich	25
Abbildung 13:	Messtisch für alle spektroskopischen Messungen	27
Abbildung 14:	unpigmentiertes Hautstück auf dem Messplatz VIS + IR	28
Abbildung 15:	unpigmentierte Haut auf einer Si-Solarzelle	28
Abbildung 16:	GAIA 3,6A Solarzelle / Versuchsaufbau	31
Abbildung 17:	Beispiel pigmentierter Haut, auf Trägerfolie liegend, Probe pigmentiert Nr.9	32
Abbildung 18:	Beispiel unpigmentierter Haut, auf Trägerfolie liegend, Probe unpigmentiert Nr.16	33
Abbildung 19:	Messtisch	33
Abbildung 20:	Amorphes 7-zelliges Modul links, Polykristalline Zelle rechts, darüber liegt die Schutzfolie	33
Abbildung 21:	Links Amorphes 7-zelliges Modul, rechts Polykristalline Zelle, Nahaufnahme	34
Abbildung 22:	Teilweise abgedecktes, 9-zelliges, flexibles Modul	34
Abbildung 23:	Transmissivität unpigmentiert 0,8mm Haut	35
Abbildung 24:	Transmissivität unpigmentiert 1,0mm Haut	36
Abbildung 25:	Transmissivität unpigmentiert 1,2mm Haut	36
Abbildung 26:	Transmissivität unpigmentiert 1,4mm Haut	37
Abbildung 27:	Transmissivität unpigmentiert 1,6mm Haut	37
Abbildung 28:	Transmissivität unpigmentiert 1,8mm Haut	38
Abbildung 29:	Transmissivität unpigmentiert 2,0mm Haut	38
Abbildung 30:	Transmissivität unpigmentiert 2,2mm Haut	39
Abbildung 31:	Transmissivität unpigmentiert frei präparierte Haut	39
Abbildung 32:	Mittelwerte unpigmentiert ohne Randbereiche	40

Abbildung 33:	Transmissivität pigmentiert 0,8mm Haut	41
Abbildung 34:	Transmissivität pigmentiert 1,0mm Haut	41
Abbildung 35:	Transmissivität pigmentiert 1,2mm Haut	42
Abbildung 36:	Transmissivität pigmentiert 1,4mm Haut	42
Abbildung 37:	Transmissivität pigmentiert 1,6mm Haut	43
Abbildung 38:	Transmissivität pigmentiert 1,8mm Haut	43
Abbildung 39:	Transmissivität pigmentiert 2,0mm Haut	44
Abbildung 40:	Transmissivität pigmentiert frei präpariert	44
Abbildung 41:	Mittelwerte pigmentiert ohne Randbereiche	45
Abbildung 42:	unpigmentierte Haut im NIR Bereich	46
Abbildung 43:	30 Proben unpigmentierte Haut Zelltyp1 / Punkt 32 drückt den Mittelwert aus.	47
Abbildung 44:	10 Proben pigmentiert Zelltyp1 / Punkt 13 drückt den Mittelwert aus	47
Abbildung 45:	30 Proben unpigmentiert Zelltyp 2 / Punkt 32 drückt den Mittelwert aus	48
Abbildung 46:	10 Proben pigmentiert Zelltyp 2 / Punkt 13 drückt den Mittelwert aus	48
Abbildung 47:	30 Proben unpigmentiert Zelltyp 3 / Punkt 32 drückt den Mittelwert aus	49
Abbildung 48:	10 Proben pigmentiert Zelltyp 3 / Punkt 13 drückt den Mittelwert aus	49
Abbildung 49:	Unterschied der Transmissivität pigmentiert / unpigmentiert	50
Abbildung 50:	Vergleich unpigmentiert/pigmentiert; Dicke 1,6mm	54
Abbildung 51:	Wirkungsoptimum der Solarzelle Q-Cells Q6LTT [6]	58
Abbildung 52:	Leitungskurve der Solarzelle vom Typ Q-Cells SE - Q6LTT [6]	61

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Einteilung der Spektralbereiche ([13], Seite 52)	6
Tabelle 2:	Kombinationsmuster der Hautproben	26
Tabelle 3:	Unterschiede der Transmissivität in Abhängigkeit von der Pigmentierung, Hautdicke 1,6mm	55

1 Einleitung

Aktive Implantate gewinnen im Rahmen des medizinischen Fortschritts eine zunehmende Bedeutung. Dabei handelt es sich in erster Linie um Herzschrittmacher, Cochleaimplantate, Biosensoren und Neurostimulatoren[59].

Allen aktiven Implantaten ist die Abhängigkeit von einer Energiequelle gemein. Leider existiert jedoch noch keine optimale Energiequelle für Implantate dieser Art.

Bislang dienen hauptsächlich Akkumulatoren als Energiequelle, die bei Ermüdung durch einen zusätzlichen operativen Eingriff ausgetauscht, oder durch aufwändige extrakorporale Geräte aufgeladen werden müssen.

Die Photovoltaik ist ein jahrzehntelang bekanntes Verfahren zur Energiegewinnung.

Um ein geschlossenes System zwischen Energiequelle und aktivem Implantat zu erzeugen entstand die Idee mittels subkutan implantierbarer Photovoltaik eine intrakorporal gelegene Energieerzeugung zu realisieren, welche den Patienten vor Zusatzoperationen oder Zusatzgeräten unabhängig macht.

Um perspektivisch eine zuverlässige und unabhängige Versorgung medizinischer Implantate durch Solarstrom zu ermöglichen, müssen die technischen, anatomischen und physikalischen Voraussetzungen genauer untersucht werden.

Ziel dieser Arbeit soll es sein, die Lichtdurchlässigkeit der Haut in Abhängigkeit ihrer Dicke und Pigmentierung darzustellen. Bei dieser experimentellen Studie wurde einerseits die Transmissivität der Haut verschiedener Dicken und Pigmentierungen in Abhängigkeit der Wellenlänge des einfallenden Lichtes in Betracht gezogen. Andererseits wurden drei zufällig ausgesuchte, handelsübliche Siliziumsolarzellen bezüglich ihrer erzielbaren Leistungsfähigkeit untereinander verglichen.

Um den betroffenen Patienten eine höchstmögliche Unabhängigkeit, Sicherheit und Lebensqualität zu verschaffen, sollte das Ziel in einer Möglichkeit liegen, implantierbare medizinische Einheiten dauerhaft mit Energie versorgen zu können.

1.1 Grundlagen zum Verständnis der Haut

1.1.1 Aufbau der Haut

Bei einer durchschnittlichen Hautoberfläche eines 65 kg schweren Menschen von 18000 cm² ist die Haut des Menschen das größte Organ. Sie erfüllt überdies wichtige Funktionen. Da die Haut in ihrer kompletten Fläche der Umwelt ausgesetzt ist, muss sie den menschlichen Körper vor übermäßigem Wasserverlust bewahren, bietet mechanischen, als auch chemischen Schutz vor Abtragungen, Mikroorganismen und anderen exogenen Einwirkungen auf den Organismus [52]. Die Haut ist aus drei Schichten aufgebaut, die ihrerseits nochmals unterteilt werden können.

In der Tiefe liegt die Subcutis, oder auch Unterhautfettgewebe, durchzogen von Tastkörperchen, Schweißdrüsen und Fettzellen, die am Kopf die Verbindung des Hautapparates zur Galea aponeurotica und zur darunter befindlichen Muskulatur aufnimmt [66]. Sie ermöglicht wiederum mit ihrer bindegewebigen Struktur nur ihre Gesamtverschieblichkeit [63].

Bei der Betrachtung des Transmissionsverhaltens der Haut, soll das Hauptaugenmerk auf die oberen beiden Schichten, die Dermis und die Epidermis, fallen. Da die Platzierung der aktiven Solarflächen wegen der benötigten hohen Lichtexposition beim Menschen unter der Stirnhaut denkbar ist, kann auf eine nähere Betrachtung der Subcutis verzichtet werden, da die Implantationstiefe durch die anatomischen Verhältnisse auf der Stirn limitiert ist. Eine möglichst geringe Schichtdicke der Deckhaut soll zu hohen Transmissionswerten führen.

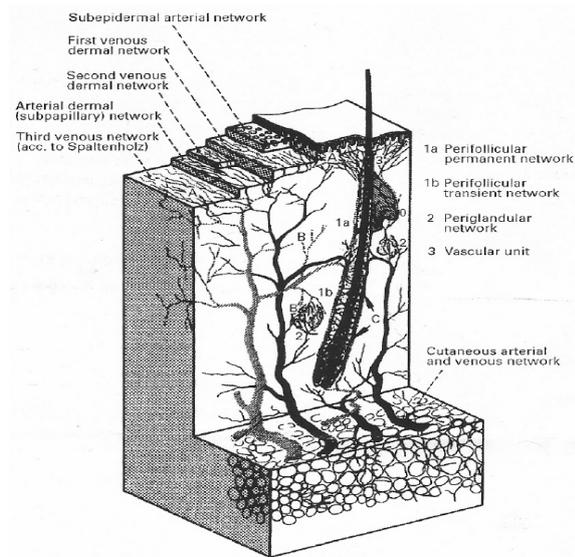


Abbildung 1: Aufbau der Haut / Quelle: [52] Seite 16

Die Dermis mit ihrem bindegewebigen Charakter sichert der Haut ihre hohe mechanische Festigkeit. Sie beherbergt eine Vielzahl von Sinneszellen, sowie Nervengewebe und Blutgefäße, mit denen sie ihre Hauptaufgabe, die Versorgung der Epidermis, gewährleistet. Man unterscheidet die Dermis in Stratum papillare und Stratum reticulare, identifiziert durch den jeweils vorhandenen Kollagentyp. Anzahl, Größe und biosynthetische Aktivität der Fibroblasten nehmen von der retikularen zur papillaren Dermis zu [57]. Ihre Dicke beträgt, abhängig ihrer Lokalisation durchschnittlich 1-1,5 mm, im Gesichtsbereich 0,6 – 2 mm [13, 14, 21].

Die Epidermis kann man ihrerseits in vier Schichten unterteilen. Von Innen nach Außen beschreibt man das Stratum basale (SB), Stratum spinosum (SS), Stratum granulosum (SG) und Stratum corneum (SC). Die Zellen der Epidermis unterliegen einem ständigen Wandel. Von ihrer Entstehung durch Mitose im SB aus wandern sie durch das SS und SG in Richtung SC. Die Halbwertszeit dieser Zellen beträgt im Mittel 13-15 Tage [50]. Während es sich in den ersten 3 Schichten noch um lebende Zellen handelt, befinden sich im SC fast ausschließlich abgestorbene, flache Zellen. Diese Ansammlungen von verklebten Zellresten geben dem SC auch den Namen Hornschicht. Je nach Alter, Lokalisation, Beanspruchung und Geschlecht variiert die Dicke der Epidermis von 30µm bis 4mm. Durchschnittlich, auch im Gesichtsbereich, beträgt sie jedoch 50µm-200µm [14, 50].

Die Epidermis enthält unter anderem auch eine Varianz an Melanocyten (Pigmentzellen), abhängig von Dauer und Häufigkeit des individuellen Lichteinfalls und der Abstammung. Diese produzieren Melanin, ein Pigment, welches die Zellen der Haut vor einfallenden Lichtstrahlen vom UV bis in den Infrarotbereich schützt [14].

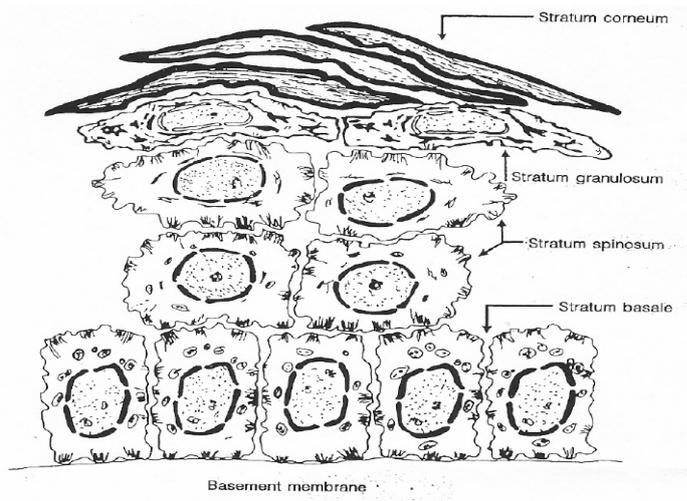


Abbildung 2: Aufbau der Epithelschicht / Quelle: [52] Seite 6

1.1.2 Optische Eigenschaften der Haut

Da bei dieser Arbeit insbesondere das Transmissionsverhalten der Haut untersucht wird, bedarf es einer genaueren Betrachtung des photophysikalischen Verhaltens der Dermis.

Wenn Licht auf die Haut trifft, wird nur ein recht unbedeutender Teil der Strahlung (ca. 4%) direkt an der Oberfläche reflektiert. Dies nennt man Fresnel-Reflexion [14]. Die restliche Strahlung dringt in die Haut ein und unterliegt dort unterschiedlichen Absorptions- und Streuungsprozessen. Die freie Wegstrecke eines Photons beträgt nur 0,05-0,2mm, dann wird es häufig gestreut oder absorbiert. Bis zu 65% der Photonenstrahlung verlassen aber nach vielfachen Streuungsereignissen wieder als Remissionsstrahlung die Haut [14].

Die einzelnen Schichten der Haut haben eine unterschiedliche Verteilung der Chromophore und einen unterschiedlichen Brechungsindex, was abhängig von der Wellenlänge zu spezifischen Reflexions-, Übertragungs- und Streuungseigenschaften führt. Beeinflussende Faktoren für die Eindringtiefe der Strahlung sind weiterhin die absorbierende Wirkung von Blut (Hämoglobin, Oxyhämoglobin) im Wellenlängenbereich von 300nm bis 600nm und die Streuung in der Kollagenfaserschicht [18].

Das einfallende Licht wird von den verschiedenen Schichten reflektiert, umgelenkt und absorbiert. Dabei spielt die Schichtdicke eine entscheidende Rolle [11].

1.1.3 Das optische Fenster der Haut

Wie von Fisch et. al. erwähnt [18], sind durch den inhomogenen Aufbau der verschiedenen Hautschichten eine Anzahl an Störgrößen bei einer genaueren Bestimmung des Transmissionsverhaltens der Haut zu beachten. Die UV-C Strahlung (Wellenlängenbereich 200nm – 285nm) wird schon in der obersten Schicht, der Epidermis an deren Durchdringung gehindert [57]. UV-B Strahlung (Wellenlängenbereich 285nm – 320nm) ist dagegen schon in der Lage die komplette Epidermis zu durchdringen, hat aber mit einem Anteil von 0,4% der Gesamtenergie nur einen verschwindend geringen Anteil am Strahlungsaufkommen [57]. UV-A Strahlung (Wellenlängenbereich 320nm – 400nm) kann bis in die mittleren Schichten der Dermis eindringen, bei einem Gesamtenergieanteil von 3,9% [57]. Dabei ist aber zu beachten, dass die vor allem in der Dermis befindlichen zahlreichen Blutgefäße große Teile der einfallenden Strahlung in einem Wellenlängenbereich von 300nm – 600nm durch ihren Inhalt (Hämoglobin, Oxyhämoglobin) blockieren [18].

Im Wellenlängenbereich von 400 nm - 800 nm (sichtbares Licht/ UV-VIS) bis hin zum Bereich von 1400 nm (kurzwelliges, infrarotes Licht oder nahes Infrarot / NIR) ist die Eindringungsfähigkeit der Strahlung am höchsten und wird daher als optisches Fenster der Haut bezeichnet [18]. Die Angaben über die genaue Spanne (600nm -1300 nm) des optischen Fensters variieren leicht je nach Autor [5]. Einig ist man sich, dass eine tiefe und nur wenig abgeschwächte Penetration des einfallenden Lichts in diesem Spektralbereich zu bemerken ist [5, 18].

Es sollte also ein Hauptaugenmerk der Betrachtung auf diesem Spektrum liegen, da es hier also anzunehmen ist, auf eine starke Transmission der Lichtstrahlung zu treffen. Die hauptsächlich verwendete Photovoltaik hat ihr Leistungsoptimum ebenfalls in diesem Bereich [1, 15].

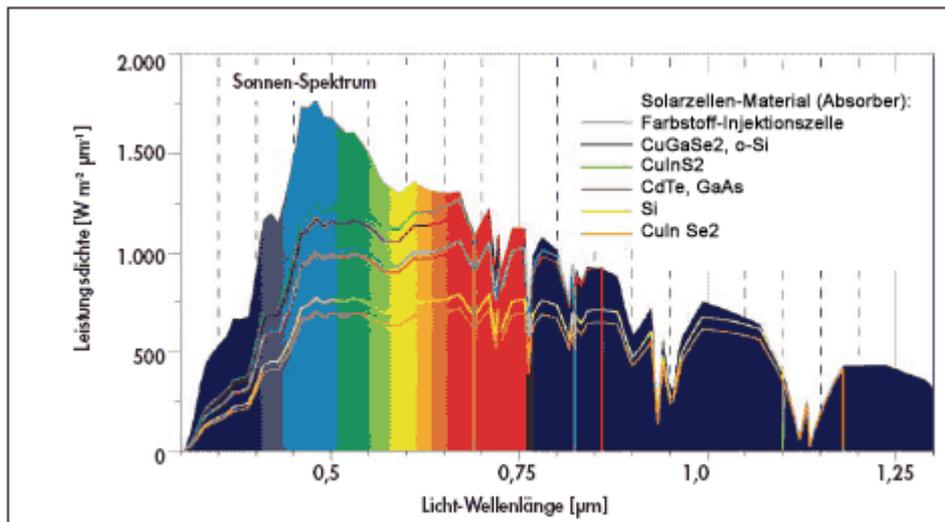


Abbildung 3: Sonnenspektrum – die Abhängigkeit der Leistungsdichte von der Wellenlänge des Lichts [1]

1.2 Grundlegende Gesetze der Optik/ Physikalische Grundlagen

1.2.1 Das Gesetz der geradlinigen Ausbreitung des Lichts

In einem optisch homogenen Medium breitet sich Licht geradlinig aus. Beispielsweise entsteht bei der Bestrahlung eines lichtundurchlässigen Gegenstandes, durch eine punktförmige Lichtquelle, hinter diesem ein scharf begrenzter Schatten [62].

1.2.2 Das Gesetz von der Unabhängigkeit von Lichtstrahlen

Der Effekt, der von einem Lichtstrahl erzielt wird, wird nicht durch andere Lichtstrahlen beeinflusst. Durch Licht, welches man durch Blenden in einzelne Lichtstrahlen zerlegt, kann man nachweisen, dass die Wirkung einzelner Lichtstrahlen unabhängig voneinander ist [62].

Wenn ein Ausgangsstrahl A auf die Trennstelle zweier unterschiedlicher Medien trifft, teilt sich dieser in einen reflektierten Strahl B und einen gebrochenen Strahl C. Deren Richtungsverläufe werden durch das Reflexion- und das Brechungsgesetz beschrieben.

1.2.3 Das Reflexionsgesetz

Ein reflektierter Strahl liegt in der gleichen Ebene wie der einfallende Strahl und die Normale zur Mediengrenze, die durch den Auftreffpunkt auf dieselbe führt.

Der Reflexionswinkel ϕ' ist gleich dem Einfallswinkel ϕ [62].

1.2.4 Das Brechungsgesetz

Der einfallende Strahl, der gebrochene Strahl, sowie die Normale zur Mediengrenze, die durch den Auftreffpunkt geht, liegen in derselben Ebene. Das Verhältnis des Sinus des Einfallswinkels zum Sinus des Brechungswinkels ist für zwei gegebene Medien eine konstante Größe.

$$\frac{\sin \phi_1}{\sin \phi_2} = n_{21} \quad n_{21} \text{ beschreibt den relativen Brechungsindex.}$$

Der relative Brechungsindex zweier Medien ist gleich dem Quotienten ihrer absoluten Brechungsindizes [62].

$$n_{21} = \frac{n_2}{n_1}$$

1.3 Einteilung der Spektralbereiche

Spektrum	Wechselwirkung	Spektralbereich	Wellenlänge
Röntgenspektrum	Rumpfelektronen	Röntgen	0,01 – 1nm
Elektronenspektrum	σ - Elektronen π -, n-Elektronen	Vakuum-UV	10 – 190nm
		UV	190 – 380nm
		VIS	380 – 800nm
Schwingungsspektrum	Oberschwingungen Molekülschwingungen	nahes IR	0,8 – 2,5 μ m
		IR	2,5 – 50 μ m
Rotationsspektrum	Molekülrotation	fernes IR Mikrowellen	50 – 500 μ m 0,5 – 3 μ m

Tabelle 1: Einteilung der Spektralbereiche ([13], Seite 52)

1.4 Spektroskopische Verfahren

1.4.1 Definitionen

Die Lehre von der Erzeugung, Beobachtung, Aufzeichnung und Interpretation von Spektren, auf Grundlage der Interaktion zwischen elektromagnetischer Strahlung und Materie bezeichnet man als Spektroskopie [13].

Unter Absorptionsspektroskopie versteht man die qualitative und quantitative Messung des Absorptionsvermögens eines Stoffes als Funktion der Wellenlänge. Aufgabe der Absorptionsspektroskopie ist es, Zusammenhänge zwischen Lage und Intensität der Absorptionsstellen und der bestimmten Eigenschaften von Proben zu untersuchen [13, 28].

Als Reflexion wird die Rückstrahlung elektromagnetischer Wellen an Grenzflächen zweier unterschiedlicher Medien mit differenzierten Brechungsindizes bezeichnet. Abhängig vom Größenverhältnis der auftreffenden Wellen zu den Unebenheiten auf der Grenzfläche, kann man zwei Grenzfälle unterscheiden.

Bei nur kleinen Unebenheiten auf der Grenzfläche, verglichen mit der Wellenlänge des Lichts, kommt es zu einer gerichteten Reflexion (Spiegelung). Hierbei gilt das Reflexionsgesetz, welches besagt, dass Einfallswinkel und Ausfallswinkel gleich groß sind.

Der zweite Grenzfall beschreibt die Situation, wenn die Unebenheiten auf der Grenzfläche, verglichen mit der Wellenlänge, groß sind. Hierbei werden die elektromagnetischen Wellen diffus in den Raum reflektiert.

Beide Grenzfälle besitzen aber nur theoretischen Charakter, sie kommen in der Realität nicht in Reinform vor. Reale Grenzflächen besitzen eine gemischte, als Glanz zu bezeichnende Reflexion [28].

Der Reflexionsgrad ist vom Verhältnis der Brechungsindizes der angrenzenden Materieflächen, dem Einfallswinkel und dem Absorptionskoeffizienten abhängig. Wenn dabei die daraus resultierende Abhängigkeit von der Wellenlänge groß ist, spricht man von selektiver Reflexion [41].

Als Streuung bezeichnet man die Licht- Materie- Interaktionen, die zu einer Ablenkung der einfallenden Strahlung führt [29]. Streuung von ultravioletten Strahlen (UV) und sichtbarem Licht (VIS) ist eine quasi-simultane Aufnahme und Wiederabgabe von Photonen durch Atome und Moleküle mit einer Zwischenzeit von etwa 10^{-15} s [41].

1.4.2 Qualitative Spektroskopie

Da Moleküle einen unterschiedlichen atomaren und räumlichen Aufbau aufweisen, sind die durch Elektronen-, Schwingungs- und Rotationsanregung erzeugten Spektren stoffcharakteristisch. Über Absorptionsspektren kann man also eine Aussage über die in einer beliebigen Probe befindlichen Substanzen treffen. Jede Substanz besitzt ihr persönliches, einmaliges Absorptionsspektrum, ähnlich eines menschlichen Fingerabdruckes. Bei gemischten Substanzen werden die Extinktionsspektren der Einzelsubstanzen zu einem Summenspektrum addiert [13]. Spektren werden ermittelt, indem man definierten Strahlungseinfall vor dem Auftreffen auf eine Substanz oder Gewebe und nach seinem Austritt misst. Aus diesen Intensitäten lässt sich der durchgedrungene Anteil, die Transmission, errechnen [13].

$$T(\lambda) = \frac{I}{I_0}$$

$$A(\lambda) = \frac{I_0 - I}{I_0}$$

$T(\lambda)$	Transmission an der Wellenlänge λ
$A(\lambda)$	Absorptionsgrad an der Wellenlänge λ
I_0	eingestrahelte Strahlungsleistung
I	gemessene Strahlungsleistung

Abbildung 4: Gleichung zur Transmissions- und Absorptionsgradberechnung ([41], Seite 9)

Um die Transmission, gegebenenfalls auch die Remission, von biologischen Geweben zu erfassen, eignen sich neben der sehr aufwändigen Bestimmung der mikroskopischen optischen Parameter, spektroskopische Verfahren, um das Transmissionsverhalten von Licht darzustellen. Hiermit ist es möglich Transmissionskurven in weiten Wellenlängenbereichen nachzuweisen. Wichtig zu beachten wäre eine Ergebnisabhängigkeit, von der zu betrachtenden Schichtdicke, wobei die mikroskopischen optischen Eigenschaften μ_a , μ_s und g schichtdickenunabhängig sind.

Der Absorptionskoeffizient μ_a beschreibt die Absorptionswahrscheinlichkeit von Licht bei Betrachtung der Weglänge eines Photons von 1mm anhand der mittleren Häufigkeit von Absorptionsereignissen auf dieser Strecke [47]. Im Wellenlängenbereich von 300nm bis 900nm nimmt der Absorptionskoeffizient von menschlicher Haut von ca. 1/mm auf 0,05/mm hin ab [49].

Der Streukoeffizient μ_s beschreibt analog zu μ_a , die Wahrscheinlichkeit der Streuung anhand der mittleren Häufigkeit der Streuereignisse innerhalb einer Photonenwegstrecke von 1mm [38]

In biologischen Geweben dominiert die Streuung deutlich über die Absorption. Aufgrund dieser Voraussetzung ist es möglich mit Hilfe der so genannten Diffusionsapproximation zu arbeiten, bei der die Streuphasenfunktion auf den Anisotropiefaktor g reduziert wird. Er umfasst Werte zwischen -1 (totale Rückstreuung) und $+1$ (totale Vorwärtsstreuung), wobei der Wert 0 für richtungsunabhängige Streuung steht [49].

1.4.3 Spektroskopie in biologischen Geweben

Bei spektroskopischen Messungen in biologischen Geweben, kommt es zu einer Kombination von verschiedenen Effekten, da die dabei eingestrahlenen Photonen an Oberflächen reflektiert, gestreut und/oder absorbiert werden. Es resultiert ein Gesamtspektrum. Um eine sinnvolle Interpretation solcher Gesamtspektren aufzustellen, ist es nötig, mathematische Einzelmodelle zur quantitativen Analyse aufzustellen. Diese leiten sich zumeist von der Boltzmann-Transport-Gleichung ab, die es ermöglicht eine genaue Beschreibung der Ausbreitung von Licht in Gewebe, mit Hilfe der Einbeziehung der statistischen Winkelverteilung von Streueignissen, zu treffen [24].

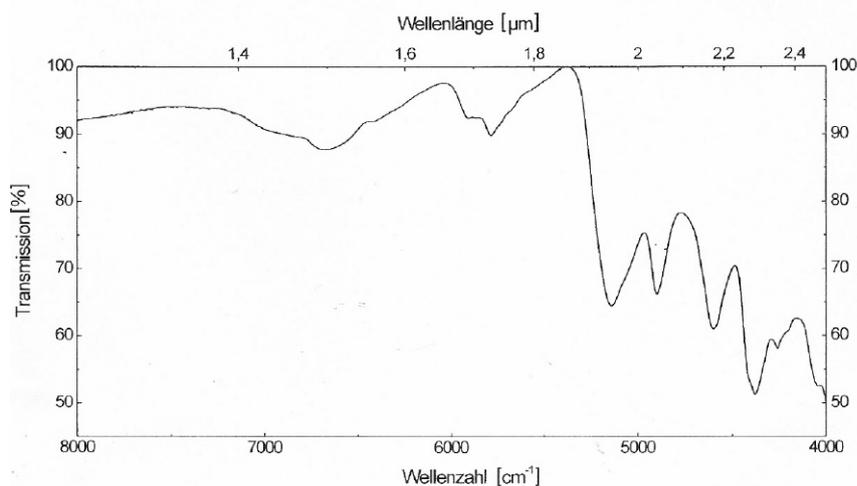


Abbildung 5: NIR – Spektrum, humane Bauchhaut (Epithel und obere Deckschicht, post mortem, in vitro), Gefrierschnitt, Schichtdicke $100\ \mu\text{m}$, ([11], Seite 21)

Ein solches Transmissionsspektrum ermöglicht einen relativen Vergleich der Korrelation einer Wellenlänge zu einem bestimmten Gewebetyp. Nicht möglich ist aber ein Rückschluss auf die Effizienz einer Wellenlänge für verschiedene Gewebetypen auf Grundlage eines Vergleichs verschiedener Transmissionsspektren [11].

1.5 Bedeutung der Solarenergiegewinnung

1.5.1 Grundlagen zur Sonnenenergie

Das Sonnenlicht ermöglicht grundsätzlich erst irgendeine Form von Leben auf der Erde. Sie gibt in einer Stunde so viel Energie auf die Erde ab, wie diese innerhalb eines ganzen Jahres benötigt. Anders gesagt, entspricht dies einer Energiemenge, die 5000 mal größer ist, als der Gesamtenergiehaushalt aller anderen Energiequellen [35].

Um die Wirkungsgröße und Leistung von Solarzellen unter natürlichen Bedingungen abschätzen zu können, bedarf es zu allererst einer Klärung bestimmter Begrifflichkeiten.

Die Energieintensität durch die Sonne ist abhängig von der Lokalisation auf der Erde. An den Polen ist die Energiequantität beispielsweise geringer als am Äquator, da das Sonnenlicht auf dem Weg zu den Polen eine größere Luftmasse durchwandern muss.

