



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Fakultät Life Sciences

Schmerzreduzierung bei Deafferenzierungsschmerzen bei einer Plexus brachialis Parese durch elektromagnetische Abschirmung. Literaturreview und Entwicklung eines ersten Armstrumpfprototyps.

Bachelorarbeit im Studiengang

Medizintechnik

Vorgelegt von

Jasmin Katja Bosshard



Hamburg am

05. Juni 2024

1. Gutachterin: Prof. Dr. Meike Wilke (HAW Hamburg)
2. Gutachterin: Prof. Christine Gabriele Krüger (AMD Akademie Mode und Design Hamburg)

Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle bei allen bedanken, die mich während der Anfertigung dieser Bachelorarbeit motiviert und unterstützt haben.

Mein Dank gilt Frau Prof. Meike Wilke für die Inspiration zum gewählten Thema, die Unterstützung meiner Idee einen Prototyp herzustellen und für die Ratschläge zu verschiedensten Themen, die sie mir während der Anfertigung der Bachelorarbeit gegeben hat.

Bei Frau Prof. Christine Krüger möchte ich mich dafür bedanken, dass sie diese Bachelorarbeit als Zweitgutachterin betreut und der Austausch mit ihr immer schnell und unkompliziert war.

Zudem gilt mein Dank Sonja Bernhardt, die mir beim Thema Stricken zur Seite stand und mich bei der Bedienung der Strickmaschinen, wenn sich mal ein Faden verheddert hat oder sich eine Fallmasche bilden wollte, unterstützt hat.

Außerdem möchte ich mich auch bei Sakher Abdo für das zur Verfügung stellen der verwendeten Messgeräte und für die Einführung in die Bedienung der Messgeräte bedanken.

Sowohl Sonja Bernhardt als auch Sakher Abdo hatten immer ein offenes Ohr und gute Ratschläge für mich.

Bei der Firma Shieldex® möchte ich mich für den kostenlosen Zwirn bedanken, der für die Herstellung des Armstrumpfes verwendet wurde.

Bei Rebecca Bernhard möchte ich mich für das Korrekturlesen dieser Bachelorarbeit bedanken.

Außerdem möchte ich mich auch bei Ole Petersen bedanken, der mich während der Anfertigung der gesamten Arbeit unterstützt hat, auch wenn es mal stressige Momente gab.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	5
Tabellenverzeichnis.....	5
Abkürzungsverzeichnis	6
I. Einleitung.....	8
1. Plexus brachialis Parese und Deafferenzierungsschmerz	8
2. Zielsetzung der Arbeit	8
II. Theorieteil	9
1. Anatomie und Physiologie des Plexus brachialis	9
a. Aufbau und Funktion des Plexus brachialis	9
b. Ursachen für eine Plexus-brachialis-Parese.....	10
c. Symptome einer Plexus brachialis Parese	11
2. Deafferenzierungsschmerz	12
a. Deafferenzierungsschmerz	12
i. Schmerzverarbeitung im peripheren Nervensystem.....	12
ii. Schmerzverarbeitung im zentralen Nervensystem.....	13
b. Vergleich mit Phantomschmerz nach Amputation.....	14
c. Auswirkung auf Betroffene.....	14
3. Ansätze und deren vermutete Wirkungsmechanismen zur Schmerzreduktion bei Phantom- oder Deafferenzierungsschmerz.....	14
a. Chirurgische Ansätze	14
b. Konservative Ansätze.....	15
i. Pharmakologische Ansätze	15
ii. Spiegeltherapie	15
iii. Transkutane elektrische Nervenstimulation (TENS)	16
iv. Elektromagnetische Abschirmung.....	17
III. Praktischer Teil: Entwicklung eines Prototyps zur elektromagnetischen Abschirmung bei Deafferenzierungsschmerz.....	22
1. Anforderung	22
2. Herstellung des Prototyps	24
3. Nachweis der elektromagnetischen Abschirmfähigkeit des Prototyps	27
a. Experimentaufbau	27
b. Auswertung der Messungen.....	30
4. Fazit Prototyp	34
a. Herausforderungen	34
b. Limitationen.....	34

c. Zukunftsausblick	34
IV. Diskussion	36
V. Fazit	37
VI. Literaturverzeichnis	38
VII. Eidesstattliche Erklärung	42
VIII. Anhang.....	42

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Darstellung der Dermatome, die von den Spinalnerven innerviert werden.....	9
Abbildung 2 Systematische Darstellung der Nerven des Plexus brachialis	10
Abbildung 3 Funktionelle Darstellung einer Spiegeltherapiemasnahme	15
Abbildung 4 Darstellung des gesamten Elektromagnetischen Spektrums.....	17
Abbildung 5 Darstellung Maschenverbindungen (links) sowie der Bindungsstellen der Maschen (rechts)	22
Abbildung 6 Maschenbild Zwirn 117/17 x2 HCB	24
Abbildung 7 Maschenbild Zwirn 235/236 x2 HCB	24
Abbildung 8 Fast fertig gestrickter Armstrumpf mit Gewichten für den optimalen Abzug.....	25
Abbildung 9 Fertiggestellter Armstrumpf.....	26
Abbildung 10 Hergestellter Armstrumpf angezogen.....	26
Abbildung 11 Die Maschengröße beträgt ca. 1mm.....	26
Abbildung 12 in Grün die Position des E-Feld Sensors beim Messgerät Spectran NF 5020.....	27
Abbildung 13 Positionierung des Messgeräts mit Strumpf	28
Abbildung 14 Positionierung des Messgeräts ohne Strumpf	28
Abbildung 15 Position des Sensors für magnetische Wechselfelder.....	29

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Darstellung der Relativen Permeabilitätszahl sowie der Leitfähigkeit einiger Metalle.....	24
Tabelle 2 vorgenommene Einstellungen für die Messungen bei 7 GHz	28
Tabelle 3 vorgenommene Einstellungen für die Messungen von 0 bis 100 kHz jeweils für die Messung des E-Feldes und des H-Feldes.	29
Tabelle 4 p-Werte des Levene Tests	31
Tabelle 5 Darstellung der ermittelten Werte des Mann-Whitney U-Tests	32
Tabelle 6 Mittelwerte der Messungen von 10 kHz bis 100 kHz.....	32

Abkürzungsverzeichnis

A	Ampere
c	Ausbreitungsgeschwindigkeit
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
dB	Dezibel
DREZ	Dorsal root entry zone lesion
DRG	Dorsal root ganglion Stimulation
δ	Eindringtiefe
E	elektrisches Feld
S	Energieflussdichte
f	Frequenz
GHz	GigaHertz
kHz	kiloHertz
κ	Leitfähigkeit
H	magnetisches Feld
MHz	Megahertz
μ	mikro
ms	Millisekunde
MW	Mittelwert
NMDA	N-Methyl-D-Aspartat
Ω	Ohm
PAG	Periaquäduktales Grau
PNS	periphere Nervenstimulation
μ	Permeabilität
μ_0	Permeabilität des leeren Raumes
μ_r	relative Permeabilitätszahl
α_S	Schirmdämpfung

SCS	Spinal-Cord-Simulation
T	Tesla
TENS	Transkutane elektrische Nervensimulation
V	Volt
W	Watt
λ	Wellenlänge

I. Einleitung

1. Plexus brachialis Parese und Deafferenzierungsschmerz

Der Plexus brachialis ist ein großes Nervengeflecht welches für die Innervierung von Arm, Schulter sowie auch im vorderen Brustbereich zuständig ist. Zudem sind die Nerven auch für die sensorischen Rückmeldungen an das Gehirn verantwortlich [1]. Wenn eine Plexus brachialis Parese vorliegt, ist dieses Nervengeflecht beschädigt und somit sind die motorischen und sensorischen Fähigkeiten in den innervierten Bereichen eingeschränkt oder nicht mehr vorhanden [2]. Neben massiven Einschränkungen im Alltag durch die fehlende Innervation, kann es auch zu starken Schmerzwahrnehmungen in dem eigentlich nicht innervierten Bereich kommen. Diese Schmerzen haben sowohl physisch als auch psychisch negative Auswirkungen auf die Betroffenen und werden als Deafferenzierungsschmerzen bezeichnet. Da Deafferenzierungsschmerzen meist chronisch sind, führen sie häufig zu einer Erwerbsunfähigkeit oder zumindest zu einer Verminderung der Erwerbstätigkeit [3]. Es sind meist junge Männer von einer durch ein Trauma verursachten Plexus brachialis Parese betroffen [4]. Durch chronische Schmerzen entstehen direkte Kosten im Gesundheitswesen sowie durch eine verminderte Arbeitsfähigkeit indirekte Kosten, die durch die Allgemeinheit getragen werden müssen [5]. Daher sollte es im Interesse aller sein, chronische Schmerzen, zu denen auch der Deafferenzierungsschmerz gehört, zu verringern um somit Kosten einzusparen. Jedoch auch um die Lebensqualität der betroffenen zu erhöhen und somit Begleiterscheinungen zu verringern.

2. Zielsetzung der Arbeit

Ein Ziel dieser Arbeit ist es, die Schmerzreduktion bei Deafferenzierungsschmerz, bei einer Plexus brachialis Parese, durch elektromagnetische Abschirmung durch eine Literaturreview zu betrachten. Es soll dabei zuerst ein Überblick geschaffen werden über die Anatomie und Funktion des Plexus brachialis, um danach auf den Deafferenzierungsschmerz einzugehen. Da es isoliert zu Deafferenzierungsschmerzen nur wenig Studien gibt, wird auch ein Vergleich zwischen Phantom- und Deafferenzierungsschmerz gemacht. Es sollen verschiedenen Möglichkeiten der Schmerzreduktion bei Phantom- und Deafferenzierungsschmerz betrachtet werden, mit einem Fokus auf die elektromagnetische Abschirmung. Dafür wird eine Internetrecherche in PubMed durchgeführt, bei der nach Studien, die das Thema Schmerzreduktion und elektromagnetische Abschirmung untersuchen gesucht wird. Diese Studien sollen dann analysiert werden, um so die Wirksamkeit von elektromagnetischer Abschirmung bei Schmerzen zu analysieren. Um zudem zu verstehen, welche Eigenschaften für eine effektive Abschirmung von einem elektromagnetischen Feld bekannt sein müssen, wird das elektromagnetische Feld betrachtet und dessen Eigenschaften und die theoretischen Möglichkeiten, die es zur Abschirmung gibt, erläutert.

Ein weiteres Ziel ist zudem ein erster Prototyp eines elektromagnetisch abschirmenden Armstrumpfes herzustellen. Dabei soll auf die Auswahl des Materials, die Stelle der Abschirmung sowie das Herstellungsverfahren eingegangen werden. Nach der Herstellung des Prototyps sollen beispielhafte Messungen bei 0 bis 100 kHz und 7 GHz durchgeführt werden. Diese Messungen werden statistisch betrachtet, um zu erkennen ob durch den Armstrumpf die gewünschte elektromagnetische Abschirmung erzeugt werden konnte.

II. Theorieteil

1. Anatomie und Physiologie des Plexus brachialis

a. Aufbau und Funktion des Plexus brachialis

Um eine Vorstellung der Anatomie des Plexus brachialis zu bekommen, werden zunächst die dorsalen und ventralen Wurzeln im Rückenmark betrachtet, die jeweils paarweise in einem Rückenmarktsegment vorkommen. Durch die dorsalen Wurzeln führen die sensorischen Nervenbahnen, die von distal zum Rückenmark führen und durch die ventralen Wurzeln führen die somatomotorischen Nervenbahnen vom Rückenmark in die Peripherie. Die aus jeweils einer ventralen und einer dorsalen Wurzel entstehenden Spinalnerven enthalten sowohl efferente (motorische) als auch afferente (sensorische) Fasern. Die Spinalnerven verlassen den Wirbelkanal und verzweigen sich dann in mehrere Äste. Jeder Spinalnerv innerviert dabei einen bestimmten Bereich der Haut, der Dermatome genannt wird siehe Abbildung 1. Im Bereich des Plexus brachialis verzweigt sich der Spinalnerv in zwei Hauptäste, den dorsalen Ast und den ventralen Ast. [6, 7]

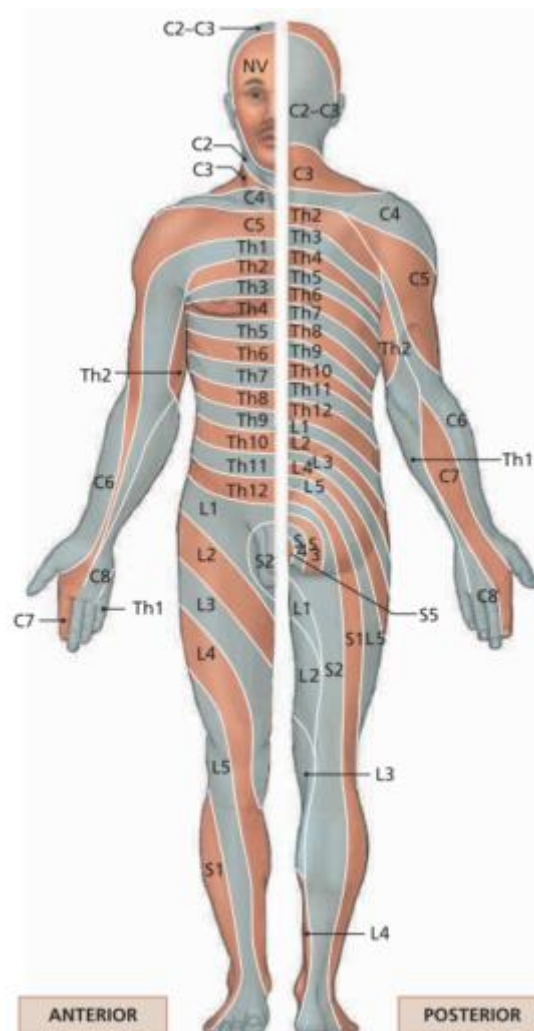


Abbildung 1 Darstellung der Dermatome, die von den Spinalnerven innerviert werden.

[7, S. 406]

Der Plexus brachialis ist ein komplexer Nervenplexus, welcher aus den ventralen Ästen der Spinalnerven von C5 bis Th1 gebildet wird. Ein Nervenplexus entsteht immer dann, wenn sich ventrale Äste der Spinalnerven verbinden und daraus neu zusammengesetzte Nerven hervorgehen. Dies passiert während der Embryonalentwicklung, wenn Skelettmuskeln zusammenwachsen. Diese ventralen Äste der Spinalnerven verbinden sich zu drei Trunci, die nach ihrer Lage Truncus superior, Truncus medius und Truncus inferior heißen und die jeweils einen posterioren und einen anterioren Anteil haben. Diese Anteile verbinden sich dann wieder zu neuen Strängen. Alle posterioren Anteile werden zum posterioren Strang. Die anterioren Anteile des Truncus superior und des Truncus medius werden zum lateralen Strang und der anteriore Anteil des Truncus inferior wird zum medialen Strang. Diese Anteile bilden dann allein oder auch in Verbindung mit einem der anderen Anteile weitere Nerven siehe Abbildung 2 [1, 6, 7].

