

**Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik
der Universität Würzburg**

Chirurgische Klinik I

Direktor: Prof. Dr. med. Prof. h.c. A. Thiede

**Entwicklung eines Verfahrens
zur Druckmessung
in der Kompressionstherapie**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von

Matthias Imre Walter Keserü

aus Würzburg

Würzburg, Mai 2006

Referent: Prof. Dr. med. B. Höcht

Koreferent: Priv.-Doz. Dr. med. Dr. rer. nat. M. Fein

Dekan: Prof. Dr. med. G. Ertl

Tag der mündlichen Prüfung: 08. November 2006

Der Promovend ist Arzt

meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

Inhalt

1 Einleitung	1
2 Fragestellungen	7
3 Material und Methoden	8
3.1 FSR-Sensor	8
3.1.1 Prinzip und Funktionsweise	8
3.1.2 Beschaltung des FSR-Sensors	10
3.1.3 Materialien	11
3.1.4 Kalibrierung	14
3.1.5 Patientenmessungen	15
3.2 Piezoresistiver Drucksensor	16
3.2.1 Prinzip und Funktionsweise	16
3.2.2 Materialien	17
3.2.3 Beschaltung des Sensors	18
3.2.4 Kalibrierung	20
3.2.5 Patientenmessungen	21
3.3 Statistische Auswertung der erhobenen Daten	23
3.3.1 Statistische Auswertung der Kalibrierungsmessungen	23
3.3.2 Statistische Auswertung der Patientenmessungen	23
4 Ergebnisse	24
4.1 FSR-Sensor	24
4.1.1 Kalibrierung	24
4.1.1.1 Druck-Widerstand-Korrelation	24
4.1.1.2 Druck-Spannungs-Korrelation	25
4.1.2 Patientenmessungen	29
4.2 Piezoresistiver Drucksensor	30
4.2.1 Kalibrierung	30
4.2.2 Patientenmessungen	35
4.2.2.1 Übersicht und regionale Druckverteilung	35
4.2.2.2 Para- und epicatrale Druckwerte	36
4.2.2.3 Einfluß der Unterlage auf die Druckmessung	36
4.2.2.4 Vergleich von Druckwerten an Kinn und Wange	37

5 Diskussion	39
5.1 Kompressionsdruckmessung mittels FSR-Sensor	39
5.2 Kompressionsdruckmessung mittels piezoresistivem Drucksensor	40
5.3 Patientenmessungen	41
5.4 Ausblick	43
6 Zusammenfassung	44
7 Literaturverzeichnis	46
Anhang	
Danksagung	
Lebenslauf	

1 Einleitung

Verbrennungen und Verbrühungen sind nach den Frakturen der langen Röhrenknochen und den Schädel-Hirn-Traumata die dritthäufigste Ursache für Verletzungen im Kindesalter [87]. Weltweit werden pro Jahr über 2 Millionen kindliche Verbrennungen und Verbrühungen verzeichnet [82], wovon sich in Deutschland ca. 3000 schwere, in der Vielzahl der Fälle II-b- bis III.-gradige, Verbrennungen und Verbrühungen ereignen, die eine stationäre Behandlung der Kinder erforderlich machen [66]. Die Beurteilung der Schwere einer Verbrennung erfolgt nach Tiefe (Verbrennungsgrade: erst-, zweit- oder drittgradige Verbrennung), Ausdehnung (in % der Körperoberfläche) und betroffener Körperregion. Während erstgradige Verbrennungen und Verbrühungen in der Regel nur bedingt ärztlicher Maßnahmen bedürfen, sind die zweit- und drittgradigen Verbrennungen und Verbrühungen in Abhängigkeit ihres Ausmaßes und ihrer Lokalisation als schweres Krankheitsbild zu werten. Denn bereits ab einer verbrannten bzw. verbrühten Körperoberfläche von >5% muß bei Kindern mit systemischen Folgen im Sinne eines „Polytraumas“ der Haut mit Hypovolämie und Schock gerechnet werden [66]. Aber auch kleinflächige Verletzungen der sog. „funktionellen Zonen“, wie Kopf, Hals, Hände und Genitalien, können zu Beeinträchtigungen durch bleibende, einschränkende Narben führen [66].

Die Narbenbildung ist eine komplexe Reaktion der Haut auf eine Verletzung ihrer Integrität, die - prinzipiell heutzutage recht gut verstanden – auf molekularbiologischer Ebene Bestandteil aktueller Grundlagenforschung ist.

Reicht eine Verletzung der Haut bis ins stratum reticulare oder noch tiefer, kann es keine restitutio ad integrum geben und es resultiert eine Narbe [30]. Die Wundheilung wird dabei in drei Phasen unterteilt (s. Abb. 1.1): Zunächst das

Stadium der Inflammation mit Rekrutierung von Entzündungszellen und Einwanderung hauptsächlich neutrophiler Granulozyten in die Wunde. Anschließend das Stadium der Proliferation mit Bildung von Granulationsgewebe und Vermehrung der Fibro- und Myofibroblasten, deren Aktivität auch eine Kontraktion der Wunde mit Annäherung der Wundränder bewirkt. Die letzte Phase ist das Stadium der Geweberemodellierung [33], in dem das Granulationsgewebe in einem steten Gleichgewicht von Kollagenauf- und abbau durch kollagene Fasern ersetzt wird. Deren parallele Anordnung ist, im Gegensatz zum komplex vernetzten Kollagennetz gesunder Haut, für die derbe und unelastische Konsistenz der Narbe verantwortlich.

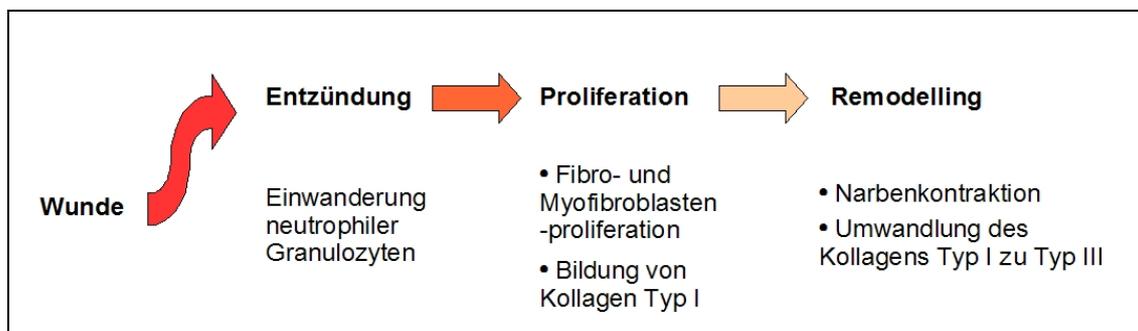


Abb. 1.1.: Phasen der Wundheilung (modifiziert nach Seyhan et al. [79])

Bildet sich eine knotige, tumorös erhabene Läsion, so spricht man von einer hypertrophen Narbe bzw. von einem Keloid, wenn die Läsion über die ursprünglichen Wundränder hinaus expandiert. Dies ist Ausdruck eines exzessiven, überregulierten Reparaturprozesses (s. Abb. 1.2). Histologisch zeigt sich dabei eine überschießende Vermehrung von Myofibroblasten in der proliferativen Phase. Ursächlich wird hierfür eine vermehrte Zytokin-Expression diskutiert. So führt ein erhöhter TGF- β -Spiegel zu einer vermehrten Bildung extrazellulärer Matrixproteine [14]. Außerdem konnte gezeigt werden, daß TGF- β Einfluß auf eine vermehrte Differenzierung zu Myofibroblasten hat [81]. Aber auch Interleukin-1 β , der Tumornekrosefaktor TNF- α und Plättchen-Wachstumsfaktor (PDGF) scheinen an diesem Prozeß beteiligt [42].



Abb. 1.2.: Hypertrophe Narben

Insbesondere Verletzungen, die durch Verbrennung oder Verbrühung im Kindesalter entstanden sind, neigen zu hypertropher Narbenbildung. Bombaro et al. beziffern die Prävalenz hypertropher Narbenbildung nach Verbrennung mit 85% für Kinder unter 15 Jahren bei einer Gesamtprävalenz von 67% [12].

Neben der kosmetischen Problematik bei ausgedehnten oder sichtbaren Narben im Gesicht sind es vor allem die schweren Komplikationen wie Kontrakturen, Bewegungseinschränkungen bis zu Deformationen beteiligter Gelenke, die eine solche Narbe dringend behandlungsbedürftig machen [56]. Im Falle großflächiger Verbrennungen ist daher auch eine prophylaktische Behandlung der Narbe indiziert [65].

Die Kompressionstherapie ist schon seit Jahrzehnten ein Hauptpfeiler in der Prophylaxe und Therapie hypertropher Narben (s. Abb. 1.3). Bereits aus den 20er Jahren des vergangenen Jahrhunderts existieren erste Berichte über den

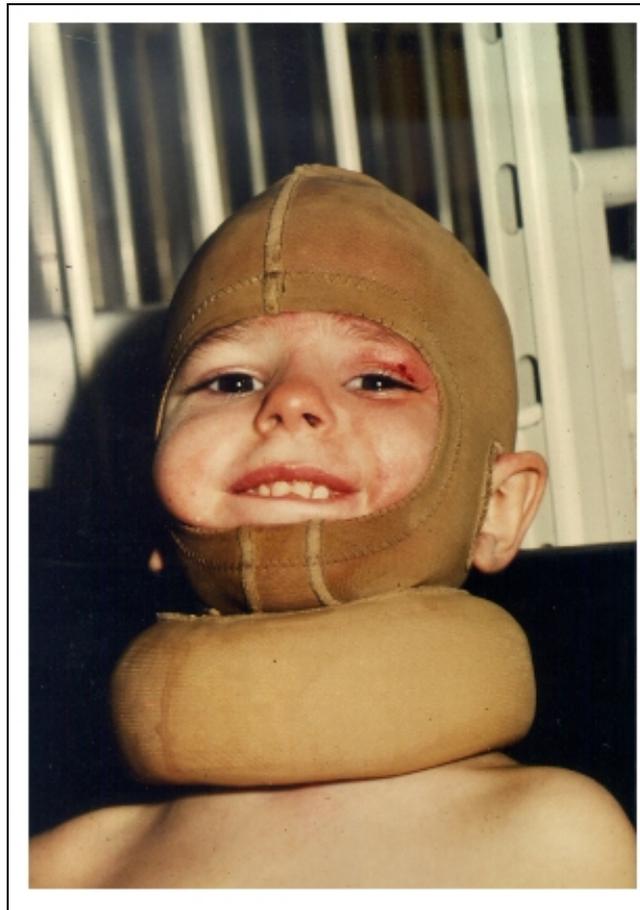


Abb. 1.3.: Patient mit Kompressionsmaske

positiven Einfluß von Kompression auf die Wundheilung [16]. Vierzig Jahre später beschrieb Cronin erstmals den gezielten Einsatz von Kompression zur Prophylaxe von Kontrakturen nach Hauttransplantation [23]. Durch positive Resultate in weiteren Studien [4,20,55,26] konnte sich die Kompressionstherapie etablieren. Sie zeigte dabei sowohl einen Effekt auf die Geschwindigkeit der Narbenreifung [50], als auch eine Verkleinerung und Abflachung der Narbe [49], sowie eine Verbesserung der Beweglichkeit beteiligter Gelenke [29]. Eingesetzt werden in der Kompressionstherapie heute meist maßgeschneiderte Anzüge, Handschuhe und Masken aus unterschiedlichen elastischen Textilien. Daneben haben sich für den Gesichtsbereich auch „Uvexmasken“ aus einem plexiglasähnlichen Material bewährt.

Die Frage des Wirkungsmechanismus bleibt jedoch immer noch ungeklärt. Histologisch zeigen druckbehandelte Biopsate hypertropher Narben eine deutlich geringere Gefäßanzahl sowie eine der normalen Haut ähnelnde, zufällige Kollagenfaseranordnung ohne eine Ausbildung von Faserbündeln [22]. Diskutiert wird eine durch den Druck auf die Kapillaren im Gewebe hervorgerufene Hypoxie, die zur Apoptose überzähliger Fibroblasten und damit zu einer organisierteren Kollagensynthese in der Narbe führt. Reno et al. konnten durch mechanischen Druck in vitro eine Zytokin-Freisetzung und nachfolgend erhöhte Apoptoserate nachweisen [74,76]. Die aktuellste Studie dieser Arbeitsgruppe entdeckte ebenso eine signifikante Reduktion der Matrixmetalloproteinase-28-Aktivität durch mechanische Kompression [77]. Dies sind jedoch nur Teilaspekte eines noch nicht vollständig verstandenen biochemischen Ablaufs.

Auch die Frage nach einem optimalen Kompressionsdruck blieb leider bisher ungeklärt. Postuliert man als Wirkungsweise die Hypoxie-Hypothese müsste die Kompression größer sein als der Kapillardruck. Dazu wäre ein Druck von 20-25 mmHg nötig [4]. Die von Reno et al. in vitro untersuchten Hautproben wurden mit 35 mmHg über 24 Stunden mechanisch komprimiert. Die Empfehlungen anderer Autoren reichen von sehr ungenauen 10-30mmHg [72] über >20 mmHg [39] bis >24mmHg [4]. Interessant ist dazu eine von Macintyre et al. durchgeführte Umfrage unter 51 britischen Verbrennungszentren [63]. Darin gaben 62% einen nötigen Kompressionsdruck von 20-30 mmHg an, 15% hielten auch einen Druck <25 mmHg für ausreichend, wohingegen nur 8% einen Druck von mehr als 25 mmHg für notwendig hielten. Eine Kontrolle des Zieldruckes erfolgt in der Literatur dabei oft nur durch Näherung über das Laplace'sche Gesetz, das den Druck bei bekannter Materialspannung mit dem Umfang eines idealisierten Zylinders (z.B. Extremität, Rumpf, Hals) in Verbindung setzt. Mcintyre et al. fanden jedoch gerade bei kleinen Umfängen eine regelmäßige Überschätzung des Druckes durch die Laplace'sche Formel

[62]. Versuche einer direkten Druckmessung unternahmen bisher nur Cheng et al. [21] mittels elektro-pneumatischer Sonde und Harries et al. [44] mittels des leider nicht näher erläuterten „Oxford pressure monitor“. Beide fanden dabei eine breite Streuung des Kompressionsdruckes je nach verwendetem Material und registriertem Ort. Mann et al. [61] maßen Kompressionsdrücke mit einem FSR-ähnlichen Sensor der Firma Tekscan und entdeckten bei Mittelwerten von 18-35 mmHg einen Vorteil für maßgefertigte Kompressionen. Mit gleichem Sensor konnten Liu et al. [59] bei Druckmessungen an der unteren Extremität einen signifikanten Unterschied zwischen standardisierten anatomischen Meßpunkten sowie verschiedenen Kompressionsklassen zeigen.

Alternativen zur Kompressionstherapie in der Behandlung hypertropher Narben existieren heute in vielfältiger Form. So konnte für Bestrahlung, Kryotherapie, Steroid-Injektionen, Silikongel-Applikation [1,37,43], Interferon- und Fluorouracilbehandlung, sowie für die Behandlung mittels gepulstem Farblaser eine positive Wirkung nachgewiesen werden [2]. Eine allgemein akzeptierte Behandlungsleitlinie für die Therapie hypertropher Narben existiert bisher jedoch nicht. Die Kompressionstherapie stellt jedoch durch ihren unbestritten positiven Effekt auf die Narbenreifung ohne risikobehaftete Nebenwirkungen unsere Therapie der Wahl dar. Die Kompression kann zusätzlich bei Bedarf durch topische Silikongel-Pflaster [17] ergänzt werden.

2 Fragestellungen

Da bisher für eine Druckmessung in der Kompressionstherapie kein kommerzielles System zur Verfügung stand, ergaben sich aufbauend auf dem oben erläuterten Kenntnisstand in der Kompressionstherapie folgende Fragen:

- 1) Läßt sich mit einfachen Mitteln ein Kontrollinstrument zur direkten und lokalitätsbezogenen Quantifizierung des applizierten Kompressionsdruckes entwickeln?
- 2) Läßt sich dieses ausreichend genau kalibrieren?
- 3) In welchem Druckbereich liegen die an der Abteilung für Kinderchirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik Würzburg angepaßten Kompressionsanzüge?
- 4) Gibt es signifikante Druckunterschiede in Bezug auf verschiedene Lokalisationen der Kompression bzw.
- 5) lassen sich Problemzonen für die Druckübertragung auf das Körpergewebe identifizieren?
- 6) Wie verhält sich der Kompressionsdruck über verschiedenen Gewebeunterlagen?

3 Material und Methoden

3.1 FSR-Sensor

3.1.1 Prinzip und Funktionsweise

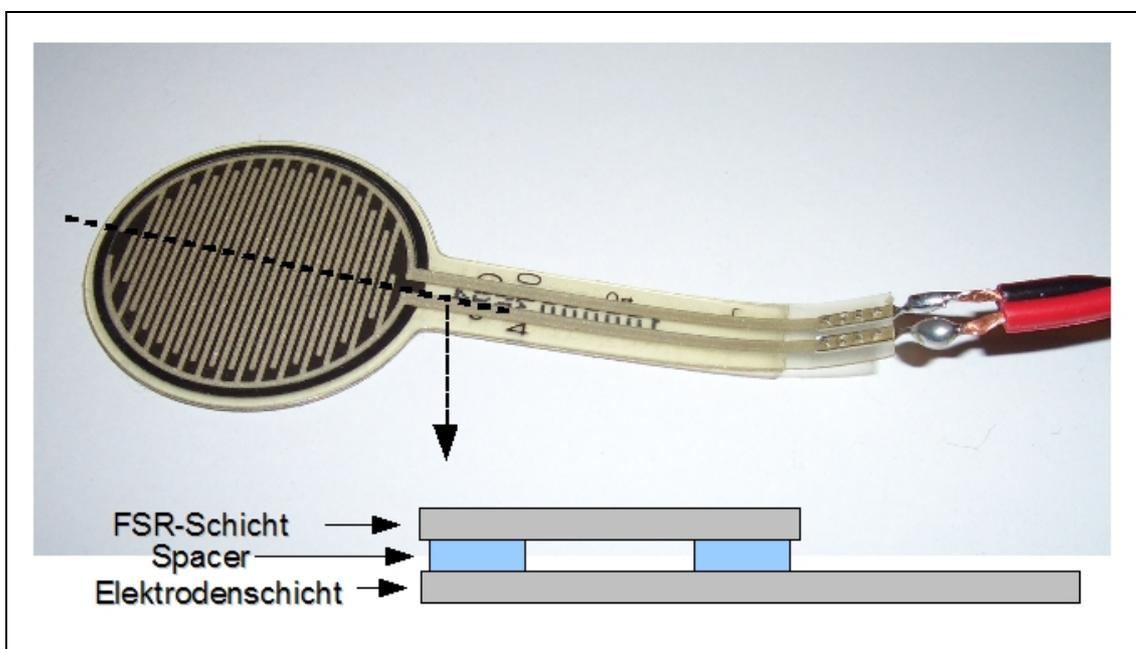


Abb. 3.1.: Aufbau des FSR-Sensors

Der Force Sensing Resistor, kurz FSR-Sensor, ist ein variabler Widerstand, der in Abhängigkeit der auf ihm lastenden Kraft seine elektrische Leitfähigkeit ändert. Er ist aus drei Schichten aufgebaut (s. Abb. 3.1). Dabei nimmt die unterste Elektrodenschicht, die durch einen sog. Spacer von der FSR-Schicht getrennt ist, je nach aufgebrachtener Kraft Kontakt mit der FSR-Schicht auf und bildet Widerstandsbrücken. Der elektrische Widerstand nimmt dabei ab einer gewissen Einschaltkraft, die hauptsächlich von der Materialstärke der Sensorfolie und von der Dicke des Spacers abhängt, von unbelastet $>1\text{M}\Omega$

exponentiell ab. Abbildung 3.2 zeigt graphisch diese Beziehung zwischen Kraft und elektrischem Widerstand. Der elektrische Widerstand ist somit die primäre Meßgröße des FSR-Sensors.