Die Bestrahlungsstärke drückt die Leistungsdichte des Sonnenlichts mit der Maßeinheit W/m^2 aus.

Die Solarkonstante für die Erde ist die Bestrahlungsstärke, die die Erde an der Hülle ihrer Atmosphäre (AM0) erhält. Sie beträgt $1367W/m^2$. Nach dem Durchtritt durch die Atmosphäre lässt der Energiegehalt, abhängig von der atmosphärischen Absorption, nach. Bei AM1 reduziert sich die Energie bereits auf $1000W/m^2$. Die Bestrahlungsstärke von AM1,5 gilt als das akzeptierte Standardkalibrierungsspektrum für Photozellen.

Die Sonneneinstrahlung oder auch Irradiation ist die Maßeinheit der Energiedichte des Sonnenlichts und wird in kWh/m^2 angegeben. Der normalerweise dafür benutzte Zeitraum bezieht sich auf einen Tag, respektive der Zeiten der Tageslichtstunden [35].

In Deutschland beträgt die durchschnittliche solare Einstrahlung in einem Süd-Nord-Gefälle bei $1070kWh/m^2$ bis etwa $1220kWh/m^2$ auf 30 Grad geneigte Flächen. Diese Angaben unterliegen erfahrungsgemäß jährlichen Schwankungen von bis zu 10%, abhängig von Sonnenexposition, Luftverunreinigung und klimatischen Bedingungen [27].

1.5.2 Anforderungen an eine implantierbare Solarzelle

Eine Solarzelle, welche in einen menschlichen Körper implantiert werden soll, muss einer ganzen Reihe von Anforderungen standhalten.

Zuerst einmal muss sie die benötigte Energie für den Verbraucher, auch über längere Perioden, aufbringen können.

Sie muss hochflexibel und sehr bruchstabil sein, da ein Betriebsausfall der Zelle genau die Vorteile des autarken, implantierten Energieversorgungssystems zunichte machen würde. Ein weiterer sehr wichtiger Punkt ist die Biokompatibilität der Umhüllung der Solarzelle, der Stromkabel und des Akkus für den Nachtbetrieb. Da das Gerät vollständig unter die Haut implantiert werden soll, ist es unabdingbar, dass die Oberfläche langfristig flüssigkeitsdicht mit einer hochflexiblen Schicht überzogen ist. Diese darf nicht vom Körper abgestoßen werden. Eine weitere Schwierigkeit bei dieser Hülle ist, dass sie sehr lichtdurchlässig und möglichst dünn sein muss, um einerseits ausreichend Strahlung hindurch zu lassen und andererseits durch die Baudicke nicht optisch aufzufallen.

Ebenso ist eine Isolation des elektrischen Systems von absoluter Wichtigkeit, um ungewollte innerkorporale Stromflüsse zu vermeiden.

1.5.3 Aufbau einer Solarzelle

Die Technologie, bei der die Strahlungsenergie mittels eines photoelektrischen Effekts direkt in elektrische Energie umgewandelt wird, nennt man Photovoltaik (PV). In Solarzellen erfolgt ihre Umwandlung. Diese kann man als großflächige Dioden mit ausgeprägtem photoelektrischem Effekt bezeichnen. Die PV-Module bestehen in ihrer Gesamtheit aus einem Kern verschalteter, kristalliner Zellen, die zwischen Glas-, bzw. Kunststoffscheiben laminiert werden. Die einzelnen Module können ihrerseits wieder zu größeren Einheiten, durch Parallel- oder Reihenschaltung, als Generatoren verbunden werden, um eine größere Leistung zu erzielen [68].

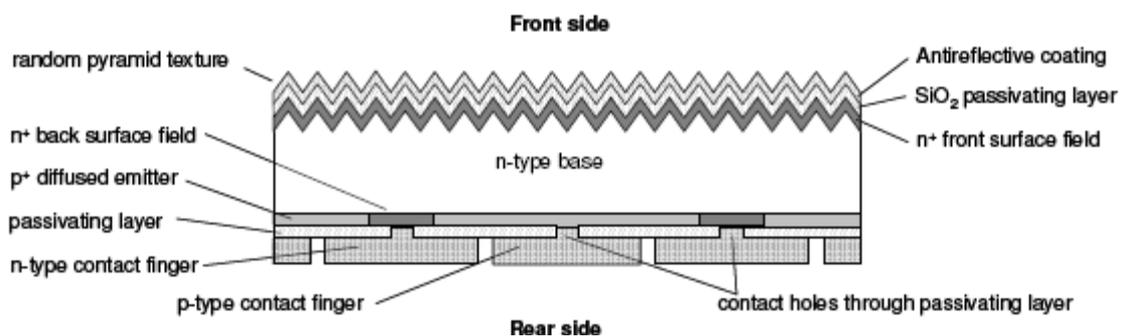


Abbildung 6: Silizium-Solarzelle der Firma Q-cells [23]

1.5.3.1 Die Siliziumzelle

Derzeit ist das am häufigsten verwendete Material Silizium (Si). Im industriellen Gebrauch werden hauptsächlich Arrays mit Einzelzellmaßen von $10\text{cm}^2 \times 10\text{cm}^2$ bis $15\text{cm}^2 \times 15\text{cm}^2$ bei einer Ausgangsspannung von etwa $0,55\text{V}$ und Stromdichten um die 35 mA/cm^2 verwendet. Diese Werte gelten bei Standard-Testbedingungen (STC). Die STC betragen bei der Strahlungsflussdichte 1000W/m^2 und der Zelltemperatur 20°C am Punkt maximaler Leistung, dem Maximum Power Point (MPP). Um höhere Spannungen erzeugen zu können, ist es möglich, Zellen in Reihe zu Modulen zu schalten. Somit erreicht man bei einem typischen 36-Zellenmodul eine Gesamtspannung von $18\text{-}20\text{V}$. Zum Einsatz kommt vor allem Silizium sowohl in seiner monokristallinen, als auch in seiner polykristallinen Form. Monokristallin verarbeitet, werden Si-Einkristalle in ca. $0,3\text{mm}$ dicke Schichten geschnitten. Polykristalline Zellen werden aus einem großkörnigen Polykristall, einem gegossenen Siliziumblock gewonnen. Unter Laborbedingungen wurden bei monokristallinen Zellen Wirkungsgrade von bis zu 24% erreicht. Die vermutete Obergrenze von Siliziumzellen liegt bei 26% . Die Leistungsausbeute kommerzieller Hochleistungszellen liegt bei STC aber zwischen $14\text{-}17\%$ (monokristallin) und $12\text{-}14\%$ (polykristallin). Bei Anwendung von Silizium in der Dünnschichttechnik wird amorphes Silizium unter Beimengung von Wasserstoff auf ein Glas-Substrat gedampft, welches die Leitfähigkeit des Materials erhöht. Leider unterliegen diese Zellen einer gewissen Alterung, so dass der Wirkungsgrad ($13,6\%$ Wirkungsgrad für 3-fach Übergangszelle) leicht abnimmt.

Das Fraunhofer Institut ISE bietet aktuell die Möglichkeit einer Optimierung von Siliziumsolarzellen durch so genannte „laser gefeuerte Rückseitenkontakte“ (laser-fired-contacts/LFC). Bei diesem Verfahren werden in 3 Schritten zuerst 2 Schichten (1. Passivierungsschicht (SiO_2), 2. Aluminiumschicht (Al)) und zum Schluss die Kontaktpunkte mittels eines Nd:YAG-Lasers durch die dielektrische Schicht auf die Rückseite der Silizium - Wafer gebracht, um eine ideale Rückseitenstruktur zu schaffen. Mit diesen Zellen wurden Wirkungsgrade von bis zu $21,4\%$ erreicht [55].

Eine im Jahr 2004 veröffentlichte Studie belegt weiterhin den Erfolg des Fraunhofer ISE bei der weltweit ersten Entwicklung einer multikristallinen Siliziumsolarzelle mit einem Wirkungsgrad von über 20% [56]. Ebenso stellt die Firma Q-cells in einer Studie aus dem Jahre 2006 eine Siliziumzelle (monokristallin) mit Wirkungsgraden von über 20% vor [23].

Bei der Implantation von Solarsystemen im menschlichen Körper ist es wichtig, das man die Verwendung von an sich sehr bruchgefährdeten Standard-Siliziumzellen vermeidet und an deren Stelle auf sehr dünne Wafer zurückgreift, welche eine besondere Flexibilität aufweisen. Dies liegt im allgemeinen Trend der speziellen Forschung, dort momentan allerdings hauptsächlich um die Kosten zu reduzieren. Bei der Dünnschichttechnik bedarf es der Verwendung hocheffizienter Zellstrukturen, da mit der abnehmenden Zelldicke auch der Wirkungsgrad rapide sinkt [54].

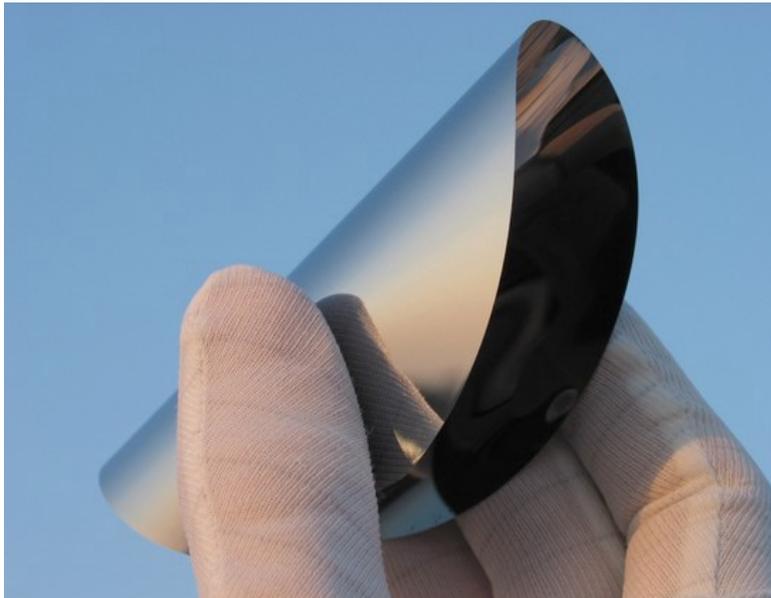


Abbildung 7: 25 μm dünner Siliziumwafer des Fraunhofer ISE [54]

Im Jahr 1997 wurden von insgesamt ca. 152MWp Solarmodulen noch etwa 87% auf Siliziumbasis hergestellt, ein Beleg über die noch außerordentliche Wichtigkeit dieses Materials.

1.5.3.2 Andere Materialien

Perspektivisch ist es jedoch auch vorstellbar, andere Materialgruppen als Silizium, mit eventuell besseren Eigenschaften, auf den industriellen Markt zu bringen [68].

1.5.3.2.1 Cadmium–Tellurid (CdTe)

CdTe kann mittels verschiedenster Verfahren in dünnen Schichten abgeschieden werden. Bei Kombination mit Cadmium-Sulfid können Hetero-Übergänge gebildet werden, die die erforderlichen photodioidischen Eigenschaften aufweisen. Derzeit liegt das Wirkungsgradmaximum bei etwa 15% ohne zeitliche Degradation [68].

1.5.3.2.2 Kupfer–Indium–Diselenid (CIS)

CIS bietet eine sehr hohe optische Absorption, es können schon sehr dünne Schichten des Materials Licht vollständig absorbieren. Häufig wird eine Legierung mit Gallium gebildet, um dadurch die Ausgangsspannung der Zellen zu erhöhen (CIGS–Zelle). Die maximalen Wirkungsgrade bei Zellen dieser Bauart belaufen sich derzeit auf ca. 17,5% [68].

1.5.3.2.3 Organische Solarzellen (OSC)

In einer aktuellen Studie von Jiang et. al. aus dem Jahre 2009 werden organische Solarzellen aus π -konjugierten Polymeren bzw. Fulleren-Derivaten zur Stromversorgung von so genannten mikroelektromechanischen Systemen (MEMS) verwendet [25].

Als vorteilhaft bei der Verwendung dieser Art von Solarzellen werden die hohe Flexibilität, das sehr geringe Gewicht und die niedrigen Herstellungskosten hervorgehoben, da auf die Verwendung von Silizium verzichtet werden kann.

Es zeigt sich, dass dieses Material sehr gut Strahlung absorbiert, was zur Folge hat, dass die benötigten Schichten mit einer Stärke von 100nm sehr dünn ausfallen. Weiterhin fällt die Isolation dieses elektrischen Systems leicht, da man das verwendete Material auf alle erdenklichen Materialien, so auch Kunststoffe, aufbringen kann. In dem von Jiang et. al. durchgeführten Versuch erreichten die Zellen Werte von 7,8V bei 55 μ A [25]. Als Nachteil wäre die geringe Effizienz von 2,45% anzumerken, die derzeit bei organischen Solarzellen generell die Marke von 6% kaum übersteigt [25], wie es Jiang et. al. in seiner Studie mit kleinflächigen organischen Solarzellen beschrieben hat.

Andere Autoren untersuchten bisher nur großflächigere Zellarrays, mit einer Effektivität von 0,5% bis 4,1% unter normaler Sonneneinstrahlung [32, 42, 67].

1.5.4 Bestrahlungsstärke und Wirkungsgrad

Der Wirkungsgrad von Solarzellen ist abhängig von der Intensität der Strahlung der sie ausgesetzt sind [19]. So sinkt der Wirkungsgrad von guten Solarzellen, die bei 100mW/cm² (Sonne) einen Wirkungsgrad von 21,2% aufweisen auf etwa 17%, wenn die Bestrahlung auf 1mW/cm² reduziert wird. Betrachtet man die von der Zelle abgegebene Spannung, so ergeben sich bei Sonnenbestrahlung ca. 680mV und bei 1mW Bestrahlung sind es nur noch 535mV (ca. 79%). Im Punkt der maximalen Leistung (MPP) ist das Verhältnis 570mV zu 460mV ca. 81%.

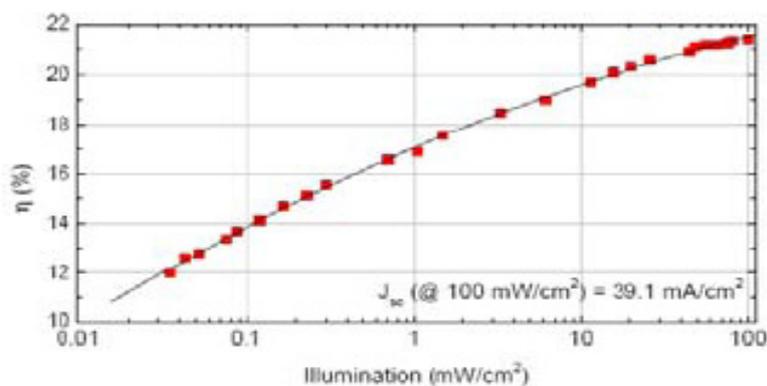


Abbildung 8: Zusammenhang zwischen Wirkungsgrad und Bestrahlungsintensität

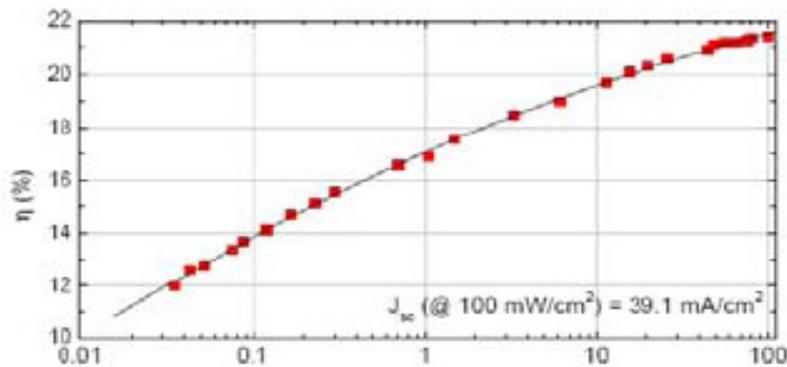


Abbildung 9: Zusammenhang zwischen Ausgangsspannung und Bestrahlungsintensität

1.5.5 Wirkungsgrad und Wirkungsspektrum

Die Einschränkung des Wirkungsspektrums von Solarzellen beruht auf physikalischen Grundlagen. Das zur Herstellung verwendete Material grenzt das Spektrum ein. Das Prinzip der Energiegewinnung beruht darauf, dass ein eintreffendes Photon den so genannten Bandabstand überwindet, den Energieabstand im Halbleiter zwischen einem im Kristall fixierten und einem frei beweglichen Elektron. Beim mit Abstand am häufigsten verwendeten Material, dem Silizium, beispielsweise bedarf es elektromagnetischer Strahlung im nahen Infrarotbereich. Das heißt, dass weder langwellige, niederenergetische Strahlung, noch kurzwellige Strahlung des sichtbaren Lichtes bzw. UV Strahlung zur Energiegewinnung beitragen, sondern nur Wärme erzeugt wird. Ein Lichtstrahl der genau richtigen Wellenlänge löst ein Elektron heraus und wird daher mit optimalem Wirkungsgrad in Strom umgesetzt. In Nanostrukturen verändert sich die Physik und es ist möglich, mehr als ein Elektron pro Photon herauszulösen. In Bleiselenid-Kristallen können bis zu sieben Elektronen herausgelöst werden [53].

1.6 Implantate

Im Wörterbuch wird der Begriff Implantat mit den Worten „Ein Implantat ist ein im Körper eingepflanztes künstliches Material, das permanent oder zumindest für einen längeren Zeitraum dort verbleiben soll.“ umschrieben. Dabei kann man Implantate nach ihrer Funktion in medizinische, plastische und funktionelle untergliedern, wobei die Begrifflichkeiten untereinander verschwimmen [3].

Im weiteren Verlauf soll sich die Betrachtung weitestgehend mit den medizinischen Implantaten befassen.

1.6.1 Der Stand der technischen Entwicklung

Die Implantation des ersten Herzschrittmachers 1958 in einer Schuhcremedose durch Ake Senning [16] beschrieb den Beginn der Entwicklung implantierbarer, technischer Medizingeräte. Einen weiteren Meilenstein stellt die Einführung des Lithium-Ionen-Akkus 1972 durch Wilson Greatbatch dar [33].

Inzwischen ist es möglich, nicht angelegte oder beschädigte Hörnerven über neuronale Prothesen (z.B. Cochlear-Implantate) zu ersetzen, um dem Patienten damit wieder zu einer weniger eingeschränkten Kommunikationsfähigkeit zu verhelfen. Auch Hirnstammimplantate, im Jahr 2003 weltweit etwa 250 Versorgungen, die es ermöglichen Stimmen zu unterscheiden, Geräusche zu erkennen oder sogar telefonieren zu können, finden Einzug in die Medizin. Nicht nur bei Schädigungen der Nervenbahnen, auch bei Stoffwechselerkrankungen wie Morbus Parkinson, Essenziellem Tremor und Dystonien gibt es die Möglichkeit über einen Hirnschrittmacher die motorische Einschränkung zu verringern. Ebenso gibt es Ansätze bei psychiatrischen Erkrankungen wie Psychosen und Depressionen die direkte Steuerung von Hirnfunktionen vorzunehmen. Als ein weiterer Anwendungsbereich wird die Stimulation des Nervus vagus (10. Hirnnerv) benannt [59].

Jedoch auch medizinisch irrelevante Anwendungsbereiche, wie das bargeldlose Bezahlen in einer Nobel-Disco, die stumme Überwachung von exponierten Personen, Zahntelefone und die Kontrolle Krimineller mittels so genannter Radio Frequency Identification Devices (RFID-Geräte) oder Informations- und kommunikationstechnologischen Implantate (IKT-Implantate) sind geplant, beziehungsweise schon in Benutzung [48, 59].

Perspektivisch wird die Entwicklung nicht nur auf dem medizinischen Sektor, in Form von beispielsweise Kortikalimplantaten für Blinde und künstliche Hippocampi voranschreiten, sondern auch vor allem in der Entwicklung von neuronalen Schnittstellen (cyber-think). Es wird also Gedächtnisleistungssteigerung durch unsichtbare Kommunikation mit anderen ermöglicht werden können [48].

1.6.2 Gliederung medizinischer Implantate

Um eine Übersicht über die verschiedenen Produktgruppen gewinnen zu können, haben Nsanze et. al. [43], in Anlehnung an Richtlinie 90/385/EWG des Rates über aktive implantierbare medizinische Geräte [4], eine Einteilung in verschiedene Gruppen getroffen. Sie unterscheidet in aktive und passive medizinische Einheiten.

Als aktives medizinisches Gerät werden demnach alle Apparate bezeichnet, deren Betrieb auf einer elektrischen oder anderen Energiequelle beruht, als der unmittelbar durch den menschlichen Körper oder durch Schwerkraft erzeugten Energie. Als implantierbares medizinisches Gerät werden solche bezeichnet, die durch chirurgische oder medizinische Eingriffe ganz oder teilweise in den menschlichen

Körper verbracht werden, oder durch einen medizinischen Eingriff in eine natürliche Körperöffnung eingeführt werden, mit der Bestimmung, dort zu verbleiben. Passive Einheiten sind Geräte, die über ein externes elektromagnetisches Feld betrieben werden. So in etwa der Verichip™, einem RFID-Gerät, welches, etwa reiskorngroß implantiert, Daten wie Blutgruppe, Krankengeschichte, aber auch Identitäts- und finanzielle Angaben enthalten kann [48]. Weiterhin kann man noch, abhängig von einer bestehenden Verbindung zu externen Rechnern, zwischen „Online-IKT-Implantaten“ und „Offline-IKT-Implantaten“ unterscheiden [43, 48].

Über Neuroimplantate ist es möglich, eine Brücke zwischen Mensch und Maschine zu schlagen, um die menschlichen Fähigkeit zu verbessern (Enhancement), die entweder durch Erkrankung verloren gingen, oder nie angelegt waren. Als Neuroimplantate, beispielsweise Hirnschrittmacher, werden technische Geräte bezeichnet, die in das menschliche Gehirn oder andere Körperbereiche eingesetzt werden. Durch die Modulation der elektrischen Aktivität von Nervenzellen unterstützen oder ersetzen sie verloren gegangene oder beschädigte Nervenfunktionen [48, 59]. Der Begriff Enhancement wird vom Nationalen Ethikrat in diesem Zusammenhang im Sinne der Verbesserung von Leistungsfähigkeit und Lebensqualität der menschlichen Natur verwendet [30, 64].

1.6.3 Möglichkeiten der Energieversorgung von aktiven medizinischen Implantaten

In erster Linie handelt es sich bei den verwendeten Geräten um Herzschrittmacher, Cochlear-Implantate, welche bei Patienten mit einer Schädigung des Innenohres die Funktion der Hörschnecke übernehmen, und Neurostimulatoren [59]. So unterschiedlich die Verwendungszwecke auch sein mögen, eine Gemeinsamkeit besitzen viele von ihnen. So gut wie alle aktiven, sowie viele der passiven implantierbaren Geräte benötigen Energie, um betrieben zu werden [40]. Die Energieversorgung ist allerdings noch nicht zufriedenstellend geklärt. Die bisherigen Ansätze sind daher eher als Zwischenlösungen zu bezeichnen.

Es gibt zwei grundsätzlich unterschiedliche Lösungsansätze bei dieser Problematik.

Zum einen besteht die Möglichkeit, die Energiequelle außerhalb und das Endgerät innerhalb des Körpers zu verbringen. Hierbei stellen sich die Vorteile vor allem durch den unkomplizierten Austausch des Energieversorgers dar. Nachteilig bei dem herkömmlichen Verfahren, bei dem Energiequelle und Verbraucher durch ein Kabel miteinander verbunden sind, ist die hierbei bestehende, dauerhafte Verbindung von Außenwelt zum Körperinnern und dem dabei immer bestehenden Infektionsrisiko. Daher sollte von dieser Methode Abstand genommen werden. Ein weiterer Nachteil der Variante ist der Umstand, dass der Patient immer die externe Energiequelle bei sich tragen, und ständig den Batterieladestatus überprüfen muss. Damit ist die betroffene Person in seiner Lebensqualität erheblich eingeschränkt [44].

Seit einiger Zeit werden Möglichkeiten zur kabellosen Energieübertragung durch Magnetfelder [7, 36, 40, 44, 51, 60], aber auch infrarotes Licht und Solarsysteme [10, 20] erforscht, die recht vielversprechende erste Ergebnisse zeigen.

Zum anderen können die benötigte Energiequelle und das implantierte Gerät im Körper untergebracht werden. Bei primär geringerem Infektionsrisiko ist aber die Möglichkeit des Austauschs der verbrauchten Energiequelle immer mit einem erneuten chirurgischen Eingriff verbunden. Auch hier besteht ein Infektionsrisiko, welches bei einem erneuten Eingriff, wie beispielsweise beim Einsetzen einer neuen Batterie, zehn mal höher ist, als bei der Erstoperation [45].

Ein zusätzlicher Eingriff bedingt für den Patienten einen erneuten Krankenhausaufenthalt, die damit einhergehenden perioperativen Risiken und für das Gesundheitswesen hohe zusätzliche Kosten. Die Batterie eines Herzschrittmachers besitzt derzeit, abhängig von zahlreichen Faktoren, eine Lebenszeit von bis zu zehn Jahren [46].

1.6.3.1 Batterien

Bei den ersten verwendeten Batterien handelte es sich um Nickel-Kadmium, um kurz darauf von Zink-Quecksilberbatterien abgelöst zu werden, die eine Lebenszeit von bis zu 2 Jahren erreichten. Diese recht eingeschränkten Überlebenszeiten konnten mit den modernen Anforderungen an die Herzschrittmachertechnik nicht mithalten. Als Greatbatch 1972 zum ersten Mal eine Lithium-Ionen Batterie mit einer Überlebenszeit von bis zu zehn Jahren verwendete, glich dies einem Quantensprung [33].

Bei der Wahl von Batterien in diesem speziellen medizinischen Sektor spielen verschiedene Parameter eine entscheidende Rolle. Zu diesen Parametern gehören unter anderem die bei Benutzung ansteigende Temperatur, die Länge der Lebens- und Lagerungszeit, der initiale, durchschnittliche und maximale Entladestrom, die Leistungsfähigkeit und natürlich die Größe und das Design [33]. Da Tests mit biologischen Batterien, also solchen, die ihren Strom aus dem Organismus beziehen, in der Herzschrittmacherforschung zu keinen erfolgreichen Ergebnissen geführt haben, ist die Lithium-Ionen Batterie im Moment die Batterie der ersten Wahl. Perspektivisch ist die Verwendung von Lithium-Carbonmonofluorid Batterien denkbar, die eine hohe Energiedichte bei geringem Innenwiderstand bieten. Mit diesen speziellen Batterien ist ein Stromangebot von über 20mA möglich [33].

1.6.3.2 Piezoelektrik

Eine weitere Form der Energiegewinnung stellt die Piezoelektrik dar. Diese beruht auf der Annahme, dass bei der Stimulation von Muskelgewebe weniger Energie verwendet wird, als aufgrund der Kontraktion der Muskulatur frei wird. Diese frei werdende Energie kann gespeichert werden und zum

einen für erneute Muskelstimulation, zum anderen könnte sie jedoch auch zur Stromversorgung von medizinischen Implantaten genutzt werden [17, 31].

1.6.3.3 Energieübertragung mittels Induktion

Glenn et al. haben schon 1959 den ersten Induktionsherzschrittmacher vorgestellt, dessen Funktion darauf basiert, dass die für das zu unterstützende Herz benötigte Taktfrequenz von außen auf eine implantierte Spule des Herzschrittmachers durch die Haut übertragen wird [61]. Hierbei wird vor allem das nicht mehr so häufig durchzuführende Nachoperieren aufgrund verschlissener Batterien oder etwaiger Störungen aufgrund des komplizierteren Aufbaus der batteriebetriebenen Herzschrittmacher als Vorteil betrachtet [17]. Da die Idee der induktionsgesteuerten Pulserzeugung von der Zeit vor der Ära der Lithium-Ionen Batterien stammt, ist auch diese, aufgrund des größeren apparativen Aufwandes für den Patienten, als nicht optimal zu bewerten.

1.6.3.4 Energieübertragung mittels Magnetfeld

Schon 1993 publizierten Miller et. al. ein System zur drahtlosen Energieübertragung durch elektromagnetische Induktion. Problematisch bei dieser Art der Energieübertragung ist die Tatsache, dass sich schon kleinste Stellungsänderungen der zwei benötigten Drahtspulen zueinander stark auf die Effizienz der Übertragung auswirken. Dem versucht man mit einem System des automatischen Nachjustierens, dem sogenannten Autotuning des elektromagnetischen Feldes entgegen zu wirken [36]. Bezug nehmend auf Miller et. al. stellten Mussivant et al. 1995 einen Versuch vor, ebenso mittels externer und interner Drahtspule über ein magnetisches Feld, eine Energieübertragung zu erreichen. Sie konnten bei einer Leistung von 60W eine Effizienz von 60% bis 83% ermöglichen. Dieser Versuchsaufbau war zusätzlich mit einem System zur Informationsübertragung via Infrarot gekoppelt [40]. Andere Forschungsgruppen suchten auf gleichem Wege nach optimaleren Ergebnissen [7].

Auch Theoridis und Mollov stellten 2005 eine Möglichkeit der Energieübertragung durch ein elektromagnetisches Feld über eine ausserhalb des Körpers befindlichen Drahtspule vor. Der Empfängerteil der Apparatur, eine im Körper zu implantierende Spule, versorgt ein angeschlossenes medizinisches Implantat mit Strom. Theoridis und Mollov fanden mit 13,56MHz eine effiziente Frequenz, die die übertragene Energie optimal ausnutzt, so dass kein verstärkender Magnetkern mehr benötigt wird und die das Implantat umgebende Oberfläche nur minimal Energie absorbiert. Somit konnte der Abstand zwischen Sender und Empfänger auf bis zu 2m vergrößert werden, was den Effekt des Autotuning vernachlässigbar und somit überflüssig macht [36, 51, 60].