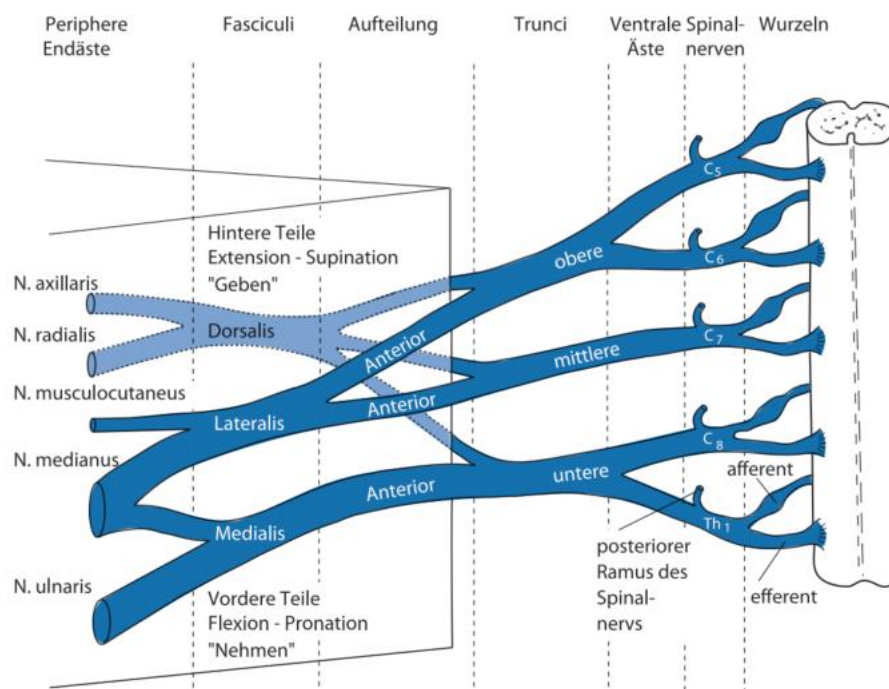


Abbildung 2 Systematische Darstellung der Nerven des Plexus brachialis

[8, S. 505]

Diese Nerven innervieren die Muskeln des Schultergürtels sowie die Arm- und Handmuskulatur. Das bedeutet, sie sind für die Flexion und Extension vom Arm und der Hand verantwortlich, ebenso für die Bewegung der Finger und des Daumens. Es wird auch die gesamte Muskulatur des Schultergürtels innerviert, die für die Innen- sowie Außenrotation des Armes und alle Bewegungen des Schultergürtels verantwortlich ist. Die Muskeln des Schultergürtels sind auch dafür verantwortlich, dass der Oberarmknochen im Schultergelenk fixiert ist. Auch die Brustmuskulatur wird von den Nerven des Plexus brachialis innerviert, diese Muskeln sind teilweise auch Atemhilfsmuskeln. Zusätzlich sind diese Nerven auch für die sensible Innervierung der Haut am gesamten Arm und der Brust zuständig. [1, 6, 7, 9]

b. Ursachen für eine Plexus-brachialis-Parese

Die Ursache für eine Plexus brachialis Parese ist immer eine Schädigung der Nerven, aus denen der Plexus brachialis besteht. Diese Schädigungen können allerdings unterschiedlich schwer ausfallen und werden mit Klassifikationsschemata beschrieben. Hier wird auf das Seddon-Klassifikationsschema eingegangen. In diesem Schema gibt es drei Schweregrade.

Die leichteste Form nach Seddon ist die Neuropraxie. Dabei handelt es sich um eine Blockierung der Nervenleitung und damit um einen Ausfall der innervierten Bereiche ohne eine Schädigung der Struktur der Anatomie. Es erfolgt eine Erholung ohne Maßnahmen innerhalb kurzer Zeit. Der zweite Grad nach Seddon ist die Axonotmesis, dabei bleibt die Nervenhülle erhalten und nur das Axon im Inneren wird verletzt. Wenn dabei eine Fibrose in der Nervenhülle entsteht, kann dies die Genesung blockieren. Ansonsten kann es auch ohne eine Operation zu einer Erholung kommen, dies allerdings erst nach Wochen bis Monaten. Der schwerste Grad ist die Neurotmesis. Dabei wird der gesamte Nerv durchtrennt. Eine Genesung ohne eine operative Maßnahme ist unwahrscheinlich und selbst mit einer operativen Maßnahme sind verbleibende Ausfälle die Regel. Zu einer bleibenden Plexus brachialis Parese führt meist nur Grad zwei oder drei nach Seddon [1, 10].

Als Ursache für die Schädigung der Nerven können verschiedene Faktoren benannt werden. Die häufigste Ursache bei Erwachsenen sind Verkehrsunfälle, insbesondere Motorradunfälle. Bei diesen oft sehr schweren Unfällen stellen die Begleitverletzungen ein Problem für die Versorgung der Plexus brachialis Läsion dar, da erst die lebensbedrohlichen Begleitverletzungen versorgt werden müssen und daher die Plexus brachialis Läsion erst zeitverzögert diagnostiziert und therapiert wird [2, 4, 11].

Allerdings kann eine Schädigung der Nerven des Plexus brachialis auch durch Operationen im Schulterbereich, bei einer Klavikulafraktur, wenn die erste Rippe durch einen transaxillären Zugang entfernt wird oder wenn ein gutartiger Tumor im Plexus brachialis unsachgemäß entfernt wurde, entstehen. Eine weitere Ursache kann auch eine Strahlentherapie der Plexusregion sein, wobei dort eine Schädigung der Nerven meist zeitverzögert und progredient auftritt. [1]

Eine Plexus brachialis Läsion, die zu einer Plexus brachialis Parese führt, kann auch während der Geburt auftreten. Allerdings erholen sich 66-95% der Plexus brachialis Läsionen spontan unter dem Einsatz von Physiotherapie. [1, 4]

c. Symptome einer Plexus brachialis Parese

Die Symptome einer Plexus brachialis Parese sind vielfältig. Einerseits kann die Lähmung unterschiedlich stark ausfallen. Dabei kann die Funktion nach Sedel [12] bewertet werden: Grad 1 manuelle Tätigkeiten konnten mit normaler Kraft ausgeführt werden; Grad 2 alltägliche Aktivitäten können ausgeführt oder unterstützt werden, aber nicht mit normaler Kraft; Grad 3 äußerst eingeschränkte Nutzung; Grad 4 praktisch nutzlos, allerdings mit etwas Bewegung der Finger oder des Ellbogens; Grad 5 keine Funktion. Diese Grade beziehen sich alle auf den betroffenen Arm. Meist wird ab Grad drei von einer Parese gesprochen. Je nachdem welche Nerven verletzt wurden, kann es auch zu Sensibilitätsstörungen oder Sensibilitätsausfällen der betroffenen Gebiete kommen, da die Nerven des Plexus brachialis auch für die sensible Innervation verantwortlich sind [2, 12].

Durch die nicht vorhandene Innervation der Muskeln kommt es zu Muskelatrophien im gesamten Arm und dem Schultergürtel. Wenn keine Maßnahmen wie zu Beispiel Physiotherapie ergriffen werden, kann es zu Kontrakturen der Finger und des Ellbogengelenks kommen. Da dies die Muskelbalance beeinflusst, kann es zudem zu einer Haltungsskoliose kommen [8].

Wenn die Plexus brachialis Parese durch einen Wurzelaustriss, also einer Durchtrennung des ventralen Asts direkt nach der Aufteilung in den ventralen und dorsalen Ast, entstanden ist, bestehen meist schon in einer frühen Phase Deafferenzierungsschmerzen. Sie stellen zudem eine große psychische Belastung dar und werden häufig zu chronischen Schmerzen [1, 3, 4, 8, 13].

2. Deafferenzierungsschmerz

a. Deafferenzierungsschmerz

Die Definition von 2020 für Schmerz nach der International Association for the Study of Pain (IASP) lautet:

«Ein unangenehmes Sinnes- oder Gefühlserlebnis, das mit einer tatsächlichen oder potenziellen Gewebeschädigung einhergeht oder einer solchen ähnelt.» [14]

Deafferenzierungsschmerz ist eine spezielle Art von Schmerz und kommt, wie im vorigen Kapitel erwähnt, häufig bei einer Plexus brachialis Parese vor. Es handelt sich bei Deafferenzierungsschmerz um Schmerzen, die, obwohl ein Nerv durchtrennt ist, auftreten. Eigentlich ist eine Weiterleitung eines Schmerzimpulses also nicht möglich. Trotzdem werden Schmerzen empfunden [15]. Zudem ist Deafferenzierungsschmerz häufig begleitet von einer Hyperalgesie. Dies bedeutet, dass die Schmerzschwelle erhöht ist und somit eine Überempfindlichkeit gegenüber Schmerzreizen besteht. Auch eine Allodynie ist meist zusammen mit Deafferenzierungsschmerz zu beobachten, dabei handelt es sich um eine Schmerzempfindung, die durch einen nicht nozizeptiven Rezeptor ausgelöst wird. Es tritt zudem häufig eine Dysästhesie auf. Dies ist eine unangenehme bis schmerzhaft empfundene, die spontan oder auch aufgrund eines eigentlich nicht unangenehmen Berührungszustand auftritt [16]. Bei Deafferenzierungsschmerz handelt es sich um einen neuropathischen Schmerz. Diese Schmerzen werden häufig als brennend und konstant mit zusätzlich einschließenden scharfen, elektrisierenden Schmerzanfällen wahrgenommen. Dabei tritt der konstante Schmerz meist in der Hand auf und die Schmerzanfälle strahlen in den Arm aus. Dabei können die Schmerzen durch Berührung, Kälte oder Druck ausgelöst oder verstärkt werden. Da es bei einer Plexus brachialis Parese häufig zu einer Durchtrennung der Nerven kommt, bildet sich im proximalen Nervenstumpf oft ein Neurom. Unter Neurom versteht man die ungeordnete Ausprossung der Axone während der Regeneration. Durch einen Wurzelausriss kann zudem eine Vernarbung im Hinterhorn entstehen. Diese Vernarbung und die anatomisch nicht korrekte synaptische Verbindung, werden mit dem Deafferenzierungsschmerz in Zusammenhang gebracht. Da Deafferenzierungsschmerzen meist länger als 3 Monate anhalten, führen sie zu biochemischen und physiologischen Veränderungen. Die Stärke des Deafferenzierungsschmerzes ist abhängig von der Anzahl der Wurzelausrisse. Je mehr Wurzelausrisse vorgefallen sind, desto stärker sind die Schmerzen. Es wird vermutet, dass die kortikale Reorganisation eine große Rolle bei der Empfindung der Schmerzen spielt. Jedoch ist bis heute die genaue Ursache von Deafferenzierungsschmerzen nicht geklärt [3, 17–19].

i. Schmerzverarbeitung im peripheren Nervensystem

Die sensorische Weiterleitung aus der Peripherie ins Hinterhorn des Rückenmarks geschieht über drei verschiedene Fasern. Dies sind die A β -, A δ - und C-Fasern. Die A β -Fasern sind myelinisiert und haben eine Nervenleitgeschwindigkeit von bis zu 100 m/s. Sie haben eine niedrige Reizschwelle und können schon durch normale Berührungen der Haut oder nicht schädigende Temperaturreize ausgelöst werden. Die A β -Fasern gehören nicht zum nozizeptiven (schmerzleitenden) System, werden aber manchmal bei der Therapie von Schmerzempfindungen mitangeregt [20]. Zum nozizeptiven System gehören die beiden anderen Nervenfasern. Die A δ -Fasern sind myelinisierte Fasern, die eine hohe Leitungsgeschwindigkeit (10-25 m/s) aufweisen. Der Schmerzreiz, der von den A δ -Fasern übertragen wird, ist gut lokalisierbar und hat eine stechende, scharfe Schmerzqualität. Die C-Fasern sind nicht myelinisiert und haben eine geringere Leitungsgeschwindigkeit (0,5-2 m/s). Der Schmerzreiz, der von C-Fasern übertragen wird, wird als anhaltend und dumpf empfunden und ist nur schlecht lokalisierbar. [16] Thermische, mechanische sowie chemische Reize können über die freie Nervenendigung eines Nozizeptors, also einer A δ - oder C-Faser, in ein Aktionspotential umgewandelt

werden. Durch den Reiz öffnen sich Natriumkanäle in der Nervenzellmembran. Diese Öffnung ermöglicht das Einströmen von positiven Natriumionen (Na^+) in die Zelle. Dadurch verändert sich die elektrische Ladung der Zelle und die Zelle wird depolarisiert. Diese Depolarisation entspricht dem Aktionspotential. Das Aktionspotential wird entlang der Nervenzellmembran bis ins Hinterhorn des Rückenmarks weitergeleitet [20].

ii. Schmerzverarbeitung im zentralen Nervensystem

Das Aktionspotential erreicht von den peripheren Nerven kommend den synaptischen Spalt zwischen dem ersten und zweiten nozizeptiven Neurom. Das Aktionspotential muss nun von der präsynaptischen Membran über den synaptischen Spalt auf die postsynaptische Membran übertragen werden. Dies geschieht, indem durch die Ankunft des Aktionspotentials der Einstrom von Kalziumionen in die Zelle ermöglicht wird. Dadurch werden Vesikel mit Neurotransmittern in Bewegung gesetzt und die Neurotransmitter werden in den synaptischen Spalt ausgeschüttet. Der wichtigste Neurotransmitter für die Übertragung des Aktionspotenzials ist Glutamat. An der postsynaptischen Membran befinden sich verschiedene Glutamatrezeptoren. An diese bindet sich das Glutamat. Dadurch öffnen sich Natriumkanäle und es wird wie im peripheren Nervensystem das Aktionspotential ausgelöst und die Hinterhornzelle aktiviert [20]. Bei einem andauernden Schmerz verändern sich auch die für die Schmerzwahrnehmung zuständigen Strukturen im Rückenmark. Bei chronischem Schmerz kann eine Hypersensibilität im spinalen Hinterhorn durch die erhöhte Erregung beobachtet werden. Dabei werden durch dauerhafte oder besonders starke Reize, wie sie auch bei einer Plexus brachialis Parese auftauchen, nicht nur die Natriumkanäle aktiviert, sondern durch das Glutamat und die Aktivierung des NMDA-Rezeptors auch die NMDA-Rezeptorkanäle geöffnet. Dadurch können Kalziumionen in die Hinterhornzelle einströmen, die wiederum dafür sorgen, dass Natriumkanäle eher geöffnet werden, beziehungsweise offengehalten werden. Die einströmenden Natriumionen sorgen dann wieder für ein Öffnen der Kalziumkanäle und es entsteht ein Teufelskreis. Dieser Teufelskreis führt dazu, dass die Hinterhornzelle dauerhaft sensibilisiert ist und das führt zu einer Verselbstständigung des Schmerzreizes. [20–22].