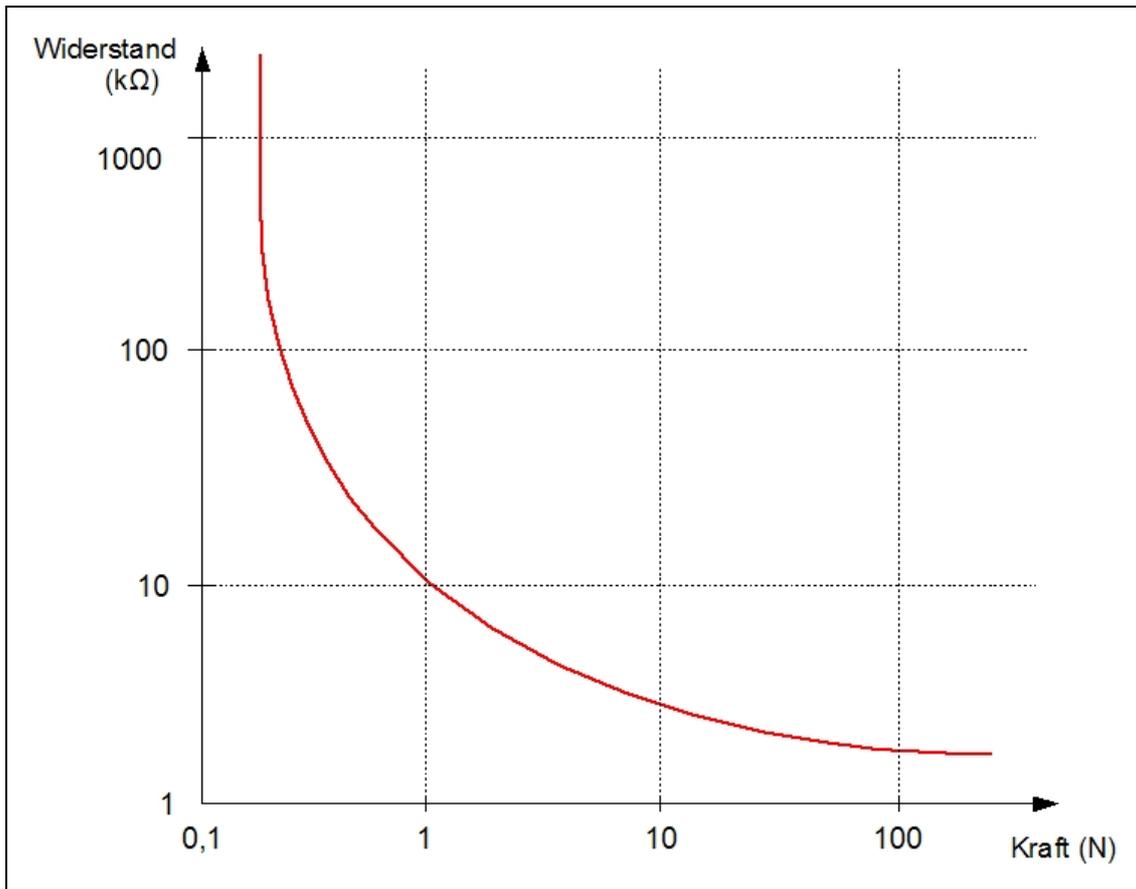


Abb. 3.2.: Kraft-Widerstands-Kurve des FSR-Sensors

Durch seine extrem dünne Bauweise schien sich der FSR-Sensor zunächst besonders für eine Druckmessung unter Kompressionsanzügen zu eignen, ohne daß er eine Verfälschung des gemessenen Druckes durch eine zusätzliche Dehnung des Materials hervorzuruft.

3.1.2 Beschaltung des FSR-Sensors

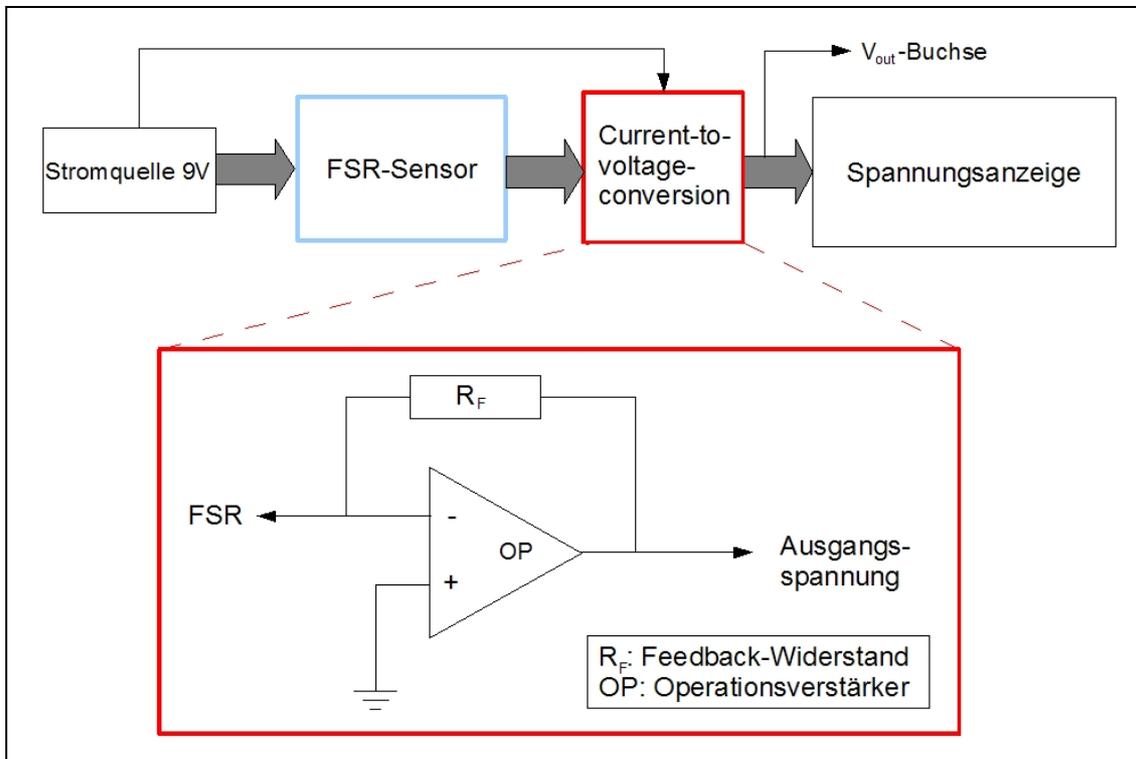


Abb. 3.3.: Schematik der FSR-Beschaltung

Um den Widerstand in eine gut meßbare sekundäre Meßgröße umzuwandeln ist eine weitere Beschaltung des Sensors notwendig. Legt man eine konstante Spannung am FSR-Sensor an, so ändert sich unter Belastung nach dem Ohm'schen Gesetz die durch den Sensor fließende Stromstärke. Da im späteren Gerät ein Voltmeter zur Ablesung des Meßwerts zum Einsatz kommen sollte, wurde die Strommessung mittels current-to-voltage-conversion über einen Operationsverstärker in eine Spannungsmessung umgewandelt [35]. Der Rückkopplungswiderstand R_F bestimmt dabei die Höhe der Spannungsverstärkung nach

$$V_{out} = -V_S \cdot \left(\frac{R_F}{R_S} \right)$$

R_F : Rückkopplungswiderstand

R_S : Sensorwiderstand

V_{out} : Ausgangsspannung

V_S : Versorgungsspannung

und kann somit zur Anpassung der Elektronik an den Druckmeßbereich verwendet werden. Im Folgenden wurde dazu ein Trimpotentiometer verwendet. Die Abbildung 3.3 veranschaulicht die einzelnen Bestandteile der Elektronik schematisch.

3.1.3 Materialien

Verwendet wurden die FSR-Sensoren FSR-152 und 174 der Firma IEE-International Electronics Engineering (Conrad Electronic, Best.-Nr. 182466-93 bzw. 182505-93, Datenblatt s. Anhang I) mit runden aktiven Flächen von 4,6 cm² (FSR-152) bzw. 14 cm² (FSR-174). Die Entscheidung für diese FSR-Sensoren fiel zunächst auf Grundlage der Kraftberechnung im erwarteten Druckbereich auf die aktive Fläche des Sensors. Dabei ergeben sich für einen Bereich von 5-50 mmHg nach

$$P = \frac{F}{A}$$

mit P = Druck
F = Kraft
A = Fläche

rechnerisch Kräfte von 0,3 N - 3 N für den kleinen bzw. 0,9 N – 9 N für den großen Sensor. Bei einer erwarteten Einschaltkraft von etwa 0,2 N beider Sensoren schien diese Wahl am geeignetsten.

Die Elektronik wurde zunächst auf einer Steckplatine getestet und anschließend für den Prototypen auf einer Lochrasterplatine verlötet. Als Operationsverstärker kam zunächst ein TL081CN, später der besonders für Sensorschaltungen geeignete MC34071A (On Semiconductor, Farnell InOne GmbH, Best.-Nr. 1126237, Datenblatt s. Anhang II) zum Einsatz. Die Anzeige der Ausgangsspannung sollte nach der current-to-voltage-conversion über ein Spannungsmeßgerät erfolgen. Der Schaltplan des Prototypen ist in Abbildung 3.4 ersichtlich.



Abb. 3.5.: Frontseite des FSR-Prototypen mit Sensor-Buchse und LCD-Spannungsanzeige

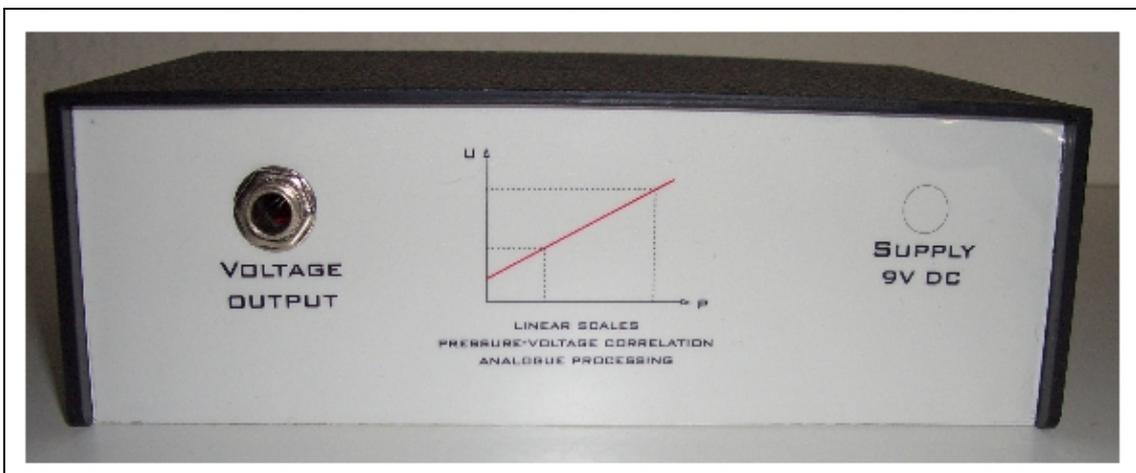


Abb. 3.6.: Rückseite des FSR-Prototypen mit Spannungsausgang

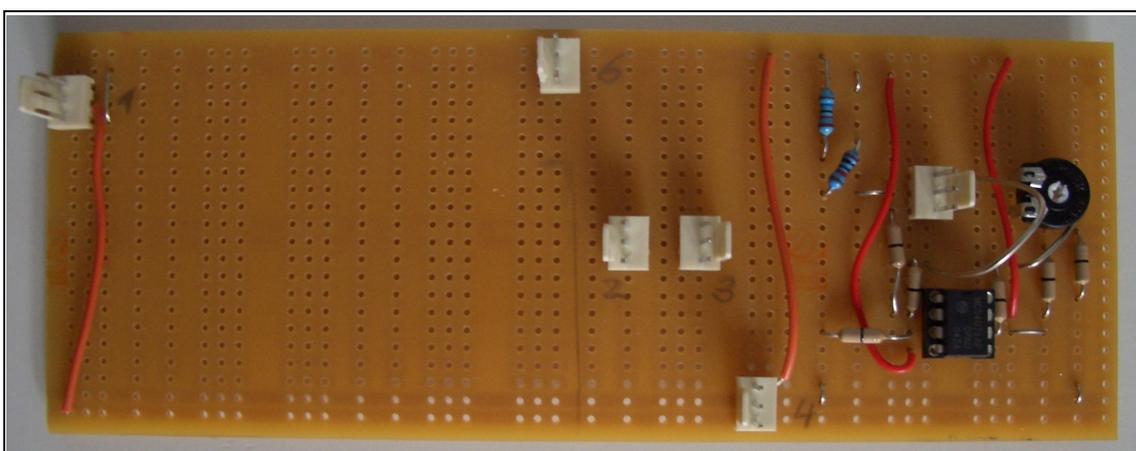


Abb. 3.7.: Platine des FSR-Prototypen

3.1.4 Kalibrierung

Die Kalibrierung erfolgte über ein handelsübliches geeichtes Blutdruckmeßgerät zur Messung nach Riva-Rocci. Die Manschette wurde dabei um einen starren Kunststoff-Zylinder gelegt und der Sensor darunter angebracht. In Schritten von 5 mmHg wurde die Manschette aufgepumpt und der zugehörige Spannungswert dem Druck zugeordnet (vgl. Abb. 3.8). Diese Messungen wurden mindestens zehn mal wiederholt. Anschließend erfolgte die Auswertung der gewonnenen Werte und Bestimmung einer Druck-Spannungskurve.

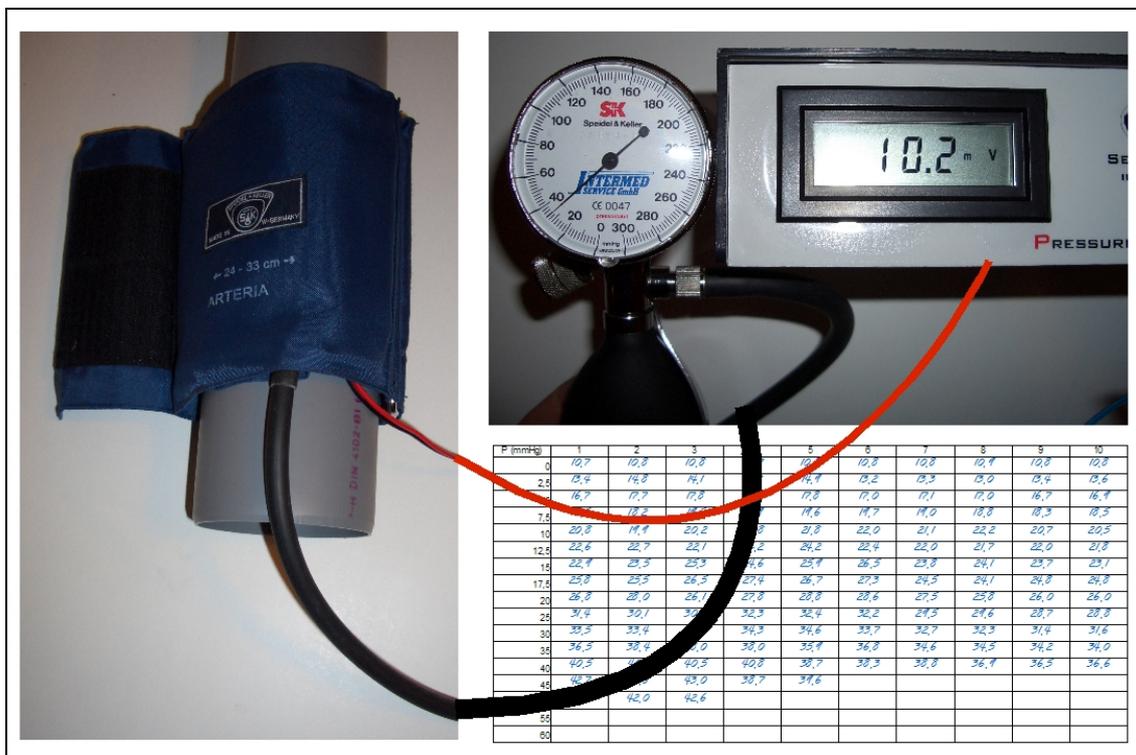


Abb. 3.8.: Kalibrierung des Druckmeßgeräts

Der starre Kunststoff-Zylinder wurde verwendet, da er eine Druckabsorption durch die Auflagefläche des Sensors vermeidet. Die Druckabsorption des Unterhautfettgewebes bei späteren Patientenmessungen wurde somit bewußt in der Kalibrierung nicht simuliert, um falsch hohe Druckwerte zu vermeiden.

3.1.5 Patientenmessungen

Gemessen wurden 10 Patienten im Alter von zwei bis zehn Jahren (Mittelwert $2,7 \pm 3,1$ Jahre). Die Geschlechterverteilung betrug 1:1. Die Indikation zur Kompressionstherapie stellte sich bei der großen Mehrzahl (80%) aufgrund einer Verbrennungs- bzw. Verbrühungsverletzung. Ausnahmen stellten eine Hundebißverletzung, sowie eine tiefe Schürfwunde infolge eines Pkw-Unfalls dar.

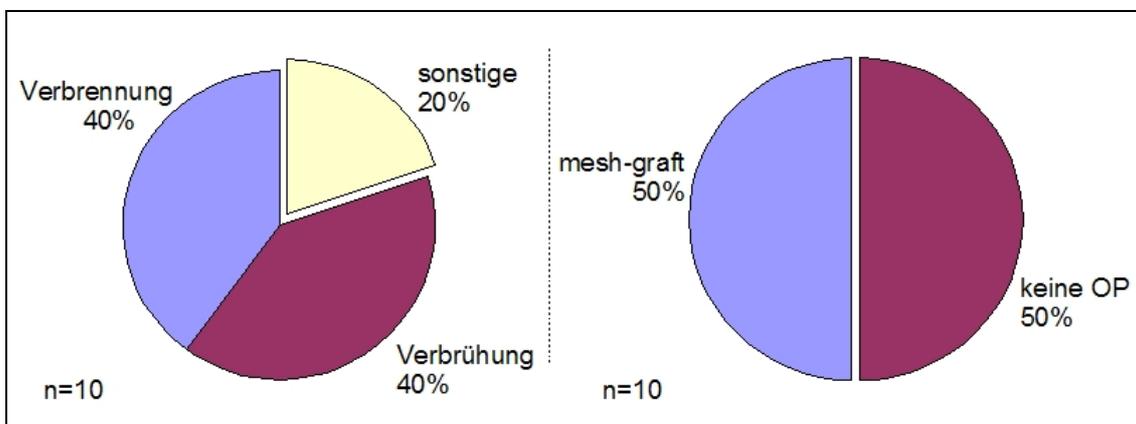


Abb. 3.9.: Therapieindikation und Anteil transplanteder Narben im Patientenkollektiv

Das durchschnittliche Alter der Wunde betrug 4,1 Monate. Bei 5 Patienten erfolgte die Behandlung postoperativ nach Defektdeckung mittels eines Spalthauttransplantats.