Andere Autoren berichten von einem, nach außen für magnetische Wellen abgeschirmten Raum, in dem ein Patient mit implantierter Empfängerspule einen Herzschrittmacher über elektromagnetische Wellen betreiben lassen kann. In diesem Raum kann er sich frei bewegen, ist allerdings auch einer

magnetischen Strahlung ausgesetzt. Diese ist zwar im zulässigen Bereich der ANSI/IEEE [44], trotzdem besteht eine Reststrahlung. Es besteht zusätzlich die Gefahr einer Störung elektrischer Geräte, durch die ausgesendeten Radio-Frequenz-Wellen. Dies kann vor allem in Krankenhäusern zu Zwischenfällen führen [20]. Auch wurden im Versuch keine Tests mit der nötigen Eingangsleistung durchgeführt, die für den Betrieb eines künstlichen Herzens von Nöten ist [44]. Bei einer entsprechenden Fortführung der Versuche vor allem hinsichtlich der Reduktion der Strahlung, stellt diese Variante aber durchaus eine viel versprechende Möglichkeit der drahtlosen Energieversorgung dar [44].

1.6.3.5 Energieübertragung auf Solarzellen im NIR-Bereich

Um die Nachteile der Energieübertragung durch elektromagnetische Wellen wissend, erprobten Goto et. al. [20], in Anlehnung an die Vorarbeit durch Murakawa et. al. [39], eine andere Art der Übertragung von elektrischem Strom durch die Haut. Nahes Infrarotlicht (NIR) wird von einer Laserdiode durch die Haut gestrahlt. Die Wellenlänge des abgestrahlten Licht beträgt 810nm und trifft kollimiert auf die Hautoberfläche auf. Dort wird es von einer implantierten Photodiode in elektrischen Strom umgewandelt und eine angeschlossene, ebenfalls implantierte, Lithiumbatterie aufgeladen. Sie stellten fest, dass auf diesem Wege eine Bestrahlungszeit von 17 Minuten täglich ausreichen würde, um einen Herzschrittmacher, der einen Strom von 20 μ A benötigt, 24 Stunden lang zu betreiben. Dieser Test an Ratten, umgerechnet auf die Anwendung am Menschen, würde ein Solarmodul mit der Fläche vom etwa 10cm² benötigen, um die gleiche Ladeleistung erreichen zu können [20]. Auch eine direkte Stimulation der Cochlea durch Solarsysteme, optimiert auf den nahen IR-Bereich (NIR) durch das Trommelfell, scheinen unter Verwendung stärkerer Lichtquellen und effizienterer Photozellen möglich. Genauere Untersuchungen blieben bislang aus [10].

Nachteilig wäre bei dieser Möglichkeit die Abhängigkeit des Patienten von der Laserdiode und des nötigen, bewusst wahrgenommenen Aufladevorganges.

Eine weitere Anwendungsmöglichkeit von Solarenergie zum Betrieb von künstlichen Herzen wird in Form von Batterie - unterstützenden Maßnahmen beschrieben. In diesem Fall wird die äußere Drahtspule eines TET und dessen Lithiumbatterie mit einer Solarzelle mit den Maßen 304mm x 245mm verbunden. Die Energieübertragung ins Innere des Körpers wird wiederum durch elektromagnetische Felder gewährleistet. Durch die Erzeugung einer Leistung von 2,5W bzw. 6,5W durch die Solarzelle, kann die Ausgangszeit der Energieversorgung durch die Batterie von 20 Minuten auf 30 bzw. 50 Minuten gesteigert werden. Bei der Verwendung effizienterer Solarzellen verspricht man sich noch überzeugendere Ergebnisse [8].

Auch Tchin-Iou et.al. veröffentlichten 1999 ihre Versuche zur solaren Energiegewinnung [58].

Sie gingen der Frage nach einer möglichst großen Unabhängigkeit für Patienten mit künstlichem Herzen nach, und entwickelten ein System zum körperexternen, photovoltaischen Aufladen von Hochleistungsakkus. Sie entwickelten einen Stuhl mit integriertem Parabolspiegel aus elf 250W Halogenlampen, mit dem ein Solararray eine Batterie aufladen soll. Ihre Versuche ergaben eine theoretische Nutzungsdauer von neun Stunden, limitiert durch die Leistungsfähigkeit des Akkus [58].

2 Ziel der Untersuchung

Obwohl weltweit seit mehr als fünf Jahrzehnten menschliche Körperfunktionen durch implantierbare Geräte unterstützt oder ersetzt werden, ist deren Energieversorgung noch deutlich optimierbar. Die Stromversorgung implantierbarer medizinischer Geräte stellt Hersteller, als auch Anwender vor technische Schwierigkeiten. Das Problem der autarken Energieerzeugung stellt dabei eine Dominierende dar.

Noch ist nicht hinreichend geklärt, wie man Herzschrittmacher, Cochlear-Implantate, Neurotransmitter und Ähnliches dauerhaft und anwenderfreundlich mit Strom versorgen kann und die Notwendigkeit einer Nachoperation zum Austausch der Energiequelle vermeidet. In diesem Zusammenhang ergab sich die Frage, nach einer Energieversorgung mit solarem Strom, bei der die Solarmodule subkutan positioniert werden. Weiterhin sollte die Abhängigkeit von Hilfsmitteln zum Aufladen mittels Photodioden und Ähnlichem vermieden werden, um den Patienten das größtmögliche Gefühl der Unabhängigkeit zu vermitteln.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, experimentell die Grundlagen dieser Art von Energiegewinnung zu überprüfen, um damit die wichtigsten medizinischen Implantate mit ausreichend Strom versorgen zu können. Dabei soll zum einen die Transmissivität der Haut mittels des validierten Modells der Haut vom Schweineohr untersucht werden. Zum anderen soll die tatsächliche Energieausbeute heutiger Solarzellen analog zum Transmissionsverhalten der Haut untersucht werden.

Die Energiegewinnung soll nur durch die im normalen Lebensalltag erwartete Sonnen- und Raumlichtexposition der Patienten erreicht werden. Eine mögliche Implantationsstelle würde sich in der Region der Stirn befinden, da hier die längste und intensivste Exposition von Strahlung vermutet wird.

Hauptaugenmerk dabei ist die Beziehung von Hautdicke, respektive der Tiefe der chirurgischen Platzierung der Solarzellen, und Strahlungsresorption der beiden obersten Schichten der Dermis.

Ein weiterer Focus der Arbeit ist die Beziehung von Intensität der Pigmentierung zur Strahlungsresorption der Haut.

3 Material und Methode

Im ersten Vorversuch wurde an wenig pigmentierter (unpigmentiert), sowie an stark pigmentierter Haut (pigmentiert) vom ungebrühten Schweineohr die Durchdringungsfähigkeit der Lichtstrahlung einer 12V 20W Halogen Reflektorlampe untersucht [65]. Um die Effizienz der perspektivisch zu implantierenden Photozellen so zu gestalten, dass das jeweilige Endgerät genügend Energie, auch bei eventuellen temporären Energiezuflussdefiziten, erhalten kann, muss die Durchlässigkeit der menschlichen Haut (hier an Schweinehaut) für Lichtstrahlen auf unterschiedlichen Wellenlängenbereichen untersucht werden. Da die benötigten Wellenlängen von 200nm bis 1800nm nicht mit einem Gerät gemessen werden können, benutzte man für den Wellenlängenbereich von 200-850nm ein UV-Spektrometer, sowie für den Bereich von 900-1800nm ein NIR-Spektrometer. Die Wellenlängen ab ca. 1600 nm - 3000 nm (langwelliger Infrarotbereich) sind nicht mehr geeignet, handelsübliche Solarzellen mit der benötigten, effektiven Strahlung zu versorgen. Diese Wellenlängenbereiche bleiben gänzlich ungenutzt, mussten also nicht näher betrachtet werden [15].

In einem zweiten Versuch wurde das Transmissionsverhalten von Lichtstrahlung bezüglich dreier unterschiedlicher Photovoltaikarrays untersucht. Dafür wurden 30 Proben unpigmentierter und 10 Proben pigmentierter Haut von verschiedenen Schweineohren verwendet.

3.1 Spektrometrischer Versuch

Die bei diesem Versuch benötigten Instrumente, der technische Aufbau und die spezielle Methodik der Messreihe werden nachfolgend detailliert beschrieben.

3.1.1 Verwendete Instrumente

Für den UV-visuellen Bereich verwendete man das Gerät :

StellarNet, Inc.(813)855-8687 EPP2000C-100um Slit UV-VIS Spectrometer
 Concave Holographic FF S/N05081122
 C1:.816229 C2:-.000160 C3:.184.25

Für den NIR Bereich verwendete man das Gerät:

StellarNet, Inc. 813-855-8687 EPP2000-NIR-InGaAs LT14 Spectrometer
 300g/mm 512 25ums ep1805 SN0531111
 C1=3.367957 C2=0.000925 C3=882.24

Lichtleiter folgender Kennlinien dienen zur Datenübermittlung:

Spektralverhalten von Lichtleitern, die für den sichtbaren (UV/VIS) und den nahen Infrarotbereich (NIR) ausgelegt sind.

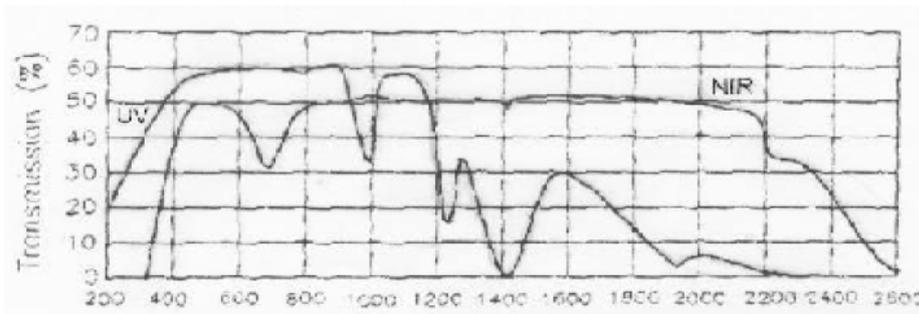


Abbildung 10: Spektralverhalten von Lichtleitern, die für den sichtbaren (UV/VIS) und den nahen Infrarotbereich (NIR) ausgelegt sind

3.1.2 Software

Für die Auswertung der Messdaten der Spektrometer stand die „SpectraWiz Spectrometer Software V 4.0L Copyright 1998-2006 StellarNet Inc.“ zur Verfügung. Mit der Software Microsoft Excel 2003 erfolgte die Auswertung.

3.1.3 Lichtquelle

Es wurde für die Messungen eine 12V 20W Reflektorlampe verwendet. Die Spektren der Lampe im UV-VIS respektive NIR Bereich zeigen die folgenden Bilder:

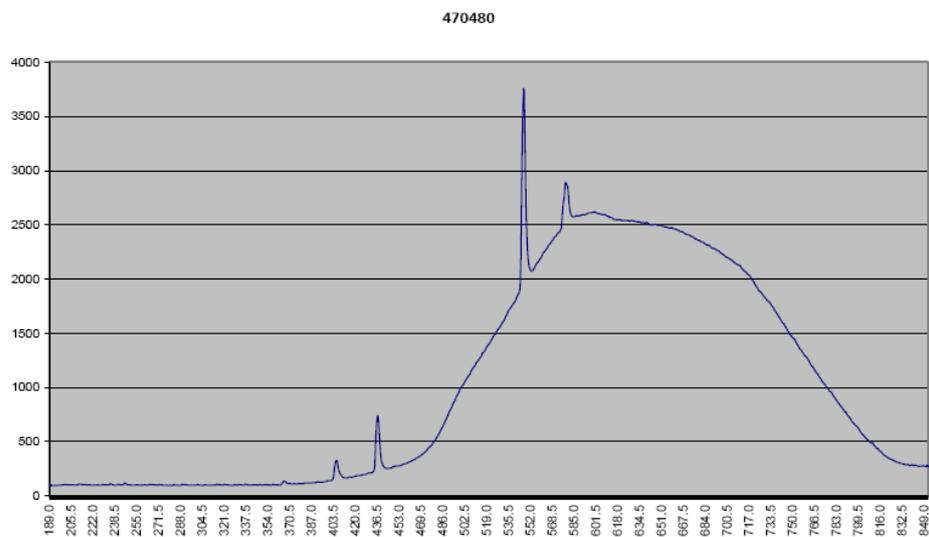


Abbildung 11: Spektrum der 12V 20W Halogen-Reflektorlampe im UV-VIS Bereich

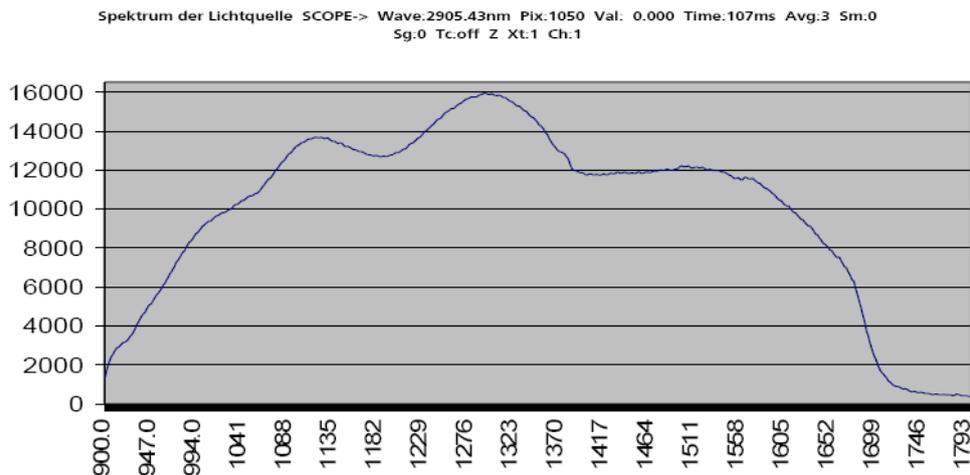


Abbildung 12: Spektrum der 12V 20W Halogen-Reflektorlampe im NIR Bereich

Da die verwendete Lichtquelle im UV Bereich unter 400nm so gut wie keine Strahlung emittiert, bleibt der Bereich unter 400nm in den folgenden Messwertkurven ausgeblendet. Für eine spätere Nutzung ist der UV Bereich ohnehin ohne größere Relevanz, da, wie schon im Einführungsteil erwähnt wurde, der Spektralbereich von 285nm–320nm (UV-B) und 320nm–400nm (UV-A) nur etwa 4,4% des Gesamtenergieanteils der Lichtstrahlung ausmacht und es bei längerer, intensiver Bestrahlung in vornehmlich diesem Bereich zu Hautschädigungen kommen kann [57]. Die zu beobachtenden peaks bei 434nm, 540nm und 590nm stammen von den Leuchtstoffröhren der Laborbeleuchtung.

3.1.4 Biologisches Material

Da der Zugang zu der benötigten Menge frischer, humaner Haut aus ethischen und praktischen Gründen nicht zu ermöglichen war, wurde die Haut des Hausschweins verwendet, welche abhängig von der jeweiligen Testreihe frisch war oder tiefgekühlt gelagert wurde. Auch nach dem Auftauen des Gewebes befand sich noch Blut in den Gefäßen, die Messergebnisse sind also nicht durch das Fehlen der streuend-absorbierenden Wirkung des Gefäßinhalts bei einer Wellenlänge von 300nm–600nm beeinträchtigt. Anstelle von menschlicher Haut wurde die Haut von Schweineohren gewählt, da diese in Aufbau, Struktur und Behaarung sehr ähnlich ist [22] und als Äquivalent zu humaner Haut verwendet werden kann [5]. In einer Studie von Weigmann et.al konnte die Ähnlichkeit von menschlicher und Schweinehaut untermauert werden [65].

Das verwendete Tiermaterial wurde im Schlachthof nicht gebrüht, da dieser Vorgang die Proteinstruktur der Haut verändern würde und zwangsläufig zu falschen Ergebnissen führen könnte.

Auf eine Verwendung von durchbluteter Testhaut konnte verzichtet werden, da die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes nur geringen Einfluss auf Absorption und Streuung der Strahlung hat [34].

Ablaufbedingt waren die Proben für die Messung mit wenig pigmentierter Haut frisch, die für die Messung mit stark pigmentierter Haut einen Tag alt, bei zwischenzeitlicher Tiefkühlung. Am ersten Tag wurden die Messungen mit der wenig pigmentierten Haut (unpigmentiert) durchgeführt, am zweiten Tag die der stark pigmentierten Proben (pigmentiert). Ob der Altersunterschied der Hautschnitte einen gravierenden Einfluss auf die Ergebnisse hat, wurde nicht untersucht.

Aus den Schweineohren wurden folgende Gewebeschnitte gefertigt:

- 0,8mm und 1,0mm Epidermis mit Bindegewebe
- 0,4mm Unterhaut
- 0,6mm Unterhaut
- 0,8mm Unterhaut
- frei präpariert

Um die geforderten Gewebeschnittsticken von 0,8mm bis 2,2mm zu erzielen, wurden die Proben nach folgendem Muster kombiniert.

mm Schicht	Hauttyp	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0	2,2	Frei präp
0,8	Deckhaut	X					x			
1,0	Deckhaut		x		x	x		x		
1,2	Deckhaut			x					x	
0,4	Unterhaut				x					
0,6	Unterhaut					x				
1,0	Unterhaut						x	x	x	
frei präpariert	keine Kombination									x

Tabelle 2: Kombinationsmuster der Hautproben

Es wurde immer eine Deckhautschicht verwendet, gegebenenfalls mit einer Unterhautschicht kombiniert. Die Epidermisschicht war dabei immer der Lampe zugewandt. Die obersten Hautschichten wurden rasiert, um weitere Messungenauigkeiten durch eventuell stark unterschiedliche Behaarung der Schweinehaut zu vermeiden. Vereinzelt vom Schachthof tätowierte Hautareale wurden bei den Messungen ausgespart, um ungewollte Messfehler zu vermeiden.

3.1.5 Messaufbau

Alle Messungen mit dem Spektrometer wurden mit einem identischen Abstand zwischen Lichtquelle und Sensor von 44,5cm durchgeführt.



Abbildung 13: Messtisch für alle spektroskopischen Messungen

Im Messtisch befinden sich drei Bohrungen. Die mittlere diente der Aufnahme des Lichtleiters für UV-VIS, im linken Loch der für NIR. Das NIR-Spektrometer besaß eine Kollimatorlinse. Um die Lichtleiter bzw. Linsen nicht zu verschmutzen oder zu beschädigen, wurde über die Öffnungen des Messtisches Tesafilm geklebt. Die Veränderungen der Messwerte durch den Tesafilm wurde bei den Referenzspektren bereits berücksichtigt und verändern die Messergebnisse nicht zusätzlich. Lampe und Linsen (Lichtleiter) sind frontal aufeinander ausgerichtet, so dass keine Halbschatten oder Verdeckungen die Werte verfälschen könnten. Das Licht trifft somit senkrecht auf die Lichtleiter. Die Hautproben wurden direkt über den Lichtleitern auf dem Messtisch platziert.

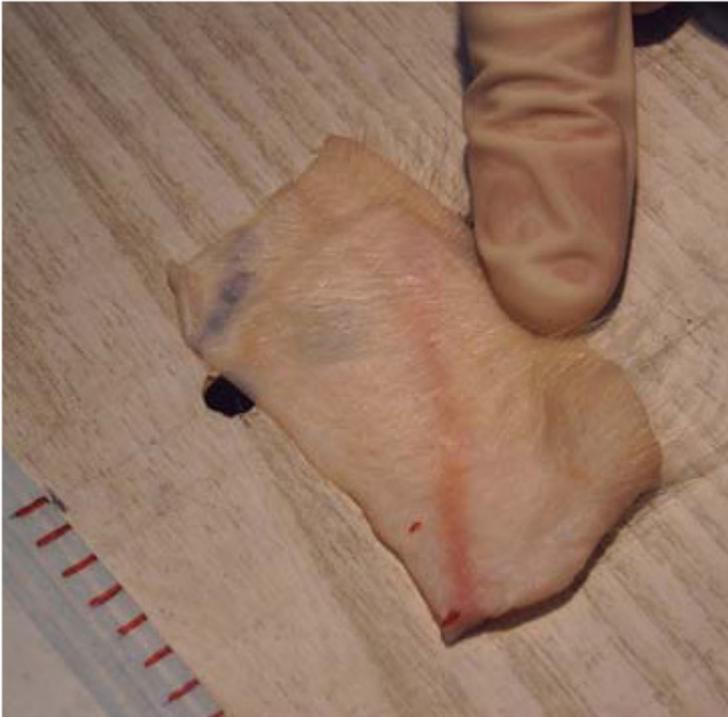


Abbildung 14: unpigmentiertes Hautstück auf dem Messplatz VIS + IR

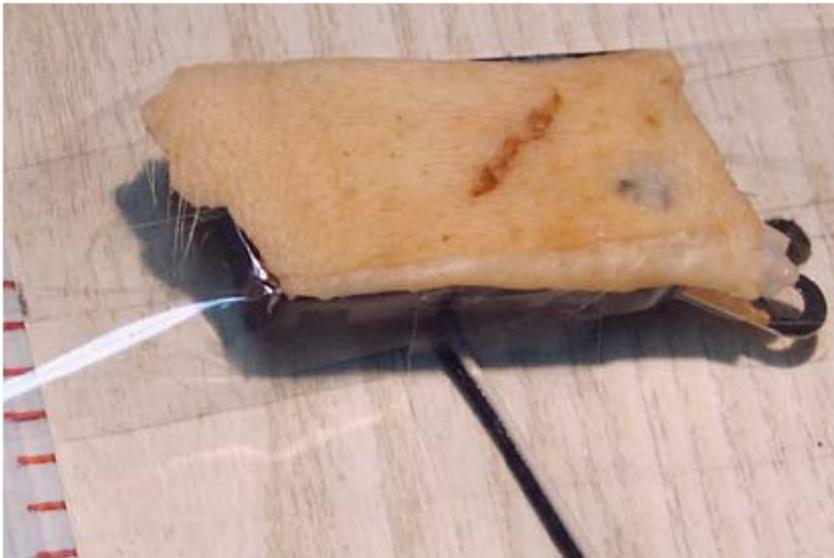


Abbildung 15: unpigmentierte Haut auf einer Si-Solarzelle

Bei den Tests mit den vorhandenen Solarzellen wurde der Abstand zwischen Lampe und Zelle reduziert. Für die Conradzelle wurde ein Abstand von 43,40cm gemessen. Für die flexible Zelle wurde ein Abstand von 44cm gemessen.

3.1.6 Methodik der ersten Versuchsreihe

Für die benötigten Messungen wurden aus zehn Ohren frisch geschlachteter Hausschweine zweier unterschiedlicher Pigmentierungsstärken Hautproben entnommen. Die Ohren wurden ungebrüht verarbeitet, da eine Vorbehandlung des tierischen Materials eventuell zu Fehlern in den Messungen geführt hätte. Die Größe der verwendeten Hautpräparate betrug in etwa 2 x 7 cm. Die Dicke der Hautstücke betrug 0,4 bzw. 0,8mm bis 1,4 bzw. 2,2mm. Das zum exakten schneiden der Präparate verwendete Dermatom konnte nur Schnittdicken bis 1,5mm erreichen und somit mussten die dickeren Präparate aus jeweils einem Stück Unterhaut und einem Stück Oberhaut zusammengesetzt werden. Ziel dieser Untersuchung ist die Messung der Transparenz der Haut, abhängig seiner Schichtdicke und Pigmentierung in den Wellenlängenbereichen von 200 bis 850nm und 900 bis 1700nm. Die Wellenlängen von 850 bis 900nm werden leider von den verwendeten Messgeräten nicht erfasst. Für die Ermittlung der Werte wurden 2 Spektrometer verwendet.

Vorgehensweise:

1. Es wird die Dunkelkalibrierung der Messgeräte bei entferntem Lichtleiter und abgedecktem Lichteingang durchgeführt.
2. Die Lichtleiter werden wieder angeschlossen und ohne Proben im Lichtweg wird die optimale Belichtungszeit bei eingeschalteter Lichtquelle ermittelt. Dabei sollte der peak nahe der Obergrenze des angezeigten Messwertes, ohne Übersteuerungen, liegen.
3. Da die Messwerte recht stabil stehen, wird nur eine Mittelwertbildung von Seiten des Geräts, über drei Samples gewählt.
4. Die so ermittelte Kurve wird im Messgerät als Referenzkurve gespeichert. Auf diese beziehen sich alle folgenden Transmissionsmessungen. Die Software des Spektrometers gibt ab jetzt alle Werte in Prozent (%), bezogen auf die Referenzkurve, an.
5. Jede Hautprobe wird 10 Mal vermessen, wobei die Probe von Messung zu Messung um je 5 mm weiter verschoben wird, um eine gewisse Heterogenität der Haut zu erfassen. Damit sollten die Strukturunterschiede, als auch die eventuellen Unterschiede der Dicke festgestellt und gemittelt werden.
6. Aus den 10 Messungen wird später ein Mittelwert gebildet.

Solange keine Proben im Strahlengang sind, liegen die Messwerte, wie zu erwarten, bei 100% +-1%.

1% von der Auflösung des UV-VIS Gerätes (4096 Incremente) sind 41 Incremente. Um die Messunsicherheit nicht zu groß werden zu lassen, wird im Folgenden der betrachtete Messbereich an beiden Enden beschnitten. Beim UV-VIS Gerät wird der UV Bereich (189–400nm) ausgeblendet, da die verwendete Lampe nicht im entsprechenden Bereich emittiert. Zwischen 400 und 480nm liegen die Messwerte unter 500. Hier machen schon kleine Sprünge im Wert große Änderungen in der prozentualen Transmissivität aus.

Als Beispiel: Messwert 500 = 100% ; Sprung um +/-40 Incremente = +/-8%

Bei einem Messwert von z.B. 2000 macht der Sprung um 40 Incremente nur noch 2% in der Transmissivitätskurve aus.

Im oberen Bereich liegen die Messpunkte der Referenzlinie >800nm wieder unter einem Wert von 500. Daraus würde wieder eine hohe Unsicherheit in den Ergebnissen resultieren .

In der Auswertung soll also beim UV-VIS Gerät nur der Bereich von 480-800nm betrachtet werden. Beim NIR Gerät wird die 8% Marke erst bei einer Wellenlänge von >1750nm erreicht. Der betrachtete Messbereich beim NIR Gerät liegt somit zwischen 900 und 1700nm. Zum Vergleich wurden die Proben auch auf Solarzellen gelegt und deren Kurzschlussströme bzw. Spannungen bei einer Last von 200 Ω gemessen.

3.2 Transmissionsverhalten des Lichts anhand drei verschiedener Solarzelltypen

Folgend werden die technischen Daten der verwendeten Instrumente, der verwendeten Software, Lichtquelle und das biologische Material näher erläutert.

3.2.1 Verwendete Instrumente

Es wurden 3 unterschiedliche handelsübliche Typen von Solarzellen verwendet.

1. Q-Cells Q6LTT, polykristalline Einzelzelle, Bruchstück mit 5,13cm² aktiver Fläche
2. SC11321, amorphes Array mit sieben in Reihe geschalteter Zellen, mit 3,6225cm² aktiver Fläche
3. Gaia 3.6A_40531.1-028, amorphes, flexibles Array mit neun in Reihe geschalteter Zellen, mit 132cm² aktiver Fläche.

Da die Proben nur 5 x 2cm groß sind, wurde der von Haut unabdeckbare Teile des Arrays wie im Bild abgedeckt.

Zellen	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Voll abgedeckt 33mm									
Durch Haut abgedeckt 17mm					Im	mer	bele	ucht	et

reference : gaia3.6A
 application : solar module to charge a 3.6V battery

electrical specifications : 25 mA @ 5.0 V
 dimensions : 103 x 60 mm
 dimensions of active area : 30 x 49 mm

Abbildung 16: GAIA 3,6A Solarzelle / Versuchsaufbau

Die Messungen an den Solarzellen wurden mit dem Multimeter „Voltcraft M-4630“ durchgeführt.

3.2.2 Statistik

Zur Auswertung wurde, wie beim ersten Versuch, die Software Microsoft Excel 2003 verwendet. Die Abbildungen der Photodokumentation wurden ausschließlich zur graphischen Veranschaulichung (Pfeildarstellung zur Detailbeschreibung) mit Photoshop bearbeitet.

Zur besseren Übersicht mittels Diagrammen wurde teilweise auf die Software SPSS 12.0 (Statistical Package for the Social Sciences), SPSS Inc. (Chicago, USA) zurückgegriffen. Nach Beratung und Bearbeitung der Messwerte, unter Hilfe des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie der Charité, wurden aufgrund der Eindeutigkeit der Ergebnisse, diese ohne spezifische statistische Auswertung mittels Boxplots dargestellt.

3.2.3 Lichtquelle

Auch bei diesem Versuch wurde eine 20 Watt 12 Volt Halogenreflektorlampe verwendet. Es handelte sich dabei um dieselbe Lampe wie im ersten Versuch, es gelten identische Daten. Die Halogenlampe hat einen Öffnungswinkel von ca. 60°. Im Abstand von 44,5cm wird also eine Fläche von 2124cm² bestrahlt. Daraus folgt eine Leistungsdichte von 9mW/cm², unter Berücksichtigung des Wirkungsgrades von Halogenlampen (10%) verbleiben ca. 0,9mW/cm² an Strahlung im sichtbaren Bereich.

Zum Vergleich: Die solare Einstrahlung auf die atmosphärische Hülle der Erde ist im Jahresmittel $s_0 = 34,2\text{mW/cm}^2$ [9].