Schmerzwahrnehmung betrifft im Gehirn mehrere Gebiete, die sehr komplex miteinander agieren. Es wird bei der Schmerzwahrnehmung häufig von einer Schmerzmatrix gesprochen, die für die Verarbeitung von Schmerz zuständig ist. Dazu zählen der Thalamus, der primäre und sekundäre somatosensorische Kortex, der präfrontale und der anteriore cinguläre Kortex sowie die Insula. [23, 24]

Es gibt Untersuchungen darüber, dass die graue Substanz bei Patienten bei chronischen Schmerzen (die allerdings nicht ausschließlich neuropathisch sind) verkleinert ist. Eigentlich führt eine Stimulation bei Schmerz durch die verstärkte Aktivität der peripheren Neurone, zu einer Vergrößerung der grauen Substanz. Allerdings scheint das bei Personen mit chronischen Schmerzen nicht der Fall zu sein. Ob die Atrophie chronische Schmerzen auslösen oder ob die Atrophie eine Folge von chronischen Schmerzen ist oder ob beides zutrifft, kann zurzeit noch nicht beantwortet werden. Die anteriore Insel ist spezifisch bei chronisch neuropathischen Schmerzen von einer Atrophie betroffen und bei Schmerzempfindungen aktiv. Die vordere Insel ist für die emotionale Verarbeitung von Schmerz zuständig. Es kann vermutet werden, dass eigentlich neutrale taktile Stimulation von Personen mit chronisch neuropathischen Schmerzen ängstlich verarbeitet und Schmerz antizipiert wird. Das neuronale System wird somit besser darin, Schmerz zu produzieren, je länger der Schmerz andauert. Es «erlernt» den Schmerz und es entsteht ein Schmerzgedächtnis. So kann es auch zu maladaptiven Veränderungen des Gehirns kommen. Dies allerdings nur wenn der Schmerz lange genug andauert [25, 26].

b. Vergleich mit Phantomschmerz nach Amputation

Bei Deafferenzierungsschmerz wird ein Schmerz empfunden, obwohl der Nerv, der diesen Schmerzimpuls wahrnehmen könnte, durchtrennt und somit die Nervenleitung unterbrochen ist. Beim Phantomschmerz verhält es sich ähnlich, nur ist hier der Nerv nicht durchtrennt, sondern nicht mehr vorhanden, da die Gliedmaße entfernt wurde [15]. Phantomschmerz bezeichnet daher den Schmerz, der in einer nicht mehr vorhandenen Gliedmaße empfunden wird und ist in 50 bis 80% der Fälle zu beobachten. Bei Phantomschmerz handelt es sich wie bei Deafferenzierungsschmerz um chronisch neuropathischen Schmerz. Auch hier liegt eine Verletzung der peripheren Nerven dem Schmerz zugrunde. Die Schmerzempfindungen werden ebenfalls wie beim Deafferenzierungsschmerz als brennend und elektrisierend beschrieben. Und auch bei Phantomschmerz kommt es neben konstantem Schmerz auch zu Schmerzattacken. Nach einer Amputation kann es wie bei einer Verletzung des Plexus brachialis zu einer Neuombildung kommen. Zudem wird davon ausgegangen, dass wie beim Deafferenzierungsschmerz eine Reorganisation der kortikalen Anteile eine große Rolle spielt [3, 21, 27].

c. Auswirkung auf Betroffene

Deafferenzierungsschmerzen sind mit großer psychischer Belastung und einem überdurchschnittlich hohen Leidensdruck verbunden. Durch die starken Schmerzen werden die Personen in ihrem Alltag stark eingeschränkt und haben eine niedrige Lebensqualität. Sie haben zudem meist ein schlechtes Körperbild und fühlen sich in ihrer Selbstständigkeit eingeschränkt [3, 28, 29]. So kann es sein, dass eine Person mit Deafferenzierungsschmerz trotz einer teilweisen Funktion des betroffenen Arms diesen nicht benutzt, weil die Schmerzen zu stark sind, was zu einer schlechteren Bewältigung des Alltags führt. Bei Personen mit Phantomschmerz konnte eine signifikant höhere Tendenz zu Schlafstörungen festgestellt werden. Wenn eine Prothese verwendet wird, wird diese, wenn Phantomschmerzen vorhanden sind, häufiger als Fremdkörper wahrgenommen [3, 8, 30–32].

3. Ansätze und deren vermutete Wirkungsmechanismen zur Schmerzreduktion bei Phantom- oder Deafferenzierungsschmerz

a. Chirurgische Ansätze

Eine Methode, bei einer Plexus brachialis Parese die Deafferenzierungsschmerzen zu verringern, kann eine Operation sein. Eine möglichst frühe Operation stellt dabei die besten Aussichten dar, auch eine gewisse Funktionalität in den von der Parese betroffenen Bereichen wieder herzustellen [4].

Eine operative Möglichkeit zur Linderung von Deafferenzierungsschmerz ist die Koagulation der Wurzeintrittszone im Rückenmark (Dorsal root entry zone lesion (DREZ)). Die Theorie ist dabei, dass die hyperaktiven Zellen, die sich in der Wurzeintrittszone befinden, mithilfe eines elektrischen Stroms ausgeschaltet werden und so auch die Impulse, die von diesen Zellen erzeugt werden und eine vermutete Schmerzursache sind, beseitigt werden. Allerdings kann es nach der Operation zu propriozeptiven Ausfällen kommen. Deswegen wird dieses Verfahren nur noch selten angewendet [1, 19].

Bei Deafferenzierungsschmerz können eine Neurolyse, ein Nerventransfer oder eine Nervenreplantation zu einer Minderung der Schmerzen führen. Bei einem Nerventransfer werden, im Gegensatz zur Nervenreplantation, die Nerven umgeleitet. Das bedeutet, dass einzelne Faszikel von Nerven operativ mit Muskeln oder Nerven verbunden werden, die sie eigentlich nicht innervieren. Der restliche Teil des donor Nervs behält seine Funktion und innerviert weiterhin die ursprünglichen Muskeln. Ein Nerventransfer ist nur bis 18 Monaten nach der Schädigung der betroffenen Nerven sinnvoll. Bei einer Nervenreplantation werden Nerven, die sensibel nur wenig relevant sind, entnommen und an den geschädigten Stellen implantiert.

Bei Wurzelausrissen ist eine Nerventransplantation nicht möglich, da ein proximaler Stumpf fehlt [1, 30].

Bei neuropathischen Schmerzen gibt es zudem die Möglichkeit der Rückenmarkstimulation (Spinal-Cord-Stimulation (SCS)), der peripheren Nervenstimulation (PNS) oder der Stimulation der Hinterwurzelganglien (Dorsal Root Ganglion Stimulation (DRG)). Bei diesen Verfahren werden elektrische Impulse an den jeweiligen Orten abgegeben, um damit die Weiterleitung von Schmerzempfindungen zu unterbinden. Es kann dabei zu Komplikationen kommen, wenn im Bereich der Implantation eine Vernarbung vorliegt oder es kann zu einem Bruch der Elektroden oder einer Dislokation kommen [11, 30].

b. Konservative Ansätze

Unter konservativen Ansätzen versteht man alle Ansätze die nicht operativ sind.

i. Pharmakologische Ansätze

Phantom- und Deafferenzierungsschmerzen sind wie die meisten neuropathischen Schmerzen überdurchschnittlich opioidresistent. Trotzdem werden Opiode häufig in der Akkutphase verwendet. Sobald eine Opioidresistenz festgestellt wird sollte allerdings ein anderer medikamentöser Therapieansatz betrachtet werden. Als zu verwendende Medikamente werden Antidepressiva, Clonidin, Antikonvulsiva oder auch Muskelrelaxantien genannt. Auch eine Kombination verschiedenster Medikamente ist möglich. Diese Medikamente sollten möglichst früh eingesetzt werden, damit einer Veränderung der Gehirnstrukturen bzw. der Rückenmarkstrukturen entgegengewirkt werden kann [3, 11, 21].

Ein negativer Nebeneffekt bei der Behandlung der Schmerzen mit Medikamenten sind die häufig auftretenden Nebenwirkungen. Zudem beeinflussen Antidepressiva auch die Psyche der Patienten und eine Linderung der anfallsartig auftretenden, elektrisierenden Schmerzen ist meist unbefriedigend [19].

ii. Spiegeltherapie

Unter Spiegeltherapie wird verstanden, dass die nicht betroffene Gliedmaße an einem Spiegel platziert wird. Die betroffene Gliedmaße wird dann auf der anderen Seite des Spiegels platziert. Für die Person sollte nur der in Abbildung 3 grün schraffierte Bereich sichtbar sein. Der rot schraffierte Bereich sollte wenn möglich nicht betrachtet werden. Nun wird nur das Spiegelbild der nicht betroffenen Gliedmaße betrachtet und dabei verschiedene Übungen durchgeführt [33].

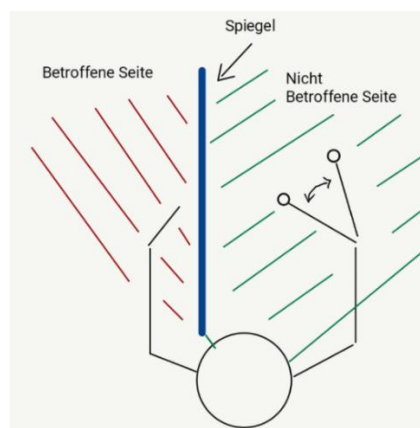


Abbildung 3 Funktionelle Darstellung einer Spiegeltherapiemasnahme

Bei vielen Personen mit Phantomschmerz, führt die Spiegeltherapie zu einer Verminderung der Schmerzen. Es wurde eine Studie mit 18 Personen mit Fuß oder Beinamputation durchgeführt, in der die Betroffenen in drei Gruppen aufgeteilt wurden. Die erste Gruppe sollte mit ihrer noch vorhandenen Gliedmaße Bewegungen durchführen und dabei die Bewegung der nicht betroffenen Gliedmaße im Spiegelbild beobachten. Die zweite Gruppe sollte ebenfalls Bewegungen, allerdings mit beiden Gliedmaßen ausführen und dazu wurde der Spiegel mit einer undurchsichtigen Folie abgedeckt. Die dritte Gruppe sollte die Augen schließen und sich vorstellen, die Bewegung mit der amputierten Gliedmaße durchzuführen. Nach vier Wochen haben alle Teilnehmenden der ersten Gruppe (welche die Spiegeltherapie durchführte) eine Verringerung der Schmerzen zurückgemeldet. In der zweiten Gruppe hat eine Person eine Verringerung der Schmerzen zurückgemeldet und 3 Patienten haben von einer Verschlechterung der Schmerzen berichtet. In der dritten Gruppe haben zwei Personen eine Verringerung der Schmerzen und vier Personen eine Verstärkung der Schmerzen zurückgemeldet. Daher kann gesagt werden, dass Spiegeltherapie den Phantomschmerz verringert [35].

Der vermutete Wirkungsmechanismus besteht darin, dass die kortikale Reorganisation durch das Durchführen von Spiegeltherapie rückgängig gemacht werden kann. Dafür muss eine Spiegeltherapie jedoch sehr regelmäßig über mehrere Wochen durchgeführt werden. Da es jedoch nicht bei jeder amputierten Person zu einer kortikalen Reorganisation kommt, führt die Spiegeltherapie auch nicht bei allen Personen mit Phantomschmerz zu einer Reduktion der Schmerzen [33].

iii. Transkutane elektrische Nervenstimulation (TENS)

Bei der TENS werden afferente Nervenfasern stimuliert. Dies geschieht über die Weiterleitung von Reizstrom über die Haut an das Nervensystem. Es können verschiedene Arten von TENS unterschieden werden, zum einen die High Frequency TENS (50 bis 150Hz) und die Low Frequency TENS (0,5 bis 10Hz). Bei der Anwendung werden zwei Klebelektroden auf den schmerzenden Bereich der Haut aufgeklebt. An einem TENS-Gerät können die Phasendauer und die Frequenz eingestellt werden. Je nach Einstellungen werden A β -, A δ - oder C-Fasern gereizt, wobei eine ausschließliche Reizung der A δ - oder C-Fasern nicht möglich ist, ohne die A β -Fasern auch zu reizen. Die Reizung hängt vom jeweiligen Aktionspotenzial der Fasern ab. Welcher Nervenfasertyp kann durch die Wahrnehmung der Patienten erkannt werden. A β -Fasern geben dem Patienten das Gefühl einer leichten Berührung, A δ -Fasern vermitteln ein prickelndes Schmerzgefühl und C-Fasern leiten einen brennenden Schmerz oder ein Hitzegefühl. Es wird bei TENS eine lokale, segmentale und zentrale Wirkung vermutet.

Bei der lokalen Wirkung wird davon ausgegangen, dass durch den angewandten Reizstrom in den A β -Fasern, der Impuls, der weiter distal im Nerv durch ein Aktionspotenzial ausgelöst wurde, blockiert wird. Da A β -Fasern bei neuropathischen Schmerzen auch Schmerzreize weiterleiten, kann es somit zu einer Blockade der Schmerzweiterleitung kommen. Dies kann auch gelingen, wenn erfolgreich C-Fasern gereizt werden.

Die segmentale Wirkung erfolgt vermutlich durch eine, durch den Reizstrom erzeugte, Vibration der A β -Fasern. Diese Vibration hat eine hemmende Wirkung auf die nozizeptorischen Neuronen im Rückenmark.

Durch die vermutete Erhöhung der Schmerzschwelle im Periaquäduktalen Grau (PAG) kann auch von einer zentralen Wirkung von TENS ausgegangen werden [36].

Der große Nachteil von TENS bei der Behandlung von Deafferenzierungs- und Phantomschmerzen liegt darin, dass es vor allem während und kurz nach der Anwendung zu einer Schmerzreduktion kommt. Da die empfundenen Schmerzen bei Deafferenzierungs- und Phantomschmerzen aber meist dauerhaft sind, ist TENS nur eine ergänzende Methode um kurzzeitig weniger Schmerzen zu erfahren [37].

iv. Elektromagnetische Abschirmung

Um elektromagnetische Abschirmung zu verstehen, wird hier zunächst darauf eingegangen, was elektromagnetische Felder sind und wie eine Abschirmung von elektromagnetischen Feldern in der Theorie erfolgt.

Elektromagnetische Felder

Zum elektromagnetischen Spektrum gehören unter anderem Gamma- und Röntgenstrahlung, ultraviolettes Licht, sichtbares Licht, Infrarot-Strahlung, Mikrowellen und Radiowellen siehe Abbildung 4.