Es wurde versucht, möglichst mehrere Druckmessungen pro Patient an verschiedenen Lokalisationen unter der Kompressionstherapie zu erfassen. Dabei wurde auch zwischen Messungen direkt auf der Narbe und Messungen über gesunder Haut unterschieden.

Die Druckmessungen erfolgten im Rahmen von Routinekontrollen bzw. Anpassungen neuer Kompressionsanzüge in der Abteilung für Kinderchirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik Würzburg. Zur Vereinfachung der Dokumentation von Patientendaten und Meßwerten wurde ein Datenerhebungsbogen erstellt, der als Anlage IV angefügt ist.

3.2 Piezoresistiver Drucksensor

3.2.1 Prinzip und Funktionsweise

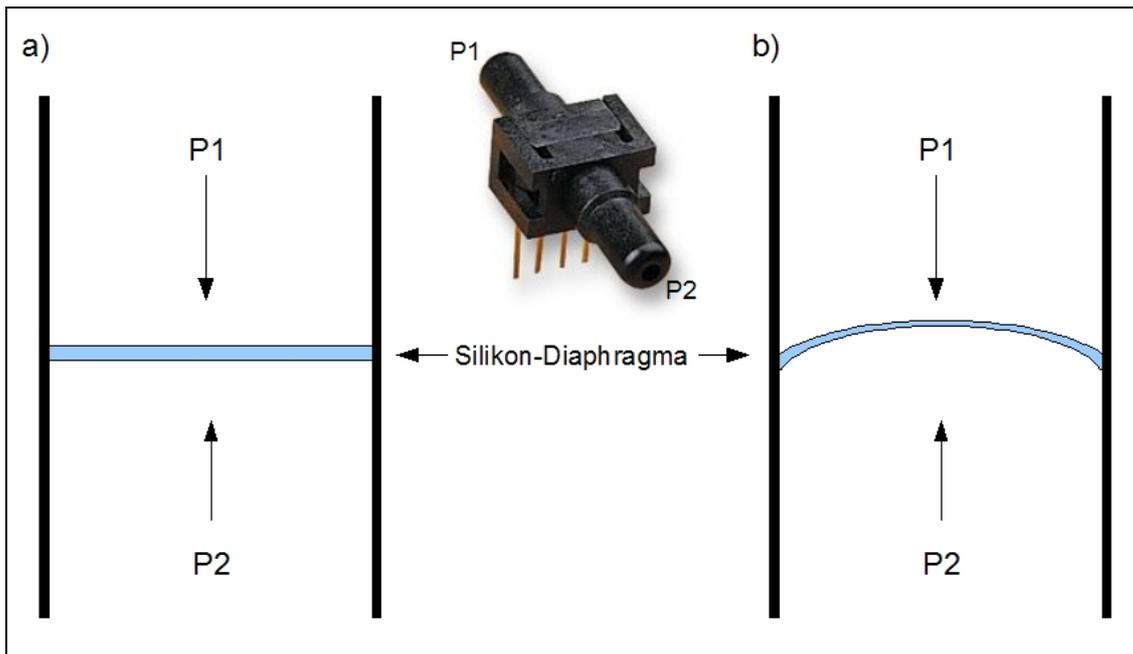


Abb. 3.10.: Funktionsweise eines piezoresistiven Sensors a) $P_1 = P_2$ b) $P_1 < P_2$

Ein piezoresistiver Drucksensor besteht aus einem dünnen Silikon-Diaphragma, in welches nahezu identische piezoresistive Elemente eingebettet sind. Bewirkt nun eine Kraft eine Dehnung des Diaphragmas, ändert sich aufgrund des piezoresistiven Effekts der Widerstand der piezoresistiven Elemente nach der Formel:

$$\frac{\Delta R}{R} = \pi_l \sigma_l + \pi_t \sigma_t$$

mit π als piezoresistivem Koeffizient in longitudinaler (l) bzw. transversaler (t) Richtung und σ als longitudinal (l) bzw. transversal (t) appliziertem Stress. Positioniert man dieses Diaphragma zwischen zwei voneinander getrennten Räumen (vgl. Abb. 3.10), so bewirken Druckänderungen zwischen diesen eine

Verformung des Diaphragmas und eine Widerstandsänderung der piezoresistiven Elemente, die sich direkt proportional zur Druckdifferenz zwischen beiden Räumen verhält. Piezoresistive Sensoren sind miniaturisiert für die Leiterplattenmontage und mit verschiedenen Anschlußterminals kommerziell erhältlich.

3.2.2 Materialien

Für das Druckmeßgerät fiel die Entscheidung aufgrund der kompakten Bauweise, der einfachen Beschaltung und der einfachen Verfügbarkeit auf den piezoresistiven Drucksensor der Firma Honeywell aus der 24PC-Serie. Außerdem bewährte sich jener Sensor bereits erfolgreich in Studien des Physikalischen Instituts der Universität Würzburg. Als Druckaufnehmer unter der Kompression und zur Weiterleitung an den Sensor diente ein Druckballon der Firma Graseby (Smiths Medical Deutschland, Art.-Nr.: 0108-0007). Druckführendes Medium im Ballon war die darin enthaltene Luft (s. Abb 3.11).

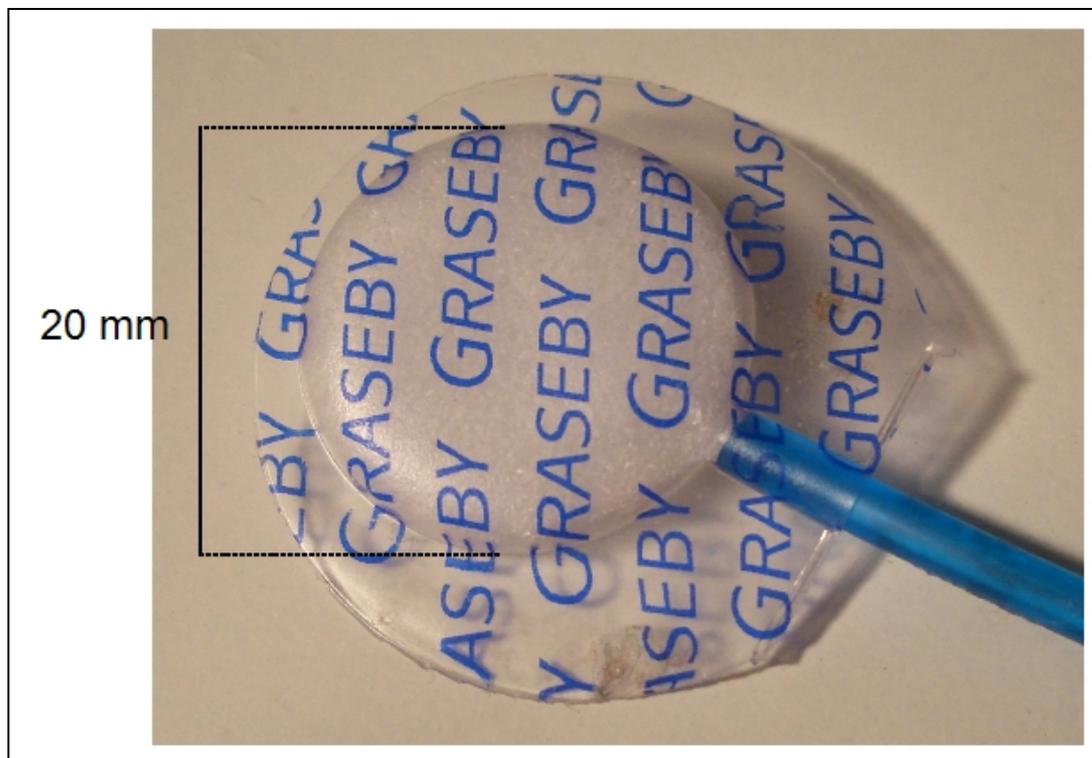


Abb. 3.11.: Der druckaufnehmende Ballon des piezoresistiven Meßsystems

Der Sensor ist als 24PCAFA6D für den Meßbereich 0-1 psi (\approx 52 mmHg) und als 24PCBFA6D für 0-5 psi (\approx 260 mmHg) erhältlich (Datenblatt, s. Anhang III). Um eventuelle Druckspitzen >50 mmHg auch erfassen zu können, wurde die Wahl des Meßbereichs im Vorfeld nicht endgültig festgelegt und beide Sensortypen in das Gerät integriert. Beide Sensoren sind Differenzdrucksensoren, wobei ein Druckterminal offen gelassen wurde; gemessen wurde somit die Druckdifferenz gegenüber dem atmosphärischen Druck zum Zeitpunkt der Untersuchung. Dies ist auch bei anderen Druckangaben, wie z.B. bei Messung des Blutdruckes, üblich.

Als Gehäuse diente das in Kapitel 3.1.3 beschriebene Design. Die Elektronik wurde ebenfalls zunächst auf einer Steckplatine getestet und anschließend auf einer Lochrasterplatine verlötet.

3.2.3 Beschaltung des Sensors

Der Honeywell-Drucksensor benötigt zur Speisung einen konstanten Gleichstrom von 2mA bei einer maximalen Spannung von 12V. Die dazu nötige Konstantstromquelle wurde über eine Kollektorschaltung nach Beuth [10] realisiert. Als Transistor kam hierbei der Universal-npn-Transistor BC547B (Philips, Farnell InOne GmbH, Best.-Nr. 1097287) zum Einsatz (s. Abb. 3.12).

Da die Konstantstromquelle einen Spannungsabfall von etwa 4V verursacht, wurde, um eine höhere Speisungsspannung zu erreichen, der 9V-Block um weitere 2 Mignon-Batterien (je 1,5V) auf insgesamt 12V ergänzt. Die Stromversorgung des Spannungsanzeige-Moduls wurde über eine weitere, ebenfalls über den Hauptschalter in der Gehäusefront geschaltete, 9V-Blockbatterie realisiert.

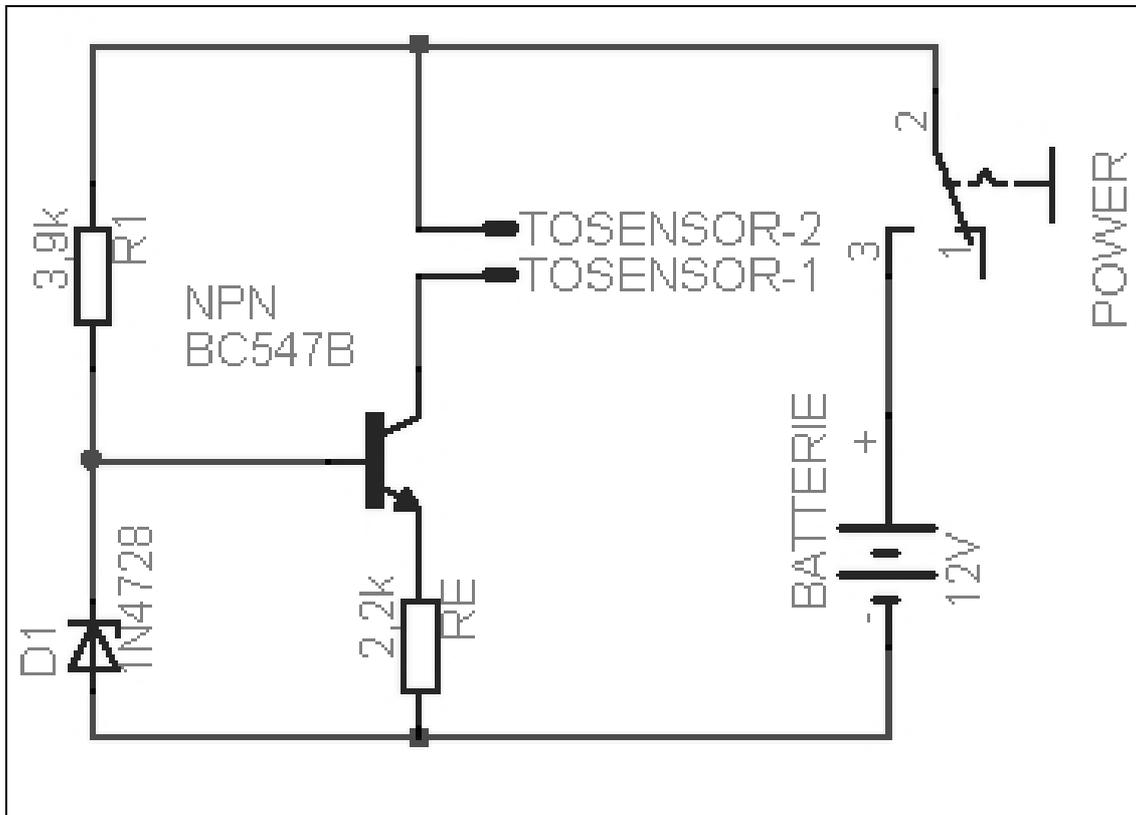


Abb. 3.12.: Konstantstromquelle nach Beuth [10]

Um zwischen den zwei Sensoren unterschiedlicher Empfindlichkeit möglichst einfach wechseln zu können, wurden auf der Platine zwei Steckverbinder angebracht, mit denen sich die Speisung, sowie das Ausgangssignal vom einen auf den anderen Sensor umschalten lässt (s. Grüne Pfeile in Abb. 3.13).

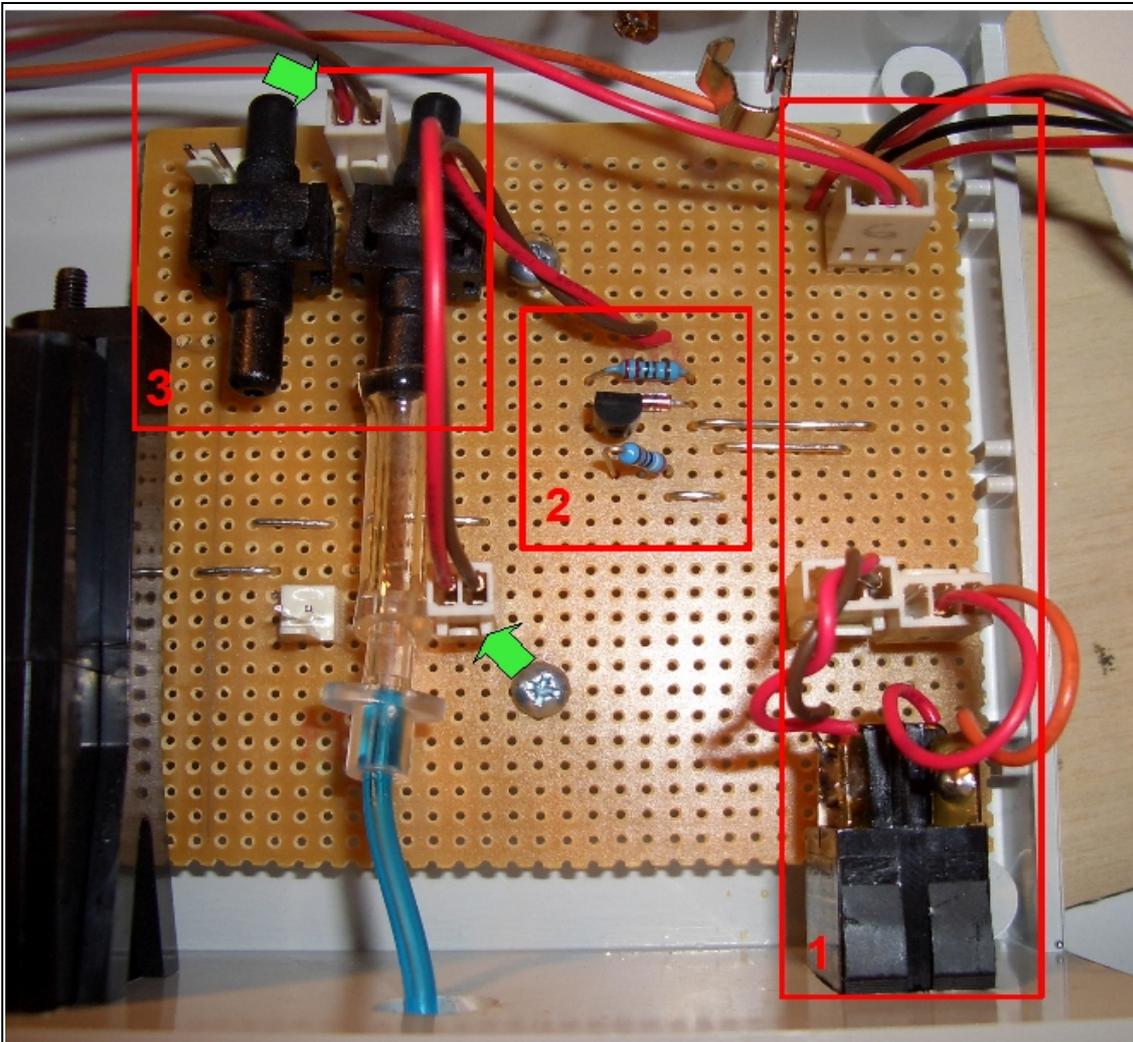


Abb. 3.13.: Platine des piezoresistiven Druckmeßgeräts
(1: Stromversorgung, 2: Konstantstromquelle, 3: Sensoren)

3.2.4 Kalibrierung

Die Kalibrierung erfolge nach gleichem Versuchsaufbau wie in Kapitel 3.1.4 beschrieben mittels Blutdruckmanschette am starren Kunststoff-Zylinder.

3.2.5 Patientenmessungen

Die Druckmessungen mittels des piezoresistiven Drucksensors erfolgten ebenfalls im Rahmen von Routinekontrollen bzw. Anpassungen neuer Kompressionsanzüge in der Abteilung für Kinderchirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik Würzburg.

Gemessen wurden, nach den mittels FSR-Sensor erhobenen Patientendaten, im Zeitraum von Dezember 2005 bis März 2006 weitere 15 Patienten im Alter von einem bis 14 Jahren (Mittelwert $3,6 \pm 3,9$ Jahre). Das Verhältnis von männlichen zu weiblichen Patienten war 7:8. Die Indikation zur Kompressionstherapie stellte sich bei der Mehrzahl (80%) ebenfalls aufgrund einer Verbrennungs- bzw. Verbrühungsverletzung. Ausnahmen waren eine Narbe nach Lymphangiomektomie, eine Hundebißverletzung, sowie eine Sternotomienarbe. Das durchschnittliche Alter der Narben betrug $5,3 \pm 5,8$ Monate. Bei 6 Patienten (40%) erfolgte die Behandlung postoperativ nach Defektdeckung mittels Spalthauttransplantation. Die Messungen erfolgten ausschließlich unter maßgefertigten Kompressionsanzügen der Firma Jobskin (Smith & Nephew GmbH, Deutschland).