3.2.4 Biologisches Material

Es fanden 30 unpigmentierte und 10 pigmentierte Hautproben mit der durchschnittlichen Größe von 2 x 5 cm Verwendung. Die Proben wurden aus unterschiedlichen ungebrühten Schweineohren frei präpariert. Die Haut vom ungebrühten Ohr des Hausschweins ist als Modell für die Untersuchung optischer Eigenschaften der Haut etabliert [5, 22, 65]. Die ungebrühten Schweineohren wurden von der vom Landesveterinäramt lizenzierten Fleischerei Staske in 12524 Berlin-Altglienicke bezogen. Eine Genehmigung vom Landesveterinäramt Berlin zur Verwendung von ungebrühten Schweineohren für wissenschaftliche Zwecke lag vor. Vor der Verwendung wurden die benötigten Areale rasiert, um eine ungewollte Verfälschung der Messwerte durch unterschiedlich starke Behaarung auszuschließen.

Die freie Präparation soll das spätere operative Vorgehen simulieren, da in der chirurgischen Realität auf die interindividuellen Gewebsdicken Rücksicht genommen werden muss.

Es wurden dementsprechend keine gleichen Schichtdicken erreicht. Dies entspricht jedoch auch der intraoperativen Situation, da die Solararrays zwischen Stirnhaut und Gesichtsmuskulatur implantiert werden sollen und diese Schichtdicken interindividuell unterschiedlich sind.

Die stichprobenartige Messung der Hautstücke ergab eine durchschnittliche Dicke von 1–1,5cm. Die Dicke der menschlichen Stirnhaut ist, geschlechtsabhängig, in den meisten Fällen geringer. Bei Frauen ist die Hautdicke geringer als bei Männern [21].



Abbildung 17: Beispiel pigmentierter Haut, auf Trägerfolie liegend, Probe pigmentiert Nr.9



Abbildung 18: Beispiel unpigmentierter Haut, auf Trägerfolie liegend, Probe unpigmentiert Nr.16

3.2.5 Messaufbau

Der Messaufbau besteht aus einer Halogenlampe, die höhenverstellbar in einer Schiene sitzt. Die Schiene ist auf ein Montagebrett geschraubt.

Auf dem Montagebrett sind die mit Schutzfolie abgedeckten Solarzellen sichtbar, rechts daneben befindet sich das Multimeter.

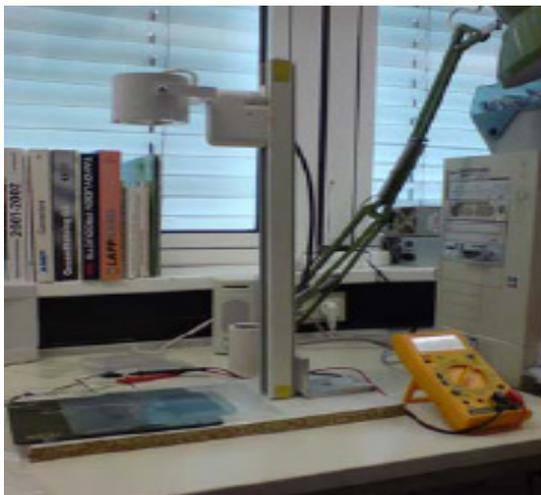


Abbildung 19: Messtisch

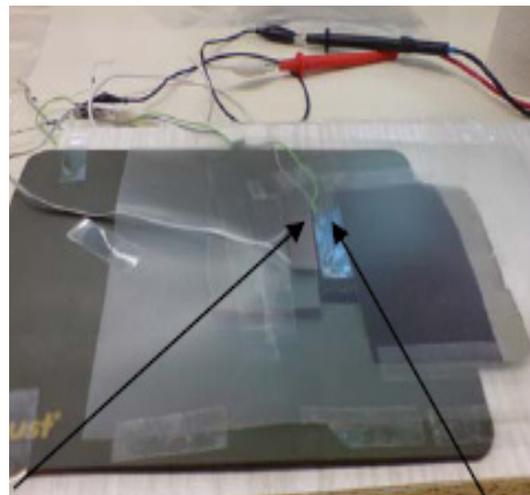


Abbildung 20: Amorphes 7-zelliges Modul links, Polykristalline Zelle rechts, darüber liegt die Schutzfolie

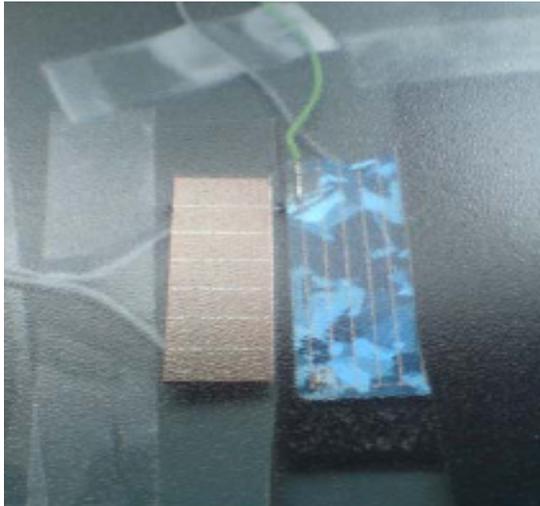


Abbildung 21: Links Amorphes 7-zelliges Modul, rechts Polykristalline Zelle, Nahaufnahme



Abbildung 22: Teilweise abgedecktes, 9-zelliges, flexibles Modul

3.2.6 Methodik der zweiten Versuchsreihe

Bei diesem Versuch wurden 30 unpigmentierte und 10 pigmentierte Hautproben einer Größe von 2 x 5 cm mittels dreier verschiedener herkömmlicher Photovoltaiksysteme auf ihre Strahlungsdurchlässigkeit geprüft. Die verwendeten Solarzellen wurden mit unterschiedlichen Lastwiderständen versehen.

Typ 1 wurde mit 100 Ω belastet (Einzelzelle).

Typ 2 wurde mit 700 Ω belastet (Array mit 7 Zellen in Reihe geschalten).

Typ 3 wurde mit 1000 Ω belastet (Array mit 9 Zellen in Reihe geschalten).

Beim Zelltyp 3 wäre eine Belastung mit 900 Ω idealer gewesen, um eine bessere Vergleichbarkeit der gewonnenen Daten zu gewährleisten. Es stand aber nur die Möglichkeit der Belastung mit 1000 Ω zur Verfügung.

An die entsprechenden Solarzellen wird ein Multimeter „Voltcraft M-4630“ angeschlossen.

1. Die Spannung an der Solarzelle wird als erstes ohne Abdeckung unter der Messbeleuchtung gemessen.
2. Dieser Aufbau wird mit einer Schutzfolie Typ „Leitz 4000 copysafe PP Prospekthülle“ abgedeckt. Damit erfolgt eine zweite Messung.
3. Eine Trägerfolie bedeckt das Hautmaterial und eine dritte Messung erfolgt. Diese Folie dient einzig zum Schutz vor Kontamination der Messgeräte.
4. Als Referenzwert für die Hautmessungen wird der dritte Wert benutzt, da hier alle verfälschenden Parameter berücksichtigt sind.
5. Nun werden die 30 unpigmentierten Proben in einer Gruppe und die 10 pigmentierten Proben in einer zweiten Gruppe nacheinander gemessen.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse des spektrometrischen Versuchs

Gemäß der unterschiedlichen Dicken der untersuchten Hautproben von einer Stärke von 0,8mm bis 2,2mm, beziehungsweise der freien Präparation, stellen sich folgende Ergebnisse dar. Bei diesem deskriptiven Versuchsaufbau wurde für jede Hautdicke ein Stück unpigmentierte und pigmentierte Schweinehaut an zehn unterschiedlichen Stellen spektrometrisch vermessen. Geräteintern nahm das Spektrometer pro Messstelle drei Messungen und erstellte daraus je einen Durchschnittswert. Aus den zehn unterschiedlichen Messstellen wurde abschließend ein gemeinsamer Mittelwert gebildet, der als repräsentativ gelten soll.

4.1.1 Ergebnisse mit unpigmentierter Haut im UV Bereich

Messung mit ansteigender Dicke des Materials von 0,8mm bis 2,2mm starker Hautprobe. Zuerst werden die Werte der unpigmentierten Haut vorgestellt, es folgen die der pigmentierten.

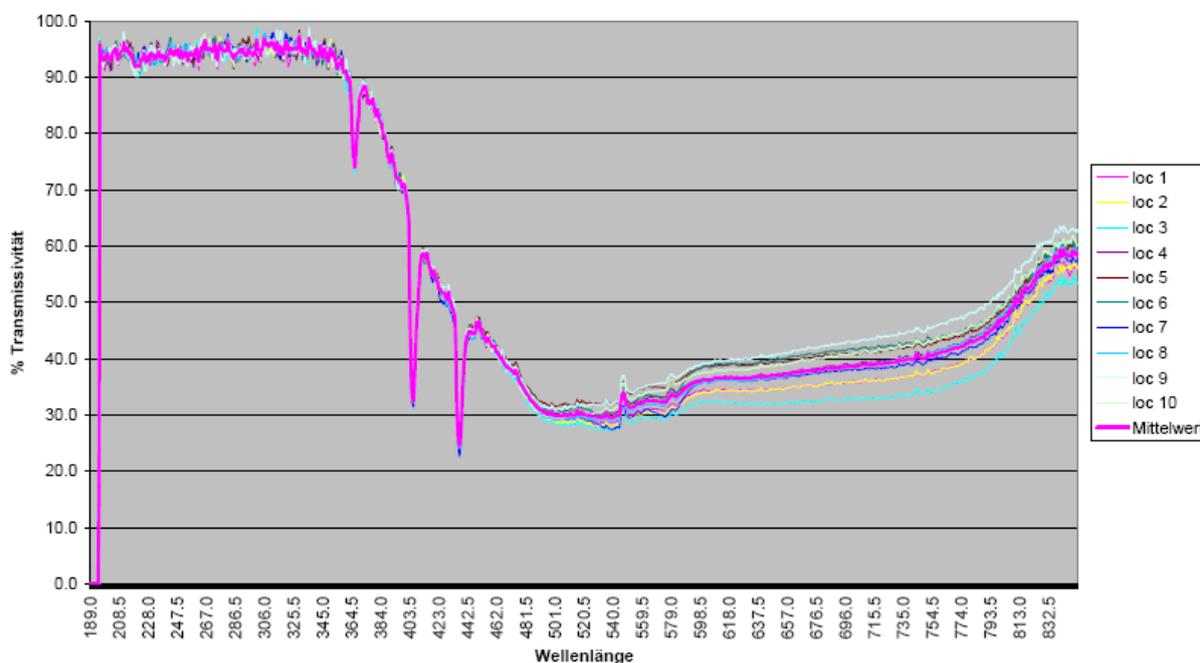


Abbildung 23: Transmissivität unpigmentiert 0,8mm Haut



Abbildung 24: Transmissivität unpigmentiert 1,0mm Haut

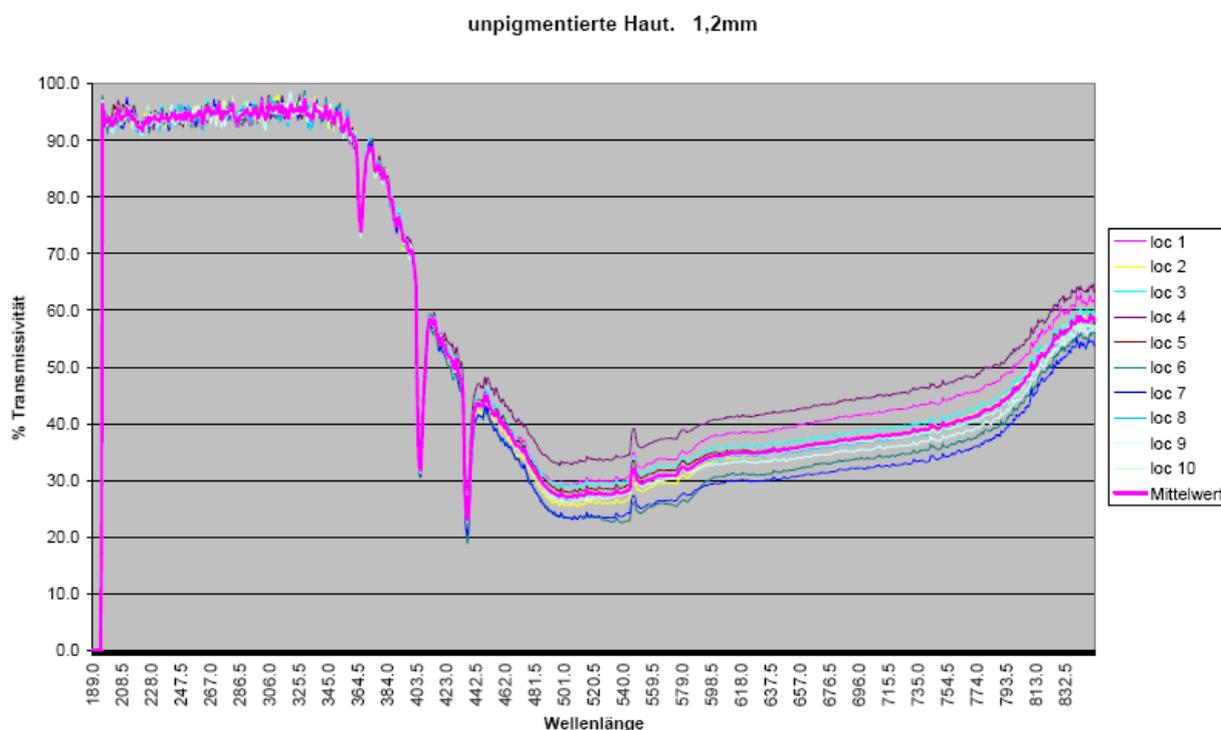


Abbildung 25: Transmissivität unpigmentiert 1,2mm Haut

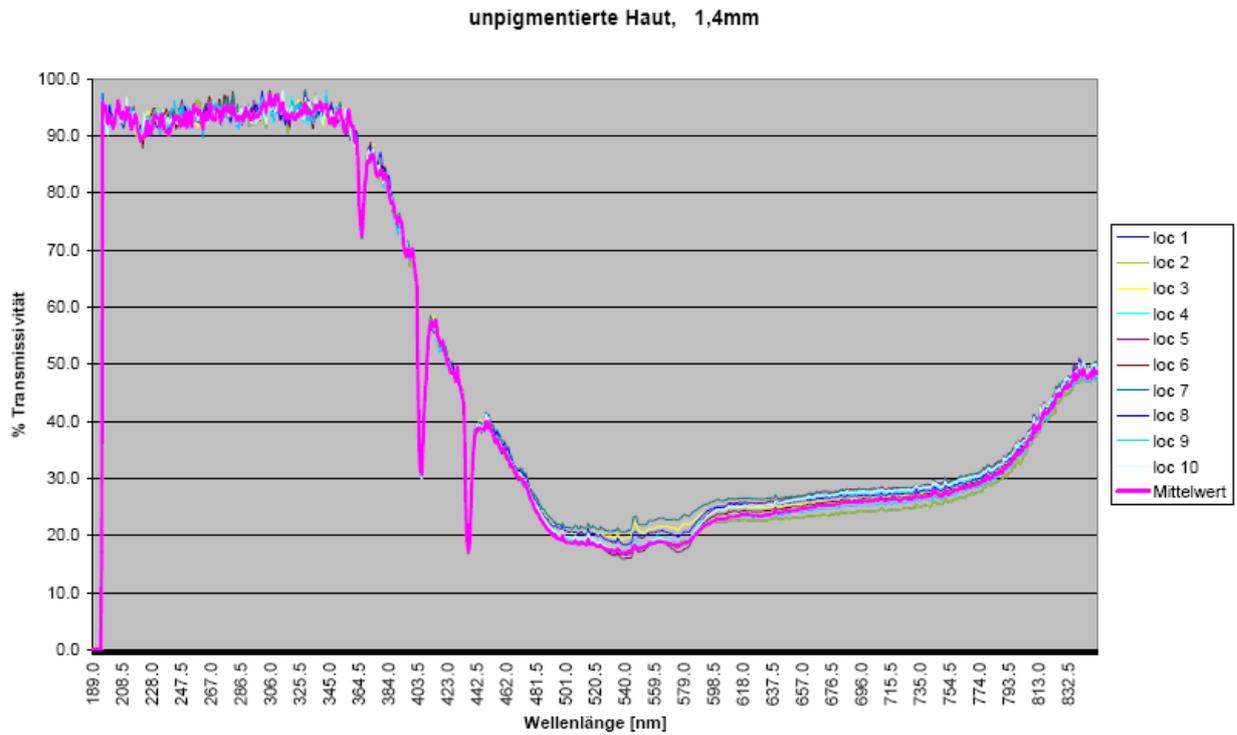


Abbildung 26: Transmissivität unpigmentiert 1,4mm Haut

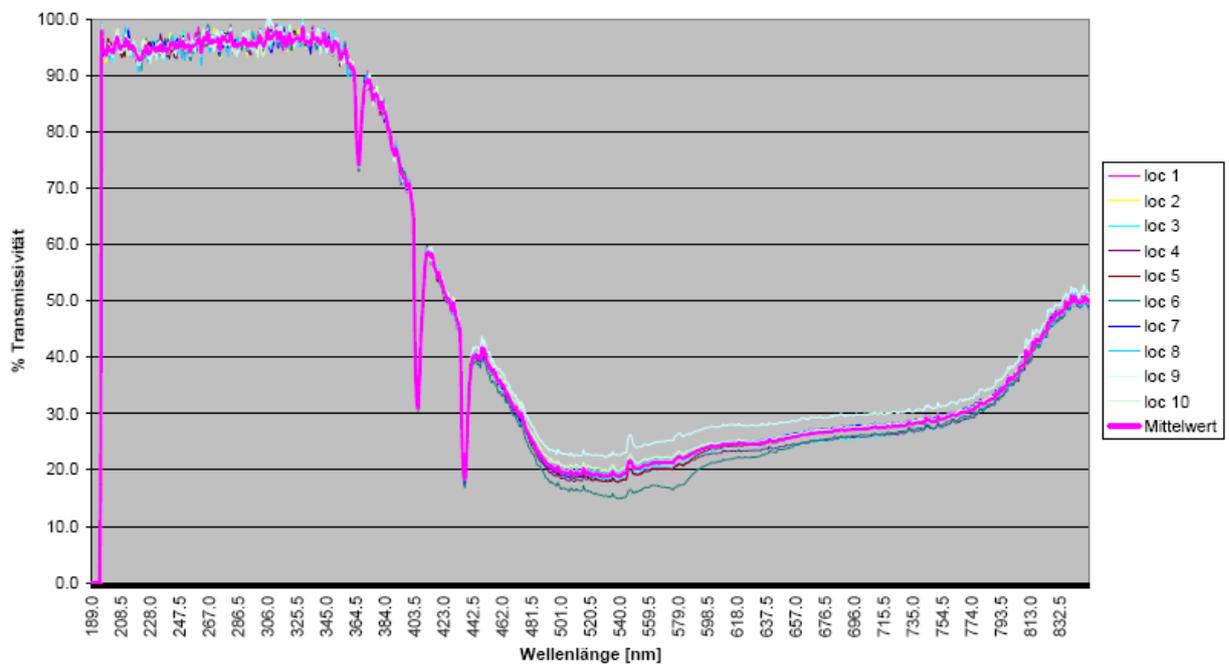


Abbildung 27: Transmissivität unpigmentiert 1,6mm Haut



Abbildung 28: Transmissivität unpigmentiert 1,8mm Haut

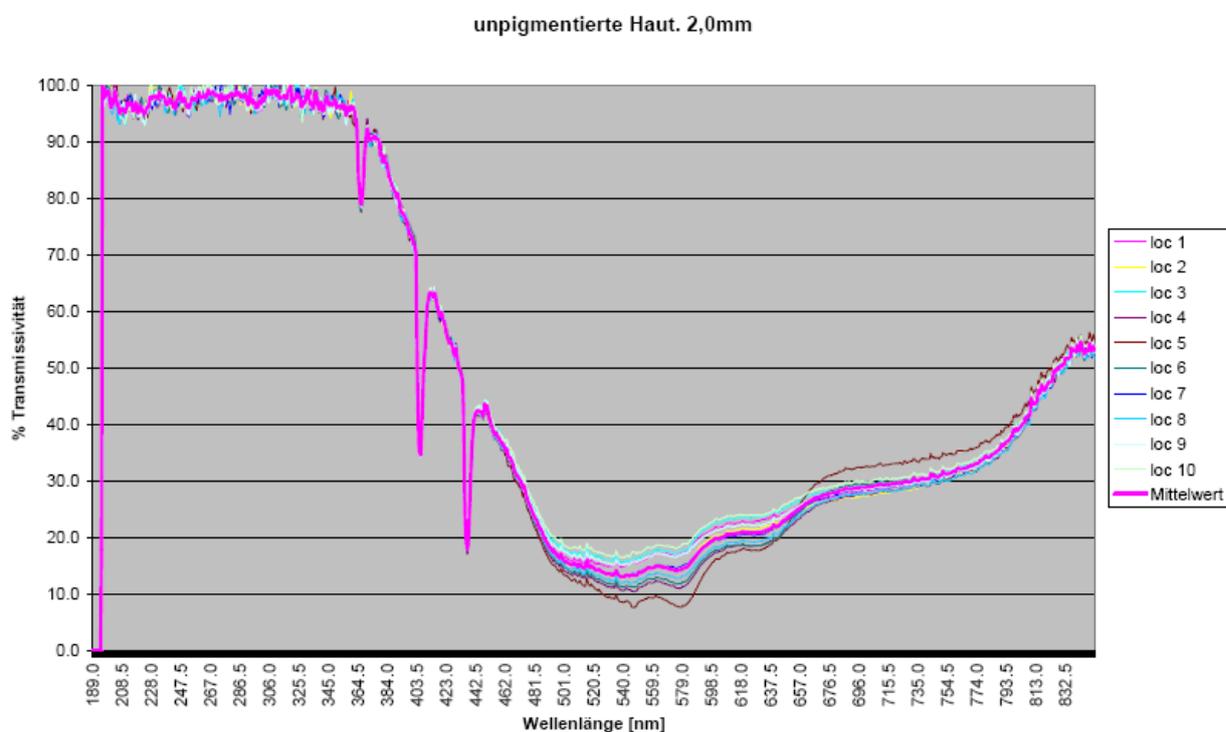


Abbildung 29: Transmissivität unpigmentiert 2,0mm Haut

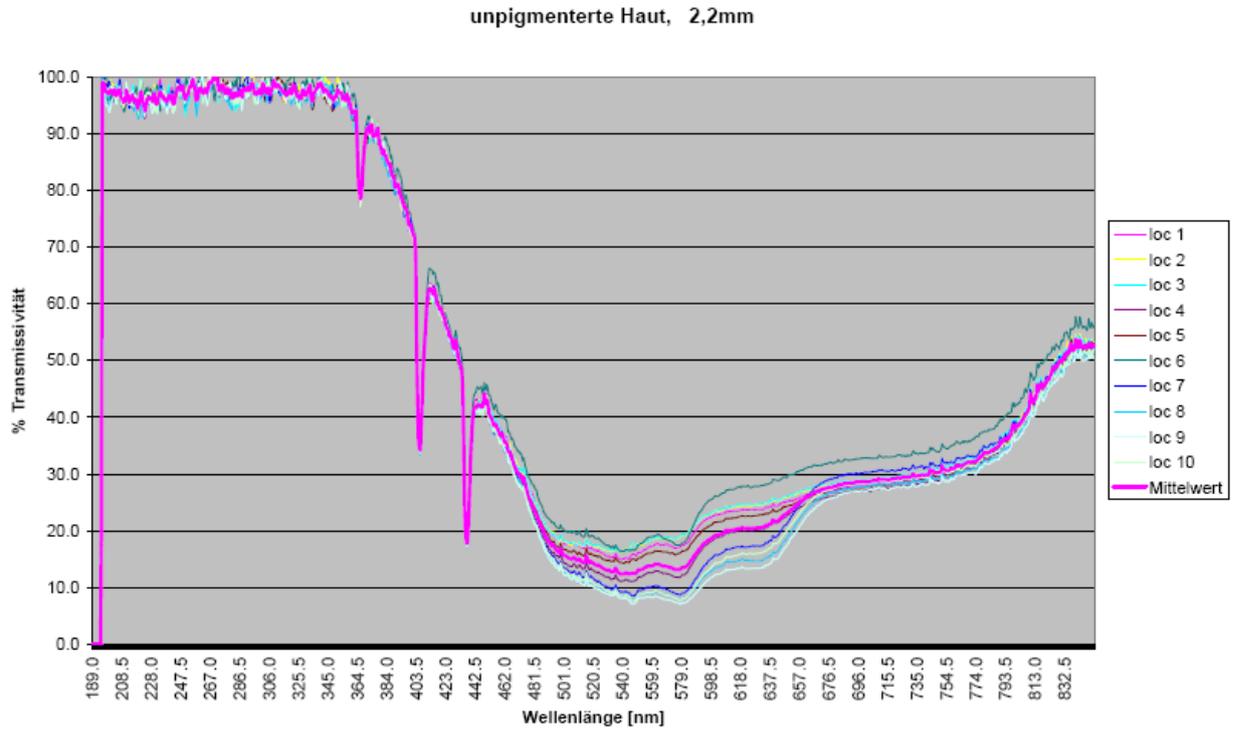


Abbildung 30: Transmissivität unpigmentiert 2,2mm Haut

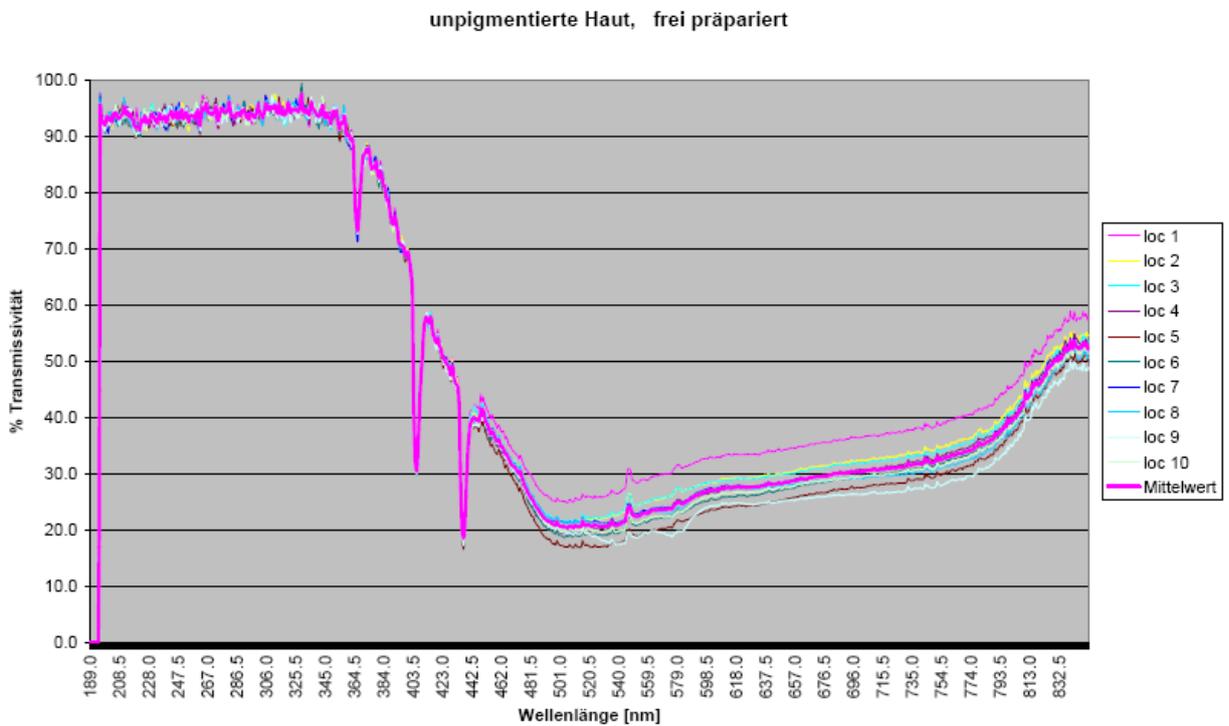


Abbildung 31: Transmissivität unpigmentiert frei präparierte Haut

Aus diesen Einzelkurven ergeben sich gemittelte Werte, die eine Tendenz des Transmissionsverhaltens in Abhängigkeit von der Schichtdicke der Haut vorgeben.