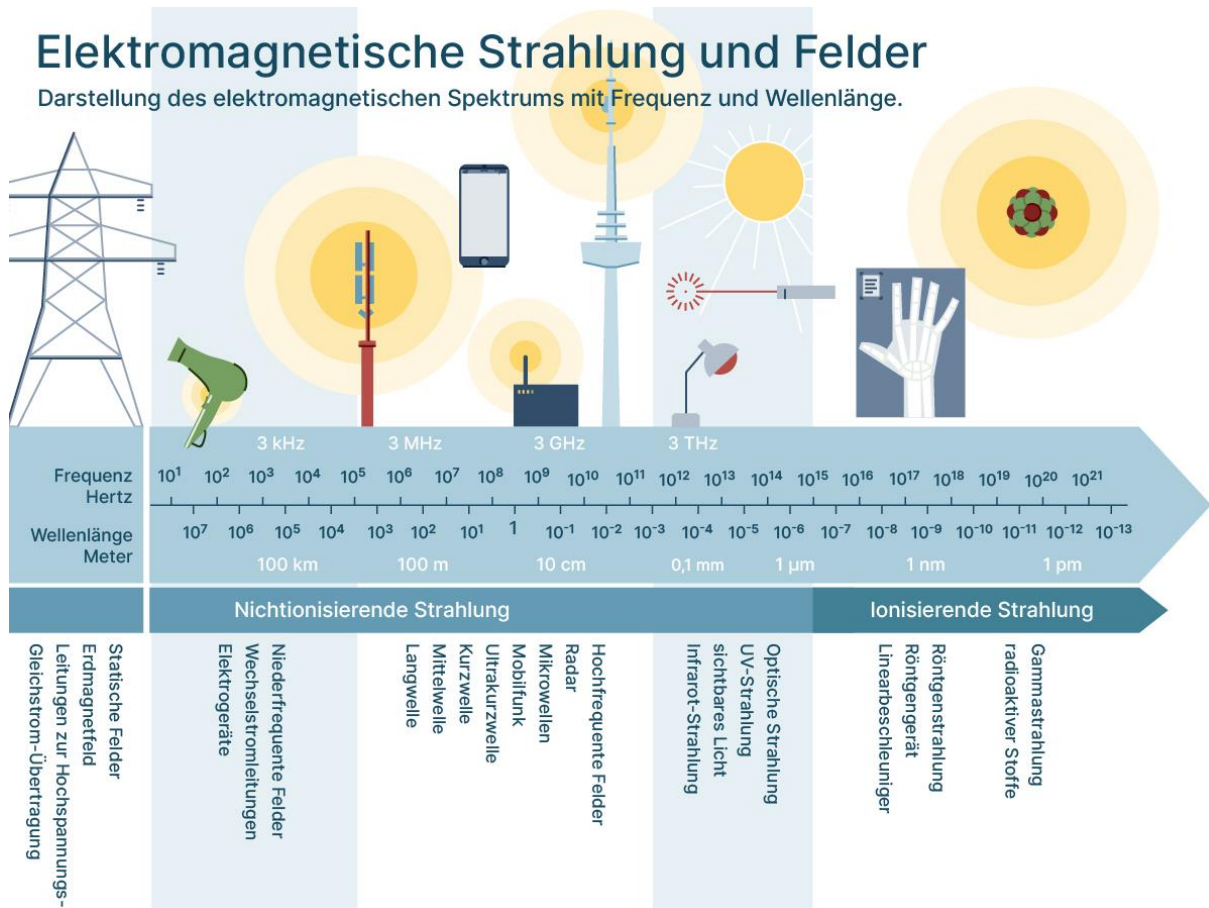


Abbildung 4 Darstellung des gesamten Elektromagnetischen Spektrums

[38].

In diesem Spektrum werden elektromagnetische Felder als der Bereich zwischen statischen magnetischen und statisch elektrischen Feldern (als untere Grenze) und Infrarot-Strahlung (als obere Grenze) bezeichnet [39]. Die Frequenz der elektromagnetischen Wellen und deren Wellenlänge verhalten sich umgekehrt proportional. Das bedeutet, je höher die Frequenz desto kürzer die Wellenlänge. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit für elektromagnetische Wellen ist die Lichtgeschwindigkeit [40]. Das Bundesamt für Strahlenschutz BfS unterscheidet niederfrequente Felder von 0 bis 100 kHz und hochfrequente Felder von 100 kHz bis 300GHz [39]. Grundsätzlich gibt es elektrische sowie magnetische Felder. Diese Felder müssen bei niedrigen Frequenzen getrennt voneinander betrachtet werden [39].

Ein elektrisches Feld entsteht überall wo eine elektrische Spannung vorhanden ist, und die elektrische Feldstärke E wird in Volt pro Meter (V/m) gemessen. Ein statisches, also zeitlich unverändertes, elektrisches Feld besteht über der Erdoberfläche, erzeugt durch Potentialdifferenzen zwischen der Ionosphäre und dem Erdboden. Dieses statische Feld wird vom Wetter beeinflusst [41].

Ein magnetisches Feld kann durch einen Dauermagneten verursacht werden. Allerdings entsteht es auch wenn elektrischer Strom fließt. Ein magnetisches Feld mit einer Frequenz größer als Null kann zudem ein elektrisches Feld erzeugen (induzieren). Die Stärke des magnetischen Feldes H wird in Ampere pro Meter (A/m) gemessen. Allerdings ist die Kraftwirkung eines Magnetfeldes auch von dem Material, das vom Magnetfeld durchdrungen wird, abhängig. Daher wird bei einem Magnetfeld oft auch die Flussdichte in Tesla (T) gemessen. Das statische Magnetfeld der Erde umgibt die gesamte Erde vom Südpol bis zum Nordpol und weist eine Flussdichte zwischen 30 und 60 μT auf [40, 41]. Elektrische und magnetische Felder stehen bei hohen Frequenzen in einem Zusammenhang, da bewegte elektrische Ladung (erzeugt von einem elektrischen Feld) ein magnetisches Wechselfeld erzeugt. Dieses erzeugt dann wiederum eine Spannung und dadurch ein elektrisches Feld (Induktionsgesetz). Daher kann bei höheren Frequenzen das magnetische Feld nicht mehr getrennt vom elektrischen Feld betrachtet werden. Es wird dann vom elektromagnetischen Feld gesprochen [41]. Die Energieflussdichte S des elektromagnetischen Feldes ist das Produkt aus der elektrischen und magnetischen Feldstärke:

$$S = E \cdot H \quad (1)$$

Die Energieflussdichte wird in der Einheit Watt pro Quadratmeter (W/m^2) gemessen [42].

Elektromagnetische Felder können sich über große Strecken mit hoher Geschwindigkeit ausbreiten und dabei Energie und Informationen übertragen [43]. Niederfrequente elektromagnetische Felder entstehen bei der Nutzung von elektrischen Geräten, bei Hochspannungsleitungen und bei Autos mit Elektroantrieb. Diese niederfrequenten Felder sind meist unerwünscht aber nicht zu verhindern [41]. Die Fähigkeit, von elektromagnetischen Feldern Informationen bei hoher Geschwindigkeit zu übertragen, wird im Alltag allerdings auch genutzt, zum Beispiel für den Rundfunk, das Fernsehen, den Mobilfunk, WLAN oder Bluetooth. Dies sind die hochfrequenten elektromagnetischen Felder [43].

Abschirmung von elektromagnetischen Feldern

Bei der Abschirmung von den elektromagnetischen Feldern muss zwischen quasistationären Feldern und der Abschirmung von sich ausbreitenden elektromagnetischen Feldern (elektromagnetische Wellen) unterschieden werden. Bei einem quasistationären elektromagnetischen Feld ist die Änderungsgeschwindigkeit der Feldstärke sehr gering. Dies bedeutet, dass sich eine Änderung der Feldstärke im gesamten Feld gleichzeitig beobachten lässt [44]. Ein solches quasistationäres Feld kann mit einem elektrodynamischen Schirm abgeschirmt werden.

Dieser Schirm beruht auf dem Prinzip des Induktionsgesetz. Dieses besagt, dass das magnetische Feld bei einer geschlossenen leitfähigen Hülle ein elektrisches Feld induziert. Dieses elektrische Feld erzeugt wiederum Wirbelströme. Und diese Wirbelströme erzeugen wiederum ein Magnetfeld (Durchflutungsgesetz). Dieses ist dem äußeren Magnetfeld entgegengerichtet und wird als Rückwirkungsfeld bezeichnet. Die beiden Magnetfelder heben sich im Idealfall gegenseitig auf und es entsteht ein magnetisch feldfreier Raum. Damit dies möglich ist, muss das Material eine möglichst hohe Leitfähigkeit besitzen. Ein elektrisch leitfähiges Objekt, welches sich im elektrischen Feld befindet, wird auch als Faraday'scher Käfig bezeichnet. In diesem Faraday'schen Käfig verschiebt das elektrische Feld die freien Elektronen. Dadurch entsteht eine Ladungstrennung und damit ein elektrisches Feld, welches dem äußeren elektrischen Feld entgegengerichtet ist. Diese beiden elektrischen Felder heben sich gegenseitig auf und so wird das Innere des Faraday'schen Käfigs feldfrei. Somit kann, mit einem geschlossenen leitfähigen Objekt, ein quasistationäres elektrisches Feld abgeschirmt werden. In der Realität sind die leitfähigen Objekte nicht komplett geschlossen. Trotzdem kann eine elektromagnetische Abschirmung auch mit einer leitenden Gitterstruktur erreicht werden. Die abschirmende Wirkung wird im Vergleich mit einer geschlossenen Hülle allerdings vermindert sein. Zudem muss beachtet werden, je höher die Frequenz des elektromagnetischen Feldes wird, desto enger muss die Gitterstruktur sein. [40]

Als zweites muss nun auch die Abschirmung eines sich ausbreitenden, elektromagnetischen Feldes betrachtet werden. In diesem treten die Änderungen der Feldstärke am Ursprungsort erst mit Verzögerung an anderen Orten auf. Es breiten sich elektromagnetische Wellen im Raum aus und diese Wellen müssen abgeschirmt werden. Auch dafür kann der elektrodynamische Schirm, der für die Abschirmung von quasistationären Feldern verwendet wird, benutzt werden. Allerdings muss bedacht werden, dass, je höher die Frequenz der Wellen ist, die elektrische Schirmung abnimmt, da es zu Ausgleichsströmen kommt, die sich auf beiden Seiten eines Schirms ausbreiten können. Im schlimmsten Fall wird der Schirm selbst zu einer Antenne, da er selbst zu elektrischen Schwingungen angeregt wird. Zudem kann die magnetische Abschirmung durch das rückwirkende Feld nicht mehr als ideal angenommen werden. Es muss daher von einer geringeren Abschirmwirkung als im quasistationären Feld ausgegangen werden [40].

Elektromagnetische Abschirmung zur Reduzierung von Phantomschmerzen

20 % der Amputierten geben an, dass Wetteränderungen den Phantomschmerz triggern. Personen, die an der oberen Extremität amputiert wurden, gaben häufiger an, dass Wetteränderungen ein Trigger für die Phantomschmerzen sind, als Personen, die an der unteren Extremität amputiert worden sind [45]. Diese Wetteränderungen können eine Veränderung des elektromagnetischen Feldes verursachen, im speziellen verändern Gewitter oder auch Sonnenstürme das elektromagnetische Feld [46]. Bei Gewittern sind im speziellen Blitzentladungen für elektromagnetische Impulse, die das elektromagnetische Feld im sehr niedrigen Frequenzbereich von 0-100kHz verändern, verantwortlich. Diese Impulse werden auch very low frequency (VLF)-Spherics genannt. Sie verbreiten sich zwischen der Erdoberfläche und der Ionosphäre ungefähr mit Lichtgeschwindigkeit. In großer Entfernung (über 1000km) vom Entstehungsort des Impulses werden vor allem noch Frequenzen im Bereich von 10 kHz gemessen [47]. Es konnte eine positive Korrelation von 5 kHz Spherics Aktivitäten und dem Empfinden von Phantomschmerz sowie von Phantombeschwerden und Gewittern in den Wohngebieten der betroffenen Personen beobachtet werden [48].

Die Nervenfasern in einem Stumpf sind beeinträchtigt, was sie empfindlicher macht gegenüber atmosphärischen Schwankungen des elektromagnetischen Feldes. Es wird vermutet, dass die Schwankungen des elektromagnetischen Feldes die Weiterleitung von Neurotransmittern beeinflusst.

Dies eröffnet die Möglichkeit, dass die Durchlässigkeit von Zellmembranen erhöht wird und Kalziumionen in größerer Menge einströmen können. Diese Kalziumionen sind an der Nozizeption beteiligt und erhöhen die Schmerzempfindlichkeit [49]

Da ein Fünftel der Amputierten angaben, dass Wetteränderungen den Phantomschmerz triggern und Wetteränderungen zu einer Änderung des elektromagnetischen Feldes führen, kann davon ausgegangen werden, dass eine elektromagnetische Abschirmung zu einer Verringerung des Phantomschmerzes führt.

Von Kern et al. [50] und Fisher et al. [49] wurde jeweils eine Studie durchgeführt, um die Schmerzreduktion beim Tragen eines Silikonliners mit Umbrellan zu untersuchen. Ein Silikonliner ist ein Silikonstrumpf, der als Verbindung vom Stumpf zur Prothese dient. Bei dem Silikonliner mit Umbrellan von der Firma medi, handelt es sich um einen Liner, bei dem durch ausgewählte Komponenten eine elektromagnetische Abschirmung von 40 Dezibel (dB) (entspricht ca. 0,01%) bei 7GHz erreicht wurde. Bei der Studie von Kern et al. wurden 30 Personen mit Beinamputation ausgewählt, die alle einen Phantomschmerz von größer oder gleich drei auf einer 0 bis 10 Schmerzskala an mindestens 10 Tagen pro Monat empfinden mussten. Zudem mussten alle ausgewählten Personen älter als 18 Jahre sein und es durften keine Stumpfprobleme bestehen. Bei der Studie von Fisher et al. wurden 20 Personen mit einer Unterschenkelamputation ausgewählt, die alle an Phantomschmerz litten der seit über einem Jahr auf keine Behandlung ansprach. Auch bei diesen Personen durften keine Stumpfprobleme bestehen und sie mussten bereit und fähig sein, das Schmerztagebuch auszufüllen. Beide Studien wurde doppelblind und über einen Zeitraum von 6 Wochen durchgeführt. In der Studie von Kern et al. mussten die teilnehmenden Personen über die gesamte Zeit auf einer Skala von 1 (gut) bis 10 (schlecht) einmal pro Tag ihr Wohlbefinden sowie ihre Schlafqualität bewerten und zudem sechsmal pro Tag ihren Phantomschmerz (1=keine Schmerzen; 10 = äußerst starke Schmerzen). In der Studie von Fisher et al. mussten die teilnehmenden Personen über die gesamte Zeit auf einer Skala von 1 bis 10 einmal pro Tag die Frage «Wie fühlst du dich heute?» beantworten (1=gut; 10 =schlecht) beantworten sowie die Frage «Wie stark hat der Schmerz deine Aktivitäten heute eingeschränkt?» auf einer Skala von 1(weniger als normalerweise) bis 3 (stärker als normalerweise) bewerten. Zudem mussten die Teilnehmenden die Tragedauer der Silikonliner pro Tag erfassen und fünfmal pro Tag ihren Phantomschmerz (1=keine Schmerzen; 10 = äußerst starke Schmerzen) bewerten.