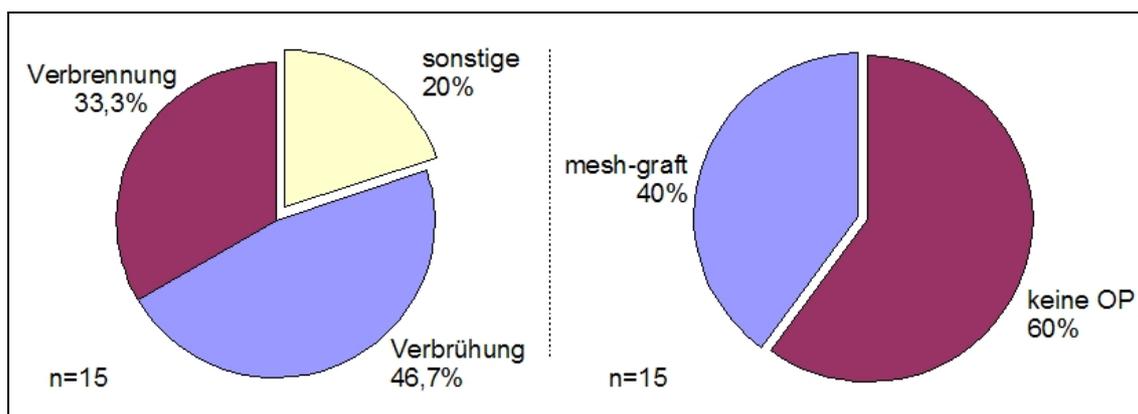


Abb. 3.14.: Therapieindikation und Anteil transplanteder Narben im Patientenkollektiv

Insgesamt wurden 41 Druckwerte registriert. Die Umwandlung eines gemessenen Spannungs- in einen Druckwert erfolgte von 15 bis 32 mV anhand

der ermittelten Linearfunktion. Höhere und niedrigere Spannungswerte wurden manuell anhand der Kalibrierungstabellen übertragen (s. Kap. 4.2.1). Es wurde ebenfalls versucht, möglichst mehrere Druckmessungen pro Patient an verschiedenen Lokalisationen unter der Kompression zu erfassen. Abhängig von der Compliance der jungen Patienten bei den Druckmessungen konnten dabei pro Patient von einem bis zu zehn Meßwerte registriert werden. Dabei wurde sowohl zwischen Messungen direkt über der Narbe (epicicatral) und Messungen neben der Narbe (paracicatral) differenziert, als auch zwischen Druckmessungen mit harter Gewebeunterlage (z.B. direkt subkutanen ossären Strukturen) und solchen auf weichen Geweben (z.B. dicke subkutane Fettschicht). Diese Einteilung der Unterlage in „moll“ und „dur“ erfolgte rein subjektiv. Nicht eindeutig einer der beiden Kategorien zuordnungsbar Druckmessungen wurden dabei nicht in die Wertung aufgenommen.

3.3 Statistische Auswertung der erhobenen Daten

Die Meßwerte der Kalibrierungs- sowie der Patientenmessungen wurden innerhalb einer Tabellenkalkulation gesammelt und deren Mittelwerte, Median und Standardabweichungen berechnet.

3.3.1 Statistische Auswertung der Kalibrierungsmessungen

Die Prüfung auf Wiederholbarkeit der einzelnen Druckwerte der Kalibrierungsmessungen erfolgte mittels Einstichproben-t-Test für den Erwartungswert einer Grundgesamtheit. Eine Überprüfung auf hinreichende Differenzierung der abgelesenen Spannungswerte in den empirisch gewählten 5mmHg-Kalibrierungsschritten erfolgte zusätzlich mittels t-Test für unverbundene Stichproben. Die Druck-Spannungs-Kurve wurde anschließend über lineare Regression der kleinsten Fehlerquadrate als Linearfunktion interpoliert.

3.3.2 Statistische Auswertung der Patientenmessungen

Die erhobenen Druckwerte verschiedener Lokalisationen und verschiedener Unterlagen wurden anhand ihres Mittelwertes und Standardabweichung miteinander verglichen. Eine Prüfung auf Signifikanz der Druckunterschiede erfolgte mittels t-Test für unverbundene Stichproben.

4 Ergebnisse

Die ersten Ergebnisse wurden mittels FSR-Sensor erhoben (Kapitel 4.1). Im weiteren Verlauf erfolgte der Wechsel auf den piezoresistiven Drucksensor, dessen Meßergebnisse in Kapitel 4.2 dargestellt sind.

4.1 FSR-Sensor

4.1.1 Kalibrierung

4.1.1.1 Druck-Widerstand-Korrelation

Zunächst galt es, den Widerstand des FSR-Sensors in Bezug auf den auf ihm lastenden Druck zu setzen. Nach der theoretischen Vorgabe der Kraft-

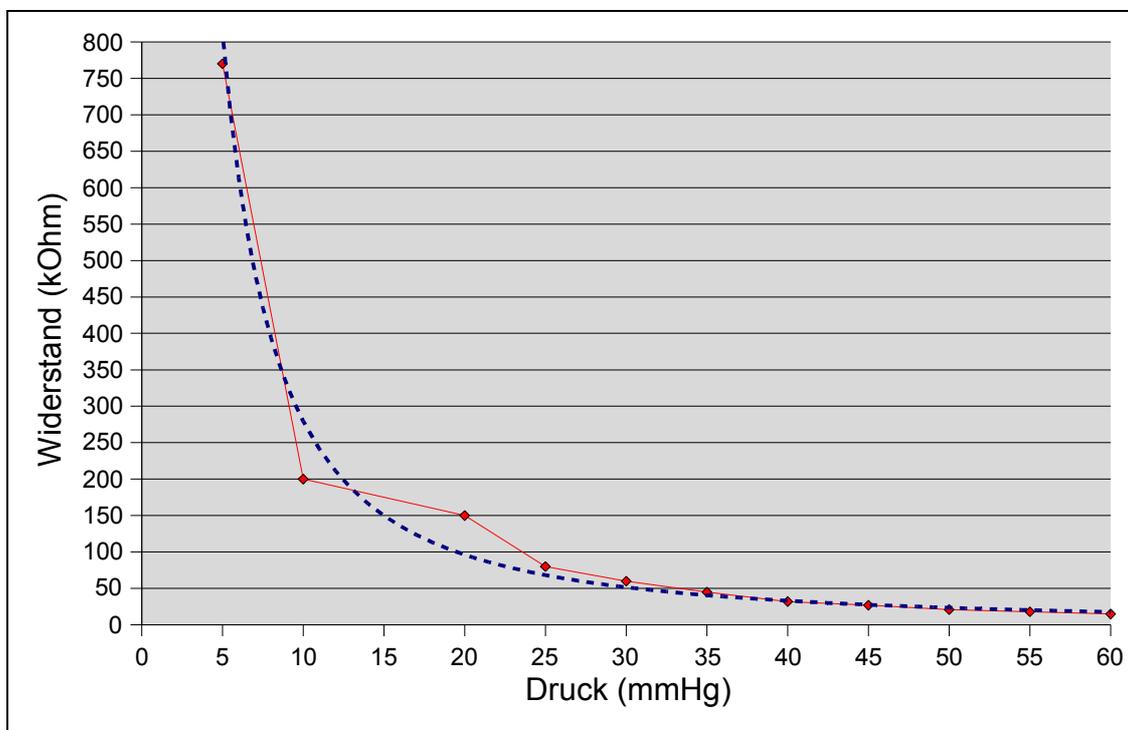


Abb. 4.1: Druck-Widerstand-Korrelation (FSR-174)

Widerstand-Beziehung zeigte sich hierbei erwartungsgemäß ein exponentiell abnehmender Widerstandsverlauf (s. Abb. 4.1).

Dabei liegt der Einschaltdruck des Sensors bei etwa 5 mmHg. Insbesondere ab Druckwerten über 25 mmHg folgt der Graph der extrapolierten Exponentialfunktion (gestrichelte Linie). Ein Ansprechen des Meßgeräts ab 5 mmHg konnte somit im weiteren Verlauf erwartet werden.

4.1.1.2 Druck-Spannungs-Korrelation

Nach Entwicklung des Prototypen erfolgte die Kalibrierung der Spannungsanzeige des Meßgeräts. Hierbei erreichte die Spannung nach Überschreiten der Einschaltkraft des Sensors ein peak-artiges Maximum und wurde im weiteren Verlauf mit ansteigendem Druck kleiner. Der Graph erreichte zwar nicht die zunächst erhoffte Linearität, ließ jedoch eine Zuordnung zwischen Spannung und Druck auf einem akzeptablen Niveau zu. Die Abbildungen 4.2 und 4.3 zeigen die Druck Spannungs-Kurven der beiden eingesetzten FSR-Sensoren. Die Abbildungen 4.4 und 4.5 stellen die Standardabweichungen der Kalibrierungsmessungen beider Sensoren gegenüber.

Auffällig ist hierbei der späte Einschaltpeak bei 20 mmHg des kleineren Sensors FSR-152. Messungen unter 20mmHg waren mit ihm also nicht möglich. Dies disqualifizierte ihn, trotz der geringeren Standardabweichungen und somit eigentlich besseren Wiederholbarkeit im Vergleich zum größeren FSR-174, für die Patientenmessungen. Der Ansprechdruck des FSR-174 zeigt hingegen mit 5 mmHg ein ausreichendes Meßminimum. Mit zunehmendem Druck verringert sich dann auch die Standardabweichung der Messungen.

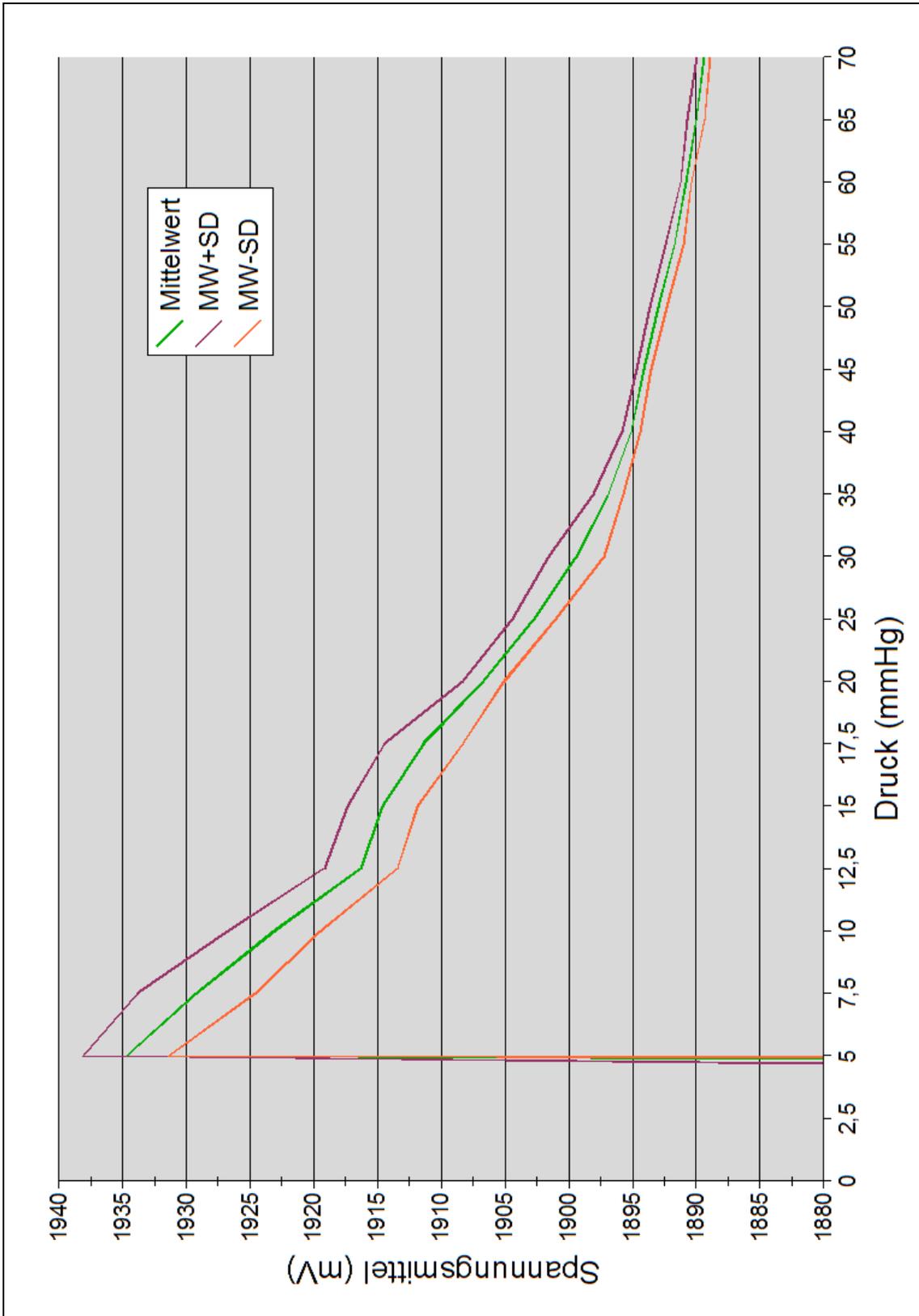


Abb. 4.2.: Druck-Spannungs-Kurve des FSR 174

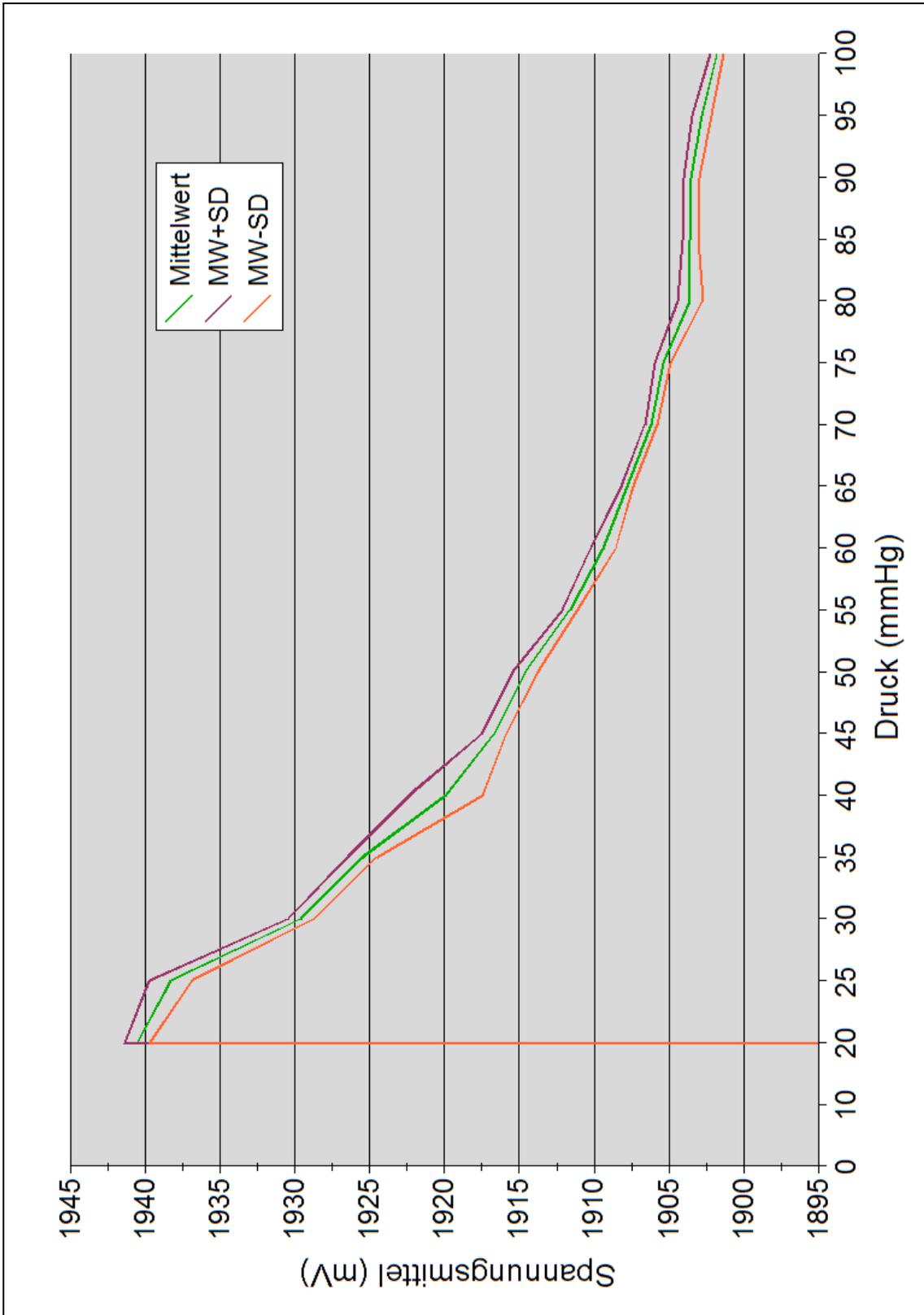


Abb. 4.3.: Druck-Spannungs-Kurve des FSR 152

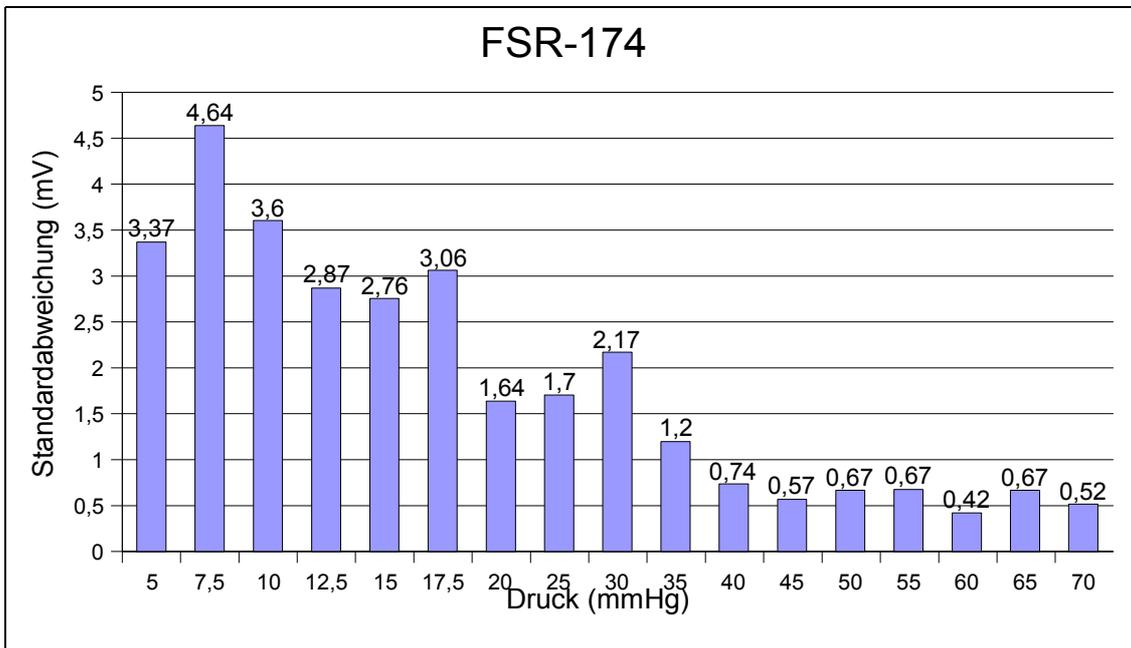


Abb. 4.4: Standardabweichung nach Druckbereich (FSR 174)

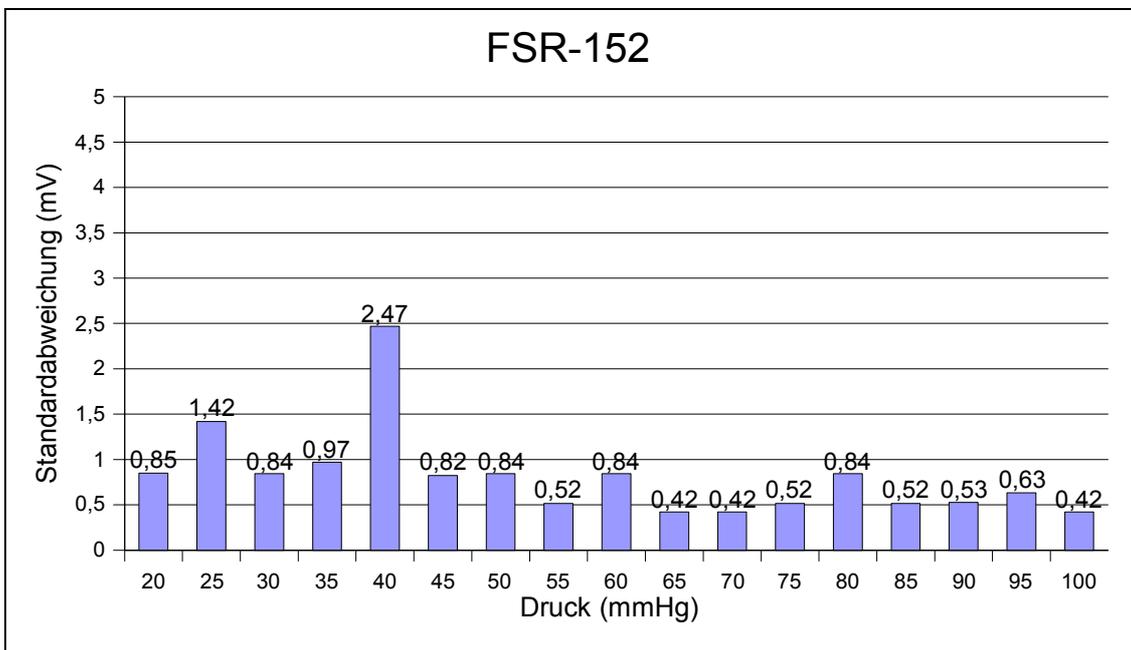


Abb. 4.5: Standardabweichung nach Druckbereich (FSR 152)

4.1.2 Patientenmessungen

Die Messungen an Patienten unter Kompressionstherapie ergaben einen mittleren Druck von $11,8 \pm 7,8$ mmHg. Minimal wurden 5 mmHg, maximal 35 mmHg gemessen. Bei Differenzierung nach Körperregion der Messung ergab sich die in Abbildung 4.6 dargestellte Verteilung.