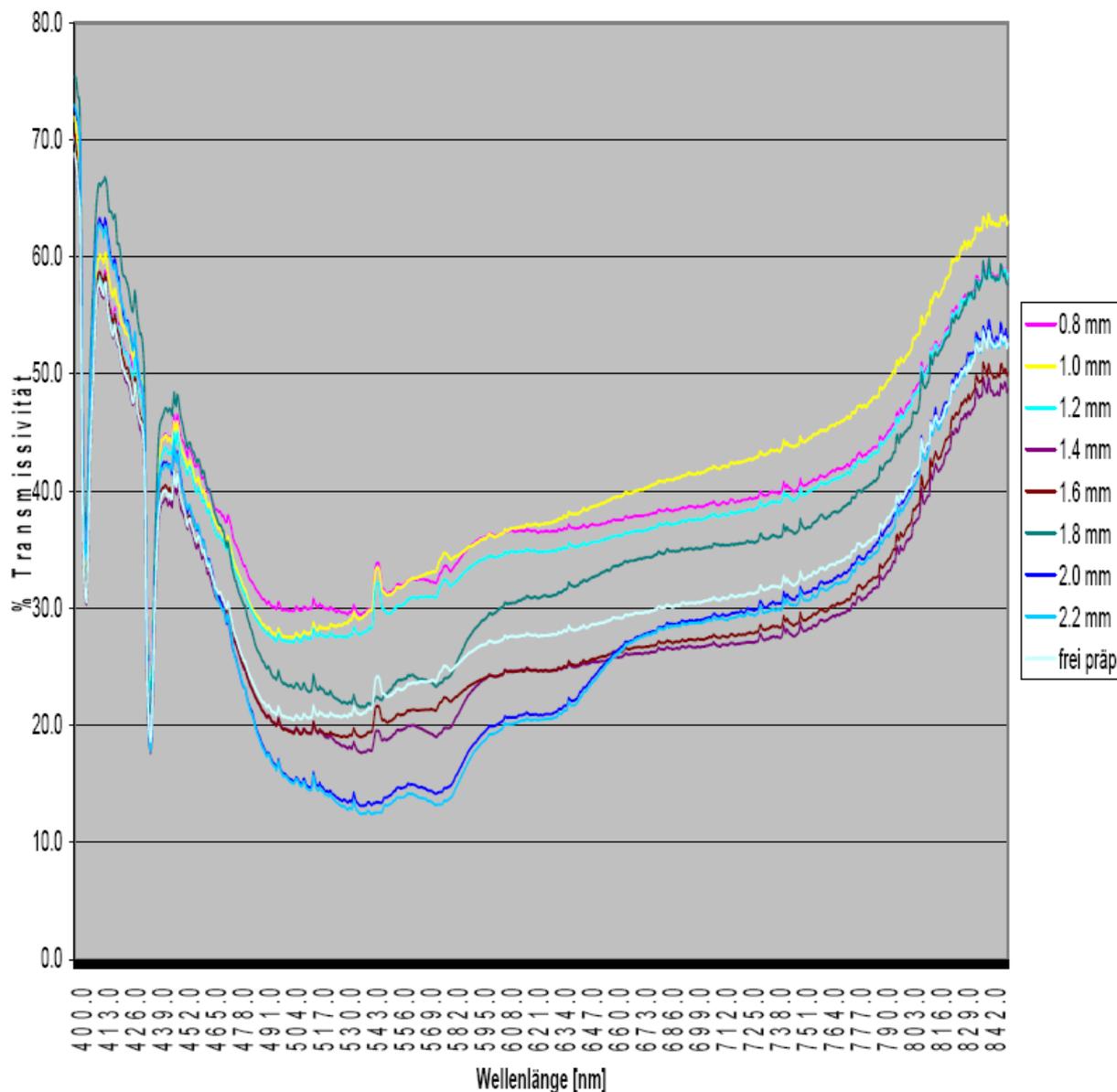


Abbildung 32: Mittelwerte unpigmentiert ohne Randbereiche

Bei der Transmissivität unpigmentierter Haut zeigen sich eindeutige Abhängigkeiten von der untersuchten Schichtdicke. Der Verlauf der einzelnen Kurven ist, anhängig von ihrer Dicke, annähernd parallel zueinander. Erwartungsgemäß zeigte die dünnste Schicht (0,8mm) die größten Werte. Ihr folgten mit zunehmender Dicke die restlichen Kurven. Mit ansteigender Wellenlänge des auftreffenden Lichts von 480nm bis 800nm steigen bei allen Proben in identischem Maße auch die Transmissivitäten, beispielhaft bei der frei präparierten Probe von 21,8% auf 39,5%.

4.1.2 Ergebnisse mit pigmentierter Haut im UV Bereich

In Folgenden werden die Messergebnisse für die Proben pigmentierter Haut vorgestellt. Leider konnten aufgrund der begrenzten Menge an Probenhaut nur Messwerte zwischen 0,8mm und 2,0mm, beziehungsweise frei präpariert erzielt werden. Trotz des Fehlens der Probe für 2,2mm dicke Haut konnte man schlüssige Durchschnittswerte berechnen.

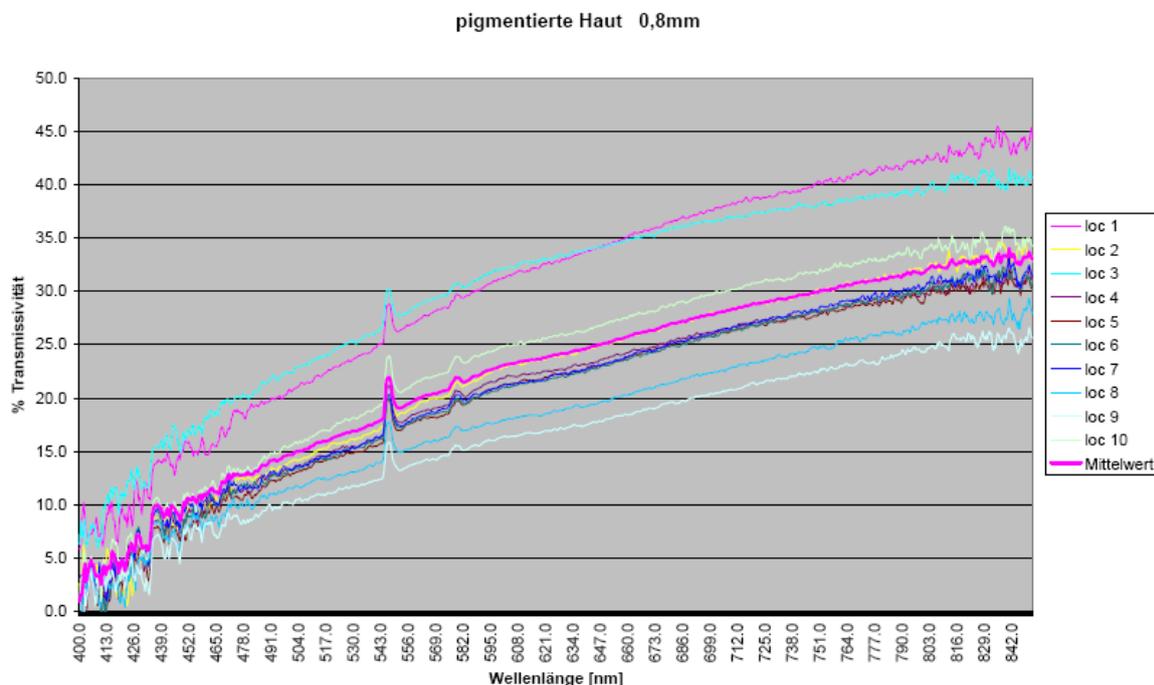


Abbildung 33: Transmissivität pigmentiert 0,8mm Haut

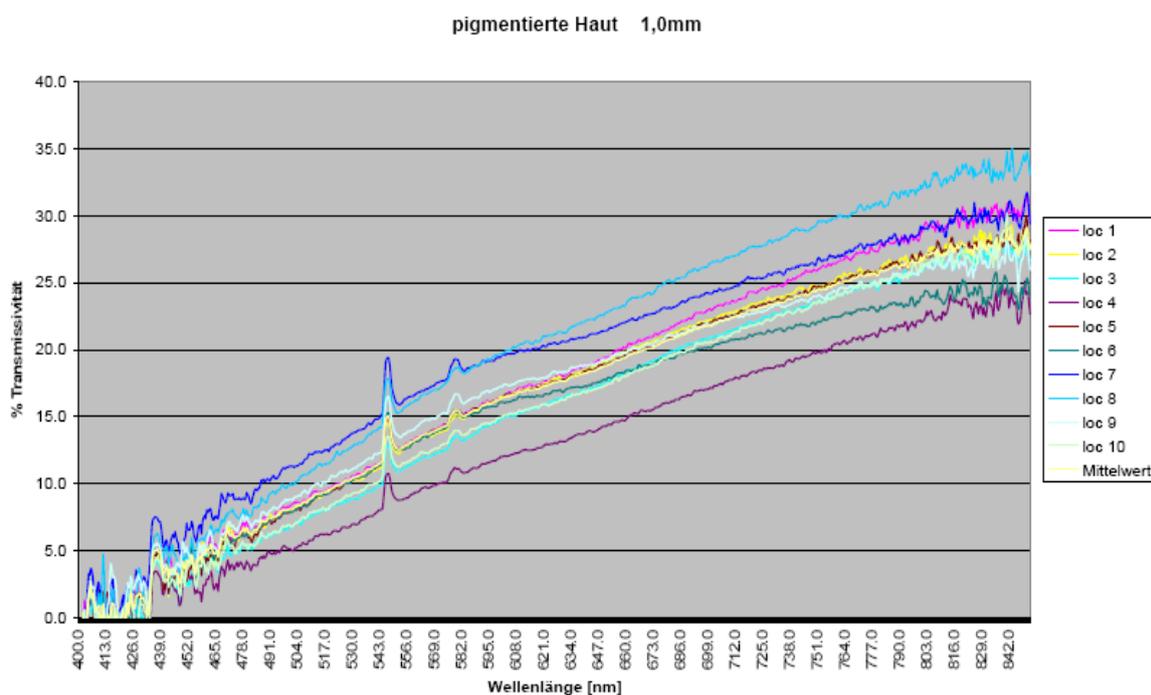


Abbildung 34: Transmissivität pigmentiert 1,0mm Haut

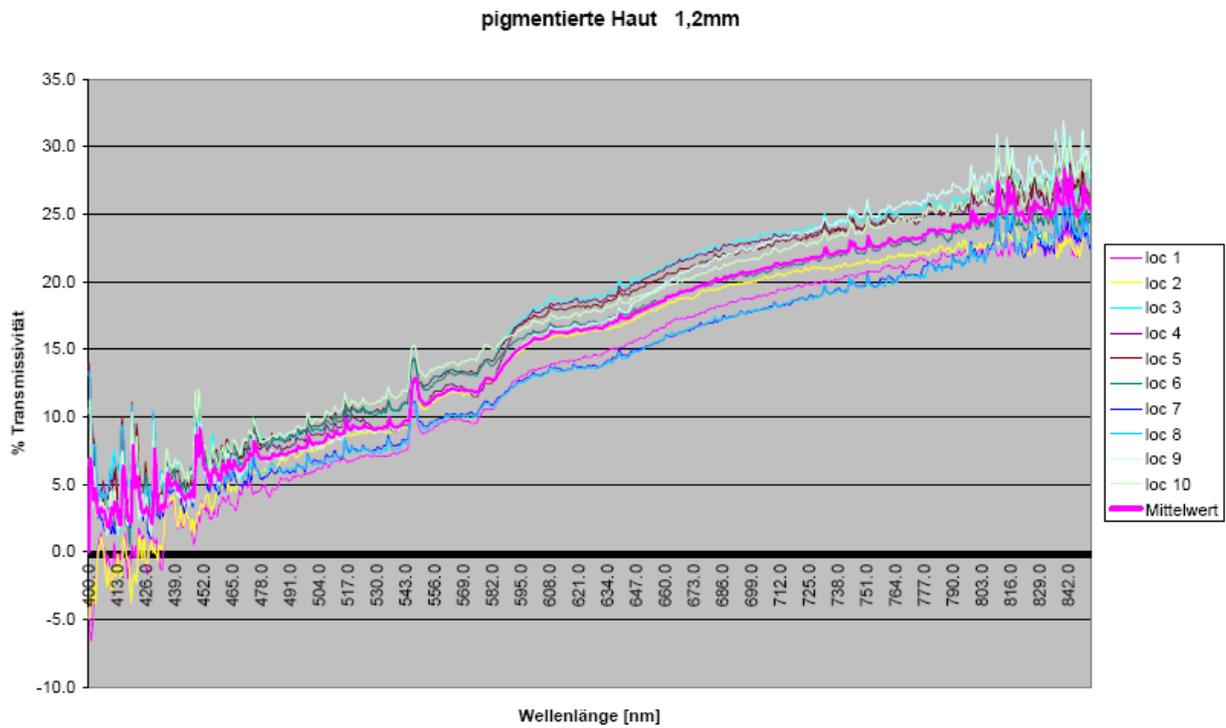


Abbildung 35: Transmissivität pigmentiert 1,2mm Haut

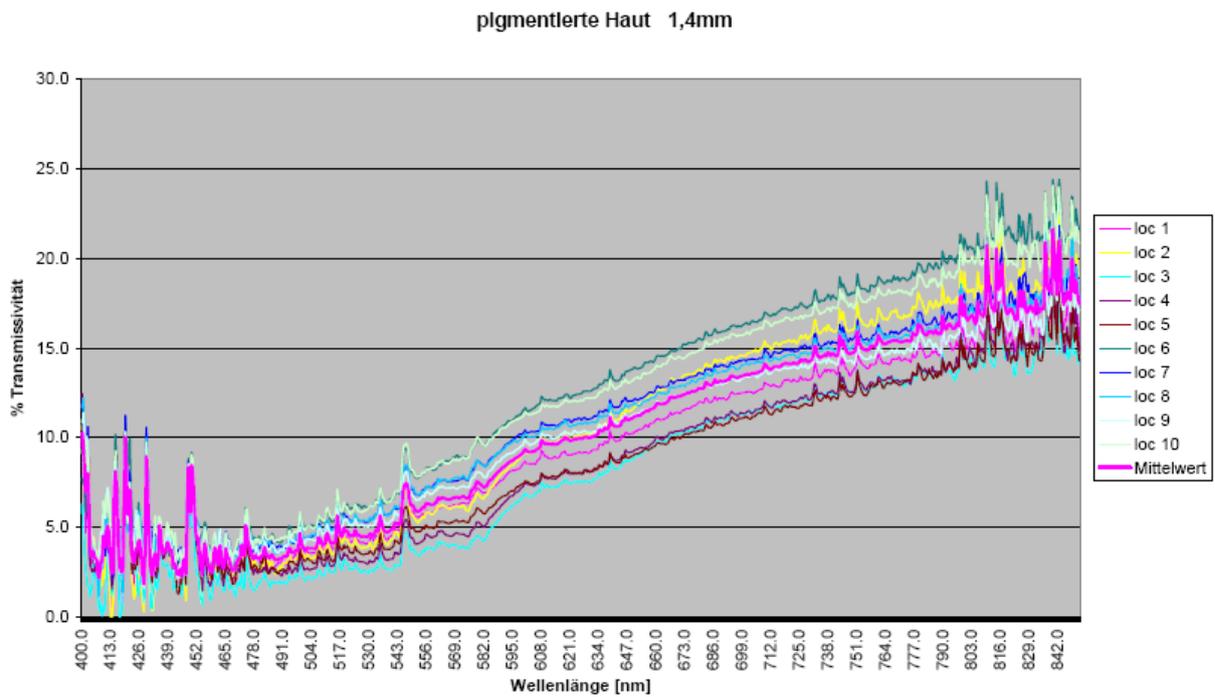


Abbildung 36: Transmissivität pigmentiert 1,4mm Haut

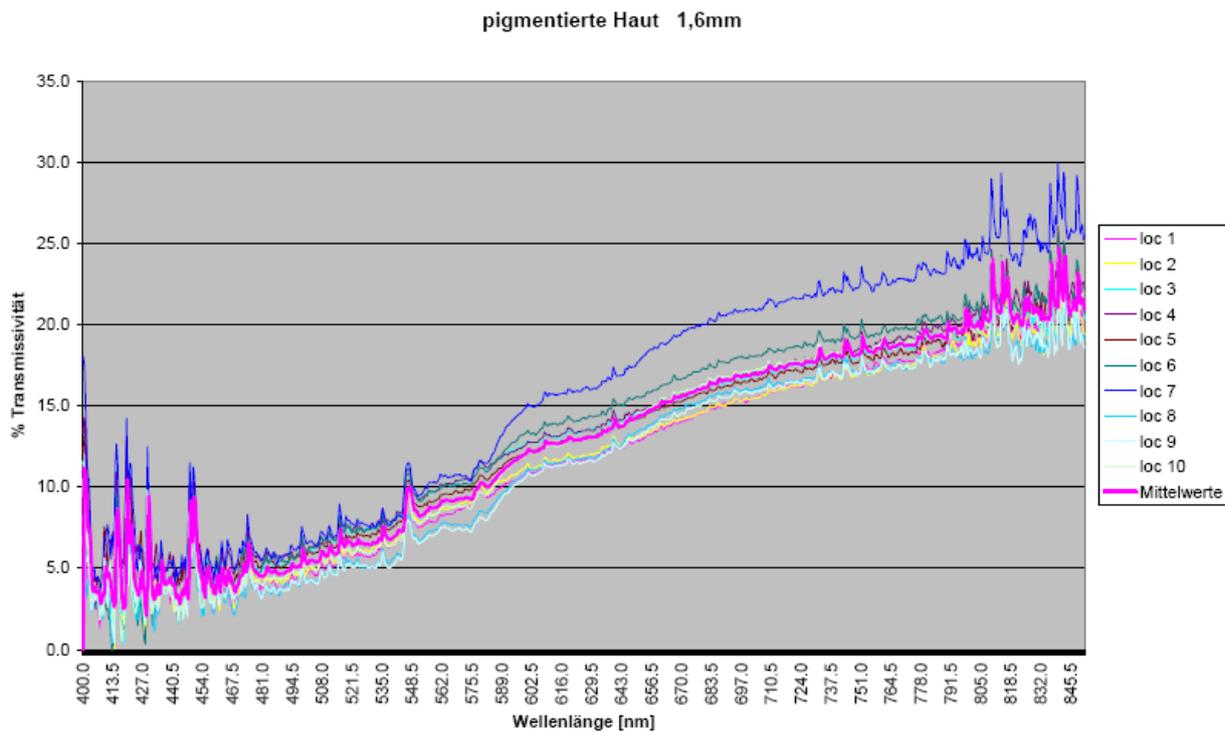


Abbildung 37: Transmissivität pigmentiert 1,6mm Haut

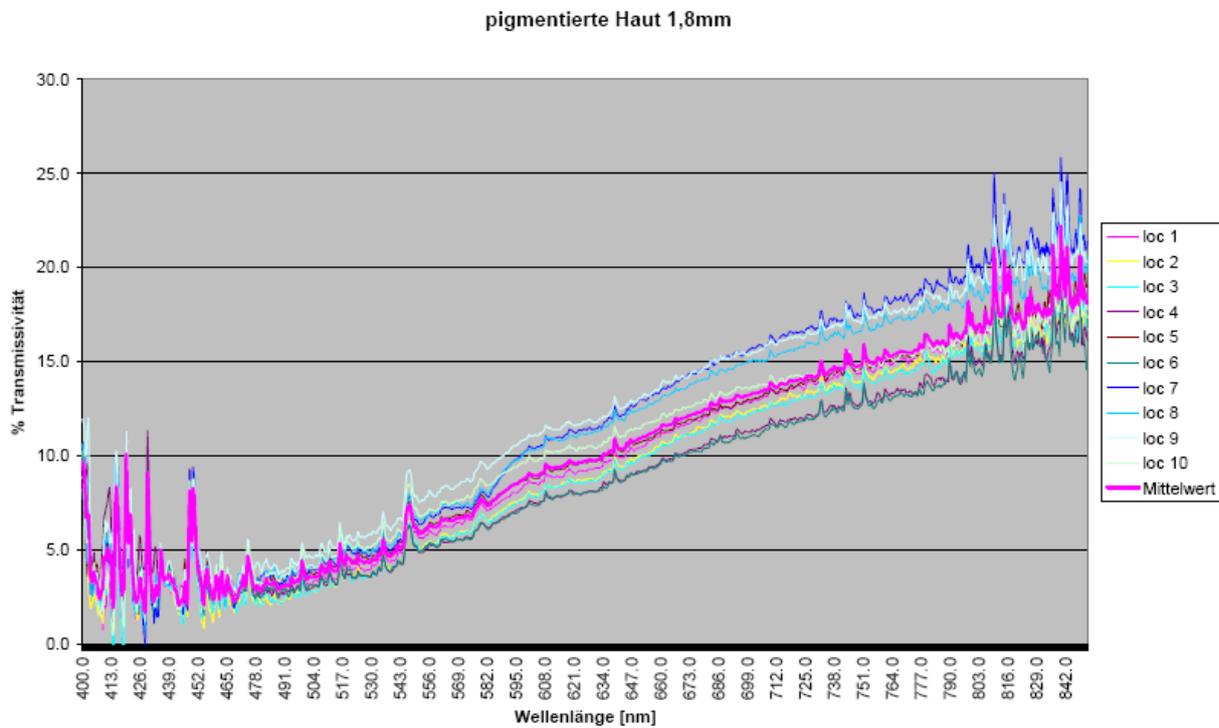


Abbildung 38: Transmissivität pigmentiert 1,8mm Haut

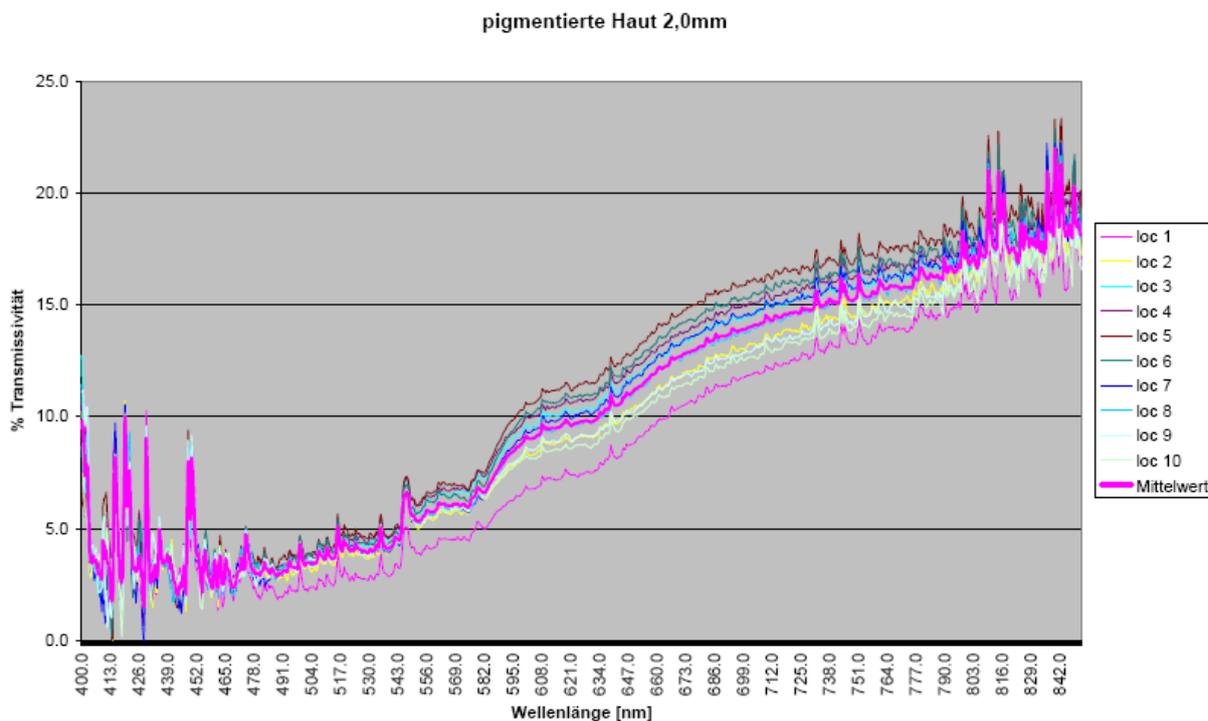


Abbildung 39: Transmissivität pigmentiert 2,0mm Haut

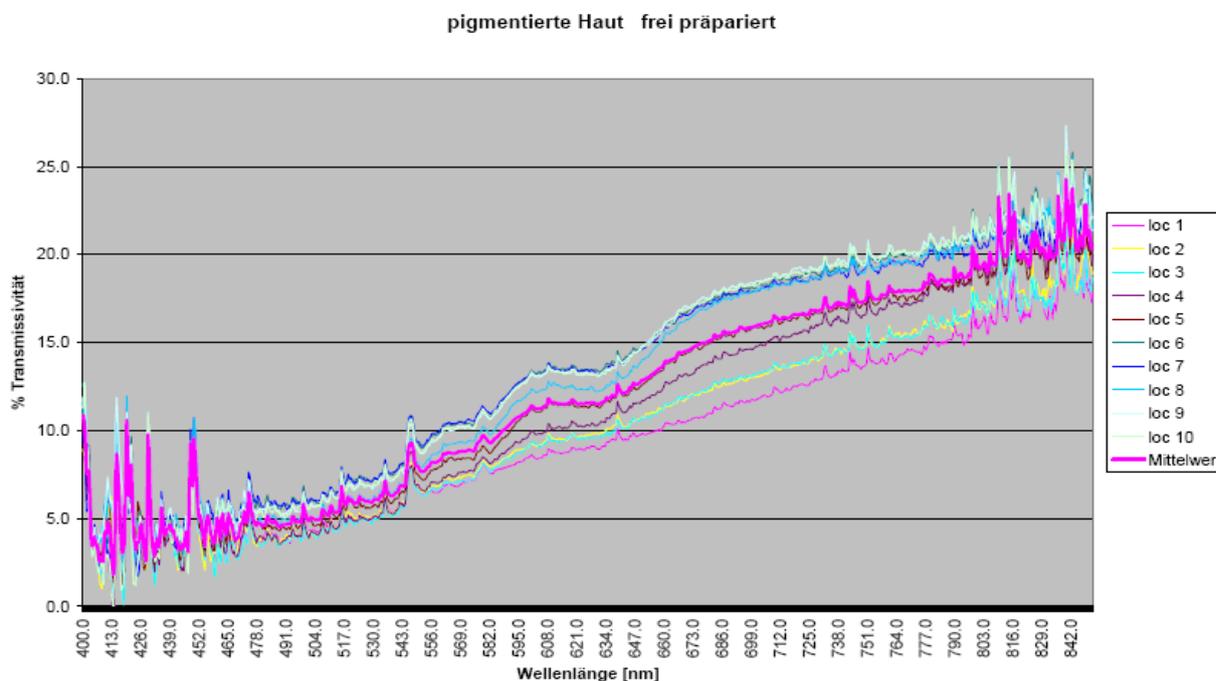


Abbildung 40: Transmissivität pigmentiert frei präpariert

Die gebildeten Mittelwerte der Messungen unterschiedlicher Hautdicken ergeben folgende Kurvenverläufe.

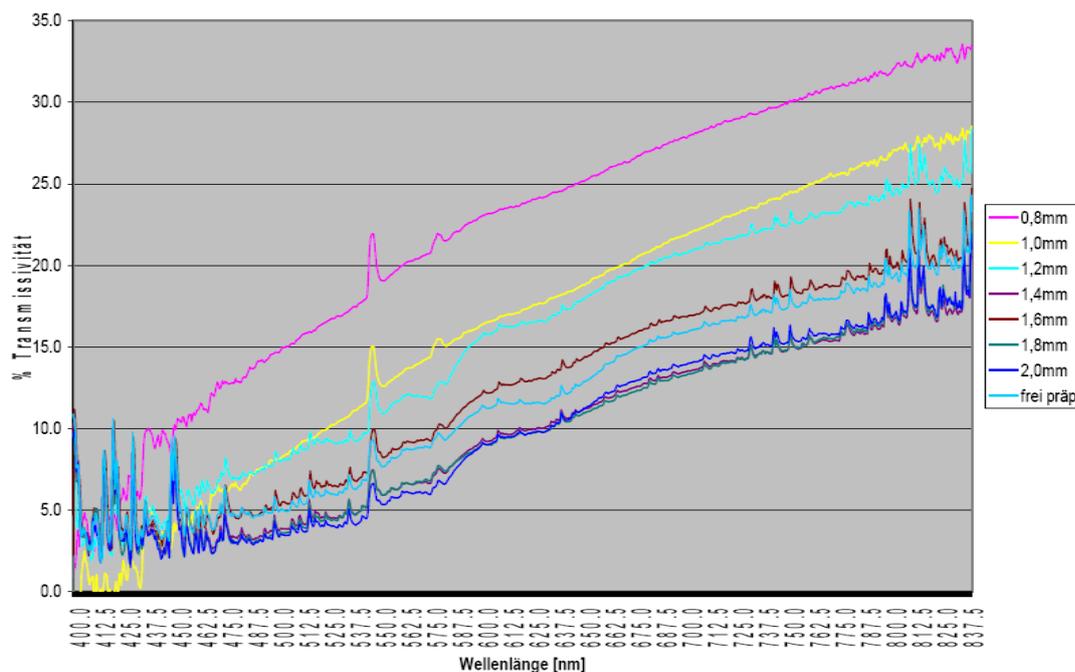


Abbildung 41: Mittelwerte pigmentiert ohne Randbereiche

Erwartungsgemäß zeigten die Ergebnisse eine klare Abhängigkeit von der untersuchten Schichtdicke der Haut. Die höchste Transmission war bei der 0,8mm dicke Probe zu verzeichnen. Mit ansteigender Dicke reihen sich die anderen Graphen mit abnehmender Transmissivität ein. Alle acht untersuchten Dicken liessen sich, eingetragen in das oben stehende Diagramm, klar zuordnen. Bei allen Graphen kann man die gleiche Intensität beim Anstieg, anhängig von der ansteigenden Wellenlänge, ausmachen. Auch zeigen alle Graphen identische Peaks, welche von der Laborbeleuchtung herrühren. Die frei präparierte Hautprobe reiht sich, gemessen an der Transmissivität, zwischen den Dicken 1,6 und 1,8mm ein.

Weiterhin auffällig ist die Beobachtung, dass mit Ansteigen der Wellenlänge von 480nm bis 800nm auch die Transmissivität bei allen untersuchten Hautdicken in identischen Maße ansteigt, beispielhaft bei der frei präparierten Probe von 5,0% auf 19,3%.

4.1.3 Ergebnisse der spektrometrischen Messung im NIR Bereich

Bei den Versuchen im NIR Bereich lag die Transmissivität der Hautproben immer unter 5% und war ohne nachträgliche Vergrößerung der Messzeit kaum darstellbar. Da diese Werte in etwa im Bereich der Messfehler liegen, wird auf die umfassende Darstellung dieser Ergebnisse verzichtet. Beispielhaft sollen die Kurven für 1,0mm und frei präparierte unpigmentierte Hautproben hervorgehoben werden.