In beiden Studien mussten alle Personen in den ersten zwei Wochen ihren Schmerz dokumentieren, ohne dass irgendwelche Maßnahmen ergriffen wurden, um Basiswerte zu erhalten. Danach wurde bei einer Hälfte der Gruppe der Umbrellan Liner von einem Orthopädietechniker angepasst. Bei der anderen Hälfte der Gruppe wurde ein Liner ohne Umbrellan (Placebo Liner) angepasst, der jedoch im Aussehen, der Dicke, dem Gewicht oder der Größe nicht vom Liner mit Umbrellan zu unterscheiden war [50]. Dabei wusste der Orthopädietechniker nicht, ob es sich dabei um den Liner mit Umbrellan oder um den Placebo Liner handelte. Nach zwei Wochen wurde der ersten Hälfte der Gruppe der Placeboliner angepasst und der zweiten Hälfte der Gruppe, die vorher den Placeboliner getragen hatten, der Umbrellan Liner angepasst. Von den 30 ursprünglich ausgewählten Personen in der Studie von Kern et al. haben 27 alle drei Phasen der Studie abgeschlossen. 22 Personen haben eine valide und vollständige Dokumentation übergeben [50]. Von den 20 ursprünglich ausgewählten Personen in der Studie von Fisher et al. haben 14 alle drei Phasen der Studie abgeschlossen.

In der Studie von Kern et al. konnte gezeigt werden, dass eine hochsignifikante Reduzierung der Dauer des Phantomschmerzes sowie eine ebenfalls hochsignifikante Reduzierung des maximalen Phantomschmerzes bei den Teilnehmenden erfolgt, den Silikonliner mit elektromagnetischer Abschirmung tragen [50]. Bei der Studie von Fisher et al. konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Basiswerten und den Werten mit Liner (egal ob mit oder ohne Abschirmung) beim Betrachten des durchschnittlichen Schmerzes und der Aktivitätseinschränkungen erkannt werden. Es konnte jedoch ein signifikanter Unterschied zwischen den Basiswerten und den Werten mit dem abschirmenden Liner beim Betrachten des maximalen Schmerzes, welcher sich verkleinert hat, und beim allgemeinen Wohlbefinden, welches sich verbessert hat, erkannt werden [49].

Eine andere Studie konnte zeigen, dass sowohl Personen mit Amputationen der unteren Extremität als auch Personen mit Amputationen der oberen Extremität, eine signifikante Verringerung der Phantomschmerzen erfahren, wenn sie Farabloc verwenden. Farabloc ist ein Gewebe aus Nylon und Edelstahlfäden, welches elektromagnetische Felder zwischen 1MHz und 10GHz abschirmt [51].

Zur Reduktion von Deafferenzierungsschmerzen durch elektromagnetische Abschirmung wurde keine Studie gefunden.

III. Praktischer Teil: Entwicklung eines Prototyps zur elektromagnetischen Abschirmung bei Deafferenzierungsschmerz

1. Anforderung

Stricken

Schon zu Beginn wurde festgelegt, dass der Prototyp gestrickt werden soll. Strickwaren bestehen aus einzelnen Maschen, die in andere Maschen eingehängt worden sind Abbildung 5. Es entstehen dabei vier Bindungsstellen. Zwei am Fuß der Masche und zwei am Kopf der Masche Abbildung 5.

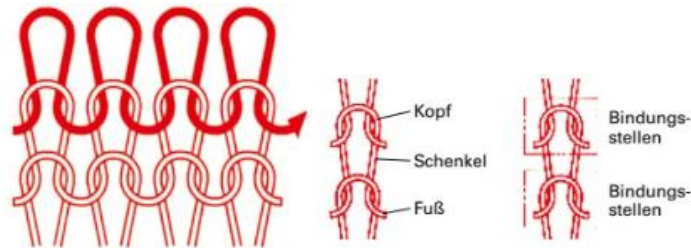


Abbildung 5 Darstellung Maschenverbindungen (links) sowie der Bindungsstellen der Maschen (rechts)

[52, S. 88 und S. 91]

Mithilfe der unteren Bindungsstellen kann bestimmt werden, ob es sich um rechte oder linke Masche handelt, wobei die jeweilige Rückseite der Maschen die andere Masche zeigt. Je nach Kombination der Maschen, werden die Grundbindungen Rechts-Links, Rechts-Rechts, Rechts-Rechts-Gekreuzt (Interlock) und Links-Links unterschieden. Rechts-Links Ware hat eine Seite auf der nur rechte Maschen zu sehen sind. Die Rückseite dieser Seite zeigt dann folglich nur linke Maschen. Bei Rechts-Rechts Ware sind in einer Reihe abwechselungsweise rechte und linke Maschen zu erkennen. Sowohl Rechts-Links Ware als auch Rechts-Rechts Ware ist querelastisch, deswegen werden diese Grundbindungen für die Fertigung des Prototyps bevorzugt [52].

Für das Herstellen des Prototyps durch Stricken wurde sich zum einen entschieden, weil die HAW-Hamburg über industrielle Handflachstrickmaschinen verfügt und der Strumpf somit aus einem Zwirn (ein Zwirn besteht aus mehreren Garnen, die ineinander gedreht wurden und besitzt im Vergleich zu Garn eine höhere Festigkeit) vor Ort hergestellt werden kann. Zum andern kann beim Herstellen von Strickware, wenn gewünscht, nur ein einzelner Zwirn verwendet werden. Da die Leitfähigkeit bei der elektromagnetischen Abschirmung eine wichtige Eigenschaft ist, ist die Verwendung von nur einem leitfähigen Zwirn ein großer Vorteil. Falls nämlich die Verbindung der Maschen an den Bindungsstellen nicht ausreicht, um eine Leitfähigkeit zu erzeugen, ist durch die Verwendung von einem Zwirn die Leitfähigkeit des gesamten Strickstücks trotzdem gewährleistet. Außerdem ist Strickware sehr dehnbar und luftdurchlässig, was zu einem angenehmen Tragegefühl führt [52, 53].

Bevor mit der Herstellung des Prototyps begonnen wurde, wurde sich die Frage gestellt, welche Anforderungen der Prototyp erfüllen sollte. Dabei wurden die Anforderungen an die Abschirmung, die optimale Stelle der Abschirmung, der Abstand der Maschen, sowie die Materialeigenschaften betrachtet.

Abschirmung

Der Silikonliner, der für die Studien von Kern et al. [50] und Fischer et al. [49] verwendet wurde, hatte bei 7 GHz eine Abschirmung von 40dB. Dies entspricht 0,01% des Ausgangswerts [50]. Daher wurde festgelegt, dass der Prototyp eine signifikante Abschirmung bei einer Frequenz von 7GHz erreichen soll.

Da von 20% der Amputierten mit Phantomschmerzen angegeben wurde, dass Wetterveränderungen den Phantomschmerz triggern [45] und diese Wetterveränderungen das elektromagnetische Feld im Bereich der VLF-Spherics, die im Bereich von 0 bis 100 kHz auftreten, verändern, wurde festgelegt, dass der Bereich von 0 bis 100 kHz ebenfalls elektromagnetisch abgeschirmt werden soll [47].

Ort der Abschirmung

Es gibt zwei Stellen, bei denen eine Abschirmung sinnvoll sein könnte. Zum einen ist dies der Ort an dem die Verletzung der Nerven stattgefunden hat, nah an der Wirbelsäule zwischen dem fünften Halswirbel und dem ersten Brustwirbel, zum anderen kann eine Abschirmung in dem Bereich sinnvoll sein, wo die Schmerzen auftreten, also bei der Hand und beim Arm. Da eine elektromagnetische Abschirmung mithilfe des Prinzips eines Faraday'schem Käfigs besser ist, je geschlossener der «Käfig» ist [40], müsste, um den Bereich an der Wirbelsäule abzuschirmen, ein ganzes Oberteil hergestellt werden. Daher wurde entschieden einen Armstrumpf herzustellen, der zirkulär geschlossen ist. Es wurde sich dabei gegen einen Armstrumpf mit Handschuh entschieden, da die Herstellung eines gut passenden Handschuhs sehr aufwändig wäre.

Maschenabstand und Maschengröße

Der Gitterabstand eines Faraday'schen Käfig sollte so gewählt werden, dass er deutlich kleiner als die Wellenlänge ist. Da die Wellenlänge kürzer wird je größer die Frequenz ist, wird die Wellenlänge nur für die höchste abzuschirmende Frequenz von 7 GHz berechnet. Die Wellenlänge λ lässt sich berechnen indem die Ausbreitungsgeschwindigkeit c der Welle (Lichtgeschwindigkeit in der Luft $2,99711 \cdot 10^8 \frac{m}{s}$ [42]) durch die Frequenz f geteilt wird.

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2)$$

Daraus ergibt sich bei einer Frequenz von 7 GHz eine Wellenlänge von 0,0428 m oder 4,28 cm. Bei einem gestrickten Faraday'schen Käfig sollten daher der Maschenabstand sowie die Maschengröße deutlich kleiner als 4,28 cm sein.

Materialeigenschaften

Für eine hohe elektromagnetische Abschirmung muss das verwendete Material möglichst leitfähig sein, denn je höher die Leitfähigkeit ist, desto größer sind auch die fließenden Schirmströme und somit auch die Dämpfung. Zudem muss auch die Permeabilität betrachtet werden. Je höher die Permeabilität desto besser können Wirbelströme ausgebildet werden, die benötigt werden um das rückwirkende Magnetfeld zu erzeugen. Daher ist eine hohe Permeabilität wünschenswert. Die Permeabilität ist das Produkt aus der Permeabilität des leeren Raumes μ_0 und der relativen Permeabilitätszahl μ_r .

$$\mu = \mu_0 \cdot \mu_r \quad (3)$$

Die Permeabilität des leeren Raumes μ_0 ist dabei konstant und beträgt $4\pi \cdot 10^{-7} \frac{Vs}{Am}$ [40].

In Tabelle 1 sind einige Materialien mit ihrer Leitfähigkeit κ sowie ihrer relativen Permeabilitätszahl μ_r aufgeführt.

Tabelle 1 Darstellung der Relativen Permeabilitätszahl sowie der Leitfähigkeit einiger Metalle.

Material	Relative Permeabilitätszahl μ_r	Leitfähigkeit κ [$\frac{m}{\Omega mm^2}$]
Kupfer	0.999994	56
Aluminium	1.00000065	36
Eisen	5000–6000	8
Silber	0.99999981	63

[54, 55]

Wie in Tabelle 1 zu sehen ist, eignen sich Kupfer oder Silber am besten zur elektromagnetischen Abschirmung, da sie eine hohe relative Permeabilitätszahl sowie eine hohe Leitfähigkeit besitzen. Da der Prototyp gestrickt werden sollte, musste es sich bei dem Material um einen Zwirn handeln. Der hergestellte Prototyp sollte direkt auf der Haut getragen werden können. Daher musste es sich um ein Material handeln, welches hautverträglich ist. Um diese Hautverträglichkeit zu gewährleisten sollte das Material den OEKO-TEX® Standard 100 für Produktklasse I (Produkte für Babys) oder Produktklasse II (Produkte mit Hautkontakt) erfüllen [56]. Da bei Kleidungsstücken, die auf der Haut getragen werden, auch Verschmutzungen auftreten können musste der Zwirn auch waschbar sein.

2. Herstellung des Prototyps

Materialauswahl

Zu Beginn wurden zwei Zwirne der Firma Shieldex® als Muster an der Maschine gestrickt, an der auch der Armstrumpf gestrickt werden sollte. Zum einen war das der Zwirn Shieldex® 117/17 x2 HCB und zum anderen der Zwirn 235/36 x2 HCB. Es konnte festgestellt werden, dass der Zwirn 235/36 x2 HCB ein viel gleichmäßigeres Maschenbild hat als der Zwirn 117/17 x2 HCB, dies ist auch in den Abbildungen Abbildung 6 und Abbildung 7 gut zu erkennen.



Abbildung 6 Maschenbild Zwirn 117/17 x2 HCB

[34]



Abbildung 7 Maschenbild Zwirn 235/36 x2 HCB

[34]

Da der Armstrumpf auch optisch ansprechend sein sollte und eine gleichmäßige Maschenstruktur das Risiko von sogenannten Fallmaschen verkleinert, wurde sich für den Shieldex® 235/36 x2 HCB Zwirn entschieden. Neben dem gleichmäßigen Maschenbild hat auch der geringe Widerstand von $80 \Omega/m \pm 30 \Omega/m$ die Wahl dieses Zwirns verstärkt. Das Grundmaterial des Zwirns ist Polyamid, welches versilbert wurde. Zusätzlich hat der Zwirn eine Nitril Beschichtung, um vor mechanischen Belastungen besser geschützt zu sein.

Der Shieldex® Zwirn 235/36 x2 HCB ist zudem nach OEKO-TEX® Standard 100 für die Produktklasse I zertifiziert und ist somit gesundheitlich unbedenklich sowie hautverträglich [57]. Der Hersteller gibt an, dass der Zwirn in Produkten verarbeitet wird, die eine gute Leitfähigkeit benötigen, wie zum Beispiel Smart Wearables und Sensoren [58].

Leider wird keine Permeabilitätszahl angegeben, allerdings muss vermutet werden, dass die relative Permeabilitätszahl deutlich geringer ist als die in Tabelle 1 angegebene, da es sich nur um ein mit Silber beschichtetes Textil handelt und nicht um reines Silber.

Einstellungen der Strickmaschine

Der Armstrumpf wurde an einer E12 Handflachstrickmaschine gestrickt. Bei einer Flachstrickmaschine sind zwei Nadelbetten gegenüber voneinander angeordnet. Die Nadeln können einzeln bewegt werden und die Nadelanzahl mit der gestrickt werden soll, und damit die Größe des hergestellten Gestricks, bestimmt werden. E12 steht dabei für die Maschinenfeinheit und gibt an wie viele Nadeln auf einem englischen Zoll (25,4 mm) kommen [52]. E12 bedeutet demnach 12 Nadeln auf 25,4 mm. Je höher die Anzahl Nadeln pro Zoll desto feiner ist die Ware, die daran gestrickt werden kann. Für das Stricken des Armstrumpfes wurden auf dem hinteren sowie vorderen Nadelbett 55 Nadeln ausgewählt um den Armstrumpf zu stricken. Um den Abzug an der Strickmaschine zu gewährleisten, wird nach der ersten gestrickten Reihe ein Maschenkamm in die Maschen eingehängt und daran ein Gewicht befestigt. In einem Teststück wurde getestet welches Gewicht an den Maschenkamm angebracht werden muss um einen guten Abzug zu gewährleisten. Zunächst waren es nur zwei Gewichte, allerdings musste, nachdem der Armstrumpf schon ein bisschen länger war, das Gewicht nochmal erhöht werden. Dieses Gewicht ist in Abbildung 8 zu erkennen.