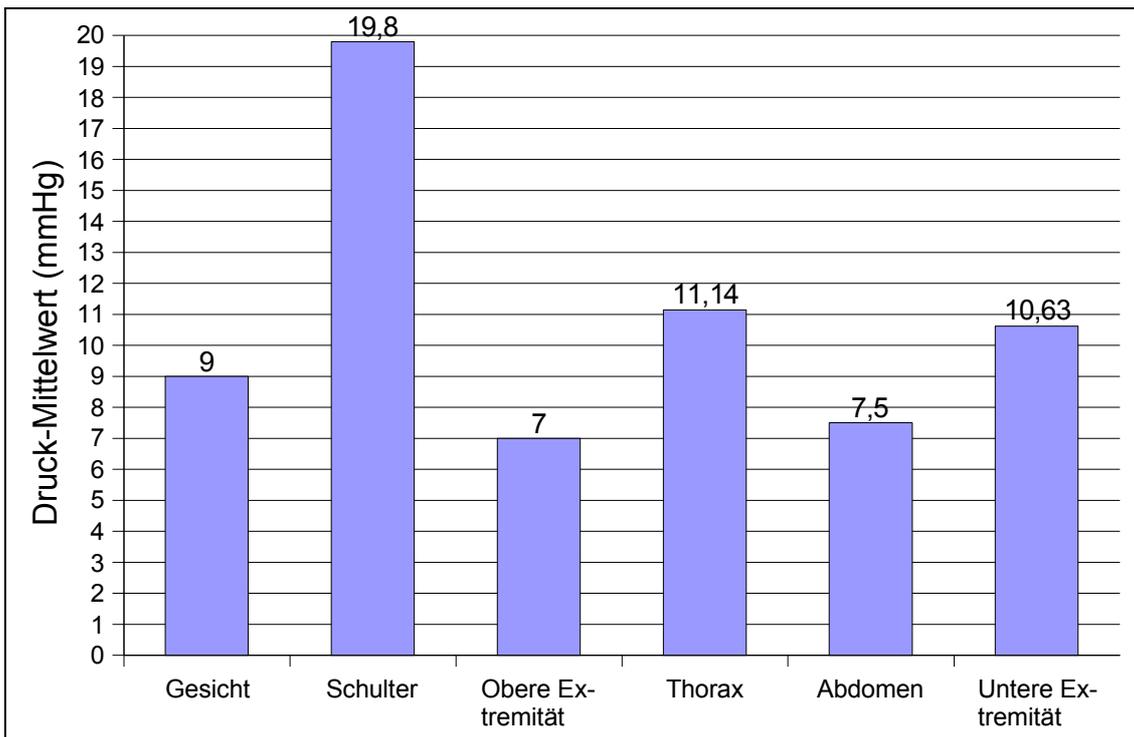


Abb. 4.6: Druckwerte der Kompressionstherapie nach Körperregion

Nach den ersten Messungen mußten jedoch Zweifel an der Meßgenauigkeit eingeräumt werden, die sich im Verlauf der Patientenmessungen weiter erhöhten. So ist der Mittelwert mit 11,8 mmHg äußerst niedrig und gab die subjektiv empfundenen Drücke nicht wieder. Außerdem zeigten Vergleichsmessungen mit und ohne druckverstärkende Einlagen paradoxerweise teilweise ohne diese höhere Druckwerte als mit.

4.2 Piezoresistiver Drucksensor

4.2.1 Kalibrierung

Bei den Kalibrierungsmessungen am starren Zylinder fiel die Wahl zwischen den zwei im Gerät integrierten, verschieden sensiblen Drucksensoren früh auf den 24PCAFA6D. Dessen Nenndruckbereich von 1 psi (0-52 mmHg) deckt zwar eventuell unter der Kompressionstherapie auftretende höhere Druckspitzen nicht ab. Die Kalibrierung zeigte jedoch, daß, trotz abnehmender Linearität bei Druckwerten über 45 mmHg, Drücke bis 80 mmHg klar einem Spannungswert zugeordnet werden können. Da der Berstungsdruck des Sensors erst bei 1000 mmHg erreicht ist, sind Messungen oberhalb des nominellen Druckbereichs bedenkenlos möglich. Zudem zeigte die Druck-Spannungs-Kurve des 24PCBFA6D (5 psi) einen vergleichsweise alinearen Verlauf und eine inakzeptabel große Streuung der Einzelwerte (s. Abb. 4.7), die

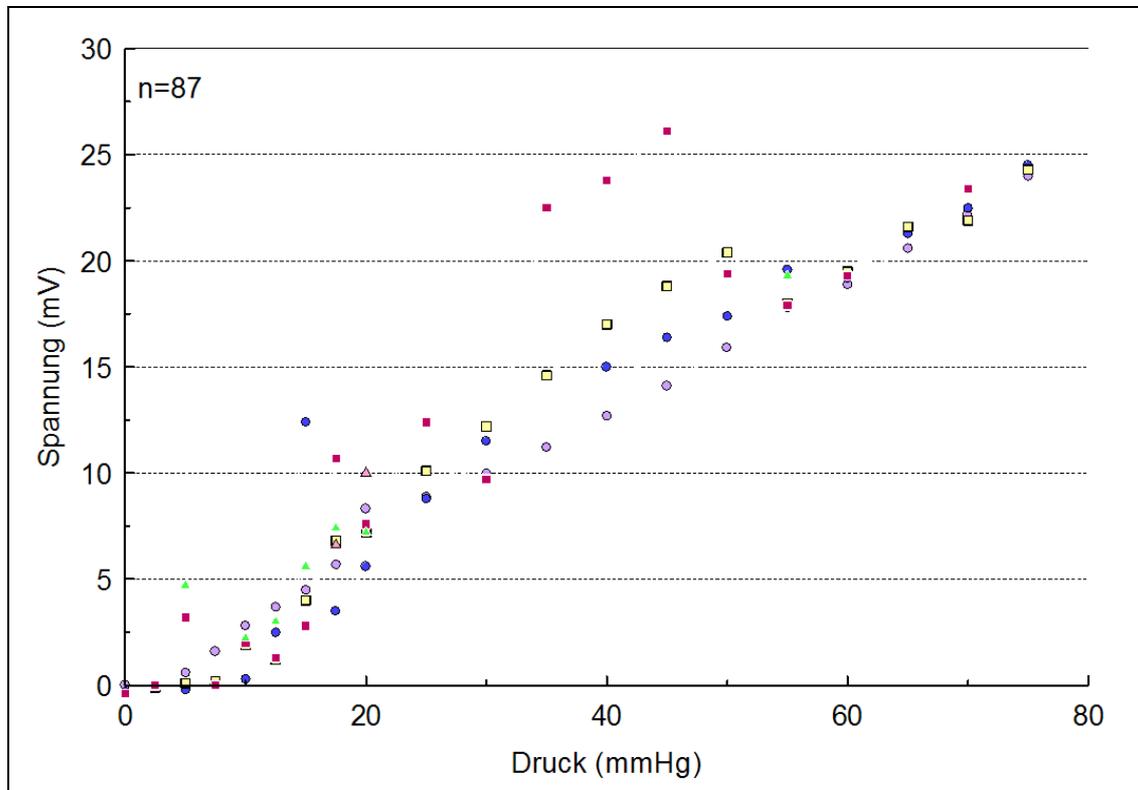


Abb. 4.7.: Druck-Spannungs-Korrelation 5 psi-Sensor (Einzelmessungen)

keine sichere Korrelation von Spannung und Druck zuläßt. Im weiteren Verlauf wird daher ausschließlich auf Ergebnisse mit dem sensibleren Sensor 24PCAFA6D (1 psi) eingegangen.

Schon bei Betrachtung der Einzelmesswerte (Abb. 4.8) fällt eine insbesondere zwischen 5 und 40 mmHg sehr lineare Anordnung der Kalibrierungs-Meßwerte mit einer äußerst geringen Streuung auf.

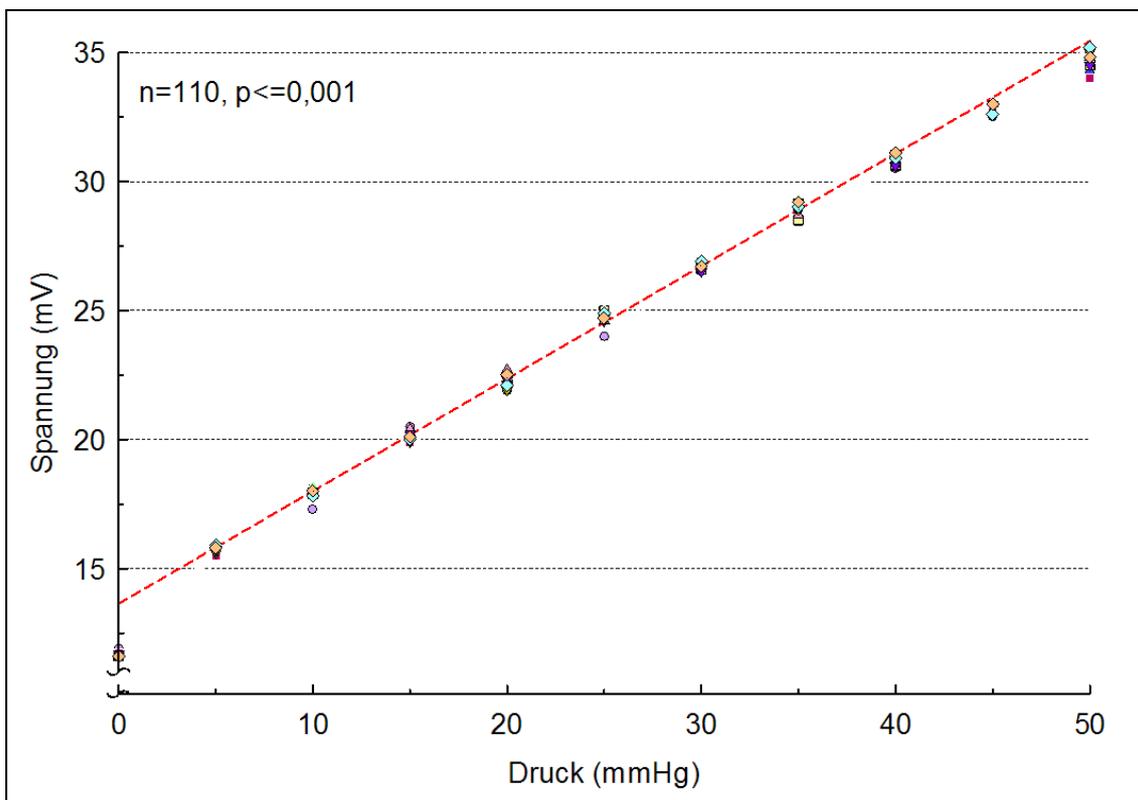


Abb. 4.8.: Einzelmessungen 1 psi-Sensor (---: lineare Regression)

Die Standardabweichungen liegen dabei im Mittel bei 0,21 mV. In Abb. 4.9 sind die einzelnen Standardabweichungen nach jeweiligem Druckbereich ersichtlich. Erwähnenswert ist, daß diese bis 50 mmHg unter 0,4 mV bleibt. Der Einstichproben-t-Test ergab für die einzelnen Druckwerte in 5mmHg-Schritten über den gesamten Meßbereich jeweils einen P-Wert von $p \leq 0,001$. Eine Differenzierung der 5mmHg-Schritte über die abgelesene Spannung konnte mit $p \leq 0,001$ im t-Test für unverbundene Stichproben sichergestellt werden.

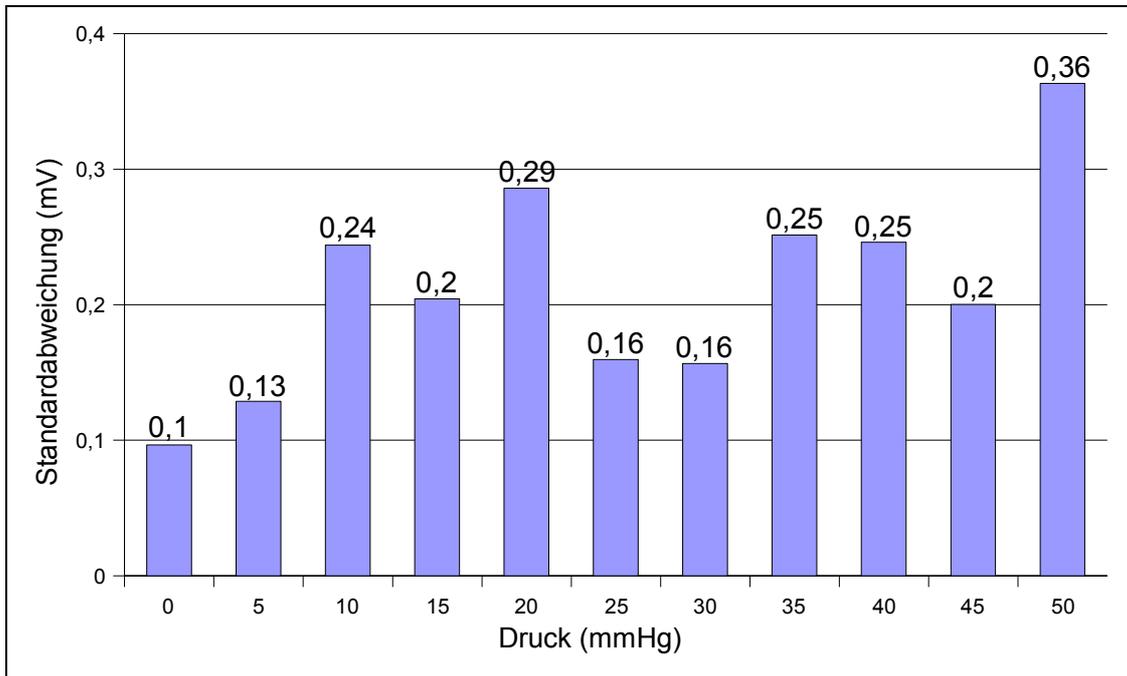


Abb. 4.9: Standardabweichung nach Druckbereich

Um die Linearität der Kalibrierungsmesswerte arithmetisch greifbar zu machen, wurde durch lineare Regression über die Mittelwerte von 5 bis 40 mmHg eine lineare Näherungsfunktion ermittelt. Für diese lineare Beziehung zwischen Druck (P) und Spannung (U) ergab sich hierbei

$$P = 2,29U - 31,28 \quad \text{bzw. in der Umkehrung} \quad U = 0,44P + 13,64$$

mit P in mmHg und U in mV.

Die gemessenen Spannungswerte können hierdurch äußerst exakt in zugehörige Druckwerte umgewandelt werden.

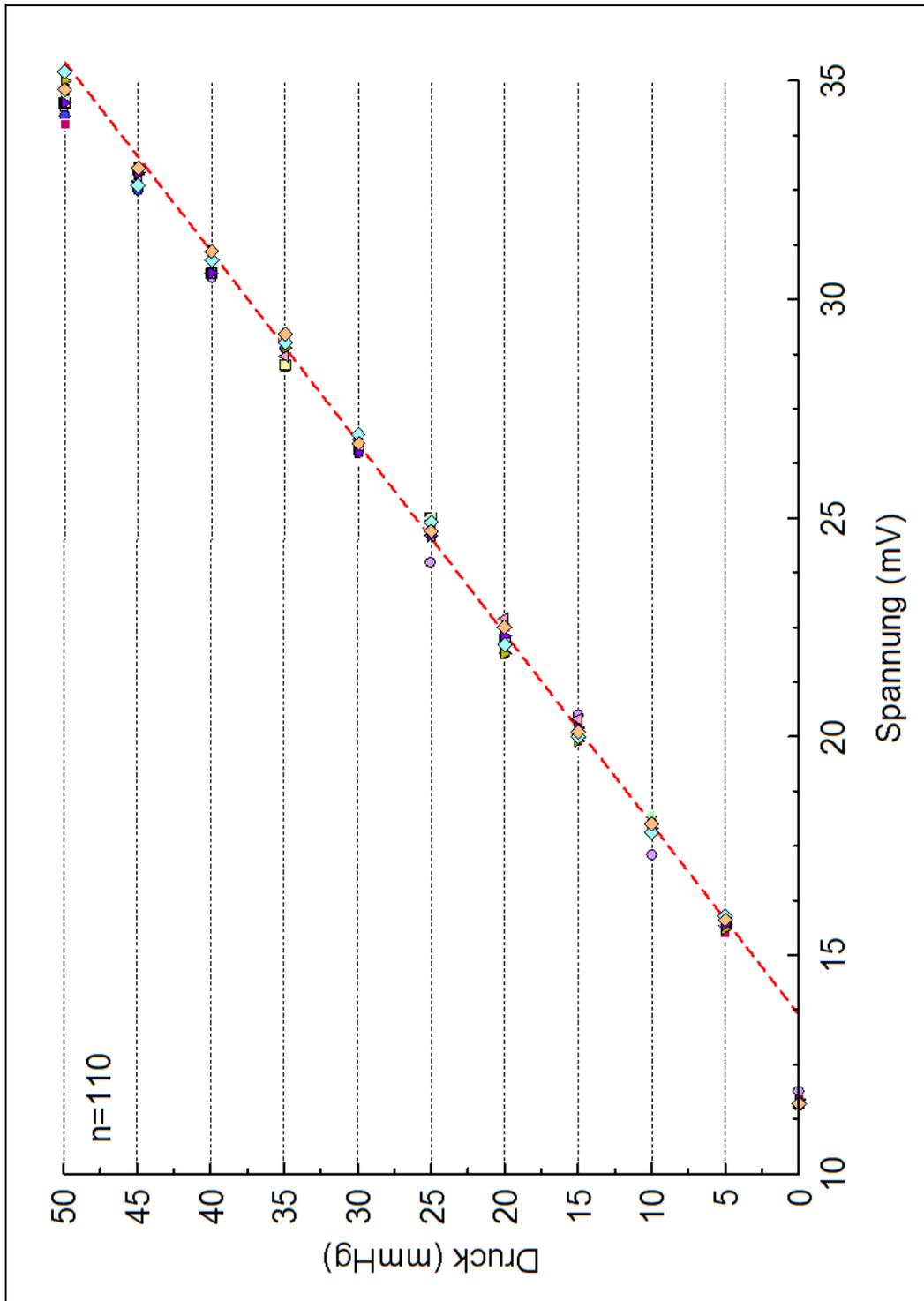


Abb. 4.10.: linear genäherte Spannungs-Druck-Korrelation und Einzelmessungen

Betrachtet man diese Linearfunktion im Graphen (s. Abb. 4.10), erkennt man die gute Übereinstimmung mit den Meßergebnissen. Erst bei Drücken ≥ 45 mmHg bzw. bei kleinen Drücken < 5 mmHg verläßt der Sensor merklich die Linearität. Dabei liegen die vorhergesagten Werte der linearen Funktion von 10-35 mmHg innerhalb des 1%-Konfidenzintervalls der ermittelten Stichproben. Bei gemessenen Spannungen > 32 mV bzw. < 15 mV wurde daher im Weiteren auf die Ermittlung des Druckwertes mittels Linearfunktion verzichtet und dieser manuell über die Kalibrierungstabelle ermittelt.