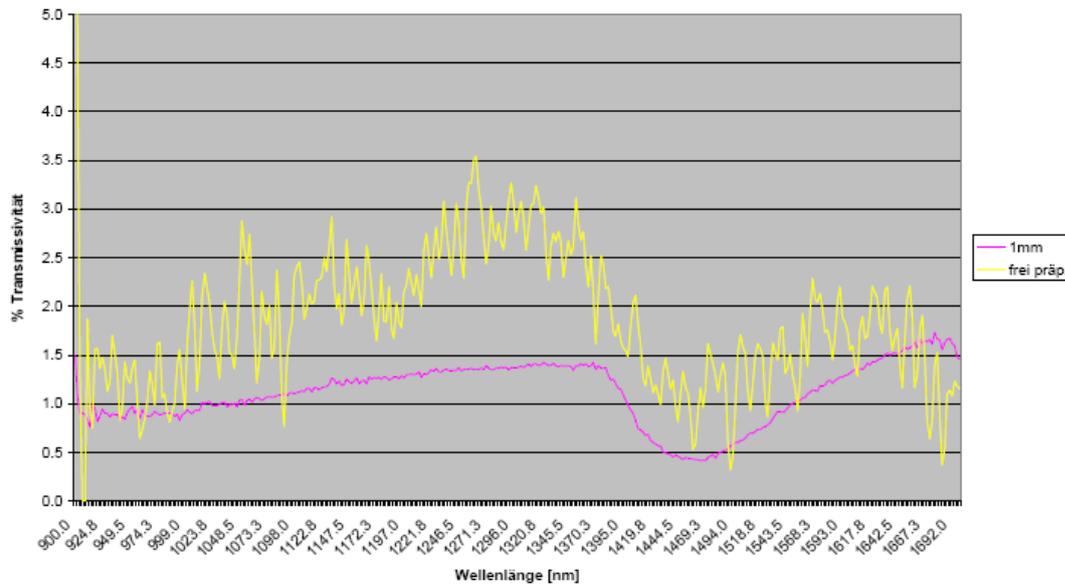


Abbildung 42: unpigmentierte Haut im NIR Bereich

Daraus resultiert die Annahme, dass im gemessenen Bereich von 900nm bis 1700nm die Haut fast die gesamte Strahlung absorbiert.

4.2 Ergebnisse der Versuchsreihe mit 3 unterschiedlichen handelsüblichen Solarzelltypen

Im Folgenden sollen die Ergebnisse der zweiten Versuchsreihe, unterteilt in die drei unterschiedlichen Solarzelltypen, vorgestellt werden.

4.2.1 Solarzelle Typ 1 / Polykristalline Zelle

Im ersten Versuch kam eine polykristalline Solarzelle vom Typ Q-Cells Q6LTT mit einer Fläche von 5,13cm² zum Einsatz. Die verwendete Haut wurde direkt zuvor frei präpariert, das heißt, eine definierte, immer gleiche Schichtdicke ist nicht vorhanden. Stichprobenartige Messungen an den Hautstücken ergaben Werte von einem bis eineinhalb Millimetern. Anhand der im ersten Versuch erstellten Messwerte ergibt sich rechnerisch vergleichend mit den spektrometrischen Messungen eine Dicke von unter 1,6mm.

4.2.1.1 30 Proben unpigmentierte Haut Zelltyp 1

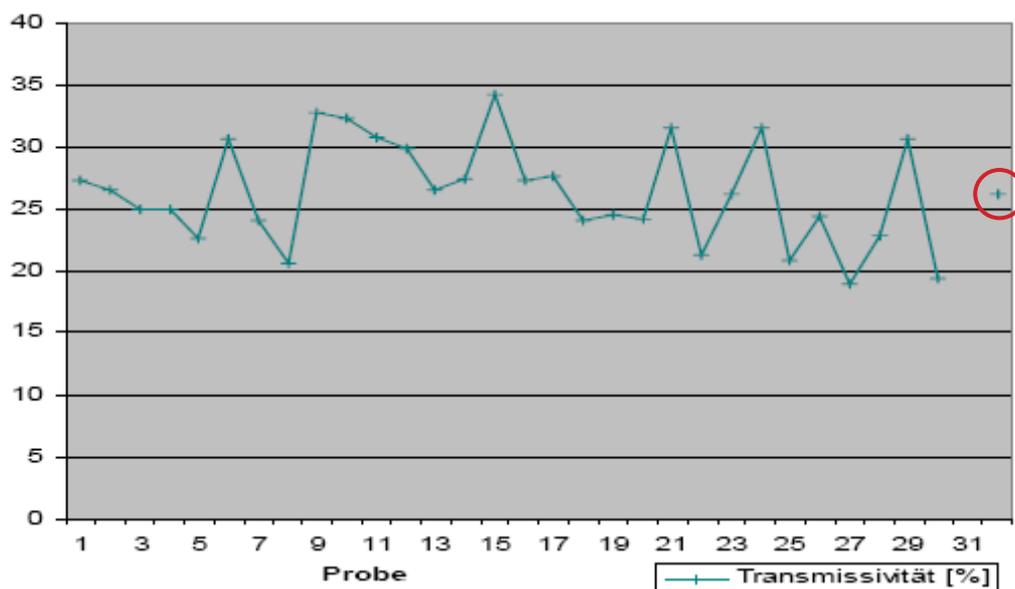


Abbildung 43: 30 Proben unpigmentierte Haut Zelltyp1 / Punkt 32 drückt den Mittelwert aus.

Bei der Messung der Transmissionsfähigkeit nicht pigmentierter Haut mit dem Zelltyp 1 ergaben sich Werte von 19,0% bei der 27. Hautprobe bis 34,3% bei der 15. Hautprobe. Daraus ergab sich ein Mittelwert von 26,2%.

4.2.1.2 10 Proben pigmentierte Haut Zelltyp 1

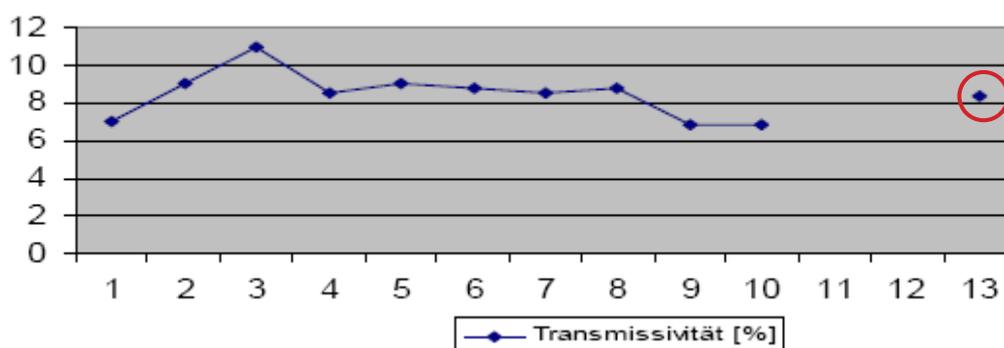


Abbildung 44: 10 Proben pigmentiert Zelltyp1 / Punkt 13 drückt den Mittelwert aus

Bei der Messung der Transmissionsfähigkeit pigmentierter Haut mit dem Zelltyp 1 ergaben sich Werte von 6,8% bei der 9. und 10. Hautprobe bis 11,0% bei der 3. Hautprobe. Daraus ergab sich ein Mittelwert von 8,4%.

4.2.2 Solarzelle Typ 2 / Amorphes Array

Bei der zweiten verwendeten Solarzelle handelt es sich um ein amorphes Array von sieben aneinander gereihten Solarzellen vom Typ SC 11321 mit einer Fläche von 3,6225cm².

4.2.2.1 30 Proben unpigmentierte Haut Zelltyp 2

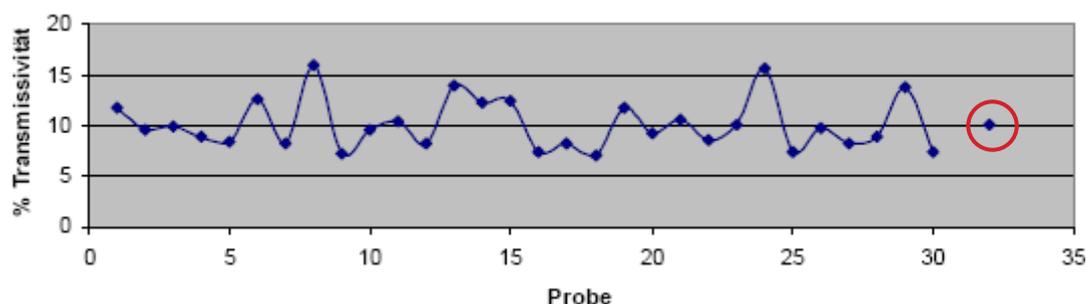


Abbildung 45: 30 Proben unpigmentiert Zelltyp 2 / Punkt 32 drückt den Mittelwert aus

Bei der Messung der Transmissionsfähigkeit nicht pigmentierter Haut mit dem Zelltyp 2 ergaben sich Werte von 7,3% bei der 9. Hautprobe bis 16% bei der 8. Hautprobe. Daraus ergab sich ein Mittelwert von 10,1%.

4.2.2.2 10 Proben pigmentierte Haut Zelltyp 2

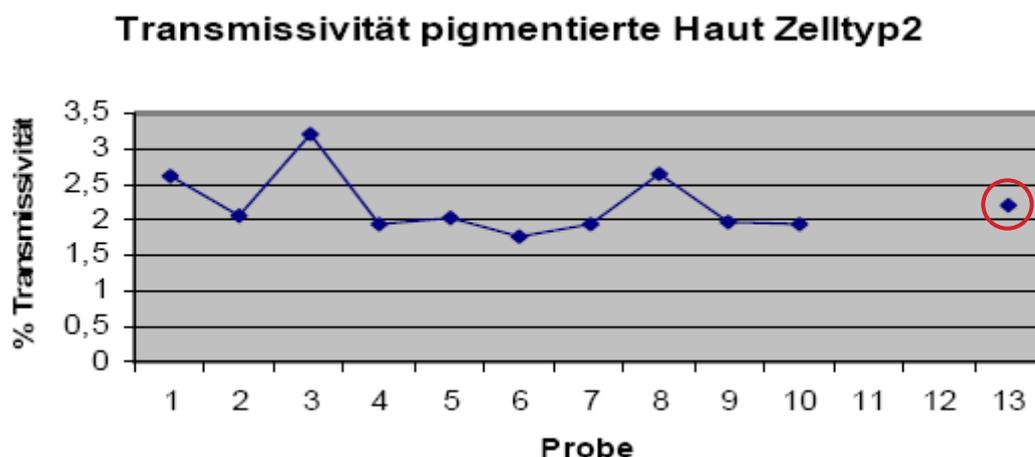


Abbildung 46: 10 Proben pigmentiert Zelltyp 2 / Punkt 13 drückt den Mittelwert aus

Bei der Messung der Transmissionsfähigkeit pigmentierter Haut mit dem Zelltyp 2 ergaben sich Werte von 1,8% bei der 6. Hautprobe bis 3,2% bei der 3. Hautprobe. Daraus ergab sich ein Mittelwert von 2,2%.

4.2.3 Solarzelle Typ 3 / amorphes, flexibles Array mit 9 in Reihe geschalteter Zellen

Im Speziellen handelt es sich bei dem verwendeten amorphen, flexiblen Array um den Typ Gaia 3.6A_40531.1-028 mit 9 in Reihe geschalteter Zellen und einer aktiven Fläche von 5,2 cm² mit den Maßen 0,65 cm mal 8 cm. Da die Proben nur 5 x 2 cm groß sind, wurde der von der Hautprobe nicht abdeckbare Teil des Arrays mit von Licht undurchdringbarer Schicht bedeckt.

4.2.3.1 30 Proben unpigmentierte Haut Zelltyp 3

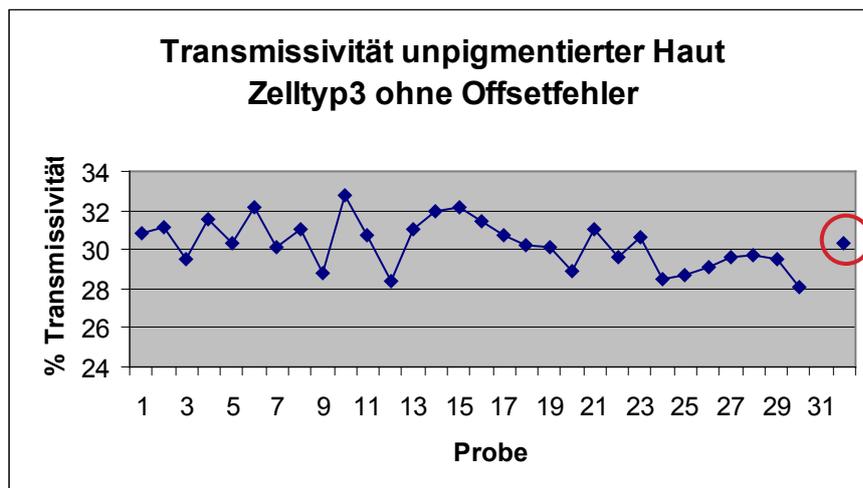


Abbildung 47: 30 Proben unpigmentiert Zelltyp 3 / Punkt 32 drückt den Mittelwert aus

Bei der Messung der Transmissionsfähigkeit nicht pigmentierter Haut mit dem Zelltyp 3 ergaben sich Werte von 28,1% bei der 30. Hautprobe bis 32,8% bei der 10. Hautprobe. Daraus ergab sich ein Mittelwert von 30,3%.

4.2.3.2 10 Proben pigmentierte Haut Zelltyp 3

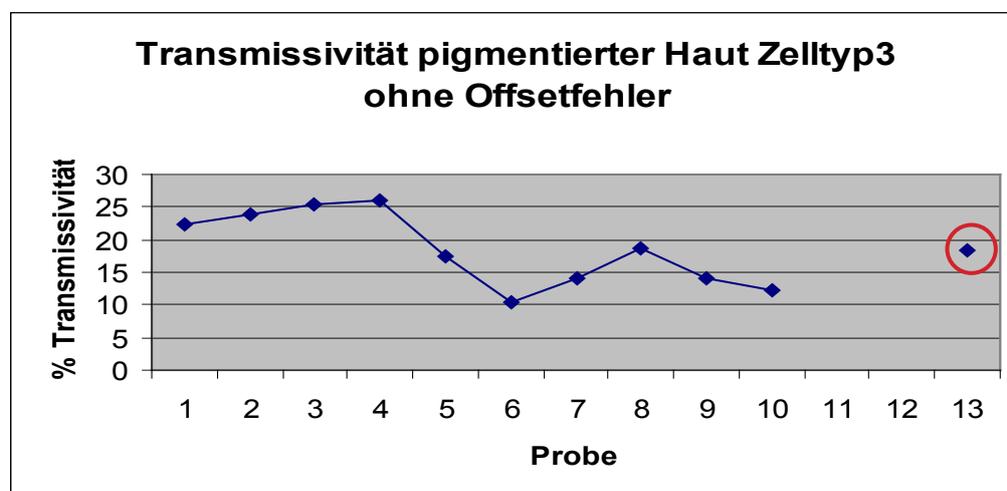


Abbildung 48: 10 Proben pigmentiert Zelltyp 3 / Punkt 13 drückt den Mittelwert aus

Bei der Messung der Transmissionsfähigkeit pigmentierter Haut mit dem Zelltyp 3 ergaben sich Werte von 10,5% bei der 6. Hautprobe bis 26,0% bei der 4. Hautprobe. Daraus ergab sich ein Mittelwert von 18,5%.

4.2.4 Statistische Auswertung der zweiten Versuchsreihe

Im Zentrum des Interesses des zweiten Versuchs stand die Klärung eines etwaigen Unterschiedes der Transmissivität bei unpigmentierter und pigmentierter Haut in seiner speziellen Quantität in Abhängigkeit von unterschiedlichen handelsüblichen Solarzelltypen. Zu diesem Zweck wurden Messungen mit drei unterschiedlichen Zelltypen durchgeführt. Transmissivität der drei unterschiedlichen Solarzellen:

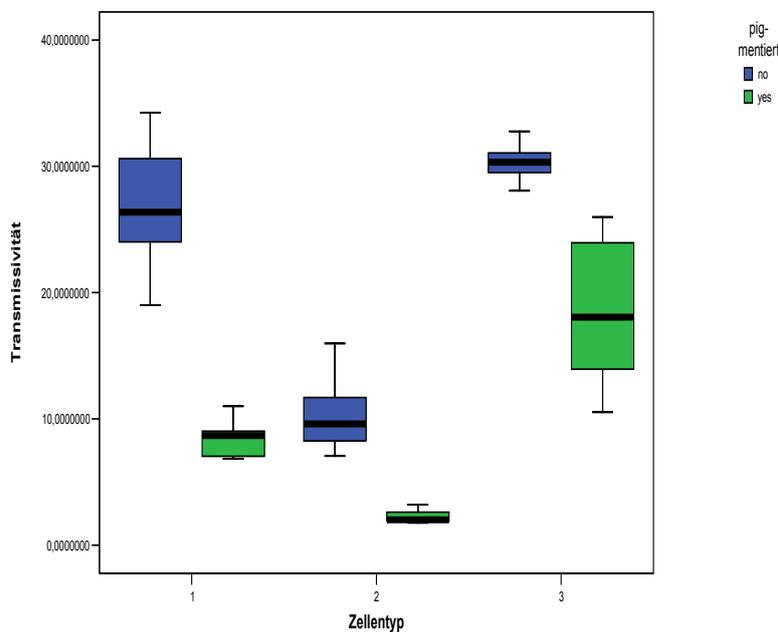


Abbildung 49: Unterschied der Transmissivität pigmentiert / unpigmentiert

Anhand der oben angeführten Abbildung 49 in Form eines Boxplots lässt sich die Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens der entsendeten Strahlung vom Pigmentierungsgrad der untersuchten Haut sehr gut darstellen.

Bei allen drei untersuchten Solarzelltypen bestätigte sich die Annahme, dass bei einer stärkeren Pigmentierung die Transmissivität abnimmt. Selbst bei den messtypischen Ausreißern gab es keinerlei Überschneidungen im direkten Vergleich zwischen pigmentierter und unpigmentierter Haut bei identischem Zelltyp. Diese Eindeutigkeit der Ergebnisse liess sich bei allen drei untersuchten Solarzellen beobachten.

Somit war eine tiefer gehende statistische Auswertung nicht nötig, da schon beim einfachen Betrachten des Diagramms die höchste Signifikanz der Ergebnisse augenscheinlich wird.

5 Diskussion

An dieser Stelle sollen die erwünschten Vorteile einer solaren Energiegewinnung in einem komplett implantierbaren System zur Aufrechterhaltung oder Verbesserung von menschlichen Lebensfunktionen mit den zu erwartenden Schwierigkeiten verglichen und bewertet werden. Da alle bisherigen Systeme zur Energiegewinnung diverse Nachteile mit sich bringen, soll anhand dieser ein Anforderungsprofil erstellt werden.

Bisher notwendige Nachoperationen zum Batteriewechsel, wie es bei den herkömmlichen Systemen notwendig ist, sollen zukünftig vermieden werden. Neben den langfristig geringeren Kosten durch eine einmalige Operation, reduziert sich somit auch das Risiko von auftretenden Infektionen und somit geringere Chancen auf operationsbedingte gesundheitliche Komplikationen. Betreffende Studien bescheinigen Erstoperationen ein zehn mal geringeres Infektionsrisiko als Nachoperationen [45].

Bei einer derzeit durchschnittlichen Lebensdauer von zehn Jahren für Herzschrittmacherbatterien [46], kommt diese neue Methode vor allem jüngeren Patienten zugute, die bisher, bei einer durchschnittlichen Lebensdauer, etliche Operationen über sich ergehen lassen müssen.

Das System sollte eine geringe Größe aufweisen, um möglichst gut im Körper integrierbar zu sein. Andere Lösungsansätze arbeiteten zum Teil mit außerhalb des Körpers befindlichen Apparaturen zur Energieübertragung.[7, 20, 36, 39, 40, 51, 58, 60] Dies soll hier nicht mehr vonnöten sein, um den Patienten eine größtmögliche Unabhängigkeit zu bieten.

Vor allem das Solararray muss möglichst kompakt gehalten werden, damit es nicht optisch auffällig wird. Bei dem speziellen Design des Arrays muss darauf geachtet werden, dass die Durchblutung des darüber befindlichen Hautgewebes gewährleistet wird, um Gewebnekrosen zu vermeiden. Denkbar wären also perforierte Solarflächen, die es Kapillargefäßen erlauben, das Panel zu durchwachsen. Dies soll weiterhin zu einem festeren Verwachsen der Dermis mit dem darunter befindlichen Binde- und Fettgewebe ermöglichen.

5.1 Der spektrometrische Versuch

In den zwei unterschiedlichen Versuchen wurde zuerst jeweils an einem 2x7 cm großen Stück pigmentierter und unpigmentierter Haut vom Schweineohr spektrometrisch die prozentuale Durchlässigkeit von Lichtstrahlung gemessen. In diesem ersten Versuch wurde das Hauptaugenmerk auf die Möglichkeiten einer Realisierung Sonnenenergie betriebener Implantate gelegt. Die Energiegewinnung soll nur durch die im normalen Lebensalltag erwartete Sonnen- und Raumlichtexposition der Patienten erreicht werden. Die Implantationsstelle könnte in der Region der Stirn liegen, da hier die längste und intensivste Exposition für einfallende Strahlung vermutet wird.

Bei der Untersuchung der Hautproben auf spektrometrischem Wege zur Bestimmung des jeweiligen Transmissionsverhaltens sollte eine experimentelle Basis für den zweiten Versuch geschaffen werden. Um eine gute Vergleichbarkeit der Transmissionswerte mit der speziellen Energieausbeute der nachfolgend untersuchten Solarzellen zu ermöglichen, wurde ein Versuchsaufbau gewählt, der es ermöglichte unter nahezu identischen Bedingungen diese unterschiedlichen Fragestellungen zu überprüfen.

Da es sich um einen ersten experimentellen Ansatz im Sinne einer Pilotuntersuchung zur Überprüfung der Machbarkeit handelte, wurde jedoch jeweils nur ein pigmentiertes und ein unpigmentiertes Stück Haut verwendet, auf welchem man dann an zehn unterschiedlichen Stellen die Messungen durchführte. In wie weit sich bei verschiedenen Hautmodellen interindividuelle Messunterschiede ergeben hätten, konnte somit nicht untersucht werden.

Um Messfehler zu vermeiden, wurde an beiden Hautstücken jeweils an zehn unterschiedlichen, fünf Millimeter voneinander entfernten, Stellen gemessen. Von jedem Messpunkt wurde dann, durch die Software des Spektrometers, aus drei Messungen automatisch ein Mittelwert gebildet, der sich für den Untersuchenden als ein Wert darstellt. Nach den zehn hintereinander durchgeführten Messungen wurde rechnerisch ein endgültiger Mittelwert gebildet. Um eine möglichst große Genauigkeit zu erzielen, beziehen sich alle diesbezüglich aufgeführten Zahlenangaben auf diesen verifizierten Mittelwert. In diesem Versuchsaufbau wurde auf eine exakte Schichtdicke der verwendeten Proben geachtet. Das dazu verwendete Dermatome limitierte allerdings die Schichtdicke der einzelnen Scheiben auf maximal 1,5mm. Dies hatte zur Folge, dass man bei den Versuchen von 1,6mm bis 2,2mm das Hautstück aus zwei zusammengelegten Fragmenten bilden musste. Inwieweit das Zusammenlegen der entsprechenden Hautstücke zu Messfehlern führen kann, ist nicht belegt. Dies scheint jedoch vernachlässigbar, da eventuell eingeschlossene Luftblasen zu keinen weiteren Strahlungsresorptionen führen.

5.1.1 Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens von der Schichtdicke bei unpigmentierten Proben im UV Bereich

Wie zu erwarten war, zeigte sich eine klare Abhängigkeit von der Schichtdicke. Je dünner die untersuchten Schichten waren, desto weniger Strahlung wurde resorbiert. Bis auf geringe Ausreißer, wie zum Beispiel der 1,0mm Schnitt ab einer Wellenlänge von ca. 610nm im Vergleich zum 0,8mm Schnitt und die 2,0mm und 2,2mm Schnitte ab ca. 660nm im Vergleich zu den 1,6mm und 1,8mm Schnitten, gab es eine eindeutige Anordnung der Kurven.

Um die Ergebnisse besser verdeutlichen zu können werden nachfolgend drei Wellenlängen beispielhaft gewählt und dort die verschiedenen Durchlässigkeitsgrade prozentual benannt.

Entsprechend der Schichtdicken von 0,8mm bis 2,2mm ergeben sich Werte von 29,9% bis 15,9%

bei einer Wellenlänge von 500nm, von 36,3% bis 19,1% (600nm) und 47,3% bis 43,8% (780nm). Bei der frei präparierten Probe ergaben sich Werte von 20,9%, 27,1% und 35,5% bei identischen betrachteten Wellenlängen. Diese Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass es sich bei den frei präparierten Proben um Schichtdicken zwischen 1,2mm und 1,4mm handelt. Die beobachteten peaks bei 434nm, 540nm und 590nm stammen von den Leuchtstoffröhren der Laborbeleuchtung.

5.1.2 Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens von der Schichtdicke bei unpigmentierten Proben im NIR Bereich

Die Messungen im NIR Bereich ergaben bei der Probe „freie Präparation“, stellvertretend für alle Schichtdicken, eine Transmissivität von 0,5% bis 3,5%. Die Höchsten Transmissivitätswerte überstiegen die 5% Marke nicht. Da diese Werte alle im Bereich des angenommenen Messfehlers liegen, sind die Ergebnisse nicht auswertbar. Es kann also angenommen werden, dass im Bereich von 900nm bis 1700nm so gut wie keine Strahlung die Haut durchdringt. Diese Annahme deckt sich jedoch nicht mit der Literatur bezüglich epithelialer Schichten humaner Bauchhaut [11]. Daraus lässt sich vermuten, dass die absorptive Eigenschaft in tieferen Schichten zu finden ist, sich die humane von der Schweinehaut unterscheidet, oder die erzielten Ergebnisse nicht der Realität entsprechen. Ungeachtet dessen, befindet sich das derzeitige Wirkungsoptimum von handelsüblichen Solarzellen nicht im NIR-Bereich [6], so dass dieser Wellenlängenbereich keine tragende Rolle spielt.

5.1.3 Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens von der Schichtdicke bei pigmentierten Proben im UV Bereich

Analog zu den Messungen mit unpigmentierter Haut, waren hier ebenfalls klare Abhängigkeiten von den Schichtdicken erkennbar. In diesem Fall gab es sogar nur Ausreißer in einem Bereich unter 450nm, also unter der Marke, die in einen Wellenlängenbereich fällt, der wegen seiner Fehleranfälligkeit nicht in Betracht gezogen wurde.

Um besser vergleichen zu können, werden wieder die Mittelwerte der Wellenlängen von 500nm, 600nm und 780nm genauer betrachtet. Bei Hautdicken von 0,8mm ergaben sich Werte von 14,6%, 23,0% und 31,2% Durchdringung des Lichts.

Da aus Mangel an Hautproben hier nur bis zur Schichtdicke von 2,0mm gemessen werden konnte, sollen diese als obere Hautdickengrenze gelten. In diesem Fall ergaben sich die folgenden Werte: 3,5%, 9,0% und 16,5%. Zum Vergleich dazu ergaben sich bei unpigmentierter Haut einer Dicke von 2,0mm Werte von 16,1%, 19,9% und 34,3%.

Auch hier wurde frei präpariertes Material untersucht. Die hierbei gemessenen Werte von 5,0%, 11,3% und 18,8% entsprechen also ungefähr einer Schichtdicke von 1,2mm bis 1,4mm. Dies deckt

sich auch mit der errechneten Dicke des unpigmentierten Hautstückes und gibt uns somit eine Vergleichsmöglichkeit zwischen unpigmentierter und pigmentierter Haut.

Die zu beobachtenden peaks bei 434nm, 540nm und 590nm stammen wieder von den Leuchtstoffröhren der Laborbeleuchtung.

5.1.4 Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens von der Schichtdicke bei pigmentierten Proben im NIR Bereich

Ebenso wie bei den Proben mit unpigmentierter Haut, befanden sich die Messwerte der Tests mit pigmentierter Haut in einem Bereich der eventuell auftretenden Messfehler.

Es kann also auch hier auf eine weitere Berücksichtigung dieses Wellenbereichs verzichtet werden.

5.1.5 Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens vom Pigmentierungsgrad im UV Bereich

Um den Vergleich zwischen pigmentierter und unpigmentierter Haut anschaulich gestalten zu können, werden zuerst wieder die schon vorangegangenen genutzten Wellenlängen von 500nm, 600nm und 780nm am Beispiel der Schichtdicke von 1,6mm verglichen.