Abbildung 8 Fast fertig gestrickter Armstrumpf mit Gewichten für den optimalen Abzug

[34]

Nachdem die Einstellungen an der Strickmaschine erfolgt waren, wurde ein ca. 37 cm langer Armstrumpf mit einem Durchmesser von ca. 8 cm gestrickt. Die 8 cm Durchmesser wurden gewählt, damit er an einem Arm mit einem Unterarmumfang von ca. 26 cm eng anlag. Der Armstrumpf ist in Abbildung 9 einmal nicht angezogen und in Abbildung 10 einmal angezogen dargestellt.



Abbildung 9 Fertiggestellter Armstrumpf

[34]



Abbildung 10 Hergestellter Armstrumpf angezogen

[34]

Die Maschengröße beträgt wie in Abbildung 11 zu erkennen ist ca. 1 mm.

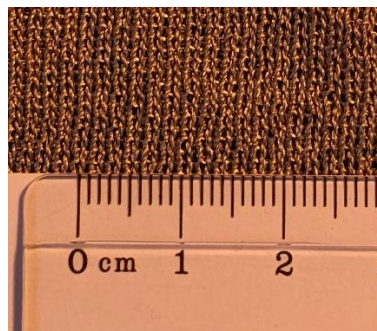


Abbildung 11 Die Maschengröße beträgt ca. 1mm

[34]

3. Nachweis der elektromagnetischen Abschirmfähigkeit des Prototyps

a. Experimentaufbau

Für die Messungen wurden zwei Geräte der Firma Aaronia sowie die Software MCS Spectrum Analyzer, ebenfalls von der Firma Aaronia, verwendet. Durch die vielen Einstellmöglichkeiten sowie die abgedeckten Frequenzbereiche, sind diese Geräte für die Messung der Energieflussdichte von elektromagnetischen Felder sehr gut geeignet.

Messung bei 7 GHz

Für die Messung der Energieflussdichte des elektromagnetischen Feldes von 7 GHz wurde das Spectran HF 6085 Messgerät der Firma Aaronia verwendet. Das Spectran HF 6085 Messgerät kann die Energieflussdichte von elektromagnetische Felder im Bereich von 10 MHz bis 8 GHz messen [59]. Da in der Bedienungsanleitung nicht ersichtlich ist wo sich der Sensor für das elektromagnetische Feld befindet, wurde davon ausgegangen, dass er sich an der gleichen Stelle befindet wie im Spectran NF 5020 Messgerät, also ungefähr auf mittlerer Höhe des Bildschirms, der Höhe des unteren Randes vom Display siehe Abbildung 12.



Abbildung 12 in Grün die Position des E-Feld Sensors beim Messgerät Spectran NF 5020

[60, S. 61]

Daher wurde der Armstrumpf für die Messungen mit Abschirmung über das Gerät gezogen, wie in Abbildung 13 zu sehen. Für die Messung ohne Strumpf wurde das Gerät in der gleichen Position belassen, nur der Armstrumpf wurde entfernt siehe Abbildung 14. Abbildung 13 und Abbildung 14 zeigen beide das NF 5020 Messgerät. Die Positionierung und die Anbringung des Strumpfes wurden bei den Messungen mit dem HF 6085 genau gleich durchgeführt.



Abbildung 13 Positionierung des Messgeräts mit Strumpf

[34]



Abbildung 14 Positionierung des Messgeräts ohne Strumpf

[34]

Es wurden jeweils 10 Messungen mit und ohne Abschirmung mit einer Dauer von 1 Minute durchgeführt. Dabei wurden am Gerät die Einstellungen wie in Tabelle 2 vorgenommen.

Tabelle 2 vorgenommene Einstellungen für die Messungen bei 7 GHz

Parameterbezeichnung Spectran HF 6085	vorgenommene Einstellungen
Sensor	None
Start	7 GHz
Stop	7 GHz
Sampels	100
Bandbreite	1 kHz
SampleTime	500 ms
Interner Attenuator	Auto
Detector	RMS
Maßeinheit	W/m ²

Es wurden 26265 Werte aufgezeichnet, 13005 Werte wurden ohne Abschirmung aufgezeichnet und 13260 Werte wurden mit Abschirmung aufgezeichnet.

Messung 0 – 100 kHz

Für die Messung der Energieflussdichte des elektromagnetischen Feldes von 0 – 100 kHz wurde ebenfalls ein Messgerät von Aaronia verwendet allerdings das Spectran NF 5020. Das Spectran NF 5020 Messgerät misst elektrische sowie magnetische Felder im Bereich von 1Hz bis 1 MHz [60].

Beim Spectran NF 5020 sind drei interne Sensoren vorhanden, die magnetische Wechselfelder, statische Magnetfelder und elektrische Felder messen. Der Sensor für die Messung magnetischer Wechselfelder befindet sich ungefähr in der Mitte des Bildschirms wie in Abbildung 15 zu erkennen ist.



Abbildung 15 Position des Sensors für magnetische Wechselfelder

[60, S. 61]

Wie auch bei den Messungen mit dem Spectran HF 6085 wurde der Armstrumpf für die Messungen mit Abschirmung über das Gerät gezogen (Abbildung 13). Für die Messung ohne Strumpf wurde das Gerät in der gleichen Position belassen, nur der Armstrumpf wurde entfernt (siehe Abbildung 14). Leider ist eine direkte Messung der Energieflussdichte von elektromagnetischen Felder mit dem Spectran NF 5020 nicht möglich. Da elektromagnetischen Felder jedoch aus elektrischen und magnetischen Felder bestehen, wurde zunächst das elektrische Feld mit und ohne Abschirmung gemessen und anschließend das magnetische Feld mit und ohne Abschirmung. Es wurden für beide Felder je zehn Messungen mit und ohne Abschirmung mit einer Dauer von 1 Minute durchgeführt. Dafür wurden die in Tabelle 3 dargestellten Einstellungen am Gerät vorgenommen.

Tabelle 3 vorgenommene Einstellungen für die Messungen von 0 bis 100 kHz jeweils für die Messung des E-Feldes und des H-Feldes.

Parameterbezeichnung Spectran NF 5020	vorgenommene Einstellungen bei Messung E-Feld	vorgenommene Einstellungen bei Messung H-Feld
Sensor	Elektrisches Feld	Magnetfeld
Start	0 Hz	0 Hz
Stop	100 kHz	100 kHz
Bandbreite	10 kHz	10 kHz
SpTime	500 ms	500 ms
Interner Attenuator	Auto	Auto
Detector	RMS	RMS
Maßeinheit	V/m	A/m

Es wurden pro Frequenz 472 Werte aufgezeichnet, je 236 mit und ohne Abschirmung.

b. Auswertung der Messungen

Die Aufbereitung aller Messwerte erfolgte in Microsoft Excel. Zudem wurde auch die statistische Auswertung der 7 GHz Messung größtenteils in Excel durchgeführt. Da in Excel Fehler in der Formeleingabe erfolgen können, wurde eine Überprüfung der Werte im Programm IBM SPSS Statistics vorgenommen. Die Auswertung der Messwerte von 0 bis 100 kHz erfolgte vollständig im IBM SPSS Statistics Programm. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

Auswertung der Messungen bei 7 GHz

Da die Varianzgleichheit eine Voraussetzung für den t -Test für unabhängige Stichproben ist, musste zu Beginn untersucht werden, ob diese vorliegt. Dafür wurde der Levene Test in SPSS durchgeführt. Der Levene Test ist signifikant, wenn keine Varianzgleichheit vorliegt [61]. Der Levene Test ergab keine Signifikanz (p -Wert $< 0,001$) und somit besteht keine Varianzgleichheit.

Es wurde daher ein Mann-Whitney U-Test durchgeführt. Dieser kann auch dann durchgeführt werden, wenn keine Varianzgleichheit vorliegt oder die Werte nicht normalverteilt sind. Der Mann-Whitney U-Test untersucht, ob es zwischen den unabhängigen Gruppen einen Unterschied gibt. Dafür werden den Werten der gesamten Gruppe Rangplätze zugeteilt. Mit diesen Rangplätzen wird der U -Wert berechnet und mit diesem U -Wert kann der z -Wert bestimmt werden. Es muss bei der Berechnung darauf geachtet werden, dass wenn gleiche Werte mehrmals vorkommen der mittlere Rangplatz gebildet werden und die Streuung der Stichprobenkennwerteverteilung angepasst werden muss [62].

Bei der Auswertung der Messungen bei einer Frequenz von 7 GHz konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe mit Abschirmung und ohne Abschirmung ($U = 9382558$, $z = -125,071$, $p < 0,001$) festgestellt werden. Da der Mann-Whitney U-Test jedoch keine Aussage dazu macht, ob die Werte mit oder ohne Abschirmung höher sind, müssen zusätzlich noch die Mittelwerte betrachtet werden. Diese sind in Diagramm 1 mit einem X dargestellt.

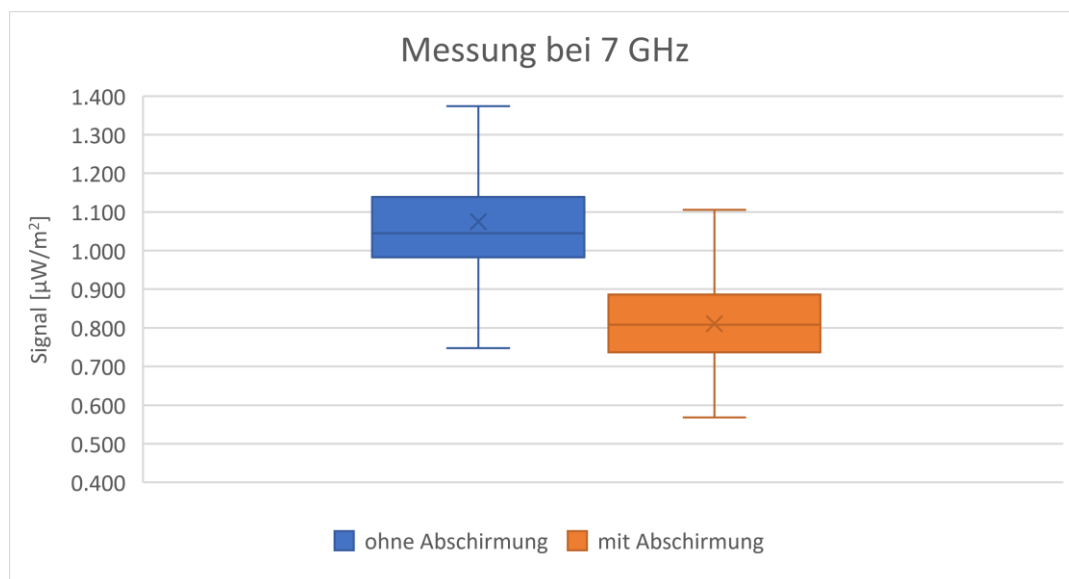


Diagramm 1 Darstellung der Mediane und oberen sowie unteren Quantile der Messwerte mit und ohne Abschirmung bei 7 GHz

Es kann erkannt werden, dass der Mittelwert der Gruppe mit Abschirmung ($MW = 0,811 \mu\text{W}/\text{m}^2$) tiefer ist als der Mittelwert ohne Abschirmung ($MW = 1,075 \mu\text{W}/\text{m}^2$). Daher kann davon ausgegangen werden, dass bei 7 GHz eine Abschirmung erfolgt.

Da die Abschirmung in der Studie von Kern in Dezibel angegeben wurde, soll die Schirmdämpfung a_s der Abschirmung hier auch mit der untenstehenden Formel (4) berechnet werden.

$$a_s[\text{db}] = 10 \log \frac{|P_0|}{|P_1|} \quad (4)$$

P_0 = Mittelwert ohne Abschirmung P_1 = Mittelwert mit Abschirmung [40]''

Es ergibt sich für a_s den Wert 1,224 dB. Dies ist eine deutlich geringere Abschirmung als 40 dB.

Auswertung der Messungen bei 0 bis 100 kHz

Zur Auswertung der Messwerte von 0 bis 100 kHz wurden die Messwerte bei 10 kHz, 20 kHz, 30 kHz, 40 kHz, 50 kHz, 60 kHz, 70 kHz, 80 kHz, 90 kHz und 100 kHz betrachtet. Bei der Betrachtung der Mittelwerte der Messwerte des magnetischen Feldes fiel auf, dass die Werte bei 0 Hz sehr hoch sind ($MW = 4,69 \cdot 10^{44} \text{ W}/\text{m}^2$ mit und ohne Abschirmung). Dieser Wert wurde gemessen, da der für die Messung verwendete Sensor nur für die Messung eines magnetischen Wechselfeldes geeignet ist. Bei einer Frequenz von 0 Hz besteht allerdings kein Wechselfeld. Daher wurde die elektromagnetische Abschirmung bei 0 Hz aus der statistischen Auswertung ausgeschlossen. Da die Energiedichte vom elektromagnetischen Feld betrachtet werden sollte, diese allerdings nicht direkt gemessen werden konnte, wurden zu Beginn die jeweiligen ermittelten Werte des elektrischen Feldes mit den Werten des magnetischen Feldes multipliziert Formel (1). Danach wurde mit der statistischen Auswertung der Daten in SPSS begonnen.

Da die Varianzgleichheit eine Voraussetzung für den t -Test ist, musste zu Beginn untersucht werden, ob diese vorliegt. Dafür wurde der Levene Test durchgeführt. Der Levene Test ist signifikant wenn keine Varianzgleichheit vorliegt [61].

In Tabelle 4 ist der jeweilige p -Wert des Levene Tests basierend auf den Mittelwerten abgebildet.

Tabelle 4 p -Werte des Levene Tests

Levene Test	
Signal	p -Wert
10 kHz	< 0,001
20 kHz	< 0,001
30 kHz	< 0,001
40 kHz	0,007
50 kHz	< 0,001
60 kHz	< 0,001
70 kHz	< 0,001
80 kHz	< 0,001
90 kHz	0,060
100 kHz	< 0,001

Es ist zu erkennen, dass nur bei der Frequenz von 90 kHz Varianzgleichheit ($p > 0,05$) vorliegt. Um die statistische Auswertung zu erleichtern, wurde sich entschieden, für alle Frequenzen einen Mann-Whitney U-Test durchzuführen. Die Vorteile des Tests sowie das Vorgehen des Tests wurde schon bei der Auswertung der Messwerte bei 7 GHz beschrieben.