4.2.2 Patientenmessungen

4.2.2.1 Übersicht und regionale Druckverteilung

Die Druckwerte der Patientenmessungen lagen im Mittel bei 26,0 mmHg ($\pm 8,5$ mmHg, Median 25 mmHg). Der höchste gemessene Druck war 55 mmHg, der niedrigste 11 mmHg. Betrachtet man die regionale Verteilung der Druckmittelwerte nach Lokalisation der Messung (s. Abb. 4.11), so ergaben die Messungen an der oberen Extremität mit $32,4 \pm 11,0$ mmHg die höchsten Druckwerte. Die cervicokraniellen Messungen wiesen hingegen mit $19,6 \pm 7,4$ mmHg im Mittel die niedrigsten Drücke auf. Thorax, Rücken und untere Extremität lagen mit $23,8 \pm 6,2$ mmHg, $27,3 \pm 5,6$ mmHg und $27,5 \pm 4,1$ mmHg im Mittelfeld.

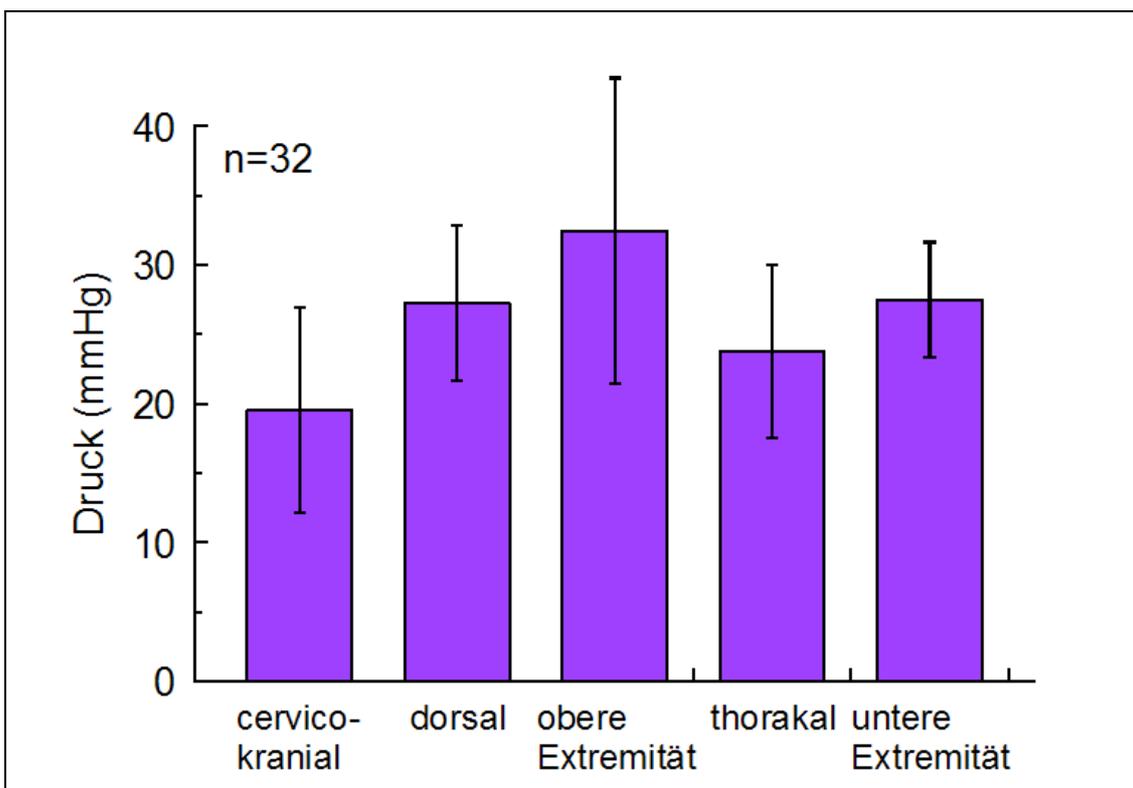


Abb. 4.11.: Druckmittelwerte nach Körperregion

4.2.2.2 Para- und epicicatrale Druckwerte

Beim Vergleich para- zu epicicatral erhobener Druckwerte ergaben sich im Mittel Drücke von 23,3 mmHg neben der Narbe und 27,2 mmHg direkt über der Narbe (s. Abb. 4.12). Dabei ergibt sich mittels t-Test eine Prüfgröße von -1,36. Die unterschiedlichen Mittelwerte können demnach auf einem Signifikanzniveau von 5% als zufällig angesehen werden.

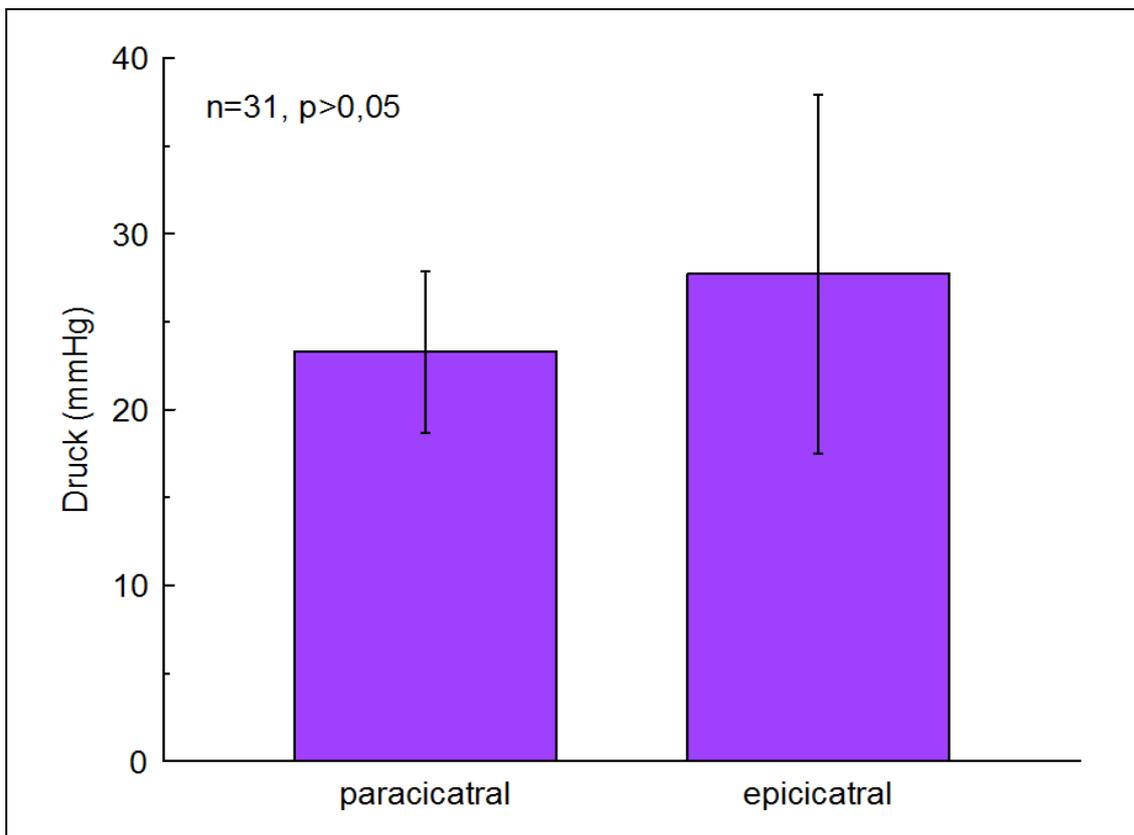


Abb. 4.12.: Vergleich epi- zu paracatral erhobenen Druckwerten

4.2.2.3 Einfluß der Unterlage auf die Druckmessung

Ähnliches gilt für die Gegenüberstellung der Messwerte über harten Gewebestrukturen zu Messungen über Weichteilgewebe (s. Abb. 4.13). Hierbei steht ein mittlerer Druck von 21,7 mmHg über weichen Gewebestrukturen einem mittleren Druck von 29,6 mmHg über harten gegenüber. Die Druckdifferenz zwischen hartem und weichem Gewebeuntergrund war

demnach im Mittel 7,9 mmHg. Der statistische Vergleich beider Stichproben ergibt eine Prüfgröße von -2,23. Dies bedeutet auf einem 5%-Niveau einen signifikanten Unterschied zwischen harter und weicher Unterlage. Auf einem Niveau von 1% muß aber die Nullhypothese „Beide Mittelwerte unterscheiden sich nicht“ beibehalten werden.

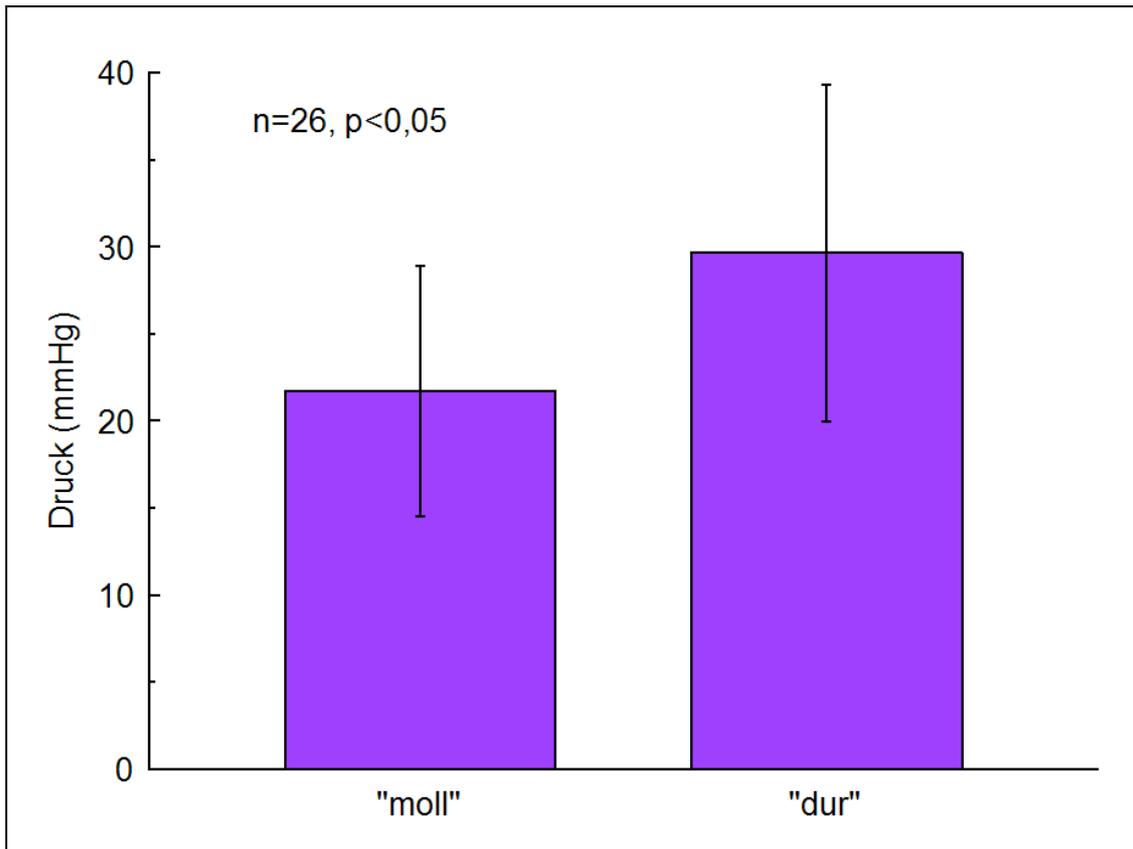


Abb. 4.13.: Druckmittelwerte über weicher und harter Unterlage

4.2.2.4 Vergleich von Druckwerten an Kinn und Wange

Weicht man von der empirischen regionalen Einteilung in cervicocranial, thorakal, dorsal, abdominell, sowie obere und untere Extremität, ab und betrachtet die einzelnen Meßwerte und Meßpunkte, so sind vor allem die Messungen an 3 Patienten mit Gesichtsnarben und jetziger Maskenkompression auffällig. Die drei niedrigsten gemessenen Drücke wurden bei jenen drei Patienten an der Wange gemessen. Im Gegensatz zu den

anderen mental gemessenen Druckwerten zeigt sich schon auf den ersten Blick ein deutlicher Unterschied, der sich aufgrund der anatomischen Problematik bei Anpassung einer Kompressionsmaske und des zusätzlich fehlenden mechanischen Widerstands innerhalb der Backetasche logisch nachvollziehen lässt. Dieser Druckunterschied zwischen mentalen und buccalen Druckmessungen (s. Abb. 4.14) ist bei einer Prüfgröße von 5,11 auf einem Niveau von 1% trotz des geringen Stichprobenumfangs ($n=6$) signifikant. Auch im Vergleich zum Kollektiv aller anders lokalisierter Messungen zeigt sich ein signifikanter Unterschied (Prüfgröße -3,15, $p \leq 0,01$).

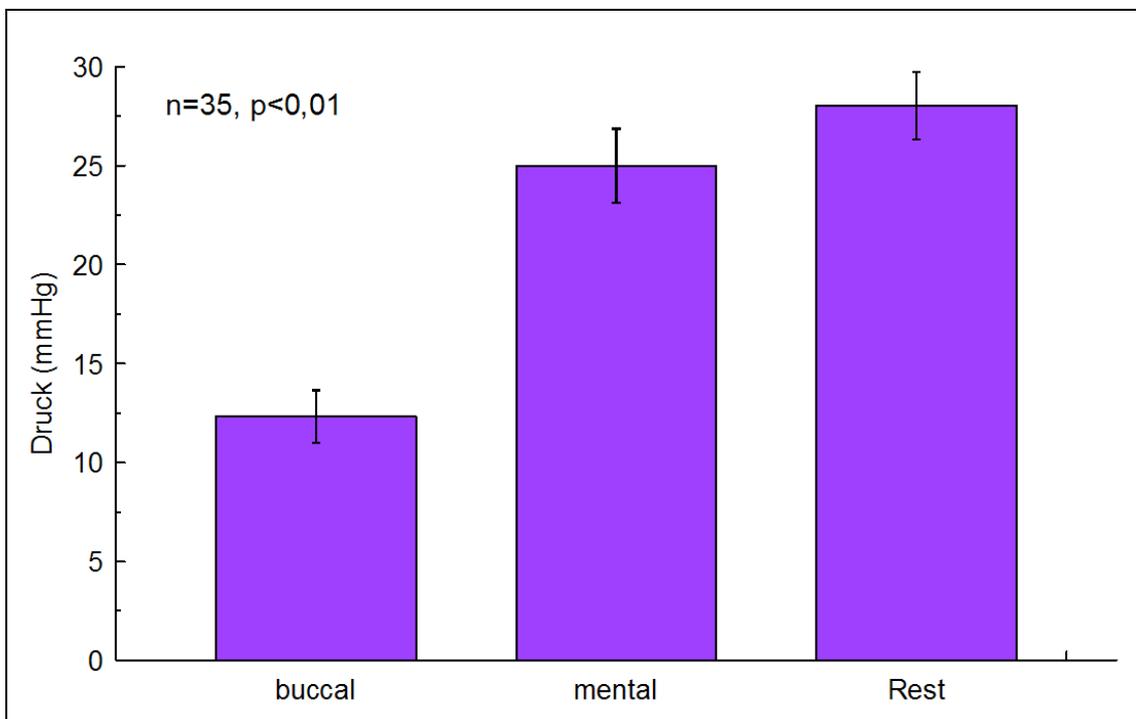


Abb. 4.14.: Buccale Druckwerte im Vergleich

5 Diskussion

Nachdem bisher nur wenige und zudem teure Möglichkeiten einer Druckerfassung in der Kompressionstherapie existieren und auch nur vereinzelt Daten über Druckwerte unter Kompressionsanzügen veröffentlicht sind, sollte die vorliegende Arbeit die Optionen einer einfachen Erfassung des Kompressionsdruckes evaluieren, sowie einen Status der Kompressionstherapie an der Abteilung für Kinderchirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik Würzburg bezüglich der applizierten Drücke erfassen.

5.1 Kompressionsdruckmessung mittels FSR-Sensor

Die FSR-Sensortechnik findet bereits in vielfältigen industriellen Bereichen ihre Anwendung. So zum Beispiel in der Automobilindustrie bei der Registrierung von Sitzbelegungen oder auch in der orthopädischen Schuhtechnik zur Visualisierung der lokalen Druckverteilung eines Fußes.

Wie schon in Kapitel 4.1.2 erläutert, ergaben sich jedoch aus den Ergebnissen der Patientenmessungen rasch Zweifel an der Genauigkeit der erhobenen FSR-Daten bei der Kompressionsdruckmessung. Nach Diskussion dieser Problematik wurde die ungleichmäßige Belastung des Sensors als wahrscheinlichste Fehlerquelle bei den Patientenmessungen identifiziert. Die Sensoroberfläche zeigte sich dabei als besonders anfällig für Unterschiede in der Belastungsverteilung. Eine während der Kalibrierung des Sensors herrschende, gleichmäßige Belastung über die gesamte Sensorfläche durch den verwendeten starren Zylinder, läßt sich realiter am Patienten nur schwer erreichen und ist außerdem stark von der Körperstelle der Messung abhängig. Die einzige Möglichkeit, dies zu umgehen, wäre die Verwendung eines Sensors mit kleinerer aktiver Fläche, was jedoch bei unseren Kalibrierungsmessungen

bei Umstieg auf den kleineren FSR-152 zu einer Erhöhung des Meßminimums auf 20 mmHg führte. Da aus diesem Grund die Patienten-Meßwerte nicht mit den durch die Kalibrierung gewonnenen Druckwerten gleichgesetzt werden konnten, wurden die Messungen mittels FSR-Sensor eingestellt. Die Ergebnisse dieser Patientenmessungen sind daher nicht verwertbar und wurden verworfen.

Vergleicht man außerdem die Meßgenauigkeit des FSR-Sensors mit der des später verwendeten piezoresistiven Systems, so ist schon anhand der Standardabweichungen nach Druckbereich ein deutlicher Nachteil für den FSR-Sensor zu erkennen. Daneben sprechen außerdem die fehlende Linearität und die indirekte Proportionalität der Druck-Spannungs-Korrelation eindeutig gegen den FSR-Sensor.

Während sich der FSR-Sensor zunächst durch seine extrem flache Bauweise für Druckmessungen unter Kompressionsbekleidung anbot, muß diese Meßtechnik in der von uns verwendeten Form für diesen Zweck als ungeeignet bewertet werden.