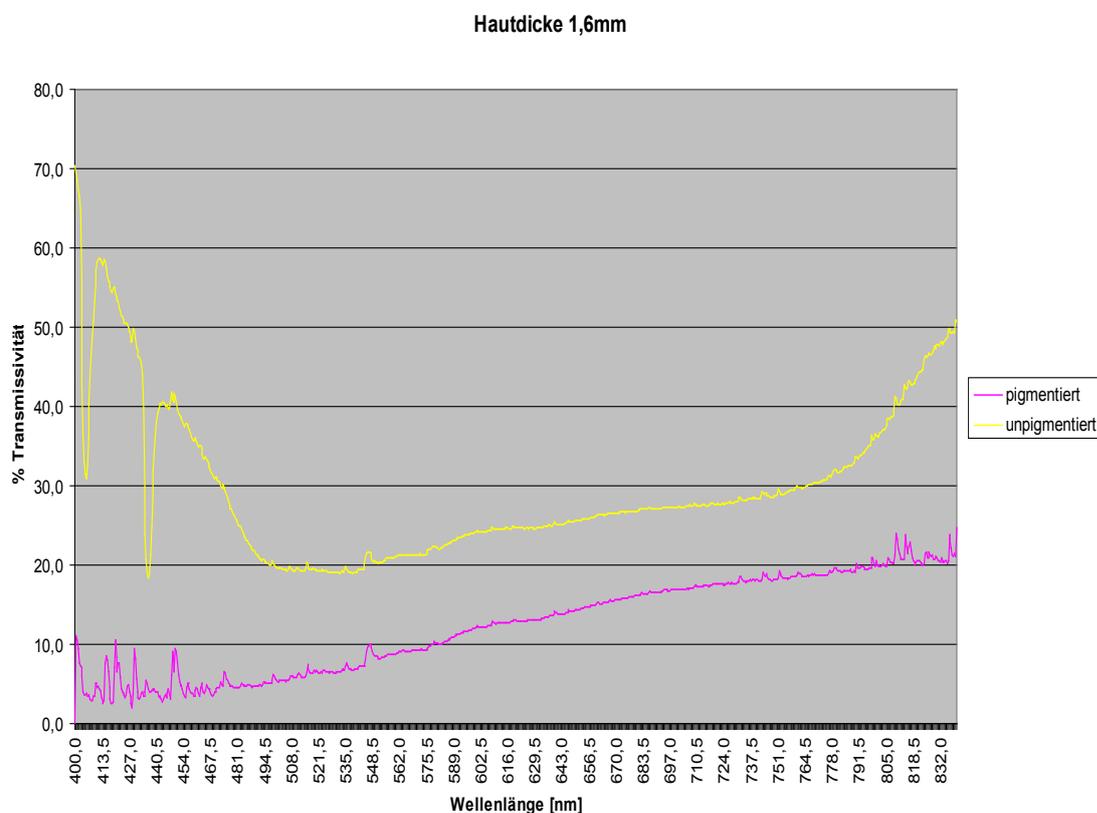


Abbildung 50: Vergleich unpigmentiert/pigmentiert; Dicke 1,6mm

Hieraus ergeben sich bei einer Wellenlänge von 500nm Werte von 5,6% zu 19,8%, bei 600nm 12,1% zu 24,2% und bei 780nm 19,6% zu 31,9%. Die jeweils kleineren Werte stammen von den Messungen mit pigmentierter Haut.

Es bestehen also über den Messbereich von 500nm bis einschließlich 780nm fast konstante Transmissivitätsunterschiede von 12,1% bis 14,1% absolut.

Die relativen Unterschiede in der Transmissivität bezüglich des Wertes für pigmentierte bzw. unpigmentierte Haut werden in der folgenden Tabelle veranschaulicht.

Wellenlängen	Transmissivität unpigmentierte Haut	Transmissivität pigmentierte Haut	Transmissivitätsunterschied
500nm	19,8%	5,6%	353,6%
600nm	24,2%	12,1%	200%
780nm	31,9%	19,6%	162,8%

Tabelle 3: Unterschiede der Transmissivität in Abhängigkeit von der Pigmentierung, Hautdicke 1,6mm

In dem betrachteten Bereich steigt die Transmissivität fast linear an, wobei sich die beiden Kurven nahezu parallel bewegen. Die Tabelle verdeutlicht noch einmal, wie wichtig die Betrachtung der Wellenlänge bei der Optimierung des Wirkungsspektrums von Solarzellen ist. So kann man bei einer Wellenlänge von 500nm eine Transmissionsdifferenz von 353,6% beim Vergleich von pigmentierter Haut zu unpigmentierter Haut beobachten. Das heißt, dass der absolute Messwert bei pigmentierter Haut ungefähr dreieinhalb Mal kleiner ist, als der Messwert für unpigmentierte Haut. Bei einer Wellenlänge von 780nm macht die Differenz nur noch 162,8% aus.

Das lässt den Schluss zu, dass bei der Entwicklung beziehungsweise Auswahl optimal passender Solarmodule solche zum Einsatz kommen sollten, welche ihr Wirkungsmaximum im Wellenlängenbereich von 700nm bis 800nm haben, da hier zum Einen die Transmission am höchsten ist und zum Zweiten die Diskrepanz der Transmission durch pigmentierte Haut den geringsten Unterschied zur unpigmentierten Haut aufweist. Des Weiteren stellt sich dadurch nicht die Frage nach dem Transmissionsverhalten im NIR-Bereich.

Hochsignifikant sind die Unterschiede des Transmissivitätsverhaltens zwischen den pigmentierten und den unpigmentierten Proben. Wie schon Kaidbey et. al 1979 beschrieben haben, bestehen diese Unterschiede auch in Wellenlängenbereichen, die außerhalb des UVA-UVC Bereiches liegen. Im UV-VIS Bereich (400nm–800nm), der im Speziellen untersucht wurde, gibt es eine eindeutig höhere Absorption der Strahlung bei pigmentierter Haut [26]. In allen Wellenlängenbereichen wird die gesteigerte Absorption nicht allein nur durch Einlagerungen von Melanin in die Basalzellschicht der

Haut, sondern auch durch die Anordnung und Verteilung der Melanosomen erreicht [26]. Die Zahl der Melanozyten ist bei hell- und dunkelhäutigen Menschen annähernd gleich, jedoch findet man bei stärker pigmentierten Menschen Melanin in allen Hautschichten, und nicht wie bei Hellhäutigen fast nur in der Basalzellschicht [37]. Es sorgt die Wirkung von Melanin/Melanozyten auch in Wellenlängenbereichen von 400nm bis 800nm für eine gesteigerte Absorption.

5.1.6 Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens vom Pigmentierungsgrad im NIR Bereich

Da die Ergebnisse der Versuche im NIR Bereich nicht auswertbar waren, lassen sich hier auch keine Vergleiche bezüglich des Pigmentierungsgrades der Hautproben erbringen. Da Melanin in der Haut wie ein Neutralfilter wirkt, ist auch in höheren Wellenlängenbereichen ab 800nm mit einem Unterschied der Transmissivität, abhängig vom Pigmentierungsgrad, zu rechnen [26].

5.2 Versuch mit drei unterschiedlichen Solarzellen

Im zweiten Versuch wurde die im ersten Versuch verbliebene Messunsicherheit bei nur einer verwendeten Hautprobe berücksichtigt. Man entschloss sich demnach von 30 verschiedenen unpigmentierten und zehn verschiedenen pigmentierten Schweineohren Proben zu verwenden.

Die Zahl der pigmentierten Proben musste auf zehn limitiert bleiben, da aus logistischen Gründen vom Schlachthof nur zehn entsprechende Ohren geliefert werden konnten. In wieweit die geringere Zahl der Proben zu einer Verzerrung des errechneten Mittelwertes geführt hat, lässt sich nicht nachvollziehen, da hier ja ebenfalls die Proben frei vom Knorpel des Schweineohres abpräpariert wurden, und somit unterschiedliche Schichtdicken zwischen 1mm und 1,5mm erreicht wurden. Allerdings ist dabei zu beachten, dass auch beim Menschen die Haut interindividuell und intraindividuell, zum Beispiel abhängig vom Belastungsgrad, unterschiedlich dick ist. Auch ist ein Unterschied der Hautdicke zwischen Frauen und Männern bekannt [21]. Eine Untersuchung der Dicke der menschlichen Haut an Körper und Beinen bestätigte eine Abhängigkeit von Messpunkt, Geschlecht und BMI des Probanden. Die Messungen variieren von 0,48mm an der Haut des weiblichen Fusses bis 2,00mm am männlichen Thorax. Die männliche Haut ist statistisch Signifikant 1,428 mal dicker als weibliche Haut [69]. Konkrete Zahlen zur Dicke der Gesichtshaut sind in der aktuellen Literatur nicht aufgeführt. Es existieren nur Angaben zur Dicke der Epidermis, wie oben bereits ausgeführt. Sicherlich wäre eine genauere Untersuchung diesbezüglich wünschenswert.

Bei dem Versuch fanden drei unterschiedliche handelsübliche Solarzellen Verwendung, welche besonders häufig verwandt werden, und über welche gute Angaben bezüglich der technischen Eigenschaften vorlagen, um diese als Arbeitsgrundlage zu bezüglich der tatsächlichen erreichten Werte zu verwenden.

Bei allen drei Systemen handelt es sich um Solarzellen aus Siliziumkristallen bzw. amorphem Silizium. Im Falle der ersten untersuchten Siliziumsolarzellen des zweiten Versuches, deckte sich somit das bestehende optische Fenster der Haut mit dem Wirkungsoptimum der Zelle [6, 18]. Bei den anderen beiden Zellen, welche bei dem zweiten Versuch verwendet wurden, bestand leider kein Zugang zu genaueren Produktinformationen. Es lässt sich aber aufgrund der Tatsache, dass es sich auch hier um Siliziumsolarzellen handelte, annehmen, dass das Wirkungsoptimum in einem ähnlichen Wellenlängenbereich liegt [12].

Die Werte des Transmissionsverhaltens der Dermis bei diesem zweiten Versuchsaufbau sind rechnerisch ermittelt und basieren auf der Differenz der Spannung an den entsprechenden Solarsystemen mit und ohne aufgelegte Hautproben. Diese sind abhängig von der Genauigkeit der Messinstrumente, des Versuchsaufbaus und nicht zuletzt am anliegenden Lastwiderstand.

Der Lastwiderstand wurde in Abhängigkeit der Zahl, der in Reihe geschalteten Zellen gewählt, um eine Vergleichbarkeit zu ermöglichen. In den ersten beiden Versuchen konnte pro angeschlossene Solarzelle ein Widerstand von 100Ω gewählt werden, für den letzten unternommenen Versuch mit einem Array von neun aneinander gereihten Zellen stand nur ein Widerstand von 1000Ω zur Verfügung, so dass hier auf jede solitäre Zelle ein Widerstand von $111,1 \Omega$ entfällt.

5.2.1 Zelltyp 1 mit unpigmentierter Haut

Beim Zelltyp 1 handelt es sich um eine polykristalline Siliziumzelle der Firma Q-Cells AG mit einer Effizienz von über 16% [6]. Beim Versuchsaufbau mit dieser Zelle ergaben sich Transmissivitätswerte von 19,0% bis 34,3%, die einen Mittelwert von 26,2% zuließen. Damit konnte eine Gesamtzelleistung von durchschnittlich $172 \mu\text{W}$, bei einem angelegten Lastwiderstand von 100Ω , erzielt werden. Das entspricht einer Leistung von $33,8 \mu\text{W}/\text{cm}^2$. Diese Leistung nimmt somit den Spitzenwert aller untersuchten Zellsysteme, bei unpigmentierter Haut, ein. Laut Produktblatt der Firma Q-Cells AG entfaltet dieser Zelltyp auch bei geringerer Lichteinstrahlung eine sehr hohe Effizienz [6].

Die Effizienz von Solarzellen steht in Abhängigkeit zur Lichtintensität. Je stärker der Lichteinfall auf ein Solararray ist, desto mehr nähert sich die betreffende Zelle an ihrer spezifischen Effizienzobergrenze [19]. Für die Verwendung als implantierbare Energiequelle muss somit auf diese Abhängigkeit geachtet werden, um eine möglichst große Energieausbeute zu ermöglichen. Dadurch kann die benötigte Arraygröße minimiert werden.

Für eine optimale Energieausbeute ist weiterhin das Wirkungsoptimum der betreffenden Solarzelle bezüglich der Wellenlängenbereiche des einfallenden Lichts von besonderem Interesse.

Um im entsprechenden Fall eine möglichst große Energiegewinnung zu garantieren, sollte das Wirkungsoptimum im Bereich des optischen Fensters der Haut liegen. Abhängig von der jeweiligen Literatur wird es in einen Bereich von 600nm bis 1400nm angegeben [5, 18]. In Wellenlängen außerhalb dieses Bereiches wird die Strahlung entweder absorbiert oder macht nur einen sehr geringen Anteil des gesamten Strahlungsaufkommens aus, so dass dies zu vernachlässigen ist [1, 57]. Wie das unten angegebene Diagramm veranschaulicht, liegt das Wirkungsoptimum der Zelle Q-Cells Q6LTT in diesem Bereich.

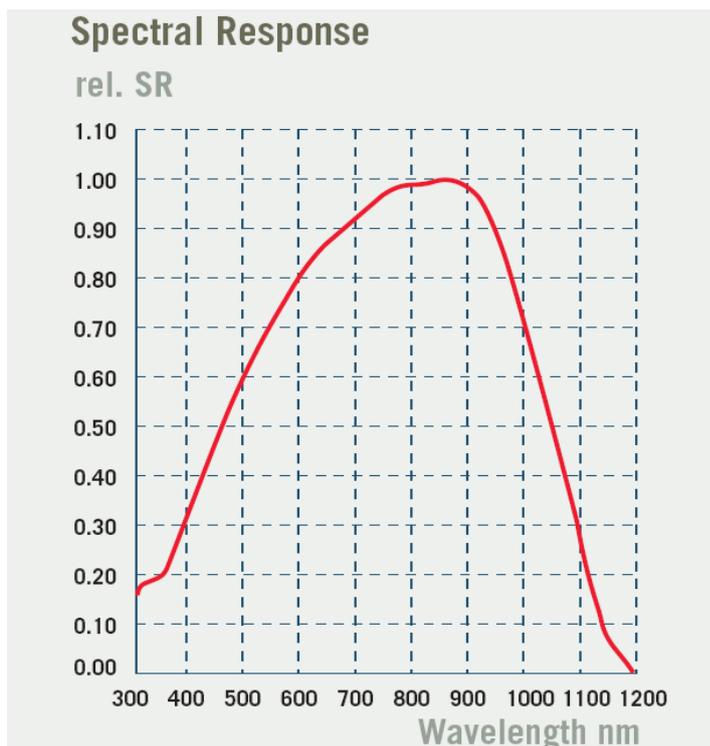


Abbildung 51: Wirkungsoptimum der Solarzelle Q-Cells Q6LTT [6]

Als nachteilig für eine Verwendung dieses Zelltyps als Implantat wäre eindeutig die starre und spröde Eigenschaft des Materials zu erwähnen. Zum einen soll sich das Solararray optimal an der Empfängerstelle der Kopfkontur anpassen, um möglichst unsichtbar für das Umfeld des Patienten zu sein. Zum anderen muss ein solches Implantat auch stärkeren Stößen standhalten können. Da ein Hauptvorteil der Implantation ein Verhindern von Folgeoperationen nach Einbringen von Herzschrittmachern, Cochlear-Implantaten etc. ist, wäre ein Misserfolg durch Fraktur der Zellen nicht tolerierbar.

5.2.2 Zelltyp 1 mit pigmentierter Haut

Es stellte sich hier eine Eindeutigkeit der Ergebnisse der pigmentierten Hautproben im Vergleich zu den unpigmentierten Proben dar.

Im Speziellen ergaben sich Werte von 6,8% bis 11,0% bei einem Mittelwert von 8,4%. Das entspricht etwa einem Drittel der Transmissivität der unpigmentierten Proben.

Es konnte damit eine durchschnittliche Leistung von 55,2 μW für die gesamte Zelle errechnet werden, was einer durchschnittlichen Leistung von 10,8 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ entspricht.

Zu diskutieren wäre ein Einfluss der freien Präparation der Haut, bei dem man annehmen könnte, die pigmentierten Teile wurden zufällig dicker von der Unterhautschicht entfernt.

Dagegen spricht aber zum einen, dass die Proben mit einem Messschieber vermessen wurden, zum anderen, dass die Dicke der Haut durch die darunter liegende Knorpelschicht beim Schweineohr limitiert ist. Somit war ein grobes Abweichen von der angegebenen Dicke ausgeschlossen, wobei generell eine stark voneinander abweichende Hautdicke, abhängig vom Pigmentierungsgrad, ausgeschlossen wurde.

Aufgrund des signifikant geringeren Transmissionsverhaltens und damit ebenso signifikant geringerer Energieausbeute bei pigmentierten Hautproben sind Solarzellen mit ihrem aktuellen Wirkungsgrad noch nicht in der Lage bei sämtlichen Hauttypen eine Anwendung zu finden, wenn man alle anderen Anforderungen berücksichtigt.

Zu untersuchen wäre eine Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens und die Auswirkung auf die Energiegewinnung anhand eines weiter gefächerten Pigmentierungsgrades.

Die vorliegenden Hautproben zeigten von diesem Aspekt nur zwei stark differierende Intensitäten der Pigmentierung.

Vorraussetzung für einen vom Pigmentierungsgrad unabhängigen Einsatz wäre eine überdurchschnittliche Lichtexposition und ein sehr hoher Wirkungsgrad der verwendeten Solarzellen.

Ein weiterer Ansatzpunkt für eine Steigerung der produzierten Leistung beim Einsatz von Solarzellen ist die Vergrößerung der nutzbaren Oberfläche. Je größer die Oberfläche, desto mehr Leistung ist bei gleichem Zelltyp und bei gleicher Strahlungsintensität zu erzielen.

Auf diesem Wege würden sich die Defizite beim Transmissionsverhalten stärker pigmentierter Patienten teilweise ausgleichen lassen.

Limitierend zeigt sich hierbei jedoch die begrenzte Oberflächengröße der menschlichen Stirn, in Abhängigkeit von Kopfgröße und Behaarung.

5.2.3 Zelltyp 2 mit unpigmentierter Haut

Zelltyp 2 ist ein Array aus sieben in Reihe geschalteter Siliziumzellen, das aus einem Fahrradcomputer entnommen wurde. Obwohl das Array mit der Kennung SC 11321 versehen wurde, war es nicht

möglich ein Produktblatt zu beschaffen, so dass keine Aussage zu Eigenschaften der Zelle unter Laborbedingungen zu treffen ist.

Es wurden Transmissivitätswerte von 7,3% bis 15,6% bei einem Mittelwert von 10,1% bestimmt. Da hier sieben Zellen in Reihe geschaltet wurden, wurde der angelegte Lastwiderstand auf 700Ω erhöht, um vergleichbare Ergebnisse zu erreichen. Es konnte eine Leistung von durchschnittlich $27,7 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ erzielt werden. Im Vergleich zu dem ersten untersuchten Zelltyp ergibt sich damit ein Defizit in der Leistungsausbeute und der Transmissivität bei Verwendung identischen Hautproben.

Da in allen Fällen die gleichen Hautproben verwendet wurden und das Transmissionsverhalten der Haut mit Hilfe von Messwerten der Solarzellen errechnet wurde, muss also überprüft werden, woher die Abweichungen im Transmissionsverhalten praktisch identischer Proben herrühren.

Zum einen kommt in Betracht, dass die Hautproben nicht randschlüssig die Solarzellen bedeckten. Dafür könnten die Ausreißer bei den Proben 8 und 24 bzw. 9 und 30 sprechen, die teilweise doppelt so große Werte erzeugt haben. Da die Ausdehnung der Proben in diesem Versuch jedoch vorher schon der Größe der zu untersuchenden Solarzellen angepasst wurde und die Folien, auf denen die Hautproben gelagert wurden, der glatten Oberfläche der Solarzellensysteme sehr gut auflagen, kann dieser Fehler nahezu ausgeschlossen werden.

Ein weiterer Gedanke, dass die Proben zu unterschiedlichen Zeiten untersucht wurden, und demnach unterschiedlich alt sind, kann widerlegt werden, da die Tests in unmittelbarer zeitlicher Nähe stattgefunden haben. Sicher ist in Betracht zu ziehen, dass die Untersuchungen nicht im vollständig abgedunkelten Labor durchgeführt werden konnten und die Sonnenstrahlung, auch bei Bewölkung, eine um ein Vielfaches höhere Strahlung bedeutet, als die zur Untersuchung verwendete Halogenlampe.

Zum anderen würden die Ergebnisse die These einer Untersuchung des Fraunhoferinstituts ISE stützen, dass das Leistungsoptimum von Solarzellen in Abhängigkeit zur Strahlungsintensität steht [19]. Da die prozentualen Transmissivitätswerte aus dem abgeleiteten und gemessenen Strom errechnet wurden, sind die Abweichungen mit Sicherheit größtenteils durch die Berechnung begründet.

5.2.4 Zelltyp 2 mit pigmentierter Haut

Die Auswertung der Messergebnisse der pigmentierten Haut mit dem zweiten Zelltyp ergaben Werte von 1,8% bis 3,2%, die einen Mittelwert von 2,2% zuließen. Daraus konnte man eine zu erreichende Leistung von durchschnittlich $0,0061 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ errechnen. Beim Vergleich der Ergebnisse der pigmentierten und unpigmentierten Hautproben beim Test mit der zweiten untersuchten Solarzelle ergaben sich höchste Signifikanzen. Für die Messungen mit der pigmentierten Haut ergaben sich weitaus geringere Durchlässigkeitswerte für Lichtstrahlung, als für die Proben unpigmentierter Haut.

Im Vergleich zu der ersten Solarzelle ergibt sich ein fast 2500fach geringerer Wert in der zu erreichenden Leistung. Für diese sehr starken Abweichungen bei der Leistungsausbeute gibt es diverse Faktoren, die eine Rolle spielen:

Ein wichtiger Faktor, ist der Umstand, dass bei den Versuchsaufbauten kein Maximum Powerpoint Tracker (MPPT) verwendet wurde. Dieser MPPT ermöglicht das Erreichen des spezifischen Leistungsoptimums einer jeden Solarzelle.

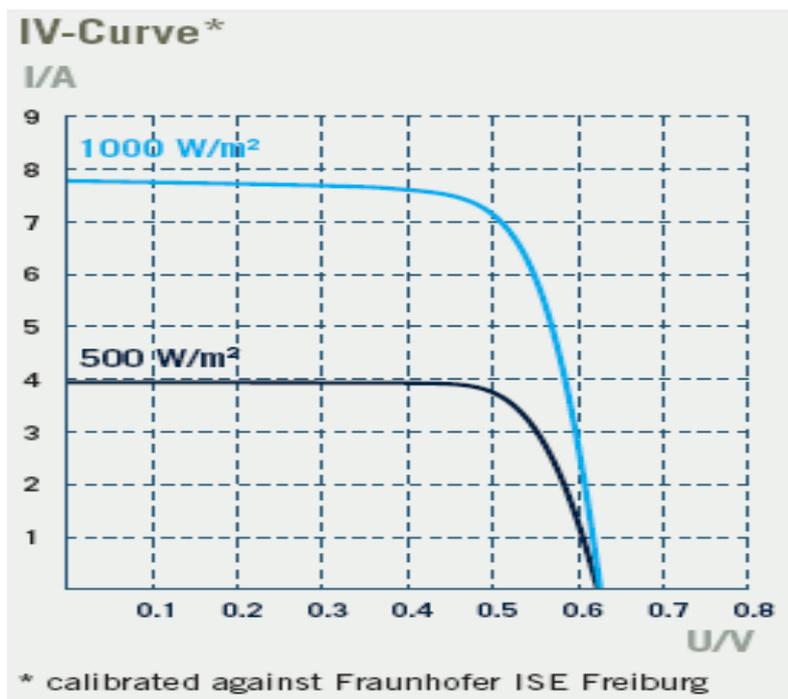


Abbildung 52: Leistungskurve der Solarzelle vom Typ Q-Cells SE - Q6LTT [6]

Beispielhaft dafür soll die Leistungskurve der Zelle Q-Cells SE-Q6LTT sein. Die elektrische Leistung ist abhängig von der Stromstärke in A (Ampere) und der Spannung in V (Volt). Der spezifische MPP für die Zelle Q-Cells SE-Q6LTT liegt demnach im Bereich von 7,0A und 0,5V. Wenn man die Spannung auf 0,25V reduziert, halbiert sich die Ausgangsleistung annähernd. Wenn man die Spannung jedoch auf 0,6V erhöht, erhält man nur noch ungefähr ein viertel der maximalen Leistung der Zelle.

Um für jede Zelle den Punkt der optimalen Leistungsausbeute ermitteln zu können, wird bei kommerziellen Solaranlagen ein MPPT zwischen geschaltet.

Nachteilig, vor allem im Gebrauch von Solarsystemen mit sehr geringem Leistungsoutput ist, dass jeder MPPT auch selbst Energie benötigt. Somit wäre perspektivisch zu klären, ob der Gebrauch eines MPPT im Fall der medizinischen Nutzung überhaupt von Vorteil ist, oder sogar mehr Energie verbraucht, als er zusätzlich bewirken könnte. Weiterhin ist, wie jedes technische Gerät, der Gebrauch

eines MPPT eine zusätzliche Fehlerquelle und von Versagen nicht ausgeschlossen. Da aber das zu implantierende System so wenig störanfällig wie möglich sein soll, muss im Detail geklärt werden, ob eine Verwendung sinnvoll ist.

Aufgrund der eingeschränkten Möglichkeiten beim Versuchsaufbau konnte man die Laborräumlichkeiten nicht komplett abdunkeln und somit den unbeeinflussbaren Faktor des einfallenden Sonnenlichts nicht gänzlich ausschließen. Da die Intensität des Sonnenlichts allgemein wesentlich höher ist, als die von künstlichem Halogenlicht, können natürlich schon recht geringe Schwankungen in der solaren Einstrahlung die Versuchswerte ausschlaggebend beeinflussen. Um solche temporären Veränderungen durch vorbeiziehende Wolken so gering wie möglich zu halten, wurde der Raum zwar abgedunkelt, konnte jedoch nicht in Gänze von Sonnenstrahlung ausgeschlossen werden.

Im Allgemeinen ist eine Mischstrahlung bei der späteren Verwendung auch gegeben und erwünscht, da die Patienten möglichst nicht durch die Implantation der solaren Energielieferanten in ihrem täglichen Lebensablauf beeinträchtigt werden sollen.

5.2.5 Zelltyp 3 mit unpigmentierter Haut

Für den dritten Versuch verwendete man eine flexible, amorphe Siliziumsolarzelle der Firma GAIA von Typ „Gaia 3.6A_40531.1-028“. Diese besteht aus neun in Reihe geschalteter Zellen, von denen aufgrund der Größe der untersuchten Proben nur vier mit Schweinehaut bedeckt werden konnten. Die restlichen fünf Zellen wurden mit einem lichtundurchlässigen Gegenstand bedeckt und die Ergebnisse um diesen Offsetfehler bereinigt. Da im Aufbau des Versuchs kein Widerstand der Größe 900Ω , welcher die pro Zelle erforderlichen 100Ω bereitgestellt hätte, vorhanden war, wurde ein Widerstand von 1000Ω angelegt. Somit lag pro Zelle ein Lastwiderstand von $111,11 \Omega$ an.

Leider konnte auch für diese Zelle keine Produktblatt beschafft werden, da diese nicht im Internet frei verfügbar sind und ein E-mail-Kontakt unbeantwortet blieb. Da eine Veränderung des Widerstands auch eine Veränderung der erreichten Leistung verursacht, soll im Folgenden auf einen Vergleich der Ausgangsleistung mit den anderen zwei Zelltypen verzichtet werden. Dieser ist aber auch nur von untergeordnetem Interesse für die Untersuchung.

Bei der Überprüfung der transmittierten Strahlung ergaben sich Werte von 28,1% bis 32,8% bei einem Mittelwert von 30,3%. Daraus ergaben sich eine durchschnittliche Leistung von $15,3 \text{ mW}$, oder $2,9 \text{ mW/cm}^2$.

5.2.6 Zelltyp 3 mit pigmentierter Haut

Abschließend soll noch auf die Ergebnisse der pigmentierten Hautproben auf dem dritten Zelltyp näher eingegangen werden.

Auch hier ergaben sich klare Signifikanzen bei der Auswertung. Mit Transmissionswerten von 10,5% bis 26% bei einem Mittelwert von 18,5% ergaben sich jedoch die höchsten Transmissionswerte pigmentierter Haut von allen untersuchten Solarzelltypen. Daraus konnte die durchschnittliche Leistung von $1,8\mu\text{W}/\text{cm}^2$ errechnet werden; dies entspricht einer Gesamtzelleistung von $9,4\mu\text{W}$. Wie schon bei 5.2.4. das Phänomen der sehr voneinander abweichenden Transmissionswerte identischer Hautproben bei unterschiedlichen Solarzellen, beschrieben wurde, kann die Ursache der Unterschiede vornehmlich beim abweichenden Wirkungsoptimum der Solarsysteme und der abweichenden Sonnenstrahlung des Labors, und den damit verbundenen errechneten Werten, gefunden werden.

5.3 Ethische Überlegungen

Trotz der mannigfaltigen, viel versprechenden Einsatzgebiete dieser neuartigen Technologien, ist eine gewisse Vorsicht und Überlegtheit geboten. Das Gehirn ist die Voraussetzung für das Denken, die Sprache, das Selbstbewusstsein, die persönliche Identität, Willensfreiheit und Autonomie des Menschen und ist damit der Schlüssel für eigenverantwortliches Handeln. Das Eingreifen in diesen so neuralgischen Punkt der Selbstbestimmung bietet also die Möglichkeit der Manipulation von außen [59]. Somit besteht die Gefahr der materiellen Abhängigkeit geistiger Leistungen und deren Ersetz-, Steuer- und Manipulierbarkeit.

Da viele Konsequenzen, die sich aus der Anwendung mancher Implantate ergeben, noch nicht richtig abgeschätzt werden können, ist eine einheitliche und abgeschlossene Haltung der European Group on Ethics in Science and New Technologies (EGE) zumindest derzeit nicht möglich. Rafael Capurro, Professor für Informationswissenschaft und Informationsethik an der HdM Stuttgart und Mitglied der EGE, bezeichnet die Stellungnahme der EGE daher als „work in progress“, also als „in Arbeit befindlich“ [59].