Es ergaben sich die in Tabelle 5 dargestellten Werte

Tabelle 5 Darstellung der ermittelten Werte des Mann-Whitney U-Tests

Mann-Whitney U-Test			
Signal	U-Wert	z-Wert	p-Wert
10 kHz	12278	-10,508	< 0,001
20 kHz	22882	-3,352	< 0,001
30 kHz	17707	-6,844	< 0,001
40 kHz	8996	-12,732	< 0,001
50 kHz	25728	-1,431	0,152
60 kHz	5593	-15,020	< 0,001
70 kHz	24482	-2,272	0,023
80 kHz	6030	-14,725	< 0,001
90 kHz	26512	-0,902	0,367
100 kHz	6910	-14,131	< 0,001

Es ist zu erkennen, dass nur die Werte bei 50 kHz und 90 kHz keinen statistisch signifikanten Unterschied aufweisen ($p > 0,05$).

Da der Mann-Whitney U-Test jedoch keine Aussage dazu macht, ob die Werte der übrigen Frequenzen mit oder ohne Abschirmung höher sind, müssen zusätzlich noch die Mittelwerte in Tabelle 6 betrachtet werden. Zur besseren Lesbarkeit ist der größere Mittelwert in Tabelle 6 jeweils grün markiert.

Tabelle 6 Mittelwerte der Messungen von 10 kHz bis 100 kHz

Signal	Mittelwerte	
	ohne Abschirmung [$\mu\text{W}/\text{m}^2$]	mit Abschirmung [$\mu\text{W}/\text{m}^2$]
10 kHz	4816.627	5934.250
20 kHz	1454.357	1408.860
30 kHz	474.696	431.135
40 kHz	970.382	1126.097
50 kHz	226.337	223.271
60 kHz	619.176	764.737
70 kHz	123.291	119.897
80 kHz	484.001	596.232
90 kHz	83.150	81.870
100 kHz	386.442	466.882

Es fällt auf, dass nur bei 20 kHz, 30 kHz, 50 kHz, 70 kHz und 90 kHz der Mittelwert ohne Abschirmung größer ist als der Mittelwert mit Abschirmung. Jedoch wurde schon festgestellt das der Wert bei 50 kHz und 90 kHz keinen signifikanten Unterschied besitzt (siehe Tabelle 5). Dies bedeutet, nur bei den Frequenzen von 20 kHz, 30 kHz und 70 kHz findet eine signifikante Abschirmung statt. Bei allen anderen Frequenzen findet keine signifikante Abschirmung statt. Außerdem fällt auf, dass die Werte sehr unterschiedlich ausfallen und keine Tendenz, zum Beispiel kleinere Mittelwerte bei größeren Frequenzen feststellbar ist.

Es zeigt sich somit ein uneindeutiges Bild bei der Abschirmung zwischen 0 Hz und 100 kHz. Dies könnte daran liegen, dass die Eindringtiefe δ von der Frequenz abhängig ist (siehe Formel (5))

$$\delta = \sqrt{\frac{1}{\pi \cdot f \cdot \mu \cdot \kappa}} \quad (5)$$

f = Frequenz; μ = Permeabilität; κ = Leitfähigkeit

Da die Frequenz im Nenner steht, und sich weder die Permeabilität noch die Leitfähigkeit des Materials geändert haben, ist die Eindringtiefe bei den niedrigen Frequenzen höher als bei 7 GHz. Es kann vermutet werden, dass die Eindringtiefe im Bereich von 0 bis 100 kHz zu groß ist und deswegen keine durchgängige signifikante Abschirmung erzeugt werden konnte. Zum anderen könnte auch die indirekte Messung dazu beigetragen haben, dass die Werte fehlerbehaftet sind und daher kein eindeutiges Ergebnis liefern.

4. Fazit Prototyp

Es konnte gezeigt werden, dass mit dem gewählten Zwirn 235/36 x2 HCB der Firma Shieldex® ein gestrickter Armstrumpf hergestellt werden konnte, der bei 7 GHz eine signifikante Abschirmung erzielt. Allerdings ist die Schirmdämpfung mit 1,224 dB deutlich kleiner als 40 dB. Bei den Frequenzen von 0 bis 100 kHz konnte nicht durchgehend eine signifikante Abschirmung erzielt werden. Dies könnte daran liegen, dass die Eindringtiefe bei diesen tiefen Frequenzen zu groß ist. Oder dass durch die indirekte Messung eine Fehlerfortpflanzung stattgefunden hat.

Die in beiden Messungen nicht vorhandene, beziehungsweise nur geringe Abschirmung könnte auch am gewählten Material liegen. Da die Permeabilität des Zwierns nicht angegeben wurde, könnte diese sehr viel tiefer sein als bei den üblichen Tabellenwerten (siehe Tabelle 1) normalerweise angegeben ist. Dies könnte die Abschirmung negativ beeinflussen. Zudem wurde der Armstrumpf, damit er über das Messgerät passt, relativ stark gedehnt. Dies könnte dazu führen, dass sich die Maschengröße vergrößert hat oder dass in der Silberbeschichtung Risse entstanden sind, die die Leitfähigkeit verringern. Zudem könnten auch Störsignale, die bei den Messungen auftreten zum Beispiel durch in der Nähe verlaufende Kabel, einen Einfluss auf die Messung gehabt haben.

a. Herausforderungen

Leider wurde bei der Beschreibung des abschirmenden Liners, der in den Studien von Kern et al. und Fisher et al. [49, 50] verwendet wurde, nicht angegeben, welches Material zur Abschirmung verwendet wurde. Es wurde nur ein «metallisches Gewebe» [50] erwähnt. Daher war bei der Auswahl des Materials nicht bekannt, um welche elektromagnetisch abschirmenden Materialien es sich handelt und welche Materialien daher am besten für die Herstellung eines abschirmenden Armstrumpfes verwendet werden könnten. Zudem wurde auch nicht beschrieben ob mehrere Schichten des abschirmenden Materials verwendet wurden. Die Angaben zum Material und ob mehrere Schichten verwendet wurden, wären hilfreich gewesen um diese in die Auswahl des Materials und die Herstellung des Armstrumpfes zu integrieren.

b. Limitationen

Die Messungen wurden nicht in einem elektromagnetisch abgeschirmten Labor durchgeführt. Daher gibt es die Möglichkeit, dass die Messungen durch Störsignale aus der Umgebung beeinflusst worden sind. Bei einer erneuten Durchführung der Messungen sollten diese, wenn möglich, in einem elektromagnetisch abgeschirmten und somit möglichst störungsfreien Labor durchgeführt werden. Da Messungen zur Bestimmung der Abschirmung des Armstrumpfes nur zwischen 0 Hz und 100 kHz und bei einer Frequenz von 7 GHz durchgeführt wurden, kann über den großen Bereich zwischen 100 kHz und 7 GHz keine Aussage getroffen werden. Bei einer erneuten Messung wäre es daher wünschenswert, auch den Bereich zwischen 100 kHz und 7 GHz zu erfassen und die abschirmende Wirkung in diesem Bereich zu untersuchen.

c. Zukunftsausblick

Um zu untersuchen ob der gewählte Zwirn für eine elektromagnetische Abschirmung tatsächlich am besten geeignet ist, müsste in Zukunft dessen Permeabilität bestimmt werden. Zudem wäre es interessant zu untersuchen, ob eine andere Grundbindung oder eine andere Verarbeitungsmethode zu einer Veränderung der Abschirmung führt, da eine andere Methode zur Verarbeitung vielleicht die Leitungsfähigkeit beeinflussen könnte. Es wäre außerdem interessant zu untersuchen, ob das Anbringen eines Handschuhs oder zumindest die Schließung des Armstrumpfes auf einer Seite die Abschirmungswirkung vergrößern würde.

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit wurde nur ein einzelner Armstrumpf hergestellt. Falls in Zukunft der Armstrumpf für mehrere Personen hergestellt werden soll, kann es interessant sein eine Möglichkeit zu finden, den Armstrumpf industriell zu fertigen. Und da die Personen mit einer Plexus brachialis Parese häufig unter Atrophien der Muskeln oder Kontraktionen der Sehnen leiden, wäre eine schnelle möglichst digitale Erfassung der Körperabmessung, die direkt mit der Produktion des Armstumpfes kommunizieren kann, optimal.

IV. Diskussion

Der Fokus dieser Arbeit liegt auf der Untersuchung ob elektromagnetische Abschirmung zu einer Schmerzreduktion bei Plexus brachialis Paresen führen könnte. Und auf der Herstellung eines Armstrumpfes der zu diesem Zweck verwendet werden könnte. Da zu diesem spezifischen Thema keine Literatur gefunden wurde, kann auch keine endgültige Aussage getroffen werden. Jedoch konnte gezeigt werden, dass die elektromagnetische Abschirmung bei Phantomschmerzen nach Amputationen zu einer Reduzierung des maximalen Schmerzes führt [49, 50] und auch zu einer Reduzierung der Dauer des Phantomschmerzes [50] sowie einer Steigerung des Wohlbefindens [49]. Allerdings konnte nur bei der Betrachtung des maximalen Schmerzes von beiden Studien das gleiche Ergebnis gezeigt werden. Da sowohl bei Phantom- als auch bei Deafferenzierungsschmerzen die Nervenleitung durchtrennt beziehungsweise nicht mehr vorhanden ist und es sich bei beiden Schmerzen um chronisch neuropathische Schmerzen handelt, kann davon ausgegangen werden, dass eine elektromagnetische Abschirmung auch bei Deafferenzierungsschmerz zu einer Schmerzlinderung führen würde.

Es muss beachtet werden, dass die Studie von Kern et al. im Jahr 2005 durchgeführt wurde. Die Studie von Fisher et al. wurde 2013 eingereicht. Das lässt vermuten, dass sie entweder im Jahr 2013 oder früher durchgeführt wurde. Da elektromagnetische Felder von Smartphones oder Tablets oder auch von Mobilfunknetzen ausgehen [39], ist zu beachten, dass im Jahr 2016 77% der Personen die in einer Studie befragt wurden, ein Smartphone oder Tablet nutzten. Im Vergleich dazu nutzten im Jahr 2013 nur 46% der Befragten ein Smartphone oder Tablet [63]. Die Vermutung liegt nahe, dass die Belastung durch elektromagnetische Felder beim Zeitpunkt der Durchführung der Studien tiefer war als sie jetzt ist. Es kann daher sein, dass die schmerzlindernde Wirkung von elektromagnetischer Abschirmung zum jetzigen Zeitpunkt größer ist, als zum Zeitpunkt der durchgeführten Studien.

Um die schmerzlindernde Wirkung von elektromagnetischer Abschirmung durch einen Armstrumpf bei Plexus brachialis Paresen zukünftig zu untersuchen, könnte eine Studie ähnlich zu den Studien von Kern et al. [50] und Fisher et al. [49] durchgeführt werden. Es müssten dafür ausreichend Personen gefunden werden, die an einer Plexus brachialis Parese leiden und regelmäßig starke Deafferenzierungsschmerzen empfinden. Es könnte dann ein Schmerzfragebogen erstellt werden, bei der die empfundenen Schmerzen mehrmals pro Tag eingetragen werden könnten. Im Fragebogen könnten zudem auch die Schlafqualität und das allgemeine Wohlbefinden an jedem Tag erfasst werden. Diese Erfassung müsste zu Beginn über einen Zeitraum von zum Beispiel 2 Wochen stattfinden, um einen Basisschmerzwert zu bestimmen. Danach könnten wie bei Kern et al. und Fisher et al. zwei Gruppen gebildet werden, wobei die eine Gruppe einen Armstrumpf erhält, der elektromagnetische Felder abschirmt und die andere Gruppe einen Placebo Armstrumpf ohne Wirkung. Nach wiederum zwei Wochen könnten die beiden Gruppen dann den jeweils andern Armstrumpf erhalten und diesen für die gleiche Zeitdauer tragen. Dabei müsste darauf geachtet werden, dass sich die beiden Armstrümpfe weder im Aussehen noch im Gewicht oder Tragegefühl unterscheiden. Zudem ist es sinnvoll auch die Tragedauer des Armstrumpfes zu erfassen. Die Zeiträume der jeweiligen Erfassungen könnten sich wie bei Kern et al. und Fisher et al. auf jeweils zwei Wochen begrenzen. Allerdings wäre auch eine Untersuchung über einen längeren Zeitraum möglich, wobei dann die regelmäßige Erfassung der Schmerzen von den teilnehmenden Personen vielleicht nicht so zuverlässig durchgeführt wird.

V. Fazit

Durch die Literaturrecherche kann gesagt werden, dass eine elektromagnetische Abschirmung bei Phantomschmerzen zu einer Schmerzlinderung führt und deswegen davon ausgegangen werden kann, dass eine elektromagnetische Abschirmung wahrscheinlich auch bei Deafferenzierungsschmerz einer Plexus brachialis Parese sinnvoll wäre.

Jedoch müssten für eine zuverlässige Aussage Studien durchgeführt werden, die den Zusammenhang von Schmerzlinderung durch elektromagnetische Abschirmung und Deafferenzierungsschmerzen spezifisch untersuchen.

Bei der Messung der elektromagnetischen Abschirmung des hergestellten Armstrumpfes mit dem 235/36 x2 HCB Zwirn der Firma Shieldex®, konnte durch einen Mann-Whitney U-Test bei der Frequenz von 7 GHz ein signifikanter Unterschied der Werte mit und ohne Abschirmung gezeigt werden

($U = 982556$, $z = -125,071$, $p < 0,001$). Allerdings ist die Abschirmung mit 1,224 dB trotzdem deutlich geringer als 40 dB. Bei den Messungen im Frequenzbereich zwischen 0 und 100 kHz konnte kein eindeutiges Ergebnis bezüglich der elektromagnetischen Abschirmung erreicht werden.