5.2 Kompressionsdruckmessung mittels piezoresistivem Drucksensor

Auch der piezoresistive Drucksensor findet seine Anwendung bereits in den unterschiedlichsten Bereichen von der Druckmessung in pneumatischen oder hydraulischen Systemen bis hin zu wissenschaftlichen Anwendungen, wie z.B. in einer Arbeitsgruppe des Physikalischen Instituts Würzburg zur kombiniert kardial und respiratorischen NMR-Triggerung bei Mäusen [97].

Betrachtet man die Kalibrierungsmessungen des hier vorgestellten piezoresistiven Druckmeßsystems, so ist diesem eine hervorragende Meßgenauigkeit zu bescheinigen. Dies ist sowohl an der geringen Streuung der Einzelmessungen mit einer Standardabweichung von maximal 0,4 mV, als auch an den Vergleichen der einzelnen Kalibrierungsmessungen mittels

Einstichproben-t-Test erkennbar. Mit $p \leq 0,001$ über den gesamten Meßbereich bestätigt dieser eine sehr gute Wiederholbarkeit der Druckmessungen. Auch der Vergleich der 5mmHg-Druckschritte im t-Test für unverbundene Stichproben bestätigt dem Meßsystem mit $p \leq 0,001$ eine sehr gute Differenzierung und Verlässlichkeit und braucht einen Vergleich mit kommerziellen Systemen nicht zu scheuen [61]. Durch die Linearität der Spannungs-Druck-Korrelation ist außerdem eine einfache und rasche Umwandlung von Spannungs- zu Druckwert möglich. Die Handhabung des Geräts ist denkbar einfach und auch die Applikation des Druckaufnehmer-Ballons unter den Kompressionsanzügen bereitet kaum Schwierigkeiten.

Das piezoresistive Druckmeßsystem wird demnach allen Anforderungen an ein System zur Druckmessung in der Kompressionstherapie gerecht. Das entwickelte System bietet somit erstmals eine einfache und mit etwa 100€ Materialkosten zudem günstige Möglichkeit zur Druckerfassung und -kontrolle in der Kompressionstherapie.

5.3 Patientenmessungen

Insgesamt weisen die Druckmessungen mit Extremwerten von 11 mmHg bis zu 55 mmHg eine breite Streuung auf, die sich auch in der Standardabweichung von 8,5 mmHg ausdrückt. Wie schon einleitend beschrieben, so stellt der optimale Zieldruck der Kompressionstherapie eine bisher unbekannte Größe dar. Die Messungen der hier vorliegenden Arbeit zeigen, ausgehend vom Postulat einer zugrundeliegenden Kapillarkompression [39,4], mit 26,0 mmHg im Mittel einen Druck >20 mmHg und somit ausreichenden Druck auf das Narbengewebe. In Beachtung der Standardabweichungen ist auch die regionale Verteilung der Druckwerte recht gleichmäßig um diesen Mittelwert gestaffelt, sodaß innerhalb dieser empirischen Einteilung keine Bevorzugung oder Benachteiligung hinsichtlich der Kompression einer Körperregion auffällt. Im Vergleich [21,44] stellen diese

Ergebnisse eine Bestätigung sowie Erweiterung der Erkenntnisse bisheriger Publikationen bezüglich der Lokalverteilung dar.

Im Rahmen einer Qualitätssicherung der an der Kinderchirurgie der Universität Würzburg angepaßten Kompressionskleidung kann infolgedessen proklamiert werden, daß diese insgesamt einen nach aktuellem Kenntnisstand ausreichenden Kompressionsdruck appliziert.

Die auffällig niedrigen, an der Wange gemessenen Drücke verdienen jedoch eine nähere Beachtung. Daß es wegen der schwierigen anatomischen Verhältnisse an der Wange schwierig ist, eine Kompression aufzubauen, erscheint auf den ersten Blick nur logisch. Die hier vorliegenden Zahlen belegen dabei quantitativ einen buccal signifikant ($p \leq 0,01$) niedrigeren Druck gegenüber den restlichen Druckwerten im Allgemeinen und den Kompressionsverhältnissen am Kinn im Speziellen. Die Wange muß somit definitiv als Problemzone für eine Kompressionstherapie angesehen werden. Bei subjektiv guten Erfolgen der Kompression, auch an der Wange, muß demnach die Frage gestellt werden, ob auch Druckwerte unter den bisherigen Empfehlungen schon eine ausreichende Narbenmodulation bewirken. Aufgrund fehlender Daten und Veröffentlichungen bezüglich des Therapieerfolgs der Kompression speziell an der Wange muß diese Frage jedoch zunächst offen bleiben.

Hinsichtlich des Einflusses der Gewebeunterlage auf den Kompressionsdruck fiel das Ergebnis mit $p \leq 0,05$ weniger deutlich aus als erwartet. Jedoch waren Druckwerte >30 mmHg nur über eindeutig festen Gewebestrukturen meßbar. So wurde der höchste gemessene Druckwert mit 55 mmHg über dem Acromion registriert, der zweithöchste mit 41 mmHg direkt über dem Processus styloideus ulnae. Insgesamt schienen Drücke größer als 30 mmHg nur über direkt subkutanen ossären Strukturen realisierbar. Auch der Vergleich von direkt auf der Narbe erhobenen Meßwerten mit solchen über

gesunder Haut zeigte keinen relevanten Unterschied. Demnach ist ein signifikant drucksteigernder Einfluß der narbigen Unterlage auszuschließen.

5.4 Ausblick

Solange der Wirkmechanismus der Kompressionstherapie weiter unklar bleibt, läßt sich auch ein minimal nötiger Kompressionsdruck nicht formulieren. Der in dieser Arbeit festgestellte, im Vergleich zu anderen Lokalisationen signifikant niedrigere Kompressionsdruck an der Wange könnte jedoch einer zukünftigen Annäherung an ein Druckoptimum dienen. Dazu müßten die qualitativen Ergebnisse mittels Kompression therapierter, buccaler Narben mit jenen anderer Lokalisation, möglichst prospektiv mit Kontrolle des Kompressionsdruckes, in Beziehung gesetzt werden. Sollte sich dabei kein Nachteil im qualitativen outcome für die behandelten buccalen Verletzungen ergeben, wäre das ein Hinweis, den Zieldruck für die Kompressionstherapie senken zu können.

Ebenso interessant für künftige druckbezogene Betrachtungen der Kompressionstherapie scheint ein Vergleich verschiedener Gewebearten, die in der Kompressionstherapie eingesetzt werden, sowie ein Vergleich von maßgefertigten Kompressionen mit Kompressionsanzügen „von der Stange“.

6 Zusammenfassung

Hinsichtlich der in Kapitel 2 formulierten Fragestellungen läßt sich nun zusammenfassend feststellen:

- 1) Das in der vorliegenden Arbeit entwickelte Druckmeßsystem mit piezoresistivem Drucksensor in Verbindung mit einem Ballon als Druckaufnehmer bietet eine einfache und dennoch verlässliche Möglichkeit zur Druckerfassung in der Kompressionstherapie. Der FSR-Sensor ist für diesen Zweck in der hier verwendeten Form nicht geeignet.
- 2) Die Kalibrierung des piezoresistiven Sensors ist mit hoher Reliabilität möglich. Durch seine Linearität und sehr gute Wiederholbarkeit konnte eine für den praktischen Einsatz einfache Spannungs-Druck-Korrelation gefunden werden.
- 3) Die an der Abteilung für Kinderchirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik Würzburg angepaßten Kompressionsanzüge liegen mit $26,0 \pm 8,5$ mmHg größtenteils innerhalb der veröffentlichten therapeutischen Druckempfehlungen.
- 4) Ein signifikanter Druckunterschied konnte nur zwischen Druckwerten an der Wange und Drücken der restlichen Kompression gezeigt werden. Für weitere Lokalisationen konnte kein signifikanter Druckunterschied ermittelt werden.
- 5) Als eindeutige Problemzone für die Applikation eines ausreichenden Kompressionsdruckes ließ sich demnach auch nur die Wange identifizieren. Die sonstigen Lokalisationen waren bezüglich des

Druckes relativ gleichmäßig um den Mittelwert gestreut und sind mit Berücksichtigung der Fallzahl als isoton anzusehen.

- 6) Der Einfluß der Gewebeunterlage auf den Kompressionsdruck zeigte sich mit einer mittleren Druckdifferenz von 7,9 mmHg zwischen harter und weicher Unterlage ($p < 0,05$) als eher gering. Auch eine druckverstärkende Wirkung der Narbe an sich konnte im Vergleich mit Messungen neben der Narbe nicht nachgewiesen werden.

7 Literaturverzeichnis

- [1] AHN ST, MONAFO WW, MUSTOE TA: Topical silicone gel: a new treatment for hypertrophic scars. *Surgery*. 1989 Oct;106(4):781-6; discussion 786-7.
- [2] ALSTER TS, TANZI EL: Hypertrophic scars and keloids: etiology and management. *Am J Clin Dermatol*. 2003;4(4):235-43.
- [3] BARYZA MJ, BARYZA GA: The Vancouver Scar Scale: an administration tool and its interrater reliability. *J Burn Care Rehabil*. 1995 Sep-Oct;16(5):535-8.
- [4] BAUR PS, LARSON DL, STACEY TR, BARRATT GF, DOBRKOVSKY M: Ultrastructural analysis of pressure-treated human hypertrophic scars. *J Trauma*. 1976;16:958-66.
- [5] BAUR PS, PARKS DH, LARSON DL: The healing of burn wounds. *Clin Plast Surg* 1977;4:389-407.
- [6] BERANEK JT: Silicone gel sheeting for the management of hypertrophic and keloid scars: the mechanism of its action. *Dermatol Surg*. 1997;23:401-5.
- [7] BERMAN B, BIELEY HC: Adjunct therapies to surgical management of keloids. *Dermatol Surg*. 1996 Feb;22(2):126-30.
- [8] BERMAN B, FLORES F: The treatment of hypertrophic scars and keloids. *Eur J Dermatol*. 1998 Dec;8(8):591-5.
- [9] BERRY RB, TAN OT, COOKE ED, GAYLARDE PM, BOWCOCK SA, LAMBERTY BG, HACKETT ME: Transcutaneous oxygen tension as an index of maturity in hypertrophic scars treated by compression. *Br J Plast Surg*. 1985 Apr;38(2):163-73.
- [10] BEUTH, SCHMUSCH: *Grundschriftungen*. Würzburg (Vogel) 1994; pp 209.
- [11] BOHACEK L, GOMEZ M, FISH JS: An evaluation of internet sites for burn scar management. *J Burn Care Rehabil*. 2003 Jul-Aug;24(4):246-51; discussion 245.

- [12] BOMBARO KM, ENGRAV LH, CARROUGHER GJ, WIECHMAN SA, FAUCHER L, COSTA BA, HEIMBACH DM, RIVARA FP, HONARI S: What is the prevalence of hypertrophic scarring following burns? *Burns* 29 (2003) 299-302.
- [13] BRADFORD BA, BREAU LT, SCHNEID T, ENGLEMEIER RL: Silicone thermoplastic sheeting for treatment of facial scars: an improved technique. *J Prosthodont.* 1999 Jun;8(2):138-41.
- [14] BRANTON MH, KOPP JB: TGF-beta and fibrosis. *Microbes Infect.* 1999; 1-15:1349-65.
- [15] BRITTO JA, ELLIOT D: Aggressive keloid scarring of the Caucasian wrist and palm. *Br J Plast Surg.* 2001 Jul;54(5):461-2.
- [16] BRUCK JC, BERGER A: *Handbuch der Verbrennungstherapie.* Landsberg (Ecomed) 2002.
- [17] CAIN VJ, McMAHON LR, O'DONNELL FJ: Effectiveness of a silicone adherent dressing on post-burn and other traumatic scars. *J Burn Care Rehab.* 2001;22:45.
- [18] CEDIDI CC, INGIANNI G: Compression therapy after complex soft tissue trauma, and flap coverage: optimization of scar development, swelling, function, and aesthetic result. *Eur J Med Res.* 2006 Feb 21;11(2):85-9.
- [19] CELIS MM, SUMAN OE, HUANG TT, YEN P, HERNDON DN: Effect of a supervised exercise and physiotherapy program on surgical interventions in children with thermal injury. *J Burn Care Rehabil.* 2003 Jan-Feb;24(1):57-61; discussion 56.
- [20] CHANG P, LAUBENTHAL KN, LEWIS RW 2ND, ROSENQUIST MD, LINDLEY-SMITH P, KEALEY GP: Prospective, randomized study of the efficiency of pressure garment therapy in patients with burns. *J Burn Care Rehab.* 1995 16:473-475.
- [21] CHENG JCY, EVANS JH, LEUNG KS: Pressure therapy in the treatment of post-burn hypertrophic scar – a critical look into its usefulness and fallacies by pressure monitoring. *Burns.* 1984;10:154-63.

- [22] COSTA AM, PEYROL S, PORTO LC, COMPARIN JP, FOYATIER JL, DESMOULIERE A: Mechanical forces induce scar remodeling – study in non-pressure-treated versus pressure-treated hypertrophic scars. *Am J Pathol* 1999, 155:1671-1679.
- [23] CRONIN TD: The use of a molded splint to prevent contracture after split skin grafting on the neck. *Plast Reconstr Surg* 1961;27:7-18.
- [24] DAVEY RB: Burn scar contracture release: a simplified technique utilizing contact media. *Burns*. 1996 Aug;22(5):406-8.
- [25] EBERLEIN A, SCHEPLER H, SPILKER G, ALTMAYER P, HARTMANN B: Erbium:YAG laser treatment of post-burn scars: potentials and limitations. *Burns*. 2005 Feb;31(1):15-24.
- [26] ECKERT P, HÖCHT B, WÖDRICH J: Spätergebnisse nach Kompressionsbehandlung bei tief zweit- und drittgradigen Verbrennungen. *Langenbecks Arch Chir* 364 (Kongreßbericht 1984), 241-244.
- [27] EDGAR D, BRERETON M: Rehabilitation after burn injury. *BMJ*. 2004 Aug 7;329(7461):343-5.
- [28] EVANS EB, LARSON DL, ABSTON S, WILLIS B: Prevention and correction of deformity after severe burns. *Surg Clin North Am*. 1970 Dec;50(6):1361-75.
- [29] EVANS B: Orthopaedic measures in the treatment of severe burns. *J Bone Joint Surg Br* (1996) 48A:643-669 (suppl).
- [30] FRITSCH: *Dermatologie und Venerologie*. Berlin, Heidelberg (Springer) 1998; pp 40.
- [31] FEDERAU J: *Operationsverstärker*. Braunschweig (Vieweg) 1998.
- [32] FERGUSON-PELL M, HAGISAWA S, BAIN D: Evaluation of a sensor for low interface pressure applications. *Med Eng Phys*. 2000 Nov;22(9):657-63.
- [33] FETTE: Narbenbildung und Wundkontraktion: Endphasen der Wundheilung. *ZfW*. 2005;2:66-69.

- [34] FOURNIER R, PIERARD GE: Skin tensile strength modulation by compressive garments in burn patients. A pilot study. *J Med Eng Technol.* 2000 Nov-Dec;24(6):277-80.
- [35] FRADEN J: *Handbook of modern sensors.* New York (Springer) 2004, pp 162.
- [36] FUJIMORI R, HIRAMOTO M, OFUJI S: Sponge fixation method for treatment of early scars. *Plast Reconstr Surg.* 1968;42:322.
- [37] FULTON JE: Silicone gel sheeting for the prevention and management of evolving hypertrophic and keloid scars. *Dermat Surg.* 1995;21:947-51.
- [38] GALLAGHER JM, KAPLAN S, MAGUIRE GH, LEMAN CJ, JOHNSON P, ELBAUM L: Compliance and durability in pressure garments. *J Burn Care Rehabil.* 1992;13:239-43.
- [39] GARCIA-VELASCO M, LEY R, MUTCH D, SURKES N, WILLIAMS HB: Compression treatment of hypertrophic scars in burned children. *Can J Surg* 1978, Vol. 21, No. 5, 450-452.
- [40] GARREL D: Burn scars: a new cause of vitamin D deficiency? *Lancet.* 2004 Jan 24;363(9405):259-60.
- [41] GEORGE A, HANCOCK J: Reducing pediatric burn pain with parent participation. *J Burn Care Rehabil.* 1993 Jan-Feb;14(1):104-7.
- [42] GHAHARY A, SHEN YJ, SCOTT PG, TREDGET EE: Immunolocalisation of TGF-beta 1 in human hypertrophic scar and normal dermal tissues. *Cytokine* 1995;7:184-90.
- [43] GIBBONS M, ZURKER R, BROWN M, CANDLISH S, SNIDER L, ZIMMER P: Experience with silastic gel sheeting in pediatric scarring. *J Burn Care Rehab.* 1994;15:69-73.
- [44] HARRIES CA, PEGG SP: Measuring pressure under burn garments using the oxford pressure monitor. *Burns.* 1989;15:187-9.
- [45] HASSE W: *Verbrennungen im Kindesalter.* Stuttgart, New York (Fischer) 1990.

- [46] HENDERSON P, Mc CONVILLE H, HOHLRIEGEL N, FRASER JF, KIMBLE RM: Flammable liquid burns in children. *Burns*. 2003 Jun;29(4):349-52.
- [47] HÖCHT B, KLAUE P: Nachbehandlung von Verbrennungen und Verbrühungen im Kindesalter mit Kompressionsanzügen. *Chir Praxis* 1979; 26:477-482.
- [48] KING SD, BLOMBERG PA, PEGG SP: Preventing morphological disturbances in burn-scarred children wearing compressive face garments. *Burns*. 1994 Jun;20(3):256-9.
- [49] KIRSCHER CW, SHETLAR MR, SHETLAR CL: Alteration of hypertrophic scars induced by mechanical pressure. *Arch Dermatol* (1975) 111:60-64.
- [50] KIRSCHER CW, BUNCE H, SHETLAR MR: Mast cell analysis in hypertrophic scars, hypertrophic scars treated with pressure and mature scars. *J Invest Dermatol* (1987) 70:355-57.
- [51] KLÖTI J, POCHON JP: Long-term therapy of second and third degree burns in children using Jobst-compression suits. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1979;13(1):163-6.
- [52] KLÖTI J, POCHON JP: Conservative treatment using compression suits for second and third degree burns in children. *Burns*. 1991;8:180-187.
- [53] KOWAL-VERN A, CRISWELL BK: Burn scar neoplasms: A literature review and statistical analysis. *Burns*. 2005 Jun;31(4):403-13. Epub 2005 Apr 1.
- [54] KRENZER-SCHIEDEMANTEL G: [Therapeutic care and compression therapy for burns in children]. *Kinderkrankenschwester*. 1995 Jan;14(1):2-6.
- [55] LARSON DL, ABSTON S, EVANS EB, DOBRKOVSKY M, LINARES HA: Techniques for decreasing scar formation contractures in the burned patient. *J Trauma*. 1971 Oct;11(10):807-23.
- [56] LARSON DL, ABSTON S, WILLIS B, LINARES H, DOBRKOVSKY M, EVANS EB, LEWIS SR: Contracture and scar formation in the burn patient. *Clin Plast Surg*. 1974 Oct;1(4):653-6.