Bezugnehmend auf die Habeas–Corpus–Akte von 1679 [2], die verspricht, den Körper in seiner Gesamtheit zu achten, gilt nun analog dazu „Habeas data“; da jeder Eingriff am Körper und jegliche Verarbeitung persönlicher Daten zum Leib an sich in Bezug zu setzen ist [59]. Andererseits gilt der Körper immer als unvollendet. Er darf also manipuliert werden, um Körperfunktionen wie das Sehen oder Hören wieder- bzw. überhaupt herzustellen. Sinn dieser ethischen Überlegungen ist es jedoch nicht, den Menschen vom medizinischen Fortschritt abzutrennen, sondern unter bestimmten Leitlinien vor dem potentiellen Missbrauch zu schützen. Zu diesem Zweck zeichnet Capurro die Linien der EGE nach [59]:

Das verfolgte Ziel muss wichtig sein, wie etwa die Rettung von Menschenleben.

Die Verwendung eines Implantats muss dafür notwendig sein.

Um das Ziel zu verwirklichen, darf es kein minimalinvasiveres Verfahren geben.

Laut EGE sollten die gleichen Richtlinien, wie für die Verwendung von Arzneimitteln befolgt werden, wenn damit das gleiche medizinische Ziel verfolgt wird [59].

Eine Kontrolle des gesamten Netzes von IKT Implantaten muss beachtet werden, da das jeweilige Individuum nur ein Teil dieses Netzes ist, aber mit der Gesamtheit in Verbindung steht und sich somit unter der Kontrolle des Netzes befinden kann. Es muss ergo ersichtlich sein, wer welche Art von Zugang auf dieses Netz hat und Daten daraus abfragen kann. Der Schritt zur Verwendung von IKT-Implantaten sollte nur nach genauer medizinischer Diagnostik und Aufklärung erfolgen, und auch nur, um den betroffenen Patienten mit der Verbesserung seiner Fähigkeiten wieder in die „normale“ Bandbreite der Bevölkerung zu bringen. Die Verwendung ist einwilligungspflichtig. Des Weiteren sollte der ausschlaggebende Punkt einzig und allein der medizinische Aspekt, nicht aber der finanzielle oder soziale Rahmen sein [59]. Ganz klar spricht sich die EGE gegen die Verwendung von IKT- Implantaten zur nicht – medizinischen Nutzung aus, da sie durch ihre potenzielle Gefahr für die Menschenwürde und die demokratische Gesellschaft grundlegende Rechte des Individuums einschränken. Im Besonderen gilt dies für Implantate zur Überwachung und militärischen Nutzung, da es hier dem Staat, Einzelpersonen oder Gruppen ermöglicht wird, ihre Macht über andere zu vergrößern [59].

Da es sich bei den betrachteten Implantaten eindeutig um medizinische Produkte handelt, ist der Einsatz jedoch in jedem Maße durch die ihm eigene klare medizinische Indikation gerechtfertigt. Um den Patienten ein Überleben, beziehungsweise eine Erleichterung des Lebens zu ermöglichen, steht es außer Zweifel solche Operationen durchführen zu können. Wenn durch eine verbesserte Technik, in diesem Falle eine unabhängigere Stromversorgung der Implantate, die Lebensqualität der Patienten steigt, steht dies somit den ethischen Überlegungen der EGE nicht entgegen.

5.3.1 Die ethischen Prinzipien der EGE [48]

Zur Bewertung zieht die EGE folgende grundlegende ethische Prinzipien in Betracht:

Die Menschenwürde:

„Die Würde des Menschen ist unantastbar“ heißt es in dem Entwurf des Vertrages für eine europäische Verfassung [4].

Die Nichtinstrumentalisierung:

Personen sollten immer als Zweck an sich und nicht Mittel zum Zweck angesehen werden, so die ethische Forderung.

Der Schutz der Privatsphäre:

Jede Person hat das Recht auf eine geschützte Privatsphäre [59].

Die Nichtdiskriminierung:

Alle Menschen sollten gleich behandelt werden, es sei denn, eine unterschiedliche Behandlung ist gerechtfertigt.

Die Einwilligung nach vorheriger Aufklärung:

Kein Patient darf Behandlungen oder Versuchen unterzogen werden, wenn er nicht vorher aufgeklärt wurde und der Behandlung zugestimmt hat.

Die Gleichheit:

Jedermann sollte gleichberechtigten Zugang zu Leistungen haben.

Das Vorsorgeprinzip:

Die Ethik sollte darauf abzielen, Menschen- und Freiheitsrechte des Einzelnen zu schützen und im Speziellen die Vertraulichkeit von Daten zu sichern. Die EGE hat als allgemeines ethisches Prinzip zur Vorsicht im Umgang mit Informations- und Kommunikationstechnologien aufgerufen. Da sich diese Technologien in einem ständigen Veränderungsprozess befinden, bedarf es also einer kontinuierlichen Risikoneubewertung [48].

5.4 Schlussfolgerungen

Abschließend muss die oben angeführte Versuchsreihe zur Erprobung der Möglichkeit einer solaren Energieversorgung von implantierten Energieverbrauchern beim Menschen als ein erster Versuch gelten. Es sollte die ungefähre prozentuale Relation von einfallendem und ausfallendem Licht bei Verwendung unpigmentierter und pigmentierter Haut überprüft werden. Diese Werte sollten in Abhängigkeit von drei handelsüblichen Zellsystemen überprüft werden.

Vor zukünftiger klinischer Anwendung subcutan implantierbarer Photovoltaik muss der spezifische optimale Wirkungsbereich der verwendeten Solarzellen auf das optische Fenster, welches laut dieser Untersuchung vor allem zwischen 600nm und 800nm besonders durchlässig erscheint, angeglichen werden.

Die erfolgreiche Verwendung bei Individuen mit stärker pigmentierter Haut ist fraglich.

Obwohl natürlich die Wahl der Dicke der Deckhaut durch Anatomie und chirurgischen Grenzen vorgegeben ist, sollte sie nicht dicker als 1,5mm bis maximal 2,0mm betragen, da sonst nach derzeitigem Stand der Wissenschaft keine ausreichende Strahlungsintensität erreicht werden kann.

Im Rahmen dieser Untersuchung kamen einige neue Fragestellungen auf, die vor einer Realisierung dieses Projekts unbedingt eingehender geklärt werden müssen.

5.4.1 Fragen zu Messaufbau

Zum ersten stellt sich die Frage, ob die untersuchte Anzahl an Proben ausreicht, um die individuellen Messabweichungen gebührend mittelwertig auszugleichen.

Hierbei sollte zwischen dem Aufbau des ersten Versuchs und dem des zweiten Versuchs unterschieden werden.

Beim ersten Versuch wurden die Hautdicken mit einer speziellen Apparatur zum Schneiden von Haut, dem Dermatome, hergestellt. Somit konnte gewährleistet werden, dass alle Proben an allen Stellen identische Dicken aufwiesen. Kritisch zu betrachten wäre der Umstand, dass es pro Messreihe nur eine Hautprobe gab, die nicht durch eine Gegenprobe ähnlicher morphologischer Ausprägung (pigmentiert - unpigmentiert) verifiziert werden konnte.

Beim zweiten Versuch wurde dieser Umstand berücksichtigt und die gebildeten Mittelwerte auf unterschiedliche Hautproben und nicht auf unterschiedliche Messstellen einer Probe bezogen. Ausserdem sollte hier nun dem Problem Aufmerksamkeit geschenkt werden, dass bei einem chirurgischen Einsetzen unter die Stirnhaut eine exakte Hautdicke nicht vorhersagbar ist, da der Operateur der individuellen Anatomie des Patienten folgen muss. Somit wurden die Proben freihändig ohne Dermatome präpariert und ergaben bei einer Messung Dicken zwischen 1mm und 1,5mm. Aus diesen wurde dann der Mittelwert errechnet. Bei diesen doch recht beträchtlichen Dickenunterschieden sollte bemerkt werden, dass eine höhere Anzahl an gemittelten Proben sicher wünschenswert wäre.

Zusätzlich wurden die Proben von unterschiedlichen Versuchstieren entnommen und sollten damit der Individualitäten der Spezies Rechnung tragen. Leider war es aus logistischen Gründen nicht möglich bei den pigmentierten Proben über eine Zahl von zehn hinauszukommen. Hier sehe ich noch eine Verbesserungsmöglichkeit für die Zukunft, da diese Anzahl nicht als endgültig belastbar gelten kann.

Des Weiteren konnte der Versuchsraum beim zweiten Versuch nicht gänzlich gegen äußere Lichtstrahlung abgeschirmt werden, so dass man bei der Auswertung der entsprechenden Ergebnisse den Faktor Sonnenlicht nicht außer Acht lassen darf.

5.4.2 Fragen zur Verwendung der geeigneten Solarsysteme

Hier zeigen sich drei primäre Anforderungen, die für einen in vivo Test geklärt werden müssen.

Zum ersten bedarf es einer Zelle, die möglichst flexibel und Bruchstabil ist, um etwaige Stöße und Zerrungen des Gewebes zu tolerieren.

Des Weiteren sollte die Effizienz der Zellen so hoch wie möglich sein, um die Dimensionen des Arrays so klein wie möglich gestalten zu können und trotzdem eine sehr hohe Energieausbeute zu gewährleisten. Das Ausmaß der Energiegewinnung spielt auch dahin gehend eine wichtige Rolle, als das man dadurch eine maximale Unabhängigkeit von Witterungsbedingungen gewinnt. Der Patient soll beispielsweise nicht gezwungen werden täglich eine gewissen Zeit außer Haus zu verbringen, sondern der Energiebedarf sollte für einige Zeit auch über künstliches Licht zu decken sein.

Außerdem müssen die zu implantierende Solarzelle und deren Hülle nicht toxisch und gewebeutral sein, um Vergiftungen und Abstoßungsreaktionen des Körpers zu vermeiden.

Dabei darf nicht unbeachtet bleiben, dass eine Hülle für das Array so lichtdurchlässig und dünn wie möglich sein sollte, um den Energieertrag nicht unnötig zu schmälern

5.4.3 spezielle medizinisch-chirurgische Fragen

Medizinisch-chirurgisch stehen zum einen das problemlose Tolerieren und Einwachsen des Implantats und die Vaskularisation der Deckhaut, andererseits die Einbringtiefe des Solarzellarrays im Vordergrund.

Biokompatible Materialien wie Titan und Keramiken scheiden bei den Überlegungen für eine geeignete Hülle aus, da sie einerseits zu starr und andererseits zu lichtundurchlässig sind. Es muss sich also aller Wahrscheinlichkeit nach um einen speziellen Kunststoff handeln, der alle benötigten Anforderungen erfüllen kann.

Bei der Implantationstiefe sollte eine Position direkt unter der Dermis gewählt werden, die verhindert, dass das Implantat wieder durch die Deckhautschicht hervortritt, äußerlich unsichtbar bleibt und vor exogenen Stößen schützt.

Die Solarzelle muss mit einer flexiblen und körperverschmelzbaren Hülle umgeben sein, die es dem Körper ermöglicht diesen Fremdkörper zu tolerieren.

5.4.4 Ausblick anhand der gewonnenen Ergebnisse

Nach Auswertung der gewonnenen Ergebnisse scheint prinzipiell eine Stromversorgung medizinischer Implantatsysteme mit solarem Strom möglich.

Dies würde das Leben von tausenden Patienten erleichtern, und deren Abhängigkeit von externen Stromquellen oder nötigen Batteriewechseln erheblich reduzieren. Da die Durchdringungsfähigkeit des einfallenden Lichts eindeutig vom Pigmentierungsgrad der Haut abhängig ist und dieser Parameter nicht veränderlich ist, besteht noch ein Verbesserungsbedarf beim Wirkungsgrad der zu verwendenden Solarzellen.

Je mehr Strom auf möglichst kleiner Solarpanelfläche erzeugt werden kann, desto wahrscheinlicher wird die standardmässige Anwendung als implantierbare Stromquelle.

Als nächste Arbeitsschritte sollten demnach die Erforschung und Einführung hochflexibler und extrem leistungsfähiger Solarzellen folgen.

Des Weiteren muss ebenfalls über einen verminderten Energiebedarf der zu versorgenden Implantate und über hochleistungsfähige Akkumulatoren nachgedacht werden, um eine sichere Anwendung garantieren zu können.

Die derzeitigen Entwicklungen auf dem Gebiet der Nanotechnologie und Mikrosystemtechnik lassen eine Ausweitung des Anwendungsgebietes dieser neuen Form der Energiegewinnung in den nächsten Jahren erwarten.

6 Zusammenfassung

Die Stromversorgung medizinischer Implantate ist, trotz vielfältiger interessanter experimenteller Ansätze, derzeit noch nicht auf einem zufrieden stellenden Niveau. In dieser Arbeit wurden experimentell die physiologischen Grundlagen einer implantierbaren solaren Energiequelle für medizinische Implantate anhand von Hautproben vom Hausschwein untersucht.

Auf Basis zweier Versuchsreihen konnten die Abhängigkeit des solaren Transmissionsverhaltens der untersuchten Haut von Wellenlänge, Schichtdicke, Pigmentierungsgrad und verwendeter Solarzellen nachgewiesen werden.

In einem ersten Versuch wurde die Abhängigkeit der Transmissivität von Frequenz des Lichts und der zu durchdringenden Schichtdicke der Haut spektrometrisch ermittelt. Die untersuchten Wellenlängen umfassten 400nm bis 800nm im UV-Vis Bereich beziehungsweise 900nm und 1700nm im NIR Bereich. Es konnte so eine eindeutige Abhängigkeit der Durchdringungsintensität zugunsten der dünneren Schichten nachgewiesen werden. Als beispielhaft soll der Vergleich der Schichtdicken von 0,8mm und 2,2mm unpigmentierter Haut in einem Wellenlängenbereich von 780nm gelten. Hierbei konnten 43,3% beziehungsweise 33,8% der Strahlung unter der Hautschicht nachgewiesen werden.

Auch eine Abhängigkeit vom Wellenlängenbereich ließ sich feststellen. Der NIR Bereich konnte aufgrund seiner niedrigen Messergebnisse nicht ausgewertet werden. Die hier gemessenen Werte müssen als nicht auswertbar gelten, da der angenommene Messfehler zu groß wäre. Doch auch im UV-Vis Bereich konnte zwischen 500nm und 780nm ein nahezu linearer Abstieg der Transmissivität beobachtet werden. Hier sollen die Messwerte 1,6mm dicker unpigmentierter Haut beispielhaft sein, die von 19,8% bis 31,9% anstiegen.

Ein weiterer beachtenswerter Punkt ist die Abhängigkeit des Transmissionsverhaltens der Haut von ihrem Pigmentierungsgrad. Auch hier konnte ein signifikanter Unterschied zugunsten der weniger pigmentierten Haut nachgewiesen werden.

Neu sind jedoch die klaren quantitativen Wertungen. Als Beleg hierfür sollen die Messwerte 1,6mm dicker Haut dienen. Bei dem Vergleich pigmentierter und unpigmentierter Proben dieser Dicke stellten sich deutliche Unterschiede im Transmissionsverhalten dar.

Wellenlängen	Transmissivität unpigmentierte Haut	Transmissivität pigmentierte Haut	Transmissivitätsunterschied
500nm	19,8%	5,6%	353,6%
600nm	24,2%	12,1%	200%
780nm	31,9%	19,6%	162,8%

Der Vergleich dreier unterschiedlicher Siliziumsolarzellen bezüglich deren errechneten Transmissionsverhaltens identischer pigmentierter, sowie unpigmentierter Hautproben, machte deutlich wie wichtig das spezifische Wirkungsoptimum solarer Systeme für die optimale Energieausbeute ist.

Die optimale Empfängerstelle für implantierbare Photovoltaikzellen sollte möglichst gering pigmentiert sein. Die Schichtdicke der Haut ist operationsbedingt nicht zu dünn zu wählen, um zum einen eine Abstoßung des Implantats zu vermeiden, andererseits das Implantat optisch verbergen zu können. Eine angenommene Schichtstärke von 1,5mm ist jedoch als realistisch zu betrachten. Ein Hauptaugenmerk fällt auf den Bereich des Wirkungsoptimums der Solarzellen, welches im höheren UV-Vis Bereich (600nm bis 800nm) zu finden ist.

Perspektivisch ist vor allem das Design der Photovoltaikarrays zu erörtern, um der Deckhaut eine ausreichende Vaskularisation zu ermöglichen, die ein Absterben der Haut vermeidet.

Weiterhin müssen sowohl eine biokompatible Hülle, als auch deren maximale Flexibilität gewährleistet werden, um in Zukunft diese neue Technologie klinisch anwenden zu können.

7 Literaturverzeichnis

- [1] Energienutzung von Materialien im Sonnenspektrum.
- [2] Habeas corpus act. 1679.
- [3] Implantate.
- [4] Richtlinie des Rates vom 20. Juni 1990 zur Angleichung der Rechtsvorschriften der Mitgliedstaaten über aktive implantierbare medizinische Geräte. Amt für amtliche Veröffentlichungen der Europäischen Gemeinschaften, 2003.
- [5] Abita JL, Schneider W. Transdermal optical Communications. Johns Hopkins APL Technical Digest 25 (3): 3, 2004.
- [6] AG Q-C. Produktblatt Q6LTT. 2007.
- [7] Ahn JM, Kang DW, Kim HC, Min BG. In vivo performance evaluation of a transcutaneous energy and information transmission system for the total artificial heart. *Asaio J* 39 (3): M208-12, 1993.
- [8] Ahn JM, Kim WE, Choi SW, Min BG, Kim WG. A solar cell system for extension of battery run time in a moving actuator total artificial heart. *Asaio J* 43 (5): M673-6, 1997.
- [9] Bange J. Meteorologie, 2003.
- [10] Bento RF, Miniti A, Sanchez TG, Leiner A, Nunes CA. A pathway for information transmission to the ear. *Ear Nose Throat J* 74 (9): 640-4, 1995.
- [11] Berlien H-P, Müller G. *Angewandte Lasermedizin*. ecomed Verlagsgesellschaft 13: 13, 10/1997.
- [12] Blumenberg J, Spinnler M. *Grundlagen der Photovoltaik*.
- [13] Böcker J. *Spektroskopie: Instrumentelle Analytik mit Atom- und Molekülspektrometrie*. Vogel Buchverlag Würzburg: 45-61, 1997.
- [14] Bongartz JR. *Hochauflösende dreidimensionale Gesichtsprüfung mit hochgepulster Holographie*. 33, 2002.
- [15] Brendel R, Bothe K. *Dünne Solarzellen auf preisgünstigem Trägermaterial*.
- [16] Brunckhorst C, Candinas R, Furman S. *Ake Senning 1915-2000. Pacing and Clinical Electrophysiology* 23 (11): 1710, 2000.
- [17] Casadei F, Baldinger E. *Induktiv ladbarer Herzschrittmacher für die Langzeitimplantation* Zeitschrift für angewandte Mathematik und Physik 22 (1), 1971.

-
- [18] Fisch J, Khanh TQ. Aspekte der optischen Strahlungswirkungen auf Menschen, strahlungsphysikalische und meßtechnische Konsequenzen. TU Ilmenau: 5, 2001.
- [19] Glunz SW, Preu R. High-Efficiency Silicon Solar Cells - Solar Cell Characteristics. Fraunhofer ISE: 1, 2001.
- [20] Goto K, Nakagawa T, Nakamura O, Kawata S. An implantable power supply with an optically rechargeable lithium battery. IEEE Trans Biomed Eng 48 (7): 830-3, 2001.
- [21] Grundmann A. Untersuchungen zur Gestaltung intelligenter Systeme für die schmerzarme Blutentnahme an der Fingerbeere. 15, 2006.
- [22] Hartig M. Entwicklung eines Hautperfusionsmodells am Kaninchenohr mit geschlossenem Kreislauf und Erprobung mittels einer öligen Testosteronlösung. Dissertation an der FU Berlin: 15, 1997.
- [23] Huljic DM, Zerres T, Mohr A. Development of a 21% back - contact monocrystalline silicon solar cell for large - scale production. Q-cells AG: 1-4, 2006.
- [24] Ishimaru A. Diffusion of light in turbid material. Appl. Opt. 28: 2210-2215, 1989.
- [25] Jiang X, Zhang J, Lewis J. Fabrication of organic solar array for applications in microelectromechanical systems. Journal of Renewable and Sustainable Energy (1): 013101, 2009.
- [26] Kaidbey KH, Agin PP, Sayre RM, Kligman AM. Photoprotection by melanin--a comparison of black and Caucasian skin. J Am Acad Dermatol 1 (3): 249-60, 1979.
- [27] Kiefer K, Hoffmann VU, Reise C. Leistungen und Erträge von netzgekoppelten Photovoltaik – Anlagen. VDI Berichte 1538: 25-29, 2000.
- [28] Kortüm G. Reflexionsspektroskopie: Grundlagen, Methodik, Anwendungen. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg. New York 8: 1-378, 1969.
- [29] Kotlarchyk M. Scattering Theory Academic Press, New York: 2074-2084, 1999.
- [30] Lanzerath D, Propping P. Von der Heilbehandlung zur Anthropotechnik. Wortprotokoll des Nationalen Ethikrates: 5-20, 2004.
- [31] Lewandowski BE, Kilgore KL, Gustafson KJ. Feasibility of an Implantable, Stimulated Muscle-Powered Piezoelectric Generator as a Power Source for Implanted Medical Devices Energy Harvesting Technologies 5, 2007.
- [32] Lungenschmied C, Dennler G, Neugebauer H, Sariciftci SN, Glatthaar M, Meyer T, Meyer A. Flexible, long-lived, large-area, organic solar cells Solar Energy Materials and Solar Cells 91 (5): 379-384, 2006.

- [33] Mallela VS, Ilankumaran V, Rao NS. Trends in cardiac pacemaker batteries. *Indian Pacing Electrophysiol J* 4 (4): 201-12, 2004.
- [34] Meinke M, Friebel M. Bestimmung der optischen Parameter von Blut unter verschiedenen physiologischen Bedingungen. *Jahresbericht Laser- und Medizintechnologie GmbH Berlin*: 105, 1999-2001.
- [35] Messenger RA, Ventre J. *Photovoltaik Systems Engineering*. CRC Press: 21-45, 2004.
- [36] Miller JA, Belanger G, Mussivand T. Development of an autotuned transcutaneous energy transfer system. *Asaio J* 39 (3): M706-10, 1993.
- [37] Moll KJ, Moll M. *Anatomie-Kurzlehrbuch zum Gegenstandskatalog*. 11: 113-116, 1990.
- [38] Mourant JR, Johnson TM, Los G, Bigio IJ. Non-invasive measurement of chemotherapy drug concentrations in tissue: preliminary demonstrations of in vivo measurements. *Phys Med Biol* 44 (5): 1397-417, 1999.
- [39] Murakawa K, Kobayashi M, Nakamura O, Kawata S. A wireless near-infrared energy system for medical implants. *IEEE Eng Med Biol Mag* 18 (6): 70-2, 1999.
- [40] Mussivand T, Hum A, Diguier M, Holmes KS, Vecchio G, Masters RG, Hendry PJ, Keon WJ. A transcutaneous energy and information transfer system for implanted medical devices. *Asaio J* 41 (3): M253-8, 1995.
- [41] Niedorf F. Entwicklung eines Verfahrens zur quantitativen Auswertung nicht-invasiver reflexionsspektroskopischer Messungen von Beta-Carotin in der Haut. *Dissertation an der Tierärztlichen Hochschule Hannover*: 9, 2001.
- [42] Niggemann M, Zimmermann B, Haschke J, Glatthaar M, Gombert A. Organic solar cell modules for specific applications—From energy autonomous systems to large area photovoltaics. *Thin Solid Films* 516 (20): 7181-7187, 2007.
- [43] Nsanze F. *ICT-Implants in the Human Body - A review*. European Commission Trainee with the Secretariat of the European Group on Ethics in Science and New Technologies: 120-149, Feb. 2005.
- [44] Ozeki T, Chinzei T, Abe Y, Saito I, Isoyama T, Ono T, Kouno A, Ishimaru M, Mochizuki S, Takiura K, Baba A, Toyama T, Imachi K. Preliminary study of a new type of energy transmission system for artificial hearts. *J Artif Organs* 6 (1): 14-9, 2003.
- [45] Parsonnet V. Power sources for implantable cardiac pacemakers. *Chest* 61 (2): 165-73, 1972.
- [46] Pirr J. *Stimulation des Herzens mit fokussiertem Ultraschall*. Dissertation an der Medizinischen Hochschule Hannover: 19-20, 2007.

-
- [47] Profio AE, Doiron DR. Transport of light in tissue in photodynamic therapy. *Photochem Photobiol* 46 (5): 591-9, 1987.
- [48] Rodota S, Capurro R. Ethical Aspects of ICT Implants in the Human Body. Opinion of the European Group on Ethics in Science and new Technologies to the European Commission 20: 1-34, 2005.
- [49] Roggan A, Beuthan J, Schründer S, Müller G. Diagnostik und Therapie mit dem Laser. *Phys. Blätter* (55): 25-30, 1999.
- [50] Rohen JW, Lütjen-Drecoll E. *Funktionelle Histologie*. Schattauer: 75, 2000.
- [51] Roz T, Fuentes V. Using low power transponders and tags for RFID applications. *EM Microelectronics Marin SA, Switzerland*: 1-8.
- [52] Schäfer H, Redelmeier TE. *Skin Barrier-Principles of Percutaneous Absorption*: Karger, 1996.
- [53] Schaller R, Sykora M, Pietryga J, Klimov V. Seven Excitons at a Cost of One: Redefining the Limits for Conversion Efficiency of Photons into Charge Carriers. *Nano Letters* 6 (3): 424-429, 2006.
- [54] Schultz O. *Kristalline Hocheffizienz-Siliziumsolarzellen-Dünne kristalline Siliziumsolarzellen*. ISE Fraunhofer, 2007.
- [55] Schultz O. *Kristalline Hocheffizienz-Siliziumsolarzellen-Prozessentwicklung*. ISE Fraunhofer, 2007.
- [56] Schultz O, Glunz SW, Willeke G. Multicrystalline silicon solar cells Exceeding 20% Efficiency. *Progress in Photovoltaics: Research and Applications* 12: 553-558, 2004.
- [57] Stiller S. Pickering Emulsionen auf Basis anorganischer UV-Filter. 11-14, 2003.
- [58] Tchou-Iou AV, Min BG. Design of the solar cell system for recharging the external battery of the totally-implantable artificial heart. *Int J Artif Organs* 22 (12): 823-6, 1999.
- [59] Teuwsen R, Florian U, Schmidt-Fischbach P, Micka B. Chips im ICH – Stimulieren oder steuern die Neuroimplantate? *Infobrief des Nationalen Ethikrates VKZ 64247* (10): 1-4, 2006.
- [60] Theodoridis MP, Mollov SV. Distant energy transfer for artificial human implants. *IEEE Trans Biomed Eng* 52 (11): 1931-8, 2005.
- [61] Togawa T, Oshima M, Suma K, Fujimori Y, Hori M. Transformer-type cardiac pacemaker— An induction pacemaker with iron-cored coupling coil. *Medical and Biological Engineering and Computing* 5 (2), 1967.
- [62] Trofimowa TI. *Physik*. Vieweg 4: 227-229, 1997.

- [63] Waldeyer A. Anatomie des Menschen für Studierende und Ärzte. de Gruyter New York 20 (16), 1993.
- [64] Weber-Hassemer K, Schöne-Seifert B, Parens E. Auf dem Weg zum besseren Menschen? Wortprotokoll des Nationalen Ethikrates: 6-21, 2005.
- [65] Weigmann HJ, Schanzer S, Patzelt A, Bahaban V, Durat F, Sterry W, Lademann J. Comparison of human and porcine skin for characterization of sunscreens. J Biomed Opt 14 (2): 024027, 2009.
- [66] Yeni M. Optimierte Gerätetechniken für UV und Lichttherapie. Dissertation an der TU Berlin: 17, 2005.
- [67] Yoo S, Potscavage J, Domercq B, Kim J, Holt J, Kippelen B. Integrated organic photovoltaic modules with a scalable voltage output. Appl. Phys. Lett. 89: 233516, 2006.
- [68] Zacharias P. Stand der PV-Systemtechnik und Entwicklungstendenzen bei netzgekoppelten Anlagen. VDI-Berichte 1538: 1-5, 2000.
- [69] Krakowitzer P, Brenner E, Dicke der Epidermis und Dermis-Sonographische Messung an 24 Stellen des menschlichen Körpers. Phlebologie 2/2008 Schattauer : 83-92, 2008.

8 Erklärung über Selbstständigkeit

„Ich, Sebastian Zorn erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema:

„Neue Wege in der Energieversorgung aktiver Implantate – Untersuchungen zum
Transmissionsverhalten der Haut“

selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die
(unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum:

Unterschrift:

9 Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. Dr. Klein für die freundliche Überlassung des Themas meiner Dissertation.

Mein besonderer Dank gilt Christian Camerer für die Betreuung meiner Arbeit und seinen fachlichen Rat.

Auch gilt mein herzlicher Dank Herrn Gottfried Müller vom Fraunhofer IPK und Prof. Dr. Jürgen Lademann, die diese Arbeit durch ihren technischen, fachlichen und zeitlichen Aufwand erst möglich gemacht haben.

Nicht zu letzt möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden, für ihre immer währende Unterstützung und ihren Glauben an mich, bedanken.

10 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht mit veröffentlicht.

11 Publikation

Auszüge dieser Untersuchungen wurden bereits im Rahmen der Posterpräsentation

„Energieversorgung intelligenter Implantate durch subcutane Photovoltaik – Zukunftsvision – neues Operationsspektrum für die MKG-Chirurgie“

(C. Camerer, S. Zorn, D. M. Kim, G. Müller, E. Keeve, M. Klein)

Auf dem 59. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie vom 03. – 06. Juni 2009 in Wien präsentiert.