VI. Literaturverzeichnis

1. Antoniadis G, Harhaus-Wähner L, Assmus H, editors. Chirurgie peripherer Nerven kompakt. Berlin, Heidelberg: Springer; 2021.
2. Akita S, Wada E, Kawai H. Combined injuries of the brachial plexus and spinal cord. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88:637–41. doi:10.1302/0301-620X.88B5.17175.
3. zur Nieden K, Neuhaus K, Günther M, Gratijs M, Stuttmann R. Anästhesiologische Aspekte bei der Behandlung von Verletzungen der oberen Extremität. *Trauma und Berufskrankheit.* 2000;2:333–40. doi:10.1007/s100399900197.
4. Spies M. Schädigung des Plexus brachialis. In: Vogt PM, editor. *Praxis der plastischen Chirurgie: Plastisch-rekonstruktive Operationen, plastisch-ästhetische Operationen, Handchirurgie, Verbrennungschirurgie.* Berlin: Springer; 2011. p. 341–352. doi:10.1007/978-3-540-37573-9_40.
5. Schmidt CO, Fahland RA, Kohlmann T. Epidemiologie und gesundheitsökonomische Aspekte des chronischen Schmerzes. In: Kröner-Herwig B, Frettlöh J, Klinger R, Nilges P, editors. *Schmerzpsychotherapie: Grundlagen - Diagnostik - Krankheitsbilder - Behandlung.* 7th ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2011. p. 15–27. doi:10.1007/978-3-642-12783-0_2.
6. Menche N, editor. *Biologie, Anatomie, Physiologie: Kompaktes Lehrbuch für die Pflegeberufe.* 5th ed. München, Jena: Urban und Fischer; 2003.
7. *Anatomie.* 6th ed. München: Pearson Deutschland; Pearson Studium; 2012.
8. Breier S, Diday-Nolle AP, Eigenheer AR, Saur I, Waldner-Nilsson B. *Handrehabilitation.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2013.
9. Schwenzer T, Bahm J, editors. *Schulterdystokie und Plexusparese.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2016.
10. Grünert J. Verletzungen der peripheren Nerven und des Plexus brachialis. In: Grifka J, Kuster M, editors. *Orthopädie und Unfallchirurgie.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2011. p. 395–398. doi:10.1007/978-3-642-13111-0_21.
11. Park HR, Lee GS, Kim IS, Chang J-C. Brachial Plexus Injury in Adults. *Nerve.* 2017;3:1–11. doi:10.21129/nerve.2017.3.1.1.
12. Sedel L. The results of surgical repair of brachial plexus injuries. *J Bone Joint Surg Br.* 1982;64:54–66. doi:10.1302/0301-620X.64B1.7068721.
13. Brand C, Antoniadis G. Läsionen des Plexus brachialis. In: Antoniadis G, Harhaus L, Assmus H, editors. *Chirurgie peripherer Nerven kompakt.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2021. p. 283–309. doi:10.1007/978-3-662-62504-0_16.
14. International Association for the Study of Pain (IASP). Terminology | International Association for the Study of Pain. 20.07.2023. <https://www.iasp-pain.org/resources/terminology/>. Accessed 27 May 2024.
15. Meuser T. Anatomie, Physiologie und Pathophysiologie des Schmerzes und Schmerzarten. In: Thomm M, editor. *Schmerzmanagement in der Pflege.* 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; Imprint: Springer; 2016. p. 1–10. doi:10.1007/978-3-662-45414-5_1.
16. Benrath J, Hatzenbühler M, Fresenius M, Heck M, editors. *Repetitorium Schmerztherapie: Zur Vorbereitung Auf Die Prüfung Spezielle Schmerztherapie.* 5th ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin / Heidelberg; 2021.
17. Htut M, Misra P, Anand P, Birch R, Carlstedt T. Pain phenomena and sensory recovery following brachial plexus avulsion injury and surgical repairs. *J Hand Surg Br.* 2006;31:596–605. doi:10.1016/j.jhsb.2006.04.027.
18. Finnerup NB, Norrbrink C, Fuglsang-Frederiksen A, Terkelsen AJ, Hojlund AP, Jensen TS. Pain, referred sensations, and involuntary muscle movements in brachial plexus injury. *Acta Neurol Scand.* 2010;121:320–7. doi:10.1111/j.1600-0404.2009.01248.x.

19. Carvalho GA, Nikkhah G, Samii M. Schmerzbehandlung nach posttraumatischen Armplexusläsionen. [Treatment of pain following traumatic lesions of the brachial plexus]. *Orthopäde*. 1997;26:621–5. doi:10.1007/PL00003420.
20. Thomm M, editor. *Schmerzmanagement in der Pflege*. 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; Imprint: Springer; 2016.
21. Flor H. Phantom-limb pain: characteristics, causes, and treatment. *The Lancet Neurology*. 2002;1:182–9. doi:10.1016/S1474-4422(02)00074-1.
22. Kuner R. Das plastische Rückenmark: funktionelle und strukturelle Plastizität bei der Chronifizierung von Schmerzen. *e-Neuroforum*. 2017;23:179–85. doi:10.1515/nf-2017-0016.
23. Friebel U, Eickhoff SB, Lotze M. Coordinate-based meta-analysis of experimentally induced and chronic persistent neuropathic pain. *NeuroImage*. 2011;58:1070–80. doi:10.1016/j.neuroimage.2011.07.022.
24. Tracey I. Nociceptive processing in the human brain. *Current Opinion in Neurobiology*. 2005;15:478–87. doi:10.1016/j.conb.2005.06.010.
25. Lotze M. Maladaptive Plastizität bei chronischen und neuropathischen Schmerzen. [Maladaptive plasticity in chronic and neuropathic pain]. *Schmerz*. 2016;30:127–33. doi:10.1007/s00482-015-0080-7.
26. Schaible H-G, Radbruch L. Den neurobiologischen Grundlagen des chronischen Schmerzes auf der Spur. [Tracing the neurobiological causes of chronic pain]. *Schmerz*. 2016;30:125–6. doi:10.1007/s00482-016-0108-7.
27. Aaron A, Hanyu-Deutmeyer, Marco Cascella, Matthew Varacallo. Phantom Limb Pain. In: Hanyu-Deutmeyer AA, Cascella M, Varacallo M, editors. *StatPearls* [Internet]: StatPearls Publishing; 2023.
28. Estrella EP, Castillo-Carandang NT, Cordero CP, Juban NR. Quality of life of patients with traumatic brachial plexus injuries. *Injury*. 2021;52:855–61. doi:10.1016/j.injury.2020.11.074.
29. Hruby LA, Pittermann A, Sturma A, Aszmann OC. The Vienna psychosocial assessment procedure for bionic reconstruction in patients with global brachial plexus injuries. *PLoS One*. 2018;13:e0189592. doi:10.1371/journal.pone.0189592.
30. Lovaglio AC, Socolovsky M, Di Masi G, Bonilla G. Treatment of neuropathic pain after peripheral nerve and brachial plexus traumatic injury. *Neurol India*. 2019;67:S32-S37. doi:10.4103/0028-3886.250699.
31. Polat CS, Konak HE, Altas EU, Akıncı MG, S Onat S. Factors related to phantom limb pain and its effect on quality of life. *Somatosens Mot Res*. 2021;38:322–6. doi:10.1080/08990220.2021.1973405.
32. Kern U, Busch V, Rockland M, Kohl M, Birklein F. Prävalenz und Risikofaktoren von Phantomschmerzen und Phantomwahrnehmungen in Deutschland. Eine bundesweite Befragung. [Prevalence and risk factors of phantom limb pain and phantom limb sensations in Germany. A nationwide field survey]. *Schmerz*. 2009;23:479–88. doi:10.1007/s00482-009-0786-5.
33. Hamzei F, editor. *Spiegeltherapie in Physiotherapie und Ergotherapie*. [Erscheinungsort nicht ermittelbar], Wiesbaden: Springer Berlin Heidelberg; divibib GmbH; 2021.
34. Eigene Abbildung.
35. Chan BL, Witt R, Charrow AP, Magee A, Howard R, Pasquina PF, et al. Mirror therapy for phantom limb pain. *N Engl J Med*. 2007;357:2206–7. doi:10.1056/NEJMc071927.
36. van Kerkhof P. *Evidenzbasierte Elektrotherapie: Theorie und Praxis*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin / Heidelberg; 2022.
37. Johnson MI, Paley CA, Jones G, Mulvey MR, Wittkopf PG. Efficacy and safety of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for acute and chronic pain in adults: a systematic review and

- meta-analysis of 381 studies (the meta-TENS study). *BMJ Open*. 2022;12:e051073. doi:10.1136/bmjopen-2021-051073.
38. Bundesamt für Strahlenschutz. Was sind elektromagnetische Felder? 28.05.2024. https://www.bfs.de/DE/themen/emf/einfuehrung/einfuehrung_node.html;jsessionid=7E1DEE888C2A7949A1340C3320BA1E5C.2_cid365. Accessed 28 May 2024.
 39. Bundesamt für Strahlenschutz. Was sind elektromagnetische Felder? 28.05.2024. https://www.bfs.de/DE/themen/emf/einfuehrung/einfuehrung_node.html. Accessed 28 May 2024.
 40. Wolfspurger HA. *Elektromagnetische Schirmung: Theorie und Praxisbeispiele*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2008.
 41. Landesanstalt für Umweltschutz Baden-Württemberg. *Elektromagnetische Felder im Alltag*; 2002.
 42. Kuchling H, Kuchling T. *Taschenbuch der Physik*. 22nd ed. München: Hanser, Carl; 2022.
 43. Bundesamt für Strahlenschutz. Was sind hochfrequente elektromagnetische Felder? 29.05.2024. https://www.bfs.de/DE/themen/emf/hff/einfuehrung/einfuehrung.html;jsessionid=2394692211A4831C1AFA380C7622280B.2_cid365. Accessed 29 May 2024.
 44. BfS. Abschlussbericht: Exposition und Wirkungen der elektromagnetischen Felder neuartiger Technologien im Zwischenfrequenzbereich – systematischer Review.
 45. Giummarra MJ, Georgiou-Karistianis N, Nicholls MER, Gibson SJ, Chou M, Bradshaw JL. The menacing phantom: what pulls the trigger? *Eur J Pain*. 2011;15:691.e1-8. doi:10.1016/j.ejpain.2011.01.005.
 46. Del Seppia C, Ghione S, Luschi P, Ossenkopp K-P, Choleris E, Kavaliers M. Pain perception and electromagnetic fields. *Neurosci Biobehav Rev*. 2007;31:619–42. doi:10.1016/j.neubiorev.2007.01.003.
 47. A Schienle, R Stark, And D Vaitl. Biological effects of very low frequency (VLF) atmospherics in humans: A review. *Journal of Scientific Exploration*. 1998;12:455–68.
 48. J Pelz, Swantes H.J. Statistische Untersuchungen über das Auftreten von Stumpf- und Phantomschmerzen, sowie ihre mögliche Abhängigkeit von luftelektrischen Erscheinungen. In: *Kleinheubacher Berichte*. p. 367.
 49. Fisher K, Oliver S, Sedki I, Hanspal R. The effect of electromagnetic shielding on phantom limb pain: A placebo-controlled double-blind crossover trial. *Prosthet Orthot Int*. 2016;40:350–6. doi:10.1177/0309364614568409.
 50. Kern U, Altkemper B, Kohl M. Management of phantom pain with a textile, electromagnetically-acting stump liner: a randomized, double-blind, crossover study. *Journal of Pain and Symptom Management*. 2006;32:352–60. doi:10.1016/j.jpainsymman.2006.04.006.
 51. Clement D.B., Taunton Jack. Alleviation of pain with the use of Farabloc, an electromagnetic shield: A review. *BC Medical Journal*. 2001;43:573–7.
 52. Eberle H, Gonser E, Hornberger M, Kupke R, Schneider K. *Fachwissen Bekleidung*. 12th ed. Haan-Gruiten: Verlag Europa-Lehrmittel Lehrmittel Norney, Vollmer GmbH & Co. KG; 2022.
 53. Kalweit A. *Handbuch für technisches Produktdesign: Material und Fertigung ; Entscheidungsgrundlagen für Designer und Ingenieure*. 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer; 2012.
 54. Appendix B: Material Properties. In: Edwards T, Steer M, editors. *Foundations for Microstrip Circuit Design*, 4th Edition: John Wiley & Sons; 2016. p. 635–642. doi:10.1002/9781118936160.app2.
 55. Weißgerber W. *Elektrotechnik für Ingenieure: Ein Lehr- und Arbeitsbuch für das Grundstudium*. 10th ed. Wiesbaden: Springer Vieweg; 2015.

56. OEKE-TEX® Service GmbH, OEKE-TEX® international Association for Research and Testing in the Field of Textile and Leather Ecology. OEKE-TEX® Standard 100. 02.2024. https://www.oeko-tex.com/importedmedia/downloadfiles/OEKO-TEX_STANDARD_100_Standard_EN_DE.pdf. Accessed 31 May 2024.
57. Shieldex® Produktions und Vertriebs GmbH. Datasheet-Shieldex®-235-36-x2-HCB-V6.
58. Shieldex® – Metallized Technical Textiles. Shieldex® 235/36 x2 HCB. 05.05.2023. <https://www.Shieldex.de/products/Shieldex-235-36-x2-hcb/>. Accessed 1 Jun 2024.
59. Aaronia AG. Benutzerhandbuch Spectran V4. https://cdn-reichert.de/documents/datenblatt/D100/AAR_HF6060_V4_BDA.pdf. Accessed 1 Jun 2024.
60. Aaronia AG. Handbuch Sectran NF. https://downloads.aaronia.com/manuals/SPECTRAN-NF_DE.pdf. Accessed 1 Jun 2024.
61. Rasch B, Friese M, Hofmann W, Naumann E. Quantitative Methoden 1: Einführung in die Statistik für Psychologie, Sozial- & Erziehungswissenschaften. 5th ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2021.
62. Rasch B, Friese M, Hofmann W, Naumann E. Quantitative Methoden 2: Einführung in die Statistik für Psychologie, Sozial- & Erziehungswissenschaften. 5th ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2021.
63. Heinemann G. Studie über Smartphone-Nutzung und -Lokalbezug. In: Heinemann G, editor. Die Neuausrichtung des App- und Smartphone-Shopping: Springer Nature; 2018. p. 193–233. doi:10.1007/978-3-658-19135-1_5.

VII. Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit mit dem Thema ... ohne fremde Hilfe selbständig verfasst und nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe.

Wörtlich oder dem Sinn nach aus anderen Werken entnommene Stellen sind unter Angabe der Quelle kenntlich gemacht.

05. Juni 2024

Jasmin Katja Bosshard

VIII. Anhang

Angabe zur Eigenleistung

Sonja Bernhard hat eine Einweisung in die verwendete Strickmaschine gegeben sowie eines der beiden Teststücke zur Auswahl des Zwirns hergestellt um dabei die Funktion der Strickmaschine zu erklären. Sakher Abdo hat eine Einweisung zur Verwendung der verwendeten Messgeräte gegeben. Die Literaturrecherche, die Messungen sowie die Auswertung der Messungen wurden selbstständig und ohne Hilfe durchgeführt.

Messwerte und SPSS Daten

Die Messwerte sowie die SPSS-Tabellen und SPSS-Ausgaben liegen in elektronischer Form vor und sind auf dem mitabgegebenen USB-Stick enthalten.

Dateiname	Inhalt
Messdatenauswertung 7 GHz.xlsx	Messwerte sowie Auswertung der 7GHz Messung
Messwerte 7 GHz SPSS.sav	Messwerte der 7 GHz Messung in SPSS
Messdatenüberprüfung 7 GHz SPSS.spv	Ausgabe der Werte der durchgeführten statistischen Tests in SPSS 7GHz
Messwerte 0 bis 100 kHz.xlsx	Messwerte der 0 bis 100 kHz Messung
Messwerte 0 bis 100 kHz SPSS.sav	Messwerte der 0 bis 100 kHz Messung in SPSS
Messdatenauswertung 10 bis 100 kHz SPSS.spv	Ausgabe der Werte der durchgeführten statistischen Tests in SPSS 10 bis 100 kHz