- [57] LE COULTRE C, GRABER A: The use of plastic face mask and silicone gloves and boots as alternative to compression suits for treating hypertrophic scars. *Z Kinderchir.* 1985 Aug;40(4):221-3.
- [58] LIEW SH, MURISON M, DICKSON WA: Prophylactic treatment of deep dermal burn scar to prevent hypertrophic scarring using the pulsed dye laser: a preliminary study. *Ann Plast Surg.* 2002 Nov;49(5):472-5.
- [59] LIU R, KWOK YL, LI Y, LAO TT, ZHANG X, DAI XQ: Objective evaluation of skin pressure distribution of graduated elastic compression stockings. *Dermatol Surg.* 2005 Jun;31(6):615-24.
- [60] LISTA FR, THOMSON HG: The fate of sternotomy scars in children. *Plast Reconstr Surg.* 1988 Jan;81(1):35-9.
- [61] MANN R, YEONG K, MOORE ML, ENGRAV LH: A new tool to measure pressure under burn garments. *J Burn Care Rehabil.* 1997;18:160-3.
- [62] MACINTYRE L, BAIRD M, WEEDALL P: The study of pressure delivery for hypertrophic scar treatment. *Int J Clothing Science Technology* 2004;16:173-183.
- [63] MACINTYRE L, BAIRD M: Pressure garments for use in the treatment of hypertrophic scars – an evaluation of current construction techniques in NHS hospitals. *Burns.* 2005 Feb;31(1):11-4.
- [64] MELHORN JM, HORNER RL: Burns of the upper extremity in children: long-term evaluation of function following treatment. *J Pediatr Orthop.* 1987 Sep-Oct;7(5):563-7.
- [65] MEYER T, ZEITLER B, HÖCHT B: Wundmanagement von Verbrennungen und Verbrühungen im Kindesalter. *ZfW* 2003;5:175-179
- [66] MÜCKE KH, BEUSHAUSEN T: Pädiatrische Notfälle: Verbrennungen und Verbrühungen im Kindesalter. *Notfall & Rettungsmedizin* 2001;4:184-188.
- [67] NIEBUHR J, LINDNER G: *Physikalische Meßtechnik mit Sensoren.* München (Oldenbourg) 1994.

- [68] OLIVEIRA GV, CHINKES D, MITCHELL C, OLIVERAS G, HAWKINS HK, HERNDON DN: Objective assessment of burn scar vascularity, erythema, pliability, thickness and planimetry. *Dermatol Surg.* 2005 Jan;31(1):48-58.
- [69] DE OLIVEIRA GV, SANFORD AP, MURPHY KD, DE OLIVEIRA HM, WILKINS JP, WU X, HAWKINS HK, KITTEN G, CHINKES DL, BARROW RE, HERNDON DN: Growth hormone effects on hypertrophic scar formation: a randomized controlled trial of 62 burned children. *Wound Repair Regen.* 2004 Jul-Aug;12(4):404-11.
- [70] PASSARETTI D, BILLMIRE DA: Management of pediatric burns. *J Craniofac Surg.* 2003 Sep;14(5):713-8.
- [71] PATINO O, NOVICK C, MERLO A, BENAÏM F: Massage in hypertrophic scars. *J Burn Care Rehabil.* 1999 May-Jun;20(3):268-71; discussion 267.
- [72] POCHON JP, SAUR I: Behandlung von Verbrennungsverletzungen mit Schienen und Kompressionsanzügen bei Kindern und Jugendlichen. *Z Unfallmed Berufskr.* 1979;72(4):256-64.
- [73] POULENAS I, DAVERIO P: Prophylaxie et traitement des cicatrices hypertrophiques par pansement compressif (Jobst). *Rev Méd Suisse Romande.* 1982;102:1021-1023.
- [74] RENO F, GRAZIANETTI P, CANNAS M: Effects of mechanical compression on hypertrophic scars: Prostaglandin E2 release. *Burns.* 2001;27:215-218.
- [75] RENO F, GRAZIANETTI P, STELLA M, MAGLIACANI G, PEZZUTO C, CANNAS M: Release and activation of matrix metalloproteinase-9 during in vitro mechanical compression in hypertrophic scars. *Arch Dermatol.* 2002 Apr;138(4):475-8.
- [76] RENO F, SABBATINI M, LOMBARDI F, STELLA M, PEZZUTO C, MAGLIACANI G, CANNAS M: In vitro mechanical compression induces apoptosis and regulates cytokines release in hypertrophic scars. *Wound Rep Reg* 2003;11:331-336.

- [77] RENO F, SABBATINI M, STELLA M, MAGLIACANI G, CANNAS M: Effect of in vitro mechanical compression on Epilysin (matrix metalloproteinase-28) expression in hypertrophic scars. *Wound Repair Regen.* 2005 May-Jun;13(3):255-61.
- [78] ROBERTSON J, HODGSON B, DRUETT JE, DRUETT J: Pressure therapy for hypertrophic scarring: preliminary communication. *J R Soc Med.* 1980;73:348-54.
- [79] ROBSON MC, BARNETT RA, LEITCH IO, HAYWARD PG: Prevention and treatment of postburn scars and contracture. *World J Surg.* 1992 Jan-Feb;16(1):87-96.
- [80] SCOTT JR, MUANGMAN PR, TAMURA RN, ZHU KQ, LIANG Z, ANTHONY J, ENGRAV LH, GIBRAN NS: Substance P levels and neutral endopeptidase activity in acute burn wounds and hypertrophic scar. *Plast Reconstr Surg.* 2005 Apr;115(4):1095-102.
- [81] SEYHAN, HORCH, SCHULZE-MOSGAU, KOPP: Stoffwechselkinetik kultivierter humaner Fibroblasten als Indikator der pathologischen Wundheilung – Erste Ergebnisse. *ZfW.* 2005;2:54-58.
- [82] SHARP RJ: Burns. In: Ashcraft K (ed.) *Pediatric surgery.* WB Saunders Company 2000; 159-175.
- [83] SHIP AG: Hypertrophic sternal scars. *Plast Reconst Surg.* 1993 Oct;92(5):984.
- [84] STALEY MJ, RICHARD RL: Use of pressure to treat hypertrophic burn scars. *Adv Wound Care.* 1997 May-Jun;10(3):44-6.
- [85] SUCHANEK I, RIHOVA H, KALOUDOVA Y, MAGER R: Reconstructive surgeries after extensive burns in children. *Acta Chir Plast.* 2003;45(4):139-43.
- [86] THOMSON WG: Treatment of Hypertrophic scarring by compression and occlusion. *Proc R Soc Med.* 1974 Apr;67(4):256-7.
- [87] ÜBERALL MA, HEININGER U, SCHNITT-GROHE S, CHERRY JD, STEHR K: Unfallbedingte Hospitalisierungen im frühen Kindesalter. *Monatsschr Kinderheilkd* 1999;147:458-464.

- [88] ULRICH D, NOAH EM, BURCHARDT ER, ATKINS D, PALLUA N: Serum concentration of amino-terminal propeptide of type III procollagen (PIIINP) as a prognostic marker for skin fibrosis after scar correction in burned patients. *Burns*. 2002 Dec;28(8):766-71.
- [89] ULRICH D, NOAH EM, VON HEIMBURG D, PALLUA N: TIMP-1, MMP-2, MMP-9, and PIIINP as serum markers for skin fibrosis in patients following severe burn trauma. *Plast Reconstr Surg*. 2003 Apr 1;111(4):1423-31.
- [90] VANDENBUSSCHE F, KRIZEK M, JOUGLARD JP: [Sequelae of burns of the lips (author's transl)]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 1980;81(4):225-34.
- [91] VAN DEN KERCKHOVE E, STAPPAERTS K, FIEUWS S, LAPERRÉ J, MASSAGE P, FLOUR M, BOECKX W: The assessment of erythema and thickness on burn related scars during pressure garment therapy as a preventive measure for hypertrophic scarring. *Burns*. 2005 Sep;31(6):696-702.
- [92] VAN LOEY NE, VAN SON MJ: Psychopathology and psychological problems in patients with burn scars: epidemiology and management. *Am J Clin Dermatol*. 2003;4(4):245-72.
- [93] VAN STRATEN O, MAHLER D: Pressure garments in the control of hypertrophic scarring and rehabilitation of the burn patient: an occupational therapy approach. *Isr J Med Sci*. 1984 Apr;20(4):320-2.
- [94] VECCHI F, FRESCHI C, MICERA S, SABATINI AM, DARIO P, SACCHETTI R: Experimental evaluation of two commercial force sensors for applications in biomechanics and motor control. *Proc IFESS Conf, Aalborg (DK), June 17-23, 2000*.
- [95] WARD RS: Pressure therapy for the control of hypertrophic scar formation after burn injury: a history and review. *J Burn Care Rehabil*. 1991;12:257-62.
- [96] WIENERT V: Compression treatment after burns. *Curr Probl Dermatol*. 2003;31:108-13.

- [97] WIESMANN F, FRYDRYCHOWICZ A, RAUTENBERG J, ILLINGER R, ROMMEL E, HAASE A, NEUBAUER S: Analysis of right ventricular function in healthy mice and a murine model of heart failure by in vivo MRI. *Am J Physiol Heart Circ Physiol.* 2002 Sep;283(3):H1065-71.

Anhang

Technische Daten von FSR - Sensoren

Hinweis :

Die in diesem Papier gezeigten Kennlinien und Angaben dienen zur Veranschaulichung der Funktionsweise der FSR - Sensoren. Genau Technische Daten einzelner Typen sind auf Anfrage verfügbar

Substrat	Polyätherimid Polyäthersulfon Polyester	
Baugröße	8 x 8 mm ² bis 350 x 350 mm ²	Jede beliebige flache Form
Dicke	200 bis 750 µm	
Wiederholbarkeit (Sensor zu Sensor)	+ 300% bis - 60 % bei 0,3N + 90% bis - 35% bei 1 N ± 30% bei 1 ON ± 20% bei 1 OON	Typische Werte, abhängig vom mech. Aufbau. Alle Messungen bei 23°C und mit einer Sonde von 1 cm ² Fläche.
Wiederholbarkeit (eines einzigen Sensors)	+ 70% bis - 35 % bei 0,3N + 70% bis - 35% bei 1 N ± 15% bei 1ON ± 3% bei 1 OON	Typische Werte, abhängig vom mech. Aufbau Alle Messungen bei 23°C und mit einer Sonde von 1 cm ² Fläche.
Einschaltkraft	0,2 bis 1N	Typischer Wert
Nenn kraft	1 00N	Maximalwert nahe der Sättigung Aktuator: Sonde von 1 cm ² Fläche.
Widerstand	> 1 MΩ	unbelasteter Sensor
Betätigungsweg	vernachlässigbar	
Mech. Ansprechzeit	< 2 ms	mechanisch
El. Ansprechzeit	0,1 bis 10 ms	elektrisch
Hysterese	ca. 20%	bezogen auf Widerstandswert
Kapazität	10 pF bis 10 nF	Abhängig vom Aufbau
Lebensdauer	> 10 Mio. Schaltzyklen	bei 35 N
Betriebstemperatur	- 40°C c Temp < + 85°C	negativer Temp. Koeffizient
Temp. Koeffizient	- 0,8 % / K	
Feuchtigkeit	85% RF max.	Widerstandsanstieg möglich Kondensation vermeiden
Strom	max. 1 mA	pro cm ² <u>aktivierter</u> Fläche
Spannung	1 bis 5 V	
Verlustleistung	1 mW max.	

Irrtümer und technische Änderungen vorbehalten.

MC34071,2,4,A MC33071,2,4,A

Single Supply 3.0 V to 44 V Operational Amplifiers

Quality bipolar fabrication with innovative design concepts are employed for the MC33071/72/74, MC34071/72/74 series of monolithic operational amplifiers. This series of operational amplifiers offer 4.5 MHz of gain bandwidth product, 13 V/ μ s slew rate and fast settling time without the use of JFET device technology. Although this series can be operated from split supplies, it is particularly suited for single supply operation, since the common mode input voltage range includes ground potential (V_{EE}). With a Darlington input stage, this series exhibits high input resistance, low input offset voltage and high gain. The all NPN output stage, characterized by no deadband crossover distortion and large output voltage swing, provides high capacitance drive capability, excellent phase and gain margins, low open loop high frequency output impedance and symmetrical source/sink AC frequency response.

The MC33071/72/74, MC34071/72/74 series of devices are available in standard or prime performance (A Suffix) grades and are specified over the commercial, industrial/vehicular or military temperature ranges. The complete series of single, dual and quad operational amplifiers are available in plastic DIP, SOIC and TSSOP surface mount packages.

- Wide Bandwidth: 4.5 MHz
- High Slew Rate: 13 V/ μ s
- Fast Settling Time: 1.1 μ s to 0.1%
- Wide Single Supply Operation: 3.0 V to 44 V
- Wide Input Common Mode Voltage Range: Includes Ground (V_{EE})
- Low Input Offset Voltage: 3.0 mV Maximum (A Suffix)
- Large Output Voltage Swing: -14.7 V to +14 V (with ± 15 V Supplies)
- Large Capacitance Drive Capability: 0 pF to 10,000 pF
- Low Total Harmonic Distortion: 0.02%
- Excellent Phase Margin: 60°
- Excellent Gain Margin: 12 dB
- Output Short Circuit Protection
- ESD Diodes/Clamps Provide Input Protection for Dual and Quad



ON Semiconductor™

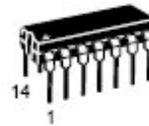
<http://onsemi.com>



PDIP-8
P SUFFIX
CASE 626



SO-8
D SUFFIX
CASE 751



PDIP-14
P SUFFIX
CASE 646



SO-14
D SUFFIX
CASE 751A



TSSOP-14
DTB SUFFIX
CASE 948G

ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 17 of this data sheet.

DEVICE MARKING INFORMATION

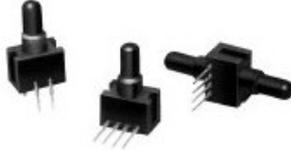
See general marking information in the device marking section on page 16 of this data sheet.

Pressure Sensors

Gage and Differential/Unamplified-Noncompensated

24PC Series

Basic Sensors



FEATURES

- Miniature package
- Variety of gage pressure port configurations - easily and quickly modified for your special needs
- Operable after exposure to frozen conditions
- Ideal for wet/wet differential applications
- Choice of termination for gage sensors
- 2 mA constant current excitation significantly reduces sensitivity shift over temperature*
- Can be used to measure vacuum or positive pressure

24PC SERIES PERFORMANCE CHARACTERISTICS at 10.0 ± 0.01 VDC Excitation, 25°C

	Min.	Typ.	Max.	Units
Excitation	---	10	12	VDC
Null Offset	-30	0	+30	mV
Null Shift, 25° to 0°, 25° to 50°C	---	±2.0	---	mV
Linearity, P2 > P1, BFSL	---	±0.25	±1.0	% Span
Span Shift, 25° to 0°, 25° to 50°C	---	±5.0*	---	% Span
Repeatability & Hysteresis	---	±0.15	---	% Span
Response Time	---	---	1.0	msec
Input Resistance	4.0 K	5.0 K	6.0 K	ohms
Output Resistance	4.0 K	5.0 K	6.0 K	ohms
Stability over One Year	---	±0.5	---	% Span
Weight	---	2	---	grams

ENVIRONMENTAL SPECIFICATIONS

Operating Temperature	-40° to +85°C (-40° to +185°F)
Storage Temperature	-55° to +100°C (-67° to +212°F)
Shock	Qualification tested to 150 g
Vibration	Qualification tested to 0 to 2 kHz, 20 g sine
Media (P1 & P2)	Limited only to those media which will not attack polyetherimide, silicon, fluorosilicone, silicone, EPDM and neoprene seals.

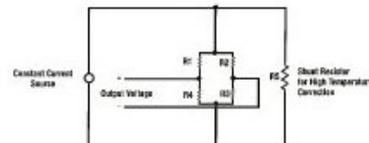
24PC SERIES ORDER GUIDE

Catalog Listing	Pressure Range psi	Span, mV			Sensitivity mV/psi Typ.	Overpressure psi Max.
		Min.	Typ.	Max.		
24PCE Type	0.5	24	35	46	70	20
24PCA Type	1.0	30	45	60	45	20
24PCB Type	5.0	85	115	145	23	20
24PCC Type	15	165	225	285	15	45
24PCD Type	30	240	330	420	11	60
24PCF Type	100	156	225	294	2.25	200
24PCG Type	250	145	212	280	0.85	500

*Non-compensated pressure sensors, excited by constant current instead of voltage, exhibit temperature compensation of Span. Application Note #1 briefly discusses current excitation.

Constant current excitation has an additional benefit of temperature measurement. When driven by a constant current source, a silicon pressure sensor's terminal voltage will rise with increased temperature. The rise in voltage not only compensates the Span, but is also an indication of die temperature.

Constant Current Excitation Schematic



Unamplified

Datenerhebungsbogen

laufende Nr.

Datum

1. Patientendaten

Initialien		Geschlecht	
Geburtsdatum		Alter	

2. Narbe

Unfalldatum		Lokalisation	
Alter der Narbe		Art des Kompressionsverbands	
Art des Traumas			

OP? nein mesh-graft

Datum:

3. Druckmessungen

	<i>Lokalisation</i>	<i>Wert (mV)</i>	<i>Druck (mmHg)</i>
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			

Sensor-Typ:
 Offset:



ventral



dorsal

Besonderheiten:

Danksagung

Mein Dank gilt allen Mitarbeitern der Julius-Maximilians-Universität Würzburg und allen Freunden, die mich mit Ratschlägen und Hilfestellungen bei der Durchführung der Arbeit tatkräftig unterstützt haben. Genannt seien im Besonderen:

Herr Prof. Dr. med. B. Höcht,

Leiter der Abteilung für Kinderchirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik, für die Überlassung des Themas und intensive Betreuung in allen theoretischen und praktischen Belangen.

Herr Dr. med. Th. Meyer,

Assistenzarzt der Chirurgischen Universitätsklinik, der durch seine tatkräftige Unterstützung und intensivste Betreuung in allen Fragen, sowie seine immer wieder aufbauende Art maßgeblich zum Gelingen der Arbeit beigetragen hat.

Frau G. Krenzer-Scheidemantel,

Krankenschwester der Abteilung für Kinderchirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik und Spezialistin für Kompressionsbekleidung, die durch ihre freundliche Hilfe bei der Einbestellung der Patienten und Weitergabe ihrer langjährigen Erfahrung in der Kompressionstherapie, grundlegenden Anteil am Erfolg der Arbeit hat.

Herr Dr. rer. nat. E. Rommel,

Physikalisches Institut der Julius-Maximilians-Universität Würzburg, dessen Idee zur Druckmessung mittels piezoresistivem Drucksensor die Grundlage für die erfolgreichen Messungen dieser Arbeit darstellt.

Frau Dr. med. Julia Lauer,

Assistenzärztin und Freundin, ohne deren freundliche Vermittlung an die Abteilung für Kinderchirurgie der Chirurgischen Universitätsklinik und ohne deren jederzeit offenes Ohr diese Arbeit nicht zustande gekommen wäre.

Herr Michael Hartlieb,

der mir bei elektrotechnischen Problemen und bei der Korrektur der Arbeit stets hilfreich zur Seite stand.

Lebenslauf

zur Person

geboren am 06.04.1978 in Bad Kissingen

ledig

deutsch

Schulbildung

1984-1988 Goethe Grundschule Würzburg

1988-1997 Wirsberg-Gymnasium Würzburg

Allgemeine Hochschulreife im Juni 1997

9/1997-9/1998 Zivildienst an der Universitäts-Augenklinik Würzburg

Hochschulausbildung

1998-2005 Studium der Humanmedizin an der Universität Würzburg

2000 Ärztliche Vorprüfung

2002 Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung

2003 Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung

2005 Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung

Approbation als Arzt im Juni 2005

seit Juni 2005 Promotion



Würzburg, im Mai 2006

Matthias Keserü